

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ
УКРАЇНСЬКИЙ НАУКОВО-ДОСЛІДНИЙ ІНСТИТУТ ПРОТЕЗУВАННЯ,
ПРОТЕЗОБУДУВАННЯ ТА ВІДНОВЛЕННЯ ПРАЦЕЗДАТНОСТІ

А.Д. Салєєва, О.Г. Аврунін, П.О. Баєв, С.В. Корнєєв, Я.В. Носова,
І.В. Кабаненко, М.В. Зайцев, Т.О. Трофименко, І.Л. Тимофєєв

КОНСТРУЮВАННЯ
ТА ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ
ПРОТЕЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК

Навчальний посібник

Харків-2023

УДК 621. 396. 931

*Рекомендовано до друку рішенням Вченої ради
Харківського національного університету радіоелектроніки
(протокол № 1/6 від 31.01.2023)*

Салєєва А.Д., Аврунїн О.Г., Баєв П.О. та ін.

Конструювання та технології виготовлення протезів нижніх кінцівок:
навч. посіб. / А.Д. Салєєва, О.Г. Аврунїн, П.О. Баєв, С.В. Корнєєв,
Я.В. Носова, І.В. Кабаненко, М.В. Зайцев, Т.О. Трофименко, І.Л. Тимофєєв. –
Харків: ХНУРЕ, 2023. – 481 с.

ISBN 978-966-659-367-5

У навчальному посібнику викладено загальні медичні та біомеханічні аспекти протезування нижніх кінцівок, подано матеріали про конструкції протезів нижніх кінцівок на різні рівні ампутацій, комплектувальні вироби для протезів різної функційності. У посібнику також наведено основні технології виготовлення протезів після ампутації на рівні стопи, гомілки й стегна, вичленення в тазостегновому суглобі, а також у разі вродженого недорозвинення нижніх кінцівок.

Рекомендується студентам денної та заочної форм навчання, що здобувають вищу освіту за спеціальністю «Біомедична інженерія» (освітня програма «Ортопедичні технології та інженерія»).

ISBN 978-966-659-367-5

DOI: 10.30837/978-966-659-367-5

- © А.Д. Салєєва, О.Г. Аврунїн, П.О. Баєв,
С.В. Корнєєв, Я.В. Носова,
І.В. Кабаненко, М.В. Зайцев,
Т.О. Трофименко, І.Л. Тимофєєв, 2023
- © Харківський національний університет
радіоелектроніки, 2023

ЗМІСТ

Вступ	6
1 Медичні аспекти протезування нижніх кінцівок	14
1.1 Класифікація кукс стопи. Медичне призначення, показання та протипоказання до застосування протезів	17
1.2 Класифікація кукс гомілки. Медичне призначення, показання та протипоказання до застосування протезів	21
1.3 Класифікація кукс стегна. Медичне призначення, показання та протипоказання до застосування протезів	22
1.4 Контрольні завдання	27
2 Основні аспекти конструювання протезів нижніх кінцівок	33
2.1 Загальні передумови раціонального протезування нижніх кінцівок	33
2.2 Біомеханіка й механічні силові навантаження, що діють на протез і куксу	44
2.3 Основні біомеханічні вимоги до протезів стопи	52
2.4 Передумови раціонального конструювання гільз протезів гомілки	54
2.4.1 Анатомія кісткової та м'якої тканини кукси гомілки	54
2.4.2 Ділянки кукси, толерантні до тиску	56
2.5 Передумови раціонального конструювання гільз протезів стегна	60
2.5.1 Загальні положення	60
2.5.2 Принципи побудови поперечно-овальної гільзи	61
2.5.3 Принципи побудови поздовжньо-овальної гільзи	65
2.5.4 Рекомендації до призначення форми гільзи	68
2.6 Контрольні завдання	71
3 Конструкції гільз протезів нижніх кінцівок	72
3.1 Конструкції гільз протезів стопи	74
3.2 Характеристики кукс після вичленення в гомілковостопному суглобі та конструкції гільз до протезів цього призначення	83
3.3 Конструкції гільз протезів гомілки	83
3.4 Характеристики кукс після вичленення в колінному суглобі та конструкції гільз до протезів цього призначення	94
3.5 Конструкції гільз протезів стегна	96
3.6 Гільзи протезів після ампутацій у ділянці тазостегнового суглоба	106
3.7 Механізми кріплення приймальної гільзи	109

3.8 Вкладиші до протезів нижніх кінцівок.....	110
3.9 Контрольні завдання.....	118
4 Статичне й динамічне регулювання протезів нижніх кінцівок	119
4.1 Принципи складання та регулювання протезів гомілки за допомогою протезоміра.....	119
4.2 Принципи статичного аналізу й регулювання протезів гомілки	125
4.3 Вказівки щодо динамічного регулювання протезів гомілки.....	127
4.4 Принципи складання та регулювання протезів стегна за допомогою протезоміра	141
4.5 Принципи статичного аналізу й регулювання протезів стегна.....	146
4.6 Вказівки щодо динамічного регулювання протезів стегна	149
4.7 Контрольні завдання.....	158
5 Комплектувальні вироби для виготовлення протезів нижніх кінцівок, їх функційні особливості	159
5.1 Штучні стопи.....	159
5.2 Гомілковостопні вузли	168
5.3 Юстувальні пристрої	169
5.4 Колінні вузли.....	176
5.5 Тазостегнові вузли	191
5.6 Елементи протезів.....	191
5.7 Контрольні завдання.....	193
6 Технології виготовлення протезів нижніх кінцівок.....	194
6.1 Технології виготовлення протеза стопи	194
6.2 Технології виготовлення протеза гомілки	228
6.3 Основні технологічні підходи до виготовлення протезів унаслідок вичленення в гомілковостопному та колінному суглобах	274
6.3.1 Основні технологічні підходи до виготовлення протезів після вичленення в гомілковостопному суглобі	274
6.3.2 Протез після вичленення в колінному суглобі	276
6.4 Технології виготовлення протеза стегна	279
6.4.1 Технології виготовлення протеза стегна з поперечно-овальною приймальною гільзою	279
6.4.2 Технології виготовлення протеза стегна з поздовжньо-овальною приймальною гільзою	315
6.5 Технологія виготовлення протеза після вичленення стегна	352

6.6 Технологія виготовлення протеза в разі вродженого недорозвитку нижньої кінцівки за типом протеза гомілки.....	384
6.7 Технологія виготовлення протеза в разі вродженого недорозвитку нижньої кінцівки за типом протеза стегна	318
6.8 Контрольні завдання.....	454
7 Протези стегна підвищеної функційності з використанням колінного механізму з електронним керуванням.....	455
7.1 Основні характеристики та переваги протезів стегна підвищеної функційності з використанням колінного механізму з електронним керуванням.....	455
7.2 Конструктивні особливості колінного вузла з електронним керуванням	459
7.3 Принципи функціонування протеза стегна з колінним вузлом з електронним керуванням	461
7.4 Контрольні завдання.....	463
8 Протези нижніх кінцівок для занять адаптивним спортом	464
8.1 Загальні підходи до технічного забезпечення спортсменів з ампутаційними дефектами нижніх кінцівок спеціальними виробами	464
8.2 Технологія виготовлення протезів гомілки для бігу й силових видів спорту	471
8.3 Технологія виготовлення протезів стегна для бігу й силових видів спорту	472
8.4 Контрольні завдання.....	473
Перелік літературних джерел	474

ВСТУП

Повернення інвалідів до нормального життя й роботи посідає друге місце за важливістю після рятування життя

Дж. Даффі Хенкок, лікар, 1929

Проблема осіб з інвалідністю виникла одночасно із самим людством, і упродовж усієї історії кращі фахівці намагалися полегшити життя своїх побратимів, які мали фізичні недоліки від народження або з тієї або іншої причини мали каліцтво. Тривалий час вважалося, що наука протезування зробила перші кроки в античну епоху, але сучасні дослідження показують, що це не так. Напевно, особи з інвалідністю використовували примітивні допоміжні засоби ще на початку цивілізації. Нехай подібні археологічні знахідки досі не виявлені, однак точно відомо, що навіть у племенах неандертальців піклувалися про тих, хто за станом здоров'я був обмежений. Найбільш яскравий тому приклад – поховання, знайдене 1957 р. в печері Шанидар-1 на території Ірану. У ній покоїлася неандертальська людина, яка жила близько 50 тис. років тому й досягла як мінімум 45-річного віку попри те, що ще в молодості втратила праву руку вище від ліктя, також була сліпою на одне око й майже повністю глухою внаслідок травми голови.

Найдавніші з відомих на сьогодні протезів були виготовлені в Єгипті, до того ж якість цих виробів свідчить про те, що технологія пройшла тривалу й серйозну еволюцію. Так, 2001 р. під час розкопок у Саккарі був знайдений дерев'яний протез руки, виготовлений для заможного єгиптянина приблизно 4700 років тому. Інший подібний приклад – протез пальця правої ноги, що датується VIII–IX ст. до н. е. Він був зроблений настільки майстерно, що мав анатомічну форму й був цілком функційним, забезпечуючи власникові правильний розподіл навантаження під час ходьби.

Унаслідок розкопок 1858 р. в італійському місті Капуя було знайдено першу штучну ногу, виготовлену приблизно в 300 рр. до н. е. Вона зроблена з бронзи й заліза, мала дерев'яне осердя й використовувалась як протез нижче від коліна. Існує точна копія цього протеза, яку можна побачити в Музеї науки в Лондоні.



*Протез пальця ноги
(VIII–IX ст. до н. е.)*



*Залізний протез ноги
(≈ 300 рр. до н. е.)*

В історії Давньої Греції також збереглися відомості про успішне протезування. 424 р. до н. е. давньогрецький історик Геродот писав про перського провидця, який був засуджений до смерті, але ампутував собі ногу й зробив дерев'яний протез, щоб пройти майже 50 км до сусіднього міста й у такий спосіб зникнути від переслідування.

Та все ж у ті ранні епохи дійсно хороші й зручні протези були великою рідкістю та дозволити собі їх могли лише дуже заможні люди. А представники простого народу, що мали інвалідність, задовольнялися найпростішими дерев'яними конструкціями, що кріпилися на ремнях і навряд чи сильно відрізнялися від найдавніших штучних кінцівок.

Перше серйозне зрушення сталося, коли французький армійський цирульник Амбруаз Паре (1510–1592 рр.), який, на думку багатьох учених, є батьком сучасної хірургії ампутації та ортопедичних конструкцій, 1529 р. увів сучасні процедури ампутації в медичному співтоваристві, а 1536 р. зробив навісні протези для верхніх і нижніх кінцівок. Він також модифікував штучну ногу нижче від коліна, додавши до неї регульовані ремені безпеки, керування блокуванням коліна. Конструкції протеза вище від коліна вже мали імітацію суглоба й могли згинатися, однак їх все одно треба було потім жорстко фіксувати в кожному окремому положенні.

Робота Паре продемонструвала перше розуміння того, як має функціювати протез. Його колега – Лоррен, французький слюсар, зробив один з найважливіших внесків у цій сфері, використовуючи у виготовленні протеза шкіру, папір і клей, замість важкого заліза.

1696 р. датський хірург Пітер Вердайн розробив перший протез ноги, що задовольнив потреби багатьох ампутантів нижче від коліна. Це був протез

гомілки на петлях без додаткової фіксації, що пізніше стане основою для сучасного протезування / ортезування, а його дизайн залишався популярним до 1960-х рр. з деякими незначними змінами.



Залізна кисть та рукавичка Паре



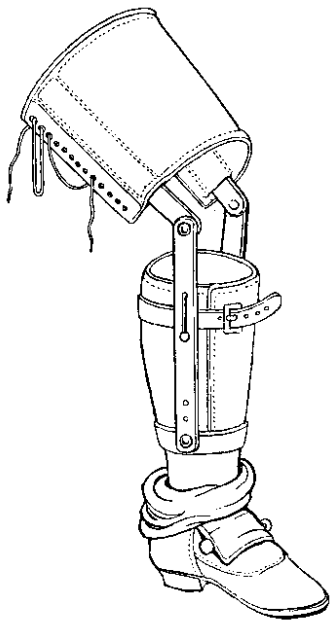
Протез стегна Паре

- *перший металевий колінний вузол*
- *дерев'яний колінний вузол без замка з мотузкою*

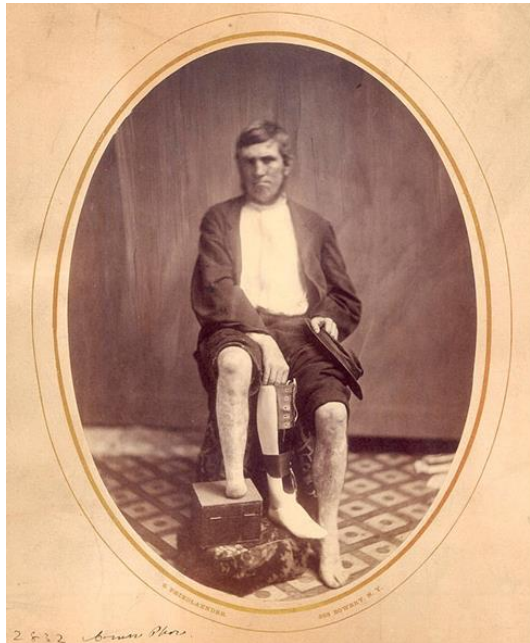
1800 р. лондонець Джеймс Поттс розробив новий тип протеза, що давав особам з інвалідністю значно більшу свободу в рухах. За допомогою додаткових суглобів і складної системи тросів і жорсткої тяги штучні кінцівки вже могли вільно згинатися, водночас видаючи характерні клацання, за що їх прозвали «тріскачками». Згодом такий пристрій будуть називати «ногою Англсі» на честь Генрі Вільяма Педжета – першої людини, відзначеної титулом маркіза Англсі, що втратила ногу в битві під Ватерлоо й скористалася винаходом Поттса. 1839 р. Вільям Селфо завіз цей протез до США, де він став відомий як «нога Селфо».

Після 46 років американець Бенджамін Палмер ще більше вдосконалив конструкцію «ноги Селфо», додавши передню пружину, згладивши зовнішній вигляд і прикривши сухожилля, щоб імітувати природні рухи.

1843 р. сер Джеймс Сайм відкрив новий метод ампутації щиколотки, що не призводить до ампутації до рівня стегна. Цей підхід вітався у співтоваристві пацієнтів з ампутаціями, оскільки це означало, що тепер можна ходити не з протезом, що замінює всю ногу, а тільки лише зі штучною ступнею.



Протез Вердайна



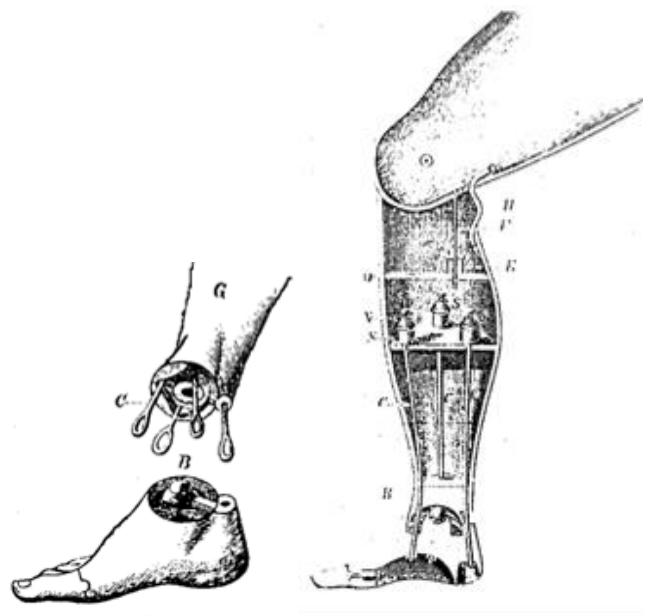
Протез Ангслі



1858 р. Дуглас Блай винайшов і запатентував «анатомічну ногу доктора Блая», яку називав «найбільш повним і успішним винаходом із коли-небудь створених серед штучних кінцівок». Цей протез мав шарнірні з'єднання та шкіряні шнури, що обмежували рух, та гумові подушки для амортизації удару. А вже 1863 р. Дюбуа Пармлі винайшов удосконалений протез із присосом, поліцентричним коліном і безліччю шарнірів.



*Протез Сайма
зі шкіряними мотузками*

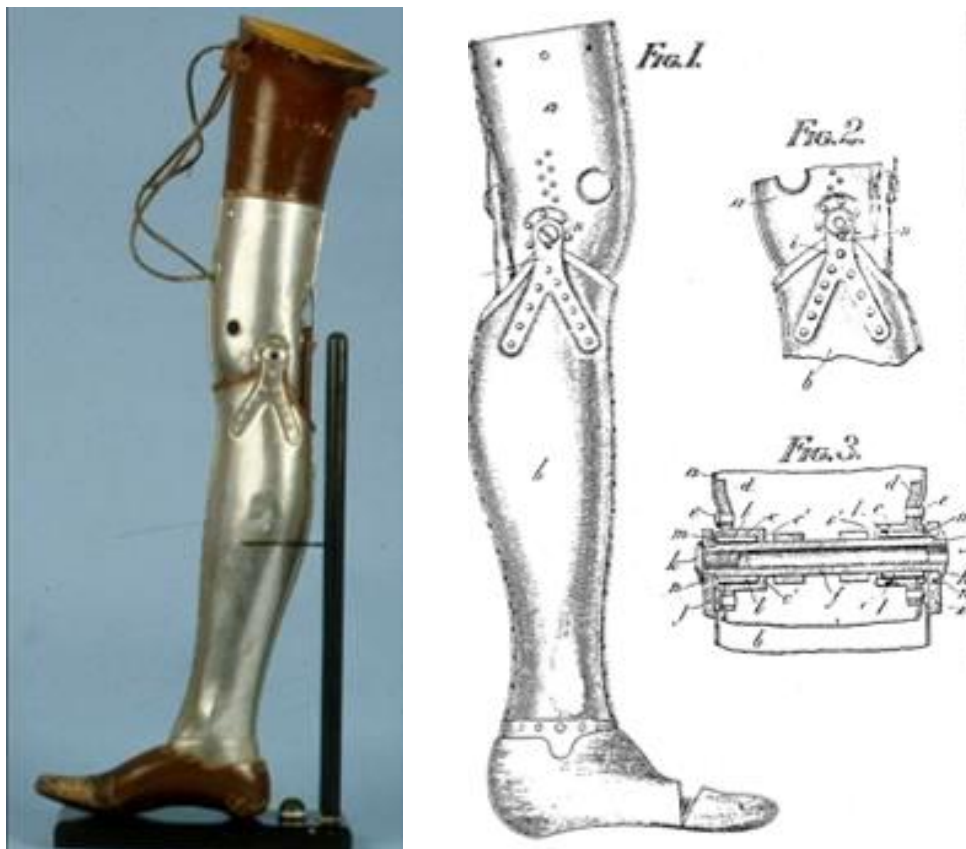


Протези Дугласа Блая

Прогрес, якого досягли у своєму розвитку технології протезування за 300 років, виявився незначним. Однак досягнення в хірургії та ампутації

дали змогу лікарям сформувати куксу таким чином, щоб вона була більш сприйнятлива до приєднання протеза. Протези не сильно покращилися, але життя ставало комфортнішим для тих, хто носив їх.

Світова війна спричинила значне зростання кількості людей з інвалідністю, що пережили ампутації – і, відповідно, виріс попит на штучні кінцівки. В одній тільки Великій Британії до 1918 р. налічувалося понад 40 тис. солдатів, що втратили на фронті руки або ноги. Якраз в цей період старі моделі протезів замінюють набагато легші й досконаліші, виготовлені з дюралюмінію. Перші подібні конструкції створені у Великій Британії. Густав Герман запропонував, замість сталі, використати алюміній, щоб протези стали легшими й функційнішими. Такий пристрій довелося чекати до 1912 р., коли Марсель Дезуттер, відомий англійський льотчик, що втратив ногу в авіакатастрофі, зробив перший алюмінієвий протез разом зі своїм братом Чарльзом, який був інженером. Упродовж 20-х рр. нова технологія вже міцно завоювала ринок. Дюралюмінієві протези відкрили інші можливості для своїх власників і дали змогу їм легше освоювати різні види діяльності. Це особливо яскраво підтвердилося в роки Другої світової війни, коли значна кількість військових, що перенесли ампутації, знову поверталася до громадського життя й успішно опановували складну техніку, анітрохи не гірше від здорових людей.



Металевий протез із несним колінним вузлом, 1925 р.

На жаль, війни протягом усієї історії дали величезну кількість пацієнтів з ампутаціями серед молодих чоловіків і жінок, яким потрібен був не тільки первинний протез, але й періодичні заміни й супутні клінічні послуги, щоб зберегти припасування й функцію протягом їхнього життя внаслідок фізіологічних змін, зокрема ваги. Як іронічний поворот долі, значна кількість інвалідів з ампутацією, пов'язаною з війною, створила позитивний ефект, тобто викликала та стимулювала вищий рівень наукових досліджень, щоб поліпшити хірургічні методи ампутації, а також біомеханічну функцію, конструкції, матеріали й косметичний вигляд протезів верхньої та нижньої кінцівок.

Період після Другої світової війни набув нових тенденцій у протезуванні. По-перше, більше уваги стало приділятися біомеханічним і фізіологічним принципам побудови протезів. По-друге, замість звичних матеріалів застосовувалися легші й досконаліші – титанові сплави, пластик, а потім і вуглецеве волокно. Серед основних розробок цього часу можна згадати такі:

- новий дизайн протеза гомілки з опорою на власну зв'язку надколінка, 1946 р.;

- поперечно-овальна (квадро-латеральна) форма приймальної гільзи протеза стегна, що привело до раціонального (з анатомічно-функційного погляду) розташування кукси в гільзі, 1946 р.;

- стопа SACH (жорсткий суглоб з м'якою п'ятою – *solid ankle cushion heel*), розроблена Ховардом Еберхартом і Чарльзом Редкліффом, 1958 р.;

- 1968 р. Ганс Маух запропонував гідравлічне керування колінним механізмом;

- 1970–1980 рр. розроблено поздовжньо-овальну форму гільзи протеза стегна, відому за аббревіатурою CAT-CAM (*Contoured Adducted Trochanteric Controlled Alignment Method* – метод формування посадкового кільця, що утримує стегно в приведеному стані). Ця форма гільзи дала змогу особам з інвалідністю з атрофічними або короткими куксами стегна значно зменшити зусилля для відновлення нормальної кінематики руху;

- 1970–1980 рр. розроблено протезні стопи з динамічною реакцією.

Упродовж 70-х рр. ХХ ст. винахідник Ісідро Мартінес першим вирішив відмовитися від наслідування анатомічних форм на користь функційності та створив новий дизайн протезів нижніх кінцівок, у якому основна увага приділялася зниженню тертя й поліпшенню ходьби. Ця ідея була швидко підхоплена й втілювалася в концепцію взаємозамінних конструкцій, пристосованих під конкретні функції. Як приклад можна навести спеціальні протези, використовувані паралімпійцями.

Подальшим суттєвим кроком у розвитку протезування нижніх кінцівок стала модульна система побудови протезів, що розроблена німецькою фірмою *OttoBock* і перетворилася на загальносвітовий стандарт протезування. Ця система була запропонована 1969 р. як трубчастий скелетований протез із косметичним облицюванням із пінопласту та продовжує постійно вдосконалюватися.

У кінці ХХ ст. розвиток мікроелектроніки, матеріалознавства, медицини, нейрофізіології сприяв створенню біонічного протеза. 1988 р. Келлі Джеймс (Канада) розробив перший прототип електронного колінного механізму, а 1997 р. на всесвітній конференції з ортопедії в м. Нюрнберґзі відомим німецьким концерном *OttoBock* запропоновано перший біонічний модуль колінного суглоба серійного виробництва *C-Leg*. 2006 р. внаслідок багаторічної спільної роботи ісландської компанії *Ossur* і Массачусетського технологічного інституту був розроблений магнітно-реологічний модуль коліна *Rheo Knee*, а трохи пізніше – перший інтелектуальний біонічний модуль стопи *Proprio Foot*, що забезпечив контрольоване антропоморфне пересування сходами.

Наступним найважливішим кроком у розвитку біонічного протезування стало об'єднання електронного колінного модуля й електронної стопи в одну взаємопов'язану нейросистему. Цей протез названий *Symbionic Leg* і одночасно пов'язував колінний модуль *Rheo Knee* й стопу *Proprio Foot*, що відтворювало функційність нижньої кінцівки.

Для більш повного ознайомлення зі станом сучасного протезування з використанням широкого спектра наявних конструкцій, залежно від індивідуальних потреб і фізичних можливостей особи, яка потребує протезування, у навчальному посібнику подано загальні поняття про протезування нижніх кінцівок, перелічено основні матеріали й комплектувальні вироби, описано протези нижніх кінцівок, що охоплюють практично весь спектр сучасних конструкцій, наведено їх призначення й виконувані функції, визначено конструктивні особливості й основні технологічні етапи виготовлення протезів нижніх кінцівок залежно від рівня ампутації та ступеня функційних можливостей особи з ампутаційним дефектом нижньої кінцівки.

У посібнику описано конструкції протезів нижніх кінцівок, розроблені в межах науково-дослідних робіт, що проводилися в УкрНДІ протезування протягом останніх двох десятиліть. Переважна більшість розроблених в науково-дослідному інституті конструкцій протезів нижніх кінцівок та способів їх виготовлення, а саме 38 винаходів, захищена патентами України.

Сподіваємося, що це навчальне видання допоможе здобувачам вищої освіти, які опановують протезно-ортопедичну техніку, лікарям-ортопедам і технікам-протезистам дійти кращого розуміння в складній дисципліні – «Конструювання та технології виготовлення протезів нижніх кінцівок». Основну літературу висвітлено в джерелах [1–56]. Аспекти підготовки фахівців за освітньою програмою «Ортопедичні технології та інженерія» подано в публікаціях [57–59]. З додатковою літературою можна ознайомитися за посиланнями [60–80].

Посібник рекомендовано для студентів, що навчаються за спеціальністю «Біомедична інженерія» (освітня програма «Ортопедичні технології та інженерія»), а також може бути корисним для фахівців із протезування та ортезування опорно-рухового апарату. Також це навчальне видання може стати в пригоді здобувачам усіх рівнів підготовки за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія», зокрема в дисциплінах освітнього складника підготовки докторів філософії за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія», а саме: «Перспективні напрями та інтелектуальні засоби сучасної терапії», «Інженерія медичних знань» тощо.

1 МЕДИЧНІ АСПЕКТИ ПРОТЕЗУВАННЯ НИЖНІХ КІНЦІВОК

Для пацієнтів з ампутаціями нижніх кінцівок функційна активність значною мірою пов'язана з повною або частковою втратою рухів і здатності до пересування, що в термінології зарубіжних фахівців визначено як «втрата мобільності».

Для виявлення ступеня фізичних можливостей осіб з порушеннями функцій нижніх кінцівок використовується п'ятиступенева система.

Ступінь 0 (абсолютні обмеження) – нездатність до пересування. Особа з порушеннями функцій нижніх кінцівок не здатна пересуватися самостійно (крім подвійних ампутацій) або за допомогою протезно-ортопедичного виробу внаслідок важкого фізичного й психічного стану. За таких обставин протезування не проводиться (людина пересувається за допомогою колісного крісла).

Ступінь I (значні обмеження) – можливість до пересування в приміщенні з додатковою опорою, на протезі. Особа з порушеннями функцій нижніх кінцівок здатна або має потенціал повільно пересуватися за допомогою протезно-ортопедичного виробу й тільки в межах приміщення (тривалість і відстань пересування обмежені). За таких обставин метою протезування є відтворення здатності стояти та обмежено пересуватися в приміщенні з додатковою опорою.

Ступінь II (помірні обмеження) – необмежена здатність до пересування в приміщенні та обмежена – до пересування поза приміщенням. Особа з порушеннями функцій нижніх кінцівок здатна або має потенціал обмежено пересуватися за допомогою протезно-ортопедичного виробу у відкритому просторі з невеликою швидкістю, долаючи такі незначні перешкоди, як бордюри, окремі сходинки, нерівності ґрунту (швидкість і відстань пересування обмежені). За таких обставин метою протезування є надання можливості стояти, пересуватися в приміщенні та обмеженої здатності пересуватися поза приміщенням.

Ступінь III (легкі обмеження) – необмежена здатність до пересування поза приміщенням / необмежене переміщення у відкритому просторі. Особа з порушеннями функцій нижніх кінцівок здатна або має потенціал пересуватися за допомогою протезно-ортопедичного виробу зі швидкістю від середньої до високої, а також змінювати швидкість і долати більшість перешкод довкілля.

Крім того, особа з порушеннями функцій нижніх кінцівок може пересуватися на пересіченій місцевості й займатися професійною та іншими видами діяльності (швидкість і відстань пересування мають несуттєві обмеження). За таких обставин метою протезування є відтворення здатності стояти та пересуватися в приміщенні та поза ним без обмежень.

Ступінь IV (немає обмежень) – необмежена здатність до пересування без додаткової опори поза приміщенням з особливо високими вимогами. Людина з порушеннями функцій нижніх кінцівок здатна або має потенціал необмежено пересуватися у відкритому просторі (швидкість руху та відстань, на яку вона може пересуватися, необмежені). За таких обставин метою протезування є відтворення здатності стояти й необмеженої здатності пересуватися в приміщенні та поза ним з особливо високими вимогами.

Ступінь фізичних можливостей особи з порушеннями функцій нижніх кінцівок впливає на функційність протезно-ортопедичних виробу, яким забезпечується ця особа.

Мета реабілітації таких пацієнтів полягає в максимальному відновленні втраченої ними функційної активності. Це досягається з допомогою комплексу відновлювальних заходів і забезпеченням осіб з інвалідністю технічними засобами реабілітації – протезами, що замінюють частково або повністю втрачені кінцівки. Завдяки цьому ступінь мобільності людини порівняно з початковим підвищується.

Вибір протезів для кожного пацієнта має бути обґрунтованим, насамперед, медичними показниками, з урахуванням сфери його громадської та виробничої діяльності, потреб у комфортності та косметичності протеза, оскільки для одних осіб це важливо, а для інших не має значення.

Фактори, що впливають на припасування і/або функцію протеза:

- фізіологічні;
- біомеханічні;
- механіко-патомеханічні.

Фізіологічні пояснення та призначення

Вони описують загальний стан пацієнта, а також визначення специфічної патофізіологічної інформації з ампутації та допомагають пояснити призначення протеза:

- вік;
- стать;

- будь-які відомі ускладнення або недостатність внутрішніх органів (серце, кровообіг, система травлення тощо);
- будь-які відомі ускладнення або обмеження рухової системи (захворювання м'язів, кісток, суглобів);
- інші фізіологічні або когнітивні фактори, що впливають на повсякденне життя загалом;
- загальний фізичний стан організму, загальна м'язова сила й здатність брати участь у звичайних діях повсякденного життя;
- попередня професійна активність і/або дозвілля пацієнта й реалістичний потенціал для поновлення;
- передбачувані або бажані вимоги до протеза (специфічний протез для роботи, дозвілля або спортивної активності; косметичні очікування / вимоги);
- опис конструкції гільзи, щоб пристосувати проблематичні стани кукси і/або реалістичну передбачувану роботу, дозвілля або спортивні дії;
- опис будь-яких спеціальних необхідних протезних компонентів або конструкцій;
- аналіз пересування, визначення, чи потрібні пацієнтові специфічні інструкції або фізіотерапія;
- оцінка, чи має пацієнт страхування здоров'я, фінансові ресурси або фінансову допомогу третіх осіб, а також передбачувана фізична здатність придбати й використовувати розглянуті послуги з протезування;
- передбачуваний короткий і тривалий потенціал та результати.

Для патофізіологічного стану або стану ампутованої кінцівки:

- категорія або рівень ампутації.
- метод ампутації (міодез, міопластика, розщеплені шматки, висічення виростків кістки тощо);
- форма й довжина кукси;
- кровообіг;
- стан кісток;
- щільність тканини та її стан;
- стан м'язів і залишкова сила;
- рух (амплітуда руху, контрактура);
- стан шва, швидкість загоєння, спайки;
- стан нервів, наявність невром.

(Заявка на винахід України а202101750 від 05.04.2021 «Спосіб оцінки функцій осіб з інвалідністю при протезуванні нижніх кінцівок», заявник УкрНДІпротезування.)

1.1 Класифікація кукс стопи. Медичне призначення, показання та протипоказання до застосування протезів

В осіб з інвалідністю з куксами стопи залишкова функційність нижньої кінцівки залежить від рівня ампутації стопи, клінічного стану кукси, тобто від наявності та ступеня деформацій, обсягів рухів у надп'ятковому й підп'ятковому суглобах, наявності, локалізації та стану рубців, від остеофітів, стану та витривалості м'яких тканин підошовної поверхні до навантаження без протеза й на протезі, наявності та рівня судинних і нервових порушень, а також стану сегментів і суглобів кінцівки, розташованих вище.

Основні функційні можливості стопи, а саме: здатність до пружного розпластання під навантаженням (ресорна функція), провідна участь у регулюванні позиційної активності під час стояння й ходьби (функція балансування) і надання прискорення загальному центру мас тіла під час ходьби (функція поштовху) – знижуються аж до повної втрати в разі будь-якого порушення однієї із функцій.

Довгі кукси – наслідок ампутації через фаланги пальців, головки плеснових кісток, вичленення пальців стопи (ампутація за Гаранжо); незначно впливаючи на опорну й ресорну функцію, знижують здатність до балансування під час стояння на одній нозі та сильно погіршують виконання заднього поштовху.

Середні кукси – наслідок ампутації на рівні плеснових кісток у їх дистальній середній і проксимальній третинах (ампутації за Шарпом) чи вичлененні плеснових кісток (ампутації за Лісфранком); порушують усі функції стопи, особливо поштовхові й балансувальні.

Короткі кукси – наслідок ампутації, що відбулася проксимальніше від лісфранкового суглоба (ампутації за Шопаром), човноподібно-клиноподібного й п'яtkово-кубоподібного суглобів (ампутації за Лаборі) чи кубоподібно-плесноподібного суглоба (ампутації за Жобером) або через кубоподібну кістку (ампутації за Боном – Єгером); можуть спричинити повну втрату опороздатності всієї кінцівки (рис. 1.1).

Основну роль у відновленні функції кінцівки відіграє опорність збереженої частини стопи. За цією ознакою розрізняють три групи кукси стопи:

- 1) цілком опорні (функційні);
- 2) частково опорні (малофункційні);
- 3) неопорні (нефункційні).

Пацієнти з **функційними** куксами можуть вільно ходити без взуття, безболісно навантажуючи куксу стопи.

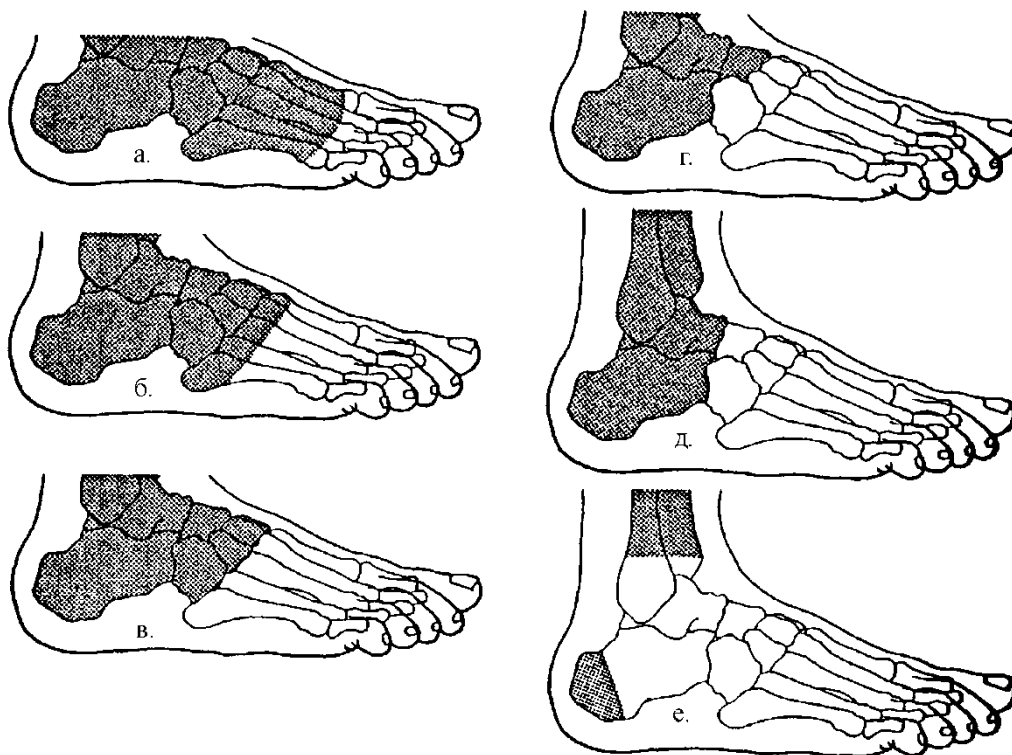


Рисунок 1.1 – Класифікація кукс стопи за функційними критеріями й за рівнями (у дужках подано за авторами):

- а – довга кукса стопи на рівні плесна (за Шарпом);
- б – коротка кукса стопи на рівні плесна (за Шарпом – Єгером);
- в – довга кукса стопи на рівні передплесна (за Лісфранком);
- г – коротка кукса стопи на рівні передплесна (за Боном – Єгером);
- д – кукса на рівні заднього відділу стопи (за Шопаром);
- е – екзартикуляція (вилущення) гомілковостопного суглоба (за Пироговим)

У пацієнтів із **малофункційними** куксами (короткі кукси стопи з незначною деформацією, наявністю на опорній поверхні кукси порочних рубців, остеофітів тощо) біль в усіченому сегменті з'являється тільки під час ходьби без взуття, коли на опорній поверхні кукси є болісні ділянки, які в добре підігнаному взутті звільняються від навантаження з допомогою додаткових вкладишів. Тобто в разі адекватного протезно-ортопедичного забезпечення ці кукси можуть стати цілком опорними.

Пацієнти з **нефункційними** куксами не можуть навантажувати куксу ні у взутті, ні без нього через наявність болю чи виразок, що виникають після нетривалого навантаження. До цієї групи належать хворі, що мають короткі кукси з важкими трофічними розладами.

Протезування пацієнтів із нефункційними куксами можливе після консервативного чи оперативного лікування; під час перенесення навантаження

на власну зв'язку надколінка та виростка великогомілкової кістки, а також у разі використання силіконових вкладишів.

Функційне призначення протезів стопи

Протези після ампутації стопи на будь-якому рівні призначаються як функційні, що забезпечують можливість стояти й ходити, і як косметичне заміщення ампутованої частини стопи. Завдяки особливій конструкції протезів стоп у співвідношенні з куксою пацієнта виріб повною мірою має відповідати індивідуальним вимогам людини.

Необхідно, щоб протез стопи щільно з'єднувався із взуттям та куксою. Тісний контакт забезпечує надійне керування, оптимальний зворотний зв'язок та дає змогу запобігти місцевому тиску. Це реалізується принципами побудови протезів стопи, правильним розміщенням кукси в приймальній гільзі виробу з урахуванням рівня ампутаційного дефекту.

Загальні медико-технічні вимоги до протезів на кукси стопи незалежно від рівня ампутації:

- індивідуальність, невелика вага й висока функційність;
- урахування анатомо-функційних особливостей ампутаційних кукс стоп, забезпечення раціонального навантаження кінцівки способом перенесення навантаження на її інші сегменти;
 - забезпечення опорної функції та передавання рухової активності;
 - приймальна гільза протеза має виготовлятися з жорстких армованих (шаруватих) пластиків (ливарних смол, армованих трикотажними рукавами), силіконових композицій і мати певну механічну міцність;
 - пом'якшувальні та розвантажувальні елементи протеза стопи мають бути досить м'якими, здатними швидко розподіляти прикладені навантаження, достатній опір тиску й відносну залишкову деформацію під час стиснення та можливість формуватися по гіпсовій позитивній моделі кукси;
 - можливість індивідуального припасування з використанням усіх видів механічного й термічного оброблення;
 - зниження сили ударного моменту під час ходьби та забезпечення функції перекату;
 - спроможність протеза витримувати різні вагові навантаження;
 - можливість комфортного розміщення всього об'єму кукси стопи, зважаючи на можливі зміни її параметрів протягом доби з використанням опори на її підошовну поверхню;
 - можливість гігієнічного оброблення.

Особливості призначення протезів стопи й вимоги до комплектувальних виробів до них для пацієнтів з ампутаційними куксами стопи наведено в табл. 1.1.

Таблиця 1.1 – Особливості призначення протезів для пацієнтів з ампутаційними куксами стопи

Індивідуальні характеристики пацієнта		Функційні характеристики протезів стопи	
Рівень усічення кінцівки	Ступінь мобільності	Функційне призначення протеза	Вимоги до комплектувальних виробів протезів стопи
Коротка, середня, довга кукса	2–3	Призначені до використання як функційні протези, що забезпечують можливість стояти й ходити, і як косметична заміна ампутованої частини стопи.	1. Створення опори на підошовну поверхню кукси з можливістю використання пом'якшувальних компонентів. 2. Компенсування дефекту переднього відділу стопи вбудованою силіконовою частиною протеза пальців, що вставляють у взуття.
Середня, довга кукса	4	Призначений для функційного й косметичного заміщення втраченої частини стопи для пацієнтів із високим ступенем активності.	Використання стоп підвищеної функційності.
Коротка кукса	2	Функційна й косметична компенсація втраченої кінцівки для пацієнтів, що мають невисокий потенціал фізичної активності. Протез має реалізувати можливості пацієнта стояти й ходити в умовах доступної професійної діяльності й побуту, а також захищати кукси від травм, перевантаження, що спричиняє натирання, і забезпечувати правильне положення суглобів.	1. Цілком контактна тверда чи напівтверда гільза вище від гомілковостопного суглоба. Внутрішній шар зроблено з еластичного матеріалу, а зовнішній – твердий. 2. Рамковий протез, що забезпечує рухи в гомілковостопному суглобі близько 20° без гомілковостопного шарніра, п'яtkова ділянка ретельно захоплюється, щоб перешкодити переходу до супінації. Перерозподіл навантаження на край великогомілкової кістки, яка розташована безпосередньо над горбистістю великогомілкової кістки.
Середня, довга кукса	3	Призначений для використання як функційний протез і як косметична заміна ампутованої частини стопи чи пальців.	Показано використання протеза після ампутації пальців, ортеза на стопу (устілка з пристроєм для позиціювання кукси), вкладного черевичка, що заміщує простір поздовжнього склепіння стопи й пальців.
Ампутація в п'яtkовій ділянці, часткова резекція п'яtkової кістки зі збереженням п'яtkового сухожилка	4	Призначений для функційного й косметичного заміщення втраченої частини стопи для пацієнтів із високим ступенем фізичної та функційної активності.	Для утворення правильної установки п'яtkи з усуненням різниці за висотою використовують змінний еластичний ортез на стопу (устілка з п'яtkовим задником), що пристосований до зміненої форми п'яtkи. Передбачається використання взуття на високому підборі.

1.2 Класифікація куки гомілки. Медичне призначення, показання та протипоказання до застосування протезів

Призначення конструкції протезів гомілки визначають рівнем усічення кінцівки, функційністю куки та ступенем мобільності пацієнта.

За рівнем усічення кінцівки виокремлюють: короткі куки, коли довжина куки гомілки менша ніж 5 см; ампутації на рівні верхньої третини (В/3); середньої третини (С/3); нижньої третини (Н/3), а також довгі куки гомілки після вичленення в гомілковостопному суглобі з укороченням менше ніж 7 см (рис. 1.2).

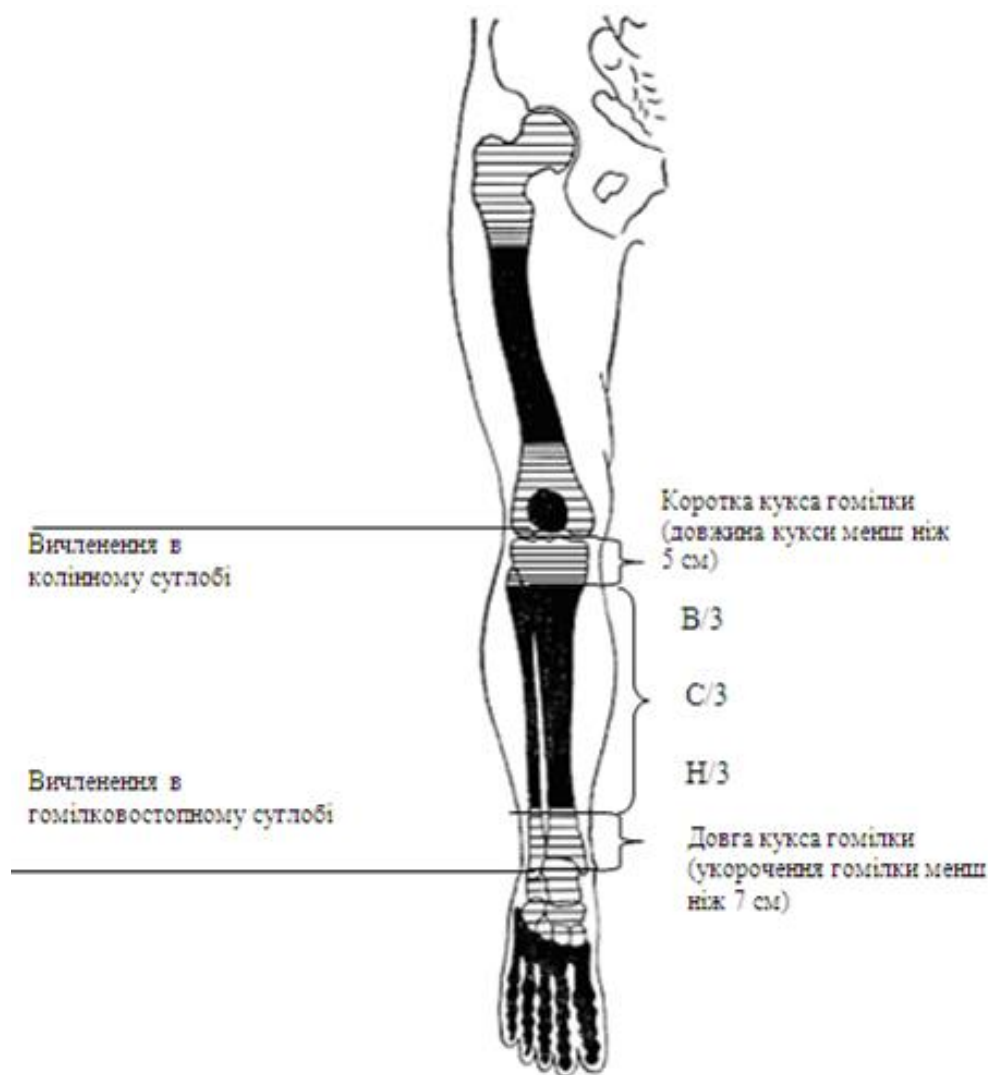


Рисунок 1.2 – Розподіл сегментів нижньої кінцівки (гомілки) за рівнями ампутації

Функційний стан куки гомілки визначається станом кровообігу, здатністю м'язів куки до скорочення, наявністю пороків і захворювань куки, довжиною, ступенем атрофії та формою куки, обсягом рухів у колінному суглобі та станом його зв'язкового апарату, виявом підшкірно-жирового шару.

За клінічним станом всі куksi гомілки можна розподілити на три групи: функційні, малофункційні та нефункційні.

Функційні куksi визначаються достатньо збереженою функцією м'язів без розладів кровообігу, безболісні, з повним обсягом рухів у колінному суглобі, без пороків і захворювань кісткових і м'якотканинних структур.

Малофункційним куksам властива знижена функція м'язів куksi, вони болісні під час пальпації, мають атрофічні, в'ялі тканини, на їх торцевих поверхнях можуть бути трофічні розлади шкіри без запальних явищ; можуть мати місце згинальна або розгинальна контрактури колінного суглоба, помірно виражена неспроможність бічних чи схрещених зв'язок, довжина куksi недостатня для керування протезом.

До **нефункційних** належать болісні куksi, що визначаються розладом кровообігу, атрофією м'язів, значно зниженою функцією та вираженою нестабільністю колінного суглоба й наявністю численних пороків і захворювань, що є тимчасовими протипоказаннями до протезування й потребують консервативного, оперативного лікування або атипового комплектування та схеми побудови протеза.

Особливості призначення протезів для пацієнтів з ампутаційними куksами гомілки, а також вимоги до комплектувальних виробів до них наведено в табл. 1.2.

1.3 Класифікація куks стегна. Медичне призначення, показання та протипоказання до застосування протезів

За рівнем усічення кінцівки розрізняють: вичленення в тазостегновому суглобі, ампутаційні куksi у В/3, С/3 і Н/3 стегна та вичленення в колінному суглобі (рис. 1.3). Складність протезування пацієнтів з ампутаційними вадами на рівні стегна полягає в тому, що доводиться компенсувати втрату найважливіших сегментів і суглобів нижньої кінцівки. Водночас основними завданнями є відновлення опорної функції та, якщо можна, виконання функції втрачених тазостегнового, колінного й гомілковостопного суглобів.

Призначення конструкцій протезів стегна визначається рівнем усічення кінцівки, функційністю куksi та ступенем мобільності пацієнта.

Функціональний стан куks стегна має такі найбільш важливі ознаки: стан кровообігу, здатність м'язів куksi до скорочення, наявність пороків і захворювань куksi, довжину, ступінь атрофії та форму куksi, обсяг рухів у тазостегновому суглобі.

Таблиця 1.2 – Особливості призначення протезів для пацієнтів з ампутаційними куксами на рівні гомілки

Індивідуальні характеристики пацієнта		Функційні характеристики протезів гомілки	
Рівень усічення кінцівки	Ступінь мобільності	Функційне призначення	Вимоги до комплектувальних виробів протезів гомілки
1	2	3	4
В/3, С/3, Н/3 – укорочення не менше ніж 7 см	0 1	Призначені до використання як косметичні протези для відновлення зовнішнього вигляду кінцівки. Призначені до використання для пацієнтів як функційні (забезпечення можливості тільки стояти або обмеженої ходьби зі сторонньою допомогою по горизонтальній поверхні в невисокому постійному ритмі) і як косметичне заміщення ампутованої частини гомілки.	1. Функційні особливості приймальної гільзи протеза гомілки, місць навантаження посадкового кільця та способів кріплення протеза стандартні. 2. Конструкцію стопи підбирають з урахуванням індивідуальних особливостей пацієнта (вага).
В/3, С/3, Н/3 – укорочення не менше ніж 7 см	2	Функційне (забезпечують можливість стояти й ходити) та косметичне заміщення ампутованої частини гомілки. Використання протеза дає змогу пацієнтові зменшити обмеження під час ходьби на короткі відстані в приміщенні та за його межами.	1. Функційні особливості приймальної гільзи протеза гомілки, місць навантаження посадкового кільця та способів кріплення протеза стандартні. 2. Передбачається використання шарнірних чи безшарнірних стоп відповідної функційності.
В/3, С/3, Н/3 – укорочення не менше ніж 7 см	3	Функційне (забезпечення можливості стояти й ходити) та як косметичне заміщення ампутованої частини гомілки.	1. Функційні особливості приймальної гільзи протеза гомілки, місць навантаження посадкового кільця та способів кріплення протеза стандартні. Можливе використання фіксувальних елементів із замком або без замка (для Н/3), зокрема й силіконового лайнера із замком. 2. Передбачається використання стоп відповідної функційності, що мають забезпечувати: ресорну функцію, опорність і адекватні багатоплощинні рухи стопи під час переміщення. 3. Кріплення протеза традиційне, із силіконовим лайнером із замком.

Продовження таблиці 1.2

1	2	3	4
<p>В/3, С/3, Н/3 – укорочення не менше ніж 7 см</p>	<p>4</p>	<p>Функційне та косметичне заміщення втраченої кінцівки на рівні гомілки для пацієнтів з високим ступенем активності. Протез не має обмежувати виконання багатьох видів виробничої діяльності (крім тяжкої фізичної праці та робіт на транспорті), заняття різними видами спорту, участь у будь-яких іграх і відпочинку; не перешкоджає керуванню особистим автотранспортом.</p>	<p>1. Функційні особливості приймальної гільзи протеза гомілки, місць навантаження посадкового кільця та способів кріплення протеза стандартні. Можливе використання пом'якшувальних компонентів, зокрема й силіконового лайнера із замком. 2. Багатофункційні стопи, що забезпечують високу опірність, стійкість і динаміку пересування будь-якою поверхнею, які мають високу енергетичну віддачу та багатокоординатну функцію, що забезпечує спортивні запити пацієнта.</p>
<p>В/4 – довжина кукси менша ніж 5 см (короткі кукси з неспроможністю зв'язкового апарату колінного суглоба й кукси з пороками, що потребують розвантаження)</p>	<p>1, 2</p>	<p>Функційне (що надає змогу сидіти, стояти й ходити), а також косметичне заміщення втраченої кінцівки для пацієнтів, які мають потенціал для використання протеза під час самостійного пересування на короткі й середні відстані з невеликою швидкістю по рівній поверхні з фіксованим темпом.</p>	<p>1. Для запобігання нестабільності колінного суглоба в сагітальній чи фронтальній площинах передбачається використання в конструкції протезів манжетки на стегно та беззамкових шин. 2. Приймальна гільза протеза має враховувати стан зв'язкового апарату й колінного суглоба, а також використання додаткових елементів. Можливе виготовлення протеза гомілки з приймальною гільзою на зігнуте коліно. 3. Передбачене використання шарнірних чи безшарнірних стоп відповідної функційності, що мають реалізувати ресорну функцію, здійснювати необхідний переكات, передній поштовх і забезпечувати стійкість у положенні стоячи та під час пересування.</p>

Кінець таблиці 1.2

1	2	3	4
Післяопераційні кукси в найближчий післяопераційний період (В/3, С/3, Н/3)	1, 2	Тимчасові лікувально-тренувальні протези призначено для функційного заміщення втраченої кінцівки в пацієнтів у найближчий і віддалений післяопераційний періоди. Вони забезпечують формування та стабілізацію об'ємних параметрів післяопераційних кукс, сприяють відновленню навичок ходьби, виробленню нового динамічного стереотипу й скороченню термінів реабілітації.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Функційні особливості приймальної гільзи протеза гомілки, місць навантаження посадкового кільця та способів кріплення протеза стандартні. 2. Необхідно передбачити можливість замінювати приймальну гільзу в разі змінення об'ємних параметрів кукси.
В/4 – довжина кукси 5 см та менше з вираженою багатоплощинною нестабільністю колінного суглоба	1, 2	Конструкція протеза має забезпечувати надійну стабільність колінного суглоба й не створювати обмежень під час самообслуговування та фізіологічних відправлень.	<ol style="list-style-type: none"> 1. Передбачено комплектацію протеза манжеткою на стегно із замковими шарнірними шинами в ділянці колінного суглоба для усунення багатоплощинної нестабільності. 2. Гільза протеза має щільно прилягати до кукси вздовж усієї поверхні, але водночас не бути причиною травматизації кукси й не перешкоджати рухам у колінному суглобі. Обов'язкове застосування пом'якшувальних елементів. 3. Конструкція стопи має реалізувати опору в положенні стоячи, під час переднього й заднього поштовхів.

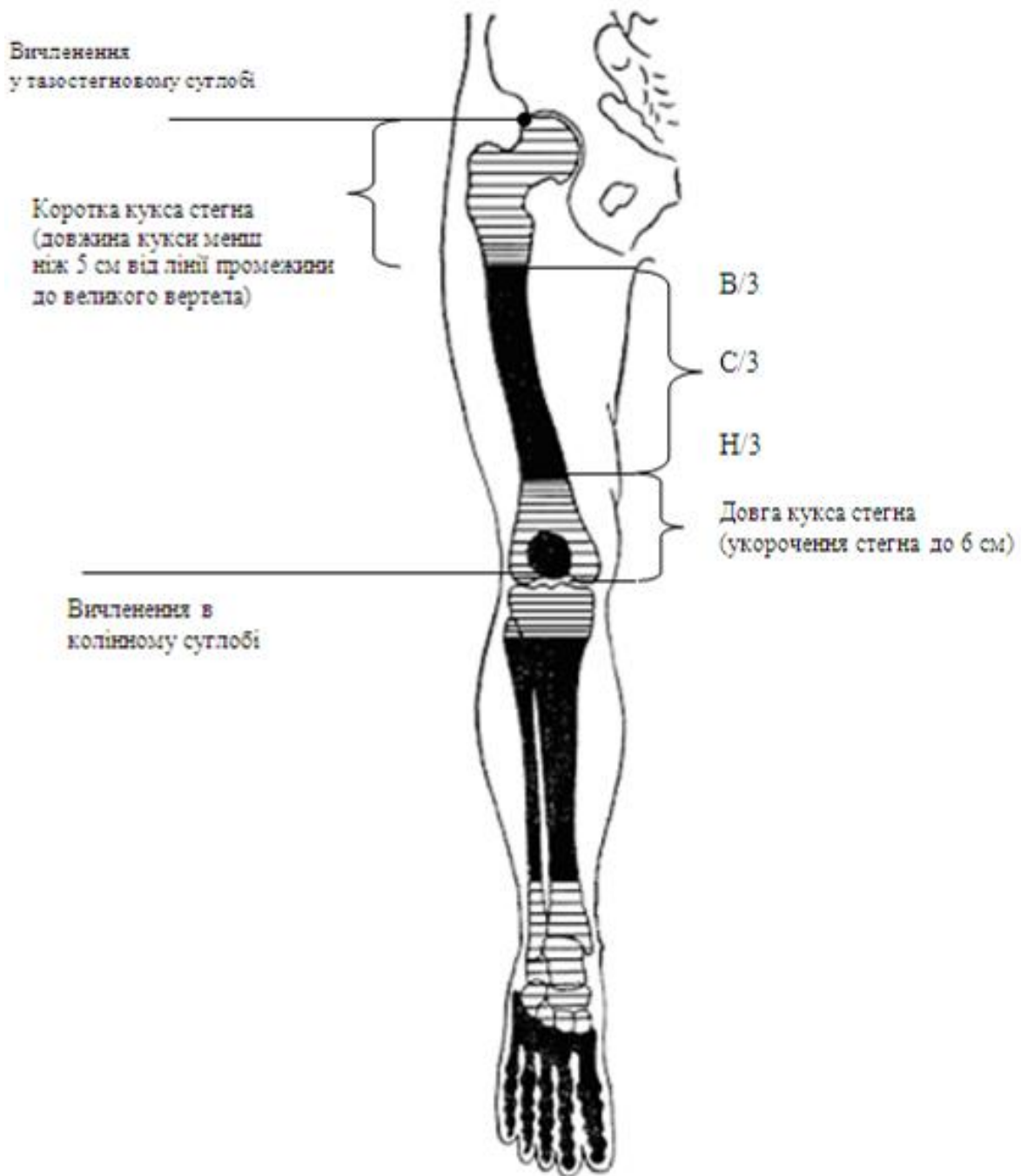


Рисунок 1.3 – Розподіл сегментів нижньої кінцівки (стегна) за рівнями ампутацій

За клінічним станом усі кукси стегна можна розподілити на три групи: функційні, малофункційні та нефункційні.

Функційні кукси визначаються достатньо збереженою функцією м'язів без розладів кровообігу, безболісні, з незмінними об'ємними розмірами, з повним обсягом рухів у тазостегновому суглобі, без пороків і захворювань кісткових і м'якотканинних структур зі сприятливим рівнем ампутації.

Малофункційним куксам властиві знижена функція м'язів, різко виражена атрофія м'яких тканин з нестійкістю об'ємних розмірів кукси, розлад лімфо- й кровообігу; на торці кукси можуть мати місце трофічні розлади шкіри без запальних явищ, помірна згинальна чи розгинальна контрактура стегнового суглоба, довжина кукси недостатня для керування протезом.

До **нефункційних кукс** належать болісні кукси, що визначаються вираженими розладами лімфо- та кровообігу, значно зниженою функцією м'язів, різко вираженою атрофією та згинально-розгинальною контрактурою тазостегнового суглоба з наявністю численних пороків і захворювань, що є тимчасовими протипоказаннями до протезування й потребують обов'язкового консервативного чи оперативного лікування.

Як вже було зазначено вище, особливості конструкцій і призначення протезів на нижні кінцівки залежать від рівня ампутації, рівня мобільності пацієнта та стану кукси. Особливості призначення протезів для пацієнтів з ампутаційними куксами стегна, а також вимоги до комплектувальних виробів до них наведено в табл. 1.3.

1.4 Контрольні завдання

1. Назвіть та поясніть ступені фізичних можливостей осіб із порушеннями функцій нижніх кінцівок.

2. Наведіть класифікацію кукс стопи за функційними критеріями.

3. Перелічіть особливості призначення протезів для пацієнтів з ампутаційними куксами стопи.

4. Наведіть класифікацію кукс гомілки.

5. Назвіть особливості призначення протезів після ампутації на рівні гомілки.

6. Наведіть класифікацію кукс стегна.

7. Перелічіть особливості призначення протезів після ампутації на рівні стегна.

Таблиця 1.3 – Особливості призначення протезів для пацієнтів з ампутаційними куксами стегна

Індивідуальні характеристики пацієнта		Функціональні характеристики протезів стегна	
Рівень усічення кінцівки	Ступінь мобільності	Функційне призначення	Вимоги до комплектувальних виробів протезів стегна
1	2	3	4
V/3 C/3 H/3	0 1	Призначаються як косметичні для відновлення відповідного зовнішнього вигляду кінцівки. Функційне заміщення (забезпечують можливість тільки стояти або дуже обмежено ходити) і як косметична заміна ампутованої частини нижньої кінцівки.	Функційні особливості приймальної гільзи протеза стегна, місць навантаження посадкового кільця та способів кріплення протеза стандартні.
V/3 C/3 H/3	1	Функційне заміщення (забезпечують можливість тільки стояти чи дуже обмежено ходити) і як косметична заміна ампутованої частини нижньої кінцівки.	1. Функційні особливості приймальної гільзи протеза стегна, місць навантаження посадкового кільця та способів кріплення протеза стандартні. 2. Передбачено використання колінних вузлів із ручним замком, оскільки вони забезпечують абсолютну підкосостійкість і призначені для ходьби з низьким темпом. 3. Пацієнти мають низькі вимоги до функційності стоп. Їм показані шарнірні, одноосьові або багатоосьові стопи й безшарнірні штучні стопи з відсутністю або з дуже низьким рівнем рекуперації енергії.
V/3 C/3 H/3	1, 2	Функційне заміщення (забезпечують можливість стояти, обмежено ходити й сидіти) і як косметична заміна ампутованої частини нижньої кінцівки. Використання протеза дає змогу пацієнтові зменшити обмеження під час ходьби в межах приміщень.	1. Функційні особливості приймальної гільзи протеза стегна, місць навантаження посадкового кільця та способів кріплення протеза аналогічні попереднім конструкціям.

Продовження таблиці 1.3

1	2	3	4
			<p>2. Особам похилого віку може бути призначений колінний замковий або моноцентричний вузол без спеціальних пристроїв для замикання. Якщо пацієнт має труднощі під час випрямлення колінного вузла, доцільно використовувати колінний механізм, що замикається під навантаженням, тобто колінний вузол із безступінчастим фіксуванням або колінний вузол із фрикційним гальмом. Вони замикаються практично миттєво. Ефект миттєвого замикання призводить до того, що у фазу переносу, навіть у разі м'якого контакту носка з опорною поверхнею, замкнений вузол призводить до спотикання. Тому їх застосування обмежується в тих ситуаціях, коли ходьба має дуже низький темп.</p> <p>3. Рекомендуються рухомі в гомілковостопному шарнірі та багатоосьові стопи. Багатоосьові рухомі стопи призначають для ходьби нерівною опорною поверхнею.</p> <p>За умови II ступеня мобільності людина витрачає значно менше енергії, ніж пацієнт із більш високою активністю. Тому їм показані стопи з низькою віддачею енергії.</p>

Продовження таблиці 1.3

1	2	3	4
<p>В/3 С/3 Н/3</p>	<p>3</p>	<p>Функційне заміщення (забезпечують можливість сидіти, стояти й ходити) і як косметична заміна ампутованої частини нижньої кінцівки. Протези не мають перешкоджати зміні пози в положенні лежачи, сидячи, стоячи, не мають перешкоджати ходьбі пересіченою місцевістю з подоланням більшості бар'єрів навколишнього середовища й не мають обмежувати пацієнта в користуванні різними видами громадського транспорту.</p>	<p>1. Функційні особливості приймальної гільзи протеза стегна, місць навантаження посадкового кільця та способів кріплення протеза аналогічні попереднім конструкціям. 2. Можливе використання моноцентричних і поліцентричних колінних вузлів, які складаються з декількох ланок, із пристроєм для регулювання періоду коливань гомілки, що поліпшує кінематику протезованої кінцівки, зменшує асиметрію ходьби та забезпечує надійну підкосостійкість. 3. Стопу підбирають з огляду на індивідуальні особливості пацієнта. Рекомендовано шарнірні багатоосьові штучні стопи й штучні стопи з динамічною реакцією (необхідно, щоб стопи мали у своїй конструкції рекуператори енергії).</p>
<p>В/3 С/3 Н/3</p>	<p>4</p>	<p>Функційне та косметичне заміщення втраченої кінцівки на різних рівнях стегна в пацієнтів із високим ступенем активності. Протез не має перешкоджати виконанню багатьох видів виробничої діяльності (крім важкої фізичної праці та робіт на транспорті), заняттям різними видами спорту, відпочинку. Пацієнт має високий потенціал користування протезом для ходьби, що може супроводжуватися сильними ударами, високими навантаженнями із значним рівнем витрат енергії, що обґрунтовує комплектування підвищеної функційності та надійності.</p>	<p>1. Функційні особливості й вимоги до приймальної гільзи протеза стегна, принципи розподілу навантаження по посадковому кільцю, способи кріплення протеза ідентичні з попередніми конструкціями. 2. Рекомендоване застосування високофункційних поліцентричних колінних вузлів, що складаються з декількох ланок, у яких «миттєвий» центр обертання змінює своє положення залежно від кута згинання вузла та взаємного розташування ланок. 3. Стопа підбирається таким чином, щоб як можна повніше компенсувати ресорну функцію, здійснювати передній і задній переكاتи та поштовхи, забезпечувати стійкість у положенні стоячи, мати високу енергетичну віддачу й багатокоординатну функцію, що задовольняє спортивні запити пацієнта.</p>

Продовження таблиці 1.3

1	2	3	4
<p>Довгі кукси стегна після ампутації за Грітті – Шимановським – Каллендером та в разі вичленення в колінному суглобі</p>	<p>1, 2</p>	<p>Функційне й косметичне заміщення втраченої кінцівки в пацієнтів, які мають кукси стегна булавоподібної форми після вичленення в колінному суглобі, болісні й атрофічні з порочними рубцями або трофічними розладами. Використання протеза дає змогу пацієнтові зменшити обмеження під час ходьби в межах житла.</p>	<p>1. У разі вичленення в колінному суглобі можливе повне навантаження на торцеву частину кукси; тому верхній край гільзи протеза дістає до В/4 стегна без навантаження на сідничний пагорб; обов'язкове застосування пом'якшувальних вкладишів із газонаповнених пом'якшувальних матеріалів і м'якого контактного донця. У разі надвиросткових ампутацій стегна основне навантаження здійснюється на традиційні місця навантаження (сідничний пагорб та м'які тканини кукси) з використанням м'якого контактного донця.</p> <p>2. Колінний вузол – одноосьовий із замковим механізмом, поліцентричний замковий на довгу куксу стегна, поліцентричний з механічним регулюванням фазою переносу на довгу куксу стегна.</p> <p>3. Одноосьова стопа має призначатися тільки для ходьби по рівній підлозі, тому що в цій категорії пацієнтів колінний механізм замковий, а є необхідність для більш швидкого контакту з підлогою всією поверхнею стопи (для більшої стійкості).</p> <p>4. Кріплення протеза в пацієнтів після вичленення в колінному суглобі – вакуумне, після надвиросткової ампутації – комбіноване або вакуумне.</p> <p>Рекомендоване застосування різноманітних пом'якшувальних компонентів і силіконових вкладишів.</p>

Кінець таблиці 1.3

1	2	3	4
<p>В/З С/З Н/З Кукси з численними пороками та захворюваннями</p>	<p>1, 2</p>	<p>Функційне (забезпечують можливість сидіти, стояти й ходити) і косметичне заміщення ампутованої частини нижньої кінцівки для пацієнтів, що мають потенціал для використання протеза під час самостійного переміщення, однак через численні пороки й захворювання кукси пацієнти повноцінно застосовувати протез не можуть.</p>	<p>1. Приймальна гільза жорстка або шкіряна з реалізацією повного навантаження на сідничний бугор і м'які тканини сідничної ділянки з розвантажуванням торця кукси. Для пацієнтів із булавоподібною куксою після вичленення в колінному суглобі доцільне виготовлення жорсткої приймальної гільзи. 2. Колінний вузол замковий або моноцентричний без спеціальних пристроїв для замикання. Якщо пацієнт має деякі труднощі під час випрямлення колінного механізму, доцільно використовувати колінний механізм, що замикається під навантаженням. 3. Одноосьові стопи призначають тільки для ходьби по рівній підлозі, багатоосьові стопи призначають для ходьби, де є нерівності на опорній поверхні.</p>

2 ОСНОВНІ АСПЕКТИ КОНСТРУЮВАННЯ ПРОТЕЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК

2.1 Загальні передумови раціонального протезування нижніх кінцівок

Біомеханічні та патомеханічні фактори

Біомеханічні та патомеханічні стани зумовлюються різними ефектами, що мають взаємний вплив на біологію, фізіологію пацієнта, і комбінованими статичними й динамічними зусиллями, що діють на тіло в положенні стоячи або під час ходьби. Сили навантаження від маси тіла передаються крізь кісткову систему (і протез) до опори, з наступною миттєвою реакцією моментів сили, повернутих від опори до пацієнта (реакція опори). Біомеханічні і/або будь-які патомеханічні деформації або ампутації, що можуть мати місце, а також сполучення (або положення) компонентів протеза нижньої кінцівки – це фактори, які безпосередньо впливають на кінематику пацієнта та особливе положення / напрямки векторів реакції опори та сил, що діють на тіло.

З позицій біомеханіки не існує цілком однакових людей, так само як одна людина не робить двох однакових кроків. Проте наявні обов'язкові загальні тенденції та закономірності, що відрізняють норму опорно-рухового апарата від патології. Знання цієї норми допомагає коректно розуміти завдання протезування й протезобудування.

Антропометрична норма

Більшість фахівців користуються антропометричною нормою – характеристиками пропорцій тіла за співвідношенням довжини окремих сегментів, тулуба й кінцівок, а також за співвідношенням поперечних і передньо-задніх діаметрів, що визначають форму окремих органів, залежних від скелетних особливостей.

У протезуванні антропометрична норма визначає зв'язки між лінійними розмірами будь-якого сегмента тіла людини та її зросту. Для цього існує величина, яка називається «парс» (P) і дорівнює $1/56$ зросту людини. У парсах виражені довжини й поперечники всіх сегментів тіла. Основні антропометричні характеристики наведені на рис. 2.1.

Цими характеристиками можна скористатися, наприклад, для визначення довжини сегментів після двобічної ампутації нижніх кінцівок. Припустимо, що необхідно виміряти довжину гомілки людини після двобічної ампутації.

Для цього достатньо визначити в сантиметрах довжину передпліччя з витягнутою кистю. Наприклад, ця довжина виявилася рівною 44 см, що становить 14 П. Тоді довжина гомілки, що дорівнює 17 П, становить $44:14 \times 17 = 53$ см. Довжина стопи 8 П, або $44:14 \times 8 = 25$ см.

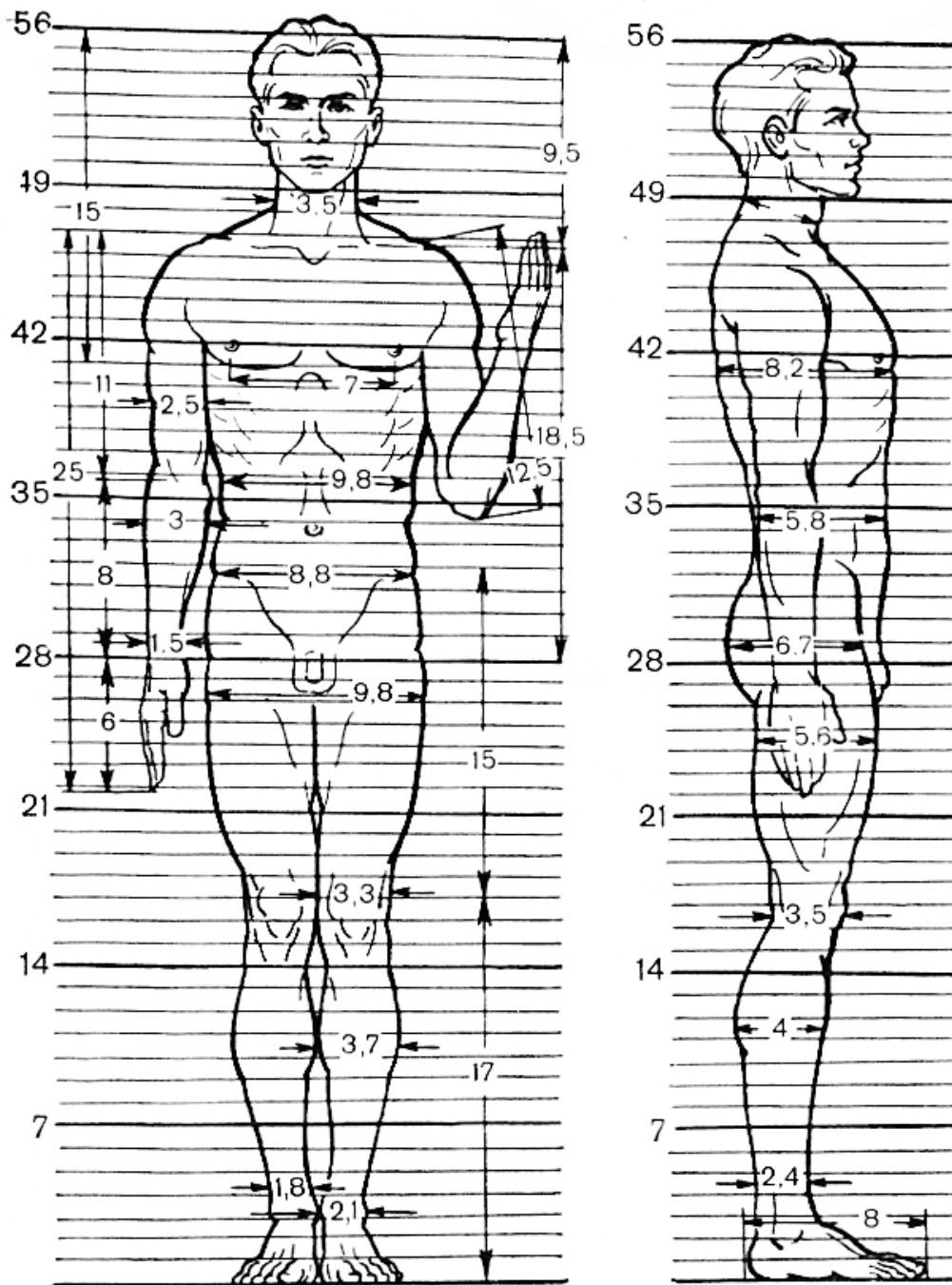


Рисунок 2.1 – Антропометрична норма в чоловіків:

- 7–56 – парси; 6 – довжина кисті; 8 – довжина передпліччя;
- 11 – довжина плеча; 25 – довжина руки;
- 17 – довжина гомілки; 15 – довжина стегна;
- 1,8; 2,1; 3,7; 3,3; 9,8 – фронтальні поперечники сегментів;
- 2,4; 4; 3,5; 5,6; 6,7; 5, 8; 8,2 – сагітальні поперечники сегментів

Масінерційні характеристики

Показники зменшення маси внаслідок ампутації наведені в табл. 2.1. Вони можуть бути використані для розрахунку схем побудови й раціонального розподілу мас у протезах і ортезах.

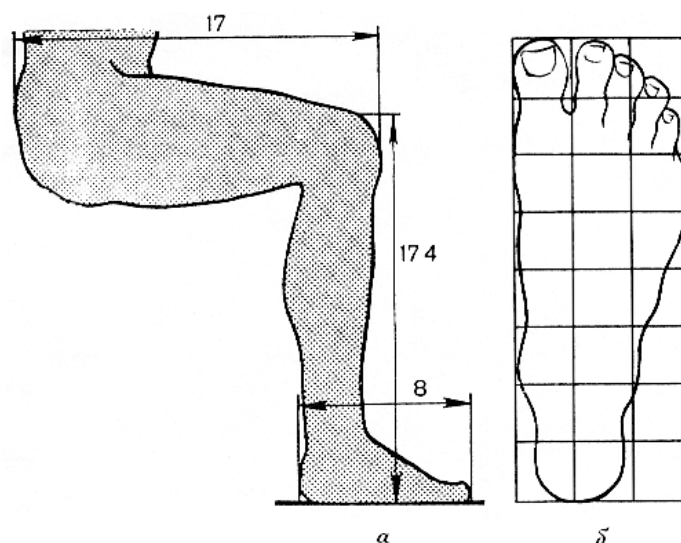


Рисунок 2.2 – Антропометрична норма нижньої кінцівки людини:
а – нижня кінцівка; б – стопа (розміри наведені в парсах)

Таблиця 2.1 – Маса окремих сегментів тіла людини

Сегмент	Маса, % (маса тіла 100%)
Голова	7
Плече	3,1
Передпліччя	2
Кисть	0,8
Уся рука	5,9
Тулуб	45
Стегно	11,6
Гомілка	4,8
Стопа	1,7
Уся нога	18,1

Центр мас, центр ваги

Щодо анатомічного положення, центр мас – точка, навколо якої вага тіла та його сегментів розподілені однаково, незалежно від того, як тіло розташоване в просторі. Центр мас збігається з центром ваги, коли тіло однаково збалансоване в анатомічному положенні. Дві третини маси тіла розташовуються в голові, руках і тулубі. У межах комбінованої маси голови, рук і тулуба локалізується центр тіла приблизно на 55% від загального зросту

для жінок і 57% – від загального зросту для чоловіків. Це безпосередньо перед Т-10 і приблизно на 33 см вище від тазостегнових суглобів для середнього дорослого чоловіка й трохи нижче для жінки (рис. 2.3).

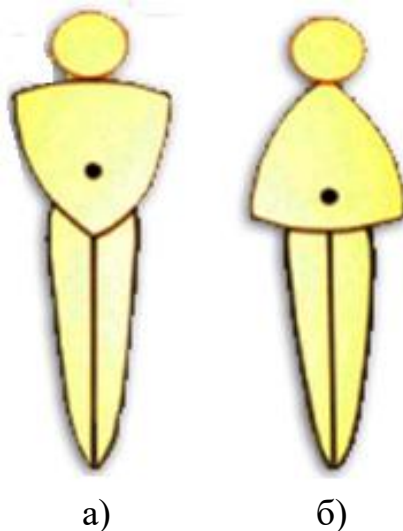


Рисунок 2.3 – Розташування центра мас:

а – 57% від загального зросту чоловіків; б – 55% від загального зросту жінок

Координати центрів мас

Ампутація частини кінцівки або параліч спричиняють зміну положення центрів мас на боці ампутації та всього тіла. Що вищий рівень ампутації, то значніші зміни. Координати центрів мас наведені в табл. 2.2.

Таблиця 2.2 – Координати центрів мас (зріст людини 100%)

Сегмент	Координати центрів мас, %		
	X	Y	Z
Голова	0,00	0,00	93,48
Шия та тулуб	0,00	0,00	71,09
Голова, шия та тулуб	0,00	0,00	74,15
Плече	0,00	±10,66	71,74
Передпліччя	0,00	±10,66	55,33
Кисть	0,00	±10,66	43,13
Уся рука	0,00	±10,66	62,30
Стегно	0,00	±5,04	42,48
Гомілка	0,00	±5,04	18,19
Стопа	3,85	±6,16	1,78
Уся нога	0,35	±5,16	31,67
Усе тіло (ЗЦТ)	0,00	0,00	57,65

*Примітка: X – відхилення у фронтальній площині;
Y – відхилення в сагітальній площині;
Z – відхилення у вертикальній площині.*

Центр ваги може бути визначений як точка рівноваги або місце, навколо якого всі сегменти тіла людини та всі частини системи рівномірно розподілені на підставі їх маси та орієнтації в просторі.

Центр мас тіла – це та точка, що має підтримуватися в межах його маси, щоб зберегти його в рівновазі. Простий приклад, щоб зрозуміти, – це постулати Архімеда (рис. 2.4).

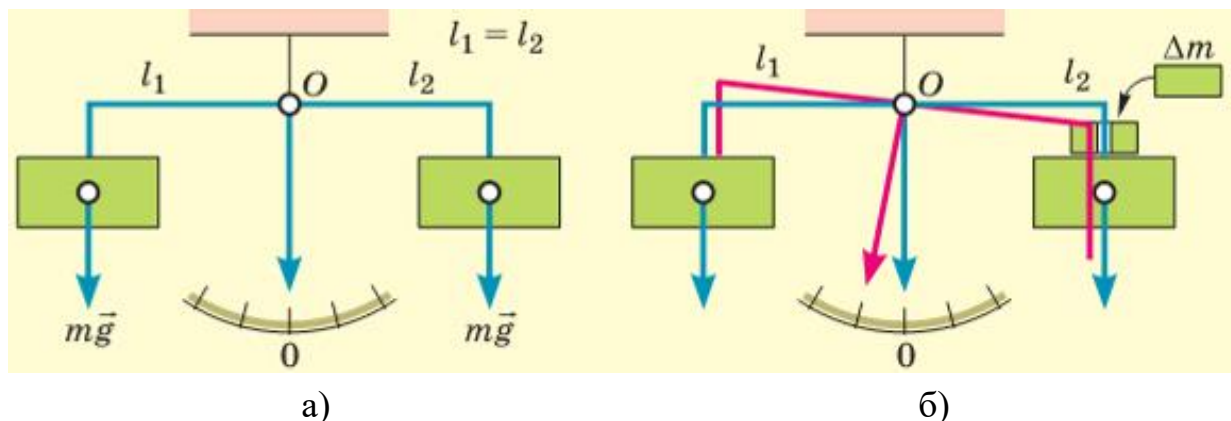


Рисунок 2.4 – Постулати Архімеда:

- а – однакові вантажі, що додаються до однакових плечей важеля, урівноважуються;
- б – однакові вантажі, що додаються до неоднакових плечей важеля, не перебувають у рівновазі

Наступний рисунок – гарний приклад того, як положення центра ваги й центра мас перестане збігатися вздовж осової лінії та переміститься від центра тіла внаслідок ампутацій нижніх кінцівок (рис. 2.5).

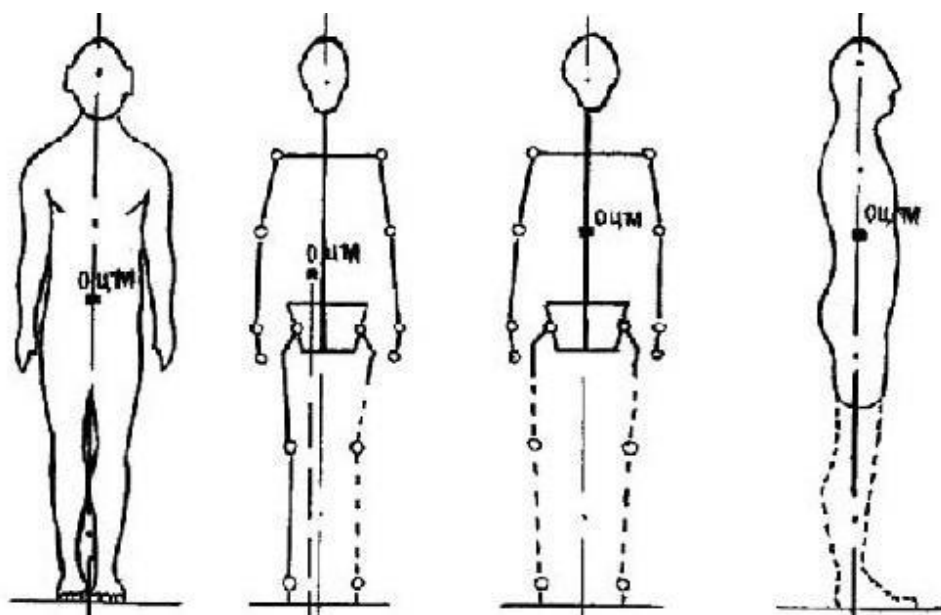


Рисунок 2.5 – Приклад зміщення центра мас (ЗЦМ) після ампутацій нижніх кінцівок

Відповідно до положення центра ваги щодо його точки опори розрізняють види рівноваги (рис. 2.6):

– стабільна, якщо в разі щонайменшого відхилення від положення рівноваги виникає сила або момент сили, що повертають тіло в положення рівноваги;

– нестабільна, якщо за умови щонайменшого відхилення від положення рівноваги виникає сила або момент сили, що відводять тіло від положення рівноваги;

– байдужа, якщо в разі щонайменшого відхилення від положення рівноваги не виникає ні сила, ні момент сили, що змінюють положення тіла.

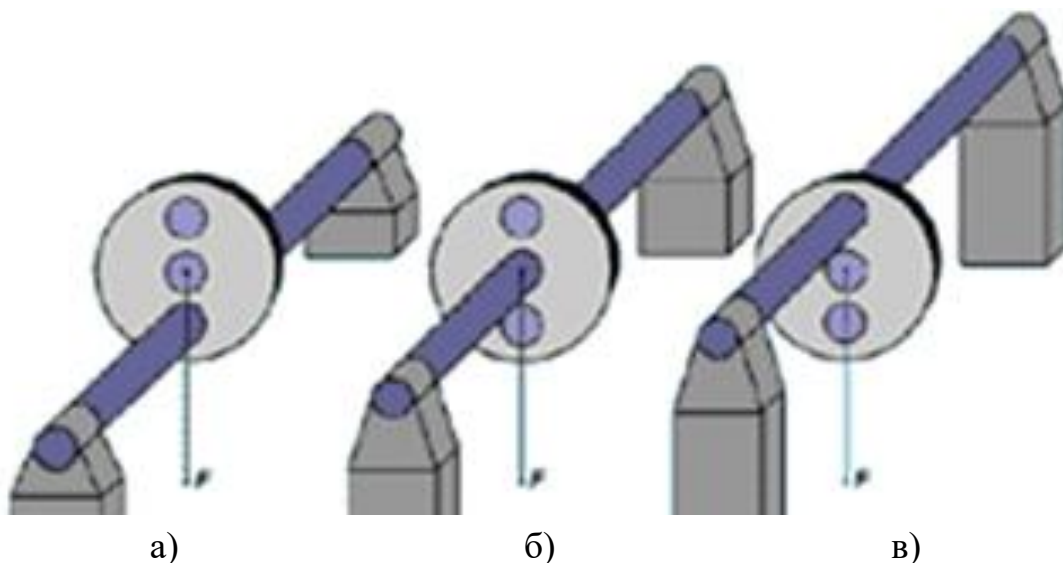


Рисунок 2.6 – Стан рівноваги в системі ротаційного руху:

а – якщо центр ваги розташований точно над віссю підтримки ротаційного руху, тоді система перебуває, власне, у нестабільній рівновазі; незначна зовнішня сила є достатньою, щоб змінити наявну хитку рівновагу на ситуацію стійкої рівноваги після швидкої ротації;

б – якщо центр ваги й центр ротації збігаються вздовж центральної осі, байдужна рівновага переважатиме, оскільки система обертатиметься тільки протягом впливу зовнішньої сили (після або протягом застосування зовнішньої сили первісна рівновага залишається незмінною, хоча положення під кутом у процесі ротації може змінитися щодо осі центра ваги);

в – якщо центр ваги розташований під віссю підтримки ротаційного руху, система перебуває в стійкій рівновазі, оскільки будь-яка зовнішня сила поверне її до первісного положення центра ваги (якщо це не мало місце, хитка рівновага може бути зроблена штучно)

У нормальній анатомічній системі людини центр ваги завжди перебуватиме над зчленуваннями, які потрібні для пересування (анатомічними або протезними), і спричинятиме хитку рівновагу. Опорно-рухова система людини використовує три біомеханічних механізми, які застосовуються також у комбінації, щоб зберігати зупинку кінетичного ланцюга.

Однак інтуїтивній рівновазі перешкоджає втрата кожного із цих трьох механізмів (зображених на рис. 2.7), і це є особливо важливим фактором для пацієнтів з ампутацією або пацієнтів із патологічною деформацією.

1. Постійна м'язова активність (постійний тонус) для збереження ротаційної рівноваги (зображено на рисунку як пружини, збалансовані в рівній протилежності, щоб перешкоджати ротації).

2. Правильне положення осей ротації, що допускають ротацію тільки в одному напрямку.

3. Попередження ротації (межа зчленування) в одному напрямку за допомогою механізму позитивного блокування.

Відсутність зчленувань стопи, гомілковостопного та колінного суглобів поряд з їх м'язовим контролем має особливе значення для пацієнтів з ампутацією на рівні стегна, особливо якщо це скомбіновано зі згинанням у тазостегновому суглобі і/або контрактурами, що відводять. Зупинка ланцюга механічних зчленувань може бути досягнута тільки з допомогою механізмів, як, наприклад, на рис. 2.7, б, в.

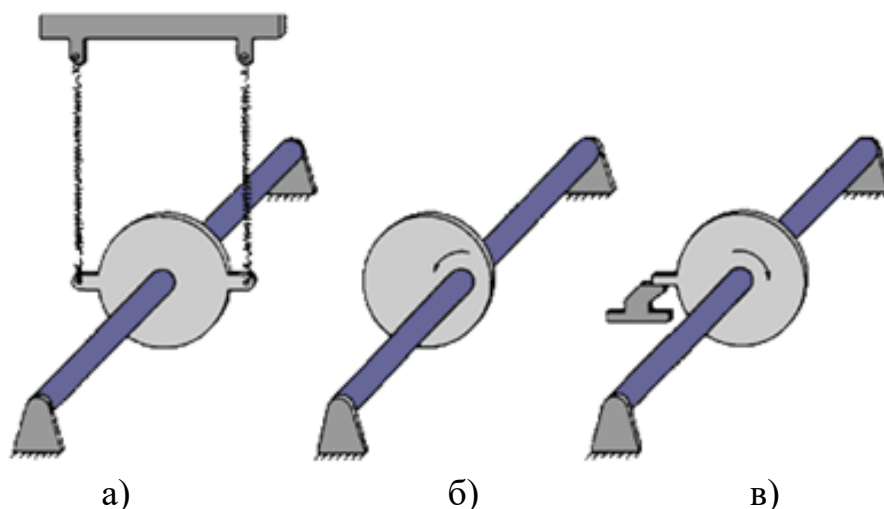


Рисунок 2.7 – Механізми, що забезпечують надійність зчленування

Початок ходьби – надзвичайно дестабілізаційна подія, тому що центр ваги тіла раптово падає вперед і перебуває поза будь-якою стабільністю, що забезпечується стопою у фазу опори. Ходьба – екстраординарне досягнення рівноваги людської системи, що дає змогу нам інтуїтивно падати до опори,

і потім інстинктивно підіймати себе від падіння вперед у момент саме перед передачею нашої повної ваги тіла на ділянку п'ятки у фазу опори, меншої, ніж розмір монети в один євро; і пам'ятайте, що стопа не є плоскою на опорі в цей момент.

Те, що ми можемо зробити це із приблизно 70% нашої ваги тіла й центром ваги / центром мас над вертлюгом, водночас коли ми залишаємося в ритмі, в обраному напрямку або на лінії просування вперед, двоопорний крок після двоопорного кроку без падіння, тоді як тіло людини залишається у властивому й постійному стані нестабільності протягом усього циклу ходьби, – неймовірний подвиг. Тепер уявіть вашого пацієнта з ампутацією стегна з новим протезом, що робить те саме, тоді як ви оцінюєте й змінюєте регулювання в спробі гарантувати йому безпечну та найефективнішу ходьбу.

Центр тиску

Сфера не часто обговорювана, але має вагоме значення в розумінні прямого взаємозв'язку біомеханіки й сил реакції опори та як ці сили розподіляються протягом ходьби, – це центр тиску. Центр тиску визначається в такий спосіб: центроїд розподілу тиску, коли сили реакції опори додаються до підошовної поверхні стопи. Центр тиску постійно просувається вперед протягом всієї фази опори циклу ходьби, і кожна стрілка позначає вектор реакції опори, що впливає на рівень кожного суглоба, коли він переміщується догори. Необхідно пам'ятати, що ці самі принципи застосовуються до протезної стопи й протеза з безпечною рівновагою та стабільністю положення стопи протягом маси в русі залежно від центра тиску, що постійно переміщується.



Рисунок 2.8 – Центр тиску

Лінія навантаження

Ця уявлювана гравітаційна лінія є осьовим навантаженням вектора сили й бере початок із центра мас. Це завжди вертикальна за своїм напрямком лінія, що проходить вниз до центра Землі.

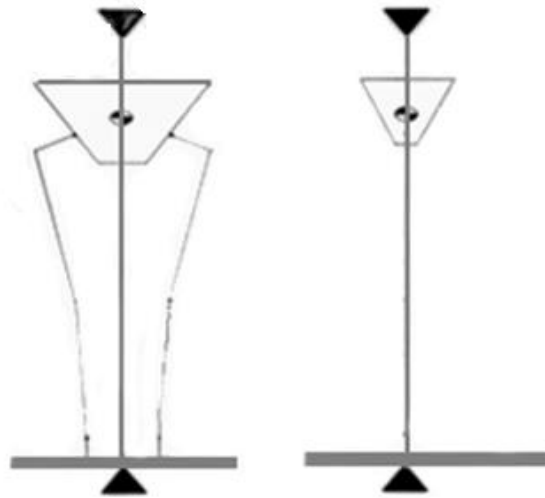


Рисунок 2.9 – Лінія навантаження

Лінія передачі ваги

Спрямована сила маси тіла, що передається крізь кістки кісткової системи.



Рисунок 2.10 – Лінія передачі ваги

У статичній фазі опори маса ваги тіла в голові, руках і тулубі має бути ефективно збалансована 2/3 частинами від загальної ваги тіла, переданого крізь хрестець і таз, до тазостегнових суглобів і дистальніше крізь стегнову кістку, великогомілкову / малоогомілкову кістки, надп'яткову кістку, п'яткову кістку, середню частину стопи й передню частину стопи до опори.

Протягом статичної фази опори ці гравітаційні сили вертаються догори від опори й миттєво передаються крізь кісткову систему як сили реакції опори. Упродовж ходьби швидкість збільшує ці сили.

Раціональний розподіл мас

Іншим прикладом, який ілюструє вимогу до побудови протеза, що сприяє зменшенню кінематичної та динамічної асиметрії, є раціональний розподіл мас конструкції протеза. У разі ампутації спроба виготовити протез, маса якого дорівнювала б масі ампутованої частини кінцівки, викликає суперечність з вимогою мінімізації енерговитрат під час ходьби. Проте, як показали дослідження, дуже легкий протез істотно погіршує симетрію рухів, знижує стійкість, затрудняє винос протеза вперед, особливо за несприятливих погодних умов тощо.

Відповідно до вимог про формальну тотожність рухів збереженої та протезованої кінцівок, за допомогою методів біомеханіки можна раціонально розподілити масу в протезі (табл. 2.3).

Таблиця 2.3 – Маса й положення центра мас у ланцюзі «гомілка – стопа – взуття»

Рівень ампутації	Маса кінцівки, %*	Положення центра мас від колінного шарніра, %**
Кукса за Пироговим	1,2	89
Довга кукса гомілки	1,7	82
Межа нижньої та середньої третини гомілки	2,0	78
Половина гомілки	2,4	73
Межа середньої та верхньої третини гомілки	2,8	67
Коротка кукса гомілки	3,2	62
Вилущення гомілки, кукса за Грітті	4,2	59
Довга кукса стегна	3,4	55
Межа нижньої та середньої третини стегна	3,1	55
Половина стегна	2,0	57
Межа середньої та верхньої третини стегна	1,0	69
Коротка кукса стегна	0,5	88

Примітка: * За 100% прийнята маса тіла.

** За 100% прийнята відстань «коліно – підлога».

Кінематичне суміщення

Для зручної ходьби істотне значення має кінематичне суміщення рухів суглобів ноги й шарнірів протеза. Зрозуміло, що більше збережено суглобів, то легше здійснити протезування. Але що більше зберігається природних суглобів, то складніше питання про кінематичне суміщення. У цьому розумінні найбільш проста проблема кінематичного суміщення у ситуації побудови протеза стегна. Наявність колінного суглоба (у разі кукси гомілки) ускладнює завдання, а максимальні труднощі виникають, якщо збережені всі суглоби, наприклад, унаслідок паралічу ноги, коли необхідно призначати ортез.

Питання забезпечення кінематичного суміщення шарнірів і суглобів складні ще й тому, що конструкції шарнірних зчленувань не відтворюють повної структури рухів суглобів кінцівки. Так, на колінний суглоб, що робить обертання, коливання й ковзання, накладається шарнір, який реалізує тільки обертання навколо однієї осі. Через це часто виникає біль у суглобі, кукса гомілки виходить із гільзи тощо.

Після ампутації гомілки найбільша свобода рухів колінного суглоба досягається в протезі без гільзи стегна. Відсутність колінних шарнірів дає змогу суглобу рухатися найбільш природним способом. Така побудова протеза, коли досягається максимальне кінематичне суміщення шарнірів і суглобів, найповніше реалізується в протезі гомілки з глибокою посадкою без гільзи стегна.

У ситуаціях, коли застосування шарнірів обов'язкове, уявна вісь колінного шарніра в протезі гомілки має бути паралельною горизонтальній площині. Необхідно, щоб вісь обертання гомілковостопних шарнірів розташовувалася під дугою зовнішньої щиколотки й була паралельною горизонтальній площині опори.

Під час ходьби відбувається ротація сегментів кінцівки навколо своїх довгих осей. У процесі перенесення лівої ноги стегно разом із тазом обертається всередину за годинниковою стрілкою, а стопа – у протилежному напрямку, тому ногу ставлять на опору в напрямку руху. Для правої ноги картина руху дзеркально протилежна. Зважаючи на це, стопа стає на опору з природним розворотом.

Після ампутації ноги через відсутність стопи зникає можливість компенсаторного руху дистальної частини кінцівки, що забезпечує ротацію стегна всередину. Що довша кукса, то це частіше призводить до завчасного розвороту колінного й гомілковостопного шарнірів назовні (для лівої ноги – проти годинникової стрілки, для правої – за годинниковою стрілкою, вигляд зверху).

Вісь приймальної гільзи стегна варто розташовувати так, щоб кукса була в найбільш природному положенні. Дослідження показали, що коротша кукса після ампутації, то більше вона відводиться. У нормі кут між віссю стегнової кістки й анатомічною віссю у фронтальній площині становить для чоловіків $6\pm 1^\circ$, для жінок – $7\pm 1^\circ$. Цей кут зменшується після ампутації, що викликає певну рекомендацію для вибору кута між віссю гільзи стегна й анатомічною віссю. Кут між віссю гільзи стегна менший за кут, утворений стегновою кісткою й анатомічною віссю. Здебільшого цей кут залишається гострим, але меншим, ніж у нормі. В окремих випадках патологічного відведення, коли кут стає тупим, вісь гільзи стегна має встановлюватися на відведення.

Крім фронтальної площини, варто реалізувати кутову установку осі гільзи стегна в сагітальній площині. Стегнова кістка має шаблеподібну форму з випуклістю вперед, тому після ампутації кукса завжди розташована під кутом. Що коротша кукса, то більший цей кут. Для гільзи протеза гомілки положення осі визначається в процесі виготовлення зліпка, що захоплює куксу, коліно й нижню частину стегна.

2.2 Біомеханіка й механічні силові навантаження, що діють на протез і куксу

Кукса, що залишилася після ампутації, ніколи не має піддаватися різним тискам, силам і навантаженням, прикладеним у процесі функційного використання протеза. Однак фахівці довідалися, що кукса має ділянки поверхні, що в різному ступені толерантні до тиску, і можуть бути навантажені з розумною безпекою тоді, як інші ділянки, чутливі до тиску й не витривалі, мають бути розвантажені. Конструкція приймальної гільзи протеза еволюціонувала протягом багатьох років до найсучасніших конструкцій, що прикладають тиск до толерантних до тиску ділянок і створюють зони розвантаження в невитривалих ділянках, а також інші варіанти.

Також існують популярні конструкції гільз, що використовують так звану концепцію з навантаженням по всій поверхні, зокрема лайнер із силікону як контактну поверхню, що носять між куксою та гільзою і що дає змогу розподілити тиск по всій гільзі, коли всі поверхні кукси мають розподілити деяку частину навантаження від загального тиску.

Незалежно від того, чи призначене використання лайнера із силікону або іншого вкладиша як контактної поверхні в протезі, не можна припускати, що лайнер будь-якого типу дозволить межу погрішності або скорегує погано

продуману й розроблену форму гільзи. Більша обережність з увагою до деталей, а також знання толерантних і нетолерантних ділянок кукси, поряд із чітким розумінням застосування принципів протезування, дуже важливі від початкової оцінки та зняття зліпків до остаточного припасування й видачі протеза і, коли необхідно, мають бути відновлені знову з будь-яким подальшим спостереженням для коригування припасування. Проблеми, створені погано продуманою або знятою моделлю й формою гільзи, імовірно, будуть супроводжуватися однаково незадовільним регулюванням і припасуванням, викликаними імпульсом (моментом), силами реакції опори, ротацією та тиском на куксу.

На механічні умови й біомеханіку, залучену в положення стоячи й ходьбу на протезі, прямо впливає регулювання протеза поряд з кінцевою фізикою сил реакції опори, зробленої через протез і кісткову систему пацієнта під час стояння й ходьби. На напрямок вектора та створені сили, що зрештою маємо, впливають компоненти конструкції, стопа й схема побудови протеза, а також загальний фізіологічний стан пацієнта.

Сила може бути визначена як будь-який вплив, що викликає зміни в положенні або в напрямку чи швидкості руху. Сили навантаження на тіло в процесі ходьби передаються крізь кісткову систему до опори крізь протез нижньої кінцівки поряд з миттєвим поверненням сил реакції опори, що збільшуються зі швидкістю. На функційну стабільність під час навантаження, просування вперед кінцівки у фазу опори й пересування кінцівки, отже, впливають декілька сил. Перелічимо їх.

Стискання – сила, що натискає або стискає та діє по осі крізь тіло (тобто коли тулуб випрямлено, кожний хребець підтримує свою частину навантаження (ваги) над собою, і передається поворотна сила реакції опори, що виникає нижче).

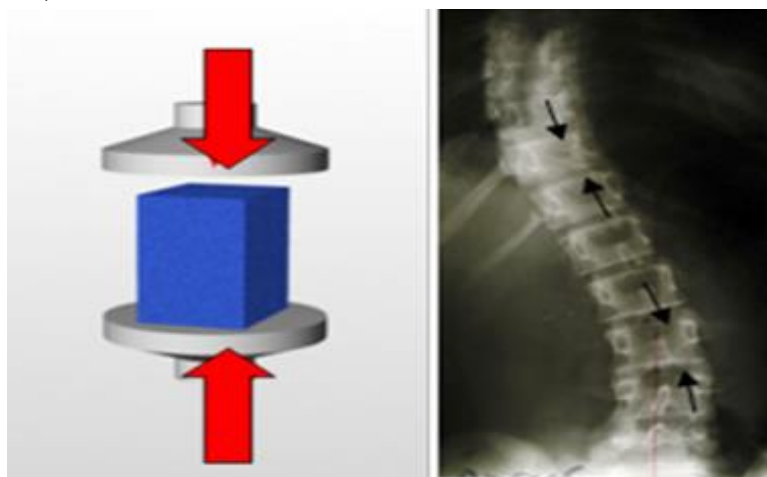
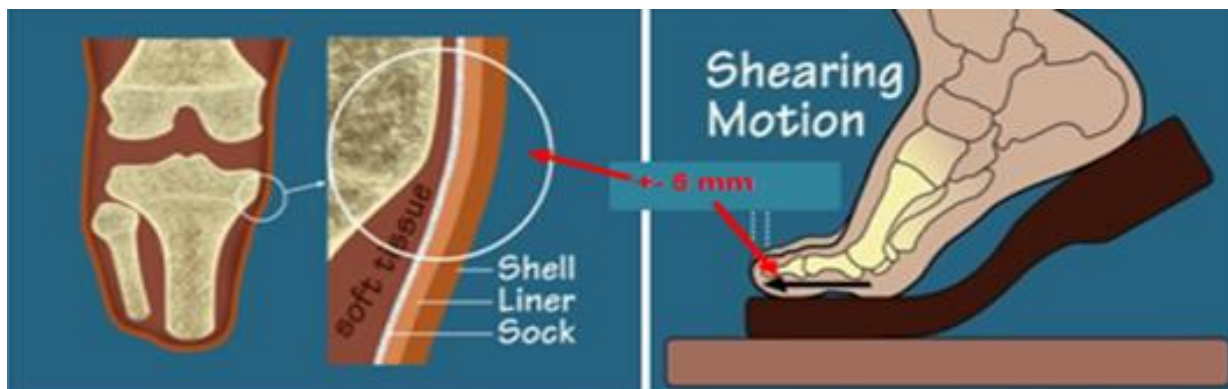


Рисунок 2.12 – Сила стискання

Зрушення – сила, спрямована паралельно поверхні (тобто пухирі або рани, викликані періодично повторюваним зрушенням), така, як у взутті або протезі.



(*Soft tissue* – м'які тканини, *Shell* – гільза, *Liner* – лайнер, *Sock* – чохол; *Shearing motion* – рух зрушення)

Рисунок 2.13 – Сила зрушення

Крутіння (торсія) – навантаження, викликане крутінням тіла навколо його нейтральної поздовжньої осі (тобто крутяться спіральні перетини великогомілкової кістки, коли стопа залишається в зафіксованому положенні, тоді як тіло повертається під критичним навантаженням; реакція навантаженої маси в русі на фіксований важіль опори).

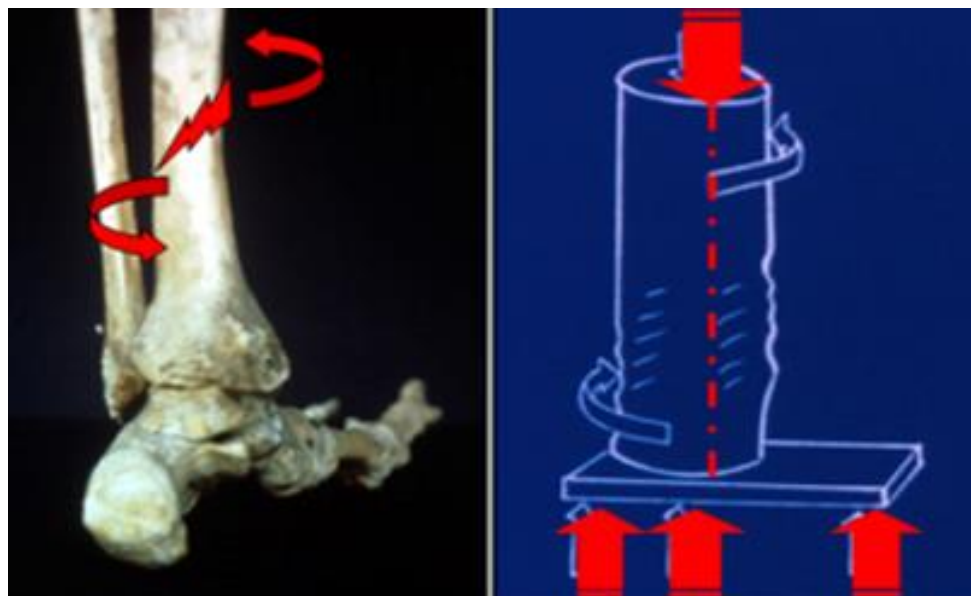


Рисунок 2.14 – Торсія

Напруга – сила, що діє на меншу поверхню й викликає більшу напругу (тиск), ніж ця сама сила, що діє на більшу поверхню. Результативна напруга

здатна впливати на будь-яку частину всієї скелетно-м'язової системи й може розглядатися як переломи або травми тканин від натягу, стискання, зрушення або їх комбінацій. Зважайте, наприклад, що залежно від швидкості у фазу опори, від відриву п'яти до поштовху носком, напруги реакції опори на суглоби й тканини по всій людській системі можуть збільшуватися вдесятеро щодо ваги тіла зі специфічними силами, сконцентрованими на ділянках патомеханічної деформації або кукси. Усі сили між пацієнтом і протезом передаються по будь-якій контактній поверхні між куксою та гільзою незалежно від того, чи мають вони статичне або динамічне походження. Обґрунтована концепція в припасуванні гільзи протеза – розподілити площини сил навантаження по збільшеній площі поверхні в спробі мінімізувати тиск і в такий спосіб усунути пошкодження шкіри. Теоретично тиск може бути мінімізовано, коли підтримувальна поверхня гільзи максимізується.

Сила, вектор сили, імпульс і важелі ротації

Необхідно, щоб протезист мав знання фізичних законів і принципів, які впливають на правильне регулювання виготовленого протеза. Частиною цього дослідження мають бути знання величини сил, що прикладаються до протеза й крізь протез до кукси й кісткової системи на кожному рівні ампутації, зокрема моменти сили й важелі. Унаслідок втрати анатомічної колінної осі це особливо важливо для пацієнтів з ампутацією стегна. Однак принципи, що впливають на необхідну стабільність у колінному суглобі й правила важеля, застосовуються до всіх рівнів ампутації нижньої кінцівки та (або) інших патологій, що порушують анатомічне керування рухом у колінному суглобі протягом ходьби. Сила – це добуток маси, помноженої на прискорення. Його одиниця – ньютон (Н), де один Н = 1 кг x м/с².

$$F = m \times a,$$

де F – сила (Н);

m – маса (кг);

a – прискорення (м/с²).

Усі сили характеризуються величиною та напрямком. Математично сила може бути подана стрілкою (вектор). Довжина стрілки, або вектора, визначає величину, а напрямок стрілки – це напрямок дії сили. Ця стрілка відома як вектор сили. Якщо сила діє на ротаційну систему в русі, це ротаційна сила, або імпульс ротації, що є добутком сили, помноженої на перпендикулярну відстань її лінії дії від центра ротації.

Кінцева одиниця відома як ньютон-метр (Нм). Її рівняння

$$M = F \times r,$$

де M – імпульс ротації (Нм);

F – діюча сила (Н);

r – перпендикулярна відстань між центром ротації та лінією дії сили (довжина важеля) (м).

Примітка.

Сили та імпульс ротації дуже важливі в конструкції протеза (рис. 2.15).

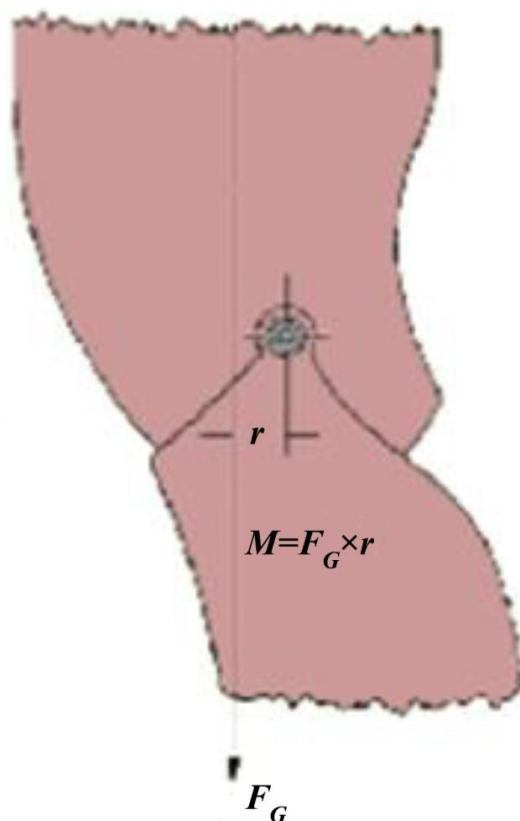


Рисунок 2.15 – Сила реакції опори

Якщо вектор сили реакції опори проходить перед віссю колінного зчленування протеза стегна, він діє на механічну ротацію як момент сили розгинання; якщо вектор сили проходить за віссю колінного зчленування, він діє на механічну ротацію як момент сили згинання. У динамічному циклі ходьби довжини важеля й прискорення / уповільнення імпульсу змінюються в постійній ритмічній моделі.

Просторовий взаємозв'язок компонентів протеза стегна між гільзою та опорою має бути таким чином відрегульований, щоб гарантувати, що надійність механічного колінного суглоба зберігатиметься тільки впродовж моментів, необхідних протягом фази опори циклу ходьби.

Приклад обчислення: $F_G = 400 \text{ Н}$ (приймаючи 50% ваги тіла як 40 кг), $r = 15 \text{ мм}$ (зсув назад за вісь), $M = 400 \text{ Н} \times 15/1000 \text{ м} = 6 \text{ Нм}$.

У середині фази опори колінний механізм протеза стегна регулюється в розігнутому положенні з імпульсом ротації 6 Нм, що блокується проти згинання вектором реакції опори, який розташовується перед механічною колінною віссю та створює момент розгинання. Це схоже на дію нормального фізіологічного колінного суглоба в середині фази опори, коли чотириголовий м'яз більше не перешкоджає активно безконтрольному згинанню в колінному суглобі. З імпульсом і масою в русі вектор реакції опори, що розташовується трохи попереду центроїда колінної осі, створює момент розгинання в колінному суглобі, перешкоджаючи згинанню в колінному суглобі протягом фази опори. Пам'ятайте: що більше до переду перебуває реакція опори до протезної колінної осі, то безпечніше й стабільніше буде колінний механізм. Однак ціна такої стабільності – значна витрата енергії для пацієнта з ампутацією. Протягом фази динамічного регулювання ми регулюємо механічний колінний суглоб наскільки можливо близько до вектора реакції опори для найбільшої ефективності, сумісної з безпекою пацієнта (рис. 2.15).

Імпульсу ротації під час згинання колінного суглоба (механізму) перешкоджає регулювання реакції опори перед механічним колінним центром у середині фази опори.

Важіль – це твердий об'єкт, на який можна впливати, додаючи силу, що обертає навколо осі.

Наша кісткова система складається з ряду важелів, які приводяться в дію нашими м'язами й отримують допомогу від сили ваги. Уявіть, що вам потрібно підняти апельсин, щоб зняти шкірку. Зроблений рух вимагає відносно твердої структури (кістки передпліччя; важіль), яка використовується, щоб повертатися навколо однієї точки (ліктьовий суглоб; точка опори або штафт), щоб пересунути предмет на другу точку (апельсин у кисті; опір) за допомогою прикладеної сили (двоголовий м'яз; сила) у третій точці.

Протези та ортези також мають важелі, що організовані в певному поєднанні та працюють разом із силою ваги, реакцією опори та наявною анатомічною системою важелів (м'язи й кістки), щоб полегшити скоординований рух.

Важіль містить чотири компоненти:

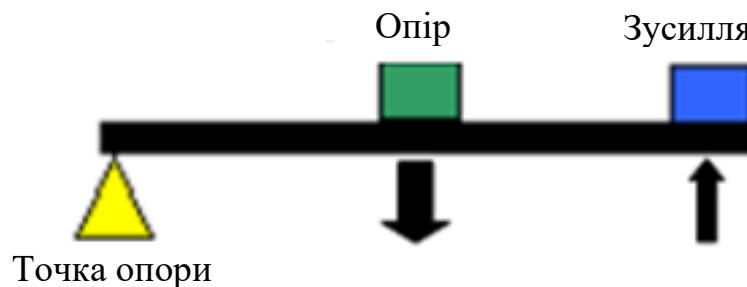
– важіль: відносно пряма й тверда шина, стрижень або відрізок деревини (або подібне);

- точка опори (штифт): точка, навколо якої важіль обертається;
- сила (опір – навантаження): сила, прикладена системою важеля;
- зусилля: прикладене м'язове зусилля.

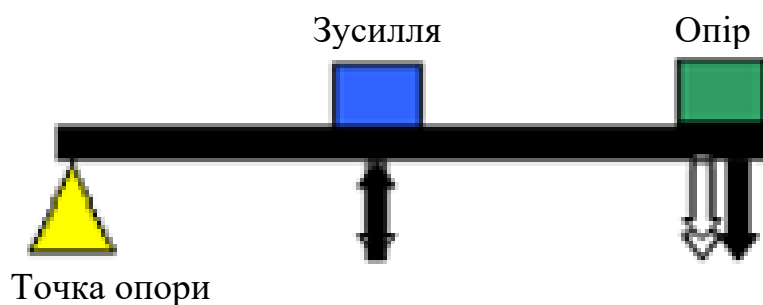
Є три типи важелів. Робота важеля залежить від його типу.



Клас 1: Точка опори перебуває між зусиллям і силою (навантаження). Інакше, важіль розташовують за допомогою прикладеного зусилля та сили з протилежних боків щодо точки опори.



Клас 2: Важіль розташовують із опором між зусиллям і точкою опори.



Клас 3: Точка опори розташовується на одному кінці, опір на іншому кінці та зусилля – між навантаженням і точкою опори. Більшість важелів у людській кістково-м'язовій системі належать до третього класу з м'язами, що забезпечують концентричні скорочення.

Принципи й критерії конструкції протеза

Висвітлення конструкції протеза більш детально подано в наступних розділах.

Основні правила, на які потрібно звертати увагу:

1) протез буде побудований, використовуючи принципи правил регулювання, статично й динамічно в трьох вимірах, щоб досягти необхідної стабільності й, наскільки можливо, ефективної та комфортної ходьби:

– вимір у передньо-задньому напрямку (передній – задній; сагітальна площина);

– вимір у медіально-латеральному напрямку (медіальний – латеральний; фронтальна площина);

– вимір у поперечному напрямку (осі обертання між фронтальною та сагітальною площинами);

2) протез буде сконструйований, розміщений на культі й підігнаний відповідно до критеріїв призначення конструкції, анатомічних вимірів і принципів початкового статичного складання та регулювання за допомогою протезоміра з подальшими спостережливими випробуваннями динамічного регулювання, а також із необхідним регулюванням / змінами під час пересування. Використовуючи складання та регулювання за допомогою протезоміра як відправну точку, модифікації регулювання в трьох вимірах будуть відкориговані протезистом, якщо потрібно, з метою досягти необхідного комфорту, стабільності й рівноваги протягом фази опори й фази переносу, беручи до уваги весь кінетичний ланцюг від стопи до тазостегнового суглоба та тулуба.

Біомеханіка та взаємозв'язок кукси й приймальної гільзи протеза

Гільза протеза має відповідати деяким основним цілям:

– бути комфортною для споживача та переносити тиск у кісткових і м'яких тканинах у специфічних ділянках;

– утримувати вагу протеза протягом фази переносу та підтримувати навантаження від маси тіла впродовж фази опори;

– дозволити максимальне навантаження та стабільність для передачі статичного й динамічного зусилля крізь розсічені кістки кукси до більш проксимальної кісткової системи;

– охоплювати куксу, допускаючи амплітуду руху суглоба, сумісну з нормальним пересуванням з найменшою витратою енергії;

– зберігати біомеханіку сегмента тіла, наближаючись до найбільш можливого нормального й анатомічно орієнтованого положення.

Сили реакції опори – результат фізичних законів, яких не можна уникнути. Однак вони можуть бути змінені або перерозподілені, щоб підсилити призначену функцію, а також припасування й комфорт завдяки оптимальному регулюванню протеза й конструкції гільзи. Замість того, щоб загостритися під впливом сил реакції опори, багато потенційних проблем тиску, зрушення тощо, пов'язані із силами навантаження, можуть бути усунуті, зменшені або перерозподілені завдяки ретельному врахуванню та застосуванню біомеханічних принципів і принципів конструкції, припасуванню та регулюванню протезів. (*Патент України на винахід № 97317 «Пристрій для оцінки розподілу тиску в приймальній гільзі протеза», заявник УкрНДІпротезування.*)

Для кращого розуміння біомеханіка протезів нижньої кінцівки може бути поділена на дві широкі сфери:

- біомеханіка припасування утримання гільзи;
- біомеханіка регулювання протеза.

2.3 Основні біомеханічні вимоги до протезів стопи

Стопа в людини є частиною опорно-рухового апарату, правильна взаємодія якого з опорою забезпечує нормальне стояння та ходьбу.

Завдяки своєму розташуванню й анатомічній будові стопа є найбільш важливою частиною опорно-рухового апарату людини, що забезпечує нормальну ходьбу, тому повне або часткове припинення функції стопи позбавляє кінцівку низки істотних призначень.

Унаслідок відтинання стопи або її частин розрізняють кукси за Гаранжо, Шарпом, Лісфранком та Шопаром. У цьому разі під куксою розуміють частину сегмента, що залишилася після ампутації стопи.

Кукса за Гаранжо утвориться після вичленення пальців стопи, за Шарпом – після ампутації стопи на рівні плеснових кісток, за Лісфранком – після вичленення переднього відділу стопи на рівні плесна й передплесна, за Шопаром – унаслідок відтинання переднього відділу стопи, коли залишаються тільки п'яткові й надп'яткові кістки.

Звичайно, після ампутації за Гаранжо, Шарпом і Лісфранком ампутанти користуються ортопедичним взуттям, що за умови гарного припасування майже повністю відновлює втрачені функції стопи. Частково це може стосуватися й ампутованого пацієнта з куксою за Шопаром. Однак ампутація за Шопаром унаслідок відсікання м'язів, що розгинають стопу (у разі збереження більшості згиначів), спричиняє опускання переднього відділу кукси. П'яткова

кістка тоді втрачає звичайне своє положення нахилу назад і приймає горизонтальне положення, а по ній уперед опускається надп'яткова кістка. Унаслідок опорною поверхнею кукси буде головка таранної кістки, і кукса за Шопаром стає порочною. Крім того, малий важіль кукси утруднює ходьбу в ортопедичному взутті та не забезпечує достатньої фіксації нижньої кінцівки. Тому ампутованим пацієнтам із куксами стопи за Шопаром доцільніше призначати протези. Основні вимоги до конструкцій цих виробів: гарне моделювання приймальної порожнини кукси, забезпечення розвантаження зазвичай болісного рубця кукси, правильний розворот стопи, вибір потрібного напрямку приймальної порожнини й гільзи гомілки. Під гарним моделюванням приймальної порожнини потрібно розуміти щільне прилягання кукси до гільзи вздовж усієї довжини; передня поверхня гільзи має бути навантажена більшою мірою та насамперед у верхній її третині. Хворобливі фляки на куксі в процесі опори на стопу необхідно звільняти від навантаження, а напрямок гільзи гомілки має відповідати анатомічній будові кінцівки. Носок штучної стопи бажано робити пружним для імітації заднього поштовху та кращого перекату. Розташування гомілковостопного шарніра в протезі має відповідати положенню осі обертання стопи. Оскільки гомілковостопний суглоб не має чітко вираженої осі обертання, то звичайно за вісь обертання гомілковостопного суглоба приймають місце розташування щиколоток.

Оскільки кукса кожного пацієнта має індивідуальні особливості, що необхідно брати до уваги в протезі, приймальну порожнину виготовляють по гіпсовому зліпку, що передає форму й розміри кукси й полегшує формування приймальної порожнини.

Однак у побудові протеза завжди можуть бути виявлені й деякі загальні ознаки, що дають змогу підійти під час примірювання до попередньої зборки протеза з окремих напівфабрикатів. Ці загальні ознаки й закономірності, використовувані в побудові протеза, можуть бути подані у вигляді схеми. На підставі значного практичного досвіду протезування ампутованих пацієнтів із куксами за Шопаром подаємо схему побудови протезів цього типу (рис. 2.16).

Тут вихідною базою для його побудови є лінія дії навантаження на протез, за якою з деяким наближенням може бути прийнята лінія схилу. Ця лінія проходить у сагітальній площині крізь середину посадкового кільця й ділить розмір навпіл; стопа також приблизно ділиться навпіл. У цьому разі з метою великого навантаження передньої поверхні гомілки необхідно, щоб приймальна порожнина гільзи гомілки мала незначний нахил під кутом P (до $5-6^\circ$). Стопа має розворот зовні $a=4-6^\circ$. Схема наводиться для взуття

з каблуком заввишки 1,5–2 см. Зі збільшенням висоти каблука лінія схилю буде йти трохи вперед.

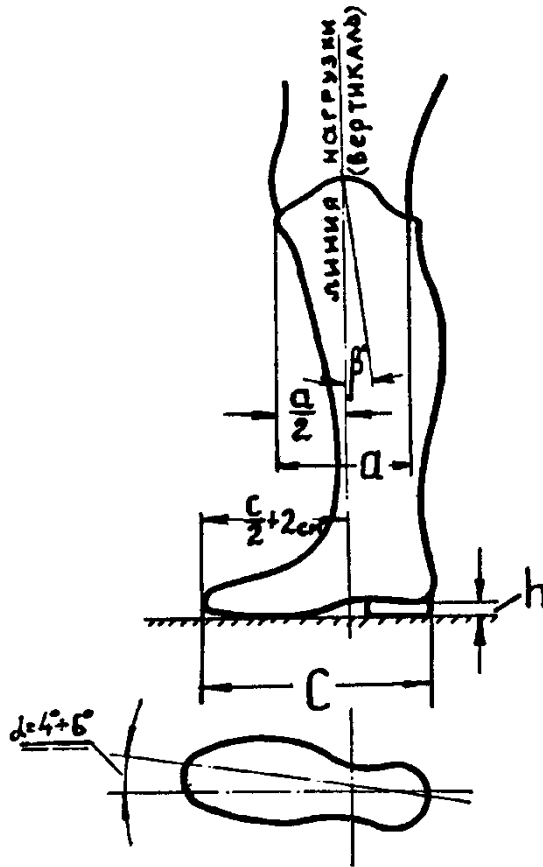


Рисунок 2.16 – Схема побудови протезів за Шопаром

2.4 Передумови раціонального конструювання гільз протезів гомілки

2.4.1 Анатомія кісткової та м'якої тканини кукси гомілки

На рис. 2.17 показані кісткові ділянки або опуклості, що є або можуть бути типово чутливими та нетолерантними до тиску. Залежно від хірургічного методу, ступеня чутливості та опуклості, ці ділянки типово розвантажуються за допомогою додавання накладки з гіпсу різної товщини до гіпсового позитива. Ділянки 1–8 мають розглядатися для розвантаження тиску, і описані нижче під номером 9 (задній бік кукси), який не позначений на рис. 2.17.

1) *Медіальний виросток стегнової кістки.* Унаслідок нормального заднього зсуву поряд із деякою зовнішньою ротацією медіального виростка стегнової кістки за умови повного згинання чимало пацієнтів з ампутацією гомілки відчуватимуть додатковий тиск через неправильний контур гільзи, коли кукса перебуває в цьому положенні. Однак завдяки широким сферичним контурам виростка без гострих виступів додатковий тиск у цій ділянці звичайно добре розподіляється й гарно переноситься. Але оскільки багато пацієнтів

з ампутацією сидять протягом тривалого часу, цю зону потрібно розглядати для додаткового полегшення.

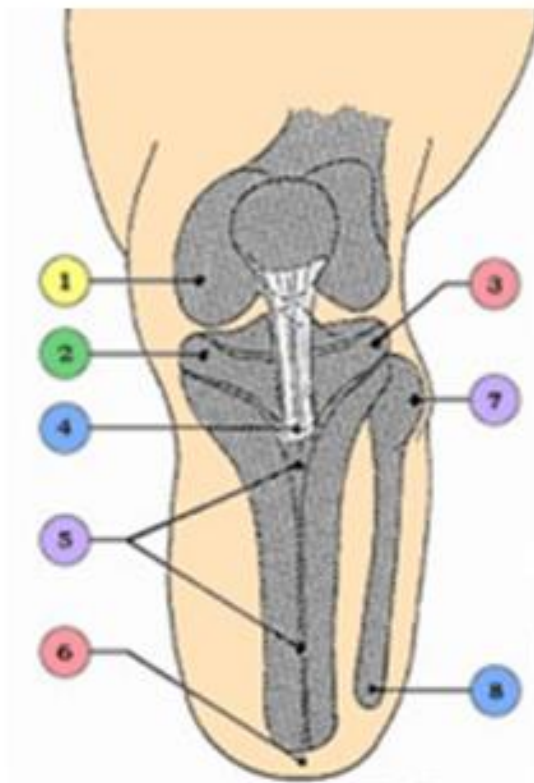


Рисунок 2.17 – Ділянки, чутливі до тиску в куксі гомілки під час навантаження в протезі

2) *Передній, медіальний виросток великогомілкової кістки.* Він може пальпуватися в більшості пацієнтів і менш випнутий, ніж латеральний виросток. Деяке розвантаження тиску тут потрібно розглядати для більшості пацієнтів.

3) *Передній, латеральний виросток великогомілкової кістки.* Ця ділянка легко пальпується, вона випнута, чутлива, на цій ділянці розвантаження тиску має додаватися для всіх пацієнтів.

4) *Горбистість великогомілкової кістки.* Ця ділянка легко пальпується та є місцем дистального прикріплення сухожилля надколінка. Вона є випнутою та чутливою, має бути додана для розвантаження тиску для всіх пацієнтів.

5) *Гребінь великогомілкової кістки.* Легко пальпується, великогомілкова кістка з поперечного плану має трикутну форму з майже плоскою медіальною поверхнею на більшій частині її вертикальної довжини; є випнутою та чутливою внаслідок відсутності зм'якшення у вигляді м'язів, є тільки тонке покриття із тканини від переднього гребеня до медіального гребеня. Гребінь великогомілкової кістки і (значно менше) плоска медіальна поверхня мають розглядатися для розвантаження тиску в усіх пацієнтів.

б) *Дистальний кінець розсіченої великогомілкової кістки.* Дистальна розсічена ділянка великогомілкової кістки звичайно чутлива, особливо в пацієнтів із недавньою ампутацією. Необхідно, щоб передній бік дистального кінця великогомілкової кістки мав копил на кортикальному шарі перед закриттям, щоб зняти гострі краї, що пізніше стане проблематичним. Унаслідок чутливості дистальна розсічена ділянка має бути зменшена для всіх пацієнтів більшою або меншою мірою, залежно від використаного хірургічного методу.

7) *Головка малогомілкової кістки.* Вона звичайно трохи випнута, може пальпуватися та є чутливою до тиску в більшості пацієнтів. Крім того, тому що малогомілковий нерв лежить біля поверхні тканини горизонтально й безпосередньо дистально до головки малогомілкової кістки, має бути забезпечене розвантаження тиску.

8) *Дистальний кінець розсіченої малогомілкової кістки.* Дистальна частина малогомілкової кістки зазвичай розсікається приблизно на 0,5 см, але не більше ніж на 1 см коротше за великогомілкову кістку, і буде небагато скошеною задньо-латерально, і часто чутлива, вимагаючи розвантаження тиску. Однак, залежно від використаного хірургічного методу, дистальне закриття м'язовим шматком може усунути потребу в додатковому розвантаженні в протезі.

9) *Сухожилля, що обмежують з боків підколінну ямку.* Хоча на рис. 2.17 їх не позначено, ці сухожилля є особливо випнутими під час положення сидячи або в процесі згинання в колінному суглобі внаслідок нормального заднього зрушення виростків стегнової кістки. Залежно від конструкції гільзи зміна задніх контурів обрізки і/або додаткове розвантаження та більші виступи (розширення) мають бути забезпечені в задньо-медіальній і задньо-латеральній зонах по обидва боки підколінного м'яза. Гіпс не знімають із цієї ділянки, але розвантаження тиску часто автоматично виконується з додатковим розподілом тиску через зняття гіпсу в зоні підколінного м'яза.

2.4.2 Ділянки кукси, толерантні до тиску

На рис. 2.18 типові ділянки кукси, толерантні до тиску, у протезах гомілки зображені сірим кольором. Ці ділянки звичайно модифікуються на гіпсовому позитиві зняттям гіпсу більшою або меншою мірою залежно від того, чи є обрані місця м'якою або кістковою тканиною, а також залежно від ступеня чутливості.

Сили реакції опори протягом ранньої та пізньої фази опори через тазостегнові суглоби за умови нормальної ходьби із середнім кроком

(у разі відсутності ампутації) вимірюються як 3×вага тіла, збільшуючись до 4,5×вага тіла залежно від швидкості. Пам'ятайте, що повна й функційна скелетно-м'язова система більше не доступна пацієнтові з ампутацією, і сили, передані крізь протез до ділянок кукси проксимальніше, імовірно, будуть трохи більші, ніж зазначені вище. Пам'ятайте також, що чутливі до тиску ділянки кукси, зображені на рис. 2.17, ніколи не передбачалися за своєю природою, щоб переносити такі навантаження, прикладені до них, і первинні пацієнти з ампутацією можуть вимагати періоду формування та поступової твердості тканини, щоб дозволити таке прикладання повторного навантаження.

Точні ділянки для зняття гіпсу на позитивній моделі, а також кількість гіпсу для зняття відображують клінічні рішення, основані на досвіді протезиста, з огляду на використаний хірургічний метод і фізіологічний стан пацієнта. Ділянки, толерантні до тиску, зображені на рис. 2.18. Задні толерантні ділянки не показано на рисунку, але вони описані нижче.



Рисунок 2.18 – Ділянки, толерантні до тиску в куксі гомілки під час навантаження в протезі

1) *Внутрішній виросток великогомілкової кістки.* Метафізарний виросток і сухожилля надколінка – більш толерантні до навантаження ділянки кукси. Підвищений тиск може добре переноситися й бути розподіленим на більшій частині довжини великогомілкової кістки під внутрішнім виростком великогомілкової кістки та дистальніше до нього. Однак варто бути обережним, тому що на медіальному гребені великогомілкової кістки переноситься менший тиск через обмежене покриття м'язовою та м'якою тканинами, що захищають ці кісткові ділянки.

2) *Сухожилля надколінка*. Зазвичай воно не чутливе, його потужна маса може підтримати значно збільшені навантаження й тиск у середині центральної ділянки, між дистальною границею надколінка й горбком великогомілкової кістки. Протез із навантаженням на власну зв'язку надколінка (Р.Т.В) – гарний приклад. Він використовує сухожилля надколінка як основну зону навантаження в гільзі, через зняття великої кількості гіпсу з позитивної моделі, створюючи горизонтально округлу (що випинається всередину), медіально-латеральну лінію, щоб передати більшу частину навантаження тіла прямо до сухожилля зі спрямованими назад силами, що допомагають позиційно втримати куксу в гільзі протягом статичного положення стоячи або динамічного навантаження.

3) *Міжкісткова поверхня між великогомілковою та малогомілковою кістками*. Зазвичай більша мускулатура переднього великогомілкового м'яза в цій ділянці має тенденцію бути дуже толерантною до тиску. Тиск, як правило, підсилений на більшій частині довжини великогомілкової кістки й малогомілкової кістки.

4) *Діафіз великогомілкової кістки*. Незначне збільшення тиску по діафізу великогомілкової кістки звичайно добре переноситься. Однак унаслідок близької до поверхні локалізації великогомілкового нерва дистально до головки великогомілкової кістки варто бути обережним, щоб будь-яке дистальне зменшення гіпсового позитива не почалося на понад 1 см дистально до пальпованого дистального краю головки великогомілкової кістки.

5) *М'яка тканина на задньому боці діафіза великогомілкової кістки*. Унаслідок надзвичайно гарного об'єму литкового м'яза й камбалоподібного м'яза, зменшення гіпсу на позитивній моделі в цій ділянці добре переноситься разом із більш заднім зменшенням у підколінній ямці.

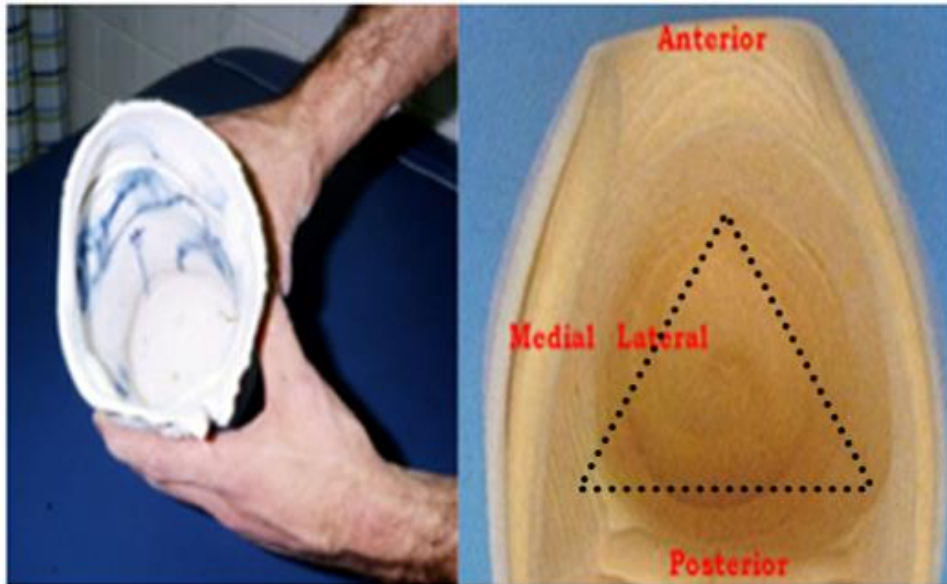
6) *Підколінна ямка*. Часто також називається «задній відділ», залишковий об'єм литкового м'яза й камбалоподібного м'яза, толерантний до тиску. Гіпс вилучають із гіпсового позитива в проксимальній підколінній ділянці, створюючи невеликий вхідний виступ, що звужується до приблизно 2/3 довжини гомілки (залежно від об'єму м'язів і залишкової довжини), і потім розширюється горизонтально назовні, формуючи задній відділ посадкового кільця гільзи. Це дає змогу досягти бажаних кругових розмірів, але, що ще більш важливо, зменшити передньо-задню відстань між сухожиллям надколінка й підколінним м'язом, що забезпечить спрямовані вперед сили для позиційного втримання кукси в постійній гільзі протеза під час положення стоячи й ходьби.

7) *М'які тканини навколо медіального й латерального надвиростків.*

Стегнові надвиросткові виступи використовуються з деякими конструкціями гільзи гомілки (PTS – протези гомілки із захопленням надвиростків стегна й надколінка) і можуть забезпечити додаткову стабільність у колінному суглобі, коли медіальні або латеральні колатеральні зв'язки відсутні або ушкоджені. У більш типових ситуаціях, однак, створюється високий виступ для медіального надвиростка, щоб включити клин, фігурний і рельєфний, який відповідає медіальному верхньому виростку стегнової кістки та який може бути знімним або бути частиною лайнера, що контактує з гільзою. Мета – забезпечити утримання протеза за допомогою клина, створюючи максимум витриманого поперечного медіального тиску крізь м'які тканини дистальної частини медіального широкого м'яза стегна безпосередньо вище від медіального виростка стегнової кістки. Залежно від конструкції утримання за допомогою медіального клина були по-різному вбудовані в м'який лайнер або були знімним компонентом. Цей медіальний клин може правильно утримати протез, тільки коли йому протистоїть погоджений виступ латерального надвиростка, хоча набагато менший поперечний тиск буде витримуватись. Різні надвиросткові конструкції гільзи тільки іноді використовуються в поточній сучасній практиці, витісняючись конструкціями з більш сприятливим утриманням, що використовують лайнери із силікону та еластомеру як контактні поверхні з куксою, і/або подібні утримання за допомогою стегнової манжети і/або вбудованого дистального човникового замка.

Описані поверхні для навантаження вказують на найважливіші критерії регулювання (коригування) гільзи протеза гомілки. Однак рівновага між внутрішніми поверхнями гільзи, що несуть навантаження, і тими, які мають бути звільнені від тиску, має бути ретельно ідентифікована й точно виправлена на позитивній моделі, щоб забезпечити комфорт для кукси пацієнта протягом положення стоячи та пересуванні. Також дуже важливо, щоб протезист відкрито спілкувався з пацієнтом з ампутацією, щоб виконати оптимальне припасування й біомеханічне регулювання протеза. Більшість пацієнтів надзвичайно інтуїтивні протягом процедур припасування й регулювання протеза й можуть часто повідомляти про те, який тиск або нестабільність (і де) вони відчувають, тому що протезист сам визначити це не може.

Загальна конфігурація гільзи гомілки є трикутна, що наслідуює нормальну анатомічну форму кукси, і за умови гарного припасування попереджає ротацію в гільзі. Це далі підкреслюється модифікаціями позитивної моделі й вимогами до припасування, зазначеними вище.



Anterior – попереду; *Posterior* – позаду; *Medial* – медіально;
Lateral – латерально

Рисунок 2.19 – Вигляд зверху негатива й готової гільзи протеза гомілки
(зверніть увагу на приблизну трикутну форму)

2.5 Передумови раціонального конструювання гільз протезів стегна

2.5.1 Загальні положення

Починаючи протезування нижньої кінцівки, протезист має виконати такі основні завдання:

- повністю та правильно розташувати весь об'єм кукси в гільзі протеза;
- забезпечити зчеплення між куксою та гільзою протеза;
- передати статичні навантаження з протеза на скелет;
- забезпечити можливість руху на протезі.

Повне й правильне розміщення кукси в гільзі є передумовою для вирішення трьох останніх завдань. Якщо вдається безболісно й у природний спосіб повністю розмістити куксу в гільзі, то перше й друге завдання можна вважати виконаними. Загалом форма гільзи обумовлює передачу сил і рухів. Отже, різні форми гільз приводять до відмінностей в дії зовнішніх навантажень, що передаються з протеза на куксу, й особистих відчуттів ампутантом цих навантажень.

Навантаження, що розглядаються в біомеханіці, є або внутрішніми, або зовнішніми. До внутрішніх навантажень належать сили від ваги людини й м'язові зусилля, що виникають в системі кісткових важелів і суглобів у вигляді обертальних моментів. До зовнішніх належать сили, що протидіють

внутрішнім, та інші, які діють на корпус. Таку спрощену статичну й урівноважену систему можна подати таким чином: сила ваги рівномірно розподіляється на обидві ноги й спрямована від тазостегнових суглобів перпендикулярно до землі. Проекція цього вектора сили використовується як анатомічна вісь нижньої кінцівки (рис. 2.20, а). Якщо цю систему перенести на людину з ампутацією на рівні стегна, то в одного вектора пропадає точка відштовхування від землі. Вона має бути відтворена введенням у систему навантаження підтримки ампутованого боку протезом (рис. 2.20, б).

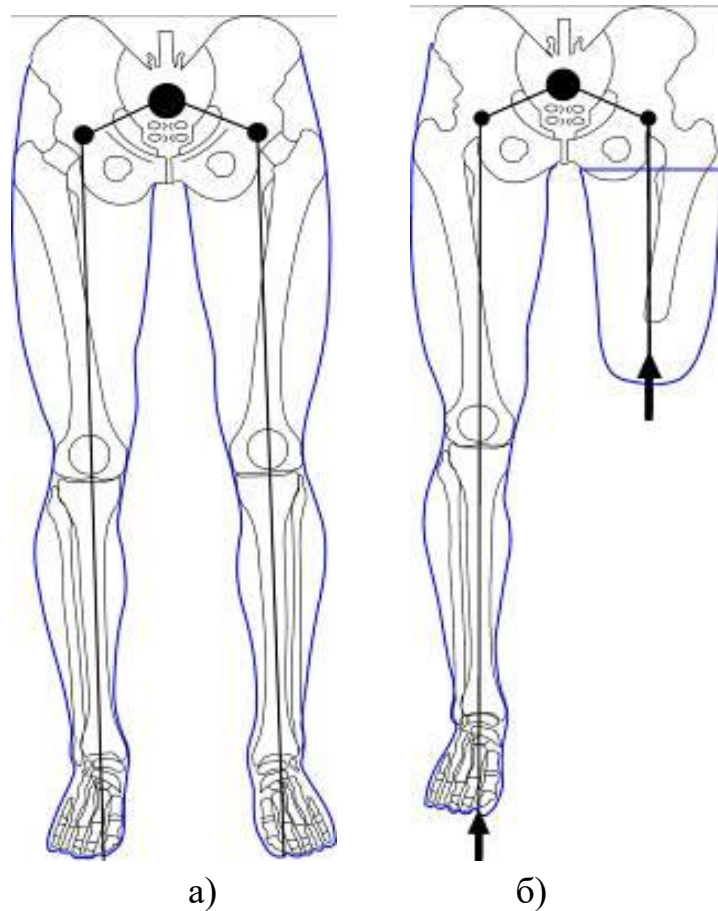


Рисунок 2.20 – Спрощена статична схема навантажень нижніх кінцівок людини:

а – у нормі; б – після ампутації однієї з них на рівні стегна

2.5.2 Принципи побудови поперечно-овальної гільзи

Значна частка в передачі сил в поперечно-овальній гільзі протеза здійснюється тепер не крізь тазостегновий суглоб, а крізь іншу точку опори – *Tuber ossis ischii*. Але зміщення точки опори щодо тазостегнового суглоба в медіальному, дорсальному й дистальному напрямках і порушення м'язової рівноваги спотворює описану систему сил і розрахунок базової лінії для виготовлення протеза (рис. 2.21).

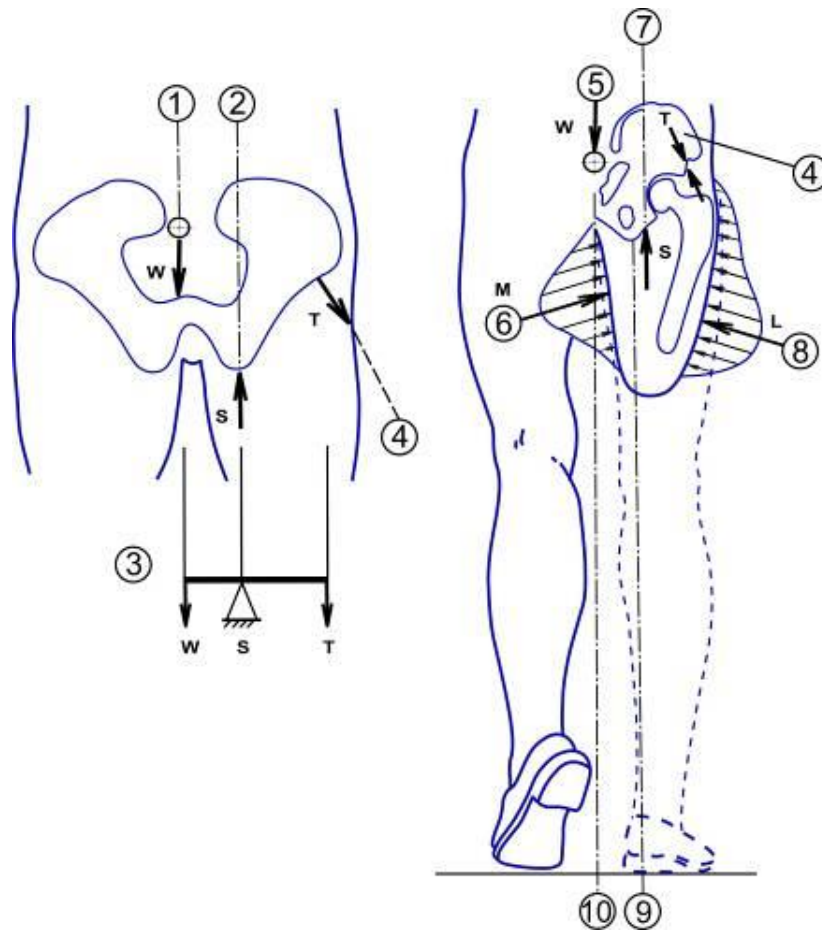


Рисунок 2.21 – Порухення м'язової рівноваги внаслідок ампутації кінцівки на рівні стегна й компенсаторні м'язові зусилля

Вага тіла людини у фазі опори (вектор W) на протез має тенденцію перекидати таз у напрямку здорової кінцівки. Це перетворює таз у важіль, де сіднична кістка є точкою опори й точкою обертання (точка S). Тенденція до перекидання таза компенсується роботою середнього сідничного м'яза (вектор T), що відтворює протидіючий момент. Для того, щоб м'яз міг надавати максимальне зусилля, треба використовувати як можна більше його довжини у вільному стані. Це досягається за умови нормального, приведеного стану кукси. Латеральна стінка гільзи має підтримувати цей стан кукси, створюючи тиск на зону таза, вище від центра ротації кукси, у фронтальній площині та вздовж усієї довжини стегнової кістки, нижче щодо великого вертлюга. Якщо така латеральна опора в гільзі відсутня, то ампутант вимушений переміщати центр тяжіння в латеральному напрямку, доки він не буде розташовуватися над поверхнею опори протеза із землею. Цього можна досягти тільки в разі значного нахилу корпусу (рис. 2.22). Це призводить до зайвих затрат енергії, спотворює кінематику руху й оптичне сприйняття кінематики правильної ходи.

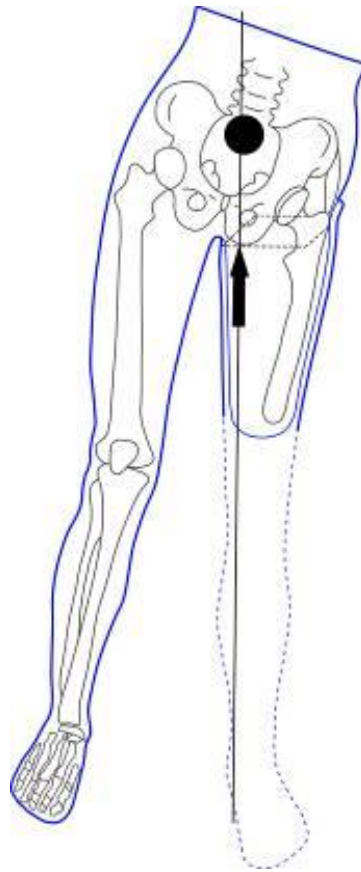


Рисунок 2.22 – Компенсаторний нахил таза в латеральному напрямку

Спеціальна форма поперечно-овальної гільзи сприяє утриманню сідничного пагорба в передбаченій опорній зоні гільзи протеза й стабілізації стегнової кістки під час користування протезом. Базова форма гільзи зображена на рис. 2.23.

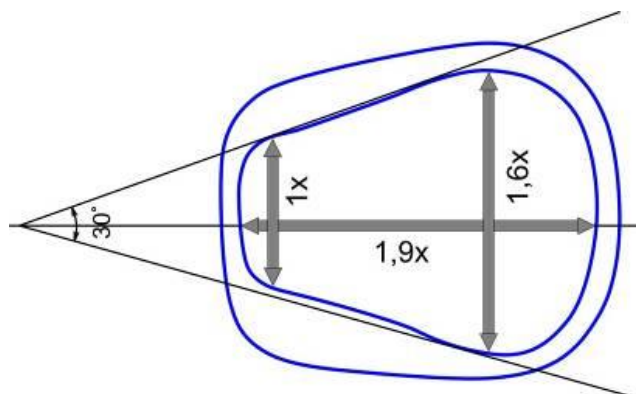


Рисунок 2.23 – Форма й пропорції поперечно-овальної гільзи

Ця форма та співвідношення розмірів мають функційну основу. З одного боку, потрібно підтримувати сідничну кістку в необхідній ділянці, а з іншого – важливо зважати на анатомію кукси й необхідність уведення в гільзу кісткових і м'язових структур без обмеження функційних можливостей (рис. 2.24).

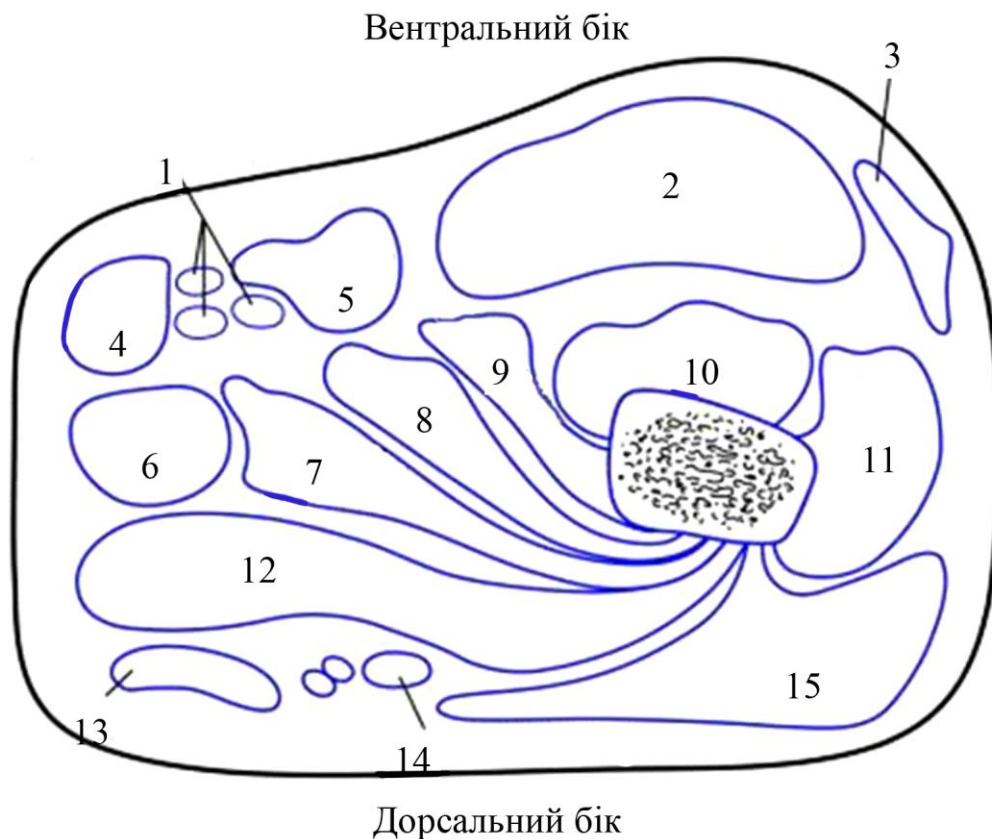


Рисунок 2.24 – Розташування м’язів у поперечно-овальній гільзі:

- 1 – стегнові артерії, нерв; 2 – прямий м’яз стегна;
- 3 – м’яз-натягувач широкої фасції стегна; 4 – довгий привідний м’яз;
- 5 – кравецький м’яз; 6 – тонкий м’яз; 7 – короткий відвідний м’яз;
- 8 – гребеневий м’яз; 9 – великий привідний м’яз;
- 10 – проміжний широкий м’яз; 11 – латеральний широкий м’яз;
- 12 – великий відвідний м’яз; 13 – згинач колінного суглоба;
- 14 – сідничний нерв; 15 – великий сідничний м’яз

Конструктивні елементи поперечно-овальної гільзи мають певні характеристики, подані нижче.

Сіднична ділянка й задня стінка гільзи. Призначені для опори й утримання сідничної кістки. Розташована чітко горизонтально й розвернута в площині сідничної кістки. Одразу плавно переходить на вертикальну поверхню, що охоплює задню поверхню кукси.

Передня стінка й передній пелот. Призначені для утримання сідничної кістки на сідничній ділянці. Це досягається завдяки визначеній віддаленості переднього пелота від сідничної ділянки та створенням на передню поверхню стегна в зоні трикутника *Skarpa* тиску, що протидіє провалюванню сідничної кістки в гільзу. Оскільки тиск діє на нервово-судинний пучок, поверхня

переднього пелота має максимально можливо розподіляти тиск уздовж поверхні стегна для створення мінімального питомого тиску. Верхня межа переднього пелота зазвичай розташована на 2–3 см вище, ніж сіднична ділянка, і відповідає контуру пахової складки. Інакше під час сидіння виникає небажаний тиск на судини та врізання краю гільзи в м'язи. Ширина переднього пелота визначається кістковим розміром між привідним м'язом і верхнім переднім клубовим остюком. У дистальному напрямку стінка поступово змінює плоску форму на округлу й охоплює передню поверхню кукси.

Внутрішня стінка. Перешкоджає сковзанню кукси всередину під час стояння. У проксимальній частині з'єднує сідничну ділянку з переднім пелотом, спускаючись нижче, охоплює медіальну поверхню кукси та з'єднує задню й передню стінки. Довжина внутрішньої стінки в зоні промежини визначається кістковим розміром між сідничним пагорбом і привідним м'язом. Верхній край стінки розташований на 3 см нижче від сідничної ділянки.

Латеральна стінка. Призначена для стабілізації таза під час фази опори на протез. Підтримує нормальний приведений стан кукси, створюючи тиск на зону таза вище від центру ротації кукси у фронтальній площині. Створює опору стегновій кістці вздовж усієї її довжини, нижче щодо великого вертлюга під час фази опори на протез. З'єднує задню та передню стінки. За висотою дорівнює передній стінці.

2.5.3 Принципи побудови подовжено-овальної гільзи

Систему сил, що діють на куксу, можна уявити в спрощеному вигляді (рис. 2.25). Під час опори на протез внутрішня стінка гільзи стискає м'які тканини кукси, розташовані в зоні промежини. Це викликає зсув м'яких тканин і зміщення проксимальної частини гільзи в латеральному напрямку. Що більше атрофовані м'язи кукси або вищий рівень ампутації, то складніше протидіяти зсуву м'яких тканин і зміщенню гільзи й більше зусиль потрібно на відновлення нормальної кінематики руху.

Стабілізувати латеральний зсув гільзи вдається за умови подовження медіального краю гільзи догори та спрямування бокових навантажень на гілку сідничної кістки. Але в цьому разі сіднична кістка втрачає точку опори й провалюється в гільзу протеза. Підтримка сідничної кістки відновлюється, якщо зменшити медіально-латеральний розмір гільзи на рівні великого вертлюга та створити гідростатичне навантаження на м'які тканини кукси. Передача навантажень від протеза на корпус у цьому разі здійснюється анатомічним способом крізь тазостегновий суглоб (рис. 2.26). Ця концепція

у світі отримала позначку CAT-CAM – *Contoured Adducted Trochanteric Controlled Alignment Method*, метод формування посадкового кільця, що дає змогу утримати стегно в приведеному стані.

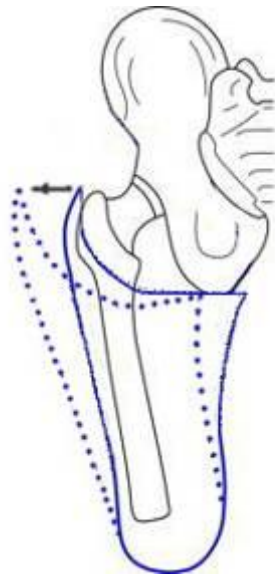


Рисунок 2.25 – Зміщення гільзи в латеральному напрямку

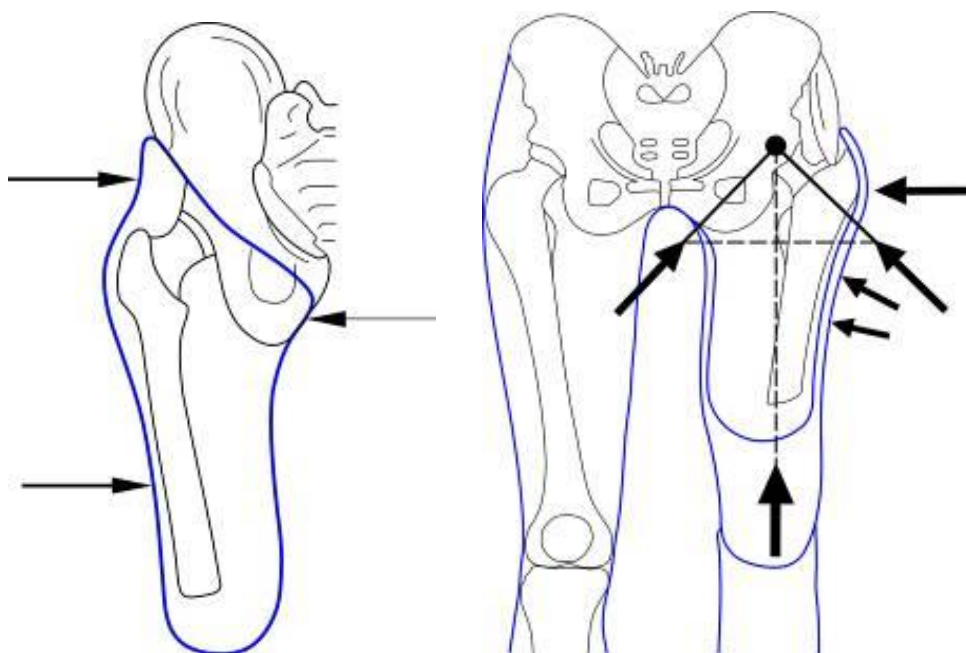


Рисунок 2.26 – Принцип стабілізації латерального зсуву гільзи

Конструктивні елементи поздовжньо-овальної гільзи мають певні ознаки, розглянуті далі.

Медіально-латеральний розмір гільзи. У проксимальному відділі гільза має бути достатньо широкою, щоб прийняти сідничну кістку й великий вертлюг. Цей розмір позначається як «скелетний M-L розмір» і вимірюється від нижньої гілки лобкової кістки до великого вертлюга. Для підтримки

сідничної кістки та стабілізації таза ширина гільзи на відстані приблизно 4 см нижче від сідничного горба значно зменшується. Цей розмір позначається як «М-Л розмір м'яких тканин кукси» (рис. 2.27).

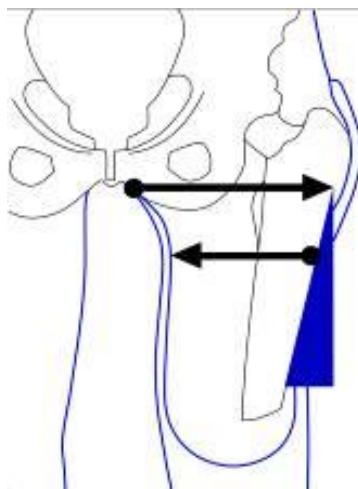


Рисунок 2.27 – Медіально-латеральні розміри гільзи

Передньо-задній розмір гільзи. Необхідність введення м'яких тканин кукси в гільзу з меншим, порівняно з поперечно-овальним, медіально-латеральним, розміром потребує збільшення передньо-заднього розміру. Завдяки цьому зменшується тиск на нервово-судинний пучок і краще розташовуються й функціують основні м'язи стегна (рис. 2.28).

Задня стінка. У проксимальному відділі з медіального боку є похилою поверхнею, що заввишки приблизно на 3–4 см охоплює та перекриває сідничну кістку й тим самим протидіє переміщенню гільзи в латеральний бік. Розташована в її площині для створення рівномірного тиску на сідничну кістку. Для можливості введення в гільзу м'яких тканин кукси нахилена назовні на кут 40–45°. У дорсальному напрямку верхній контур стінки знижується й відповідає контуру великого сідничного м'яза. Спускаючись нижче, плавно переходить на вертикальну поверхню та охоплює задню поверхню кукси.

Латеральна стінка. Завдяки визначеній віддаленості від ділянки, на якій розташована сіднична кістка, і створенню тиску на бокову поверхню стегнової кістки створює кістковий замок і протидіє сковзанню сідничної кістки в гільзу. Підтримує нормальний приведений стан кукси, створюючи тиск на зону таза вище від центра ротації кукси у фронтальній площині, створює опору стегновій кістці вздовж усієї її довжини, нижче від великого вертлюга, під час фази опори на протез. Протидіє ротації гільзи щодо кукси в горизонтальній площині завдяки обхвату великого вертлюга.

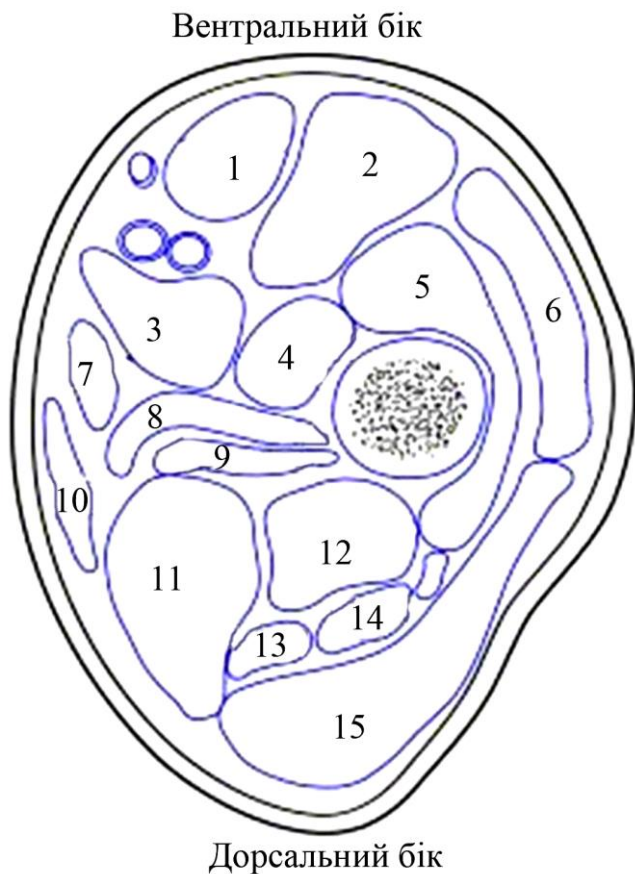


Рисунок 2.28 – Розташування м'язів у поздовжньо-овальній гільзі:

- 1 – кравецький м'яз;
- 2 – прямий м'яз стегна;
- 3 – гребеневий м'яз;
- 4 – клубово-поперековий м'яз;
- 5 – латеральний широкий м'яз;
- 6 – м'яз-натягувач широкої фасції стегна;
- 7 – довгий відвідний м'яз;
- 8 – короткий відвідний м'яз;
- 9 – малий відвідний м'яз;
- 10 – тонкий м'яз;
- 11 – великий відвідний м'яз;
- 12 – чотириголовий м'яз;
- 13 – згинач колінного суглоба;
- 14 – двоголовий м'яз;
- 15 – великий сідничний м'яз

Внутрішня стінка. У проксимальному відділі з дорсального боку примикає до поверхні, що підтримує сідничну кістку. У вентральному напрямку, у точці виходу із гільзи, гілка сідничної кістки знижується на 1–2 см і від неї підіймається до пахової складки. Проксимально охоплює внутрішню поверхню кукси та з'єднується із задньою та передньою стінками.

Передня стінка. З'єднує латеральну й внутрішню стінки. Поступово змінює плоску форму, властиву для переднього пелота поперечно-овальної гільзи в проксимальному відділі, на округлу, що охоплює передню поверхню кукси в дистальному відділі. Верхня границя стінки відповідає контуру пахової складки. Інакше під час сидіння виникає врізання краю гільзи в м'язи. Ширина передньої стінки визначається кістковим розміром між привідним м'язом і верхнім переднім клубовим остюком.

2.5.4 Рекомендації до призначення форми гільзи

Поперечно-овальна гільза завдяки своїй відносно нескладній формі проста у виготовленні, не вимагає від протезиста високої кваліфікації і, отже, спрощує та здешевлює протезування. Але через специфіку передачі навантажень від протеза на корпус виникають додаткові вигинальні моменти, що стосуються згинання стегна, і зсув гільзи в латеральному напрямку. Ці моменти компенсуються додатковою роботою послабленого м'язового апарату кукси.

Крім того, сприйняття нервово-судинним пучком підвищеного тиску від переднього пелота гільзи негативно впливає на стан кровообігу в куксі.

Поздовжньо-овальна гільза має протилежні характеристики. Навантаження з протеза на корпус передаються фізіологічним способом крізь тазостегновий суглоб, нервово-судинний пучок звільняється від навантажень, повний контактний принцип побудови гільзи нормалізує кровообіг у куксі. Але виготовлення гільзи потребує високої кваліфікації фахівця й достатньо високих трудових і матеріальних витрат, що робить протезування дорогим.

Узагальнюючи всі характеристики, можна зауважити, що теоретично поздовжньо-овальна гільза має абсолютні переваги над поперечно-овальною у фізіологічному аспекті. На практиці ці переваги мають відносний характер і деталізуються на основі відчуттів пацієнтів, а саме:

– щільні, м'язові кукси менше здавлюються і травмуються гільзою та краще протистоять латеральному зсуву гільзи, ніж кукси з атрофованими тканинами. Тому переваги поздовжньо-овальної гільзи відчутні залежно від стану м'яких тканин кукси (рис. 2.29);

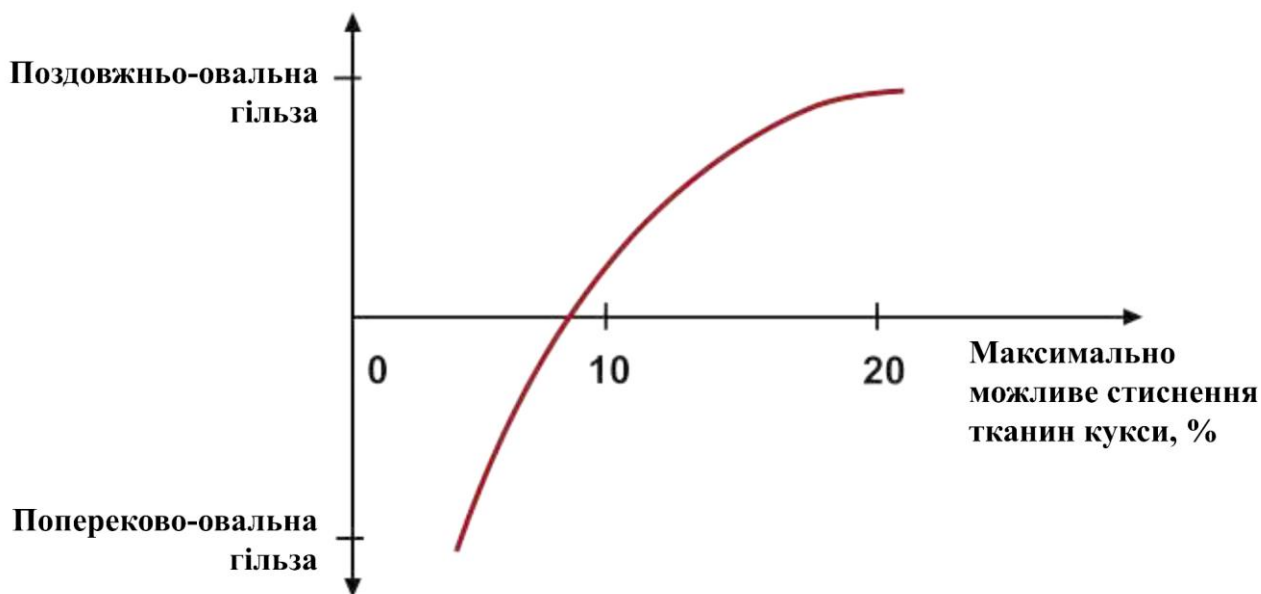


Рисунок 2.29 – Переваги різних форм гільз залежно від щільності м'яких тканин кукси

– довгі кукси розвивають більші м'язові зусилля, ніж короткі, легше керують протезом, краще його утримують і потребують на керування й утримання менших додаткових зусиль. Тому переваги поздовжньо-овальної гільзи відчуваються у зворотній залежності від довжини кукси (рис. 2.30);

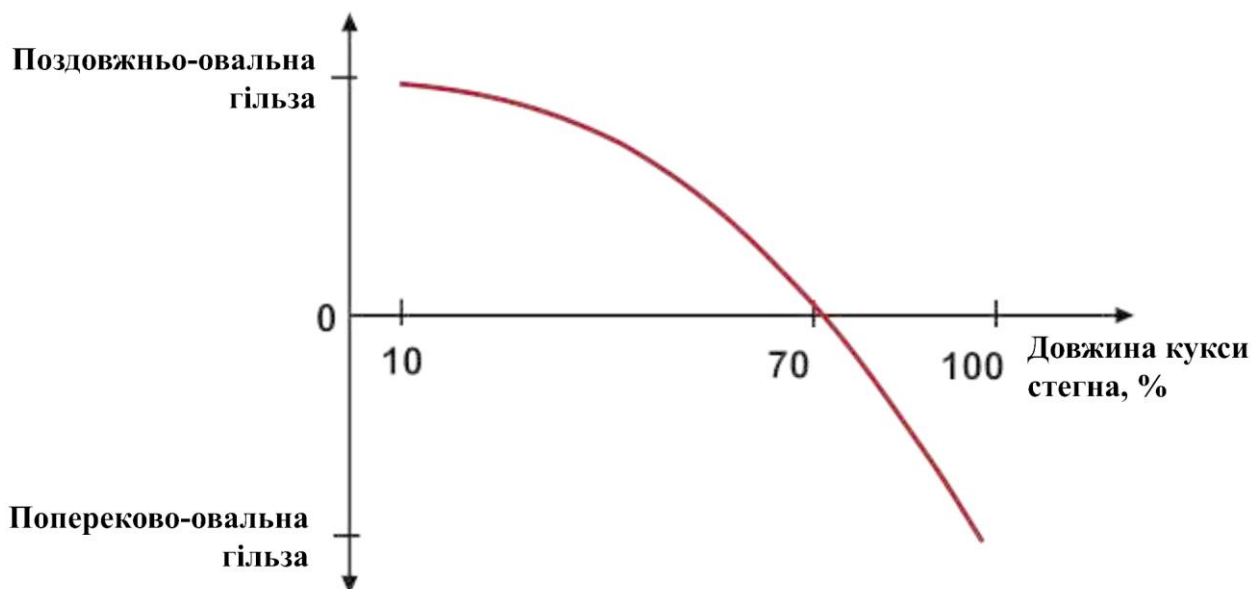


Рисунок 2.30 – Переваги різних форм гільз залежно від довжини кукси

– кукси з нестабільними окружними розмірами дуже важко, а іноді й неможливо, забезпечити поздовжньо-овальними гільзами через необхідність забезпечити гідростатичну передачу навантажень. Тому вибір форми гільзи залежить від стабільності розмірів кукси (рис. 2.31).

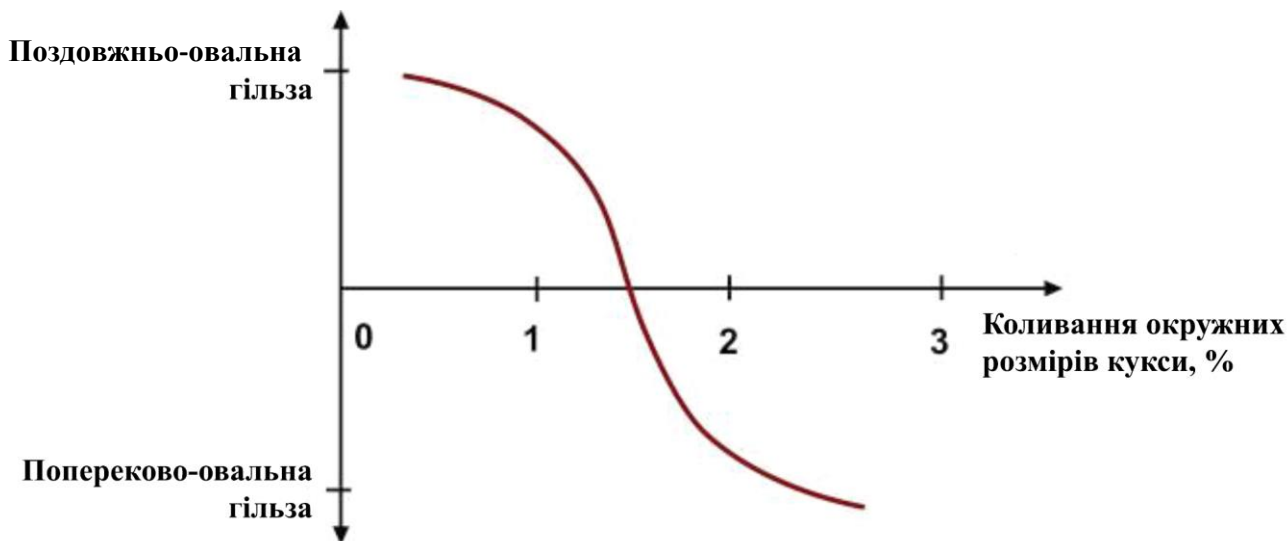


Рисунок 2.31 – Вибір форми гільзи залежно від стабільності окружних розмірів кукси

Остаточне рішення щодо призначення форми гільзи є середньоарифметичним від складників, що визначаються (рис. 2.29–2.31).

2.6 Контрольні завдання

1. Схарактеризуйте поняття «антропометрична норма» й «масінерційні характеристики».
2. Поясніть, що таке центр мас, центр ваги, центр тиску й раціональний розподіл мас.
4. Назвіть і поясніть принципи й критерії конструкції протеза. Поясніть біомеханіку та взаємозв'язок кукси й гільзи протеза.
5. Перелічіть основні біомеханічні вимоги до протезів стопи.
6. Назвіть ділянки кукси гомілки, чутливі та нетолерантні до тиску.
7. Назвіть ділянки кукси гомілки, толерантні до тиску.
8. Опишіть принципи побудови поперечно-овальної гільзи протеза стегна.
9. Наведіть характеристики конструктивних елементів поперечно-овальної гільзи протеза стегна.
10. Поясніть принципи побудови поздовжньо-овальної гільзи протеза стегна.
11. Наведіть характеристики конструктивних елементів поздовжньо-овальної гільзи протеза стегна.
12. Перелічіть рекомендації щодо призначення форми гільзи протеза стегна.

3 КОНСТРУКЦІЇ ГІЛЬЗ ПРОТЕЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК

Наведемо систематизований перелік конструкцій гільз до протезів нижніх кінцівок та додаткових елементів у їх складі.

Гільзи до протезів стопи:

- замкнуті гільзи з вільним гомілковостопним суглобом;
- замкнуті гільзи, що охоплюють гомілковостопний суглоб;
- рамкові гільзи, що охоплюють гомілковостопний суглоб.

Гільзи до протезів після вичленення в гомілковостопному суглобі:

- замкнуті гільзи;
- м'які внутрішні гільзи.

Гільзи до протезів гомілки:

- замкнуті гільзи;
- додаткові конструктивні елементи до гільз протезів гомілки.

Гільзи до протезів після вичленення в колінному суглобі:

- замкнуті зовнішні гільзи;
- м'які внутрішні гільзи.

Гільзи до протезів стегна:

- замкнуті гільзи;
- рамкові гільзи;
- контейнерні гільзи;
- додаткові елементи до гільз протезів стегна.

Гільзи до протезів після ампутації в ділянці тазостегнового суглоба:

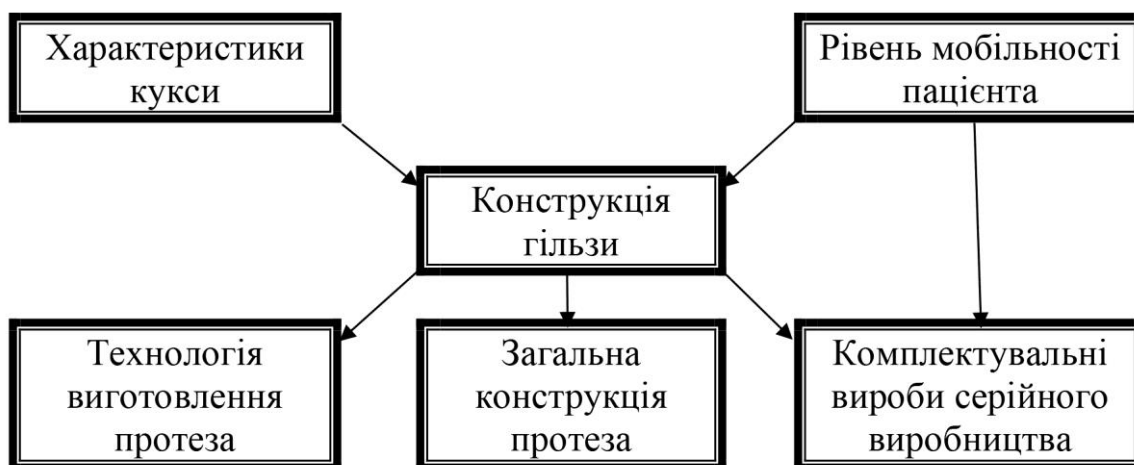
- замкнуті гільзи до протезів після ампутації стегна вище від малого вертлюга та після екзартикуляції в тазостегновому суглобі;
- замкнуті гільзи до протезів після геміпельвектомії;
- внутрішні силіконові гільзи.

Лайнери до протезів гомілки й стегна:

- фіксувальні;
- пом'якшувальні.

Для успішного протезування кукс різного стану, необхідно, щоб конструкція гільзи мала змогу реалізувати певні вимоги до протезного забезпечення та сприяти реалізації протезом необхідних функцій. Тому визначення її конструкції проводиться за результатами оцінювання стану кукси й рівня мобільності пацієнта. Конструкція гільзи визначає загальну конструкцію протеза, деякі його елементи й технологію виготовлення.

**Загальна схема
визначення конструкції гільзи й протеза нижньої кінцівки**



Виготовлення протезів нижніх кінцівок проводиться за способом модульної або блокової зборки. Модульні протези складаються з окремих елементів, таких як стопи, колінні механізми й гільзи. Окремі частини з'єднуються між собою завдяки регульовально-з'єднувальним елементам і несним модулям. Модульна конструкція дуже просто допомагає проводити регулювання взаємного розташування елементів відповідно до стану кістково-м'язового апарату й вимог пацієнта. Блокові протези складаються з окремих елементів заданої форми, що виконують конкретну функцію. Вони виготовляються з деревини, твердої піни або інших штучних матеріалів. Зовнішня оболонка несе навантаження й водночас відтворює форму втраченої кінцівки. Динамічне юстування таких протезів пов'язане із значними трудовими затратами. Тому на сьогодні модульні конструкції майже повністю витіснили блокові протези з ринку продукції, що випускається підприємствами галузі. Частка останніх становить приблизно 1–2% від загальної кількості протезів нижніх кінцівок. Тому блокові конструкції протезів варто призначати лише тим, хто користувався подібними конструкціями протягом багатьох років і не бажає змін.

Висновок про призначення протеза й визначення конструкції та форми гільзи має формуватися лікарем і протезистом. Цей висновок ґрунтується на показаннях і протипоказаннях до призначення відповідних конструкцій гільз.

3.1 Конструкції гільз протезів стопи

Кукса стопи відрізняється від будь-якої іншої кукси нижньої кінцівки тим, що має витримувати повне навантаження від маси тіла й давати змогу пацієнтові пересуватися без протеза. Ступінь опороздатності кукси залежить від її довжини (рис. 3.1). Зменшення поверхні опори призводить до збільшення питомого тиску. Пацієнт з ампутацією на рівні плеснових кісток навіть без протеза має змогу ходити декілька годин, що не можливо в разі ампутації за *Syme*. Межа між бажаним і необхідним протезуванням розташована приблизно на початку плеснових кісток. Зовнішньою межею є суглоб Лісфранка, після операції на якому за сприятливої ситуації пацієнт може обходитись без протеза. З укороченням кукси стопи м'язова рівновага зміщується в бік підошовних згиначів і супінаторів, що призводить до подовження кінцівки й надмірного навантаження на латеральний край кукси, який звичайно характеризується болісним вистоянням кісток. Опора на кінцівку в такому разі стає можливою лише за умови правильного ортопедичного забезпечення.

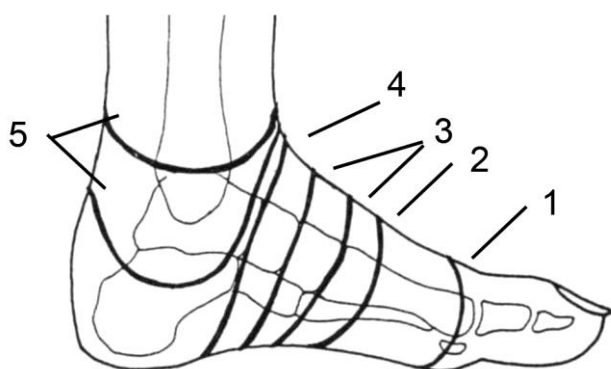


Рисунок 3.1 – Класифікація кукс стопи:

- 1 – довгі кукси плесни; ампутації в її дистальному відділі;
- 2 – короткі кукси плесни; ампутації в її проксимальному відділі;
- 3 – довгі кукси передплесна; ампутації в суглобі Лісфранка;
- 4 – короткі кукси передплесна; ампутації в суглобі Шопара;
- 5 – кукси заднього відділу стопи; ампутації за Пироговим та *Syme*

Опорно-руховий апарат стопи, крім опори для всього тіла, виконує функцію переносу статичних і динамічних сил від тіла на опору, а також від опори на тіло. У положенні стоячи передній відділ стопи несе 3/5 маси тіла, а задній відділ – 2/5 маси тіла. Таке розподілення навантаження здійснюється завдяки склепінчастій конструкції стопи.

Передні «кутові стовпи» склепіння подані головками I і V плеснових кісток, під час часткової ампутації стопи їх видаляють, тому й склепіння після часткової ампутації стопи приречене на порушення. Передній відділ стопи сумісно з гомілкою та литковою мускулатурою створює кутовий важіль, надає підкосостійкість колінному суглобу.

Оскільки в разі ампутації стопи втрачається частина опорної поверхні, то необхідно для запобігання перевантаження п'ятки всю залишену поверхню підошви використати під навантаження. Для підтримки склепіння стопи потрібно під пагорб п'яркової кістки, яка підтримує таранну кістку, зробити добру опору. Разом із гільзою гомілки й жорстким задником це щільно закріплює п'ятку в протезі.

Для розподілення навантаження необхідно підтримати як латеральне, так і медіальне склепіння. За умови відповідної довжини кукси підтримка поперекового склепіння сприяє значному розвантаженню вершини кукси.

Короткі кукси заплесна й заднього відділу стопи необхідно помістити в приймальну гільзу, що зменшує навантаження на п'ятку завдяки розподіленню навантаження на бокові поверхні. Можливі виступи кісток чи оmozолілості залишають відкритими.

Для відновлення функції нижньої кінцівки в протезах стопи можуть використовуватися три конструкції гільз:

- *замкнуті гільзи з вільним гомілковостопним суглобом;*
- *замкнуті гільзи, що охоплюють гомілковостопний суглоб;*
- *рамкові гільзи, що охоплюють гомілковостопний суглоб.*

Завдання раціонального протезування вирішується завдяки використанню в складі протеза конструкції гільзи, що максимально повно враховує особливості кістково-м'язового апарату кукси. (*Патент України на винахід № 60113 від 15.09.2003 «Зм'якшуючий вкладки в гільзу стопи», заявник УкрНДІпротезування; патент України на винахід № 65823 від 15.04.2004 «Протез на довгу куксу стопи», заявник УкрНДІпротезування.*)

Загальні відомості щодо застосування окремих конструкцій приймальних гільз для успішної реалізації вимог протезування кукс стопи наведені в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Загальна інформація щодо застосування окремих конструкцій приймальних гільз для успішної реалізації вимог протезування кукс стопи

Характеристика кукс	Рівень ампутації	Конструкція гільзи
функційні кукси	– кукси плесна; – довгі кукси передплесна; – короткі кукси передплесна (виняткові випадки)	замкнуті гільзи з вільним гомілковостопним суглобом
	– короткі кукси передплесна	рамкові гільзи, що охоплюють гомілковостопний суглоб
	– кукси заднього відділу	замкнуті, що охоплюють гомілковостопний суглоб
малофункційні кукси	– кукси плесна; – довгі кукси передплесна	рамкові гільзи, що охоплюють гомілковостопний суглоб
складні, неопорні кукси	– кукси передплесна; – кукси заднього відділу	замкнуті, що охоплюють гомілковостопний суглоб

Замкнуті приймальні гільзи з вільним гомілковостопним суглобом

Гільзи з вільним гомілковостопним суглобом визначаються створенням м'якого й еластичного охоплення кукси та відтворенням поліпшеного зовнішнього вигляду протеза. Завдяки низьким краям гільзи й жорстким внутрішнім елементам, установленим у зонах п'ятки й переднього торця кукси, забезпечується надійне фіксування гільзи на куksі без обмеження рухів у гомілковостопному суглобі. Ці особливості дають змогу призначати конструкцію для відновлення зовнішнього вигляду кінцівки в разі протезування функційних кукс стопи після ампутації в середньому відділі, а в деяких ситуаціях навіть і в задньому.

Гільзи виготовляються по гіпсовій моделі кукси. У створенні гіпсової моделі необхідно звернути увагу на наявність рубців, кісткових виступів та інших зон, що підлягають розвантаженню, а також правильному просторовому розташуванню стопи з усуненням можливої супінаційної постави. Матеріалами для виготовлення гільз із вільним гомілковостопним суглобом можуть бути в'язко-пружні листові матеріали й високотемпературні силікони (рис. 3.2). За однакових експлуатаційних характеристик, гільзи із силікону мають значно більшу вартість, вимагають від виконавця високої кваліфікації та значних витрат часу на виготовлення. Форма кукси, її рухомість

і незначна опорна поверхня є обмежувальними факторами для призначення протеза із силікону. У разі нездатності кукси переносити навантаження від гільзи з вільним гомілковостопним суглобом, необхідно використовувати конструкцію гільзи, що охоплює гомілковостопний суглоб.

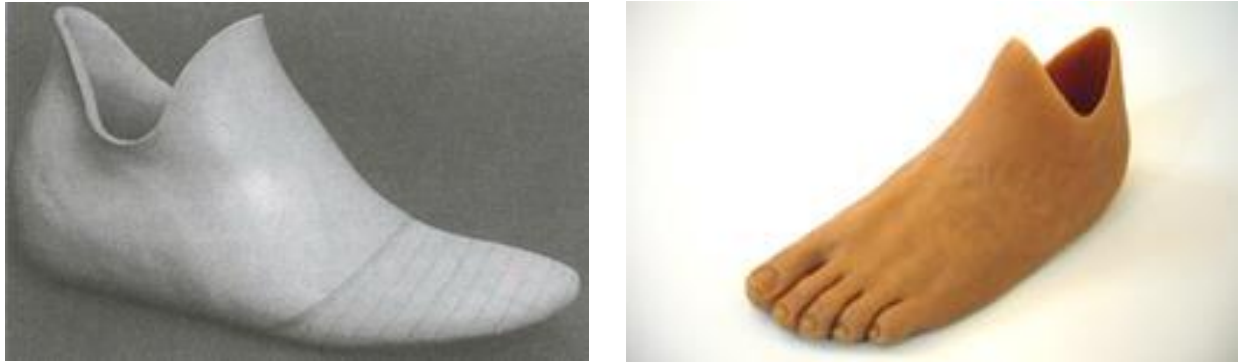


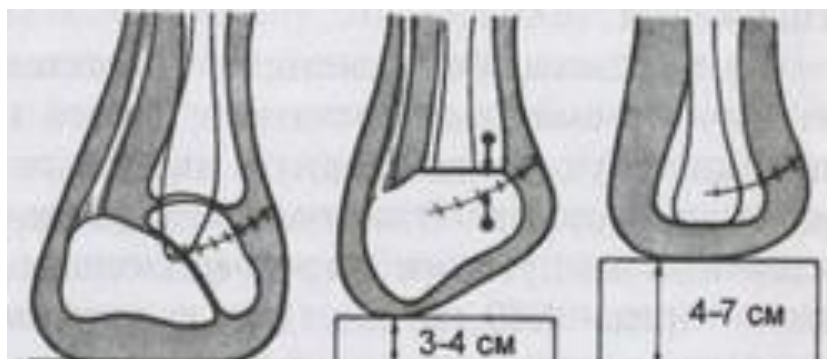
Рисунок 3.2 – Гільзи до протезів стопи з вільним гомілковостопним суглобом

Рамкові приймальні гільзи, що охоплюють гомілковостопний суглоб

Існує три принципово різні типи кукс заднього відділу стопи:

- після екзартикуляції в суглобі Шопара;
- після п'яtkово-великогомілкового артрорезу за Пироговим – Spitzky;
- після ампутації за Syme.

Укорочення кінцівки для цих типів кукс може змінюватись від 0 до 7 см (рис. 3.3).



а)

б)

в)

Рисунок 3.3 – Різні типи кукс заднього відділу стопи:

а – після екзартикуляції в суглобі Шопара;

б – після п'яtkово-великогомілкового артрорезу за Пироговим – Spitzky;

в – після ампутації за Syme

Особливістю кукс заднього відділу стопи є їх булавоподібна форма – перевага для надійного й ротаційно стабільного кріплення протеза й недолік

для розміщення протеза на куксі та його косметичного вигляду. Застосування шаруватих пластиків у виготовленні гільз у разі подібних ампутацій запобігає додатковому подовженню та розширенню гільзи, що сприяє достатньому рівню косметичності. Зручність розміщення в гільзі функційних кукс булавоподібної форми після протезування активних пацієнтів успішно реалізується гільзою рамкової конструкції (рис. 3.4).



Рисунок 3.4 – Рамкова конструкція гільзи до протеза задньої частини стопи

Навантаження сприймається торцем кукси для запобігання хронічного набряку. Гільза протеза за висотою охоплює гомілку й закінчується біля колінного суглоба. Більш короткі гільзи можна рекомендувати в разі виготовлення гільз із м'якого матеріалу або якщо динамічні навантаження на протез не суттєві, тобто для пацієнтів низького рівня мобільності або під час користування протезом удома (рис. 3.5). Аналогічну конструкцію можна застосовувати для протезування малофункційних кукс стопи після ампутацій у середньому відділі.



Рисунок 3.5 – Протез стопи після ампутації за Шопаром із короткою гільзою

Замкнуті приймальні гільзи, що охоплюють гомілковостопний суглоб

За необхідності іммобілізації гомілковостопного суглоба й профілактики еквіно-варусної деформації кукси стопи в разі протезування складних кукс після ампутації в задньому відділі або протезування неопорних кукс призначаються замкнуті конструкції, що охоплюють гомілковостопний суглоб. Але булавоподібна форма кукси, як і в попередньому випадку, вимагає від конструкції гільзи можливості її зручного розміщення на куксі. Для реалізації цієї вимоги конструкція гільзи виконується рознімною (рис. 3.6).

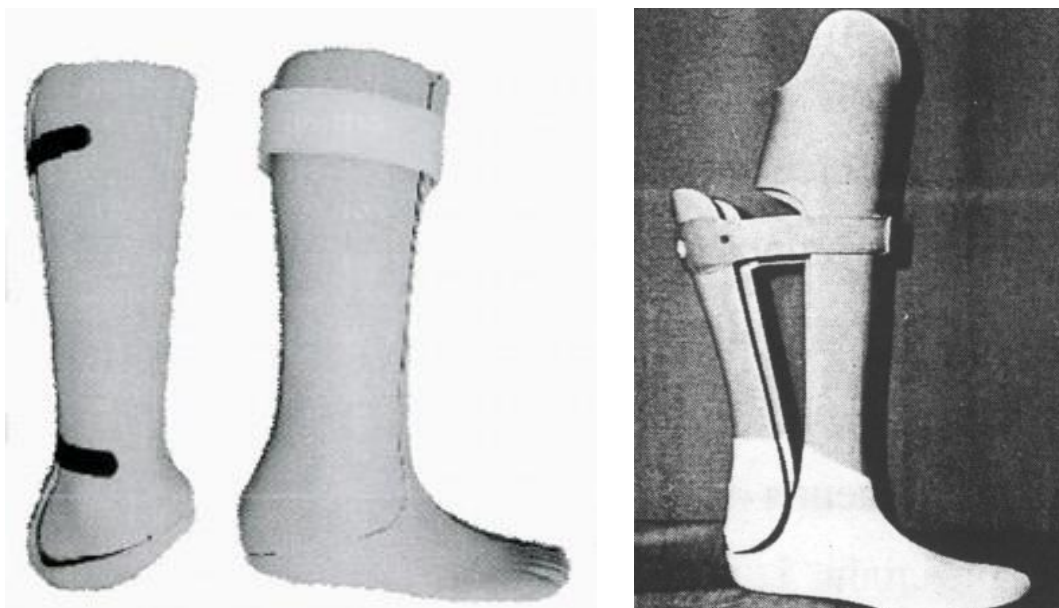


Рисунок 3.6 – Протези стоп із рознімними гільзами

Такі конструкції гільз доповнюються м'якими внутрішніми гільзами. Вони виготовляються по гіпсовій моделі з листових термопластичних матеріалів. Певне моделювання товщини стінок м'якої гільзи може виконувати компенсаторну роль у розміщенні протеза на куксі. Завдяки змінній товщині стінок м'яка внутрішня гільза може компенсувати булавоподібну форму кукси й перетворювати її на циліндричну, що дає змогу в процесі виготовлення жорсткої гільзи уникнути необхідності створення відкидних елементів. Для зручності розташування внутрішньої гільзи на куксі в гільзі виконується бічний розріз (рис. 3.7).

Рекомендовану відповідність конструкцій гільз для протезів стопи до характеристик кукс подано в табл. 3.2.




Рисунок 3.7 – Внутрішня м'яка гільза з боковим розрізом і замкнута гільза протеза стопи




Таблиця 3.2 – Рекомендована відповідність конструкцій гільз для протезів стопи до характеристик кукс

Характеристика кукс	Рекомендовані конструкції гільз
1	2
<p>Кукси плесна (ампутації за Гаранжо, Шарпом)</p> <p>Довгі кукси передплесна (ампутації за Лісфранком);</p> <p>Короткі кукси передплесна (ампутації за Боном – Єгером), виняткові ситуації</p>	<p>М'які гільзи з вільним гомілковостопним суглобом</p> 
<p>Короткі кукси передплесна (ампутації за Боном – Єгером)</p>	<p>М'які гільзи, що охоплюють гомілковостопний суглоб</p> 

Продовження таблиці 3.2

1	2	
<p>Короткі кукси передплесна (ампутації за Боном – Єгером)</p>	<p>Рознімні гільзи, що охоплюють гомілковостопний суглоб</p> 	
<p>Кукси заднього відділу (ампутації за Шопаром)</p>	<p>Рамкові гільзи, що охоплюють гомілку</p> 	<p>М'які гільзи з вільним гомілковостопним суглобом у поєднанні з ортезом на гомілковостопний суглоб-стопу</p> 
<p>Кукси плесна та довгі кукси передплесна з порушеннями функцій гомілковостопного суглоба (ампутації за Гаранжо, Шарпом, Лісфранком)</p>	<p>Рознімні гільзи, що охоплюють гомілковостопний суглоб</p> 	

Кінець таблиці 3.2

1	2
<p>Кукси плесна та довгі кукси передплесна з порушеннями функцій гомілковостопного суглоба (ампутації за Гаранжо, Шарпом, Лісфранком)</p>	<p>М'які гільзи з вільним гомілковостопним суглобом у поєднанні з ортезом на гомілковостопний суглоб-стопу</p> 
<p>Кукси заднього відділу з порушеннями функцій гомілковостопного суглоба (ампутації за Шопаром);</p> <p>Неопорні кукси внаслідок ампутації на будь-якому рівні стопи</p>	<p>Гільзи з опорою на зв'язку надколінка</p>  

3.2 Характеристики кукс після вичленення в гомілковостопному суглобі та конструкції гільз до протезів цього призначення

Кукса після вичленення в гомілковостопному суглобі (ампутація за Syme) була частково описана в попередньому розділі. Перевагами такої кукси є вкритий шкірою п'ятки торець кукси, що дає змогу сприймати повне торцеве навантаження. Завдяки укороченню кукси до 7 см стає можливим використання в протезі як блокових, так і модульних елементів конструкції. Але через складність проведення ампутації в Україні подібних кукс дуже мало.

Для протезування кукс після вичленення в гомілковостопному суглобі застосовуються:

- *замкнуті гільзи;*
- *м'які внутрішні гільзи.*

Замкнуті гільзи

Конструкція замкнутої гільзи до протеза після вичленення в гомілковостопному суглобі аналогічна конструкції замкнутої гільзи протеза стопи (див. рис. 3.7) і гільзі протеза гомілки на довгу куксу. Більш детально вона описана в підрозділах 3.4 й 5.2. Але, на відміну від кукс гомілки, унаслідок протезування кукс після вичленення в гомілковостопному суглобі додатковим елементом конструкції використовують лише м'яку внутрішню гільзу.

М'які внутрішні гільзи

Гільза виготовляється по гіпсовій моделі з листових термопластичних підкладкових матеріалів у сполученні з опорною подушкою під торець кукси. Завдяки змінній товщині стінок м'яка внутрішня гільза може компенсувати булавоподібну форму кукси й перетворювати її на циліндричну, що дає змогу зручно розміщувати куксу в жорсткій гільзі.

3.3 Конструкції гільз протезів гомілки

Основною конструктивною різницею протезів гомілки є гільза.

Як було зазначено вище, залежно від рівня, на якому була проведена ампутація, розрізняють:

- довгі кукси гомілки;
- кукси гомілки після ампутації в нижній третині;
- кукси гомілки після ампутації в середній третині;
- кукси гомілки після ампутації у верхній третині;
- короткі кукси гомілки.

Максимально можлива довжина кукси гомілки відповідає ампутації безпосередньо над гомілковостопним суглобом. На відміну від ампутації за Syme, у разі довгих кукс гомілки їх торець перекритий не здатною до опори шкірою п'яtkової ділянки, а шкірою гомілки, що суттєво гірше витримує навантаження. До того ж дистальний відділ кукси майже не має м'язів або м'язи не повністю перекривають кістки. З цих причин довгі кукси важко протезувати. Вони погано витримують навантаження й мають погіршений кровообіг. Для успішного протезування довгих кукс необхідно, щоб вони мали безболісний дистальний відділ і його повний контакт із гільзою. Підвищення рівня ампутації дає переваги для протезування. Кістки кукс середньої довжини добре перекриті м'язами й краще витримують навантаження. Але залежно від ступеня укорочення кукси скорочуються кістковий важіль і поверхня контакту кукси з гільзою, що в якийсь момент робить куксу нефункційною. (Патент України на корисну модель № 83577 від 25.09.2013 «Спосіб виготовлення приймальної гільзи для протеза гомілки», заявник УкрНДІпротезування; патент України на винахід № 97606 від 27.02.2012 «Приймальна гільза протеза гомілки», заявник УкрНДІпротезування; патент України на винахід № 108456 від 27.04.2015 «Приймальна гільза для протезів гомілки», заявник УкрНДІпротезування.)

Для протезування кукс гомілки на сьогодні застосовуються:

– **замкнуті гільзи;**

– **додаткові конструктивні елементи до гільз протезів гомілки.**

Загальні відомості щодо застосування окремих конструкцій гільз для успішної реалізації вимог протезування кукс гомілки наведені в табл. 3.3.

Замкнуті гільзи гомілки

Гільзи протезів гомілки виготовляють із деревини, шкіри й шаруватих пластиків. Вони можуть існувати самостійно та з використанням у їх складі додаткових конструктивних елементів, таких як м'які внутрішні гільзи, фіксувальні або пом'якшувальні вкладки, манжетки на стегно, манжетки на стегно та з посадкою на сідничну кістку.

Особливістю гільзи з деревини є відсутність навантаження зв'язки надколінка й виростків стегнової кістки та відсутність чіткої відповідності гільзи формі й розмірам кукси. Сили, що діють, сприймаються манжеткою на стегно, а гільза слугує лише для передачі рухів. Сучасні вимоги до протезного забезпечення роблять гільзу з деревини неприйнятною для якісного протезування. Тож призначатись вони можуть лише тим пацієнтам, що користувалися такою конструкцією протягом багатьох років і не бажають її заміни.

Таблиця 3.3 – Загальна інформація щодо застосування окремих конструкцій гільз для успішної реалізації вимог протезування кукс гомілки

Характеристика кукс	Рівень ампутації	Конструкція гільзи
функційні кукси	– кукси на рівні нижньої, середньої та верхньої третин гомілки; – короткі кукси як виняток за відсутності фізичного навантаження	замкнуті гільзи
	– кукси після ампутації у верхній третині; – короткі кукси	замкнуті гільзи з фіксувальними лайнерами
	- кукси після ампутації в середній і верхній третинах у разі підвищеного фізичного навантаження	замкнуті гільзи з манжеткою на стегно
малофункційні кукси через проблеми шкіряного покриву	– ампутації на будь-якому рівні гомілки	замкнуті гільзи з пом'якшувальними лайнерами
малофункційні кукси через порушення функції колінного суглоба	– ампутації на будь-якому рівні гомілки	замкнуті гільзи з манжеткою на стегно
неопорні кукси	– ампутації на будь-якому рівні гомілки	замкнуті гільзи з манжеткою на стегно та посадкою на сідничну кістку

Шкіряні гільзи виготовляються залежно від ваги й рівня активності пацієнта зі шкіри завтовшки від 1,5 до 2,5 мм. Силове навантаження припадає на металевий каркас і манжетку на стегно. Аналогічно до гільз із деревини, шкіряні гільзи також не відповідають розмірам і формі кукси. Деяка подібність досягається застосуванням у складі гільзи кільцевої прокладки, яка в процесі застосування протеза «самостійно» приймає необхідну форму. Призначатися шкіряні гільзи теж можуть лише тим пацієнтам, що користувались такою конструкцією протягом багатьох років і не бажають її замінити.

Замкнуті гільзи до протезів гомілки із шаруватих пластиків призначаються пацієнтам після ампутації в ділянці гомілки або в разі недорозвинення нижньої кінцівки за типом кукси гомілки. Виготовляються способом викладки на гіпсовій моделі кукси армувальних матеріалів та їх просочення під низьким тиском

ливарною смолою або схожими технологічними методами (рис. 3.8). За необхідності конструкція доповнюється опорною подушкою під торець кукси, м'якою внутрішньою гільзою, фіксувальним лайнером, пом'якшувальним лайнером, пневматичною конструкцією, манжеткою на стегно, манжеткою на стегно з посадкою на сідничну кістку. У деяких ситуаціях доцільно застосовувати діагностичну гільзу.



Рисунок 3.8 – Замкнута гільза до протеза гомілки із шаруватого пластику

Попри загальну схожість замкнуті гільзи із шаруватих пластиків можуть мати деякі варіанти виготовлення. Ці варіанти стосуються передачі навантажень і кріплення гільзи на куксі, а саме:

– гільза РТВ (*Patella-Tendon-Bearing*) – гільза з опорою на зв'язку надколінка. Вона фіксується вузьким ремінцем навколо коліна (рис. 3.9). Гільза РТВ є попередником усіх подальших функційних гільз гомілки.

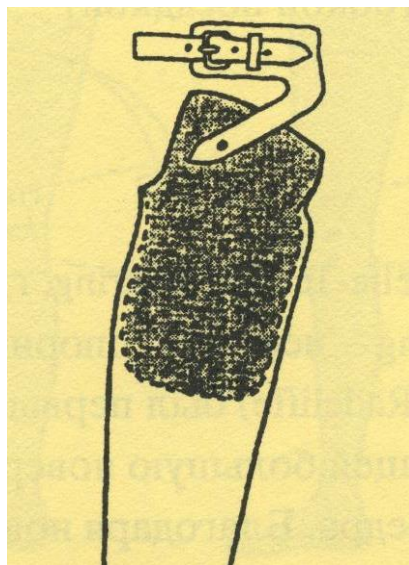


Рисунок 3.9 – Гільза РТВ до протеза гомілки

– гільза KBM (*Kondylen-Bettung-Münster*) – гільза з опорою на виростки. Гільза з медіального боку охоплює виросток стегна й попереджає поршневі рухи та сковзання протеза з кукси. Надколінок нижньою третиною входить в гільзу (рис. 3.10).

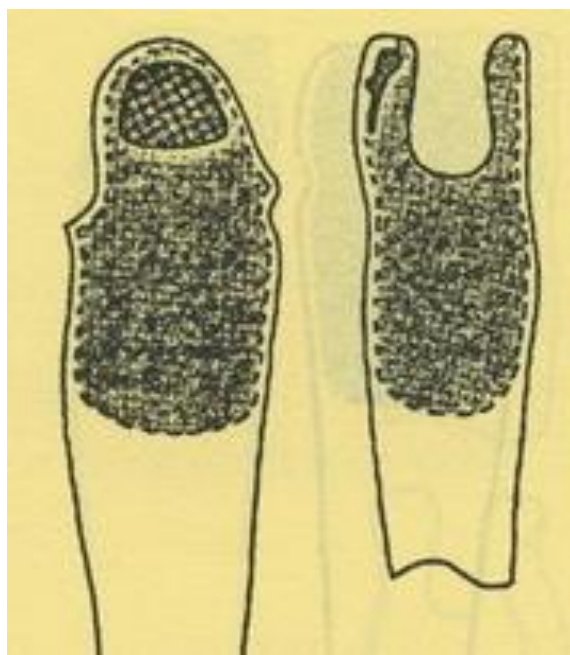


Рисунок 3.10 – Гільза KBM до протеза гомілки

– гільза PTS (*Prothese tibiale supracondylenne*) – гільза протеза гомілки з надвиростковим захопленням за *Fajal*. Надвиросткове захоплення виконується аналогічно гільзі KBM, а надколінок повністю входить в гільзу, що попереджає рекурвацію колінного суглоба (рис. 3.11).

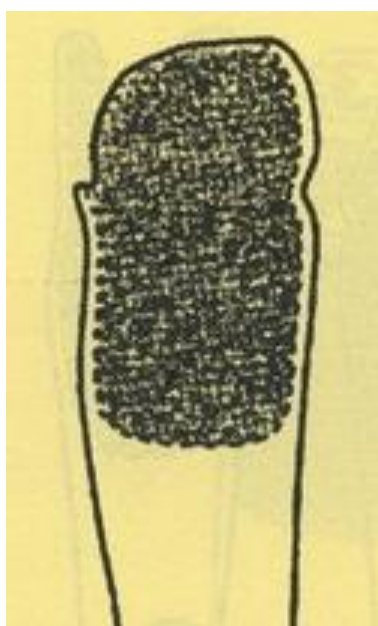


Рисунок 3.11 – Гільза PTS до протеза гомілки

– гільза РТК (*Prothese tibiale Kegel*) – гільза протеза гомілки за *Kegel*. Є змішаною формою названих форм гільз. Вона охоплює виростки стегна як КВМ, м'яка внутрішня вкладка охоплює надколінок як РТС, а жорстка гільза залишає його відкритим як РТВ (рис. 3.12). Така конструкція на сьогодні є найбільш прогресивною.

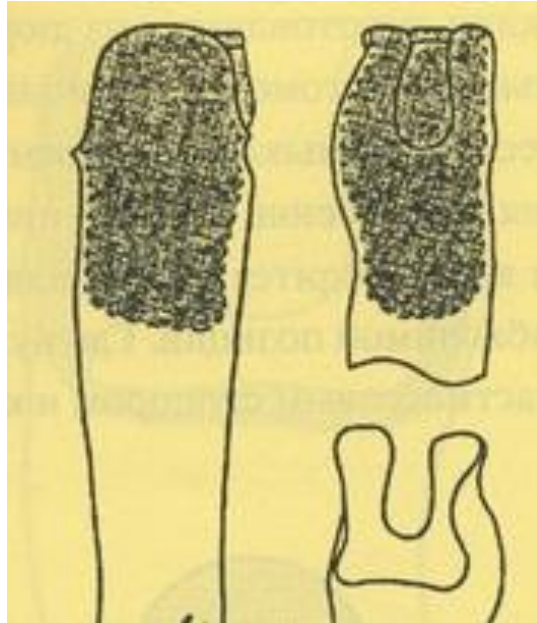


Рисунок 3.12 – Гільза РТК до протеза гомілки

Додаткові конструктивні елементи до гільз гомілки

У складі замкнених гільз до протезів гомілки із шаруватих пластиків зазвичай використовуються м'які внутрішні гільзи (рис. 3.13).



Рисунок 3.13 – М'яка внутрішня гільза

У разі протезування щільних і м'язових кукс м'які вкладки не обов'язково є складовою частиною жорстких гільз. Кукси такого типу за умов виконання всіх критеріїв припасування можуть розміщуватись безпосередньо в жорсткій гільзі. Однак кожна кукса з часом атрофується та з'являються кісткові виступи. Тоді м'яка внутрішня гільза стає необхідною. Вона пом'якшує поштовхи й ротаційні рухи між куксою та гільзою, запобігаючи таким чином утворення травм і потертостей шкіри. Гільза виготовляється по гіпсовій моделі з листових термопластичних підкладкових матеріалів у поєднанні з опорною подушкою під торець кукси.

За умови всіх переваг протеза – напівкінцівки над протезом із манжеткою на стегно, останній забезпечує кращу стійкість і більшу надійність у разі значних фізичних навантажень, що дуже важливо для коротких кукс. Крім того, манжетку можна модифікувати додаванням опори під сідничну кістку й тим самим розвантажити куксу та стегно. Манжетки на стегно виготовляються із шкіри або пластику із застосуванням медіально й латерально розташованих беззамкових колінних шин (рис. 3.14).



Рисунок 3.14 – Гільза протеза гомілки з манжеткою на стегно

Отже, протез гомілки з манжеткою на стегно варто призначати в разі:

- порушення функції колінного суглоба;
- тривалих і підвищених навантажень на протез;
- протезування коротких кукс;
- необхідності зняти навантаження з надчутливої до тиску кукси.

(Патент на винахід України № 55719 від 17.01.2005 «Спосіб виготовлення вкладиша для гільзи протеза кінцівки», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 55719 від 17.01.2003 «Спосіб виготовлення вкладиша для гільзи протеза кінцівки», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 61430 від 17.11.2003 «Спосіб виготовлення зм'якшувального вкладиша в протез нижньої кінцівки», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 68660 від 16.08.2004 «Спосіб виготовлення вкладиша для гільзи протеза», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 74913 від 15.02.2006 «Спосіб виготовлення зм'якшувального вкладиша в протез нижньої кінцівки», заявник УкрНДІпротезування.)



Для створення дозованого навантаження на дистальний відділ кукси з метою нормалізації кровообігу гільзи гомілки звичайно доповнюються опорними подушками. Подушки виготовляються промислово або індивідуально із газонаповнених підкладкових матеріалів, пінополіуретанів, силіконів тощо.

У табл. 3.4 подано рекомендовану відповідність конструкцій гільз протезів гомілки до характеристик кукси.



Таблиця 3.4 – Рекомендована відповідність конструкцій гільз протезів гомілки до характеристик кукси

Характеристика кукс	Рекомендовані конструкції гільз
1	2
Кукси після ампутації на рівні нижньої, середньої або верхньої третини	<p data-bbox="655 1317 1425 1357">Замкнута гільза з м'якою внутрішньою гільзою</p> <div data-bbox="671 1379 1425 1951">  </div>




Продовження таблиці 3.4

1	2
<p>Кукси після ампутації на рівні верхньої третини</p>	<p>Замкнута гільза з фіксувальним вкладишем серійного виробництва</p> 
<p>Кукси після ампутації на рівні середньої або верхньої третини за умови підвищеного фізичного навантаження</p>	<p>Замкнута гільза з м'якою внутрішньою гільзою та манжеткою на стегно</p> 

Продовження таблиці 3.4

1	2
<p>Худі й атрофічні кукси після ампутації на рівні нижньої або середньої третини</p> <p>Кукси за наявності пороків і захворювань шкіряного покриву без запалювальних явищ після ампутації на рівні нижньої або середньої третини</p>	<p>Замкнута гільза з пом'якшувальним вкладишем серійного виробництва</p> 
<p>Худі та атрофічні кукси після ампутації на рівні верхньої третини;</p> <p>Кукси за наявності пороків і захворювань шкіряного покриву без запалювальних явищ після ампутації на рівні верхньої третини</p>	<p>Замкнута гільза з пом'якшувальним вкладишем із фіксацією серійного виробництва або індивідуального виготовлення</p> 

Кінець таблиці 3.4

1	2
<p>Кукси в разі ампутації на будь-якому рівні гомілки з неспроможністю зв'язкового апарату колінного суглоба</p>	<p>Замкнута гільза з м'якою внутрішньою гільзою та манжеткою на стегно</p> 
<p>Неопорні кукси гомілки після ампутації на будь-якому рівні</p>	<p>Замкнута гільза з м'якою внутрішньою гільзою, з манжеткою на стегно та посадкою на сідничну кістку</p> 
<p>Кукси завдовжки не більше ніж 5 см за наявності згинальної контрактури в колінному суглобі</p>	<p>Гільза на зігнуте коліно</p> 

3.4 Характеристики кукс після вичленення в колінному суглобі та конструкції гільз до протезів цього призначення

Дистальний відділ кукси після вичленення в колінному суглобі здатний повністю витримувати все навантаження, що передається з протеза. Тому сіднична кістка в сприйнятті навантажень не задіяна й проксимальний край гільзи протеза не має посадкового кільця, властивого для гільз протезів стегна. Гільза закінчується приблизно на 2–4 см нижче від промежини, та її проксимальний край розташовується майже горизонтально. Функційна форма гільзи концентрується на виростках стегна й над ними, створюючи зону «посадки» й зону утримання гільзи на куксі. Зона «посадки» має точно відтворювати форму *fossa intercondylaris*, що досягається виготовленням гіпсового негатива під навантаженням. Латеральний і медіальний краї виростків і надколінок звільнюються від тиску, а зона, розташована безпосередньо над ними, зменшується у фронтальній площині для забезпечення надійного утримання гільзи на куксі (рис. 3.15).

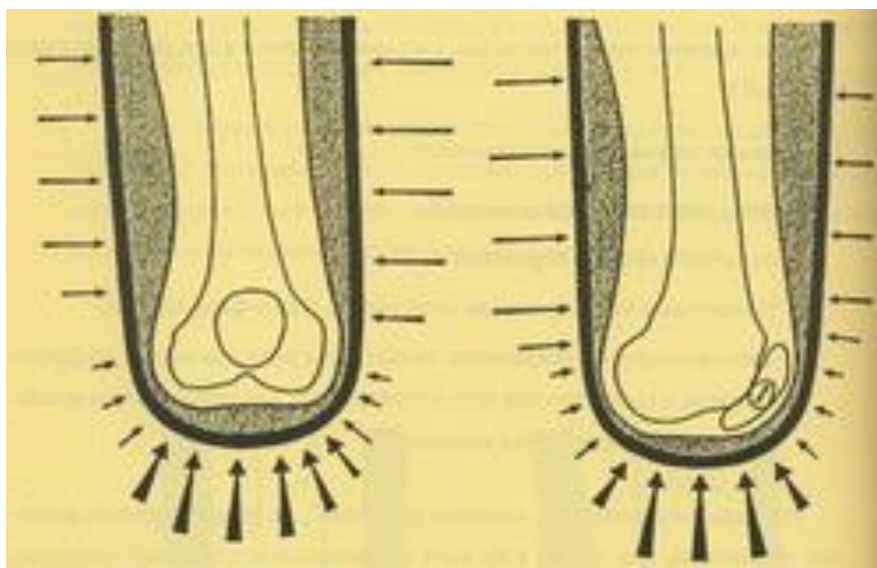


Рисунок 3.15 – Розташування кукси після вичленення в колінному суглобі в гільзі протеза та схема її навантаження

Конструктивно гільзи для протезів після вичленення в колінному суглобі складаються з двох частин:

- *замкнутої зовнішньої гільзи;*
- *м'якої внутрішньої гільзи.*

Замкнуті зовнішні гільзи

Замкнуту зовнішню гільзу виготовляють із шаруватих пластиків. Дистальну її частину виконують жорсткою, а проксимальну в напрямку догори – більш гнучкою. Гнучкість гільзи в цій зоні дає змогу змінювати її форму під час сидіння (рис. 3.16).

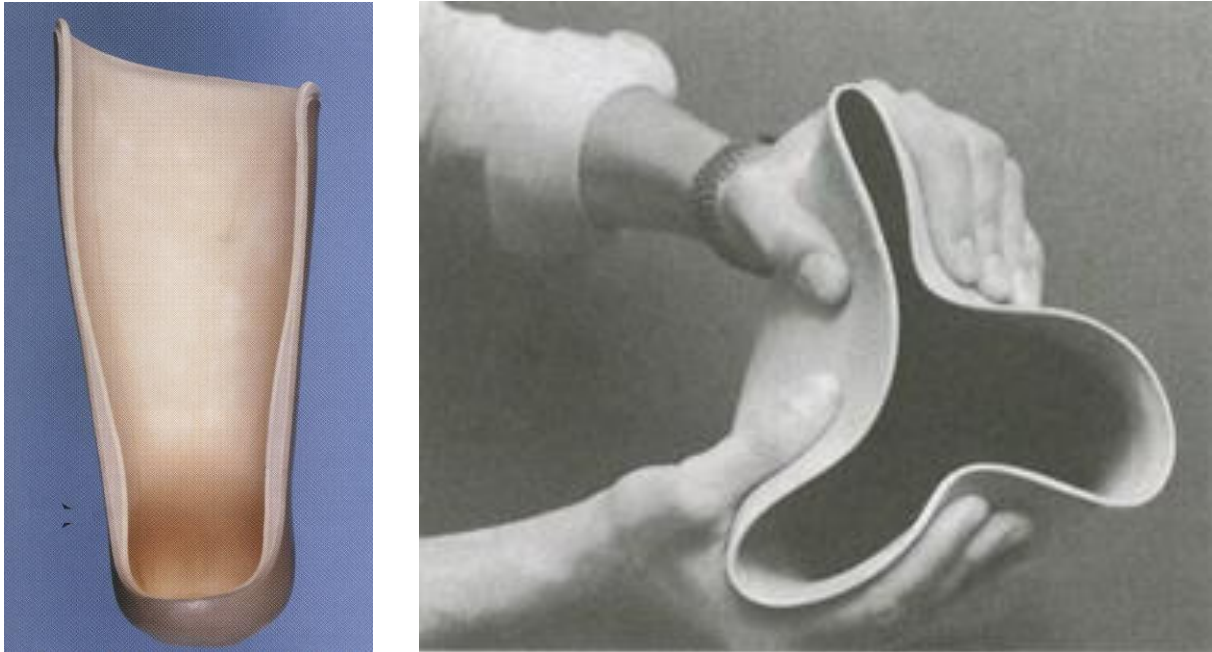


Рисунок 3.16 – Замкнута гільза до протеза після вичленення в колінному суглобі

М'які внутрішні гільзи

М'яка внутрішня гільза виконує ті самі функції, що й у протезі гомілки, а саме: пом'якшує поштовхи між куксою та гільзою, запобігаючи утворенню потертостей шкіри та створюючи більш комфортною «посадку» кукси. Крім того, внутрішня гільза дає змогу компенсувати зміни окружних розмірів кукси й булавоподібну форму кукси в зоні виростків, полегшуючи таким чином надягання й користування протезом. Гільза виготовляється по гіпсовій моделі із листових термопластичних підкладкових матеріалів. Опорний елемент під торець кукси бажано виготовляти з більш м'якого матеріалу, ніж саму гільзу. За необхідності м'яка внутрішня гільза може бути замінена пом'якшувальним вкладишем, застосування якого описано в розділі 3.8.

Діагностичні гільзи

Для визначення міри відповідності гіпсової моделі до форми та розмірів кукси в процесі протезування кукс стегна доцільно застосовувати діагностичні

гільзи. Вони виготовляються глибоким витягуванням спеціальних жорстких листових термопластичних матеріалів по гіпсовій моделі кукси. Розміщені на куксі діагностичні гільзи завдяки прозорості матеріалу дають змогу оцінити зміни кольору шкіри й визначити зони підвищеного тиску й зони, у яких кукса не торкається стінок гільзи. За результатами спостережень виконується доопрацювання гіпсової моделі. Такі заходи сприяють підвищенню якості протезування.

3.5 Конструкції гільз протезів стегна

Остаточне рішення щодо призначення форми гільзи визначається як середньоарифметичне від складників, як зазначено в розділі 2.5. За необхідності конструкція доповнюється фіксувальним або пом'якшувальним лайнером. У деяких ситуаціях доцільне застосування діагностичної гільзи.

Конструктивно гільзи до протезів стегна поділяються на:

- **замкнуті;**
- **рамкові;**
- **контейнерні;**
- **додаткові елементи до гільз протезів стегна.**

(Патент на винахід України № 77848 від 15.01.2007 «Спосіб виготовлення вкладиша приймальної гільзи протез кінцівки», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 93013 від 15.01.2007 «Спосіб виготовлення гільзи для протезів нижніх кінцівок», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 92230 від 11.10.2010 «Спосіб виготовлення вкладиша для гільзи протеза кінцівки», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 90043 від 25.03.2010 «Пробна гільза для протеза стегна» заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 59759 від 15.09.2003 «Гільза для протезів стегна», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 99233 від 27.07.2012 «Спосіб виготовлення приймальних гільз протезів стегна», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 98289 від 25.04.2012 «Спосіб оцінки приймальної гільзи протеза нижньої кінцівки», заявник УкрНДІпротезування.)

Загальні відомості щодо застосування окремих конструкцій гільз для успішної реалізації вимог протезування кукс стегна подані в табл. 3.5.

Таблиця 3.5 – Загальна інформація щодо застосування окремих конструкцій гільз для успішної реалізації вимог протезування кукус стегна

Характеристика кукус	Рівень ампутації	Конструкція гільзи
функційні кукуси	– кукуси після ампутації в нижній, середній і верхній третинах	замкнуті гільзи
	– короткі кукуси	замкнуті гільзи з фіксувальними лайнерами
кукуси, що мають проблеми шкіряного покриву	– кукуси, що мають проблеми шкіряного покриву в ділянці промежини після ампутації у верхній третині	рамкові гільзи
	– кукуси після ампутації в нижній, середній і верхній третинах	замкнуті гільзи з пом'якшувальними лайнерами
кукуси з коливанням окружних розмірів	– кукуси після ампутації в нижній, середній і верхній третинах	контейнерні гільзи з компенсаторними елементами

Замкнуті гільзи

Виготовляються з деревини, металу та шаруватих пластиків. Попри загальну схожість замкнуті гільзи можуть мати деякі варіанти розміщення в них кукус. Варіативність стосується передачі навантажень і кріплення гільзи на кукусі. Розглянемо цей вид гільз.

– Гільзи з відкритим дном. Історично гільзи з відкритим дном виготовлялися зі шкіри й це були відкриті знизу конічні труби із сформованою зоною посадкового кільця. Сьогодні гільзи з відкритим дном – це типорозмірні напівфабрикати із шаруватих пластиків, що можна використовувати лише як проміжний етап протезування на короткий термін, наприклад, для формування окружних розмірів кукуси під час первинного протезування.

– Вакуумна гільза без індивідуального припасування (рис. 3.17). Цей традиційний варіант протезного забезпечення простий і не потребує від протезиста високої кваліфікації. Гільза має круглий або овальний поперечний перетин. Кріплення на кукусі досягається тим, що контактна поверхня гільзи менша за відповідну контактну поверхню кукуси. Об'єм кукуси втягується в гільзу розтягнутим у поздовжньому напрямку й стиснутим радіально. Торець кукуси не має контакту з дном гільзи, що викликає гідростатичне розрідження й цим провокує атрофію м'язів, виникнення м'якотканного валика,

наминів, травмоїдів і веноний застій. Отже, використовувати такий варіант гільзи сьогодні не можна.

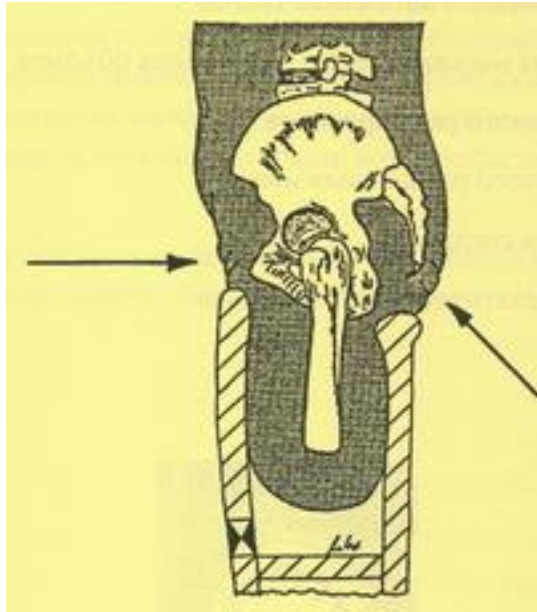


Рисунок 3.17 – Вакуумна гільза протеза стегна без індивідуального припасування

– Вакуумна гільза без контактеного дна (рис. 3.18). Гільза оформлена в зонах посадкового кільця й регуляції за анатомічним і функційним критеріями. Цим вона усуває недоліки попередньої гільзи, але вільний від навантаження торець кукси, як і раніше, провокує веноний застій. На жаль, такий варіант протезного забезпечення на сьогодні дуже поширений через те, що не потребує застосування якісного підганання гільзи до кукси.



Рисунок 3.18 – Вакуумна гільза протеза стегна без контактеного дна

– Контактна гільза з еластичним вкладним елементом має ті самі характеристики, що й попередня гільза. Але наявність еластичного вкладного елемента, розташованого в дистальному відділі, сприяє нормалізації кровообігу в куксі. Отже, конструкцію можна використовувати для протезування кукс, що мають проблематичні дистальні відділи з наявністю вистояння кісток або хронічного венозного застою (рис. 3.19).



Рисунок 3.19 – Контактна гільза протеза стегна

– Жорстка гільза з контактним дном є найбільш прогресивною конструкцією замкнутих гільз. Завдяки тотальному контакту з поверхнею кукси вона обмежує виникнення набряку дистального відділу кукси й нормалізує кровообіг, поліпшує зчеплення й з допомогою цього зменшує відносні переміщення кукси вздовж гільзи й травмування шкіри (рис. 3.20). Показаннями для призначення тотально-контактних жорстких замкнутих гільз є активна й сильна мускулатура кукси та відсутність захворювань дистального відділу кукси, що обмежують контакт із гільзою.



Рисунок 3.20 – Жорстка замкнута гільза протеза стегна

Рамкові гільзи

Передача динамічних навантажень із гільзи протеза на куксу стегна в силу законів механіки здійснюється нерівномірно на всю її поверхню, а здебільшого на її медіальну поверхню в проксимальній ділянці. Це зони сідничної ділянки, промежини та привідного м'яза. Навантаження, що діє в цих зонах, становить понад 60% від того, що сприймає вся поверхня кукси за умови гарного припасування гільзи. А якщо припасування не зовсім гарне (за результатами досліджень, це 80–90% усіх гільз), то рівень навантаження зростає до 80% (рис. 3.21). Половина цього тиску сприймається сідничним пагорбом, а половина – м'якими тканинами кукси в зоні промежини. І якщо сприйняття навантаження сідничним пагорбом є фізіологічно виправданим, то сприйняття навантажень дуже чутливими шкірними покривами промежини призводить до патологічних наслідків. За статистичними спостереженнями, близько 19,4% хвороб кукс, таких як травмоїди, потертості й наміни, виникають саме в цій зоні. Використання в конструкції гільзи сучасних матеріалів, що завдяки своїй еластичності сприяють перерозподілу тиску гільзи на куксу під час користування протезом, знижує рівень тиску в зоні промежини в середньому в 1,2–1,5 раза (або на 0,1–0,2 кг/см²) (рис. 3.22) порівняно з такими точно жорсткими гільзами замкнутої конструкції.

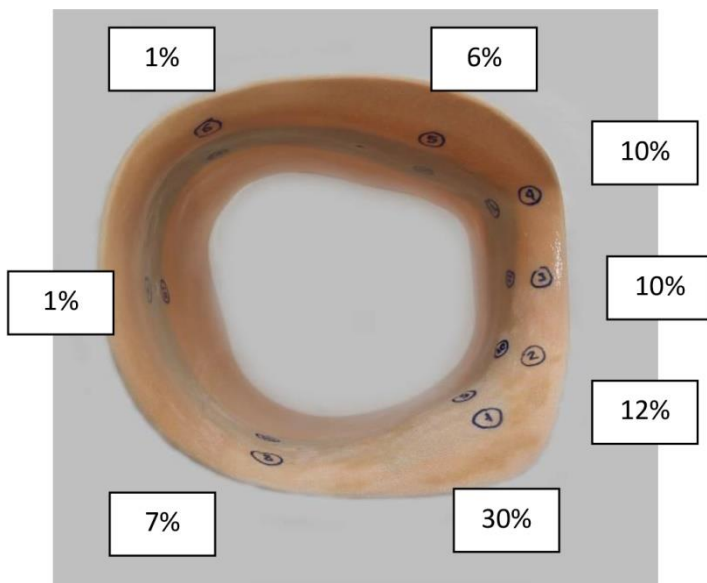


Рисунок 3.21 – Розподілення тиску вздовж поверхні посадкового кільця гільзи



Рисунок 3.22 – Рамкова гільза протеза стегна

Суттєве покращення умов навантаження дає показання для призначення каркасних гільз під час протезування коротких і надкоротких кукс стегна. Інші особливості конструкції, такі як можливість адаптації внутрішньої гнучкої

гільзи до скорочення м'язів, тактильна чутливість та висока теплопровідність дають змогу призначати її активним пацієнтам для створення поліпшених умов користування протезом.

Контейнерні гільзи

Ґрунтуючись на викладеному вище матеріалі, можна сказати, що якісне протезування кукс стегна можливе лише за умови точної відповідності форми й розмірів гільзи протеза формі та розмірам кукси. Цього можна досягти лише в протезуванні кукс із стабільними окружними розмірами. Якщо окружні розміри кукси змінюються протягом доби (що найчастіше властиво для кукс після ампутацій, викликаних судинними захворюваннями), то конструкція гільзи має компенсувати ці зміни. Компенсація відбувається завдяки регулюванню об'єму між внутрішньою гнучкою гільзою, надягнутою на куксу, і жорсткою зовнішньою гільзою, розташованою поверх внутрішньої.

Як компенсаторні елементи можна використовувати газонаповнені листові підкладкові матеріали, що додаються або виймаються з порожнини між гільзами, або пневматичні елементи, які регулюють коливання об'єму (рис. 3.23). Аналогічна контейнерна конструкція, але без компенсаторних елементів, може застосовуватися в протезуванні кукс стегна за необхідності зниження ваги конструкції у літніх ослаблених пацієнтів чи дітей. У такому разі кукса розміщується в повно-контактній внутрішній гільзі, а жорстка зовнішня гільза подовжується та з'єднується безпосередньо з колінним шарніром (рис. 3.24). Отже, стегова частина конструкції, що більше не містить у своєму складі несний модуль і два адаптери, може бути полегшена на 200–300 г.

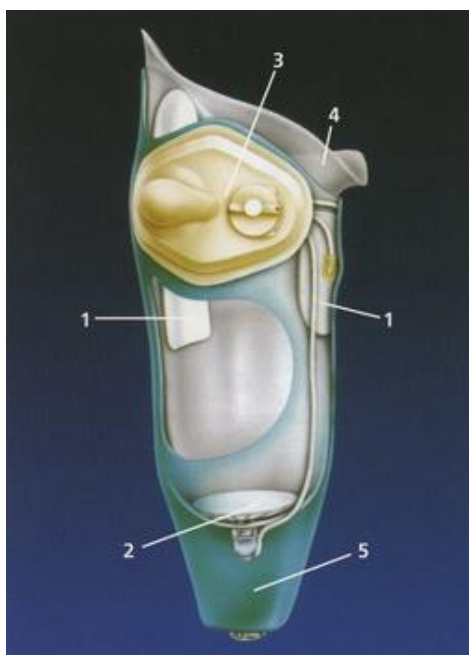


Рисунок 3.23 – Контейнерна гільза з пневматичними елементами для компенсації коливань окружних розмірів кукси:

- 1 – бокова повітряна камера;
- 2 – дистальна повітряна камера;
- 3 – насос із регулятором потоку повітря;
- 4 – гнучка внутрішня гільза;
- 5 – жорстка зовнішня гільза



Рисунок 3.24 – Контейнерна гільза протеза стегна

Діагностичні гільзи

Перед протезуванням стегна протезист має вирішити такі основні завдання:

- повністю та правильно розташувати весь об'єм кукси в гільзі;
- забезпечити зчеплення між куксою та протезом;
- передати статичні навантаження з протеза на скелет;
- забезпечити рух на протезі.

Оскільки правильне розміщення кукси в гільзі є передумовою для виконання трьох останніх завдань, то реалізація першого завдання для ефективного протезування є пріоритетною. Успіх його виконання закладається на етапі гіпсового моделювання, коли формуються основні геометричні параметри майбутньої гільзи протеза. Для можливості передачі навантажень із протеза на тканини кукси, що легко стискаються й деформуються, об'єм гільзи має бути трохи меншим за об'єм кукси. Завдяки певній компресії кукси досягається зменшення ротаційних і лінійних переміщень гільзи щодо кукси стегна й покращення фіксації протеза. Але ступінь корекції гіпсової моделі не може бути точно визначено через індивідуальність кожної кукси. Тому в процесі гіпсового моделювання протезист керується загальними методичними рекомендаціями з конструювання гіпсової моделі, а остаточно її якість визначається шляхом виготовлення діагностичної гільзи (рис. 3.25). Діагностичні гільзи виготовляються із спеціально призначених для цього листових термопластичних матеріалів методом глибокого витягування. Прозорість матеріалу дає уяву про міру відповідності форми й розмірів майбутньої гільзи до форми та розмірів кукси.






Рисунок 3.25 – Діагностична гільза кукси стегна

За необхідності здійснюється динамічне підганяння гільзи. Не призначаються для виготовлення протези з деревини й металу. У табл. 3.6 подано рекомендовану відповідність конструкцій гільз до протезів стегна щодо характеристик кукси.

Таблиця 3.6 – Рекомендована відповідність конструкцій гільз до протезів стегна щодо характеристик кукси

Характеристика кукс	Рекомендовані конструкції гільз
1	2
Кукси після ампутації на рівні нижньої, середньої або верхньої третини	Замкнута гільза (основна конструкція) 
Кукси після ампутації на рівні верхньої третини	Рамкова гільза 




Продовження таблиці 3.6

1	2
<p>Кукси після ампутації на рівні верхньої третини</p>	<p>Замкнута гільза з фіксувальним вкладишем серійного виробництва або індивідуального виготовлення</p> 
<p>Короткі кукси</p>	<p>Замкнута гільза (як виняток)</p> 
	<p>Замкнута гільза з фіксувальним вкладишем індивідуального виготовлення</p> 

Продовження таблиці 3.6

1	2	
<p>Худі та атрофічні кукси після ампутації на рівні нижньої та середньої третини</p> <p>Кукси за наявності пороків і захворювань шкіряного покриву без запалювальних явищ після ампутації на рівні нижньої та середньої третини</p>	<p>Замкнута гільза з пом'якшувальним вкладишем серійного виробництва</p> 	
<p>Худі та атрофічні кукси після ампутації на рівні верхньої третини</p> <p>Кукси за наявності пороків та захворювань шкіряного покриву без запалювальних явищ після ампутації на рівні верхньої третини</p>	<p>Замкнута гільза з пом'якшувальним вкладишем серійного виробництва або індивідуального виготовлення з фіксацією</p> 	
<p>Кукси з проблемами шкіряного покриву в ділянці промежини</p>	<p>Рамкова гільза</p> 	<p>Замкнута гільза з локальним нанесенням пом'якшувального шару</p> 

Кінець таблиці 3.6

1	2	
Кукси стегна з коливаннями окружних розмірів	Рознімна гільза 	Контейнерні гільзи з компенсаторними елементами 
Надто короткі кукси в разі неможливості забезпечення гільзами традиційної конструкції	Гільза з напівкорсетом або корсетом на попереково-крижовий відділ хребта 	

3.6 Гільзи протезів після ампутацій у ділянці тазостегнового суглоба

До ампутацій у ділянці тазостегнового суглоба належать ампутації стегна вище щодо малого вертлюга, екзартикуляції в тазостегновому суглобі та геміпельвектомії. Для протезування кукс після ампутації в ділянці тазостегнового суглоба на сьогодні застосовуються:

- *замкнуті гільзи;*
- *додаткові елементи до гільз протезів після вичленення (екзартикуляції) в тазостегновому суглобі та після резекції таза.*

Замкнуті гільзи до протезів після ампутації стегна вище від малого вертлюга й після екзартикуляції в тазостегновому суглобі

Гільза протеза охоплює куксу та щонайменше половину таза на ампутованому боці, а для повноцінного керування протезом – має охоплювати весь таз пацієнта. За відсутності структури фізіологічної

передачі навантажень (тазостегнового суглоба) основною точкою сприйняття навантажень задіюється сіднична кістка. Другорядну функцію в сприйнятті навантажень виконують м'які тканини кукси, що звичайно добре вкриті великим сідничним м'язом. М'які тканини після попереднього стискання під дією силового навантаження й у процесі навантаження на сідничну кістку вводяться в гільзу протеза (рис. 3.26).

Гільза виготовляється із шаруватих пластиків по гіпсовій моделі (рис. 3.27). Застосування інших матеріалів, наприклад шкіри, вимагає значно більших затрат часу для її виготовлення й значно погіршує функцію та косметичний вигляд протеза.

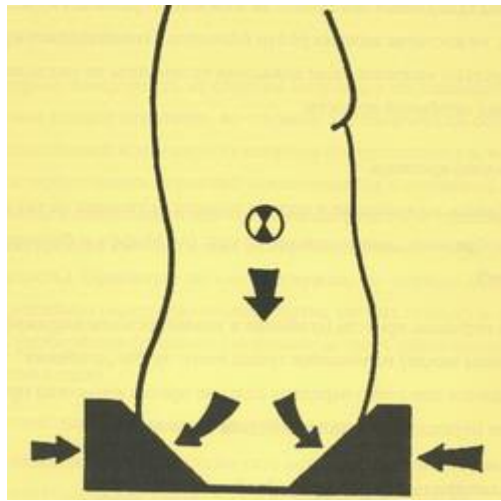


Рисунок 3.26 – Принципова схема навантаження кукси після ампутації в ділянці тазостегнового суглоба



Рисунок 3.27 – Замкнута гільза протеза після ампутації стегна вище від малого вертлюга або після екзартикуляції в тазостегновому суглобі

Замкнуті гільзи до протезів після геміпельвектомії

Після геміпельвектомії на прооперованому боці відсутні важливі для опори точки – сіднична кістка та (або) гребінь клубової кістки. Альтернативою для механічної опори протеза стають грудна клітка й сіднична кістка на протилежному від ампутації боці. Конструкція гільзи в такому разі є закритим жорстким корсетом, що виготовляється із шаруватих пластиків або жорстких листових термопластичних матеріалів за тривимірною гіпсовою моделлю (рис. 3.28). Особливістю таких корсетів є високий верхній край. Він робить користування протезом достатньо незручним. Компенсаторні рухи хребта в поперековому відділі дуже обмежуються, виникає чутливий тиск на ребра й живіт. Деякою мірою вказаних незручностей можна позбутися дуже ретельним моделюванням форми та симуляцією з ампутованого боку гіпсової моделі клубової кістки. Також має точно визначатися висота корсета спереду.



Рисунок 3.28 – Замкнута гільза протеза після геміпельвектомії

Внутрішні силіконові гільзи

За необхідності забезпечити стабільну посадку надчутливих до тиску кукс (після пересадки шкіри, у разі екзостозі, вистояння кісткових структур тощо) конструкції гільз можуть доповнюватися внутрішньою гільзою, що виготовляється із НТВ-силіконів за індивідуальною гіпсовою моделлю (рис. 3.29).



Рисунок 3.29 – Внутрішня гільза протеза після ампутації стегна вище від малого вертлюга або після екзартикуляції в тазостегновому суглобі з НТВ-силікону

3.7 Механізми кріплення приймальної гільзи

Підбиваючи підсумки цього розділу, необхідно зазначити, що будь-яка форма приймальної гільзи протеза з огляду на статичні, динамічні й кінематичні взаємодії з куксою має забезпечити безпосередню передачу сил і рухів без втрат. Це основна передумова функційної реабілітації пацієнта з ампутацією нижньої кінцівки. Можливість досягнення цієї передумови залежить від щільності прилягання, міцності та ефективності кріплення приймальної гільзи на куксі. Тому фахівець із протезування має знати сім механізмів кріплення.

1. Кріплення за допомогою стискання м'яких тканин і витиснення об'ємів.

Звичайно, приймальна гільза на всій довжині більш вузька, ніж об'ємні розміри кукси. Це діє, пружно стискаючи, на підшкірні структури, що піддаються стисканню. Проте значна частина цього звуження діє, не стискаючи, а витискаючи об'єм.

Звуження гільзи зумовлює витиснення обсягів шкірних, жирових і м'язових тканин дистально або проксимально. Останнє не можна допускати через утворення валика з м'яких тканин на куксі, тобто з функційних причин. Тому зменшену в поперечнику приймальну гільзу необхідно робити більш глибокою дистально, щоб витиснутий об'єм розмістився всередині гільзи.

2. Кріплення за допомогою пружного поздовжнього натягу.

У поздовжньому напрямку кістяковий м'яз нагадує тугу пружину, що розтягується. Метод втягування м'язового об'єму в приймальну порожнину гільзи: пружно розтягують м'язи вздовж їх довжини проти їх власної сили протидії. Унаслідок тертя зчеплення між шкірою та стінкою приймальної порожнини виникає пружне закріплення, що діє в напрямку, протилежному силі ваги, – так звана опорна реакція, яка забезпечує кріплення кукси в приймальній порожнині.

3. Кріплення за допомогою тертя зчеплення.

Між гладкою стінкою гільзи та шкірою пацієнта створюється коефіцієнт тертя зчеплення. Цей коефіцієнт залежить від багатьох факторів, наприклад від вологості. У сухої шкіри він низький, у вологій – більш високий. Але надмірне потіння викликає утворення плівки між шкірою та стінкою гільзи, що місцями ліквідує тертя зчеплення. Цей недолік необхідно враховувати у виборі виду кріплення.

4. Кріплення за допомогою пасивного розширення тканин.

Якщо приймальні гільзи гомілки можуть кріпитися на куксі методом глибокої посадки, тобто вони ніби механічно «підвішуються» до кукси,

то в разі кукси стегна це явно зробити неможливо. Але все ж цільове формоутворення приймальної гільзи дає змогу створити увігнутості в стінках контактної приймальної гільзи, де розміщуються видавлені тканини. І навіть без активного скорочення м'язів такі увігнутості (наприклад, нижче від посадки сідничного бугра) можуть діяти як біомеханічне «анкерування».

5. Кріплення шляхом активного розширення м'язів.

Активне скорочення м'язів за умови одночасного збільшення обхвату підвищує тиск на стінки кукоприймача й посилює внаслідок радіального розширення м'язів ефект біомеханічного «анкерування» в приймальній гільзі.

6. Кріплення шляхом створення вакууму.

Куксу в приймальній гільзі можна порівняти з поршнем у циліндрі. Кожне подальше просування кукси в дистальному напрямку зменшує обсяг простору під куксою та за законом Бойля – Маріотта збільшує тиск. І навпаки, кожний рух кукси догори збільшує обсяг під куксою та зменшує тиск, створюючи розрідження.

Під час ходьби тиск коливається між позитивним і негативним значенням у фазах, що навантажують і розвантажують приймальну гільзу. Позитивне значення тиску амортизує поштовхи та підтримує венозний кровоток, але негативно діє на фіксацію. Негативні значення тиску «засмоктують» куксу, що поліпшує її фіксацію в приймальній гільзі, але, на жаль, викликають утворення дистальних набряків. Отже, ефект розрідження покращує кріплення, але його застосування обмежене внаслідок побічних явищ.

7. Кріплення за допомогою допоміжних пристроїв.

Якщо з якихось причин вищезгадані механізми не підходять пацієнтові, звертаються до різноманітних допоміжних пристроїв кріплення, таких як плечові ремені, бандажі й тазові пояси, вкладиші. Це особливо стосується геріатричних, післяопераційних та інших «проблемних» хворих.

3.8 Вкладиші до протезів нижніх кінцівок

У процесі протезування пацієнтів з ампутацією стегна нерідко виникають проблеми, що обмежують або роблять неможливим використання класичної тотально-контактної гільзи з вакуумним кріпленням. Насамперед це:

- проблеми, пов'язані з кріпленням гільзи під час протезування дуже короткої кукси або якщо слабкі м'язи кукси;
- наявність ділянок кукси, не здатних переносити навантаження;
- алергічні реакції або порушення чутливості шкіряних покривів кукси;
- труднощі під час надягання протеза.

В останнє десятиріччя для вирішення цих проблем у практиці світового протезування широко застосовуються силіконові вкладиші. За наших часів провідними закордонними виробниками, зокрема *ÖSSUR* (Ісландія), *Otto Bock*, *Streifeneder* (Німеччина), *ALPS* (США), випускається чудовий асортимент типів і конструкцій силіконових вкладишів для пацієнтів з ампутаційними куксами гомілки та стегна. Вони відрізняються за типом матеріалу, за будовою стінок і вкладиша загалом, за засобом утримання вкладиша.

За типом матеріалу вкладиші можна умовно поділити на м'які, середньої м'якості й жорсткі. До м'яких вкладишів належать вироби з поліуретану, у яких глибина стискання матеріалу прямо пропорційна величині стискальної сили. За умови порівняно незначної сили стискання глибина продавлювання матеріалу досягає досить серйозних розмірів. Повернення до вихідної форми дуже швидке. Має властивість плинності. Застосовуються здебільшого для середньоатрофічних кукс пацієнтів із низьким або середнім рівнем мобільності (вкладиші *ELFR*, *ELPX*, *ELDT*, *GPDT*, *GPFR* фірми *ALPS*; *IS20*, *IS21*, *2S10*, *2S11* виробництва *Streifeneder*).

Вкладишами середньої м'якості можна вважати вкладиші з сополімеру, у яких глибина стискання матеріалу майже прямо пропорційна величині стискальної сили, але потрібна більша сила стискання, щоб досягти тієї самої глибини продавлювання, що й у поліуретану. У цьому разі глибина продавлювання, як у поліуретану, не досягається. Повернення до вихідної форми вповільнене. Мають високу еластичність. Сополімерам, крім високої еластичності, властиве ще й термоформування, тобто їх можна формувати по куксі складної (атипової) форми (вкладиші *TFDT*, *TFFR*, *STDT*, *STFR* фірми *ALPS*; *4S10*, *4S20* виробництва *Streifeneder*). Такі вкладиші застосовують для пацієнтів IV рівня мобільності з метою адекватного керування протезом за умови високих швидкостей.

До жорстких вкладишів належать вкладиші із силікону, у яких незначна глибина продавлювання під впливом стискальної сили досягається так само легко, як і в поліуретані, але далі потрібен дуже значний тиск, щоб продавити матеріал. Повернення до вихідної форми досить швидке (набагато швидше, ніж у сополімеру, і трохи повільніше, ніж у поліуретану). Застосовуються для пацієнтів із куксами з достатнім об'ємом м'яких тканин (вкладиші *BY80* фірми *Otto Bock*; *Iceross Transfemoral*, *Iceross Seal In* фірми *ÖSSUR*; *IS60* виробництва *Streifeneder*; *SSA* фірми *ALPS*). Залежно від конструктивних особливостей можуть використовуватися для пацієнтів усіх рівнів мобільності.

За будовою стінок і лайнера можна виокремити такі основні ознаки:

- вкладиші з текстильним покриттям зовнішньої поверхні та без нього;
- вкладиші з однаковою товщиною стінок по всій довжині та вкладиші з товщиною, що зменшується в проксимальному напрямку (фірма *Streifeneder* виготовляє вкладиші з різною товщиною передніх і задніх стінок);
- наявність або відсутність у вкладиші конструкційної матриці (додаткового волокна, закладеного в дистальній частині або по всій довжині вкладиша, що зменшує поздовжнє розтягування вкладиша);
- вкладиші циліндричної або конічної форми;
- вкладиші з різною жорсткістю зовнішніх і внутрішніх стінок або наявністю дистальної пом'якшувальної подушки.

За способом утримання вкладиші поділяються на вироби без кріплення та з різноманітними системами кріплення. Вкладиші без кріплення утримуються завдяки статичному тертю між куксою та вкладишем і вкладишем та гільзою (рис. 3.30). Зазначений тип вкладишів застосовується найчастіше для пацієнтів із низьким і середнім рівнем активності для додаткового захисту кукси від надмірного тиску й тертя або стабілізації м'яких тканин кукси. Крім цього, можна виокремити пом'якшувальний інтерфейсний вкладиш *PSI (Proximal Seal Interface)* фірми *ALPS*, що має покриту тканиною дистальну частину й вільну від тканини проксимальну частину. Високий ступінь розтягування в проксимальній частині дає змогу надійно утримувати вкладиш на гільзі.

Вкладиші із системами кріплення поділяються на вкладиші з внутрішньою фіксацією, вкладиші із замковим кріпленням і вкладиші зі шнуровим кріпленням. Вкладиші з внутрішньою фіксацією розроблені фірмою *ÖSSUR* і мають одне або п'ять ущільнювальних кілець у дистальній його частині (рис. 3.31). За умови навантаження кільця вкладиш щільно прилягають до стінок гільзи, створюючи цим додатковий вакуум і зменшуючи ротаційний ефект.

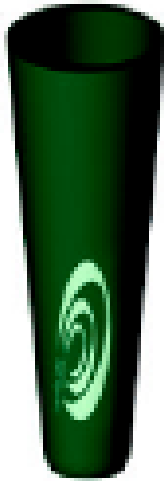
Вкладиші із замковим кріпленням є найбільш поширеними, про що свідчить велика кількість їх модифікацій як для протезів гомілки, так і для протезів стегна (рис. 3.32). Одним з основних призначень цих вкладишів є підвищення косметичності протезування та покращення загального вигляду пацієнта внаслідок усунення елементів кріплення протеза до кінцівки з одночасним захистом кукси від надмірного тиску й тертя.



ELPX, ALPS



ELFR, ALPS



2S11, Streifeneder



PSI, ALPS

Рисунок 3.30 – Приклади вкладишів без систем кріплення



Iceross Seal In



Iceross Seal In X5

Рисунок 3.31 – Вкладиші з внутрішньою фіксацією



ELDT, ALPS



SSA, ALPS



TFDT, ALPS



1S60

Streifeneder



4S20

Transfemoral



Iceross

Otto Bock



6Y80

ÖSSUR

Рисунок 3.32 – Приклади вкладишів із замковим кріпленням










Провідні виробники протезних напівфабрикатів пропонують три типи замкових систем (табл. 3.7):

- система із ступеневою фіксацією (*Shuttle Lock*);
- система із безступеневою фіксацією (*Easy Lock*);
- система із безступеневою фіксацією з можливістю підтягування вкладиша до замкового пристрою (*Clutch Lock*).

Окрім замкальних вузлів, замкові системи відрізняються й способом установалення на приймальній гільзі (рис. 3.33):

- замкові системи, що ламінуються в гільзу цілком (наприклад, *S496-W, ALPS*);
- замкові системи, що ламінуються в гільзу, але мають у дистальному відділі незаламіновану частину у вигляді пірамідки (наприклад, *S496-P, ALPS*) або фланця з отворами під гвинти (*S496-T, ALPS*);
- замкові системи, що не ламінуються в гільзу (наприклад, *40S, Streifeneder*).

Таблиця 3.7 – Типи замкових систем до протезів нижніх кінцівок

Умовна познака	Фіксувальний стрижень	Замикальний вузол	Переваги й недоліки
<i>Shuttle Lock</i>			
	 човниковий штифт		+ надійна фіксація з підтвердженням замикання у вигляді клацання – можливість виникнення клацання під час ходьби
<i>Easy Lock</i>			
	 гладкий штифт		+ безшумність, відсутність зносу елементів штифта, легкість розмикання – рекомендовано для пацієнтів із незначним рівнем активності
<i>Clutch Lock</i>			
	 штифт з черв'ячним різьбленням		+ можливість підтягування вкладиша до замикального вузла за допомогою спеціального ключа – розмикання ключа можливе тільки під тиском кукси для зняття напруги тяги замикальної системи

У процесі вибору замкової системи необхідно брати до уваги, що використання систем типу *S496-P*, *S496-T*, *40S* доцільне в разі так званої нульової схеми побудови протеза. За наявності контрактур перевагу потрібно надавати системам типу *S496-W* або *40S*.



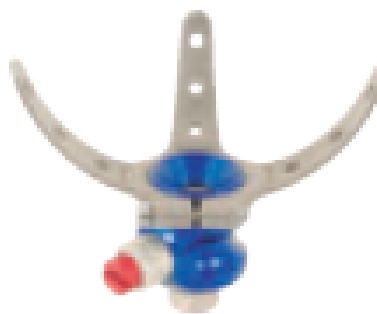
S496-W, ALPS



S496-P, ALPS



S496-T, ALPS



40S, Streifeneder

Рисунок 3.33 – Приклади замкових систем із різними засобами установки на приймальній гільзі

Одним із недоліків вкладишів без систем кріплення та із замковим кріпленням, які мають текстильне покриття, є те, що гладкий текстиль утворює небажану ротацію між вкладишем і гільзою. Для усунення цього явища існує декілька способів. Так, у вкладишів фірми *Otto Bock* у фронтальній частині гільзи наклеюється шматок липкої стрічки, що чіпляється за текстиль вкладиша й ефективно перешкоджає його ротації. Для вдягання та зняття протеза між шматочком липкої стрічки та вкладишем просовується вузька поліетиленова смужка з матеріалу *Trolen* (рис. 3.34, а–в).

Силіконовий вкладиш *IS60* фірми *Streifeneder* має нанесену на поверхню текстильну смужку (рис. 3.34, г), що запобігає ротації, однак використання такого типу вкладишів потребує ретельного моделювання гіпсової моделі.

Ще одним недоліком вкладишів із замковими системами є обмеженість їх використання для довгих кусок стегна, а також застосування пацієнтами, для яких надійне замикання фіксувального стрижня є проблематичним (геріатричні). Для вирішення цих проблем низка виробників пропонує системи шнурового кріплення вкладиша. Це системи *ICELOCK Lanyard 331L* фірми *ÖSSUR* (рис. 3.35, а), *8S1*, *9S1* фірми *Streifeneder*. Превагою системи шнурового кріплення вкладиша є можливість надягання протеза в положенні

сидячи й вставання з уже зафіксованим на куксі протезом. Однак у фазі стояння закріплювальний шнур треба ще раз підтягнути (рис. 3.35, б–г).

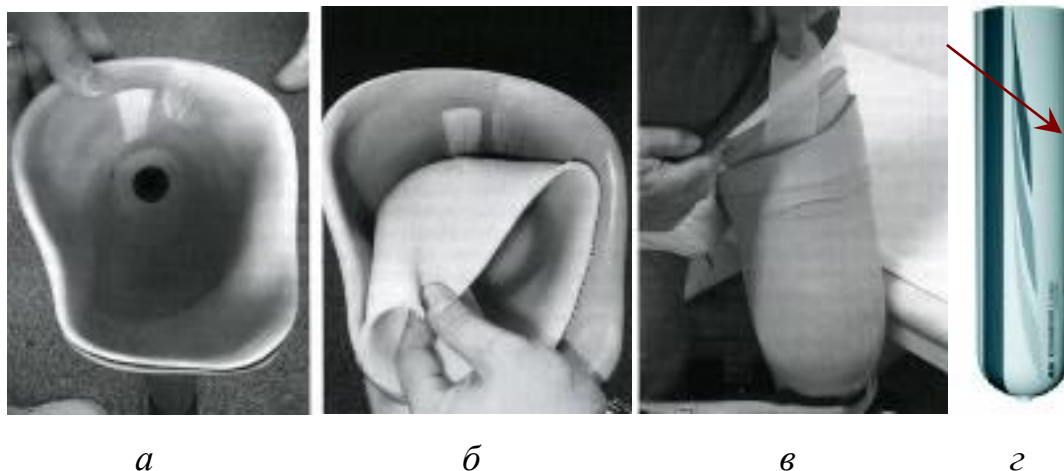


Рисунок 3.34 – Приклади усунення ротаційних явищ вкладиша в приймальній гільзі протеза

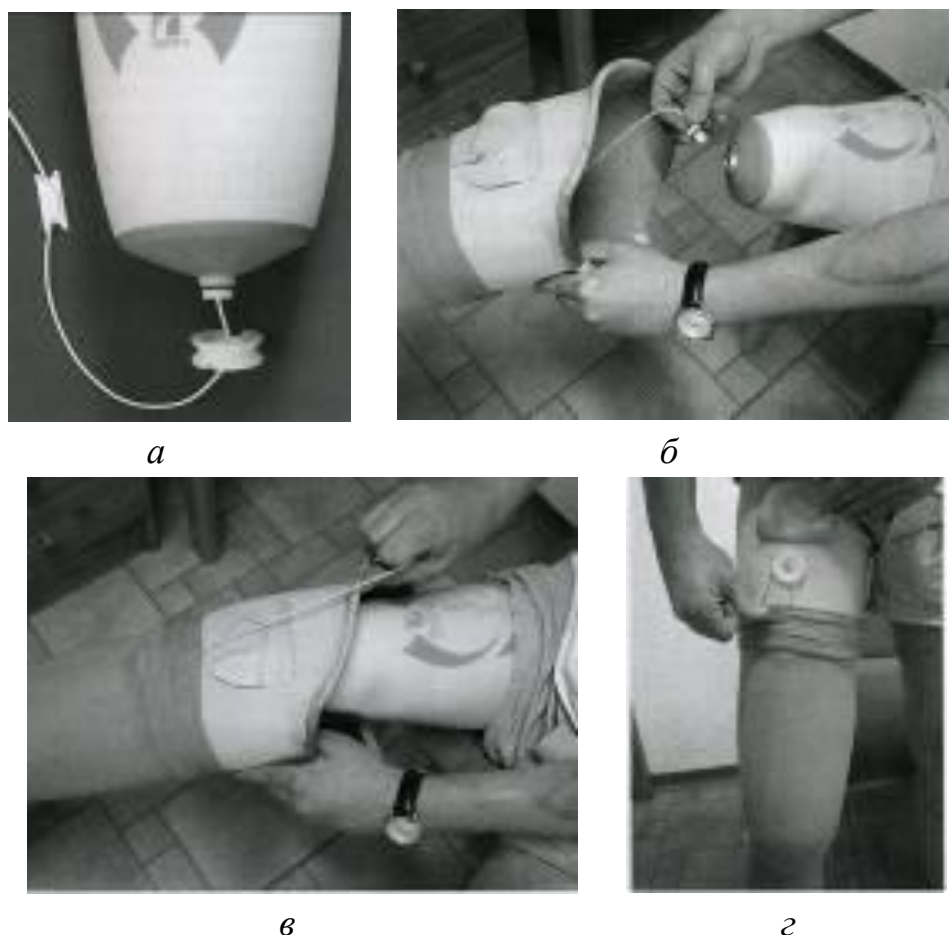


Рисунок 3.35 – Послідовність надягання протеза із шнуровим кріпленням вкладиша

Подальшого розвитку шнурова система кріплення набула в розробці фірмою *Otto Bock* системи кріплення *KISS* (рис. 3.36). Двоточковий принцип

кріплення вкладишів значно покращує фіксацію протеза на куксі пацієнта. Дистальне й проксимальне кріплення практично повністю усуває ротаційні та поршневі рухи. Застосування стрічки замість шнура полегшує протягання кукси в гільзу, водночас не травмуючи руку пацієнта. Ця система кріплення підходить як для геріатричних пацієнтів (легкість надягання), так і для пацієнтів із високим рівнем активності (надійна фіксація та усунення ротаційних і поршневих рухів).



Рисунок 3.36 – Протези із системою кріплення *KISS* фірми *Otto Bock*

3.9 Контрольні завдання

1. Схарактеризуйте основні конструкції гільз протезів стопи.
2. Поясніть рекомендовану відповідність конструкцій гільз протезів стопи до характеристик кукс.
3. Перелічіть наявні конструкції гільз протезів після вичленення в гомілковостопному суглобі та їх особливості.
4. Схарактеризуйте основні конструкції гільз протезів гомілки.
5. Поясніть рекомендовану відповідність конструкцій гільз протезів гомілки до характеристик кукс.
6. Назвіть наявні конструкції гільз протезів після вичленення в колінному суглобі та їх особливості.
7. Схарактеризуйте основні конструкції гільз протезів стегна.
8. Поясніть рекомендовану відповідність конструкцій гільз протезів стегна до характеристик кукс.
9. Перелічіть наявні конструкції гільз протезів після вичленення в колінному суглобі та їх особливості.
10. Назвіть наявні типи вкладишів до протезів нижніх кінцівок та їх основні конструктивні особливості.

4 СТАТИЧНЕ Й ДИНАМІЧНЕ РЕГУЛЮВАННЯ ПРОТЕЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК

4.1 Принципи складання та регулювання протезів гомілки за допомогою протезоміра

За відсутності згинальної контрактури та нормальної амплітуди рухів у колінному суглобі гільзу поміщають під кутом 5° згинання з використанням латеральної локалізації центроїда як базисної точки.

Далі центроїд має бути ідентифікований як базисна точка для бажаних положень гільзи, що спочатку не залежать від стопи, але пізніше додають фронтальне й сагітальне регулювання зі стопою. Центроїд є гіпотетичним центром мас і центром ротації сегмента кукси в гільзі. Щоб визначити базову точку для центроїда, внутрішня гільза ділиться однаково в сагітальній площині між центром лінії сухожилля надколінка та заднім горизонтальним підколінним посадковим кільцем гільзи (приблизно рівень медіального боку верхньої суглобної поверхні великогомілкової кістки), і цей центр переміщується у фронтальній площині на латеральну поверхню гільзи. Використовуючи цю базову точку центроїда, гільзу потім ділять навпіл за допомогою вертикальної фронтальної базисної лінії. Базисна точка центроїда може бути прийнята як така, що розташована приблизно на 20 мм вгору до медіального боку верхньої суглобної поверхні великогомілкової кістки на попередньо встановленій вертикальній розділовій лінії. Незалежно від того, що використовується – схил або лазер, центроїд – це базисна точка, що сприяє точному сагітальному встановленню для кута згинання гільзи 5° (рис. 4.1).

Базисна точка центроїда кукси в гільзі переміщується до латерального боку гільзи як базисна точка приблизно на 20 мм вище щодо верхньої суглобної поверхні великогомілкової кістки на вертикальній лінії, що розділяє навпіл діаметр гільзи між сухожиллям надколінка й горизонтальним підколінним посадковим кільцем.

Коли гільза встановлена на 5° згинання, то навантаження більш рівномірно розподілене вздовж передніх ділянок, толерантних до тиску, у такий спосіб мінімізуючи навантаження на дистальний кінець. Однак, за наявності згинальної контрактури в колінному суглобі, що не корегується, регулювання згинання гільзи визначатиметься величиною обмірюваної згинальної контрактури плюс 5° . Що більше фіксоване згинання в колінному суглобі

в протезі, то коротше одноопорний крок протягом ходьби внаслідок обмеження амплітуди руху.

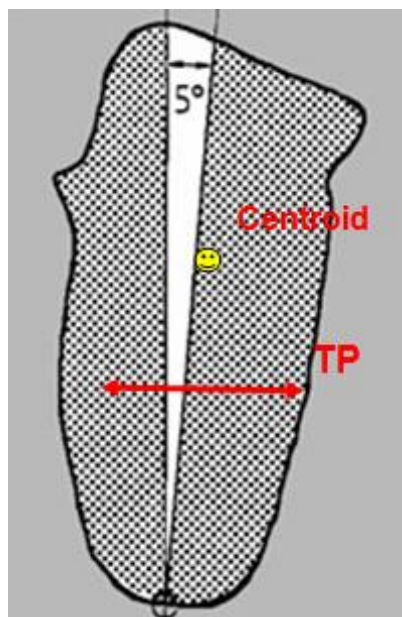


Рисунок 4.1 – Установлення кута нахилу гільзи, де *Centroid* – центроїд; TP – верхня суглобна поверхня великогомілкової кістки

Якщо згинальна контрактура виліковна й очікується поліпшення, регулювання згинання гільзи має бути виправлено в максимально можливому ступені до положення згинання $+5^\circ$. У цьому разі краще затримати постійне припасування і/або остаточне оброблення протеза, поки не настане максимальне поліпшення після фізіотерапевтичних процедур. Інша думка – видати незакінчений (але безпечно посилений для сил під час ходьби) протез пацієнтові, очікуючи послідовного виправлення кута згинання гільзи, у такий спосіб відкладаючи остаточне оброблення, поки максимальне поліпшення не буде досягнуто. Якщо кут згинання перевищує 5° , обмежена корекція також може бути можлива в регульованому тримальному модулі. Клінічний лікар має пам'ятати, що висота протеза також збільшиться, тому що гільза розширюється з корекціями. Гільза, розташована під кутом понад 5° згинання, спричинятиме зміни в розподілі сил реакції опори, що передаються через куксу, з підвищеними передніми тисками в чутливих кісткових ділянках і зменшених задніх тисках у нечутливих зонах м'якої тканини. Ці сили особливо збільшені, коли контрактури в куксах від середньої до довгої довжини перевищують 50° , і в таких ситуаціях положення крайнього згинання також створює більшу опуклість позаду в литковій ділянці протеза від виступу дистального кінця гільзи. Дуже короткі кукси звичайно вимагатимуть керування стегном за допомогою корсета із пластику або шкіри зі шнурівкою й бічними

шарнірами або протеза після вичленення в колінному суглобі. У жодному разі гільза або зовнішні колінні шарніри не мають бути встановлені так, щоб уможливити перерозгинання.

Гільза регулюється під кутом 3° – 5° приведення, щоб допомогти ефективному навантаженню на медіальний виросток великогомілкової кістки протягом фази опори.

Положення приведення вимірюється з вертикальної координати центроїда, переміщеного до заднього підколінного посадкового кільця, якщо розділити гільзу однаково в сагітальній площині між сухожиллям надколінка й заднім підколінним посадковим кільцем. Приведення гомілки – це не справжнє приведення, а, ймовірно, нормальний кістковий анатомічний кутовий нахил із незначним варусним регулюванням.

Короткі кукси, особливо ті, що є зрілими й атрофованими, будуть відведені щодо передньої центральної лінії, тому що більш довга оптична координата тепер відсутня, і латеральні розміри включають більшу масу м'якої тканини, ніж медіальні. Фактично, короткі гільзи кукси поміщають для регулювання за допомогою протезоміра й динамічного регулювання щодо уявної вертикальної центральної лінії, оскільки вона фактично відбиває майже нормальний кістковий нахил, як раніше було обговорено, але оптично може виявитися, що перебуває в деякому вальгусі колінного суглоба (рис. 4.2).

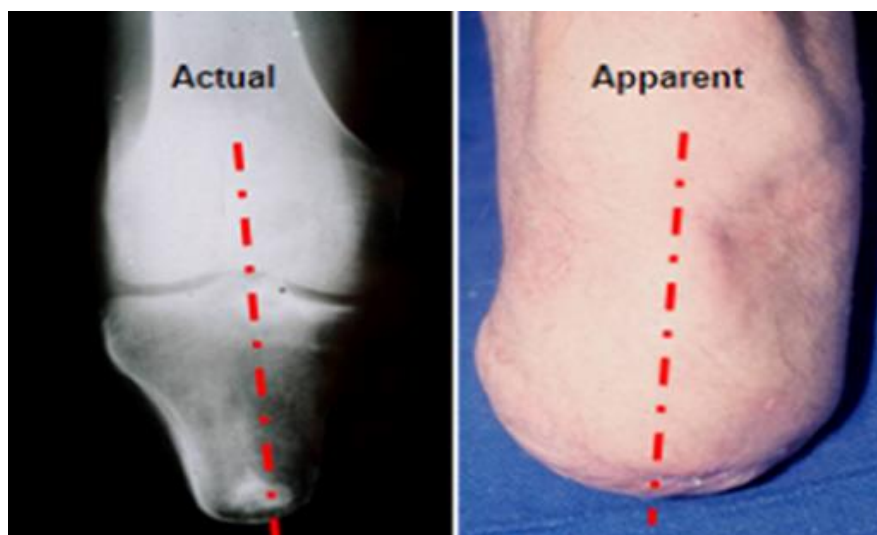


Рисунок 4.2 – Коротка ампутація правої гомілки, де *Actual* – дійсна лінія; *Apparent* – уявна лінія

Чи була гільза прикріплена спініним поліуретаном на місці, або приєднана до дерев'яної опорної пластини, або за допомогою модуля для кріплення гільзи до утримувального модуля, основа має показувати

нейтральний рівень на столі з гільзою, установленою під кутом згинання 5° і 3° – 5° приведення, і розміщеною (залежно від довжини кукси) так, щоб забезпечити повний діапазон статичного й динамічного регулювання.

Модуль утримувального модуля гільзи або опорна пластина мають розумно розташовуватися попереду й латерально, щоб гарантувати регулювання лінії схилу центрoїда в сагітальній і фронтальній площинах.

Стопу вирівнюють, використовуючи блоки під п'ятою протеза, щоб дублювати сагітальну висоту п'яти протеза й профіль взуття / підошви, або розміщуючи стопу у взуття, яке пацієнт буде використовувати. Якщо верхня поверхня стопи (тобто стопи S.A.C.H.) нахилена попереду назад або позаду вперед, висота каблука взуття є або занадто високою, або занадто низькою, відповідно, і має бути змінена або відкоректована.

Висота каблука взуття – вагомий чинник. Відповідність протезних стоп до ортопедичного взуття важлива для досягнення оптимального статичного та динамічного регулювання. Неправильна відповідність висоти каблука взуття щодо протезної стопи або висоти п'яти протезної стопи й профілю підошви щодо взуття змінить сили реакції опори. Це приведе до надлишкових моментів розгинання або згинання в колінному суглобі.

Примітка.

Унаслідок значної доступної розмаїтості протезних стоп, залежно від передбачуваного використання пацієнтом чи для спеціальної активності, необхідно дотримуватися рекомендацій виробників щодо висоти п'яти (каблука) й регулювання.

Утримувальний модуль гомілки, пристрій для регулювання або інший сегмент гомілки для з'єднання потім регулюється відповідно до необхідних вимірів висоти. Гільза розташована поверх стопи S.A.C.H. у сагітальній площині. Зі стопою, розділеною на третини, схил або лазерна лінія з координати латерального центрoїда гільзи буде типово проходити крізь роздільну лінію між середньою 1/3 і задньою 1/3 стопи (приблизно на 4 см спереду від центра болта стопи). Інший точний метод полягає в тому, щоб просто відміряти 1/2 відстані між задньою площиною п'яти й центром радіуса плесна стопи для координати схилу (завжди звертайтеся до специфікацій виробників у використанні інших стоп). Цей схил гарантує, що маса тіла й сили реакції опори розумно збалансовані між п'ятою та носком стопи. У процесі використання регульованого кріплення з регуляторами типу піраміди всі налаштування гвинтів мають бути встановлені наскільки можливо

до нейтрального положення перед кріпленням, щоб дати змогу максимально коригувати протягом процедур регулювання.

З координати центроїда в центрі заднього підколінного посадкового кільця гільзи схил або лазерна лінія мають проходити крізь центр протезної стопи або до 12 мм латерально до центра п'яти (положення стопи всередину).

Незначне медіальне положення стопи (усередину) використовується для складання й регулювання за допомогою протезоміра в багатьох ділянках, оскільки воно створює невеликий варусний момент реакції опори в колінному суглобі протягом середини фази опори, моделюючи сили просування вперед під час нормальної ходьби (рис. 4.3).

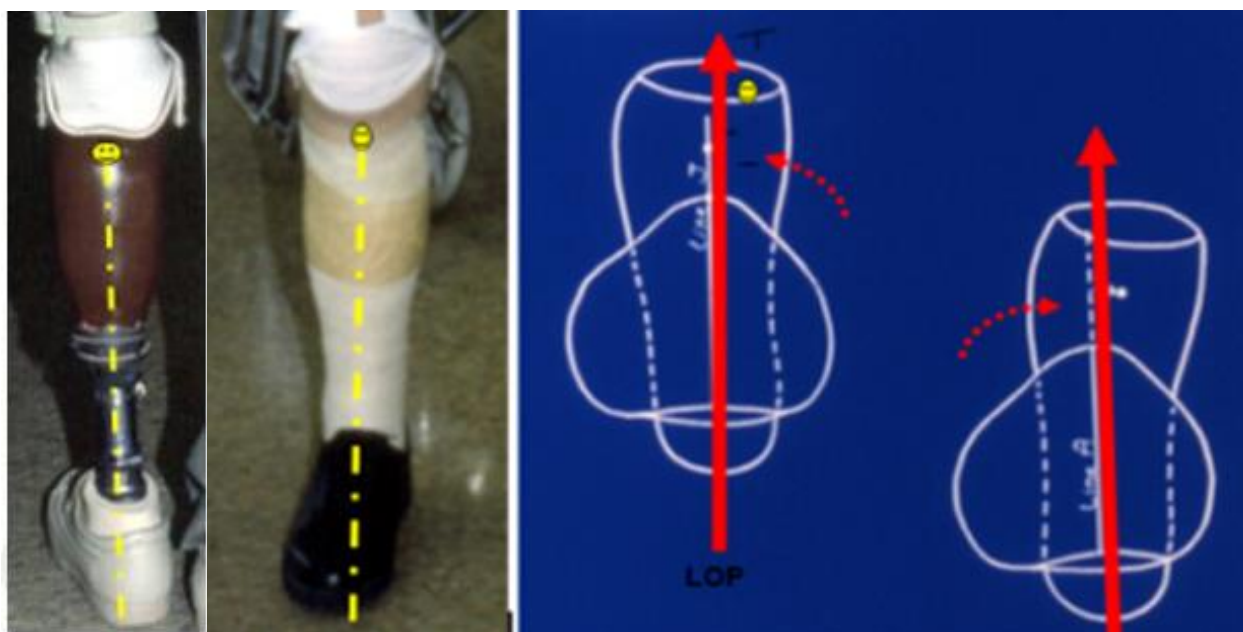


Рисунок 4.3 – Розміщення протезної стопи під кутом 5° – 7° зовнішньої ротації (положення носка назовні) щодо лінії просування вперед

Це може бути досягнуто, установивши вимірник або лінійку на передньо-задньому боці проксимальної частини гільзи, розділивши навпіл сухожилля надколінка й заднє горизонтальне підколінне посадкове кільце гільзи, щоб установити лінію просування вперед, і потім подивитися вниз по гільзі й лінійці, щоб установити положення носка назовні. Інший метод досягти 5° – 7° положення носка назовні полягає в тому, щоб опустити схил або лазерну лінію з передньої координати центроїда гільзи, спроектовану так, щоб розділити навпіл великий палець протезної стопи.

На рис. 4.4 наведені рекомендації щодо побудови протеза гомілки залежно від довжини кукси.

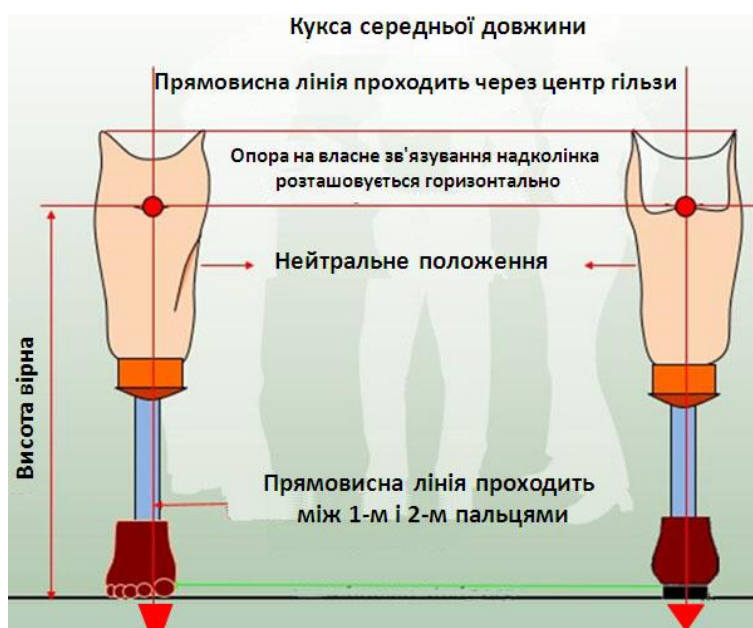


Рисунок 4.4 – Рекомендації щодо побудови протеза гомілки залежно від довжини кукси

4.2 Принципи статичного аналізу й регулювання протезів гомілки

Оскільки ми зацікавлені в комфортних навантаженнях, передачі тиску на м'які тканини й сил реакції опори, легко забути надзвичайно важливий аспект статичного аналізу – перевірити припасування гільзи, коли пацієнт з ампутацією перебуває в положенні сидячи з колінним суглобом, принаймні 90° згинання, і плоскою стопою / взуттям на опорі. Перевірте, що немає жодного болісного тиску (натиснення) на передній дистальній частині гільзи, і що утримання є достатнім без надлишкового тиску на виростки, і що проксимальне завершення лінії обрізки сумісне з косметичними цілями й цілями стабільності. Не має бути жодного болісного тиску або зіткнення сухожилів, що обмежують із боків підколінну ямку позаду з медіальним і латеральним підколінним виходами посадкового кільця. Правильне припасування, поверхневий контакт і контакт на дистальному кінці та метод утримання мають бути оцінені й/або змінені за необхідності для положення сидячи й стоячи. Під час стояння обидві гомілки мають бути в нормальному вертикальному положенні з пацієнтом, що стоїть між стаціонарними поручнями з рівним навантаженням на обидві кінцівки.

Тазостегнові суглоби мають перебувати на одному рівні для того, щоб витримати статичне регулювання (або на 6 мм нижче на ампутованому боці, якщо додаткова відстань між стопою та опорою під час переносу очікується протягом динамічного регулювання). Для пацієнтів із двобічною ампутацією тазостегнові суглоби мають перебувати на одному рівні або нижче на більш слабкому боці для відстані між стопою та опорою під час переносу. Пацієнт не має відчувати нестабільність у сагітальній, фронтальній або поперечній площинах. Якщо такі сили існують, їх необхідно усунути за допомогою нормального положення під кутом і/або позиційними змінами гільзи й/або стопи. Це може також потребувати зміни регулювання сегментів гомілки або інших компонентів між гільзою та стопою.

Контрольний список для статичного аналізу:

- Чи достатня відстань між стопою та опорою під час переносу для сухожилів, що обмежують з боків підколінну ямку, і чи вільні вони від тиску або зіткнення?
- Чи сумісні передні та медіально-латеральні проксимальні рівні лінії обрізки зі стабільністю й косметичним видом?
- Чи вільні від тиску передня дистальна частина гомілки й виростки колінного суглоба?

– Чи однаково розподілене навантаження за умови навантаження на правий і лівий бік, без болю або дискомфорту?

Для первинних пацієнтів з ампутацією може бути корисно зробити так, щоб пацієнт стояв на двох каліброваних підлогових вагах з метою перевірити розподіл навантаження.

– Чи достатній контакт із поверхнею кукси й ділянки розвантаження?

Швидке зняття протеза після періоду статичного положення стоячи (або динамічний аналіз) може типово розпізнати ділянки тканини з гіперемією, що бліднуть, але швидко стають рожевими, або червоніють, або мають чітко обумовлені відбитки від чохла на м'якій тканині. Ділянки, що значно змінили колір, можуть указувати на надлишковий тиск, що має бути зменшено, особливо якщо тканина не вертається до нормального кольору за короткий час. У цьому разі протез не можна носити, поки припасування не буде перевірено. Ділянки високого тиску іноді можуть бути розпізнані нанесенням помади на передбачувані ділянки перед надяганням протеза (за умови навантаження помада зітреться). Варто звернути увагу, що знебарвлення тканини й/або дискомфорт можуть виникнути внаслідок надлишкового тиску або недостатнього контакту.

– Чи достатній контакт на дистальному кінці за умови рівного навантаження?

Невелика кулька із глини або *Play-Dough*, розташована в м'якому вкладиші перед надяганням, може використовуватися, щоб перевірити контакт дистального кінця в положенні стоячи. Кукурудзяний крохмаль або дитяча присипка можуть також застосовуватися, щоб визначити ділянки без контакту.

– Чи підхожа й безпечна обрана система утримання, без поршневих рухів під час навантаження / розвантаження?

– Чи дійсно стопи розміщені приблизно на відстані 5–10 см одна від одної в ділянці п'яти, з каблуками взуття й підошвою, розташованими плоско на опорі?

Якщо основа опори є або занадто вузькою або занадто широкою, положення стопи всередину або назовні може бути надлишковим і гільза потребуватиме фронтальної транспозиції для корекції.

– Чи горизонтальна верхня частина протезної стопи (тобто стопи S.A.C.H.)? Чи дійсно у використанні пристрою для регулювання утримувальний модуль вертикальний?

Якщо верхня частина стопи нахилена до п'яти, може бути недостатнє початкове згинання гільзи. Це спричиняє те, що пацієнт перемістить лінію ваги над носком. Якщо верхня частина стопи нахилена до пальців стопи, стопа може бути розташована занадто вперед, може бути занадто велике згинання гільзи,

або п'ятковий амортизатор, імовірно, буде занадто м'яким, і/або висота п'яти стопи не була правильно оцінена щодо використання у взутті пацієнта, що приводить або до моменту розгинання, або надлишкового моменту згинання протягом навантаження. Якщо верхня частина стопи нахилена або до медіального, або до латерального боку, з'явиться вектор реакції опори вальгуса або варуса колінного суглоба, що має бути виправлений зі зміною регулювання під кутом у фронтальній площині.

Примітка.

Якщо використовується ендоскелетований утримувальний модуль із адаптером-пірамідкою, він має бути наскільки можливо вертикальним для статичного регулювання, з усіма гвинтами майже в нейтральному положенні, щоб уможливити повний діапазон регулювання протягом динамічної фази. Однак горизонтальна проксимальна поверхня стопи є більш точним індикатором регулювання в цьому разі, ніж вертикальний утримувальний модуль, оскільки утримувальний модуль не може залишатися перпендикулярним у правильно відрегульованому протезі.

– Чи правильна висота протеза?

Перевірте, чи перебувають передні й/або задні верхні клубові ості і/або клубові гребені на одному рівні.

– Чи відчуває пацієнт будь-який біль або дискомфорт?

Якщо так, тоді визначте причини й усуньте їх перед початком аналізу динамічного регулювання.

4.3 Вказівки щодо динамічного регулювання протезів гомілки

Спостережливий біомеханічний аналіз, оцінка і зміна кутів гільзи необхідні для регулювання протеза, наближення до норми наскільки можливо, енергетично ефективного, зручного рисунка ходьби як у фазі опори, так і у фазі переносу.

Мета протезиста для пацієнта з ампутацією полягає в тому, щоб протягом динамічного регулювання досягти таких параметрів:

- плечові суглоби перебувають на одному рівні та рівні махів руками;
- мінімальний нахил тіла або коливання з боку на бік;
- симетрична довжина одноопорного й двохопорного кроку;
- основа опори, що залишається постійною приблизно на 5–10 см між п'ятами протягом послідовних передніх поштовхів;

– плавне переміщення від початкового контакту п'яти з опорою, протягом опори до підйому п'яти;

– плавне переміщення від підйому п'яти й передпереносу через фазу переносу із збереженням лінії просування вперед із достатньою відстанню від опори для переносу.

Важливо ще раз наголосити: підтримка відкритого діалогу з пацієнтом з ампутацією важлива для досягнення описаних вище цілей, оскільки багато з них відчують та інтуїтивно реагують на зміни в регулюванні, які протезист не може безпосередньо виявити. Навпаки, є також багато людей із втратою або порушенням чутливості, які залежать від загального досвіду протезиста в досягненні оптимальних цілей регулювання. Такі пацієнти можуть вимагати частого зняття протеза, щоб перевірити, що чутливі до тиску ділянки добре пристосовані.

У процесі лікування таких хворих фахівець має виявляти велике терпіння протягом статичного й динамічного регулювання, інструктувати пацієнта та часто оглядати куксу для визначення симптомів потенційних розтирань або виразок, поки людина з ампутацією буде активно користуватися пристроєм у період випробування (примірювання) й до остаточного регулювання й припасування. Для безпеки пацієнта динамічне оцінювання й будь-яка модифікація регулювання мають виконуватися в стаціонарних поручнях, коли протезист спостерігає або регулює ходьбу у фронтальній, сагітальній і поперечній площинах у разі потреби.

Кінетика досліджує сили, що діють під час руху. У процесі ходьби протез постійно рухається й піддається силам реакції опори протягом навантаження у фазу опори. Сили реакції опори впродовж фази опори передаються через гільзу прямо до кукси.

Протез припасований і відрегульований за допомогою протезоміра й статичного регулювання, і стопа, що правильно підходить до взуття, вирівняна відповідно по висоті п'яти й установлена в положенні носіння поза приміщенням. Усі просторові транспозиційні, кутові зміни та зміни висоти в гільзі для динамічного регулювання змінять вектори реакції опори або позитивно або негативно, тому протезист має знати відхилення в ходьбі й реагувати на них, щоб досягти оптимального руху, можливого для пацієнта.

Позиційні зміни гільзи, що впливають на регулювання й приводять до зміни векторів реакції опори:

– вертикальна нейтральна (фронтальна й сагітальна площини);

– горизонтальна транспозиція; передньо-задня або медіально-латеральна (фронтальна й сагітальна площини);

- згинання / розгинання (сагітальна площина);
- відведення / приведення (фронтальна площина);
- внутрішня / зовнішня ротація (поперечна площина);
- висота (щодо кісткової анатомії).

Динамічне регулювання компонентів для протезів гомілки

Цикл ходьби, що передбачає фазу опори й фазу переносу, визначається як початковий контакт з опорою на одному боці до початкового контакту з опорою знову на тому самому боці.

Оскільки навантаження на тіло з масою в русі вертається до кукси як сили реакції опори, фаза опори ходьби має вирішальне значення протягом динамічного регулювання, тому що сили передаються до м'яких тканин і кісткової анатомії. Однак фаза переносу, припасування й утримання гільзи також важливі в досягненні оптимального динамічного регулювання й будуть обговорені нижче.

Найважливіші підфазы руху у фазу опори для регулювання протеза

Початковий контакт п'яти з опорою та реакція на навантаження

Ці дві послідовні підфазы на початку ходьби у фазу опори – найбільш вимогливі з усієї фази опори. На масу тіла в русі впливає імпульс (момент), тоді як кінцівка дестабілізована балансиrom п'яти. У момент переднього поштовху центр тиску розташовується за лінією ваги, викликаючи негайний передній момент сил реакції опори до гільзи, що приводить до передачі спрямованого назад тиску до передньої дистальної частини кукси й спрямованої вперед сили в задній проксимальній частині кукси. У цій точці з масою в русі колінний суглоб, уже попередньо зігнутий до 5° відповідно до принципів складання й регулювання за допомогою протезоміра, має продовжити згинання додатково до 5°–15° для поглинання удару й плавного переміщення стопи до опорного положення на опорі, коли стопа навантажується вздовж лінії просування вперед. Відхилення в ходьбі в разі початкового контакту п'яти з опорою найкраще спостерігаються з передньо-заднього та латерального вигляду.

Фаза підтримки центра

Підфаза середини фази опори, що визначена як момент, що виникає, коли протезний бік перебуває в повному розгинанні з п'ятою стопи й підшвою на опорі, тоді як контрлатеральний бік переходить до середини фази переносу.

Оскільки маса в русі закінчує середину фази опори й вага тіла переміщується над переднім аспектом протезної стопи, центр тиску рухається вперед до лінії ваги (навантаження).

Підйом (відрив) п'яти

Підйом (відрив) п'яти – підфаза кінця фази опори, є кінцем одноопорного періоду на боці ампутації, коли початковий контакт п'яти з опорою починається на контрлатеральному боці. Центр тиску розташовується перед колінним суглобом із результирующим спрямованим назад моментом розгинання в колінному суглобі.

Відхилення в ходьбі протягом цих чотирьох підфаз можуть спостерігатися в задньому, передньому й латеральному виглядах, типовий аналіз виконується, коли пацієнт ходить на плоскій горизонтальній поверхні. Однак остаточне регулювання має також передбачати оцінювання на похилих і атипових поверхнях, а також нагору / униз сходами.

На фазі й підфазі руху протягом циклу ходьби на протезі впливає такий просторовий взаємозв'язок протезної стопи й гільзи:

- передній або задній транспозиційний зсув стопи;
- медіальний або латеральний зсув стопи;
- внутрішня або зовнішня ротація стопи чи гільзи;
- згинання або розгинання гільзи (підшовне згинання / тильне згинання стопи);
- приведення або відведення гільзи (пронація / супінація стопи).

Описані вище параметри та їх відповідні інверсії містять десять можливостей складання й регулювання для оптимізації динамічної конструкції. Відхилення в ходьбі у фазу опори важко прогнозувати й вони будуть звичайно з'являтися в комбінації з іншими відхиленнями.

Фаза переносу

Хоча фаза переносу не ускладнює стабільність навантаження маси в русі протягом фази опори, вона залишається важливим фактором у ходьбі ампутанта з трьома основними цілями.

1. Перенос стопи / ноги вздовж лінії просування вперед.

Для кращого збереження енергії протез має завершити фазу переносу вздовж лінії просування вперед без нахилів або ротацій.

2. Достатня відстань між стопою та опорою.

Відстань між стопою та опорою під час переносу стопи має бути достатньою, без нахилу тулуба, підйому таза або циркумдукції тазостегнового суглоба протягом усього циклу переносу.

3. Завершення повного кінця фази переносу.

Кінець фази переносу закінчує завершальну підфазу циклу переносу й готує стопу й колінний суглоб для періоду початкового контакту та безпечного прийняття навантаження від тіла на початку фази опори. Не закінчуючи кінець фази переносу, стопа ввійде в контакт із опорою скоріше, з колінним суглобом – уже в додатковому згинанні, що викликатиме набагато більше вимог з боку чотириголового м'яза, щоб попередити безконтрольні моменти згинання. Відхилення у фазу переносу найкраще спостерігаються з латерального й заднього вигляду.

Систематичне оцінювання ходьби на протезі гомілки та динамічне регулювання

Примітка.

Недостатня відповідність висоти п'яти протезної стопи до взуття й навпаки може бути причиною декількох динамічних відхилень у ходьбі протягом підфаз фази опори (див. «Регулювання за допомогою протезоміра» і «Статичне регулювання для додаткової інформації»).

Фаза опори

Період початкового контакту – передній поштовх. Він сигналізує про момент переходу між фазою переносу та фазою опори. Якщо кінець розгинання не був завершений у момент до початкового контакту п'яти з опорою, нормальне просування вперед і безпечне навантаження не будуть відбуватися, тому що вектор реакції опори переміщується позаду від колінного суглоба, створюючи момент згинання.

Наступне – типові відхилення, що спостерігаються протягом періоду початкового контакту з передньо-заднього й латерального вигляду.

Нерівна довжина двохопрного кроку: звичайна причина полягає в тому, що є недостатнє згинання гільзи з незначним контактом п'яти з опорою або відсутністю контакту п'яти з опорою й коротким одноопорним кроком на протезі.

Додаткове згинання гільзи (тильне згинання стопи) і задня транспозиція стопи в сагітальній площини виправить це відхилення.

Колінний суглоб у повному розгинанні або надлишковому розгинанні (надлишкова стабільність): важіль п'яти (відстань між протезною п'ятою та координатою центроїда гільзи) може бути занадто коротким і змушувати колінний суглоб у надлишкове розгинання з додатковим згинанням

у тазостегновому суглобі в період початкового контакту. Це може бути спричинено недостатнім згинанням гільзи, п'ятковим амортизатором, що не досить стійкий, або стопа розташована занадто спереду або в надлишковому підошовному згинанні. Збільшення згинання гільзи, тильне згинання і/або транспозиція стопи більше назад, і/або додавання нерухомості (твердості) п'ятковому амортизатору стопи, і/або правильна відповідність стопи / взуття виправить це відхилення.

Примітка.

Пунктирна лінія є приблизним вектором реакції опори (рис. 4.5).

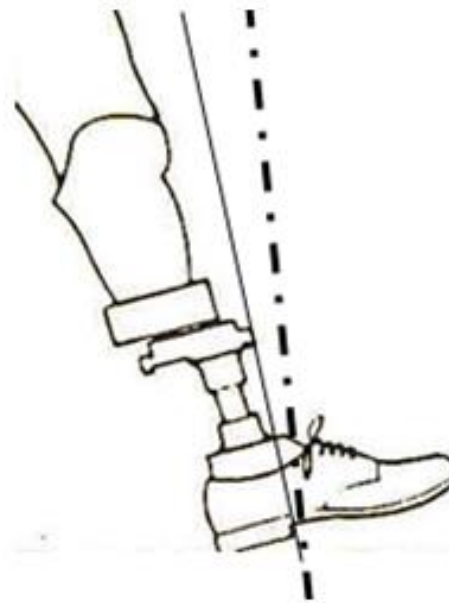


Рисунок 4.5 – Надлишкова стабільність колінного суглоба

Колінний суглоб різко зігнутий – понад початкові 5° згинання: нестабільність колінного суглоба в процесі переднього поштовху змушує колінний суглоб до швидкого згинання, потім стопу – до опорного положення з негайним скороченням чотириголового м'яза, щоб керувати рухом згинання, який зазвичай спричиняє біль і тиск у передній дистальній частині гомілки. Швидкий поступальний рух до згинання – найчастіше причина надмірно довгого важеля з гільзою в надлишковому згинанні стопою, зміщеною значно назад і/або із занадто більшим тильним згинанням, або їх комбінацією. Зменшення згинання гільзи, переміщення стопи значно вперед і/або збільшення підошовного згинання стопи, зм'якшення п'яткового амортизатора або їх комбінація виправить це відхилення. Це відхилення може спостерігатися протягом переднього поштовху і/або реакції на навантаження.

Примітка.

Пунктирна лінія є приблизним вектором реакції опори (рис. 4.6).



Рисунок 4.6 – Нестабільність колінного суглоба

Реакція на навантаження

Маса тіла в русі, на який впливає імпульс, дестабілізує балансер п'яти, коли вага тіла перенесена на протез. Три передумови мають бути виконані, щоб забезпечити безпечну, плавну та ефективну реакцію на навантаження.

1. Якщо маса тіла перенесена на протез у процесі підготовки до середини фази опори в одноопорному періоді, необхідно, щоб колінний суглоб мав амплітуду руху з додатковими 5° – 15° згинання для поглинання удару.

2. Положення кукси в гільзі має бути безпечне й сумісне, без поршневих рухів, спрямованих донизу, коли маса тіла навантажена на протез.

3. П'ятковий амортизатор стопи має стиснутися приблизно на 10 мм у взутті, щоб моделювати 10° підошовного згинання вузла «щиколотка / стопа», для поглинання удару й плавного переміщення, а також для зменшення дії чотириголового м'яза.

Нижче наведені типові відхилення, що можуть спостерігатися протягом реакції на навантаження.

Надлишкові поршнєподібні рухи з поперечною ротацією гільзи і/або стопи (положення носка назовні / положення носка всередину)

Зовнішня ротація стопи протягом навантаження типowo буде компенсацією труднощів у переході в опорне положення стопи, і може спостерігатися з різних причин. Деякі з них пов'язані із взуттям. Іноді протезна стопа розташовується надмірно щільно у взутті, перешкоджаючи п'ятковому амортизатору розширюватися під навантаженням. П'ятковий амортизатор може бути занадто твердим, або взуття занадто твердим, як деякі ковбойські чоботи. Додаткові причини пов'язані з неточним припасуванням гільзи, що допускає ротацію й поршнєподібні рухи навколо кукси під час навантаження, або пацієнт може мати слабку витривалість і недостатню силу тазостегнових і колінних м'язів, щоб витримати необхідне керування протезом протягом навантаження. Технічні рішення передбачають приміряння різних розмірів і/або типів взуття, заміну протезної стопи на стопу з менш твердим п'ятковим амортизатором (або просвердлювання великого отвору з підошовної ділянки п'яти в амортизатор, щоб уможливити більше стискання), інструктаж пацієнта з використання чохлів на куску правильної товщини, звернення пацієнта за додатковою фізіотерапією для зміцнення м'язів.

Різка згинання або розгинання колінного суглоба

Слабкий чотириголовий м'яз викликає труднощі в контролюванні ексцентричного скорочення для згинання в колінному суглобі, що спостерігається протягом навантаження й часто супроводжується погано керованими концентричними моментами розгинання, коли пацієнт з ампутацією намагається відновити керування згинанням, спричиняючи цим судорожний безконтрольний рух у колінному суглобі. Слабкий чотириголовий м'яз також викликає більш короткий одноопорний крок і потенційне надлишкове розгинання, коли пацієнт з ампутацією інтуїтивно робить спробу змістити реакцію опори вперед від колінного суглоба для більш безпечного навантаження. Оцінка чотириголового м'яза нижча ніж «3» потребує фізіотерапії для тренування та зміцнення, щоб пацієнт з ампутацією міг досягти функцій-ної ходьби з безперешкодним рухом у колінному суглобі. Якщо присутня стегова нейропатія або чотириголовий м'яз не реагує на зміцнення, пацієнтові з ампутацією потрібне керування стегном із колінним суглобом, замкненим протягом фази опори для безпечної ходьби.

Надлишкове розгинання в колінному суглобі

Колінний суглоб може залишитись у положенні розгинання, а не в керованому згинанні для поглинання удару протягом реакції на навантаження

до середини фази опори. Цей момент розгинання в колінному суглобі має чотири потенційних причини.

1. Первинний пацієнт з ампутацією не може відповідно активувати м'язи-розгиначі колінного суглоба внаслідок побоювання його нестабільності протягом одноопорного періоду.

Рішення. Інструкції з додаткового навчання ходьби рекомендуються, щоб викликати м'язовий контроль і навчити м'язового контролю.

2. Стопа зміщена занадто далеко вперед щодо гільзи, викликаючи короткий важіль п'яти та перешкоджаючи плавному руху до опорного положення стопи для навантаження.

Рішення. Переставити стопу більше назад, щоб подовжити важіль.

3. П'ятковий амортизатор може бути занадто м'яким, і внаслідок цього під час переднього поштовху відбувається надмірне стискання, що протистоїть просуванню до опори на всю стопу. З масою в русі це стає проблемою синхронізації, що перешкоджає керованому згинанню в колінному суглобі для поглинання удару, тому що суглоб залишається в розгинанні.

Рішення. Замінити протезну стопу на стопу з більш твердим п'ятковим амортизатором або додати твердість наявному амортизатору (це може бути досягнуто, якщо просвердлити отвір підшого діаметра в п'ятці й потім вставити гумовий амортизатор більшої твердості з одноосьової стопи).

4. Каблук взуття пацієнта може бути занадто низьким для обраної протезної стопи, викликаючи момент розгинання й затримку в часі.

Рішення. Замінити стопу (або взуття), щоб погодити висоту каблука й профіль підошви, або додати підйом під п'яту чи клин до внутрішньої частини наявного взуття, щоб забезпечити компенсацію.

Середина фази опори

Це підфаза, коли маса тіла й навантаження були повністю передані до протеза з основною функційною метою – забезпечити стабільність колінного суглоба та безперервне плавне просування вперед. Саме в цій точці багато відхилень у ходьбі стають наочними й найкраще спостерігаються в передньому / задньому й латеральному вигляді.

Чотири ключових напрями для дослідження:

- 1) нерівні зворотно-поступальні махи руками;
- 2) вертикальний тулуб із мінімальним латеральним нахилом;
- 3) верхня поверхня стопи горизонтальна;
- 4) невеликий варусний момент у колінному суглобі.

Нерівні махи руками

Найбільш часта причина для нерівних махів руками – біль, і/або значний дискомфорт у протезі, і/або реальна чи передбачувана ненадійність протягом підтримки центра ваги. Щодо рішень або корекції, то проблема (проблеми) має бути ідентифікована й вирішена: виправлення в припасуванні гільзи до кукси, динамічне регулювання під час ходьби або витрата часу й терпіння для додаткового навчання ходьби.

Латеральний нахил тулуба в бік ампутації

Нахил тулуба до протезного боку збільшує споживання енергії та порушує плавне просування вперед. Однак це часто інтуїтивна стратегія, використовувана пацієнтом, щоб зменшити біль і дискомфорт унаслідок припасування гільзи або неправильного регулювання протеза, або це може бути компенсацією слабкості м'язів, що відводять стегно. Це також може бути результатом ходьби на протезі, або занадто короткому або занадто довгому, чи стопи, що була надмірно переміщена латерально (назовні), створюючи більш широку, ніж необхідно, основу опори. Рішення можуть бути простими, зокрема регулювання висоти тримального модуля, або положення стопи чи гільзи, або направлення пацієнта на фізіотерапію для зміцнення м'язів. Однак перед виконанням будь-яких із цих регулювань проблеми припасування гільзи мають бути досліджені, оскільки занадто багато або занадто мало чохла на куксу можуть бути проблемою.

Верх стопи нахилений латерально (медіально)

Гільза може бути розміщена в надлишковому відведенні (або стопа в занадто великій супінації), і/або стопа зміщена занадто медіально (усередину), що спричиняє занадто вузьку основу опори, і/або каблук, і/або підошва взуття пацієнта були надмірно зношені на латеральному боці. Для виправлення необхідно змінити положення під кутом гільзи і/або положення під кутом стопи, змінити положення всередину стопи і/або зробити заміну чи ремонт взуття.

Верх стопи нахилений медіально (латерально)

Гільза може бути розміщена в надлишковому приведенні (або стопа в занадто великій пронації), і/або стопа переміщена занадто латерально (назовні), що спричиняє широку основу опори, і/або каблук, і/або підошва взуття пацієнта були надмірно зношені на медіальному боці. Також, імовірно, пацієнт може відмовлятися повністю навантажувати протез через побоювання, що пристрій не буде підтримувати його або може заподіяти біль. Це особливо

важливо для первинних пацієнтів з ампутацією, які потребують підтримки водночас із додатковими інструкціями й навчанням ходьби. Інші корекції передбачають зміну положення під кутом гільзи і/або положення під кутом стопи, зміну положення стопи назовні й/або заміну чи ремонт взуття.

Верх стопи нахилений уперед

Див. принципи відповідності стопи / взуття.

Верх стопи нахилений назад

Див. принципи відповідності стопи / взуття.

Підйом п'яти від опори

Підйом п'яти від опори має тільки починатися наприкінці одноопорного періоду. Такий підйом протягом середини фази опори може відбуватись, якщо стопа зміщена надмірно назад, що призводить до вкороченого важеля носка й раннього перекату, або з більшим тильним згинанням (гільза в надлишковому згинанні). Інші причини: каблук взуття занадто високий для протезної стопи, згинальні контрактури тазостегнового або колінного суглобів не пристосовані регулюванням згинання. Рішення передбачають подовження важеля з повторним установленням гільзи більше вперед чи зменшенням тильного згинання стопи (збільшуючи розгинання гільзи), або додаткове згинання гільзи, якщо проблема – непристосована контрактура в колінному суглобі. (Див. також принципи відповідності стопи / взуття.)

Кінець фази опори та передперенос

Кінець середини фази опори й одноопорний період починається зі збільшеного згинання в колінному суглобі та підйому п'яти від опори протезної стопи під час підготовки до поштовху носком і триває до моменту початкового контакту з опорою для контрлатерального боку. Стопа має залишатися в напрямку просування вперед без ротації всередину або назовні, тому протез буде розвантажений для плавного та безперервного переносу ваги тіла на контрлатеральний бік для поштовху носком. Кілька відхилень у ходьбі, потенційні в цій останній стадії фази опори, найбільше часто спостерігаються латерально.

Уповільнений підйом п'яти від опори

Часто підйом п'яти від опори наприкінці фази опори вповільнений, пацієнти повідомляють про труднощі просування по носку стопи або про таке відчуття, як ходьба по нахилу вгору. Це відбувається, коли стопа розташована занадто далеко вперед, що спричиняє надмірно довгий важіль носка стопи,

перешкоджаючи плавному перекату, або занадто велике підошовне згинання стопи (чи надлишкове розгинання гільзи), дуже тверда кілеподібна частина стопи або взуття, чи стопа дуже велика для взуття пацієнта, і внаслідок цього – надмірно тверда. Рішення передбачають укорочення важеля пальців стопи транспозицією стопи більше назад, і/або збільшення згинання гільзи або тильного згинання стопи, і/або заміну стопи на стопу з менш твердою кілеподібною частиною чи більшу відповідність стопи / взуття. (Див. також принципи відповідності стопи / взуття.)

Швидкий ранній підйом п'яти від опори

Різкий підйом п'яти від опори з відчуттям кроку в поглиблення, тому що маса тіла просувається по носку стопи. Крім того, короткий перенос із раннім контактом з опорою може спостерігатися для контрлатерального боку. Це викликано вкороченим важелем носка стопи у фазу опори, зі стопою, розташованою занадто далеко назад щодо гільзи, і/або надлишковим тильним згинанням стопи (надлишкове згинання гільзи). Крім того, це може бути викликано згинальною контрактурою в колінному суглобі, неправильно пристосованою за допомогою регулювання гільзи (занадто велике розгинання), і/або каблук взуття занадто високий для стопи, або слабкий чотириголовий м'яз, що перешкоджає повному кінцевому розгинанню й призводить до короткого кроку у фазу опори з обмеженим контактом п'яти з опорою та нестабільністю колінного суглоба. Рішення передбачають або подовження важеля носка стопи транспозицією гільзи більше назад, і/або додаткове розгинання (підошовне згинання стопи), або створення правильної відповідності стопи / взуття, або фізіотерапію для зміцнення чотириголового м'яза. Якщо є проблема в згинальній контрактурі колінного суглоба, додаткове згинання гільзи з деяким підошовним згинанням стопи має бути технічним рішенням.

Широка основа опори (рис. 4.7)

Надлишкове положення стопи назовні і/або приведення гільзи можуть спостерігатися поряд із вальгусним моментом, і збільшений латеральний нахил тулуба зі збільшеним тиском у медіально-дистальній і латерально-проксимальній ділянках гільзи може бути очевидним, з верхньою поверхнею стопи, нахиленою латерально. Це також іноді призводить до побоювання нестабільності та небажання пацієнта змістити вагу на протез, викликаючи інтуїтивне розширення основи опори. Рішення для відновлення більш нормальної ширини одноопорного кроку передбачають зсув стопи медіально (положення більше всередину), і/або додаткове відведення гільзи, і/або додаткове навчання ходьби.

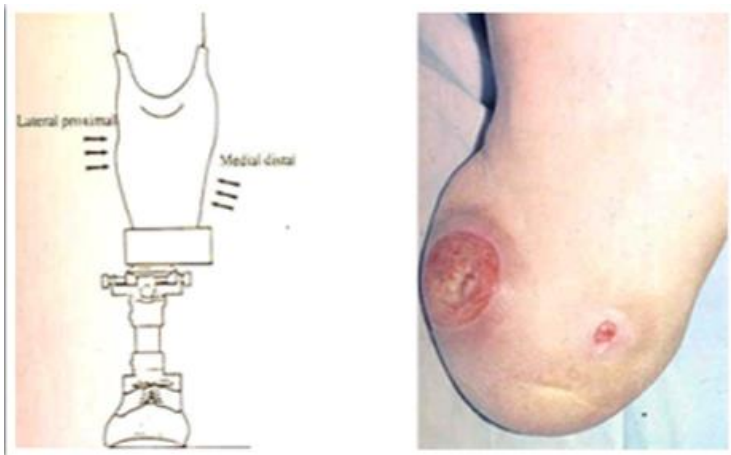


Рисунок 4.7 – Широка основа опори
Lateral-proximal – латерально-проксимально;
Medial-distal – медіально-дистально

Вузька основа опори (рис. 4.8)

Надлишкове положення стопи всередину і/або відведення гільзи можуть спостерігатися поряд із варусним моментом колінного суглоба та збільшеними тисками в медіально-проксимальній і латерально-дистальній ділянках гільзи й часто супроводжуються нахилом верхньої поверхні стопи медіально. Рішення відновити нормальну ширину одноопорного кроку передбачають зсув стопи латерально (положення більше назовні) і/або додаткове приведення гільзи.

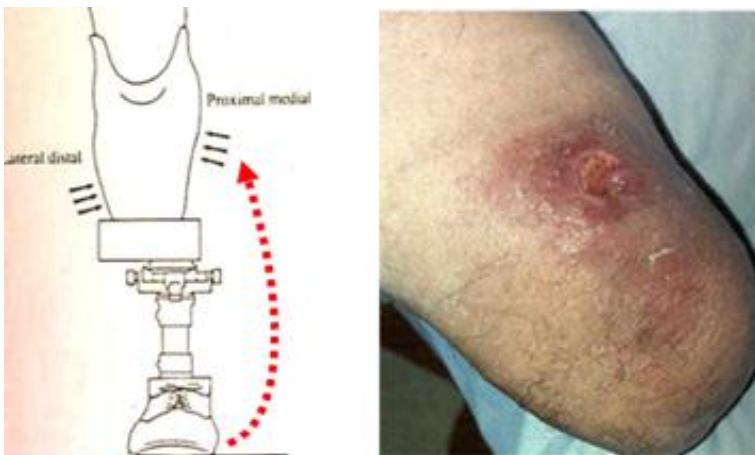


Рисунок 4.8 – Вузька основа опори
Lateral-distal – латерально-дистально;
Proximal-medial – проксимально-медіально

Латеральний нахил тулуба до здорового боку

Нахил тулуба до контрлатерального боку збільшує споживання енергії та порушує плавне просування вперед. Цей дисбаланс може спостерігатися під час підйому п'яти від опори й типowo спричиняється надлишковим рухом носка назовні. Рух носка назовні має бути відрегульований, щоб погодити, наскільки можливо близько, з рухом носка назовні здорового боку в середині фази опори. Якщо пацієнт має двобічну ампутацію, рух носка назовні з двох боків має бути встановлений однаково на 5°–7°, що спостерігається всередині фази опори.

Внутрішня або зовнішня ротація п'яти

Коли починається підйом п'яти від опори й маса тіла пересувається по носку стопи, може спостерігатися внутрішня або зовнішня ротація п'яти. Це, імовірно, викликано вкороченням м'яза-згинача тазостегнового суглоба, що перешкоджає ротації стегна з тазом у процесі переходу від фази опори до фази переносу й викликає супінацію або пронацію стопи під час підйому п'яти від опори. Якщо зміна регулювання для зменшення супінації / пронації не вирішує цю проблему, пацієнтові може знадобитися фізіотерапія, щоб розтягти м'язи-згиначі тазостегнового суглоба для збільшення амплітуди руху та поліпшення функційної ходьби.

Надлишкові поршнеподібні рухи кукси в гільзі

Протягом передпереносу є різке переміщення маси тіла до здорової ноги з розвантаженням протеза в процесі підготовки до швидких вимог фази переносу. Якщо протез падає з кукси в цій точці, це буде знову поршнеподібний рух догори під час наступного навантаження у фазу опори, що може спричинити різні відхилення в ходьбі у фазу опори й ротації, а також перешкоджати ефективним рішенням у регулюванні. Ці поршнеподібні рухи мають бути негайно усунуті регулюванням гільзи, або збільшенням / зменшенням чохлів на куксу, і/або поліпшенням методів утримання перед динамічним регулюванням.

Фаза переносу

Медіальний або латеральний нахил

Нахил може бути визначений як відхилення в ходьбі у фазу переносу у фронтальній площині, що складається з поперечної зовнішньої ротації колінного суглоба, супроводжується різкою поперечною внутрішньою ротацією гомілки й стопи (або навпаки), що починається під час поштовху носком й повертається в нейтральне положення наприкінці фази розгинання безпосередньо перед періодом початкового контакту. Це відхилення може починатися внаслідок поштовху носком і тривати до переднього поштовху, і може бути інтуїтивною компенсацією за додаткову відстань до опори, коли відносна додаткова довжина згинальної контрактури в колінному суглобі не пристосована підхожим згинанням гільзи, або нахил може бути викликаний небагато більшим розташуванням носка стопи всередину або назовні, що, імовірно, потім призведе до відхилення у вигляді нахилу протягом просування вперед під час переносу. Інша поширена потенційна причина – неправильне розміщення точок кріплення для ременів,

застосованих для утримання за допомогою надвиросткової манжети. Нахили звичайно виправляються регулюванням гільзи чи стопи або зміною в приєднанні ременя для манжети.

Циркумдукція

Контакт із опорою носка стопи або циркумдукція протягом середини фази переносу часто приймаються як викликані протезом, що є занадто довгим. Хоча це може фактично бути причиною, усі інші можливості мають бути усунуті перед зменшенням довжини. Інші можливості передбачають надлишкове підошовне згинання стопи або розгинання гільзи, м'язову слабкість або деформацію колінного суглоба чи гомілки. Крім того, недостатнє утримання протеза, мала або надлишкова товщина чохла на куксу для контактної поверхні може бути наслідком поршнеподібних рухів у гільзі й додаткової відстані між стопою та опорою під час переносу. Крім того, імовірно обмеження амплітуди руху, що перешкоджає додатковому згинанню в колінному суглобі від підйому п'яти через середину фази переносу. Рішення передбачають зменшення підошовного згинання стопи, збільшення згинання гільзи, поліпшення утримання протеза, збільшення чи зменшення товщини чохла на куксу на контактній поверхні або вкорочення протеза.

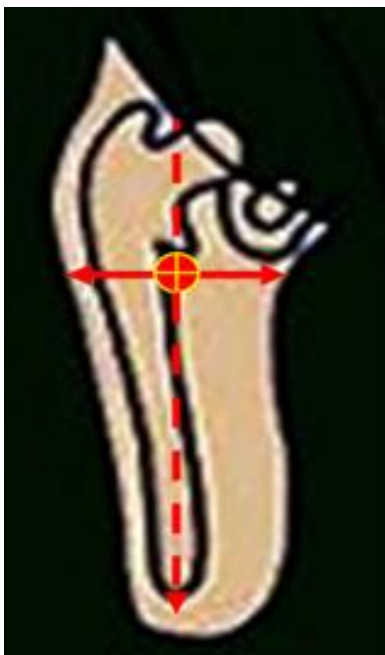
4.4 Принципи складання та регулювання протезів стегна за допомогою протезоміра

Складання та регулювання протеза стегна за допомогою протезоміра починаються з установки задніх і латеральної базисних точок, які використовуються для кутового регулювання й регулювання за допомогою схилю у фронтальній і сагітальній площинах і які будуть трохи відрізнятися залежно від того, чи є гільза поздовжньо-овальною або поперечно-овальною.

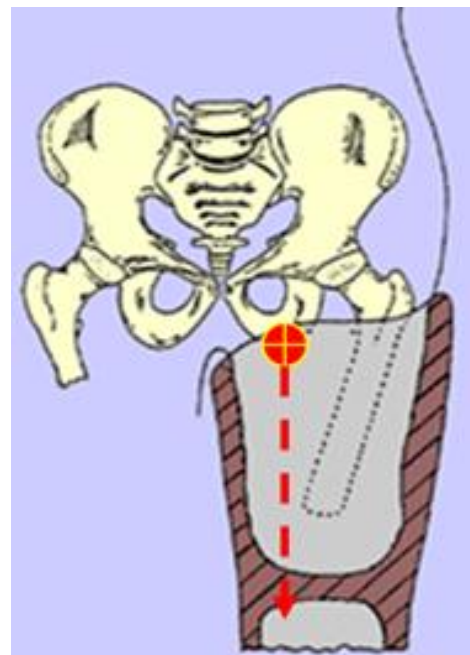
Примітка.

Для поперечно-овальної гільзи (з упором у сідничний горб) кут приведення кукси звичайно встановлюється протягом виготовлення негатива, коли найбільш часто використовується типорозмірне поперечно-овальне посадкове кільце для зняття зліпків, і який має ширший медіально-латеральний вимір (M/L) та приєднується до вертикального кріплення, що встановлюється на підлозі або горизонтальній платформі. Ділянка під сідничний горб на посадковому

кільці для зняття зліпків установлюється на горизонтальному рівні з опорою. У деяких ситуаціях протезист установлює посадкове кільце для зняття зліпків у положенні деякого відведення, що нахляє ділянку під сідничний бугор на посадковому кільці (нижче – медіальний бік; вище – латеральний бік), тому що це допоможе втримати положення з певним кутом приведення, тоді як гіпсовий негатив стає твердим. У цьому разі задня проксимальна базисна точка схилу гільзи бере початок з такого положення сідничного горба, що буде більш медіальним, ніж базисна точка, визначена для поздовжньо-овальної гільзи, що має порівняно вузький медіально-латеральний вимір (M/L).



Поздовжньо-овальна гільза



Поперечно-овальна гільза

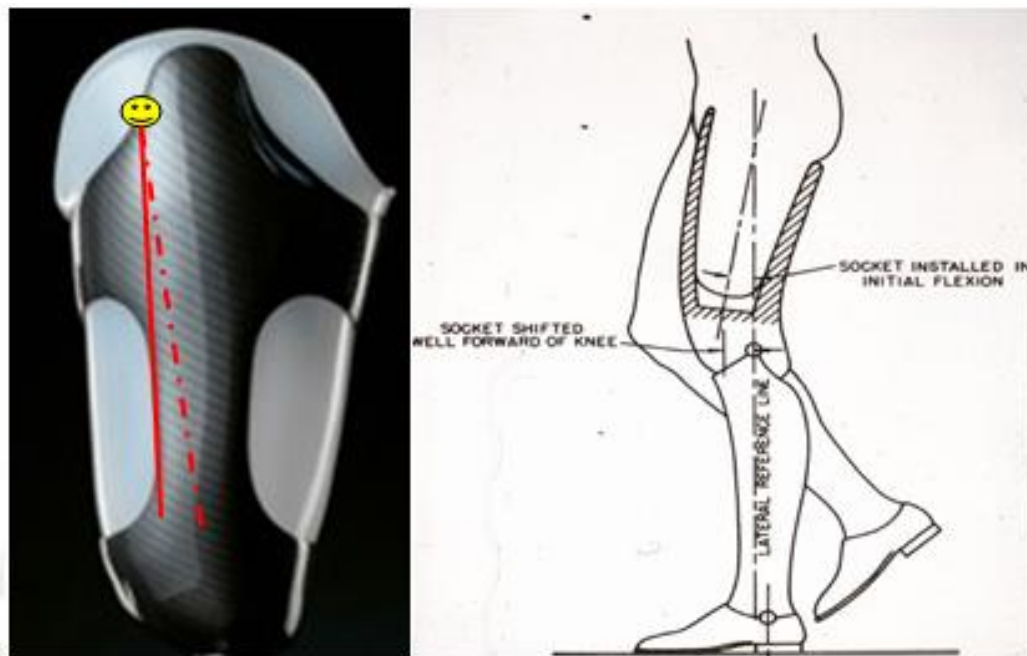
Рисунок 4.9 – Розташування кукси в гільзах

Використовуючи задню базисну точку, вручну розташовують гільзу в попередньо зареєстрованому куті приведення здорового боку (з охопленням сідничного горба). Для поперечно-овальних гільз (з упором у сідничний горб) кут приведення становитиме 8° – 10° . Навпіл розділяють задній проксимальний медіально-латеральний вимір (M/L) гільзи горизонтально між зовнішньою стінкою та початком медіального розширення посадкового кільця, указавши на це, як на задню базисну точку. Із цієї центральної базисної точки

проводять вертикальну лінію на гільзі за умови збереження попередньо зареєстрованого кута приведення.

Якщо була зареєстрована контрактура кукси, що відводить, береться до уваги цей кут перед установкою вертикального схилу. Положення приведення гільзи буде втримувати середній сідничний м'яз у розтягуванні так, щоб це дало змогу швидко активувати протягом середини фази опору для стабілізації тазу. Зовнішні (латеральні) контури гільзи будуть попередньо скоректовані, щоб адекватно розподілити сили навантаження поздовжньо від потужних м'язів, що активують та відводять стегно, замість того, щоб концентрувати це навантаження в дистальній частині стегна. Вертикальна базисна точка також пізніше використовується, щоб установити положення стопи у фронтальній площині.

Навпіл розділяють гільзу в передньо-задньому напрямку (А/Р) латерально на рівні сідничного горба та визначають базисну позначку на гільзі (якщо гільза поперечно-овальна, то з базисної точки вертлюга). Із цієї базисної точки проводять лінію, що однаково розділяє навпіл довжину гільзи. Використовуючи транспортер або гоніометр, проводять іншу лінію під заднім кутом 5° до первісної базисної лінії. Ця лінія буде осью базисною точкою, щоб установити гільзу на 5° згинання.



Socket shifted well forward of knee – гільза зміщена вперед від колінного суглоба;
Lateral reference line – зовнішня базисна лінія;
Socket installed in initial flexion – гільза встановлена в положенні початкового згинання

Рисунок 4.10 – Визначення базисної точки

Положення гільзи за умови 5° згинання створює розтягування великого сідничного м'яза, що забезпечує більшу амплітуду розгинання в тазостегновому суглобі та може підсилити керування з боку м'язів кукси для стабільності в колінному суглобі протягом фази опори залежно від сили. Крім того, положення згинання уможлиблює більш нормальний двохопорий крок на здоровому боці, тоді як амплітуда розгинання в тазостегновому суглобі залишається в нормальних межах на протезованому боці. За наявності згинальної контрактури в тазостегновому суглобі для цієї осьової базисної точки до зареєстрованого кута згинання додають 5° .

Після перевірки базисних точок з метою приведення та згинання гільзу поміщають на горизонтальний блок з деревини, заливають спініним поліуретаном у місці з'єднання, уможливаючи коригування положення під кутом, або встановлюють з'єднувальну піраміду на дистальний кінець гільзи (залежно від методів виготовлення та доступних налаштувань регулювань). У багатьох установах з'єднувальну піраміду безпосередньо ламінують в тверду раму або гільзу.

Кріплення для регулювання або призначений колінний вузол припасовують до зросту пацієнта з ротацією колінної осі 5° зовні до лінії просування вперед і узгоджують, наскільки можливо, близько із зареєстрованим виміром висоти колінного центра.

Виготовлення із складанням і регулюванням за допомогою протезоміра тепер триває на горизонтальній поверхні із позиціюванням і кріпленням гільзи на регульованому кріпленні для припасування зі стопою, незалежно від того, які компоненти (з деревини, ендоскелетовані та/або з вуглекомполімеру) і яка стопа має використовуватися.

Гільзу розміщують так, щоб її медіально-дистальна стінка перебувала на лінії просування вперед, й осьова або лазерна лінія, що збігається з раніше встановленою по схилу задньою базисною точкою гільзи, проходила крізь центр п'яти стопи. Іноді варіант із використанням цього схилу як базисної точки припускає, що колінний суглоб і вершина стопи (що несе модуль гомілки) має бути нахилений приблизно на 3° – 4° медіально, щоб моделювати нормальну лінію навантаження та механічну кісткову вісь. У поперечно-овальних гільзах колінний суглоб і вершина стопи залишаються горизонтальними, і точка схилу – це локалізація положення сідничної кістки на ділянці під сідничний горб у гільзі, що потім проходить крізь центр колінного суглоба та стопи.

Використовуючи латеральну базисну точку гільзи з гільзою, уже відрегульованою у визначеному приведенні, згинанні та зовнішній ротації колінного суглоба (або колінного вузла чи пристрою для регулювання), гільзу потім обережно переміщують уперед або назад, щоб розташувати її по центру колінного пристрою для регулювання по стопі, або по колінному вузлі та стопі так, щоб висок або лазер з раніше встановленої латеральної базисної точки гільзи (або якщо гільза поперечно-овальна, то з базисної точки вертлюга) проходив приблизно на 1 см попереду центра колінного суглоба та крізь центр болта стопи (або на 3 см попереду болта стопи) залежно від використовуваної протезної стопи (за рекомендаціями виробника).

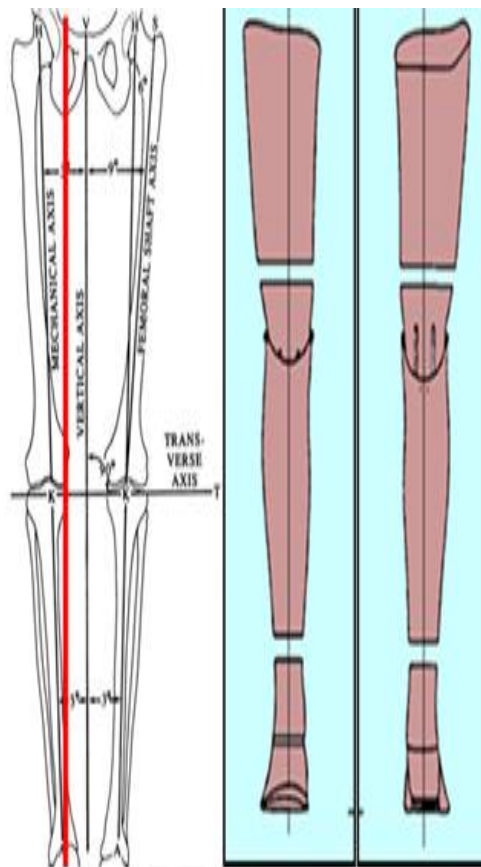


Рисунок 4.11 – Основні осі для побудови протеза стегна, де:
Mechanical axis – механічна вісь; *Vertical axis* – вертикальна вісь;
Femoral shaft axis – вісь стегнової кістки; *Transverse axis* – поперечна вісь

Стабільність у колінному суглобі – основна мета протягом фази опори. Стабільність залежить від трьох факторів (незалежно від типу використовуваної протезної стопи):

1) механічне тертя або інша властива механічна чи електромеханічна стабільність застосовуваного протезного колінного вузла;

2) сила користувача та доступне довільне м'язове керування;

3) регулювання лінії навантаження колінного вузла щодо загальної базисної точки; лінія ТКА (вертлюг, колінний суглоб, гомілковостопний суглоб).

Лінія регулювання ТКА – основний критерій у встановленні стабільності колінного суглоба протягом фази опори. Уявімо, що оптимальна лінія ТКА проходить крізь центр вертлюга, колінного суглоба та гомілковостопного суглоба для забезпечення найбільшої ефективності. Однак це зазвичай потребує деякого рівня довільної м'язової сили та керування (чого багато пацієнтів не мають), щоб витримати згинальний момент сил реакції опори, які діють на механічний колінний вузол протягом фази опори під час ходьби. Клінічний лікар може поступово збільшувати стабільність та моменти розгинання реакції опори протягом середини фази опори, зміщуючи вісь колінного суглоба назад щодо прямої лінії від вертлюга до гомілковостопного суглоба.

Варто брати до уваги, однак, що ціна стабільності – експонентне збільшення витрати енергії внаслідок більших труднощів на початку переносу, оскільки колінна вісь значно безпечніша та приводить до збільшення моменту розгинання сил реакції опори. Навпаки, зміщення колінної осі більше вперед і ближче до лінії ТКА сприяє меншій витраті енергії та легкому початку переносу, але водночас призводить до меншої стабільності у фазу опори через знижені моменти розгинання сил реакції опори. Лінія ТКА ніколи не має проходити позаду центра колінної осі, оскільки наслідком буде небезпечний момент згинання сил реакції опори під час початкового навантаження. Протягом динамічного регулювання клінічний лікар відрегулює переднє / заднє положення центра колінного суглоба для більшої або меншої стабільності, як потрібно для пацієнта.

4.5 Принципи статичного аналізу й регулювання протезів стегна

Усі гвинти, болти для стопи та інших кріпильних компонентів мають перевірятися на правильне затягування перед статичним регулюванням. Для безпеки пацієнта все статичне регулювання необхідно проводити в стаціонарних поручнях. Для забезпечення первинного або слабкого пацієнта з ампутацією, імовірно, до статичного навантаження необхідно механічно блокувати рух колінного суглоба та стопи / гомілковостопного суглоба. Щоб підсилити надійність і впевненість у пацієнта, у таких ситуаціях рекомендують, щоб сильний помічник стояв за ним протягом статичних та/або динамічних процедур.

Зазвичай для припасування та регулювання протеза стегна застосовуються діагностичні прозорі контрольні гільзи, і вони дуже допомагають у досягненні функційних результатів для пацієнта з ампутацією. Діагностична гільза – це надзвичайно ефективний інструмент, незалежно від того, чи має пацієнт припасування у вигляді зчеплення вакуумної гільзи зі шкірою, або спеціально забезпечений чохлами на куксу, тому що зони високого тиску можуть бути легко виявлені – відбитки чохла з'являться на поверхні шкіри. Ці ділянки будуть помітними після зняття гільзи та чохла, але також їх можна спостерігати крізь прозору гільзу протягом навантаження.

Примітка.

Наступні принципи не є єдиними. Клінічний лікар має обов'язково перевіряти, контролювати та виправляти чи регулювати всі дефекти, наскільки потрібно, перед тим, як розпочати навантаження та динамічну частину припасування. Далі передбачається, що студенти мають вивчити раніше подані принципи виготовлення протеза гомілки, рекомендації та спостереження щодо складання й регулювання за допомогою протезоміра, статичного й динамічного регулювання, оскільки багато з них безпосередньо застосовуються до протеза стегна.

Необхідно переконатися, що протез надягнуто й зорієнтовано правильно на куксі без ротації. Перевіряється орієнтація вздовж лінії просування вперед. Визначається правильність тотально-контактного припасування без ділянок надлишкового високого тиску. Потрібно загерметизувати клапан (у разі застосування вакуумної гільзи). Перевіряється та підтверджується правильна довжина гільзи та комфортний тотальний контакт дистального кінця протягом навантаження. Визначається правильність довжини протеза.

Під час сидіння пацієнта, особливо на передньому й задньому боках посадкового кільця, визначається, чи є зіткнення м'яких тканин. З'ясовується, чи може пацієнт зберігати 90° або більше згинання в тазостегновому суглобі (це особливо важливо, якщо використовуються тазовий пояс і тазостегновий шарнір). Перевіряється, чи дійсно механічна амплітуда згинання в колінному суглобі достатня, щоб дозволити ставати на коліна.

Для поздовжньо-овальних гільз перевіряється правильність побудови контура, утримання та медіальне охоплення сідничного горба та гілки. Для поперечно-овальних гільз з'ясовується, чи правильне положення сідничного горба й чи правильно розміщений сухожилок довгого привідного м'яза

(без зіткнення) у каналі аддуктора. Перевіряється, щоб усі м'які тканини дистальніше до промежини були охоплені в гільзі.

За умови статичного навантаження необхідно зробити так, щоб пацієнт привів куку до гільзи з метою активувати довгий привідний м'яз і тонкий м'яз. Це потрібно, щоб визначити достатню пристосовність простору / об'єму гільзи для скорочення обох м'язів.

Для поздовжньо-овальної гільзи обстежують пальпацією лобкову гілку, щоб визначити, де вона перетинає медіальний бік посадкового кільця гільзи, що вона не перебуває в контакті з посадковим кільцем протягом навантаження тіла, і що валик із тканин аддуктора не присутній.

Необхідно розташувати її, наскільки можливо, провести пальпацію великого вертлюга на надлишкове нещільне або щільне прилягання. Важливо перевірити, що задня вертлюгова ділянка адекватно охоплена, зручна й немає надмірного стискання тканин.

Потрібно перевірити й скоригувати, наскільки необхідно, припасування й правильне з'єднання зовнішніх пристроїв для втримання (таких як Сілезький тазовий пояс, пояс на тазостегновий суглоб для втримання протеза стегна (TES) або тазовий пояс, кріплення й тазостегновий шарнір). Неправильне розташування кріплення може спричинити ротацію, поршнеподібні рухи й небажані компенсації під час ходьби.

Примітка.

Для Сілезького пояса з одним з'єднанням з метою визначення точки приєднання поперечно-овальна гільза (з упором у сідничний горб) розділяється навпіл попереду на рівні сідничного горба. Для подвійного закріплення верхні й нижні кріплення розташовуються на 4 см догори й 4 см дистальніше до рівня сідничного горба по гільзі попереду, розділеної навпіл. Зовнішня (латеральна) точка з'єднання гільзи розташовується на 5 мм догори й 5 мм позаду до центра вертлюга. У використанні тазостегнового шарніра механічний центр має бути розміщено приблизно на 13 мм попереду й 2,5 см догори, щоб центрувати вертлюг.

Необхідно перевірити правильну позу під час сидіння, рівне навантаження з обома стопами на опорі й тазостегнових суглобів на одному рівні (або підхожий допуск для відстані між стопою й опорою в процесі переносу стопи), рівний діаметр у фазу опори (5–10 см між п'ятами)

і правильну висоту центра колінного суглоба в положеннях сидячи й стоячи (або як допускає довжина кукси).

Пацієнт має зробити крок уперед з повністю розігнутих протезом, щоб почати контакт п'яти під навантаженням (не продовжуючи еквівалентну ходьбу), і потрібно перевірити або скоригувати амплітуду підошовного згинання стопи, наскільки потрібно. Якщо підошва стопи не розташована на 1 см від опори або майже торкається опори, керування підошовним згинанням дуже міцне. Якщо підошва б'ється в опору, керування підошовним згинанням не досить міцне. За умови використання стопи SACH амортизатор п'яти має стиснутися приблизно на 12–14 мм у межах взуття.

Необхідно зняти протез і перевірити всю куксу на наявність надлишкового тиску або надлишкового вакууму на дистальному кінці в разі втрати тотального контакту й скоригувати, наскільки потрібно.

4.6 Вказівки щодо динамічного регулювання протезів стегна

Спостережливий біомеханічний аналіз, оцінка та кутова модифікація гільзи використовуються, щоб досягти регулювання протеза, як за умови майже нормального, енергетично ефективного, комфортного рисунка ходьби, наскільки можливо, у фазу опори та у фазу переносу.

Мета для пацієнта з ампутацією полягає в тому, щоб протягом динамічного регулювання досягти таких результатів:

- плечі на одному рівні та рівний перенос рук (змахи руками);
- мінімальний нахил тіла або коливання в різні боки;
- симетрична довжина одноопорного й двохопорного кроку;
- основа опори залишається постійною, приблизно 5–10 см, між п'ятами протягом послідовних передніх поштовхів;
- плавне переміщення від початкового контакту п'яти з опорою, через опору на всю стопу, до підйому п'яти, зі стабільністю в колінному суглобі протягом фази опори;
- плавне переміщення із зігнутих колінним суглобом, від кінця підйому п'яти й передпереносу, через початок фази опори, зберігаючи лінію просування вперед із достатньою відстанню між стопою й опорою під час переносу.

Важливо повторити, що підтримка відкритого діалогу з людиною з ампутацією важлива для досягнення описаних вище цілей, оскільки чимало пацієнтів часто можуть відчувати та інтуїтивно реагувати на ефект змін у регулюванні, які протезист не може негайно виявити.

Є також багато пацієнтів із втратою або порушенням чутливості, для яких досягнення оптимальних цілей регулювання залежить від загального досвіду протезиста та які можуть потребувати частого зняття протеза, щоб перевірити, що чутливі до тиску ділянки правильно пристосовані.

У процесі протезування таких хворих клінічний лікар та протезист мають бути терплячими протягом статичного й динамічного процесу, а також інструктувати пацієнта, часто оглядати куксу на наявність симптомів потенційних розтирань або виразок, особливо якщо незакінчений протез беруть додому на період практичного навчання перед остаточним регулюванням і остаточним обробленням. Для безпеки пацієнта динамічне оцінювання та будь-яка модифікація регулювання мають проводитися в стаціонарних поручнях, коли протезист спостерігає або регулює ходьбу у фронтальній, сагітальній і поперечній площинах, наскільки це потрібно.

Кінетика має справу із силами, що діють під час руху. Протягом ходьби протез перебуває в постійному русі та піддається силам реакції опори протягом навантаження у фазу опори. Сили реакції опори протягом фази опори передаються крізь гільзу прямо до кукси.

Протез підганяється й регулюється відповідно до принципів регулювання за допомогою протезоміра та принципів статичного регулювання, щоб забезпечити стабільність у колінному суглобі. Стопа правильно підганяється до взуття, висота п'яти й установка положення носка назовні (вальгус носка) вирівнюються відповідно. Усі просторові транспозиційні, кутові зміни й зміни висоти гільзи та колінного вузла внаслідок динамічного регулювання змінять вектори реакції опори або позитивно, або негативно, і протезист повинен знати й реагувати на відхилення в ходьбі, щоб мати оптимальну ходьбу, можливу для пацієнта. Найважливіше, а іноді найбільш важке завдання – це збереження регулювання, що забезпечує оптимальну стабільність у колінному суглобі протягом фази опори з найменшою витратою енергії.

Нижче подані основні можливості для позиційних змін у гільзі, що впливають на регулювання й приводять до зміни векторів реакції опори:

- вертикальне нейтральне положення (фронтальна й сагітальна площини);
- горизонтальна транспозиція; передньо-задня або медіально-латеральна (фронтальна й сагітальна площини);
- згинання / розгинання (сагітальна площина);
- відведення / приведення (фронтальна площина);
- внутрішня / зовнішня ротація (поперечна площина);
- висота (щодо кісткової анатомії).

Систематичне оцінювання ходьби на протезі стегна та динамічне регулювання

Цикл ходьби, що передбачає фазу опори й фази переносу, визначається як початковий контакт із опорою на одному боці до початкового контакту з опорою на тому самому боці.

Пам'ятайте, що навантаження тіла з масою в русі повертається до кукси, як сили реакції опори. Фаза опори ходьби має вирішальне значення протягом динамічного регулювання, оскільки ці сили передаються до м'яких тканин і кісткових структур. Однак припасування та утримання гільзи у фазу переносу також важливі для досягнення оптимального динамічного регулювання й будуть обговорені нижче. Пам'ятайте, що перший крок пацієнта з ампутацією має завжди проходити на протезі.

Фаза опори

Починається в момент контакту з опорою (передній поштовх) і триває, поки стопа не покине опору (задній поштовх).

Період початкового контакту (передній поштовх) і реакція на навантаження.

Передній поштовх сигналізує про момент переміщення між фазою переносу й фазою опори. Кінець розгинання в колінному вузлі протеза стегна має бути завершений у момент перед початком контакту п'яти з опорою, щоб зберегти нормальне й плавне просування вперед до опорного положення стопи з безпечним навантаженням. Якщо кінець фази розгинання не досягнуто, протез буде перебувати в механічному згинанні в колінному суглобі в момент контакту п'яти з опорою. Нижче надано типові відхилення в ходьбі, що іноді спостерігаються в передньому / задньому й латеральному напрямку. Коли має місце нестабільність протезного колінного вузла, двохопорний крок буде більш швидким, і на іншому боці довжина буде вкорочена, коли пацієнт спробує відновити стабільність.

Нестабільність колінного суглоба (період початкового контакту до середини фази опори)

Типові механічні причинні фактори передбачають механічну вісь колінного суглоба, яка розміщена надмірно попереду щодо сполучення лінії ТКА (лінія «вертлюг – колінний суглоб – гомілковостопний суглоб») (значний вектор реакції опори для лінії ТКА розташовується або занадто близько, або позаду до механічної колінної осі), недостатній нахил гільзи, що потім розміщує м'язи-розгиначі тазостегнового суглоба в несприятливу біомеханічну умову початку достатнього моменту розгинання, який має забезпечувати стабілізацію колінного суглоба; протезна стопа може бути встановлена

в надлишковому тильному згинанні, амортизатор підошовного згинання може бути дуже твердим, або, якщо застосовують стопу SACH, п'ята може бути надмірно твердою. Типові негативні фактори, пов'язані з пацієнтом з ампутацією, – це згинальна контрактура в тазостегновому суглобі та/або м'язова слабкість м'язів-розгиначів тазостегнового суглоба.

Зовнішня ротація протезної стопи (від періоду початкового контакту до реакції на навантаження)

Типова механічна причина цього відхилення – надмірно сильний опір протезної стопи підошовному згинанню (див. вище) або просто через невідповідне сполучення стопи за умови зовнішньої ротації. Обертальний крутний момент реакції опори виробляється під час переднього поштовху, що триває протягом реакції на навантаження. З кожним новим кроком обертальний крутний момент передається крізь протез і гільзу, що може спричинити розтирання шкіри, дискомфорт і негативні компенсації з боку тулуба. Це може бути викликано також надлишковими напруженнями в дистальній ділянці гільзи. Негативні фактори, пов'язані з ампутантом, також можуть стати причиною відхилень, такі як надмірно щільне взуття, або наполегливо енергійний кінець фази розгинання, або слабкість тазостегнової мускулатури.

Ляпанець носком стопи під час підошовного згинання (безпосередньо після періоду початкового контакту)

Він може спостерігатися безпосередньо після переднього поштовху, коли стопа переміщається від тильного згинання до опорного положення, з масою тіла в русі й навантаженні. Амортизатори підошовного згинання, твердість амортизатора п'яти або інші налаштування стопи не можуть бути адекватно стійкими з огляду на вагу або активність пацієнта. Іншим фактором може бути страх незбереження стабільності в колінному суглобі. У цьому разі пацієнт підсвідомо концентрує вагу тіла на п'ятці, щоб створити момент розгинання в колінному суглобі від переднього поштовху до реакції на навантаження.

Середина фази опори до кінця фази опори

Середина фази опори припускає, що пацієнт з ампутацією просувається від переднього поштовху й початкового навантаження зі стабільним колінним вузлом. У середині фази опори з масою в русі правильне сполучення лінії ТКА (вертлюг – колінний суглоб – гомілковостопний суглоб) забезпечуватиме момент розгинання реакції опори для стабілізації колінного вузла протягом фази опори, що залишилася. Однак важливо досягти плавного просування вперед маси тіла над протезною стопою в процесі підготовки до фази переносу.

Латеральний нахил тулуба (середина фази опори до кінця фази опори)

Латеральний нахил тулуба типово викликається слабкими м'язами, що відводять стегно в разі дуже короткої кукси, або є компенсацією, щоб уникнути дискомфорту або тиску на промежину. Це відхилення спостерігається під час латерального нахилу тулуба до протезного боку й зазвичай супроводжується ходьбою із широкою основою. Можливо, що це відхилення є звичайною моделлю компенсації, яка виробилася внаслідок користування попереднім протезом, що, імовірно, заподіював біль і дискомфорт (у пацієнта з ампутацією можуть бути дуже слабкими відвідні м'язи). Якщо визначено, що будь-яка умова з описаних вище є проблематичною, пацієнтові з ампутацією має бути призначений фізіотерапевтичний режим зміцнення й навчання ходьби перед завершенням виготовлення протеза. Однак типові проблеми стосуються медіальної стінки приймальної гільзи, яка занадто висока, що спричиняє тиск на ділянку пудендального нерва та його параліч, або занадто низька, що призводить до тиску або розтирання в зоні валика з аддукторних тканин, або кут приведення гільзи буде неправильним. Крім того, загальна висота протеза може бути занадто короткою, або стопа встановлена надмірно назовні.

Примітка.

Регулювання або модифікації гільзи не можуть виправити або поліпшити неправильний кут приведення гільзи. У цьому разі гільза має бути перероблена після виготовлення нового негатива або модифікації наявного позитива.

Ходьба з відведенням або широкою основою опори (протягом усього циклу ходьби)

Це відхилення часто спостерігається позаду протягом періоду опори на дві ноги, як перебільшений зсув таза й тулуба зі значно широкою основою опори. Хоча це відхилення може виникнути через контрактури тазостегнового суглоба, що відводять, воно часто спостерігається як компенсація в пацієнтів із болем або інфекціями в промежині у верхньо-медіальній ділянці стегна, або безпосередньо через біль і тиск на валик з аддукторних тканин, або через протез, що є занадто довгим чи з неправильним вальгусним регулюванням. Якщо це придбана звичка від попереднього неправильно підігнутого протеза, можуть бути призначені реабілітаційні заходи з фізіотерапевтичним навчанням ходьби.

Підйом таза (опора на всю стопу до відриву п'яти від опори)

Пацієнт з ампутацією буде звичайно описувати це відхилення як ходьбу або підйом нагору на похилій поверхні.

Це відхилення спостерігається як надлишковий підйом тазостегнового суглоба на протезному боці впродовж періоду від опори на всю стопу до відриву п'яти від опори, коли пацієнт з ампутацією робить значне додаткове зусилля, щоб забезпечити компенсацію з підйомом таза в процесі перекату. Це зазвичай проблема регулювання, викликана занадто великим підошовним згинанням стопи, або стопою, що переміщується надмірно вперед щодо колінного вузла й гільзи, або занадто великою стопою. Це неправильне регулювання призводить до непотрібного опору від довгого важеля й непотрібної передньої точки опори балансира носка стопи.



Рисунок 4.12 – Тиск на гілку або валик з аддукторних тканин: медіальна стінка посадкового кільця занадто висока або занадто низька

Зниження в середину фази опори (пізня середина фази опори)

Пацієнт з ампутацією звичайно описує це як «робити крок у поглиблення». Це відхилення спостерігається як передчасний перекат носка стопи в період просування тіла вперед, що спостерігається між серединою та кінцем фази опори, і вкорочений двохопорий крок на кінцівці, що переноситься. Це відхилення звичайно виникає через проблему в регулюванні, спричиненою надлишковим тильним згинанням, м'яким переднім амортизатором тильного згинання або м'яким амортизатором п'яти. Крім того, стопа може бути переміщена надмірно назад щодо колінного вузла й гільзи, або гільза розміщена занадто попереду від лінії ваги, що проходить

крізь носок стопи в середині фази опори, або стопа має занадто малий розмір для пацієнта. Ці неправильні регулювання спричиняють недостатній опір від укороченого плеча важеля й до задньої точки опори, яким допомагає маса тіла й гравітація.

Фаза переносу

Починається в момент, коли стопа, що перебуває у фазі опори, залишає опору (задній поштовх), триває до кінця фази переносу й завершується в момент безпосередньо перед початковим контактом п'яти з опорою.

Щоб зберегти енергію та створити максимальну ефективність для фази опори, пацієнт з ампутацією має навчитися починати керований імпульс згинання в тазостегновому суглобі з механічним згинанням у колінному суглобі з метою досягти достатньої відстані між стопою та опорою під час переносу, рухаючись до повного кінця фази розгинання в момент, що передуює передньому поштовху.

Поперековий лордоз (пізня фаза опори, рання фаза переносу)

Найчастіше спостерігається, коли згинальна контрактура в тазостегновому суглобі не була відповідно пристосована під час регулювання гільзи, або початковий нахил гільзи відсутній чи не правильний. Перебільшений лордоз може також слугувати необхідною компенсацією, допомагаючи ініціюванню функційного переносу для пацієнтів з недостатньою силою черевних м'язів і м'язів-згиначів тазостегнового суглоба, або в разі короткої кукси довжина стегнового важеля просто недостатня.



Рисунок 4.13 – Поперековий лордоз

Надмірний підйом п'яти та/або кінцевий удар (початок фази переносу / кінець фази розгинання)

Це неправильно високе заднє «підняття» протезної стопи під час згинання в колінному суглобі, що виникає після заднього поштовху. Надмірний підйом п'яти спричиняє затримання розгинання в колінному суглобі, після чого виникає непотрібний кінцевий удар. Іноді спостерігається різкий кінцевий удар без значного надмірного згинання в колінному суглобі. Причини цих відхилень – недостатнє тертя в колінному суглобі або неправильно відрегульоване гальмо розгинання чи засіб допомоги розгинанню.

Медіальний або латеральний нахил (задній поштовх до переднього поштовху)

Нахил може бути визначений як відхилення під час ходьби у фазу переносу у фронтальній площині, що передбачає поперечну ротацію до зовнішньої ділянки колінного вузла, супроводжуваною різкою поперечною дугою внутрішньої ротації гомілки й стопи (або навпаки), що починається внаслідок заднього поштовху й повертається в нейтральне положення наприкінці фази розгинання безпосередньо перед початковим контактом. Це відхилення типово викликається надлишковою медіальною (або латеральною) ротацією в процесі регулювання механічного колінного вузла, хоча це може також бути наслідком неправильного (перекрученого) надягання чи вільної посадки гільзи, або зовнішні пояси для втримання відрегульовані занадто щільно чи занадто вільно. Поперечна ротаційна дуга руху гомілки й стопи легко спостерігається позаду з моменту заднього поштовху. Звичайно, цю проблему можна вирішити способом зменшення медіальної або латеральної поперечної ротації колінного вузла разом з ротаційним регулюванням стопи або ретельним повторним надяганням протеза (гільзи) без ротації. У разі поздовжньо-овальної гільзи сідничний горб не може перебувати в межах гільзи протягом переносу, або імовірна недостатня пристосовність для тонкого м'яза й довгого привідного м'яза щодо сідничної кістки. Крім того, може бути надмірно туге або вільне припасування гільзи між передньо-зовнішньою ділянкою та зоною за вертлюгом.

Циркумдукція (задній поштовх до кінця фази переносу)

Контакт із опорою носка стопи або циркумдукція протягом середини фази переносу часто вважається проблемою, викликаною протезом, який є з функційного погляду фактично занадто довгим. Якщо це причина, то всі інші варіанти мають бути усунуті перед тим, як зменшити довжину.

Інші причини циркумдукції – острах пацієнта, надлишкове підошовне згинання стопи або поршнеподібні рухи внаслідок недостатнього охоплення або втримання гільзи (занадто щільне чи занадто вільне), м'язова слабкість або колінний вузол, що замкнений у розгинанні чи має надмірно щільне тертя, яке перешкоджає достатньому підйому п'яти для функції згинання в колінному суглобі в середину фази переносу. Рішення передбачають зменшення підошовного згинання стопи, зменшення тертя в колінному вузлі, регулювання або модифікування втримання протеза, збільшення або зменшення товщини внутрішніх чохлів на куксу, укорочення протеза або фізіотерапевтичне навчання ходьби пацієнта, якщо визначено, що циркумдукція є раніше придбаною навичкою.



Рисунок 4.14 – Задній поштовх до кінця фази переносу

Підскакування (задній поштовх протягом середини фази переносу)

Підскакування – це перебільшений підйом таза й тулуба; спостерігається позаду або латерально протягом фази переносу протеза. Воно типово починається в момент заднього поштовху протеза й завершується під час переднього поштовху. Підскакування – це стратегія компенсації з раннім і надлишковим підошовним згинанням (підйом п'яти) неураженої стопи протягом фази опори, щоб здійснити відстань від стопи до опори у фазу переносу протеза, який є з функційного погляду занадто довгим. Причини й рішення для цього відхилення ті самі, що й у разі циркумдукції (див. вище).

4.7 Контрольні завдання

1. Назвіть та поясніть принципи складання та регулювання протезів гомілки за допомогою протезоміра.
2. Поясніть етапи статичного аналізу й регулювання протезів гомілки.
3. Перелічіть основні особливості систематичного оцінювання ходьби на протезі гомілки та опишіть його динамічне регулювання.
4. Назвіть та поясніть принципи складання та регулювання протезів стегна за допомогою протезоміра.
5. Поясніть етапи статичного аналізу й регулювання протезів стегна.
6. Перелічіть основні особливості систематичного оцінювання ходьби на протезі стегна та опишіть його динамічне регулювання.

5 КОМПЛЕКТУВАЛЬНІ ВИРОБИ ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ ПРОТЕЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК, ЇХ ФУНКЦІЙНІ ОСОБЛИВОСТІ

5.1 Штучні стопи

З огляду на ступінь функційних можливостей пацієнтів і відповідних характеристик ходьби можна сформулювати вимоги до штучних стоп (табл. 5.1).

Таблиця 5.1 – Вимоги до штучних стоп

Ступінь функційних можливостей	Характеристика ходьби	Основні вимоги
1	2	3
ступінь I (значні обмеження) – здатність до пересування в приміщенні з додатковою опорою, на протезі	– дуже низька, постійна швидкість ходьби (менше ніж 4 км/год); – коротка довжина кроку й найчастіше асиметрична хода; – сильне обмеження за часом ходьби та дистанції; – звичайно пацієнт використовує для ходьби допоміжні засоби	– висока стійкість у положенні стоячи й під час ходьби; – переважно невелика вага стопи
ступінь II (помірні обмеження) – необмежена здатність до пересування в приміщенні та обмежена здатність до пересування поза приміщенням	– низька, майже постійна швидкість ходьби (у діапазоні від 4 до 4,7 км/год); – довжина кроку та симетричність ходи наближені до фізіологічного; – значні обмеження за часом ходьби та дистанцією, однак менше ніж у пацієнтів I ступеня; – пацієнт здатний долати низькі перешкоди	– помірна потреба в додатковій стійкості за допомогою використовуваного протеза; – потрібні більш висока рухливість і гнучкість стопи у зв'язку з різними характеристиками поверхні, якою пацієнт пересувається

Кінець таблиці 5.1

1	2	3
<p>ступінь III (легкі обмеження) – необмежена здатність до пересування поза приміщенням / необмежене переміщення у відкритому просторі</p>	<p>– середня й висока швидкість ходьби, а також ходьба зі змінною швидкістю (4,7– 5,4 км/год); – незначне обмеження симетричності ходи, довжини кроку, часу ходьби та дистанції порівняно зі здоровими людьми; – пацієнт може долати більшість перешкод</p>	<p>– легкий переكات, гарна віддача енергії та компенсація нерівностей поверхні; – підвищена вимога до гнучкості стопи у зв'язку із широким спектром фізичної активності в побуті; – можливість займатися видами спорту, що потребують помірного фізичного навантаження, наприклад їзда на велосипеді й піший туризм</p>
<p>ступінь IV (немає обмежень) – необмежена здатність до пересування без додаткової опори поза приміщенням з особливо високими вимогами</p>	<p>– дуже змінна, а також підвищена швидкість ходьби (понад 5,4 км/год); – симетричність ходи, довжини кроку, тривалість ходьби та дистанція такі самі, як і в осіб без ампутації кінцівки, що ведуть активний спосіб життя; – пацієнт може бігати, стрибати й швидко змінювати напрямок руху</p>	<p>– чудова віддача енергії й підтримка переднього відділу стопи під час переходу у фазу переносу; – високі вимоги щодо гнучкості, динаміки й міцності протеза, зважаючи на широкий спектр видів фізичної активності в побуті, а також під час заняття видами спорту, що потребують помірного фізичного навантаження, як, наприклад, біг, баскетбол або теніс</p>

Стопа, що є дистальною ланкою нижньої кінцівки, забезпечує основні функції під час ходьби – поштовхову й ресорну. Перша визначається як спроможність проводити необхідну для просування вперед силу тертя між підошвою та опорною поверхнею. Друга – спроможність стопи до пружного розпластування під дією навантаження. *(Патент на винахід України № 87734 від 10.08.2009 «Штучна стопа для протезів нижніх кінцівок»; патент на винахід України № 90629 від 11.05.2010 «Стенд для оцінки функцій штучних стоп протезів».)*

Для модульних протезів нижніх кінцівок розрізняють шарнірні та безшарнірні стопи.

За функційними властивостями виокремлюють стопи:

- безшарнірні жорсткі;
- безшарнірні гнучкі;
- безшарнірні гнучкі стопи з властивостями, що рекуперують енергію;
- з одноосьовим гомілково-стопним шарніром;
- з багатоосьовим гомілково-стопним шарніром.

Вибір конструкції стопи здебільшого залежить від типу протеза, стану кукси, ваги, віку, активності пацієнта, умов експлуатації.

Безшарнірні жорсткі стопи

Це проста конструкція стопи з досить жорсткого матеріалу, наприклад, ебоніту чи дерева з гумовою підошвою.

У задньому відділі розміщений клин з м'якої гуми для пом'якшення удару під час переднього поштовху. Іноді в передній відділ вбудовуються гумові клини, щоб зробити більш рухомою передню частину стопи.

Безшарнірні гнучкі стопи

Цей вид стопи містить несний модуль, що складається з дерев'яного вкладиша, виконаного з деревини листяних порід (липи, тополя, осики, вільхи), п'яtkового клина з пінополіуретану й пружної пластини. Несний модуль укладений в еластичну оболонку з мікрочарункуватого поліуретану. Для з'єднання модуля стопи з протезом використовується адаптер із гвинтовим з'єднанням.

Ці стопи відомі в усьому світі під назвою SACH (*solid ankle cushion heel* – жорсткий суглоб з м'якою п'ятою).

Сфери застосування

Гарні результати дає використання цього типу стоп у разі протезування гомілки. Унаслідок протезування стегна ці стопи зручні для ходьби на порівняно рівній поверхні. Причина в тому, що гнучкість у задньому й передньому відділах стопи обмежена. У цих конструкціях відсутня можливість здійснення пронації, супінації та ротації навколо поздовжньої осі кінцівки.

Безшарнірні гнучкі стопи з рекуперацією енергії

Цей тип стоп – подальший розвиток SACH-стопи за двома основними конструктивними критеріями:

- підвищення гнучкості;
- краща здатність повертатися до вихідних розмірів після зняття навантаження.

Конструкція стоп, відомих під назвою «Динамік-стопа», ґрунтується на конструкції SACH-стопи й розрізняється тільки внутрішніми змінами структури, наприклад:

- укороченням дерев'яного вкладиша, збільшенням частини незнімного піноматеріалу;
- заміною дерев'яної серцевини на пружну, виготовлену литтям під тиском;
- заміною дерев'яного вкладиша на пружний, із шаруватого пластика, армованого вуглецевим волокном;
- взаємодією декількох інтегрованих пластмасових сердечників.

Цей вид стоп частково усуває недоліки SACH-стопи й завдяки кращому пружному відновленню та амортизаційним здібностям забезпечує значні переваги під час користування протезом, особливо для динамічних і спортивних хворих. Пацієнти літнього віку застосовують ці властивості (рекуперувальну енергію) рідше, але частіше – можливості додаткових рухів (пронація та супінація). Однак, і в цього виду стоп неможлива ротація навколо поздовжньої осі кінцівки.

Сфери застосування

Усі типи протезів гомілки, чимало типів протезів стегна залежно від довжини кукси.

Стопи з одноосьовим гомілково-стопним шарніром

Ці стопи відомі за назвою *Norm gelenk*, або «стандартні стопи».

Вони за конструкцією подібні до безшарнірних гнучких стоп, однак у місці кріплення стопи до щиколотки, що зі свого боку жорстко приєднується до протезу гомілки, встановлено шарнір, а в задній частині стопи замість п'яtkового клина встановлено гумовий амортизатор.

Недоліки цієї конструкції – велика маса й механічний знос шарніра під час тривалого користування чи за ускладнених умов (пил, пісок, вологість).

Сфери застосування

Усі види протезів, якщо до них не висуваються такі вимоги, як усебічна рухомість, ротація навколо поздовжньої осі кінцівки.

Стопи з багатоосьовим гомілковостопним шарніром

Ці стопи, поряд з одноосьовим шарніром, що уможливають тильне й підшовне згинання, мають додатково ще одну чи дві шарнірні осі порівняно зі стопою *Norm gelenk*:

- передньо-задня гомілковостопна вісь (пронація та супінація);

– вертикальна вісь гомілковостопного шарніра (ротація навколо поздовжньої осі кінцівки).

















Переваги такого виду стоп полягають у тому, що вони можуть здійснювати рухи, властиві природному гомілковостопному суглобу – пронацію та супінацію, а також ротацію всередину й назовні.

Сфери застосування






















Усі типи протезів, особливо протези стегна, що використовуються на пересічених місцевостях.

У табл. 5.2 наведено рекомендовані типи стоп залежно від рівня мобільності та ваги пацієнта.

Таблиця 5.2 – Рекомендовані типи стоп залежно від рівня мобільності та ваги пацієнта

	Рівень навантаження (кг)	РІВНІ МОБІЛЬНОСТІ			
		I	II	III	IV
1	2	3	4	5	6
Стопи штучні, без рекуперації енергії, безшарнірні	45				
	80				
	100				
	125				
Стопи штучні, без рекуперації енергії, шарнірні	80				
	100				
	125				

Кінець таблиці 5.2

1	2	3	4	5	6
Стопи штучні, з рекуперацією енергії, безшарнірні	45				
	80				
	100				
	125				
Стопи штучні, з рекуперацією енергії, шарнірні	125				
Стопи штучні, з рекуперацією енергії, з карбоновими елементами, безшарнірні	60				
	80				
	100				
	125				
Стопи штучні, з рекуперацією енергії, з карбоновими елементами, шарнірні	80				
	100				
	125				

Безшарнірні штучні стопи без рекуперації енергії

Використовують для безшарнірного з'єднання з елементами протеза, розташованими вище від стопи.

Виконувана функція – відтворення основних рухів природної стопи в складі протезів нижніх кінцівок.

Конструктивні особливості: безшарнірна стопа (рис. 5.1) складається з опорного елемента, демпфірувального та пом'якшувального вкладишів, формоутворювальної оболонки. Великий палець може бути відведений.



Рисунок 5.1 – Безшарнірні штучні стопи без рекуперації енергії

Безшарнірні штучні стопи з рекуперацією енергії в носковій частині та їх характеристики подано в табл. 5.3.

Таблиця 5.3 – Безшарнірні штучні стопи з рекуперацією енергії в носковій частині

<p>Стопа складається з опорного елемента, ділянки перекаату, демпфірувального та пом'якшувального вкладишів. Має пластмасову серцевину, заповнену спеціальною піною.</p> <p>Стопа містить внутрішнє ядро, армований вуглецевим кевларом і зовнішніми гнучкими формами стопи. Має динамічну пружину в передній частині для високого рівня стабільності стояння, а також м'яку п'яту завдяки інтегрованому буферу з піни.</p> <p>Стопа з акумуляцією енергії в носковій частині, з армованого матеріалу (армовка – вуглетканина).</p>	
<p>Стопа з акумуляцією енергії в ділянці носка забезпечує багатоосьову функцію від унікальної комбінації вуглецю та еластомеру. Має широку базову пружину з вуглецю для бічної стійкості.</p>	
<p>Стопа за Шопаром з карбону має надзвичайно малу монтажну висоту.</p>	
<p>Спортивні стопи, розроблені спеціально для бігу. Вуглецева пружина має високу рушійну силу.</p>	

Безшарнірні штучні стопи з рекуперацією енергії в носковій та п'ятковій частинах

Стопи виготовляються з карбонового волокна й поліуретану. Мають пружинні конструкції у вигляді арки або опорні елементи з J-подібною конструкцією (рис. 5.2).



Рисунок 5.2 – Безшарнірні штучні стопи з рекуперацією енергії в носковій та п'ятковій частинах

Шарнірні штучні стопи зі щиколоткою, без рекуперації енергії

Призначені для забезпечення шарнірного з'єднання з елементами протеза, розташованими вище від стопи.

Конструктивні особливості: шарнірна штучна стопа зі щиколоткою має опорний вкладиш, що збільшує її пружність та довговічність (рис. 5.3).

Одноосьові



Багатоосьові



Рисунок 5.3 – Шарнірні штучні стопи зі щиколоткою, без рекуперації енергії

Шарнірні штучні стопи з рекуперацією енергії

Призначені для шарнірного з'єднання з елементами протеза, розташованими вище від стопи.

Конструктивні особливості – шарнірна штучна стопа:

- може мати вуглецеву пружину носка з регульованою твердістю й п'ятковий амортизатор;
- може бути розділена на карбонове волокно та передню частину стопи;
- може мати мультиаксіальну С-подібну вуглецеву пружину для анатомічного підошовного згинання (рис. 5.4).



Рисунок 5.4 – Шарнірні штучні стопи з рекуперацією енергії

Безшарнірні штучні стопи для протезів нижніх кінцівок (за Пироговим)

Використовуються для безшарнірного з'єднання з елементами протеза, розташованими вище від стопи в разі протезування пацієнтів з укороченням кукси гомілки від 2,5 см до 9 см з ампутацією за Пироговим.

Конструктивні особливості: конструкція стопи дає змогу проводити її юстування щодо приймальної гільзи й надійне з'єднання з гільзою за допомогою склеювання з дерев'яним вкладишем (рис. 5.5).



Рисунок 5.5 – Безшарнірна штучна стопа для протезів нижніх кінцівок (за Пироговим)

Безшарнірні штучні стопи для протезів нижніх кінцівок на довгу куксу

Використовуються для забезпечення з'єднання з елементами протезів на довгу куксу (укорочення кінцівки на менше ніж 50 мм) та протезів після вичленення в гомілковостопному суглобі.



Рисунок 5.6 – Безшарнірні штучні стопи для протезів нижніх кінцівок на довгу куксу

5.2 Гомілковостопні вузли

Гомілковостопні вузли застосовують для приєднання стопи до щиколотки.

Безшарнірні щиколотки

Щиколотка має пірамідальний хвостовик, гвинт і шайбу. Може мати монтажні отвори (рис. 5.7).



Рисунок 5.7 – Безшарнірні щиколотки

Щиколотки з гомілковостопним шарніром

Щиколотки одноосьові

Основні конструкції складаються з гомілковостопного шарніра, пірамідального юстувального хвостовика, спеціальної гайки, гумового буфера й нижньої кришки підшипника (рис. 5.8).



Рисунок 5.8 – Щиколотки одноосьові

Щиколотки багатоосьові

Стандартна щиколотка «Мультифлекс» забезпечує природне переміщення щиколотки для пацієнтів із рівнем рухової активності М1-М3. Сферична конструкція щиколотки симулює природний рух за умови високої стійкості й керованості на всіх типах опорних поверхонь. Кульова опора керує плантарною флексією, а амортизатор відповідає за дорсифлексію.

Конструктивні особливості: може мати пірамідальний юстувальний хвостовик або стяжний гвинт (рис. 5.9).



Рисунок 5.9 – Щиколотки багатоосьові

5.3 Юстувальні пристрої

Тримальні модулі гомілки

Призначені для з'єднання елементів протеза гомілки (рис. 5.10).

Конструктивні особливості (варіанти виконання):

– складається з труби, запресованої в адаптер із чотирма нарізними отворами;

– виготовлені з прутка з чотирма нарізними отворами;

– складається з трубки з прорізью та стяжного гвинта;

– складається з адаптера-втулки, алюмінієвої труби та адаптера-хомута.

Деякі адаптери можуть мати нахил 10° та 20° відповідно.



Рисунок 5.10 – Тримальні модулі гомілки

Тримальні модулі стегна

Призначені для з'єднання елементів протеза стегна (рис. 5.11).

Конструктивні особливості: об'єм регулювання в сагітальній і фронтальній площинах $\pm 8^\circ$.

Варіанти виконання:

- складається з труби, запресованої в адаптер із чотирма нарізними отворами;
- модуль має суцільну конструкцію з чотирма юстувальними гвинтами;
- складається з труби, запресованої в адаптер із чотирма юстувальними гвинтами;
- складається з труби, запресованої в кутовий адаптер;
- складається з адаптера-втулки, труби та адаптера-хомута;
- складається з труби, запресованої в адаптер із пірамідальним юстувальним хвостовиком;
- складається з труби, запресованої в адаптер із чотирма юстувальними гвинтами; має кут нахилу 10° , 13° або 20° ;
- складається з адаптера-втулки, трубки та адаптера-хомута;
- складається з труби, запресованої в адаптер із виведенням розетки для зарядки.



Рисунок 5.11 – Тримальні модулі стегна

Тримальні модулі, торсійні

Призначені для виготовлення протезів стегна (рис. 5.12).

Складаються з адаптера-втулки, трубки та адаптера-хомута. Торсійний момент еластичності пружини: 7–19 нМ. Обмеження кута обертання за допомогою упорів $\pm 20^\circ$.

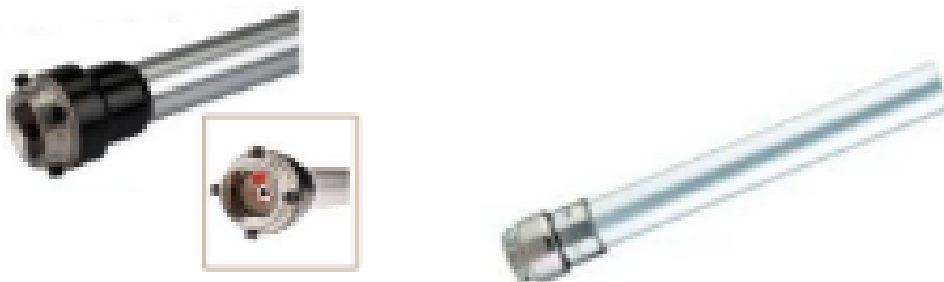


Рисунок 5.12 – Тримальні модулі, торсійні

Адаптери-хомути

Адаптери-хомути прямі

Призначені для виготовлення протезів гомілки та стегна. З'єднання тримальних модулів з колінними модулями та модулями стопи, що мають наконечник у вигляді піраміди (рис. 5.13).

Конструктивні особливості: корпус із чотирма юстувальними гвинтами, пластмасовою або металевою накладкою та стяжним гвинтом; об'єм регулювання в сагітальній і фронтальній площинах $\pm 8^\circ$, ротація $\pm 360^\circ$.



Рисунок 5.13 – Адаптери-хомути прямі

Адаптери-хомути кутові

Призначені для виготовлення протезів гомілки та стегна. З'єднання тримальних модулів із колінними модулями та модулями стопи, що мають наконечник у вигляді піраміди (рис. 5.14).

Кутові адаптери використовують у разі вичленення в тазостегновому суглобі за наявності значних варусних (вальгусних) відхилень кукси пацієнта.

Конструктивні особливості: корпус із чотирма юстувальними гвинтами та стяжним гвинтом; кут нахилу 10° або 20° ; об'єм регулювання в сагітальній і фронтальній площинах $\pm 8^\circ$, ротація $\pm 360^\circ$.



Рисунок 5.14 – Адаптери-хомути кутові

Адаптери-хомути торсійні

Призначені для виготовлення протезів гомілки.

Торсійні адаптери надають більше рухливості й комфорту, наприклад, під час гри в гольф і теніс (рис. 5.15).

Виконувана функція – з'єднання тримальних модулів із колінними модулями та модулями стопи торсійними адаптерами компенсує обмеження обертальних рухів, мінімізує різальні сили в ділянці кукси, які під час

навантажень без використання торсійного адаптера спричиняють хворобливий зсув м'яких тканин.

Конструктивні особливості: складається з адаптера-втулки, трубки та адаптера-хомута; торсійний момент еластичності пружини становить 7–19 нМ; обмеження кута обертання за допомогою упорів $\pm 20^\circ$.



Рисунок 5.15 – Адаптер-хомут торсійний

Адаптери-хомути з лінійним зміщенням

Призначені для виготовлення протезів гомілки та стегна (рис. 5.16).

Виконувана функція – з'єднання тримальних модулів із колінними модулями та модулями стопи, що мають наконечник у вигляді піраміди.

Конструктивні особливості: корпус із чотирма юстувальними гвинтами та стяжним гвинтом; об'єм регулювання в сагітальній і фронтальній площинах $\pm 8^\circ$, ротація $\pm 360^\circ$.



Рисунок 5.16 – Адаптери-хомути з лінійним зміщенням

Адаптери-хвостовики

Призначені для виготовлення протезів гомілки та стегна (рис. 5.17).

Виконувана функція – з'єднання елементів протезів гомілки та стегна.

Конструктивні особливості: корпус із пірамідальним юстувальним хвостовиком та стяжним гвинтом; об'єм регулювання в сагітальній і фронтальній площинах $\pm 8^\circ$, ротація $\pm 360^\circ$.

Можуть виконуватися з лінійним зміщенням для додаткового регулювання в горизонтальній площині між приймальною гільзою та тримальним модулем. Мають гвинти для фіксування лінійного зміщення.



Рисунок 5.17 – Адаптери-хвостовики

Адаптери гільзові

Призначені для регулювання схеми побудови протеза.

Виконувана функція – з'єднання приймальної гільзи протеза з тримальним модулем.

Адаптери гільзові з короткими (середніми, довгими) пелюстками з пірамідальним хвостовиком (рис. 5.18).

Конструктивні особливості: мають пірамідальний юстувальний хвостовик і короткі (середні, довгі) пелюстки для ламінування в приймальну гільзу протеза.



Рисунок 5.18 – Адаптери гільзові з пірамідальним хвостовиком

Адаптери гільзові з короткими (середніми, довгими) пелюстками з чотирма юстувальними гвинтами.

Конструктивні особливості: мають чотири юстувальні гвинти та короткі (середні, довгі) пелюстки для ламінування в приймальну гільзу протеза (рис. 5.19).



Рисунок 5.19 – Адаптери гільзові з чотирма юстувальними гвинтами

Адаптери гільзові безпелюсткові

Конструктивні особливості: мають пірамідальний юстувальний хвостовик, або хомут, або чотири юстувальні гвинти (рис. 5.20).



Рисунок 5.20 – Адаптери гільзові безпелюсткові

Адаптери гільзові під термопластичні матеріали

Конструктивні особливості – мають пірамідальний юстувальний хвостовик, або хомут, або чотири юстувальні гвинти (рис. 5.21).



Рисунок 5.21 – Адаптери гільзові під термопластичні матеріали

Адаптери гільзові, з плоскою ділянкою, ротаційні

Виконувана функція – з'єднання приймальної гільзи протеза гомілки або стегна з дистальною частиною модульної конструкції протеза. Використання дає додаткову можливість кутового регулювання (рис. 5.22).

Конструктивні особливості:

- мають пірамідальний хвостовик, чотири приєднувальні отвори та хомут;
- мають чотири юстувальні гвинти, чотири приєднувальні отвори та хомут.



Рисунок 5.22 – Адаптери гільзові, з плоскою ділянкою, ротаційні

Адаптери гільзові, з плоскою ділянкою, неротаційні

Виконувана функція – з'єднання приймальної гільзи протеза гомілки або стегна з дистальною частиною модульної конструкції протеза (рис. 5.23).

Конструктивні особливості:

- мають пірамідальний хвостовик, чотири приєднувальні отвори;
- мають чотири юстувальні гвинти, чотири приєднувальні отвори.



Рисунок 5.23 – Адаптери гільзові, з плоскою ділянкою, неротаційні

Дубль-адаптери

Виконувана функція – з'єднання елементів протезів гомілки або стегна (рис. 5.24).

Конструктивні особливості:

- мають два пірамідальних хвостовики;
- мають пірамідальний хвостовик та чотири юстувальні гвинти;
- мають вісім юстувальних гвинтів.



Рисунок 5.24 – Дубль-адаптери

Дубль-адаптери з лінійним зміщенням

Виконувана функція – додаткове регулювання в горизонтальній площині між приймальною гільзою та тримальним модулем (рис. 5.25).

Конструктивні особливості: корпус із вісьмома юстувальними гвинтами або з чотирма юстувальними гвинтами та хомутом.



Рисунок 5.25 – Дубль-адаптери з лінійним зміщенням

Ділянки з лінійним зміщенням

Призначені для додаткового зміщення назад колінного шарніра щодо гільзи протеза (рис. 5.26).

Виконувана функція – з'єднання елементів протезів гомілки або стегна. Адаптери дають змогу оптимізувати схему побудови протеза.

Конструктивні особливості:

- установлюють між насадкою на гільзу й гільзовим адаптером (1);
- діапазон регулювання 4° (2). Кут згинання приймальної гільзи може бути змінений у будь-який час завдяки використанню додаткових адаптерів.



Рисунок 5.26 – Ділянки з лінійним зміщенням

5.4 Колінні вузли

Найпростіші колінні модулі – механічні, що застосовуються для первинного протезування, для протезування пацієнтів низького рівня активності. Бувають із замком у колінному шарнірі, з функцією підгальмовування або беззамкові.

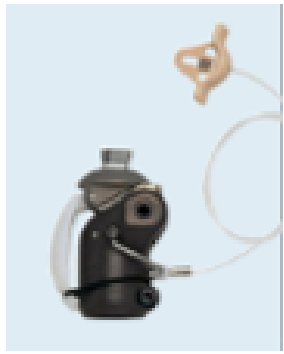
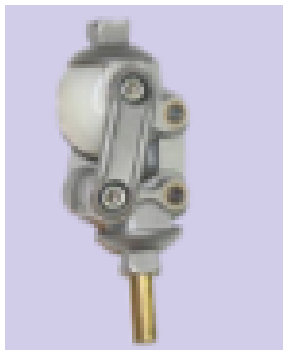




Колінні модулі із пневматичним і гідравлічним видами керуванням покликані відповідати підвищеним вимогам до протезування, тому що вони мають більший діапазон регулювань і, відповідно, здатні забезпечувати динамічну й фізіологічну ходьбу за умови менших енерговитрат пацієнта. Так, наприклад, гідравлічний контроль фази переносу дає змогу ходити з різними швидкостями, а гідравлічний контроль фази опори уможливорює підгинання під навантаженням, що важливо під час спускання сходами й похилою поверхнею.

За кількістю осей обертання розрізняють такі колінні вузли:

- моноцентричні (одна вісь обертання);
- поліцентричні (дві та більше осі обертання).

У табл. 5.4 наведено різновиди колінних механізмів відповідно до рекомендованої мобільності й виду керування / регулювання.

Таблиця 5.4 – Класифікація колінних механізмів відповідно до рекомендованої мобільності й виду керування / регулювання

	Рівні мобільності			
	I	II	III	IV
Механічний				
Пневматичний				
Гідравлічний				

Моноцентричні колінні вузли

Мають найпростішу кінематичну схему роботи. Рух нижньої ланки колінного вузла (або ланки «гомілка-стопа» протеза) відбувається вздовж дуги кола з центром в осі колінного вузла. У процесі виготовлення протеза в сагітальній площині для забезпечення статичної підкосостійкості необхідно зміщувати цю вісь трохи назад за базову лінію. Основним недоліком моноцентричних колінних вузлів є функційне подовження кінцівки. Іншими словами, якщо довжини сегментів протеза дорівнюють довжинам відповідних частин ноги, то відстань від осі колінного вузла до носка стопи буде трохи більша, ніж до поверхні опори.

Сфери застосування одноосьових колінних вузлів

Такі вузли прості конструктивно та надійні в експлуатації. Тому їх можна рекомендувати активним пацієнтам.

Оскільки одноосьові вузли (у чистому вигляді, без застосування будь-яких інших конструктивних доповнень) досить хитливі статично, їх не бажано призначати літнім, ослабленим і малорухомим пацієнтам. Простота кінематичної схеми дає змогу використовувати їх для робочих протезів і протезів для купання.

Замкові колінні вузли з механічним регулюванням фази переносу на короткі та середні кукси

Виконувана функція – забезпечення функції згинання-розгинання в колінному суглобі, з'єднання елементів протезів стегна (рис. 5.27).

Конструктивні особливості: замковий колінний вузол із пірамідальним хвостовиком у верхній і нижній ланках; механічне регулювання фази переносу; регулювання у фронтальній і сагітальній площинах $\pm 7,5^\circ$.



Рисунок 5.27 – Замковий колінний вузол із пірамідальним хвостовиком у верхній та нижній ланках

Замковий колінний вузол із пірамідальним хвостовиком на верхній ланці та хомутом на нижній. Регулювання у фронтальній та сагітальній площинах $\pm 7,5^\circ$ (рис. 5.28).



Рисунок 5.28 – Замковий колінний вузол із пірамідальним хвостовиком на верхній ланці та хомутом на нижній

Беззамкові колінні вузли з механічним регулюванням фази переносу на короткі та середні кукси

Виконувана функція – забезпечення згинання-розгинання в колінному суглобі, з'єднання елементів протезів стегна (рис. 5.29).

Конструктивні особливості: беззамковий колінний вузол із пірамідальним хвостовиком у верхній та нижній ланках; регулювання у фронтальній та сагітальній площинах $\pm 7,5^\circ$.

Беззамковий колінний вузол із пірамідальним хвостовиком на верхній ланці та хомутом на нижній. Регулювання у фронтальній і сагітальній площинах $\pm 7,5^\circ$ (рис. 5.29).



Рисунок 5.29 – Беззамковий колінний вузол з пірамідальним хвостовиком у верхній і нижній ланках

Беззамковий колінний вузол із тримальним модулем і пірамідальним хвостовиком у верхній ланці. Регулювання у фронтальній та сагітальній площинах $\pm 7,5^\circ$ (рис. 5.30).

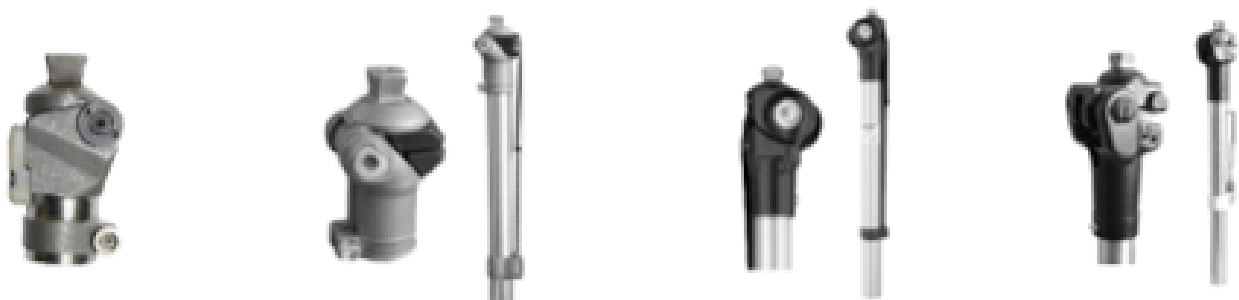


Рисунок 5.30 – Беззамковий колінний вузол з тримальним модулем і пірамідальним хвостовиком у верхній ланці

Беззамкові колінні вузли з механічним регулюванням фази переносу та опори на короткі й середні кукси

Конструктивні особливості: беззамковий колінний вузол із пірамідальними хвостовиками у верхній та нижній ланках; механічне регулювання фази

переносу та опори; регулювання у фронтальній та сагітальній площинах $\pm 7,5^\circ$ (рис. 5.31).



Рисунок 5.31 – Беззамковий колінний вузол з пірамідальними хвостовиками у верхній і нижній ланках

Беззамковий колінний вузол із пірамідальними хвостовиками у верхній ланці та хомутом у нижній. Механічне регулювання фази переносу та опори. Регулювання у фронтальній і сагітальній площинах $\pm 7,5^\circ$ (рис. 5.32).



Рисунок 5.32 – Беззамковий колінний вузол з пірамідальними хвостовиками у верхній ланці та хомутом у нижній

Беззамкові колінні вузли з пневматичним регулюванням фази переносу, пневматичним регулюванням фази переносу та опори на короткі й середні кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.33):

1 – беззамковий колінний вузол із пневматичним регулюванням фази переносу, з пірамідальним хвостовиком у верхній ланці та хомутом у нижній; регулювання у фронтальній і сагітальній площинах $\pm 7,5^\circ$;

2 – беззамковий колінний вузол із пневматичним регулюванням фази переносу та опори, з пірамідальним хвостовиком у верхній ланці та трубчастим зажимом у нижній; регулювання у фронтальній і сагітальній площинах $\pm 7,5^\circ$;

3 – беззамковий колінний вузол із пневматичним регулюванням фази переносу та опори, з пірамідальним хвостовиком у верхній ланці

та пірамідальним хвостовиком у нижній; регулювання у фронтальній та сагітальній площинах $\pm 7,5^\circ$.



Рисунок 5.33 – Беззамкові колінні вузли з пневматичним регулюванням фази переносу, пневматичним регулюванням фази переносу та опори

Беззамкові колінні вузли з гідравлічним регулюванням фази переносу, гідравлічним регулюванням фази переносу та опори на короткі й середні кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.34):

1 – беззамковий колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу, з пірамідальним хвостовиком у верхній та нижній ланках;

2 – беззамковий колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу та опори, з пірамідальним хвостовиком у верхній та нижній ланках;

3, 4 – беззамковий колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу та опори, з пірамідальним хвостовиком у верхній ланці та трубчастим зажимом у нижній.



Рисунок 5.34 – Беззамкові колінні вузли з гідравлічним регулюванням фази переносу, гідравлічним регулюванням фази переносу та опори

Беззамкові колінні вузли з електронним регулюванням фази переносу та опори на короткі й середні кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.35):

1 – беззамковий колінний вузол із пірамідальним хвостовиком у верхній ланці; об'єднує в собі переваги ротаційної гідравлічної системи із системою електронного контролю та керування;

2 – пневматичне регулювання фази переносу, контрольоване електронікою; механічне регулювання фази опори, не потребує додаткових рухів пацієнта для розмикання модуля під час початку фази переносу; мікропроцесорний контроль ходьби (10 швидкостей ходьби), автоматичне перемикання між десятьма різними рисунками ходьби;

3 – моноцентричний колінний вузол із повним електронним регулюванням фази переносу й опори.



Рисунок 5.35 – Беззамкові колінні вузли з електронним регулюванням фази переносу та опори

Замкові колінні вузли на довгу куксу

Конструктивні особливості (рис. 5.36):



Рисунок 5.36 – Замкові колінні вузли

1 – з механічним регулюванням фази переносу;

2 – з гідравлічним регулюванням фази переносу та опори, у якому проксимальне сполучення за допомогою піраміди, дистальне – за допомогою чотирьох отворів;

3 – з гідравлічним регулюванням фази переносу та опори, у якому проксимальне й дистальне сполучення за допомогою чотирьох отворів.

Беззамкові колінні вузли на довгу куксу

Конструктивні особливості (рис. 5.37):

1 – з механічним регулюванням фази переносу та опори;

2 – з електронним регулюванням фази переносу та опори; пневматичне регулювання фази переносу, контрольоване електронікою; гідравлічне регулювання фази опори.



Рисунок 5.37 – Беззамкові колінні вузли

Поліцентричні колінні вузли

Обертання ланок таких вузлів відбувається навколо декількох осей (від чотирьох і більше). Центр обертання ланки «гомілка-стопа» протеза ковзає по центроїді, переміщуючись ззаду наперед і опускаючись зверху донизу. Завдяки такій кінематиці поліцентричні колінні вузли мають дві основні переваги над моноцентричними вузлами:

1) набагато більш висока статична підкосостійкість і краща динамічна керованість;

2) укорочення протеза на 10–15 мм у фазі переносу.

Сфери застосування поліцентричних колінних вузлів

Доцільно призначати пацієнтам із невисокою активністю. Зсув осі обертання вперед і укорочення протеза полегшують керування ним, що дає

змогу використовувати поліцентричні вузли для фізично слабких пацієнтів. Зазначені переваги поліцентричних колінних вузлів роблять їх прийнятними для всіх категорій інвалідів, але достатня складність конструкції, а отже, і вища вартість, відсутність точної математичної моделі ходьби на протезі стегна дають підстави з обережністю підходити до призначення цих вузлів людям із високою фізичною активністю.

Замкові колінні вузли з механічним регулюванням фази переносу, з механічним регулюванням фази переносу та опори на короткі й середні кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.38):

1 – замковий колінний вузол із механічним регулюванням фази переносу, з пірамідальними хвостовиками у верхній та нижній ланках;

2 – замковий колінний вузол із механічним регулюванням фази переносу, з пірамідальним хвостовиком на верхній ланці та хомутом на нижній ланці;

3 – замковий колінний вузол із механічним регулюванням фази переносу та опори, з пірамідальним хвостовиком на верхній ланці та хомутом на нижній.



Рисунок 5.38 – Замкові колінні вузли з механічним регулюванням фази переносу, з механічним регулюванням фази переносу та опори

Замкові колінні вузли з пневматичним регулюванням фази переносу, з гідравлічним регулюванням фази переносу та опори на короткі й середні кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.39):

1 – замковий колінний вузол із пневматичним регулюванням фази переносу, з пірамідальним хвостовиком на верхній ланці та хомутом на нижній;

2 – замковий колінний 6-ланковий вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу та опори, з пірамідальними хвостовиками у верхній і нижній ланках.



Рисунок 5.39 – Замкові колінні вузли з пневматичним регулюванням фази переносу, з гідравлічним регулюванням фази переносу та опори

Беззамкові колінні вузли з механічним регулюванням фази переносу, з механічним регулюванням фази переносу та опори на короткі й середні кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.40):

1 – беззамковий колінний 4-ланковий вузол із механічним регулюванням фази переносу, з пірамідальними хвостовиками у верхній та нижній ланках;

2 – беззамковий колінний 4-ланковий вузол із механічним регулюванням фази переносу, з пірамідальним хвостовиком на верхній ланці та хомутом на нижній;

3 – беззамковий колінний 4-ланковий вузол із механічним регулюванням фази переносу та опори (використовують разом із гільзовим адаптером).



Рисунок 5.40 – Беззамкові колінні вузли з механічним регулюванням фази переносу, з механічним регулюванням фази переносу й опори

Беззамкові колінні вузли з пневматичним регулюванням фази переносу, з пневматичним регулюванням фази переносу та опори на короткі й середні кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.41):

1 – беззамковий колінний вузол із пневматичним регулюванням фази переносу, з пірамідальним хвостовиком на верхній ланці та хомутом або пірамідальним хвостовиком на нижній ланці;

2 – беззамковий колінний вузол із пневматичним регулюванням фази переносу та опори, з пірамідальним хвостовиком на верхній ланці та хомутом на нижній.

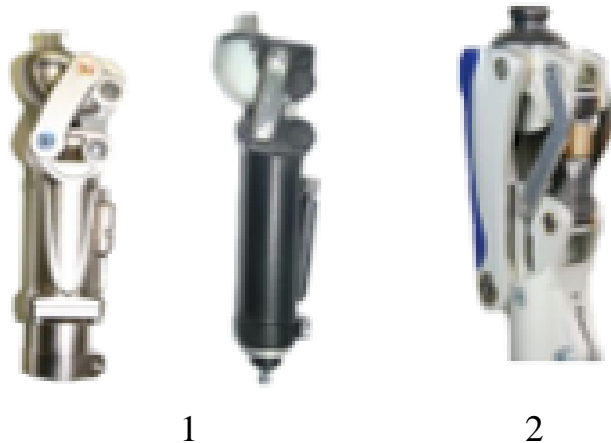


Рисунок 5.41 – Беззамкові колінні вузли з пневматичним регулюванням фази переносу, з пневматичним регулюванням фази переносу й опори

Беззамкові колінні вузли з гідравлічним регулюванням фази переносу, з гідравлічним регулюванням фази переносу й опори на короткі й середні кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.42):



Рисунок 5.42 – Беззамкові колінні вузли з гідравлічним регулюванням фази переносу, з гідравлічним регулюванням фази переносу й опори

1 – беззамковий колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу, з пірамідальними хвостовиками у верхній та нижній ланках;

2 – беззамковий колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу, з пірамідальними хвостовиками у верхній ланці та хомутом на нижній;

3 – беззамковий колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу та опори, з пірамідальними хвостовиками у верхній та нижній ланках.

Гідравлічний циліндр забезпечує легкість переходу від фази опори до фази переносу без втрати підкосостійкості колінного вузла.

Беззамкові колінні вузли з електронним регулюванням фази переносу й опори на короткі та середні кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.43):

1 – 4-ланковий колінний вузол, у якому фаза переносу керується пневмоциліндром, що контролюється електронікою;

2 – поліцентричний колінний вузол з електронним регулюванням фази переносу й опори.



Рисунок 5.43 – Беззамкові колінні вузли з електронним регулюванням фази переносу й опори

Замкові колінні вузли з механічним регулюванням фази переносу, з гідравлічним регулюванням фази переносу й опори на довгі кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.44):

1 – колінний вузол із механічним регулюванням фази переносу, з пелюстковим адаптером у верхній ланці та пірамідальним хвостовиком у нижній;

2 – колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу й опори, з хомутом у верхній ланці та пірамідальним хвостовиком у нижній.



Рисунок 5.44 – Замкові колінні вузли з механічним регулюванням фази переносу, з гідравлічним регулюванням фази переносу й опори

Беззамкові колінні вузли з механічним регулюванням фази переносу, з механічним регулюванням фази переносу й опори на довгі кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.45):

1 – колінний вузол із механічним регулюванням фази переносу, з пелюстковим адаптером у верхній ланці та пірамідальним хвостовиком у нижній;

2 – колінний вузол із механічним регулюванням фази переносу, з пелюстковим адаптером у верхній ланці та хомутом у нижній;

3 – колінний вузол із механічним регулюванням фази переносу, з пірамідальним хвостовиком у верхній ланці та чотирма юстувальними гвинтами в нижній;

4 – колінний вузол із механічним регулюванням фази переносу, з пірамідальним хвостовиком у верхній ланці та хомутом у нижній;

5 – колінний вузол із механічним регулюванням фази переносу та опори (використовують разом з адаптером).



Рисунок 5.45 – Беззамкові колінні вузли з механічним регулюванням фази переносу, з механічним регулюванням фази переносу й опори

Беззамкові колінні вузли з пневматичним регулюванням фази переносу, з пневматичним регулюванням фази переносу й опори на довгі кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.46):

1 – колінний вузол із пневматичним регулюванням фази переносу, з пелюстковим адаптером у верхній ланці та пірамідальним хвостовиком у нижній;

2 – колінний вузол із пневматичним регулюванням фази переносу, з пірамідальним хвостовиком у верхній ланці та хомутом у нижній;

3 – колінний вузол із пневматичним регулюванням фази переносу й опори, з пірамідальним хвостовиком у нижній ланці (використовують разом з адаптером).



Рисунок 5.46 – Беззамкові колінні вузли з пневматичним регулюванням фази переносу, з пневматичним регулюванням фази переносу й опори

Беззамкові колінні вузли з гідравлічним регулюванням фази переносу, з гідравлічним регулюванням фази переносу й опори на довгі кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.47):

1 – колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу, з пелюстковим адаптером у верхній ланці та пірамідальним хвостовиком у нижній;

2 – колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу, з пірамідальним хвостовиком у верхній ланці та хомутом у нижній;

3 – колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу й опори, з хомутом у верхній ланці та пірамідальним хвостовиком у нижній;

4 – колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу, з пірамідальним хвостовиком у верхній ланці та хомутом у нижній; можливість зсуву й ротації верхнього адаптера;

5 – колінний вузол із гідравлічним регулюванням фази переносу й опори, з регулювально-з'єднувальним пристроєм у верхній ланці та пірамідальним хвостовиком у нижній, 5-ланковий.



Рисунок 5.47 – Беззамкові колінні вузли з гідравлічним регулюванням фази переносу, з гідравлічним регулюванням фази переносу й опори

Беззамкові колінні вузли з електронним регулюванням фази переносу й опори на довгі кукси

Конструктивні особливості (рис. 5.48):

1 – 4-ланковий колінний вузол, у якому фаза переносу керується пневмоциліндром, що контролюється електронікою з хомутами у верхній та нижній ланках;

2 – поліцентричний колінний вузол з електронним регулюванням фази переносу й опори, з пірамідальним хвостовиком у верхній і нижній ланках.



Рисунок 5.48 – Беззамкові колінні вузли з електронним регулюванням фази переносу й опори

(Патент на винахід України № 81986 від 25.02.2008 «Колінний механізм до протеза стегна»; патент на винахід України № 87560 від 27.07.2009 «Поворотний пристрій до протеза стегна»; патент на винахід України № 90818 від 25.05.2010 «Спосіб оцінки функціональних характеристик колінних механізмів».)

5.5 Тазостегнові вузли

Тазостегнові вузли призначені для протезування пацієнтів із різним рівнем ампутацій тазостегнового відділу, зокрема ампутація в міжвертлюговій ділянці, екзартикуляція в тазостегновому суглобі та геміпельвектомія.

Конструктивні особливості тазостегнових вузлів (рис. 5.49):

1 – моноцентричний, з фіксатором. Тазостегновий шарнір за допомогою здвоєного шарніра з'єднується із заставною пластиною в корсеті таза. Вбудований фіксатор автоматично блокує шарнір у розігнутому стані. Розфіксація здійснюється за допомогою важеля. Згинання та розгинання регулюються способом зсуву скоби по трубіці. Поворот тазостегнового шарніра регулюється;

2 – моноцентричний, із внутрішнім розгиначем. Верхня частина тазостегнового шарніра з'єднується із заставною пластиною в корсеті таза, а з нижньою частиною – за допомогою осі. У нижній частині шарніра розташований плавно регульований розгинач. Він обмежує рух під час ходьби. Шарнір має низьку конструктивну висоту (дорівнює товщині ламінату), так що скривлення таза в процесі сидіння зведено до мінімуму. Відведення / приведення та згинання / розгинання плавно регулюються.

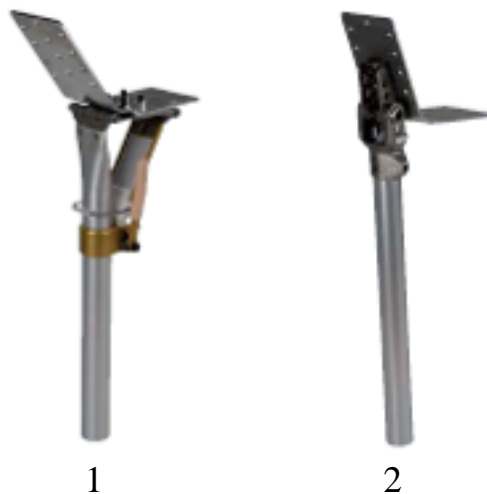


Рисунок 5.49 – Тазостегнові вузли

5.6 Елементи протезів

Вакуум-клапан

Призначений для виготовлення протезів гомілки та стегна.

Конструктивні особливості: складається з корпусу з гайкою, клапана, гумових прокладок (рис. 5.50).

Виконувана функція – створення розріджень у приймальній гільзі в разі вакуумного кріплення протеза стегна з жорсткою гільзою.



Рисунок 5.50 – Вакуум-клапан

З'єднувальна трубка із заставним кільцем

Призначена для з'єднання вакуум-клапана з гільзою протеза (рис. 5.51).



Рисунок 5.51 – З'єднувальна трубка із заставним кільцем

Комплект клапана для гнучкої внутрішньої гільзи

Призначений для виготовлення гнучкої внутрішньої гільзи (рис. 5.52).

Конструктивні особливості: містить плоский гумовий клапан, кільце, що вбудовується, з'єднувальну трубку, заставне кільце, ущільнювальне кільце, шаблон для глибокої витяжки, гвинт, гвинт із потайною головкою й нарізною шайбою.



Рисунок 5.52 – Комплект клапана для гнучкої внутрішньої гільзи

Косметична оболонка

Призначена для зовнішнього оформлення модульного протеза як косметично-функційного виробу для будь-якого рівня ампутації (рис. 5.53).

Конструктивні особливості:

1, 2 – косметичне покриття для протезів гомілки, матеріал – пінополіетилен (1) або м'який пінополіуретан (2);

3 – косметичне покриття для протезів стегна, матеріал – м'який пінополіуретан.

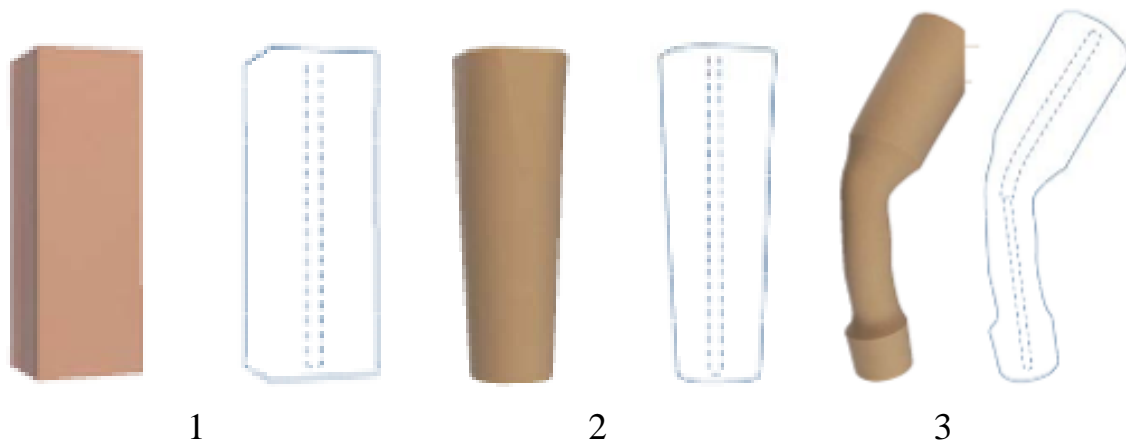


Рисунок 5.53 – Косметичне покриття для протезів гомілки та стегна

5.7 Контрольні завдання

1. Назвіть основні вимоги до штучних стоп.
2. Опишіть основні конструкції безшарнірних стоп.
3. Перелічіть основні конструкції шарнірних стоп.
4. Назвіть основні конструкції гомілково-стопних вузлів.
5. Надайте класифікацію юстирувальних пристроїв та опишіть їх конструктивні особливості.
6. Наведіть класифікацію моноцентричних колінних вузлів та опишіть їх конструктивні особливості.
7. Надайте класифікацію поліцентричних колінних вузлів та опишіть їх конструктивні особливості.
8. Назвіть основні конструкції тазостегнових вузлів.

6 ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ ПРОТЕЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК

6.1 Технології виготовлення протеза стопи

Найбільш поширеними є протези, призначені для пацієнтів різного віку з ампутаційними куксами стоп на рівнях від Лісфранка до Шопара. Протез складається з приймальної гільзи, стопи та елементів кріплення (рис. 6.1).



Рисунок 6.1 – Зовнішній вигляд протеза стопи:

1 – приймальна гільза; 2 – стопа;

3 – пом'якшувальний вкладиш; 4 – кріплення протеза

Процес виготовлення протеза стопи передбачає такі технологічні етапи:

- виготовлення гіпсової моделі;
- виготовлення приймальної гільзи;
- попереднє складання протеза;
- повторне ламінування приймальної гільзи;
- остаточне складання протеза стопи.

(Патент на винахід України № 65823 від 15.04.2004 «Протез на довгу куксу стопи», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 69961 від 15.02.2006 «Протез на довгу куксу стопи», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 74282 від 15.11.2007 «Спосіб виготовлення протеза стопи», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 79343 від 11.06.2007 «Спосіб виготовлення протеза стопи», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 85969 від 10.03.2009 «Спосіб виготовлення протеза при ампутації стопи по Шопару та Лісфранку», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 98192 від 25.04.2012 «Спосіб виготовлення протеза стопи», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 97760 від 12.03.2012 «Спосіб виготовлення протеза стопи», заявник УкрНДІпротезування.)

У табл. 6.1–6.5 наведено основні технологічні етапи виготовлення протеза стопи. На рис. 6.2 подано зовнішній вигляд пацієнта УкрНДІпротезування після протезування.

Таблиця 6.1 – Виготовлення гіпсової моделі

<p>Оглянути куксу пацієнта. Визначити:</p> <ul style="list-style-type: none"> – поверхні кукси, що підлягають розвантаженню і добре переносять навантаження; – можливість навантаження дистального торця кукси; – недоліки попереднього протезування. 	
<p>Нанести на куксу пацієнта тонким шаром ізоляційний крем. Надягти на куксу захисний чохол.</p>	

Продовження таблиці 6.1

Позначити на чохлі:

- лінію гребеня великогомілкової кістки;
- кісткові опили;
- лінії замірів периметрів кукси, через кожні 5 см;
- локальні зони, що підлягають розвантаженню.



Визначити й занотувати в бланк замовлення:

- периметри кукси;



- медіально-латеральну ширину кукси на рівні щиколоток.



Продовження таблиці 6.1

Установити куксу на вакуумну мембрану.
Запропонувати пацієнтові прийняти зручне положення:
– таз перебуває в положенні рівноваги;
– м'язи кукси розслаблені.



Визначити необхідну довжину лонгети для формування негатива.
З дорсального боку лонгета має охоплювати п'ятку, а з вентрального – досягати межі верхньої та середньої третин гомілки.



Виготовити лонгету, використовуючи 6–8 шарів гіпсового бинта.



Продовження таблиці 6.1

Зволожити лонгету й накласти її на куксу.



Моделювати негатив по куксі.



Змастити ізоляційним кремом дорсальну частину кукси й негатива.



Продовження таблиці 6.1

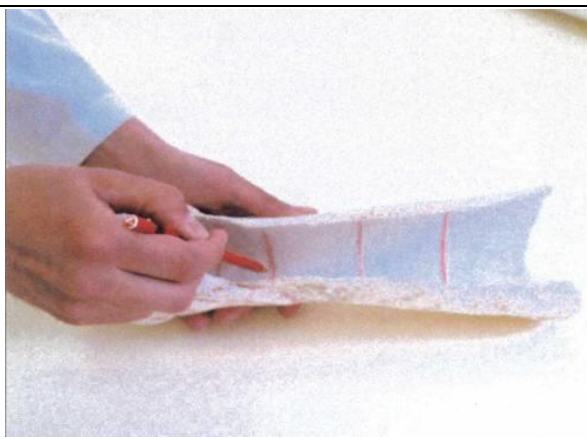
Виготовити лонгету, зволожити й закрити нею дорсальну частину негатива.



Після затвердіння від'єднати дорсальну лонгету та зняти негатив із кукси.






Відновити на негативі позначені лінії.




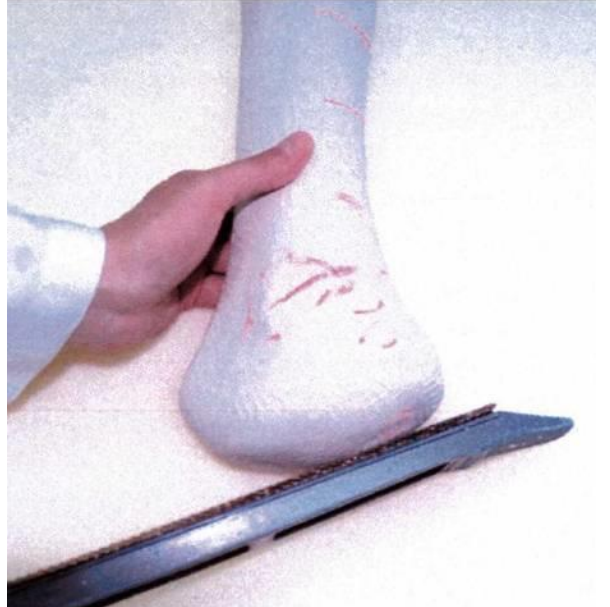

Продовження таблиці 6.1

<p>Підготувати негатив до заливання гіпсом: – з'єднати негатив із дорсальною лонгетою за допомогою зволоженого гіпсового бинта;</p>	
<p>– обробити внутрішню поверхню тальком.</p>	
<p>Приготувати гіпсовий розчин і залити ним негатив. Уставити в нього технологічну трубку.</p>	


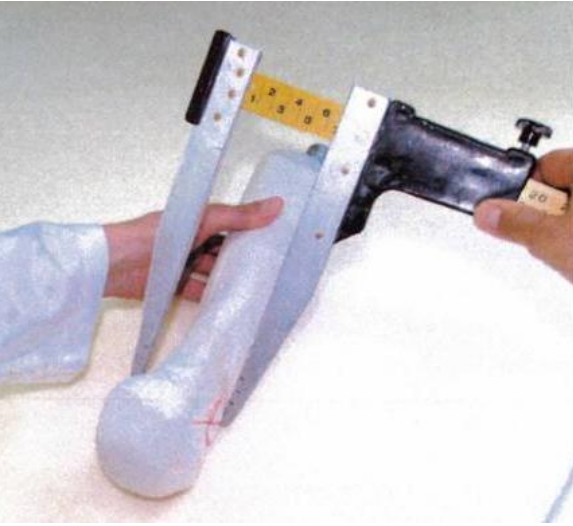

Продовження таблиці 6.1

<p>Після повного застигання гіпсу звільнити модель від шарів гіпсових бинтів.</p>	
<p>Відновити на моделі позначені лінії. Визначити зони оброблення моделі. Усі розміри гіпсової моделі мають дорівнювати розмірам кукси.</p>	
<p>Рівномірно знімати шари гіпсу з медіального й латерального боків моделі в ділянці щиколоток до визначеного кісткового розміру.</p>	


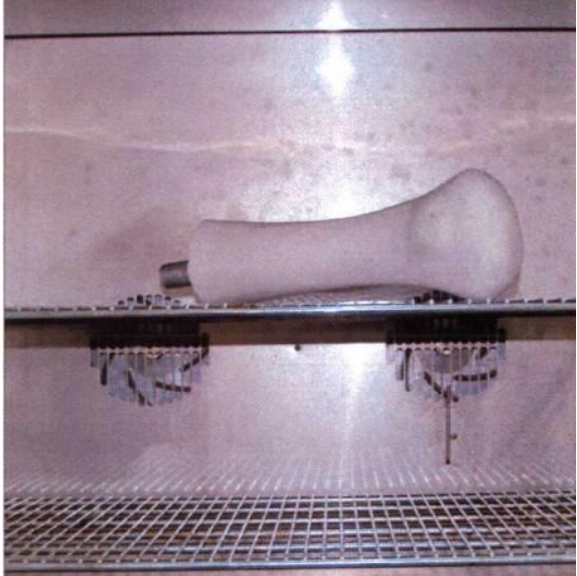

Продовження таблиці 6.1

<p>Обробити поверхню моделі, знімаючи напливи гіпсу й роблячи її округлою. У процесі оброблення шари гіпсу знімати в місцях, що підлягають навантаженню:</p> <ul style="list-style-type: none">– медіально від гребеня великогомілкової кістки;– між велико- й малою кістками;– на всій поверхні литкового м'яза.	
<p>Зняти напливи гіпсу в ділянці стопи, не змінюючи загальної форми моделі.</p>	
<p>Нанести на модель в зонах кукси, що підлягають розвантаженню, шари гіпсу завтовшки до 5 мм:</p> <ul style="list-style-type: none">– уздовж усього гребеня великогомілкової кістки;– у зоні щиколоток і кісткових виступів.	




Продовження таблиці 6.1

<p>Зняти надлишки гіпсу й надати моделі плавну, округлену форму.</p>	
<p>Контролювати: – медіально-латеральний розмір моделі на рівні щиколоток;</p>	
<p>– об'ємні розміри моделі.</p>	

Продовження таблиці 6.1

<p>Зашліфувати модель.</p>	
<p>Висушити гіпсову модель у термічній шафі за температури 50–60°C.</p>	
<p>Готова модель. Латеральна проєкція.</p>	

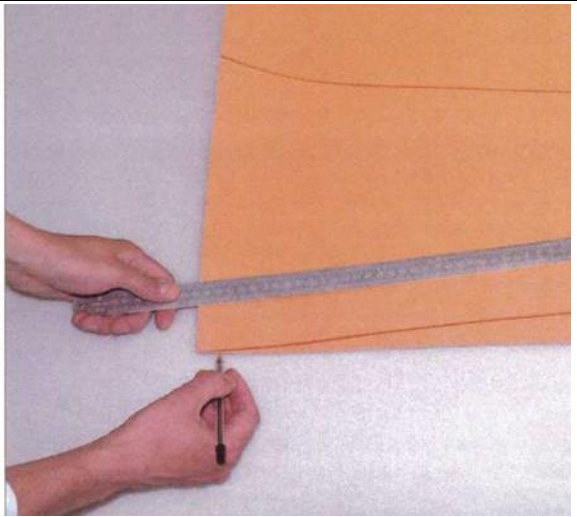


Кінець таблиці 6.1

<p>Фронтальна проєкція.</p>	 A photograph of a light blue, anatomical model of a bone, viewed from the front. The bone is oriented vertically, with a dark cylindrical rod protruding from the top. The shaft is relatively straight, and the distal end is wider and more rounded.
<p>Медіальна проєкція.</p>	 A photograph of the same light blue anatomical model, viewed from the medial side. The bone is oriented vertically, showing the profile of the shaft and the distal end.
<p>Дорсальна проєкція.</p>	 A photograph of the same light blue anatomical model, viewed from the dorsal side. The bone is oriented vertically, showing the back profile of the shaft and the distal end.




Таблиця 6.2 – Виготовлення приймальної гільзи

<p>Булавоподібність кукси для зручного надягання протеза потребує виконання в дорсальній частині гільзи отвору, що:</p> <ul style="list-style-type: none"> – дистально проходить на 1 см вище від найбільшого периметра стопи; – проксимально розташований на тому рівні гільзи, де її периметр дорівнює периметру стопи (за необхідності можна зробити поздовжній розріз гільзи); – по ширині дає змогу ввести дистальний відділ кінцівки в гільзу. 	
<p>Розташувати модель на вакуумній установці. Заміряти:</p> <ul style="list-style-type: none"> – периметр проксимального відділу моделі; – периметр п'ятки у фронтальній площині; 	
<p>– максимальну довжину моделі від п'ятки до проксимального краю.</p>	

Продовження таблиці 6.2

<p>За визначеним розміром накреслити на листі термопластичного матеріалу завтовшки 4–5 мм викрійку пом'якшувального вкладиша. Вирізати його.</p>	
<p>Помістити заготовку в термічну шафу з робочою температурою. Витримати її до стану формування.</p>	
<p>Натягнути заготовку на гіпсову модель і формувати її.</p>	

Продовження таблиці 6.2

<p>Обрізати вкладиш за позначеним контуром.</p>	
<p>За розмірами моделі підібрати відповідний типорозмір ізоляційного чохла.</p>	
<p>Загорнути чохол у зволожений рушник і витримати 2–3 хв. Натягнути чохол на модель. Розправити всі зморшки. Щільно зав'язати його на трубці вакуумної установки гумовою стрічкою.</p>	

Продовження таблиці 6.2

Обрізати чохол по формі дистального краю моделі, зволожити й зварити дистальний відділ чохла.



Відкрити відповідний кран вакуумної установки. Тиск має дорівнювати $[(-0,6)-(-0,8)]$ кг/см².
Перевірити герметичність чохла.
Обрізати ножицями залишки чохла нижче від рівня герметизації.
Зморшки, що з'являються, бажано виводити на дорсальну частину моделі.



Визначити кількість і розміри армувальних чохлав відповідно до розмірів моделі й бажаної міцності гільзи. Обтягнути модель 3–4 шарами чохлав.



Продовження таблиці 6.2

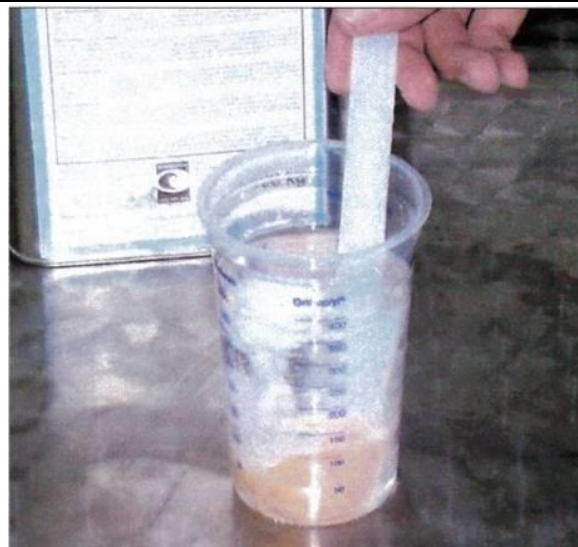
Підготувати зовнішній ізоляційний чохол, але його дистальний відділ залишається вільним. Витримати чохол упродовж 2–3 хв у вологому рушнику й натягнути його на модель.



Перев'язати проксимальний відділ чохла на трубці вакуумної установки.



Підготувати зв'язувальну речовину: у мірну склянку налити необхідну кількість литцевої смоли, додати барвник і затверджувач. Ретельно перемішати компоненти. Кількість смоли визначається залежно від розмірів гіпсової моделі та кількості армувальних шарів.

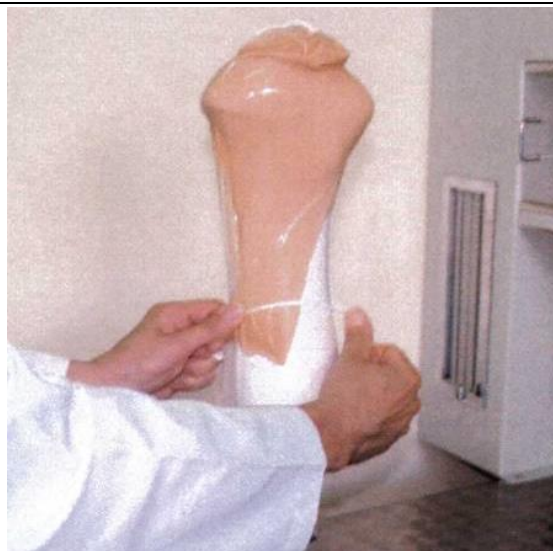


Продовження таблиці 6.2

Залити речовину в горловину зовнішнього чохла й перев'язати отвір мотузкою. Відкрити другий канал вакуумного насоса.



Рівномірно розподілити зв'язувальну речовину по всій поверхні складня.

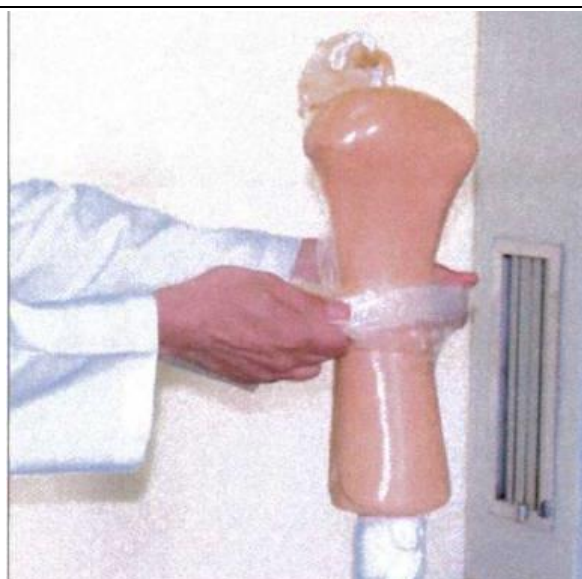


Вивести зморшки на дорсальну частину моделі.

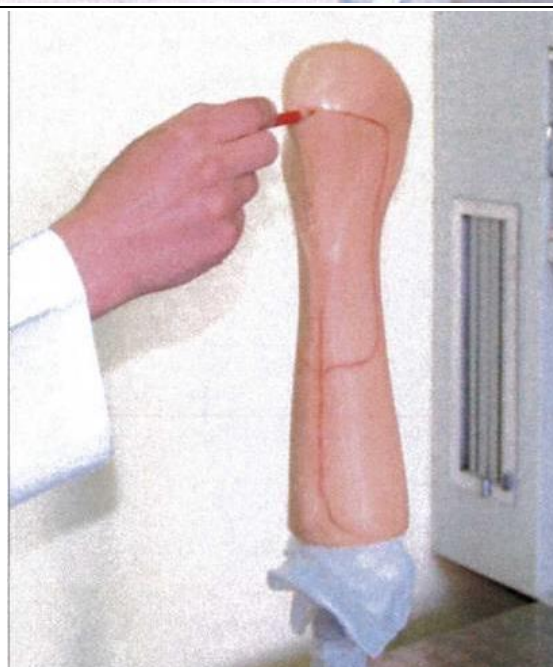


Продовження таблиці 6.2

Витримати модель до повного затвердіння зв'язувальної речовини й вимкнути насос. Зняти зовнішній ізоляційний чохол.



Відновити контури гільзи.






Обрізати ламінат відповідно до розмітки.



Продовження таблиці 6.2

<p>Зняти гільзу з гіпсової моделі.</p>	
<p>Вийняти з гільзи пом'якшувальний вкладиш і внутрішній ізоляційний чохол.</p>	
<p>Обробити гільзу й вкладиш за позначеним контуром.</p>	

Кінець таблиці 6.2

<p>Зовнішній вигляд приймальної гільзи з пом'якшувальним вкладишем. Фронтальна проєкція.</p>	
<p>Медіальна проєкція.</p>	
<p>Дорсальна проєкція.</p>	

Таблиця 6.3 – Попереднє складання протеза

Надягти на куксу чохол.







Потім – пом'якшувальний вкладиш.



Зверху надягти приймальну гільзу.



Продовження таблиці 6.3

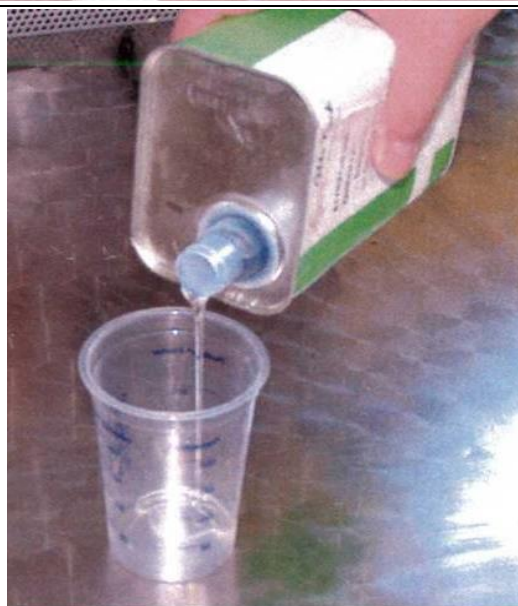
<p>Визначити «ефективну висоту каблука», що становить різницю між висотою каблука...</p>	
<p>...і товщиною підошви.</p>	
<p>Підібрати необхідний типорозмір стопи. Ізолювати поверхню стопи за допомогою клейкої стрічки.</p>	
<p>Нанести на стопу базову лінію. Вона має проходити між I і II пальцями стопи й серединою п'ятки.</p>	

Продовження таблиці 6.3

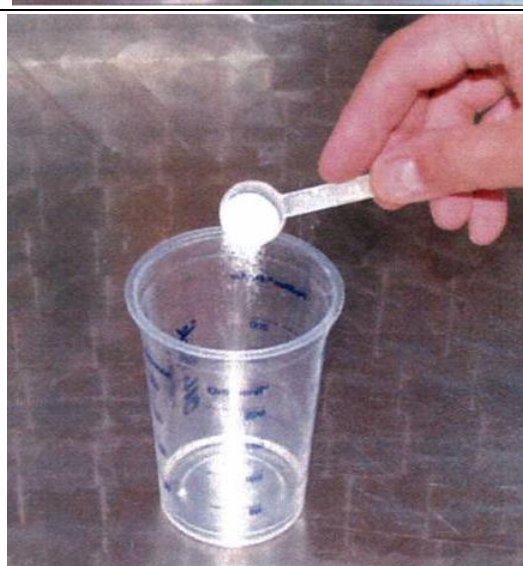
Розмістити пацієнта й штучну стопу на імітатор каблука.
Запропонувати пацієнтові зручно для нього стати. У такому положенні орієнтувати штучну стопу симетрично до стопи другої кінцівки.
Позначити на гільзі базові лінії побудови протеза в сагітальній і фронтальній площинах.
Зняти протез із кукси.



Підготувати для з'єднання стопи та гільзи протеза необхідну кількість легкої шпаклівки. У разі необхідності приготувати її власноручно, змішавши в мірній склянці смолу.

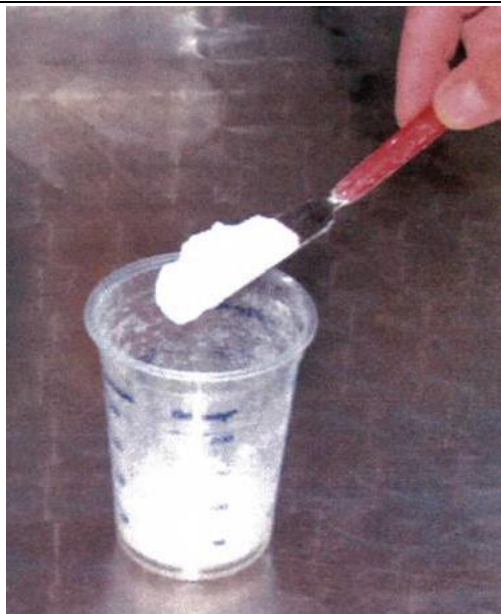


Додати необхідну кількість затверджувача.

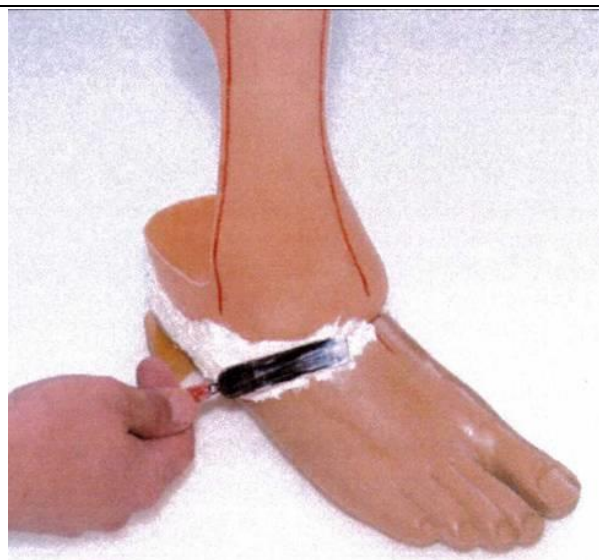


Продовження таблиці 6.3

Насипати наповнювач.
Обсяг наповнювача визначає гушину шпаклівки.



Установити стопу на імітатор каблука.
З'єднати базові лінії стопи й гільзи.
Розмістити гільзу вертикально.
Заповнити шпаклівкою щілини й переходи між стопою та гільзою протеза. Витримати шпаклівку до затвердіння.

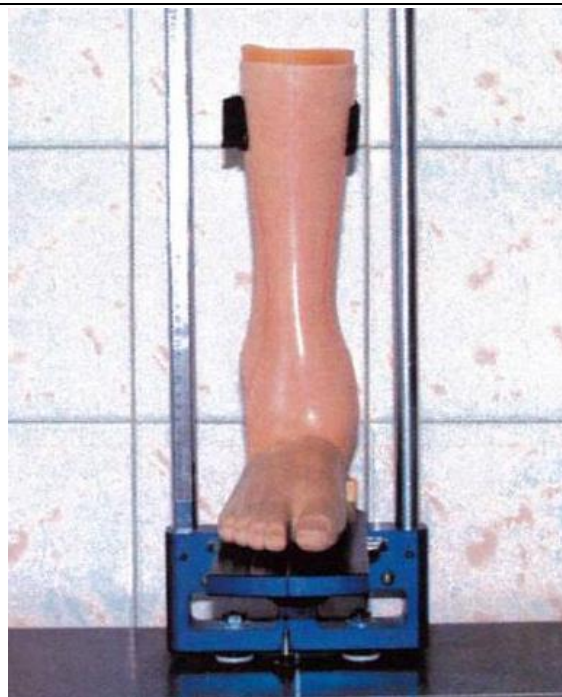


Обробити шпаклівку, надаючи переходам між стопою та гільзою плавної округленої форми.



Продовження таблиці 6.3

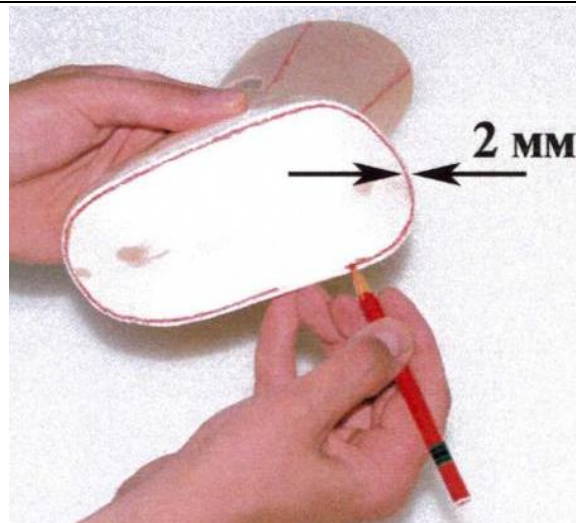
За допомогою протезоміра перевірити схему побудови протеза.





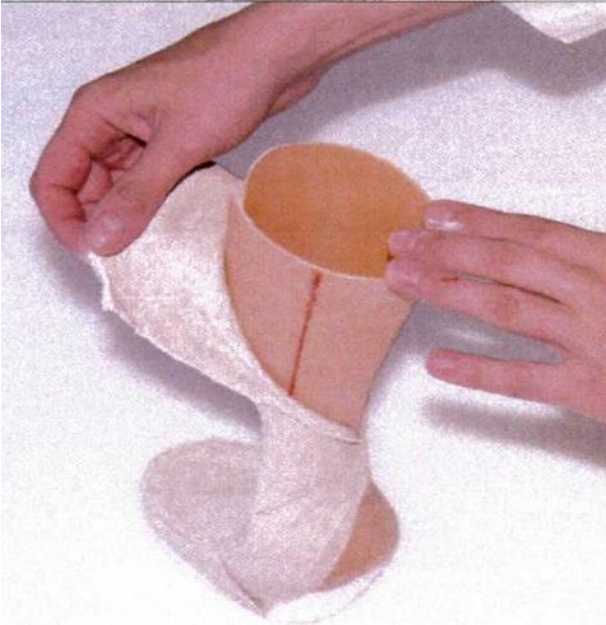
Від'єднати гільзу від стопи.
Зняти ізоляційну плівку.



Позначити лінію зменшення
дистального відділу гільзи
для компенсації товщини ламінату.



Продовження таблиці 6.3

<p>Обробити дистальний відділ відповідно до лінії корекції.</p>	
<p>Підготувати гільзу до другого заливання. Для цього виготовити з 3–4 шарів гіпсового бинта лонгету, що закриватиме отвір у дистальному відділі протеза.</p>	
<p>Зволожити лонгету й накласти її на отвір.</p>	

Продовження таблиці 6.3

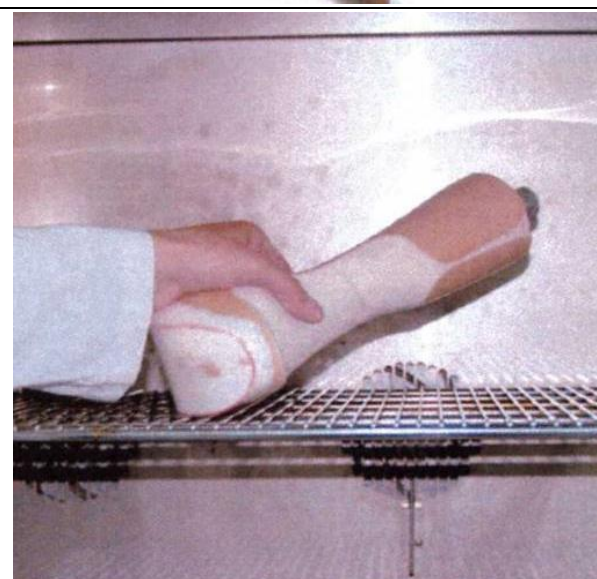
Приготувати гіпсовий розчин і заповнити ним гільзу. Уставити у гіпсовий розчин технологічну трубку.



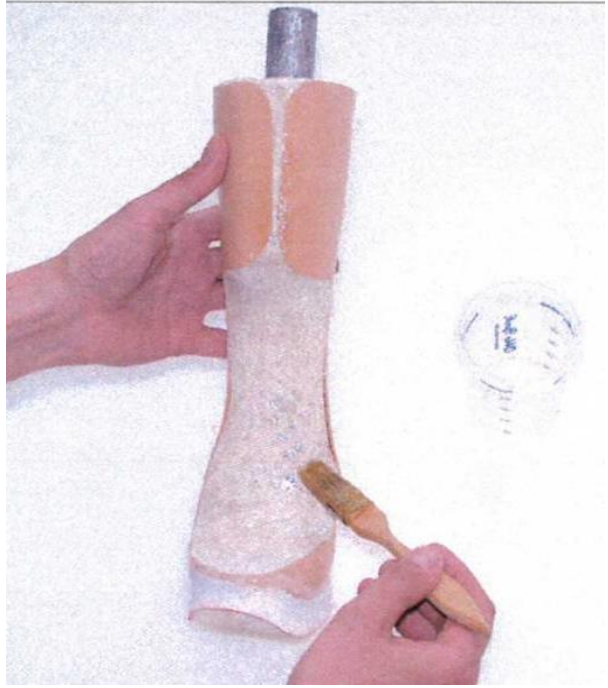
Після застигання гіпсу зняти з гільзи лонгету.



Висушити гільзу в термічній шафі за температури 50–60 °С.



Кінець таблиці 6.3

<p>Ізолювати поверхню гіпсу лаком.</p>	
--	--




Таблиця 6.4 – Повторне ламінування приймальної гільзи

<p>Розташувати гільзу на вакуумній установці. Обробити її поверхню шліфувальною шкуркою.</p>	
<p>Обтягнути гільзу трикотажними рукавами, що залишились.</p>	

Продовження таблиці 6.4

<p>Підготувати зовнішній ізоляційний чохол. Витримати чохол 2–3 хв у вологому рушнику й натягнути його на гільзу.</p>	
<p>Приготувати зв'язувальну речовину й залити її в горловину чохла. Перев'язати отвір мотузкою. Відкрити канал вакуумної установки.</p>	
<p>Вивести зморшки на частину гільзи, яка буде вирізатися. Рівномірно розподілити зв'язувальну речовину на всій поверхні складня. Витримати модель до повного затвердіння зв'язувальної речовини й вимкнути насос.</p>	


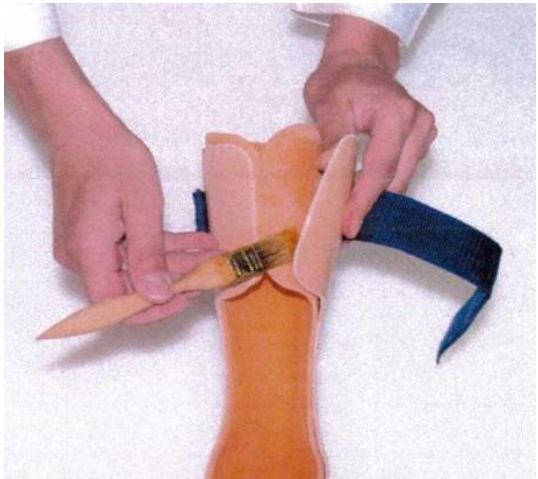


Кінець таблиці 6.4

<p>Обрізати ламінат за контуром гільзи.</p>	
<p>Зняти гільзу з гіпсової моделі. Зняти ізоляційний чохол.</p>	
<p>Зашліфувати контур і дистальний відділ гільзи.</p>	




Таблиця 6.5 – Остаточне складання протеза стопи

<p>Позначити на гільзі місце розташування кріплення.</p>	 A close-up photograph showing a person's hands marking a spot on a light-colored prosthetic foot. The person is using a red pencil to draw a small mark on the surface of the foot. A dark blue strap is visible, partially covering the foot.
<p>Просвердлити отвори та приєднати кріплення.</p>	 A close-up photograph showing a person's hands drilling a hole into the prosthetic foot. The person is using a hand drill to create a hole in the surface of the foot. A dark blue strap is visible, partially covering the foot.
<p>Змастити стопу й дистальну поверхню гільзи клеєм. Витримати необхідний час (технологія склеювання визначається маркою клею, що застосовується).</p>	 A close-up photograph showing a person's hands applying glue to the prosthetic foot. The person is using a brush to apply a dark brown adhesive to the surface of the foot. A small jar of glue is visible in the foreground. A dark blue strap is visible, partially covering the foot.

Продовження таблиці 6.5

<p>Приклеїти стопу до гільзи</p>	
<p>Вставити пом'якшувальний вкладиш і приклеїти його до гільзи.</p>	
<p>Готовий протез. Латеральна проекція.</p>	
<p>Фронтальна проекція.</p>	

Кінець таблиці 6.5

<p>Медіальна проєкція.</p>	 A photograph showing the medial view of a prosthetic foot. The foot is light-colored, possibly pink or light orange, and is mounted on a white mannequin foot. A black strap is visible around the ankle area.
<p>Дорсальна проєкція.</p>	 A photograph showing the dorsal view of the same prosthetic foot. The foot is light-colored and mounted on a white mannequin foot. A dark blue or black strap is visible around the ankle area.
 A photograph showing a person's lower legs and feet. The person is wearing black socks and black lace-up shoes. The prosthetic foot is visible on the left leg, showing the ankle area with a blue strap and a yellowish band.	
<p>Рисунок 6.2 – Результат протезування: зовнішній вигляд пацієнта УкрНДІ протезування в протезі</p>	

6.2 Технології виготовлення протеза гомілки

Протез складається з приймальної гільзи, несного модуля й модуля стопи із щиколоткою. Зовнішній вигляд протеза подано на рис. 6.3. Залежно від рівня ампутації гільза протеза може з'єднуватись безпосередньо з модулем стопи із щиколоткою.

(Патент на винахід України № 59547 від 15.09.2003 «Лікувально-тренувальний протез гомілки на довгу куксу за Пироговим», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 55859 від 15.04.2003 «Лікувально-тренувальний протез гомілки», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 90930 від 15.09.2003 «Протез нижньої кінцівки на довгу куксу гомілки», заявник УкрНДІпротезування.)

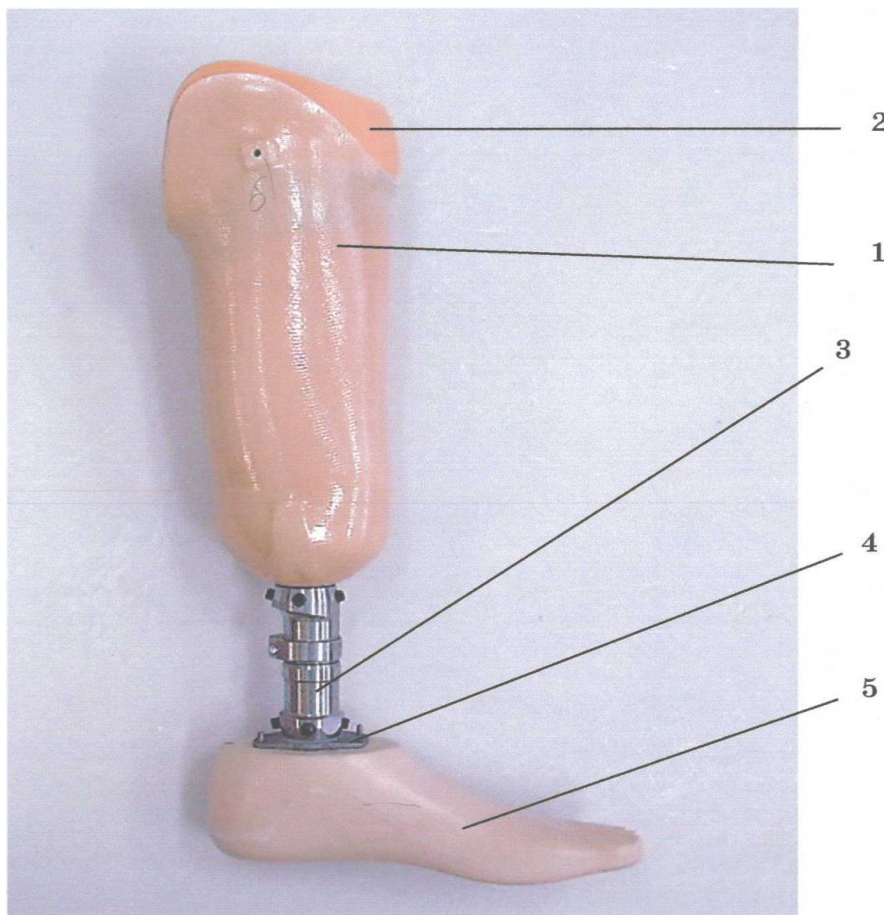


Рисунок 6.3 – Зовнішній вигляд протеза гомілки:

- 1 – приймальна гільза гомілки; 2 – пом'якшувальний вкладиш;
- 3 – несний модуль; 4 – щиколотка; 5 – стопа

Етапи технологічного процесу виготовлення протеза гомілки

Технологічний процес виготовлення протеза передбачає такі основні етапи: оформлення замовлення, визначення необхідних розмірів, виготовлення

гіпсового негатива й гіпсової моделі кукси, виготовлення контрольної гільзи, комплектування вузлів та деталей, виготовлення приймальної гільзи та попереднє складання протеза, статичне й динамічне регулювання протеза, корегування виробу за результатами примірювання, остаточне складання виробу, оброблення протеза й видача його замовнику. До цієї схеми можливо вносити зміни залежно від виду виробу й індивідуальних особливостей пацієнта.

Опис основних етапів технологічного процесу виготовлення протеза гомілки подано в табл. 6.6–6.9. На рис. 6.4 зображено зовнішній вигляд пацієнта УкрНДІпротезування в протезі гомілки.

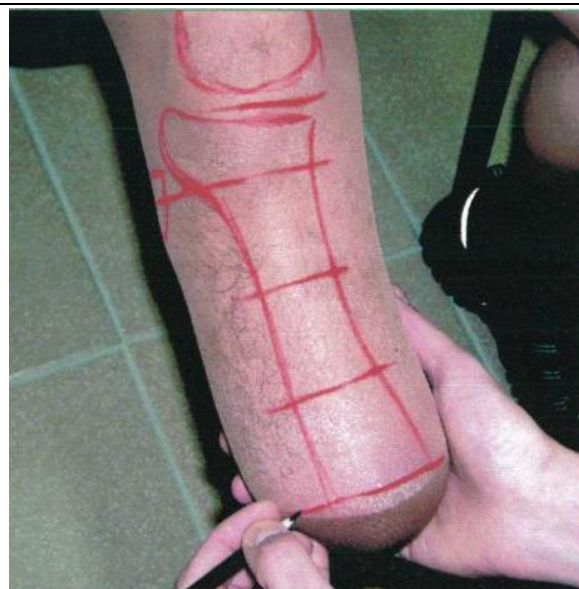
Таблиця 6.6 – Виготовлення гіпсової моделі

<p>Оглянути куксу пацієнта. Визначити:</p> <ul style="list-style-type: none">– обсяги згинання й розгинання в колінному суглобі;– поверхні кукси, що підлягають розвантаженню та добре витримують навантаження;– можливість навантаження дистального торця кукси;– недоліки попереднього протезування.	
<p>Нанести на куксу пацієнта тонким шаром ізоляційний крем. Надягти на куксу захисний чохол.</p>	

Продовження таблиці 6.6

На чохлі позначити:

- поверхню надколінка;
- лінію гребеня великогомілкової кістки;
- головку малоомілкової кістки;
- кісткові опили;
- лінії замірів периметрів кукси, починаючи від зв'язки надколінка й дистально через кожні 5 см;
- локальні зони, що підлягають розвантаженню.



Визначити й занотувати в бланк замовлення:

- медіально-латеральну ширину колінного суглоба;

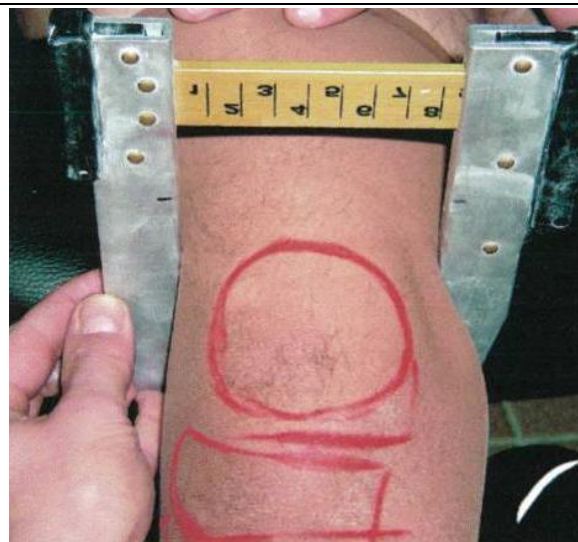


- розмір між зв'язкою надколінка і підколінною ямкою;

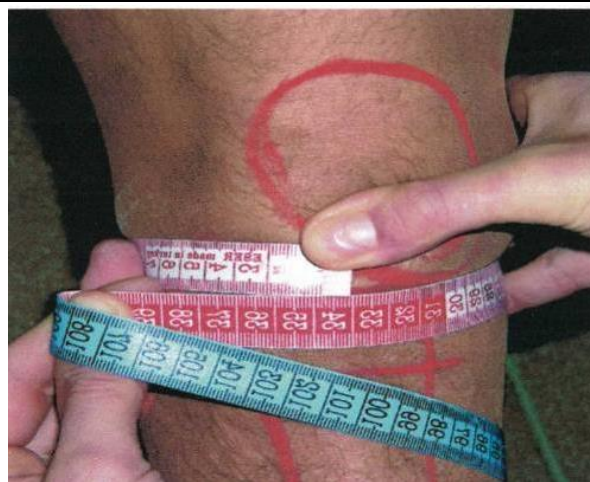


Продовження таблиці 6.6

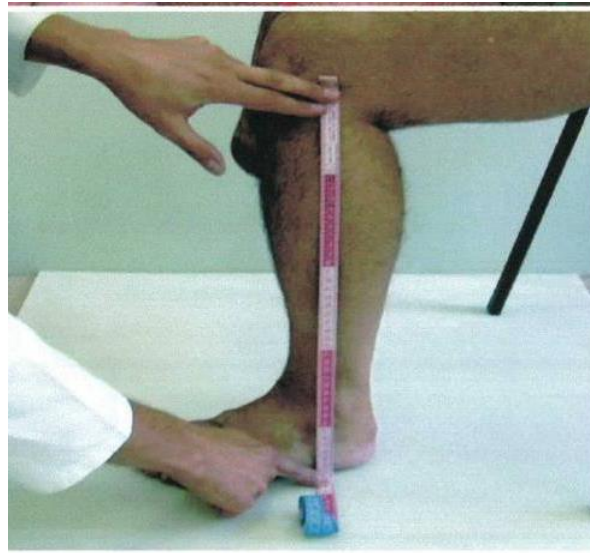
– розмір захвату виростків стегна;



– периметри кукси;

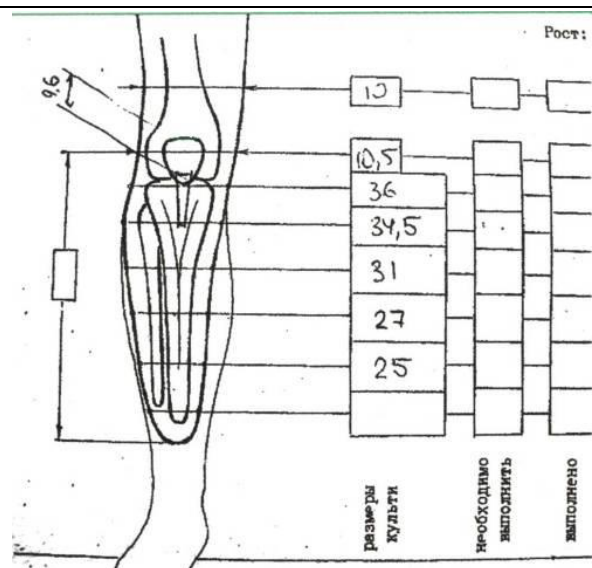


– розмір «коліно – підлога»;
– розмір штучної стопи.



Продовження таблиці 6.6

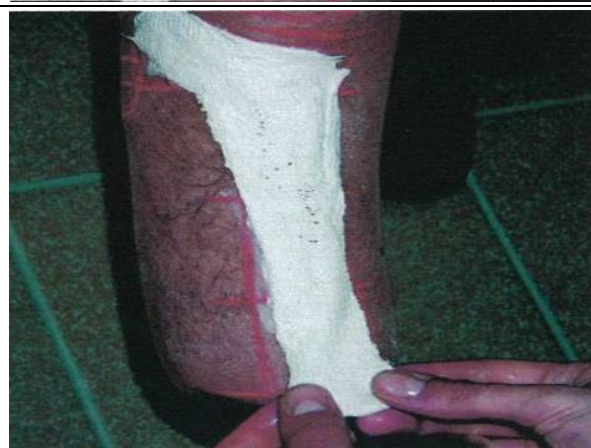
Бланк замовлення із доданими до нього розмірами кукси.



Виготовити із 6–8 шарів гіпсового бинта лонгети відповідно до конфігурації зон, що підлягають розвантаженню.

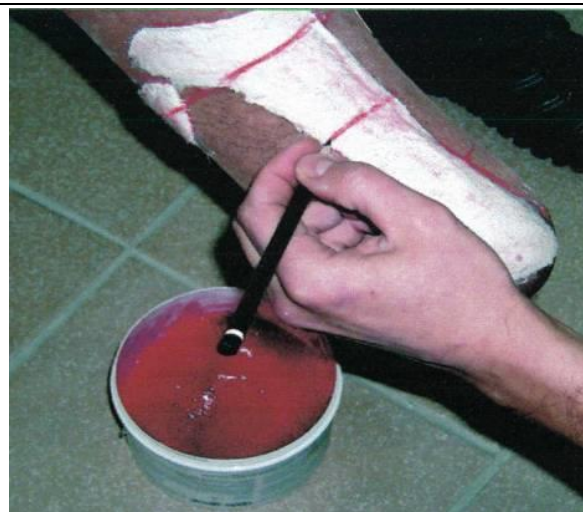


Зволожити лонгети й накласти на зазначені зони кукси.



Продовження таблиці 6.6

Покрити лонгети шаром ізоляційного крему. Відновити позначені лінії.



Накласти на куксу, починаючи з дистального відділу, 3–4 шари еластичного гіпсового бинта. Під час роботи еластичний гіпсовий бинт треба спочатку розтягувати, а потім накладати на куксу.



Укріпити негатив 4–6 шарами гіпсового бинта.

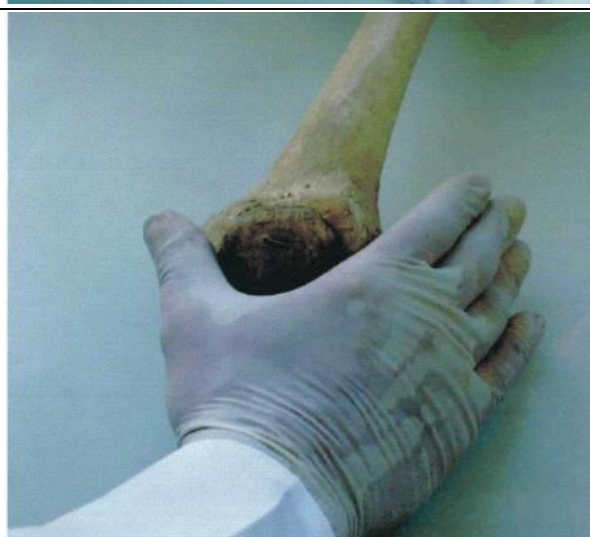


Продовження таблиці 6.6

Моделювати вологий негатив у місцях, що підлягають навантаженню, а саме в зоні зв'язки надколінка.



Розташування пальців у процесі моделювання навантаження на зв'язку надколінка:



– у зоні, розташованій між велико- і малогомілковими кістками;
– медіально від гребеня великогомілкової кістки;
– на всій поверхні литкового м'яза.



Продовження таблиці 6.6

Зовнішній вигляд змодельованого негатива.



Розрізати негатив до середини надколінка.



Зняти негатив з кукси.



Продовження таблиці 6.6

<p>Оформити проксимальну частину негатива: – зробити виріз в зоні розташування надколінка;</p>	
<p>– вийняти із негатива лонгети, призначені для розвантаження кісткових структур кукси.</p>	
<p>Визначити дорсальний виріз (за висотою він розташований на рівні зв'язки надколінка, а його ширина дорівнює ширині стегна в ділянці виростків).</p>	

Продовження таблиці 6.6

<p>Зробити цей виріз.</p>	
<p>Зробити виріз діаметром 30–40 мм у дистальному відділі негатива.</p>	
<p>За допомогою трикотажного чохла, зтягнутого в отвір у дистальному відділі негатива, надягти негатив на куксу. Щільно й повністю розмістити в ньому м'які тканини кукси.</p>	

Продовження таблиці 6.6

Запропонувати пацієнтові зігнути коліно на $80-90^\circ$ і максимально напружити триголовий м'яз. Обхопивши середніми пальцями обох рук сухожилля триголового м'яза, моделювати на лонгеті канали для них.



Виготовити із 6–8 шарів гіпсового бинта лонгету завширшки 15–20 см і заввишки 10 см. Зволожити й накласти її центром на підколінну ямку.



Змастити вазеліном надколінок і проксимальну частину негатива. Виготовити із 8–10 шарів гіпсового бинта квадратну лонгету розмірами 15–20 см, зволожити її та накласти центром на надколінок.

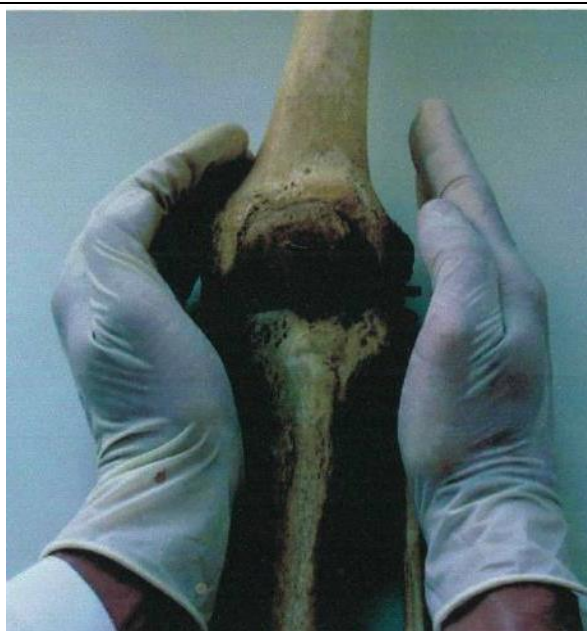


Продовження таблиці 6.6

Зігнути кінцівку в колінному суглобі на 60°. Моделювати захват коліна в ділянці виростків стегна. Для цього пальцями однієї руки виконати боковий натиск на м'які тканини кінцівки вище від виростків стегна. Друга рука виконує протидію першій.





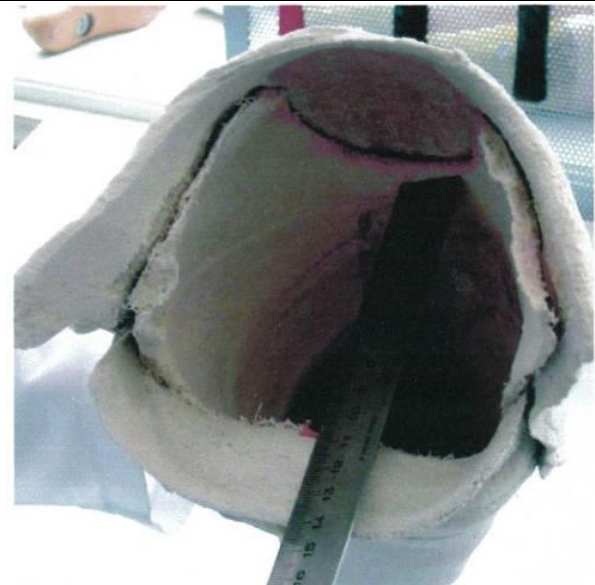
Правильне положення пальців у процесі моделювання захвату виростків стегна.



Після затвердіння зняти верхню лонгету з негатива.



Продовження таблиці 6.6

<p>Зняти негатив з кукси.</p>	
<p>Установити верхню лонгету на місце.</p>	
<p>Контролювати розмір між зв'язкою надколінка й підколінною ямкою.</p>	

Продовження таблиці 6.6

Відновити на негативі лінії розмітки.







Підготувати негатив до заливання гіпсом:
– закрити лонгетою отвір у дистальному відділі негатива;



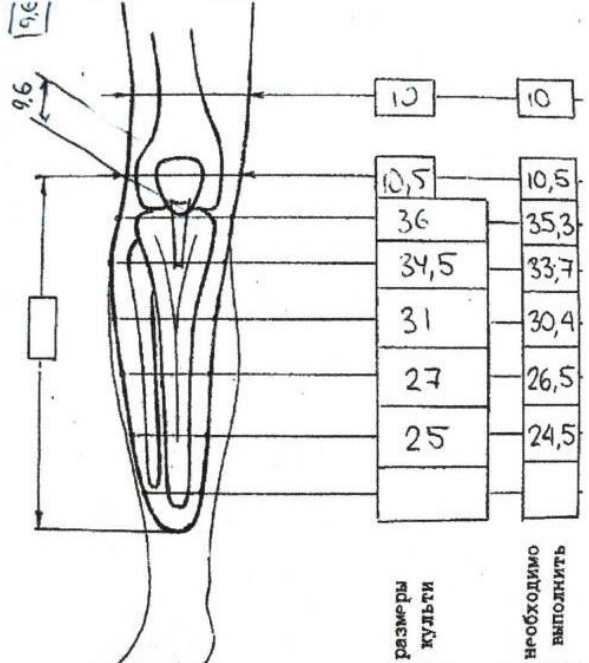
– закріпити на негативі верхню лонгету;



Продовження таблиці 6.6

<p>– закрити лонгетою задній виріз.</p>	
<p>Приготувати гіпсовий розчин і залити ним негатив. Уставити в нього технологічну трубку. Після затвердіння гіпсу розрізати негатив уздовж передньої поверхні.</p>	
<p>Зняти негатив з гіпсової моделі.</p>	
<p>Відновити на моделі позначені лінії.</p>	

Продовження таблиці 6.6

<p>Визначити величини корекції моделі для надійного утримання протеза на куксі. Розміри кісткових структур не змінюються. Об'ємні розміри м'яких тканин мають бути зменшені для надання гідростатичного навантаження на куксу. Міра скорочення може становити:</p> <ul style="list-style-type: none"> – 2% для сухих атрофічних кукс; – 3% для нормальних кукс; – ~4% для повних кукс. <p>Додати визначені розміри до бланка замовлення.</p>	 <p>The drawing shows a prosthetic socket with various dimensions. A table to the right lists measurements for different parts of the socket. The table has two columns: 'розміри культи' (limb dimensions) and 'необхідно виконати' (must be done). The values in the table are:</p> <table border="1"> <tr> <td>10</td> <td>10</td> </tr> <tr> <td>10,5</td> <td>10,5</td> </tr> <tr> <td>36</td> <td>35,3</td> </tr> <tr> <td>34,5</td> <td>33,7</td> </tr> <tr> <td>31</td> <td>30,4</td> </tr> <tr> <td>27</td> <td>26,5</td> </tr> <tr> <td>25</td> <td>24,5</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> </tr> </table> <p>Additional dimensions shown in the drawing: 9,6 and 9,6.</p>	10	10	10,5	10,5	36	35,3	34,5	33,7	31	30,4	27	26,5	25	24,5		
10	10																
10,5	10,5																
36	35,3																
34,5	33,7																
31	30,4																
27	26,5																
25	24,5																
<p>Рівномірно знімати шари гіпсу з медіального й латерального боків моделі в ділянці коліна до досягнення зазначеного в бланку замовлення медіально-латерального розміру коліна.</p>	 <p>A close-up photograph showing a person's hands using a tool to carefully remove layers of white plaster from a prosthetic model. The model is green and has a dark, perforated band around it.</p>																
<p>Обробити позитив у зоні розташування зв'язки надколінка до досягнення зазначеного в бланку замовлення розміру між зв'язкою надколінка й підколінною ямкою.</p>	 <p>A photograph showing a person's hands using a knife to work on a prosthetic model. The model is green and has a dark, perforated band around it. The person is carefully shaping the model.</p>																

Продовження таблиці 6.6

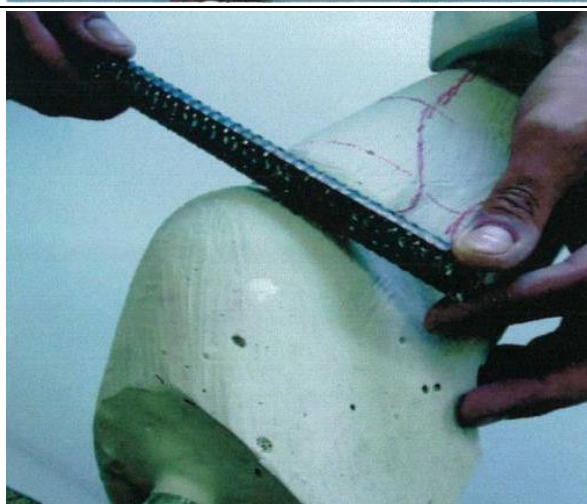
Контролювати медіально-латеральний розмір моделі на рівні колінної щілини на відповідність розміру, зазначеному в бланку замовлення.



Контролювати на моделі розмір між зв'язкою надколінка й підколінною ямкою на відповідність розміру, зазначеному в бланку замовлення.

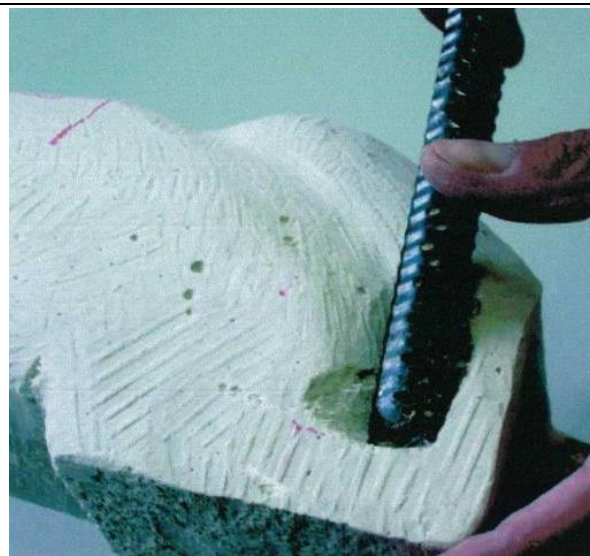


Пропорційно до знятого об'єму гіпсу в ділянці кісткових структур колінного суглоба скоротити позитив у зоні надколінка.

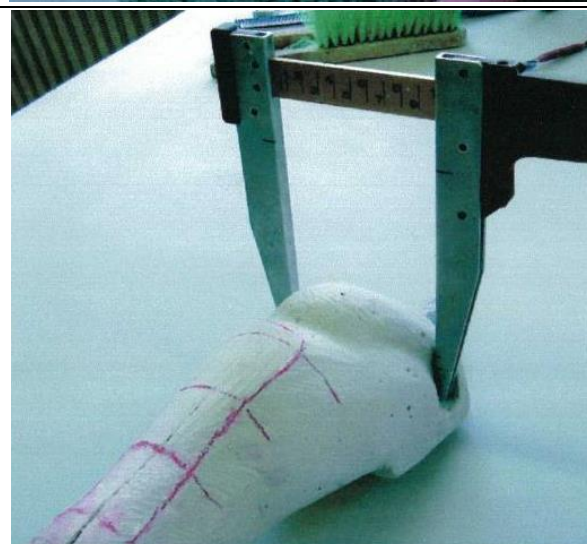


Продовження таблиці 6.6

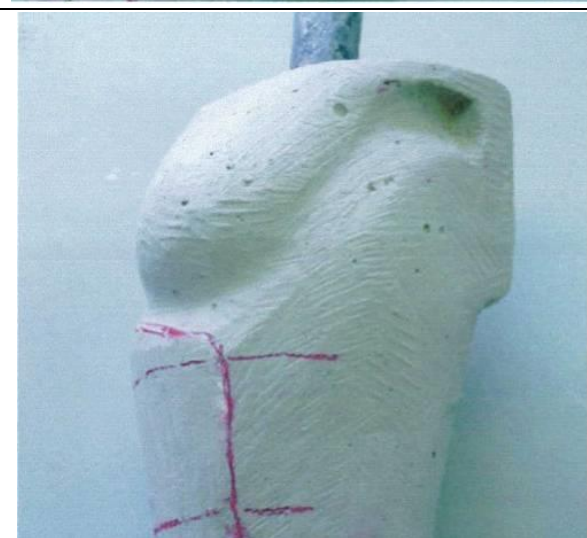
Обробити модель у зоні захвату виростків стегна до отримання зазначеного в бланку замовлення розміру.





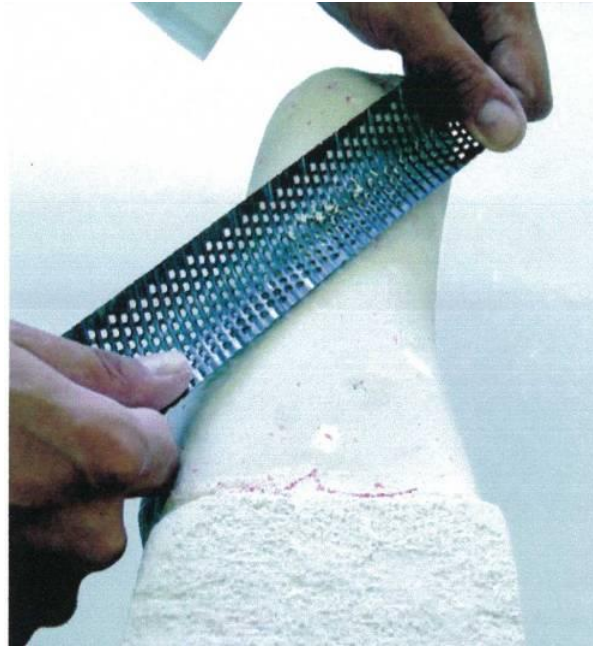
Контролювати на моделі розмір захвату виростків стегна.



Зовнішній вигляд обробленої в зоні колінного суглоба моделі.





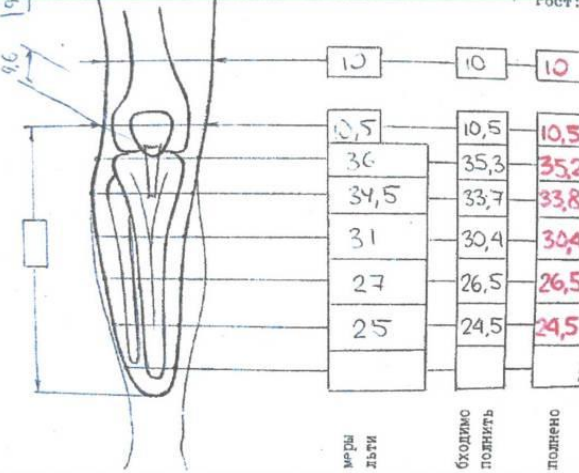
Продовження таблиці 6.6

<p>Обробити поверхню моделі: зняти напливи гіпсу й зробити її округлою. У процесі оброблення шари гіпсу цілеспрямовано знімати в місцях, що підлягають навантаженню: – медіально від гребня великогомілкової кістки;</p>	
<p>– між велико- і малогомілковими кістками;</p>	
<p>– на всій поверхні литкового м'яза.</p>	

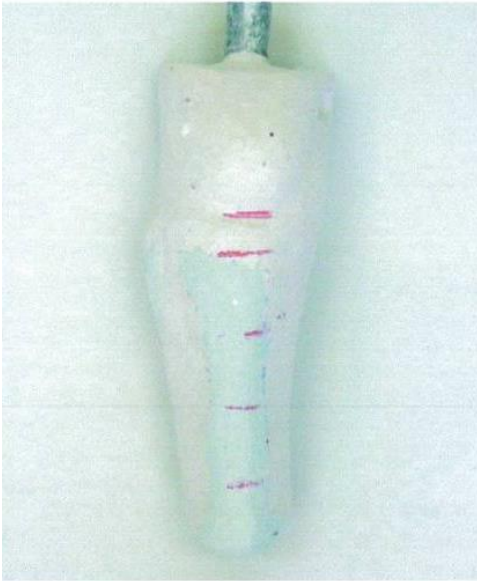
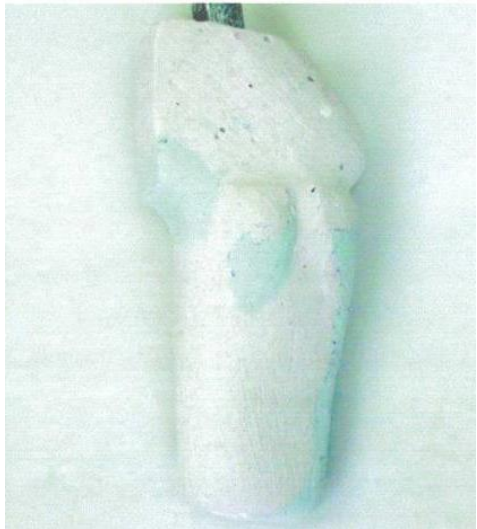

Продовження таблиці 6.6

<p>Нанести на модель в зонах кукси, що підлягають розвантаженню, шари гіпсу:</p> <ul style="list-style-type: none">– завтовшки до 5 мм по всьому гребеню великогомілкової кістки. Залежно від стану кукси в ділянці кісткового опилу шар гіпсу може локально збільшуватись у вентральному й дистальному напрямках до 10–15 мм;	
<ul style="list-style-type: none">– завтовшки до 5–10 мм в зоні головки малогомілкової кістки. Для уникнення тиску гільзи на головку малогомілкової кістки у фазу опори на протез (через поршневі рухи) зону корекції можна подовжувати в дистальному напрямку на 5–15 мм, залежно від стану кукси;	
<ul style="list-style-type: none">– завтовшки 5–10 мм для латерального й 10–20 мм для медіального сухожиль триголового м'яза стегна.	


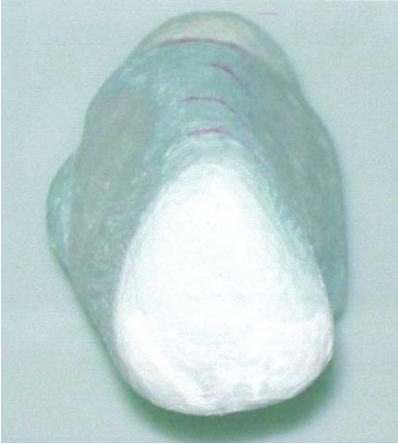

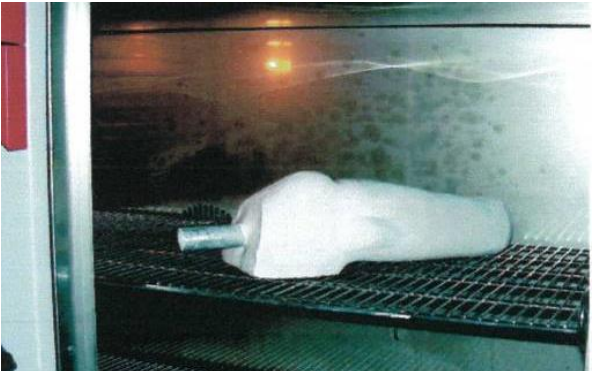
Продовження таблиці 6.6

<p>Зовнішній вигляд гіпсової моделі після корекції.</p>																												
<p>Зняти напливи гіпсу й зробити плавні переходи між моделлю та шарами гіпсу, що були накладені на неї. Перевірити об'ємні розміри моделі та, якщо потрібно, скоригувати їх до необхідних величин.</p>																												
<p>Контролювати розміри моделі на відповідність до визначених розмірів. занотувати контрольні розміри в бланк замовлення.</p>	 <table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"> <thead> <tr> <th>міра діляки</th> <th>довжина голіть</th> <th>довжина піднес</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>10</td> <td>10</td> <td>10</td> </tr> <tr> <td>10,5</td> <td>10,5</td> <td>10,5</td> </tr> <tr> <td>36</td> <td>35,3</td> <td>35,2</td> </tr> <tr> <td>34,5</td> <td>33,7</td> <td>33,8</td> </tr> <tr> <td>31</td> <td>30,4</td> <td>30,4</td> </tr> <tr> <td>27</td> <td>26,5</td> <td>26,5</td> </tr> <tr> <td>25</td> <td>24,5</td> <td>24,5</td> </tr> <tr> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>	міра діляки	довжина голіть	довжина піднес	10	10	10	10,5	10,5	10,5	36	35,3	35,2	34,5	33,7	33,8	31	30,4	30,4	27	26,5	26,5	25	24,5	24,5			
міра діляки	довжина голіть	довжина піднес																										
10	10	10																										
10,5	10,5	10,5																										
36	35,3	35,2																										
34,5	33,7	33,8																										
31	30,4	30,4																										
27	26,5	26,5																										
25	24,5	24,5																										

Продовження таблиці 6.6

<p>Готова гіпсова модель. Вентральна проєкція.</p>	
<p>Латеральна проєкція.</p>	
<p>Дорсальна проєкція.</p>	

Кінець таблиці 6.6

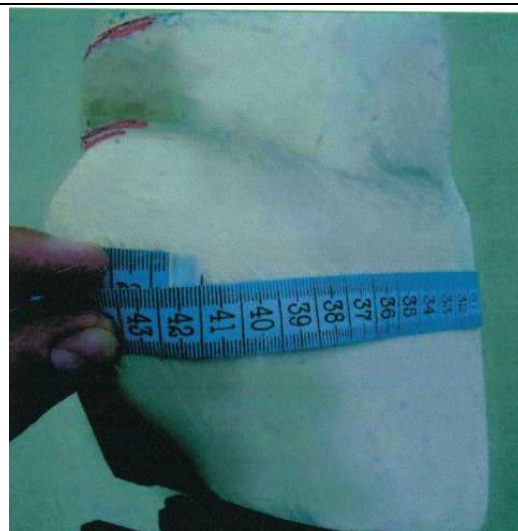
<p>Медіальна проєкція.</p>	
<p>Вигляд із дистального відділу.</p>	
<p>Зашліфувати модель.</p>	
<p>Висушити гіпсову модель у термічній шафі за температури 50–60°C.</p>	

Таблиця 6.7 – Виготовлення приймальної гільзи

Розташувати гіпсову модель на трубці вакуумної установки.



Заміряти розміри гіпсової моделі.
Периметр проксимального відділу.



Замірюється периметр дистального відділу.

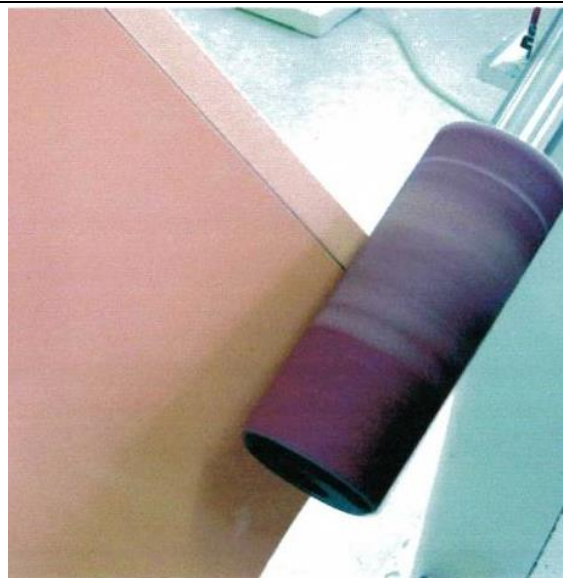


Продовження таблиці 6.7

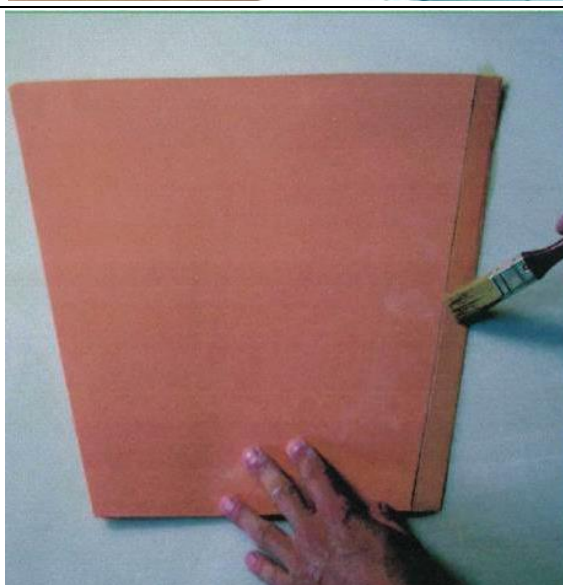
<p>Замірюється довжина моделі.</p>	
<p>За визначеним розміром намалювати на листі термопластичного матеріалу завтовшки 4–5 мм викрійку пом'якшувального вкладиша. Розміри проксимального й дистального периметрів мають бути збільшені на 2 см. Вирізати заготовку.</p>	
<p>Позначити на боках заготовки лінії склеювання. Ці лінії завширшки 2 см мають розташовуватися по різних боках заготовки.</p>	

Продовження таблиці 6.7

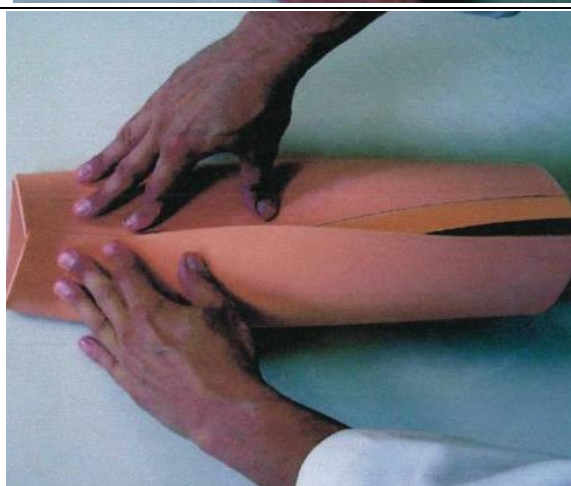
Зняти фаски за визначеними лініями.



Обробити клеєм заготовку вздовж ліній склеювання.



Склеїти заготовку.



Продовження таблиці 6.7

Після висихання клею помістити заготовку в термічну шафу, нагріту до робочої температури. Витримати заготовку до стану формування.



Натягнути заготовку на гіпсову модель і формувати її.

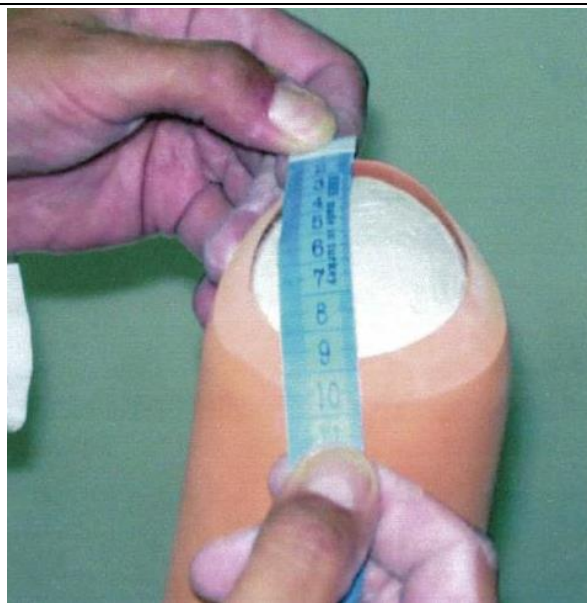


Зняти фаску 10–15 мм по дистальному торцю пом'якшувального вкладиша.

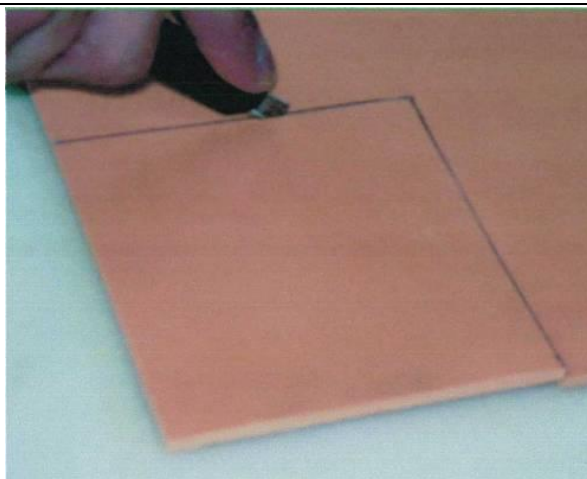


Продовження таблиці 6.7

Заміряти довжину й ширину посадкового місця під денце вкладиша.







Відміряти й вирізати із листа термопластичного матеріалу шматок необхідного розміру.





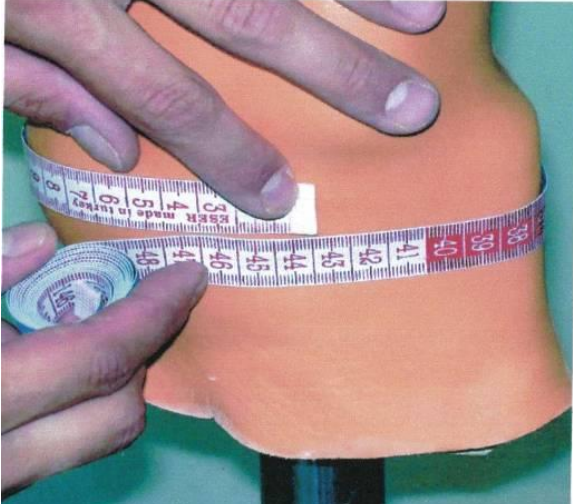
Витримати його в термічній шафі до стану формування.



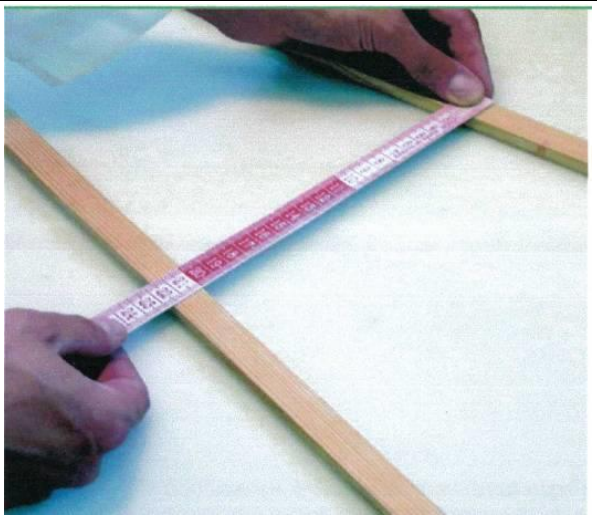
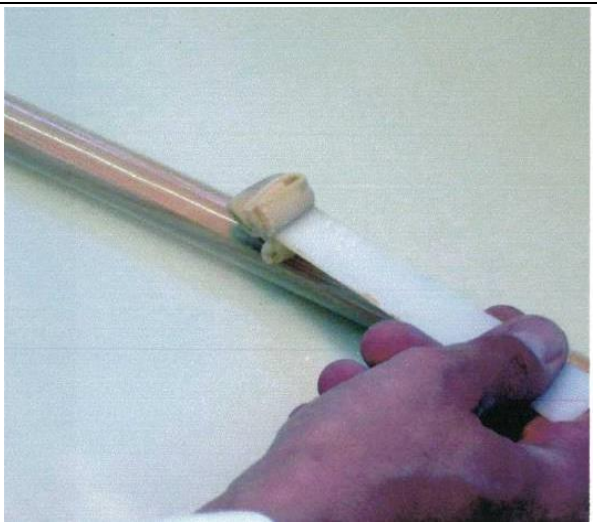

Продовження таблиці 6.7

<p>Формувати за дистальним відділом моделі.</p>	
<p>Обрізати заготовку за відбитком фаски.</p>	
<p>Промастити клеєм деще.</p>	
<p>Також промастити клеєм вкладку.</p>	

Продовження таблиці 6.7

<p>Приклеїти денце до вкладки.</p>	
<p>Округлити зовнішній край денця.</p>	
<p>Заміряти об'ємні розміри моделі в проксимальному й дистальному відділах.</p>	

Продовження таблиці 6.7

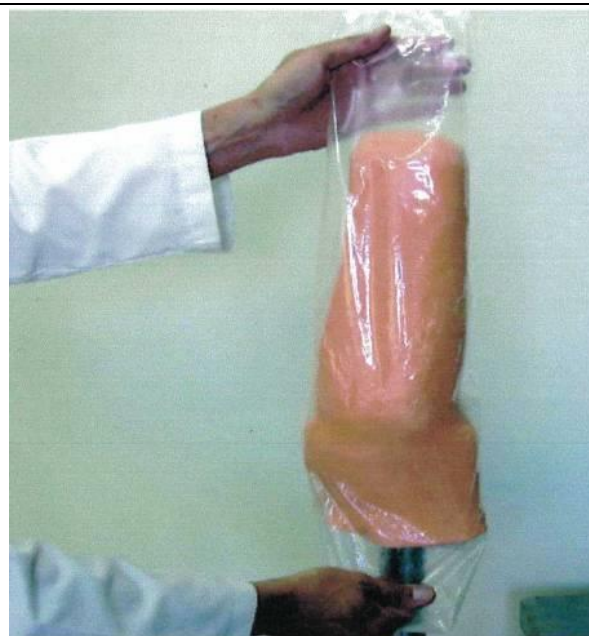
<p>За розмірами моделі підібрати відповідний типорозмір ізоляційних чохлів або в разі використання плівки підготувати відповідний шаблон, за допомогою якого ці чохли будуть виготовлені.</p>	
<p>Обгорнути шаблон плівкою, зволожити плівку вздовж лінії зварювання.</p>	
<p>Зварити внутрішній ізоляційний чохол.</p>	

Продовження таблиці 6.7

<p>Позначити на чохлі форму дистального краю моделі.</p>	
<p>Зволожити й зварити дистальний відділ чохла за розміткою.</p>	
<p>Перевірити чохол на герметичність.</p>	
<p>Загорнути внутрішній чохол у зволожений рушник і витримати 2–3 хв.</p>	

Продовження таблиці 6.7

Натягнути чохол на модель. Розправити всі зморшки. Щільно зав'язати його на трубці вакуумної установки гумовою стрічкою.




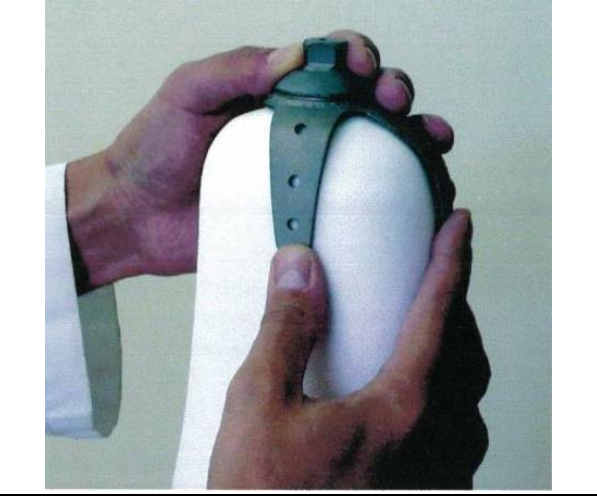

Відкрити відповідний кран вакуумної установки. Тиск має дорівнювати $[(-0,6)-(-0,8)]$ кг/см². Перевірити герметичність чохла. Обрізати залишки чохла нижче від рівня герметизації ножицями.



Визначити кількість і розміри армувальних чохлаів відповідно до розмірів моделі й бажаної міцності гільзи. Обтягнути модель 3–4 шарами чохлаів (половиною загальної кількості).



Продовження таблиці 6.7

<p>За допомогою подвійної клейкої стрічки завширшки 5 см посилити посадкове кільце гільзи карбоновою стрічкою.</p>	
<p>Підігнути пелюстки опорного адаптера відповідно до форми дистального відділу моделі.</p>	
<p>Установити адаптер на гільзу. Орієнтувати його вздовж ліній побудови протеза.</p>	
<p>Обтягнути гільзу чохлами, що залишились (але не менше ніж половиною із загальної кількості).</p>	

Продовження таблиці 6.7

<p>Підготувати або виготовити за аналогією з внутрішнім чохлом зовнішній ізоляційний чохол, але його дистальний відділ залишається вільним. Витримати чохол 2–3 хв у вологому рушнику й натягнути на модель.</p>	
<p>Перев'язати чохол на трубці вакуумної установки.</p>	
<p>Підготувати зв'язувальну речовину: у мірну склянку налити необхідну кількість литтєвої смоли, додати барвник і затверджувач. Ретельно перемішати компоненти. Кількість смоли залежить від розмірів гіпсової моделі й кількості армувальних шарів.</p>	

Продовження таблиці 6.7

Залити речовину в горловину зовнішнього чохла й перев'язати отвір мотузкою. Відкрити другий канал вакуумної установки.



Перевернути модель на струбціні вакуумної установки дистальним відділом донизу й, натискаючи на зв'язувальну речовину, вилучити з нього повітря. Повернути модель у початкове положення.



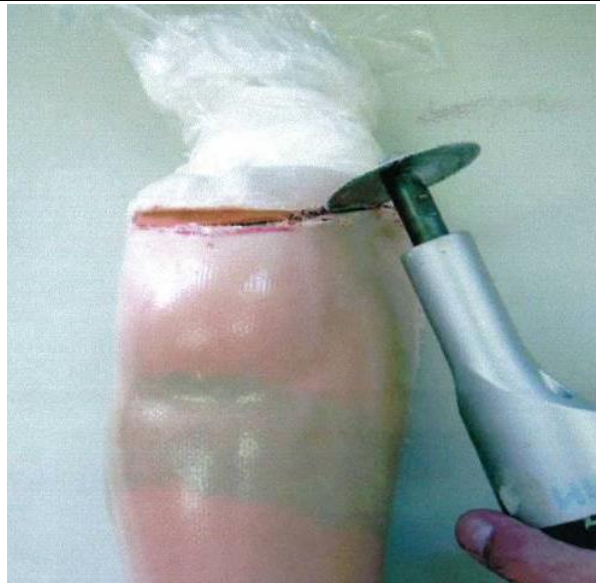
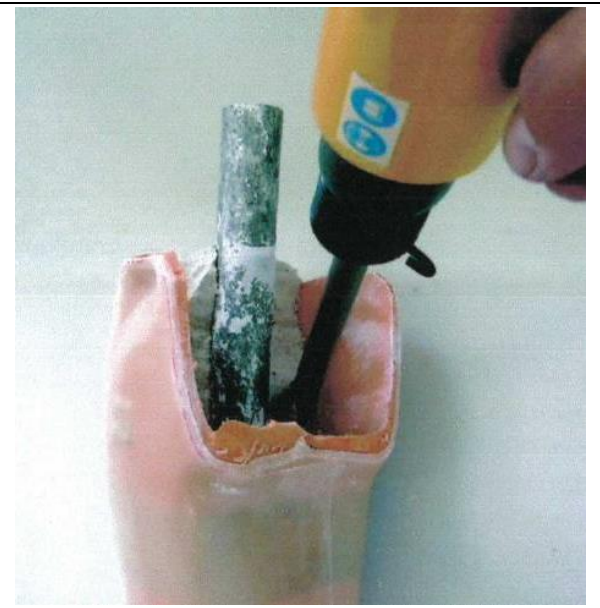
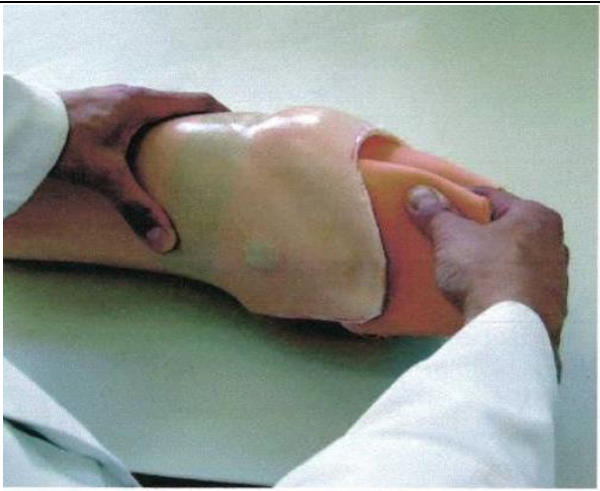
Рівномірно розподілити зв'язувальну речовину на всій поверхні складня.



Продовження таблиці 6.7

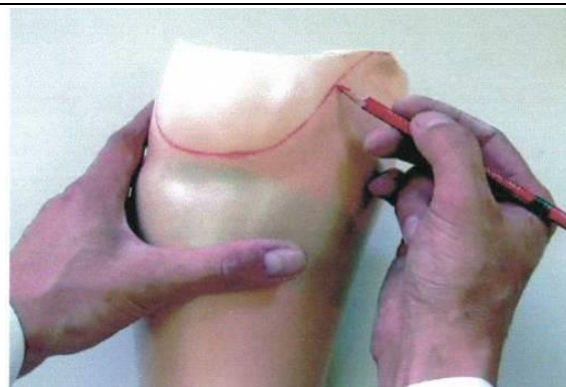
<p>Витримати модель до повного затвердіння зв'язувальної речовини й вимкнути насос.</p>	
<p>Розмітити форму проксимального торця гільзи. З вентрального боку він має проходити вздовж верхнього краю надколінка, медіально – поверх захвату виростків стегна.</p>	
<p>Дорсально торець гільзи має розташовуватися вздовж лінії корекції моделі в ділянці сухожилля триголового м'яза стегна, латерально – проходити симетрично до медіальної стінки.</p>	

Продовження таблиці 6.7

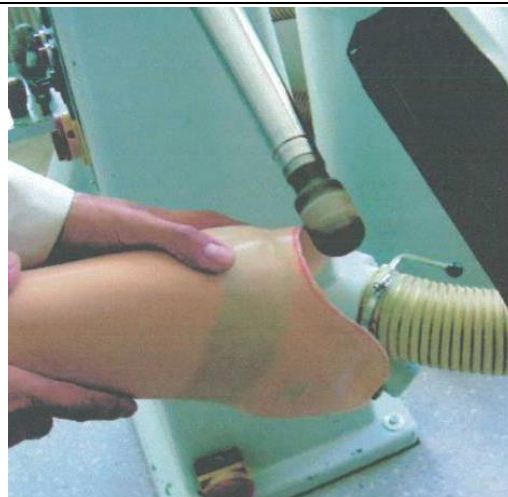
<p>Обрізати ламінат відповідно до розмітки.</p>	
<p>Зруйнувати гіпсову модель.</p>	
<p>Вийняти з гільзи пом'якшувальний вкладиш. Зняти з гільзи зовнішній і внутрішній ізоляційні чохла.</p>	

Продовження таблиці 6.7

Позначити на гільзі розташування вирізу під надколінок.



Зробити цей виріз.



Охайно обробити проксимальний торець гільзи.

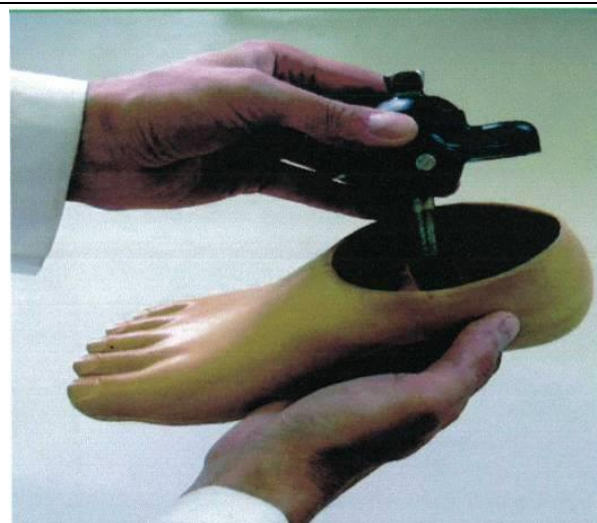


Обробити пом'якшувальний вкладиш.



Таблиця 6.8 – Складання протеза

Скласти модуль стопи й щиколотки.



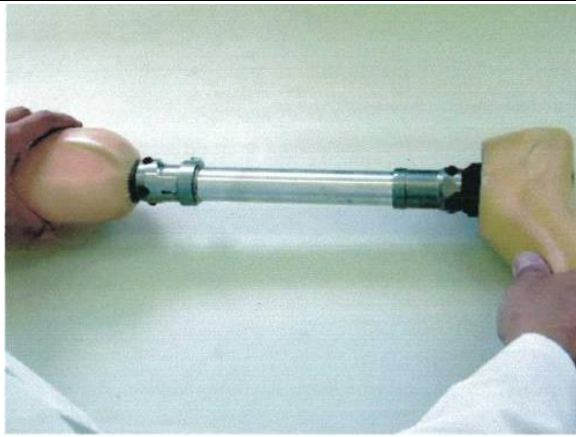
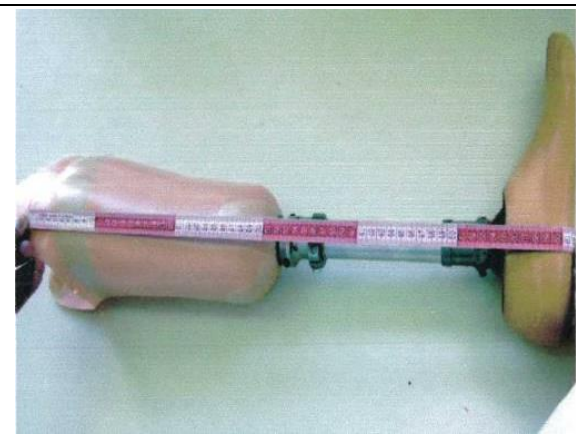
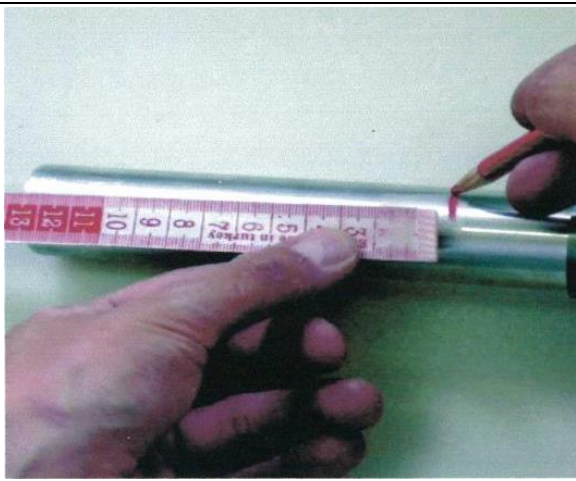
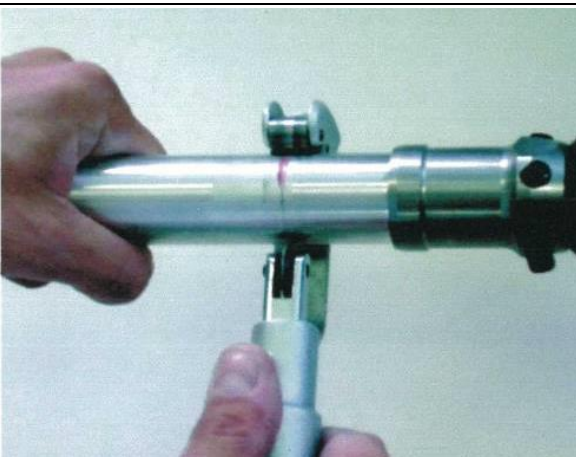
Приєднати до нього несний модуль.






Приєднати до гільзи адаптер.



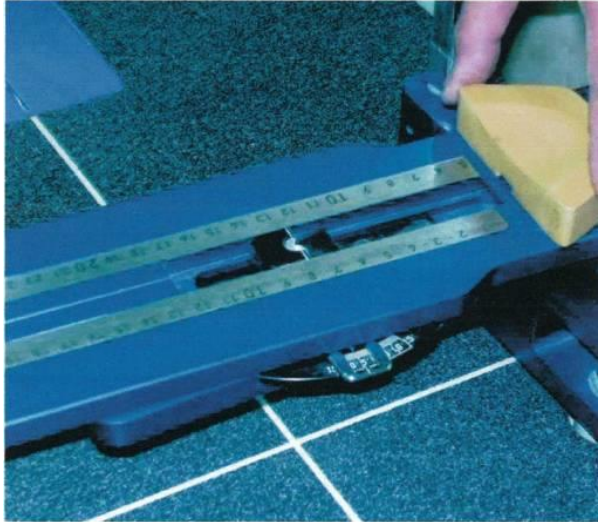
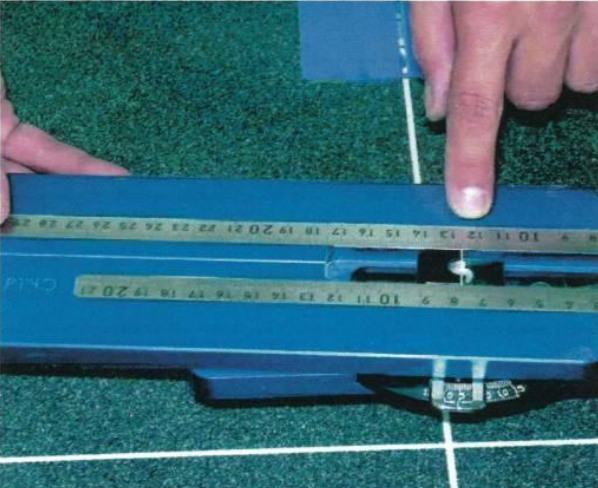
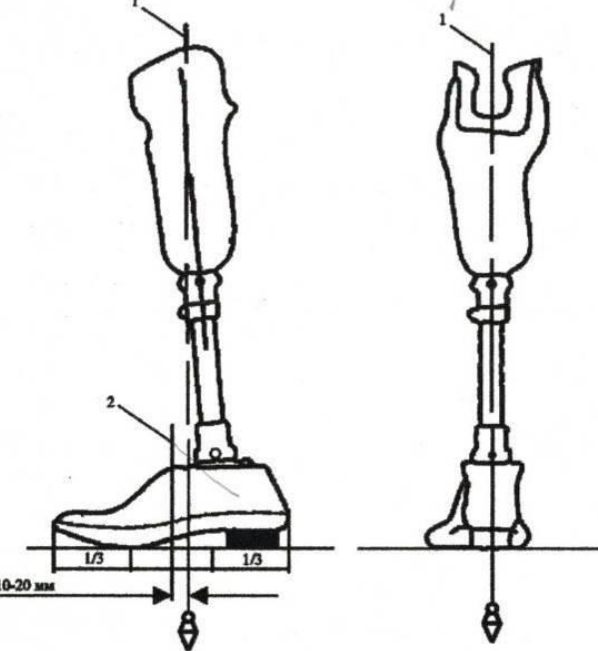
Продовження таблиці 6.8

<p>Скласти протез.</p>	
<p>Заміряти розмір «коліно – підлога» на протезі.</p>	
<p>Визначити зайву довжину несного модуля.</p>	
<p>Відрізати зайву довжину.</p>	




Продовження таблиці 6.8

<p>Зібрати протез.</p>	
<p>Визначити «ефективну» висоту каблука, що становить різницю між висотою каблука...</p>	
<p>...і товщиною підошви.</p>	

Продовження таблиці 6.8

<p>Підібрати відповідний до «ефективної» висоти каблука імітатор і встановити його на платформу протезоміра.</p>	
<p>Орієнтувати платформу протезоміра таким чином:</p> <ul style="list-style-type: none"> – розвернути в зовнішній бік на 5° (середньостатистичний кут розвороту стопи); – змістити в поздовжньому напрямку так, щоб її базова лінія розташовувалася на 2 см позаду середини безшарнірної стопи або була посередині шарнірної стопи. 	
<p>Попереднє складання протеза виконується в протезомірі – механічному чи оптичному. У сагітальній площині базова лінія (1) має проходити крізь середину колінного суглоба й середину шарнірної стопи (2), або розташовуватися на 1–2 см позаду середини безшарнірної стопи; вісь гільзи нахиляється приблизно на 5° до вертикалі. У фронтальній площині базова лінія має проходити крізь середину наслідка й середину стопи.</p>	

Продовження таблиці 6.8

<p>Установити на платформу протез. Базова лінія платформи має проходити між I і II пальцями стопи й серединою п'ятки.</p>	
<p>Увімкнути оптичний пристрій і юстувати протез у фронтальній площині та...</p>	
<p>...у сагітальній площині.</p>	

Кінець таблиці 6.8

Запропонувати пацієнтові надягти протез (спочатку пом'якшувальний вкладиш, потім гільзу). У вільній стійці контролювати:

- висоту протеза;
- відсутність болісних відчуттів;
- коректність схеми побудови.

Якщо необхідно, скорегувати форму гільзи або схему побудови протеза.



За відсутності зауважень можна розпочати пробну ходьбу.

Під час ходьби контролювати:

- якість утримання протеза на куксі;
- відсутність болісних відчуттів;
- коректність схеми побудови.

Якщо необхідно, скоригувати форму гільзи або схему побудови протеза.



Таблиця 6.9 – Косметичне облицювання протеза

<p>Зафіксувати юстувальні гвинти.</p>	
<p>Покласти протез на лист пінополіуретану й обвести його внутрішні та зовнішні контури.</p>	
<p>Вирізати в листах пінополіуретану порожнини, у яких буде розміщено протез. Нанести клей на порожнини пінополіуретанових листів і поверхню протеза. Вклеїти протез у порожнини пінополіуретанових листів.</p>	
<p>Обробити пінополіуретан, надавши йому форму й розміри ноги пацієнта.</p>	
<p>Надягти поверх протеза косметичну панчошу.</p>	



Рисунок 6.4 – Зовнішній вигляд пацієнта УкрНДПротезування в протезі гомілки

6.3 Основні технологічні підходи до виготовлення протезів унаслідок вичленення в гомілковостопному та колінному суглобах

6.3.1 Основні технологічні підходи до виготовлення протезів після вичленення в гомілковостопному суглобі

Вичленення в гомілковостопному суглобі належить до ампутації всієї стопи біля щиколотки. Шкіра й тканини п'ятки зберігаються та використовуються для створення накладки на підборах унизу залишкової кінцівки. Оскільки кістки гомілки не розрізані, передбачається подушка з п'ятки ампутованої кінцівки, яка здатна нести вагу тіла (рис. 6.5).

Це є перевагою зазначеної ампутації.

Іноді тому що кукса після ампутації часто несе вагу пацієнта в дистальній частині, протези можуть бути виготовлені без упору у власну зв'язку надколінка, що забезпечує більш вільний діапазон руху колінного суглоба (рис. 6.6).

Однак це не завжди можливо для всіх ампутацій після вичленення в гомілковостопному суглобі, іноді частина ваги має розподілятися в інших місцях протеза, таких як власна зв'язка надколінка. Також ампутація після

вичленення в гомілковостопному суглобі є проблемою у вигляді булавоподібної форми дистальної частини кукси. Це ускладнює виготовлення приймальної гільзи для кукси.

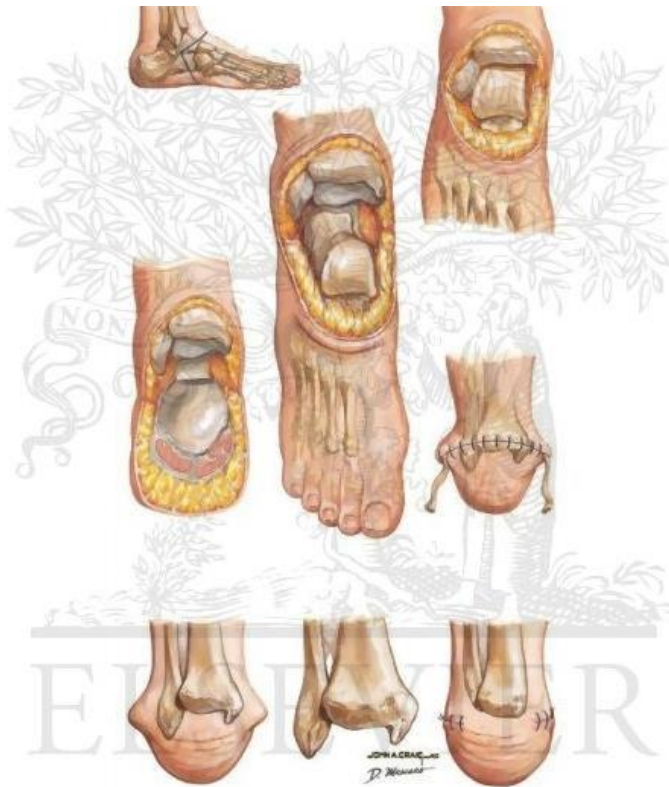


Рисунок 6.5 – Екзартикуляція в гомілковостопному суглобі



Рисунок 6.6 – Протези після вичленення в гомілковостопному суглобі без упору у власну зв'язку надколінка

Кінцева вигода цього типу ампутації полягає в тому, що є довга залишкова кінцівка, яка забезпечує додаткові переваги під час ходьби та керування протезом (рис. 6.7). Як правило, на такому рівні ампутації майже відсутні випадки з контрактурою в колінному суглобі.



Рисунок 6.7 – Протези після вичленення в гомілковостопному суглобі з упором у власну зв'язку надколінка

6.3.2 Протез після вичленення в колінному суглобі

Дистальний відділ кукси після вичленення в колінному суглобі здатний повністю витримувати все навантаження, що передається з протеза. Тому сіднична кістка в сприйнятті навантажень не задіяна й проксимальний край гільзи протеза не має посадкового кільця, властивого для гільз протезів стегна. Гільза закінчується приблизно на 2–4 см нижче від промежини, її проксимальний край розташовується майже горизонтально. Функційна форма гільзи концентрується на виростках стегна й над ними, створюючи зони «посадки» й утримання гільзи на куксі. Зона «посадки» має точно відтворювати форму дистального відділу кукси, що досягається виготовленням гіпсового негатива під навантаженням. Латеральний і медіальний краї виростків і надколінок звільнюються від тиску, а зона, розташована безпосередньо над ними, зменшується у фронтальній площині для забезпечення надійного утримання гільзи на куксі.

Булавоподібна форма дистальної частини кукси полегшує фіксацію приймальної гільзи на куксі (рис. 6.8).

Приймальна гільза з м'яким вкладишем з педилену. У цьому разі спочатку виробляється гнучкий вкладиш із педилену. Важливо, щоб вкладиш

мав конічну форму й незначне звуження в ділянці надвиростків стегна розміром М/Л залежно від дистальної форми (рис. 6.9).

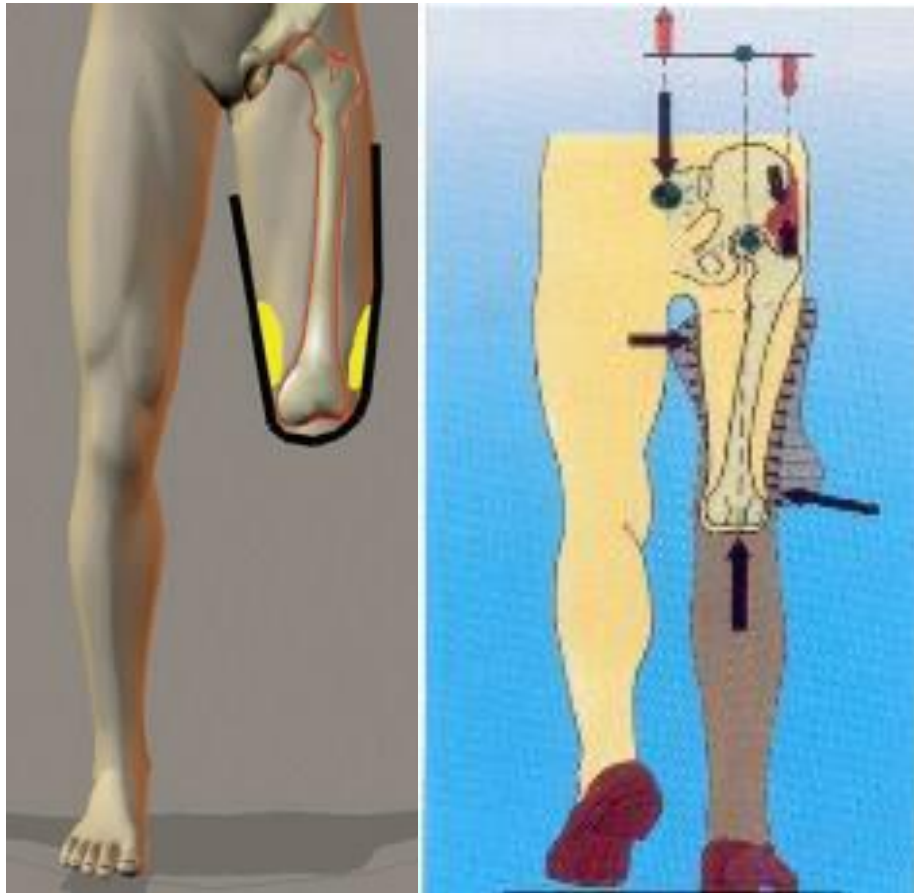


Рисунок 6.8 – Форма гільзи й розподіл сил у гільзі після вичленення в колінному суглобі

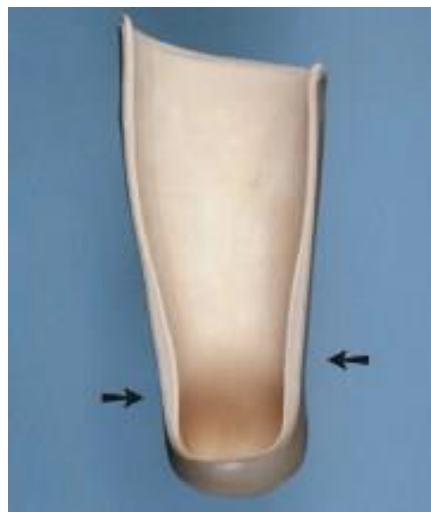


Рисунок 6.9 – Приймальна гільза з м'яким вкладишем із педилену

Зовнішня жорстка приймальна гільза може бути виготовлена методом ламінації акриловими смолами. У процесі користування протезом пацієнт

спочатку надягає м'який вкладиш з педилену, потім – тонкий капроновий чохол, далі – жорстку приймальну гільзу.

Один із технологічних рішень виготовлення приймальної гільзи – це створення відкидного клапана в бічній стінці. Це дає змогу пацієнтові просунути куксу в приймальну гільзу. Коли кукса розташована в приймальній гільзі, клапан закривається. У конструкціях таких приймальних гільз клапан розміщується зазвичай у медіальному аспекті через більш помітний медіальний надвиросток стегна (рис. 6.10).



Рисунок 6.10 – Приймальна гільза з відкидним клапаном у бічній стінці

У процесі виготовлення приймальної гільзи із силіконовим вкладишем і вакуумною системою фіксації спочатку оцінюється форма кукси. Необхідно, щоб кукса мала тільки циліндричну або конічну форму. Якщо кукса булавоподібна, то можна виготовити м'який вкладиш із гнучкого термопластичного матеріалу. У цьому разі в жорсткій приймальній гільзі потрібно зробити вікна з латерального й медіального боку гільзи для більш зручного надягання протезу. Такий варіант приймальної гільзи дає змогу легко надягати пристрій та застосовувати вакуумну систему фіксації. Для досягнення вакууму можна застосовувати системи герметизації типу *ProSeal* від *Ottobock* або *Seal-In* від *Ossur* (див. розділ 3.9).

У разі вичленення колінного суглоба схема побудови розміщується більш латерально й дистально порівняно з ампутацією на рівні стегна. Важливо не робити коротку приймальну гільзу для забезпечення стабільності під час опори пацієнта на протез. Посадка на сідничну кістку виконується лише тільки тоді, коли пацієнт не в змозі витримувати контакт на дистальну поверхню кукси.

6.4 Технології виготовлення протеза стегна

6.4.1 Технології виготовлення протеза стегна з поперечно-овальною приймальною гільзою

Протези призначені для пацієнтів різного віку з ампутаційними куксами в діафізарній частині стегна та уродженими аномаліями розвитку за типом ампутаційної кукси стегна конусної форми.

Протез складається із приймальної гільзи, модуля з'єднання гільзи з колінним механізмом, колінного механізму, несного модуля й модуля стопи із щиколоткою. Залежно від рівня ампутації приймальна гільза протеза може з'єднуватися безпосередньо з колінним механізмом.

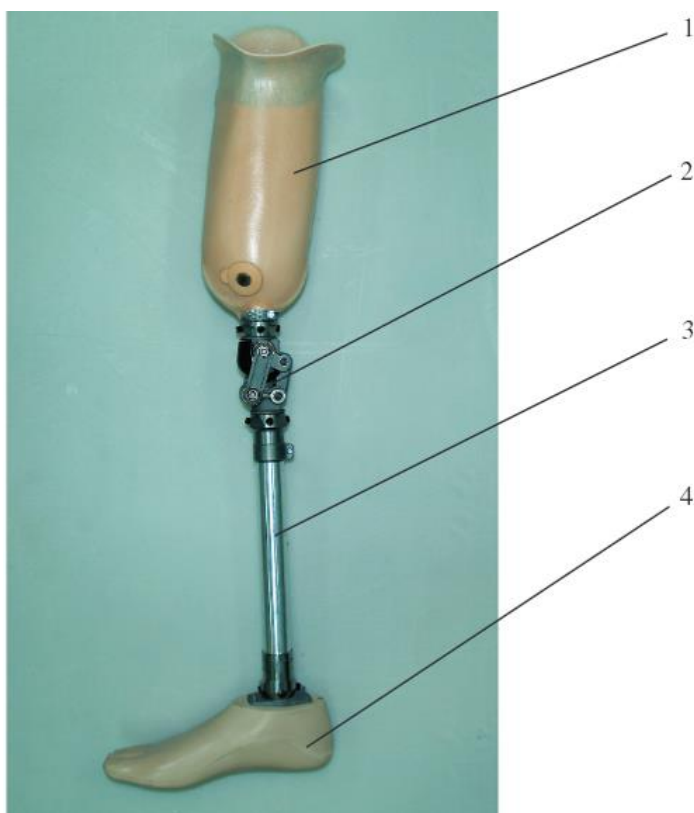


Рисунок 6.11 – Зовнішній вигляд протеза стегна модульного типу:

- 1 – приймальна гільза; 2 – колінний вузол;
- 3 – несний модуль; 4 – модуль стопи із щиколоткою




(Патент на винахід України № 50198 від 15.10.2002 «Колінний механізм до протезу стегна», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 59759 від 15.09.2003 «Гільза для протезів стегна», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 82375 від 10.04.2008 «Спосіб визначення схеми зборки протеза стегна», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 81986 від 25.02.2008 «Колінний механізм до протеза стегна», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 87560 від 27.07.2009 «Поворотний пристрій до протеза стегна», заявник УкрНДІпротезування; патент на винахід України № 97733 від 12.09.2012 «Спосіб виготовлення гіпсової моделі кукси стегна», заявник УкрНДІпротезування.)

У табл. 6.10–6.13 наведені основні технологічні етапи виготовлення протеза стегна з поперечно-овальною приймальною гільзою. На рис. 6.12 подано результат протезування.

Таблиця 6.10 – Виготовлення гіпсової моделі

<p>Оглянути куксу пацієнта. Визначити її стан і можливість перенесення навантаження зонами, придатними для цього:</p> <ul style="list-style-type: none"> – сідничним горбом; – м'якими тканинами. 	
<p>Визначити наявність або відсутність контрактури в тазостегновому суглобі. Визначити кут згинальної установки кукси в сагітальній площині.</p>	


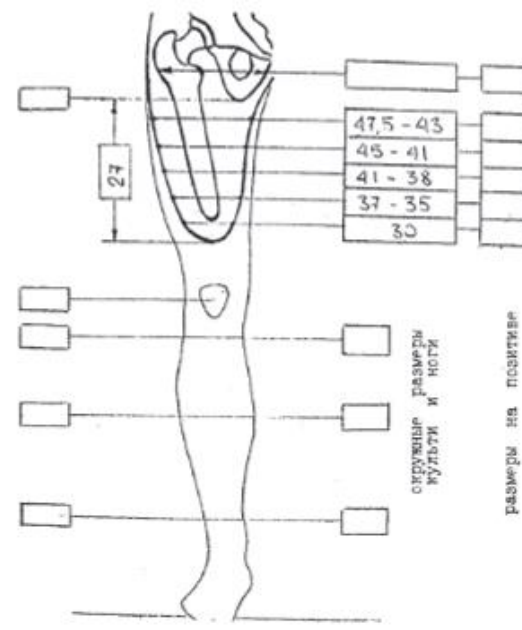

Продовження таблиці 6.10

<p>Нанести на куксу тонким шаром ізоляційний крем.</p>	
<p>Надягти на куксу захисний чохол. Визначити положення пальців у процесі подальшого моделювання гіпсового негатива в зоні переднього пелота,</p>	
<p>латеральної стінки в зоні великого вертлюга,</p>	


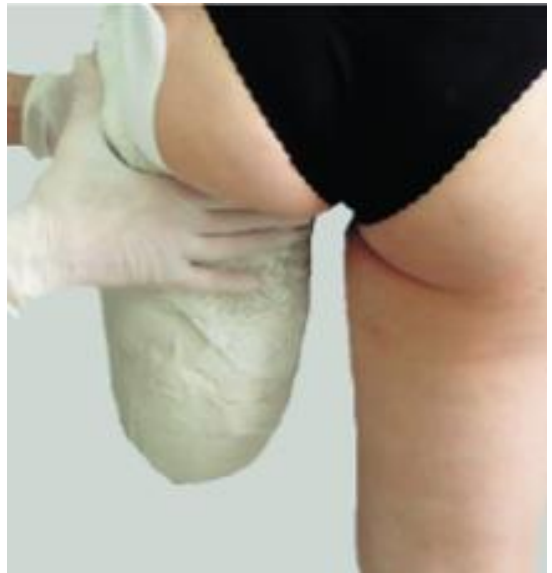

Продовження таблиці 6.10

<p>сідничного горба.</p>	
<p>Виконати маркування захисного чохла у фронтальній площині. Нанести лінії:</p> <ul style="list-style-type: none">– зняття об'ємних розмірів;– кісткових виступів;– крил таза;– привідного м'яза;– проходження проксимального краю гільзи;– локальних зон, що підлягають розвантаженню.	
<p>Виконати маркування захисного чохла в сагітальній площині. Позначити лінії:</p> <ul style="list-style-type: none">– кісткових виступів (великого вертлюга; кісткового опилу);– проходження проксимального краю гільзи;– локальних зон, що підлягають розвантаженню.	

Продовження таблиці 6.10

<p>Зробити виміри об'ємних розмірів кукси.</p>	
<p>Занотувати розміри кукси в бланк замовлення.</p>	
<p>Накласти на куксу 5–8 шарів зволоженого гіпсового бинта. Змоделювати гіпсовий негатив: – у місці розташування переднього пелота пальці мають забезпечувати плавний розподіл тиску на найбільшій (якщо це можливо) площині;</p>	




Продовження таблиці 6.10

<p>– у зоні великого вертлюга пальцями обох рук натиснути на м'які тканини кукси по обидва боки від нього, визначаючи міру подальшої корекції гіпсової моделі;</p>	
<p>– водночас горизонтально розташовані пальці підхоплюють сідничний горб.</p>	
<p>Правильне положення пальців під час формування ділянки під сідничний горб. Пальці мають розташовуватися горизонтально.</p>	




Продовження таблиці 6.10

<p>Неправильне положення пальців у процесі формування ділянки під сідничний горб.</p>	
<p>Розташовані під нахилом пальці спричиняють сповзання сідничного горба з ділянки й болісні відчуття. Правильне положення пальців у процесі формування ділянки під сідничний горб: вони мають розташовуватися в площині сідничного горба.</p>	
<p>Неправильне положення пальців під час формування ділянки під сідничний горб. Невідповідність площин сідничного горба й ділянки під сідничний горб призводить до нестабільної посадки кукси в гільзі, виникнення ротаційних моментів і болісних відчуттів у зоні промежини.</p>	

Продовження таблиці 6.10

<p>Підготувати негатив до заливання гіпсовим розчином. Для цього накласти на проксимальну частину негатива 4–5 шарів зволоженого гіпсового бинта, зрівняти медіальний і латеральний краї негатива по висоті.</p>	
<p>Відновити на внутрішній поверхні негатива позначені лінії.</p>	
<p>Нанести на внутрішню поверхню негатива тальк для легкого зняття розрізаного негатива з гіпсової моделі.</p>	

Продовження таблиці 6.10

<p>Приготувати гіпсовий розчин і заповнити ним негатив. Вставити в гіпсовий розчин технологічну трубку.</p>	
<p>Після повного застигання гіпсу розрізати негатив уздовж латеральної стінки й звільнити гіпсову модель.</p>	
<p>Відновити на моделі позначені лінії.</p>	

Продовження таблиці 6.10

<p>Позначити зону корекції латеральної стінки моделі.</p>	
<p>Надати гіпсовій моделі необхідної форми. Напівкруглим рашпілем сформувати фронтальну поверхню, зробити її плоскою в зоні переднього пелота й поступово округлити дистально.</p>	
<p>Латеральна стінка моделі має проходити паралельно до кістки стегна, нижче від великого вертлюга й виходити на позначену лінію корекції вище від нього.</p>	

Продовження таблиці 6.10

Обробити модель у зоні підсідничного горба, надати їй плавної округленої форми.






Визначити зону корекції моделі в зоні промежини. Медіальна стінка має бути на 1–2 см нижча від ділянки підсідничного горба (залежно від зросту пацієнта й об'ємів кукси), щоб уникнути зайвого тиску на лобкову кістку.



Скорегувати модель у зоні промежини. Для цього накласти шар гіпсу за визначеною лінією корекції.



Продовження таблиці 6.10

<p>Скорегувати модель у зоні привідного м'яза шаром гіпсу завтовшки 1–1,5 см.</p>	
<p>Визначити величини скорочення об'ємних розмірів моделі. Вони становлять 5–8% (залежно від довжини кукси й комплекції пацієнта) вільного розміру кукси в проксимальному відділі, поступово зменшуючись до 0% у дистальному відділі. Скоротити об'ємні розміри моделі на визначені величини. Зайві шари гіпсу можна знімати вздовж дорсальної, вентральної та медіальної поверхнях, водночас не змінювати форму моделі.</p>	
<p>Скорегувати модель у зоні кісткового опилу. Шар гіпсу завтовшки 1–2 см накладається локально під кістковим опилом у дистальному відділі.</p>	

Продовження таблиці 6.10

<p>Перевірити об'ємні розміри моделі на відповідність скорегованим розмірам. Занотувати ці розміри в бланк замовлення.</p>	 <p>The diagram shows a line drawing of a human leg with various measurement points indicated by horizontal lines. A vertical dimension of 27 is shown on the left. To the right, there is a table correlating measurements with shoe sizes:</p> <table border="1" data-bbox="1236 302 1436 481"> <tr> <td>47.5 - 43</td> <td>44.5</td> </tr> <tr> <td>45 - 41</td> <td>43</td> </tr> <tr> <td>41 - 38</td> <td>40</td> </tr> <tr> <td>37 - 35</td> <td>36.5</td> </tr> <tr> <td>30</td> <td>30</td> </tr> </table> <p>Below the table, there are labels: 'середні розміри нудьок' (average shoe sizes) and 'розміри на позивку' (sizes for the cast).</p>	47.5 - 43	44.5	45 - 41	43	41 - 38	40	37 - 35	36.5	30	30
47.5 - 43	44.5										
45 - 41	43										
41 - 38	40										
37 - 35	36.5										
30	30										
<p>Установити модель у слюсарні лещата. Змастити його ізоляційним кремом.</p>	 <p>A photograph showing a person's hands holding a leg model. The model is held in a dental clamp. A white container with red cream is being used to apply the cream to the model's surface.</p>										
<p>Натягнути на модель тонкий трикотажний рукав.</p>	 <p>A photograph showing a person's hands stretching a white, thin-knit fabric sleeve over the leg model. The model is still held in the dental clamp.</p>										

Продовження таблиці 6.10

<p>Накласти на модель лонгети із 8–10 шарів зволоженого гіпсового бинта</p>	
<p>і щільно розгладити їх на поверхні моделі.</p>	
<p>Після застигання бинтів потягнути за трикотажний рукав і зняти приміркову гіпсову гільзу з моделі.</p>	

Продовження таблиці 6.10

Висушити примірювальну гільзу в термічній шафі за температури 50–60 °С.



Надягти примірювальну гільзу на куксу. Щільно й зручно розмістити в ній м'які тканини. Закріпити примірювальну гільзу в кільці опорної стійки, розташувати її таким чином, щоб таз був у положенні рівноваги.



Оцінити якість посадки кукси в гільзі. Звернути увагу на правильне розташування кісток таза, привідного м'яза, щільне прилягання проксимального краю гільзи до кукси, відсутність больових відчуттів і дискомфорту в посадці. Якщо потрібно, доопрацювати модель відповідно до зауваг пацієнта, повторити виготовлення примірювальної гільзи та примірювання.



Продовження таблиці 6.10

Розмітити за допомогою подвійного виска базові лінії побудови протеза у фронтальній площині (лінія проходить крізь тазостегновий суглоб)



і в сагітальній площині (лінія проходить крізь великий вертлюг).



Зашліфувати позитив.



Продовження таблиці 6.10

Висушити гіпсову модель у термічній шафі за температури 50–60°C.



Готова гіпсова модель.
Медіальна проєкція.



Вентральна проєкція.



Кінець таблиці 6.10

<p>Дорсальна проєкція.</p>	
<p>Латеральна проєкція.</p>	
<p>Вигляд моделі з дистального боку. Блакитним кольором показані зони нанесення додаткових шарів гіпсу для розвантаження чутливих зон.</p>	




Таблиця 6.11 – Виготовлення поперечно-овальної приймальної гільзи протеза стегна

<p>Розташувати гіпсову модель на вакуумній установці. Для зручності встановлення опорного адаптера орієнтувати її таким чином, щоб перенесені з примірювальної гільзи базові лінії розташовувалися вертикально. Заміряти периметр вентрального краю моделі.</p>	
<p>За розмірами гіпсової моделі підібрати необхідний типорозмір ізоляційного чохла або виготовити чохол власноруч.</p>	
<p>Загорнути ізоляційний чохол у зволожений рушник і витримати 2–3 хв.</p>	

Продовження таблиці 6.11

<p>Обробити внутрішню поверхню чохла тальком.</p>

Продовження таблиці 6.11

<p>Відкрити відповідний кран вакуумної установки. Тиск має дорівнювати $[(-0,6)-(-0,8)] \text{ кг/см}^2$. Перевірити відсутність складок на чохлах і герметичність ізоляції. Обрізати залишки чохла нижче від рівня герметизації ножицями.</p>	
<p>Визначити кількість і розміри армувальних чохлах відповідно до розмірів гіпсової моделі й бажаної міцності гільзи. Обтягнути модель 3–5 парами шарів (половиною загальної кількості) трикотажного рукава.</p>	
<p>Відрізати стрічку карбонової тканини завширшки 6–8 см...</p>	

Продовження таблиці 6.11

...і накласти її на трикотажні рукави в проксимальній зоні моделі, підсиливши цим кільце посадки.



Установити на дистальному відділі моделі опорний адаптер. Адаптер має розташовуватися в базових лініях побудови протеза.



Обтягнути модель залишеними шарами трикотажного рукава.



Продовження таблиці 6.11

Виготовити зовнішній ізоляційний чохол за аналогією з виготовленням внутрішнього чохла, але дистальний відділ зовнішнього чохла зварювати не потрібно. Натягнути вологий чохол на модель, розправити зморшки та ізолювати на трубці вакуумної установки.



Приготувати зв'язувальну речовину.



Залити речовину у верхній отвір чохла. Її кількість визначається залежно від розмірів гіпсової моделі й кількості армувальних шарів.



Продовження таблиці 6.11

Зав'язати отвір чохла й увімкнути другий канал вакуумної установки.



Рівномірно розподілити зв'язувальну речовину на всій поверхні складня.



Щільно ізолювати верхній отвір чохла гумовою стрічкою та розправити зморшки на чохлі.



Кінець таблиці 6.11

Витримати модель до повної полімеризації та вимкнути установку.





За допомогою електричної пили обрізати проксимальну частину гільзи від зайвого ламінату й зняти гільзу з гіпсової моделі.






Обробити проксимальну частину гільзи.



Таблиця 6.12 – Складання протеза стегна

<p>Позначити положення отвору під вакуумний клапан і прорізати цей отвір.</p>	
<p>Приготувати із смоли, затверджувача, барвника й наповнювача легку шпаклівку. Нанести її на лінію розташування кільця вакуумного клапана</p>	
<p>та приклеїти кільце клапана.</p>	

Продовження таблиці 6.12

<p>Зібрати опорний адаптер.</p>	
<p>Приєднати до гільзи колінний вузол.</p>	
<p>Зібрати стопу із щиколоткою.</p>	

Продовження таблиці 6.12

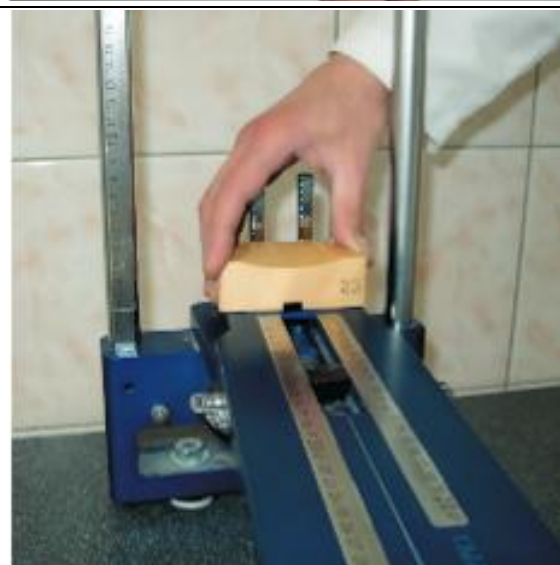
Визначити величину «ефективної висоти каблука», яка становить різницю між висотою каблука...



...і товщиною підошви.

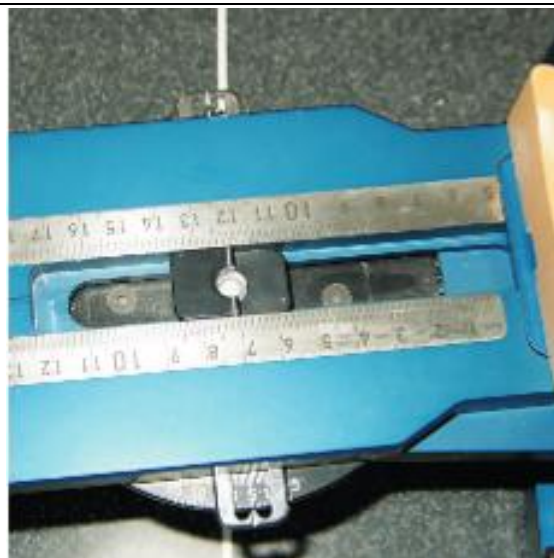


Установити на платформу протезоміра відповідний імітатор каблука.



Продовження таблиці 6.12

Налаштувати платформу приладу відповідно від розміру й типу стопи та боку ампутації необхідним чином. Зафіксувати протезомір.






Установити на платформу протезоміра штучну стопу.




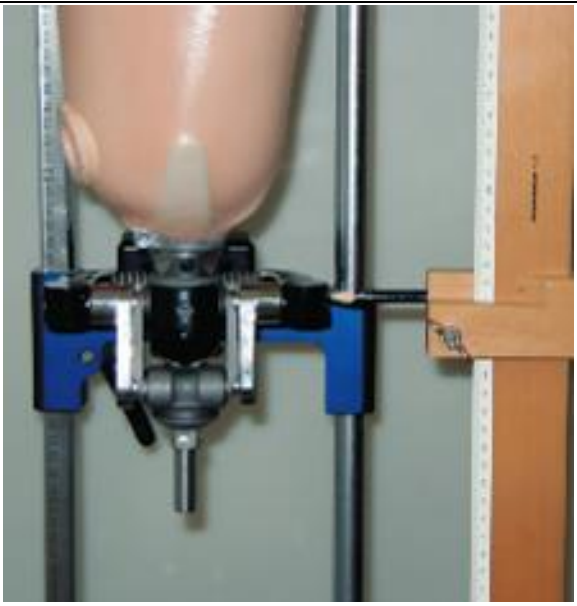

Приєднати до модуля стопи й щиколотки адаптер.



Продовження таблиці 6.12

<p>Надягти на куксу гільзу протеза.</p>	
<p>Запропонувати пацієнтові спертися на кільце опорної стійки. Підняти платформу до висоти рівноваги таза.</p>	
<p>Визначити розмір «коліно – підлога». Зняти гільзу з кукси.</p>	

Продовження таблиці 6.12

<p>Установити колінний механізм в губки протезоміра. Підняти його на необхідну висоту.</p>	
<p>Проконтролювати розмір «коліно – підлога».</p>	
<p>Визначити необхідну довжину несного модуля й відрізати її.</p>	

Продовження таблиці 6.12

<p>З'єднати несний модуль з модулями «колінний механізм – гільза» й «стопа – щиколотка».</p>	
<p>Попереднє складання протеза здійснюється в механічному чи оптичному протезомірі. У сагітальній площині базова лінія (1) має проходити крізь великий вертел на визначеній виробником відстані від колінного вузла й середину шарнірної стопи (2), або розташовуватися на 1–2 см позаду від середини безшарнірної стопи. Вісь гільзи нахилиється приблизно на 5° до вертикалі. У фронтальній площині базова лінія має проходити крізь тазостегновий суглоб, середину колінного шарніра й середину стопи.</p>	
<p>Установити зібраний протез у протезомір. Юстувати протез у фронтальній...</p>	

Продовження таблиці 6.12

...і сагітальній площинах.



Запропонувати пацієнтові надягти протез.
Контролювати висоту протеза й
відсутність у пацієнта болісних відчуттів.
Оцінити коректність схеми побудови
протеза у фронтальній...



Кінець таблиці 6.12

...і сагітальній площинах.




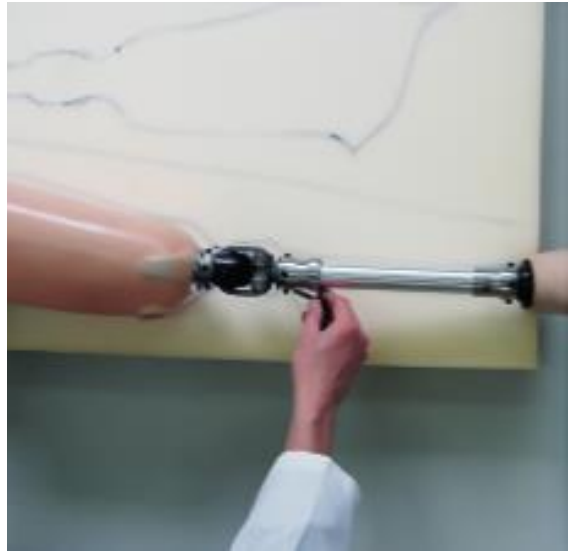

У разі відсутності зауваг запропонувати пацієнтові пройтись.
За необхідності скорегувати схеми побудови протеза й форми гільзи.

Увага!

Ходьба здійснюється в брусах!



Таблиця 6.13 – Косметичне облицювання протеза стегна

<p>Після усунення всіх зауваг перейти до косметичного облицювання протеза. Закріпити всі гвинти сполукою для фіксації різьбових з'єднань.</p>	
<p>Покласти протез на лист пінополіуретану й обвести його внутрішні й зовнішні контури.</p>	
<p>Вирізати в листах пінополіуретану порожнини, у яких буде розміщено протез. Нанести клей на внутрішні порожнини пінополіуретанових листів і поверхню протеза. Вклеїти протез у порожнину пінополіуретанових листів.</p>	

Кінець таблиці 6.13

Обробити пінополіуретан, надати йому форми й розмірів ноги пацієнта.



Надягти поверх протеза косметичну панчоку.



Результат протезування

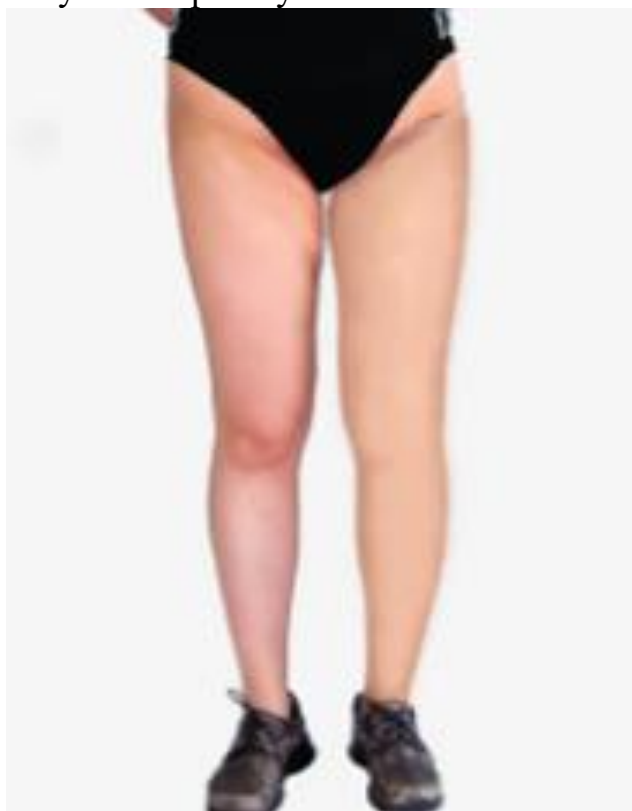


Рисунок 6.12 – Зовнішній вигляд пацієнта УкрНДІ протезування в протезі стегна

6.4.2 Технології виготовлення протеза стегна з поздовжньо-овальною приймальною гільзою

У табл. 6.14–6.17 наведені основні технологічні етапи виготовлення протеза стегна з поздовжньо-овальною приймальною гільзою. На рис. 6.13 подано результат протезування в УкрНДІпротезування.

Таблиця 6.14 – Виготовлення гіпсової моделі

<p>Оглянути куксу пацієнта. Визначити її стан і можливість перенесення навантаження зонами, що придатні до цього. Визначити наявність або відсутність контрактури в тазостегновому суглобі. Визначити кут згинальної установки кукси в сагітальній площині.</p>	
<p>Нанести на куксу тонкий шар ізоляційного крему. Надягти на куксу захисний чохол.</p>	

Продовження таблиці 6.14

Виконати маркування захисного чохла в сагітальній площині. Нанести лінії:

- кісткових виступів (великого вертлюга, кісткового опилу);
- проходження проксимального краю гільзи;
- локальних зон, що підлягають розвантаженню.

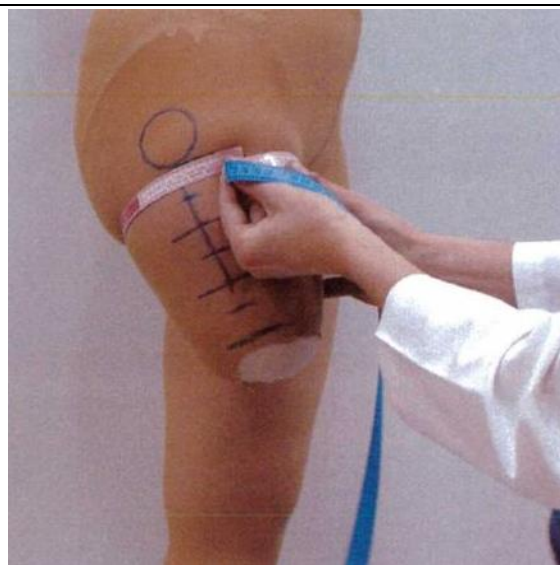


Виконати маркування захисного чохла у фронтальній площині. Нанести лінії:



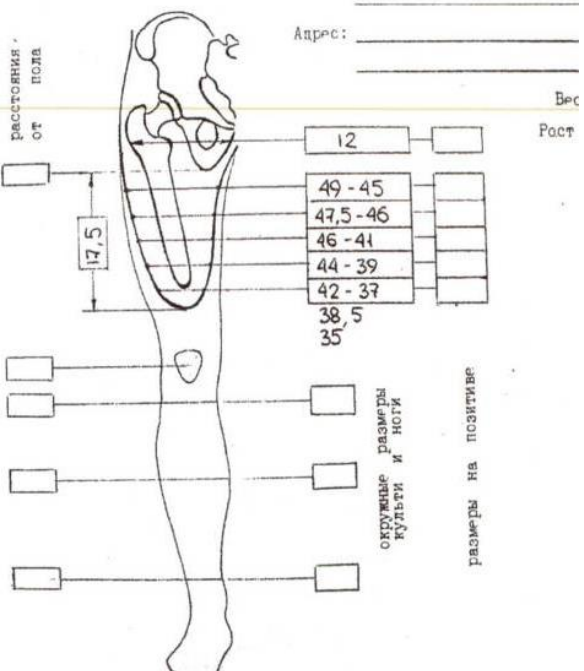
- кісткових виступів (крила таза, привідного м'яза);
- локальних зон, що підлягають розвантаженню.



Виміряти довжину кукси від промежини й об'ємних розмірів, починаючи від великого вертлюга й дистально від нього через кожні 2,5 см.



Продовження таблиці 6.14

<p>Надати куксі стегна приведені положення та зробити медіально-латеральний вимір кісткових структур таза.</p>																	
<p>Кістковий медіально-латеральний розмір таза – відстань між нижньою гілкою лобкової кістки й великим вертлюгом.</p>																	
<p>Занотувати розміри кукси в бланк замовлення.</p>	 <p>Адрес: _____</p> <p>Вес _____ Рост _____</p> <table border="1" data-bbox="1161 1384 1358 1570"> <tr> <td>12</td> <td></td> </tr> <tr> <td>49 - 45</td> <td></td> </tr> <tr> <td>47,5 - 46</td> <td></td> </tr> <tr> <td>46 - 41</td> <td></td> </tr> <tr> <td>44 - 39</td> <td></td> </tr> <tr> <td>42 - 37</td> <td></td> </tr> <tr> <td>38,5</td> <td></td> </tr> <tr> <td>35</td> <td></td> </tr> </table> <p>окружные размеры кулеги и ноги</p> <p>размеры на позитиве</p>	12		49 - 45		47,5 - 46		46 - 41		44 - 39		42 - 37		38,5		35	
12																	
49 - 45																	
47,5 - 46																	
46 - 41																	
44 - 39																	
42 - 37																	
38,5																	
35																	

Продовження таблиці 6.14

Надати тазу положення рівноваги й зафіксувати цю зону п'ятьма шарами зволоженого гіпсового бинта.



Накласти на зону промежини лонгету із 5–6 шарів зволоженого гіпсового бинта.



Накласти на куксу п'ять шарів еластичного гіпсового бинта й закріпити його ще 5–6 шарами гіпсового бинта. Надати куксі приведенне положення.



Продовження таблиці 6.14

<p>Моделювати гіпсовий негатив. Операцію виконують двоє фахівців-техніків. Перший перебуває перед пацієнтом і робить медіальний захват сідничного горба й дорсальний захват великого вертлюга.</p> <p>Другий технік перебуває позаду від пацієнта й підтримує сідничний горб і приведення кісткового опилу.</p>	
<p>Положення пальців першого техніка під час моделювання негатива:</p> <ul style="list-style-type: none">– пальці однієї руки розташовані в площині сідничного горба з медіального боку й захоплюють сідничний горб на 3–4 см в проксимальному напрямку;– пальці другої руки дорсально охоплюють великий вертлюг.	
<p>Положення пальців другого техніка:</p> <ul style="list-style-type: none">– пальці однієї руки розташовані в площині сідничного горба й здійснюють його підхват;– пальці другої руки здійснюють боковий натиск на стегно та приводять його на максимально можливий кут.	

Продовження таблиці 6.14

Після застигання гіпсових бинтів провести на тазовій частині негатива центральні лінії (вентральну й дорсальну), що визначають сагітальну площину тіла.






Розрізати негатив збоку й зняти з кукси.



Обрізати негатив уздовж ліній, що визначають сагітальну площину.



Продовження таблиці 6.14

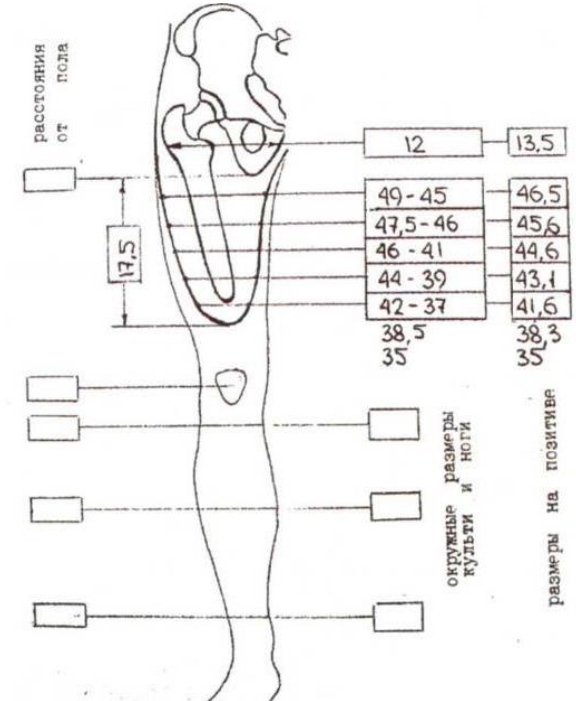
<p>Відновити на внутрішній поверхні негатива лінії розмітки.</p>	
<p>Підготувати негатив до заливання гіпсовим розчином, для чого закрити медіальну частину негатива лонгетою з 4–5 шарів зволоженого гіпсового бинта й обробити всередині тальком.</p>	
<p>Приготувати гіпсовий розчин і заповнити ним негатив. Вставити в гіпсовий розчин технологічну трубку.</p>	

Продовження таблиці 6.14

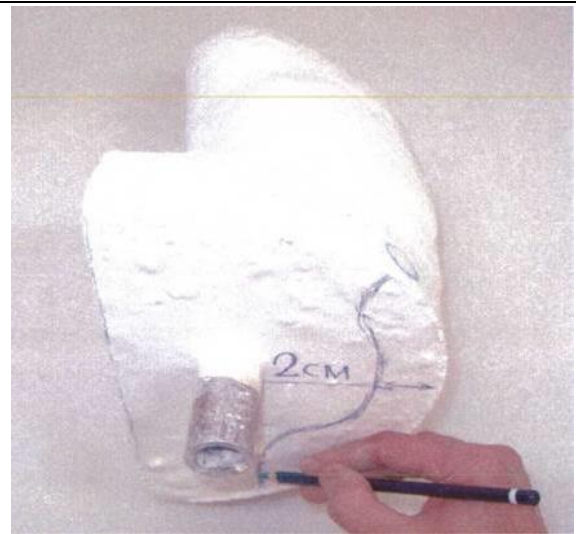
Після повного застигання гіпсу розрізати негатив по латеральній стінці та звільнити гіпсову модель.



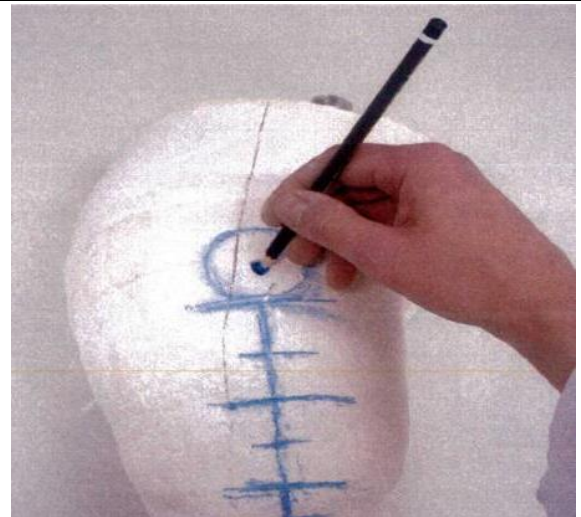


Визначити міру корекції моделі:
 – для вміщення в гільзу м'яких тканин кукси кістковий медіально-латеральний розмір збільшується на 1,5–2 см;
 – величини скорочення об'ємних розмірів позитива становлять 3–5% (залежно від довжини кукси й комплекції пацієнта) вільного розміру кукси в проксимальному відділі, поступово зменшуючись до 0% в дистальному відділі. Занотувати ці показники в бланк замовлення.






Позначити зону корекції латеральної стінки моделі.



Продовження таблиці 6.14

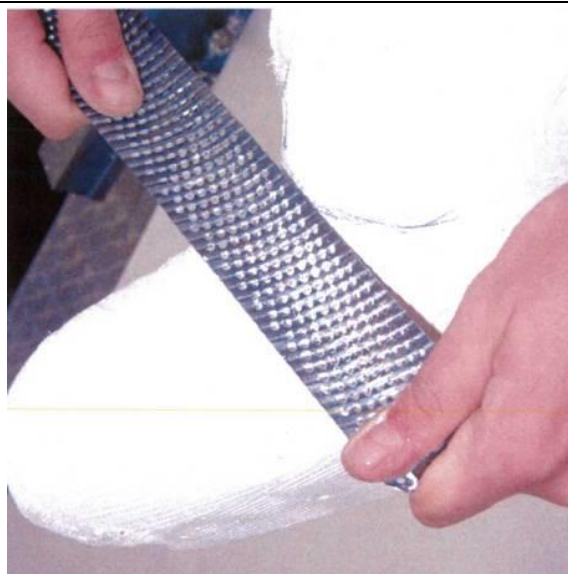
<p>Під час оброблення латеральної поверхні моделі наявна розмітка буде порушена. Для можливості її точного відновлення необхідно зробити в центрі великого вертлюга конусне поглиблення. Зафарбувати його акварельним олівцем.</p>	
<p>Зняти по латеральній поверхні моделі в ділянці великого вертлюга шар гіпсу до отримання необхідного медіально-латерального розміру кісткових структур таза. Час від часу поглиблювати отвір у центрі великого вертлюга й поновлювати позначені лінії.</p>	
<p>Попередньо контролювати на моделі медіально-латеральний розмір кісткових структур таза.</p>	

Продовження таблиці 6.14

<p>Сформувати латеральну стінку. Вона має проходити паралельно стегновій кістці, нижче від великого вертлюга й виходити на позначену лінію корекції вище від нього. Висота стінки й міра корекції моделі в цій зоні визначаються із здатності стінки утримувати куксу в стані аддукції.</p>	
<p>Скорегувати модель у зоні між латеральною та дорсальною групами м'язів.</p>	
<p>Позначити на моделі лінію проходження вентрального краю гільзи. Вона відповідає паховій складці. Напівкруглим рашпілем сформувати вентральну поверхню моделі, створивши її плоскою в зоні переднього пелота й поступово округлити дистально.</p>	

Продовження таблиці 6.14

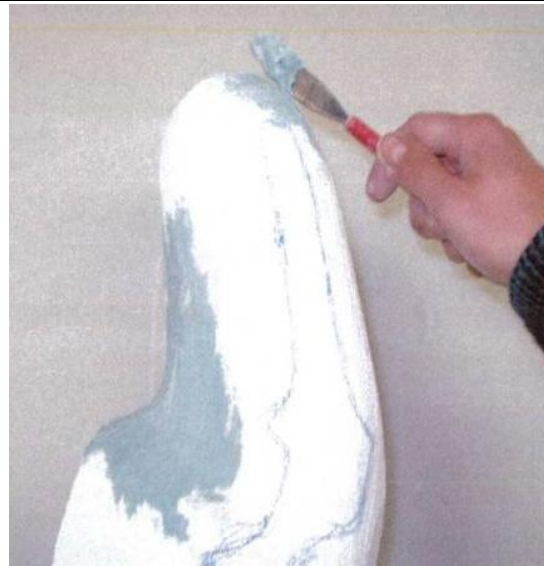
Позначити на моделі лінію проходження дорсального краю гільзи. Вона проходить по великому сідничному м'язу. Обробити модель по дорсальній поверхні, надати їй плавної округленої форми.






Скорегувати модель у зоні привідного м'яза шаром гіпсу завтовшки 1–1,5 см.



Скорегувати модель у зоні кісткового опилу. Шар гіпсу завтовшки 1–2 см накладається локально під кістковим опилом у дистальному напрямку.



Продовження таблиці 6.14

<p>Визначити на медіальній поверхні моделі точку виходу з гільзи нижньої гілки лобкової кістки, лінію напрямку медіального краю гільзи та лінію поглиблення під сідничний горб.</p>	
<p>Скорегувати зону виходу із гільзи нижньої гілки лобкової кістки шаром гіпсу завтовшки 0,5–1 см (залежно від зросту пацієнта та розмірів кукси). Вирівняти тонким шаром гіпсу зону поглиблення під сідничний горб.</p>	
<p>Вирівняти переходи між шарами гіпсу, надати моделі плавну округлену форму.</p>	

Продовження таблиці 6.14

Скорегувати об'ємні розміри моделі за розмірами, визначеними в бланку замовлення. Зайві шари гіпсу можна знімати по дорсальній, вентральній і медіальній поверхнях моделі, не змінюючи її загальної форми. Перевірити на моделі медіально-латеральний розмір кісткових структур таза й об'ємні розміри на відповідність скорегованим розмірам.



Зашліфувати позитив.



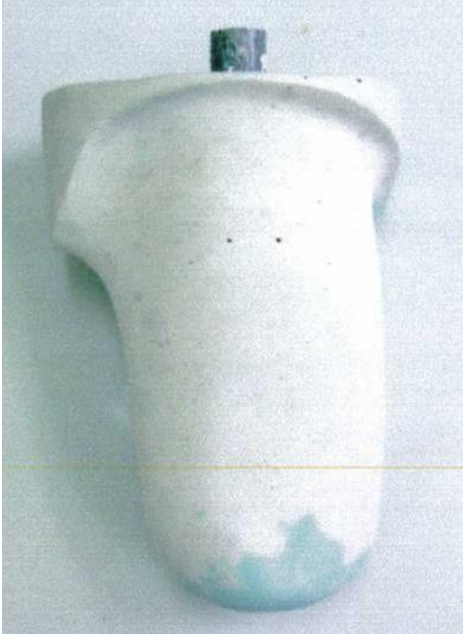


Висушити гіпсову модель у термічній шафі за температури 50–60°C.



Продовження таблиці 6.14

<p>Готова гіпсова модель. Медіальна проєкція.</p>	
<p>Вентральна проєкція.</p>	
<p>Дорсальна проєкція.</p>	

Продовження таблиці 6.14

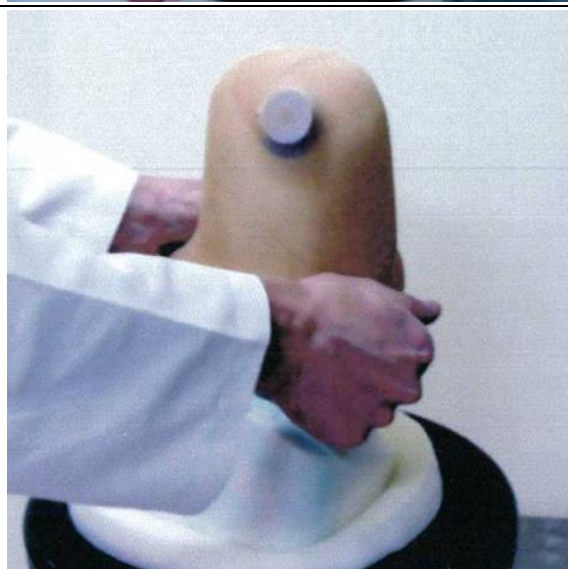
<p>Латеральна проєкція.</p>	
<p>Вигляд моделі з дистального боку. Блакитним кольором показані зони нанесення додаткових шарів гіпсу для розвантаження чутливих зон.</p>	
<p>Визначити розташування й закріпити за допомогою технологічного шурупа на дистальному відділі моделі імітатор вакуумного клапана.</p>	

Продовження таблиці 6.14

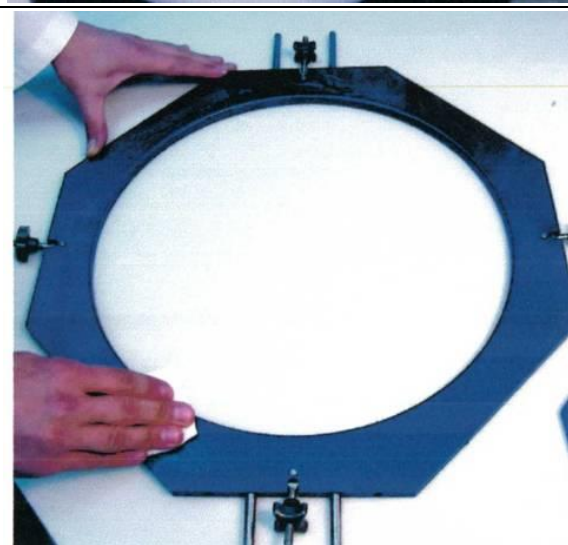
Установити модель на ущільнювальний диск вакуумної трубки. Між моделлю й диском помістити дренажне кільце із поролону завтовшки 2 см.



Натягнути на модель тонкий трикотажний рукав. Обробити його тальком.

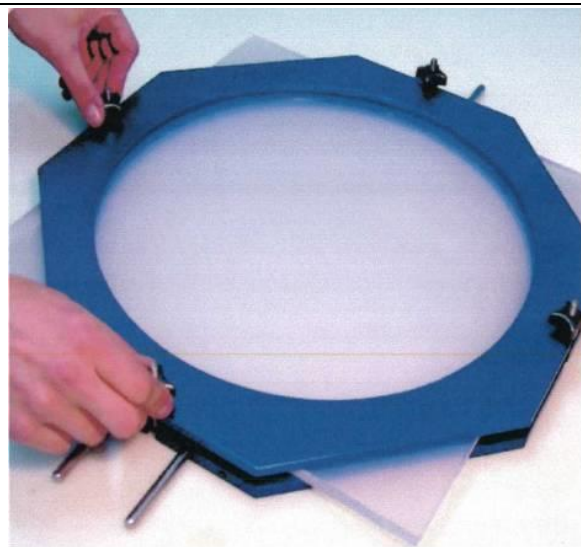


Промазати кільця рами для глибокого витягування силіконом.

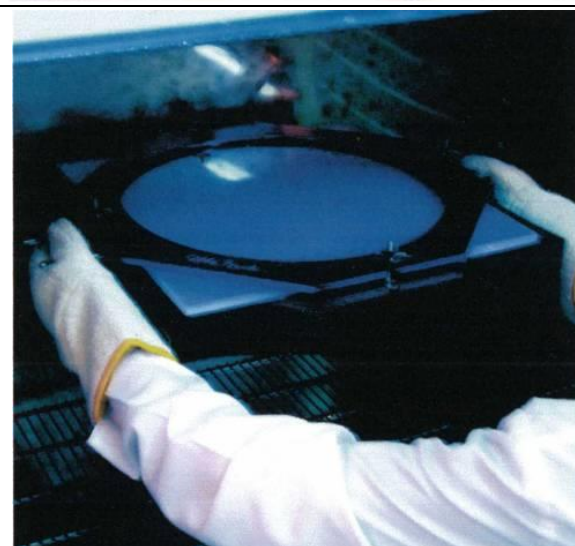


Продовження таблиці 6.14

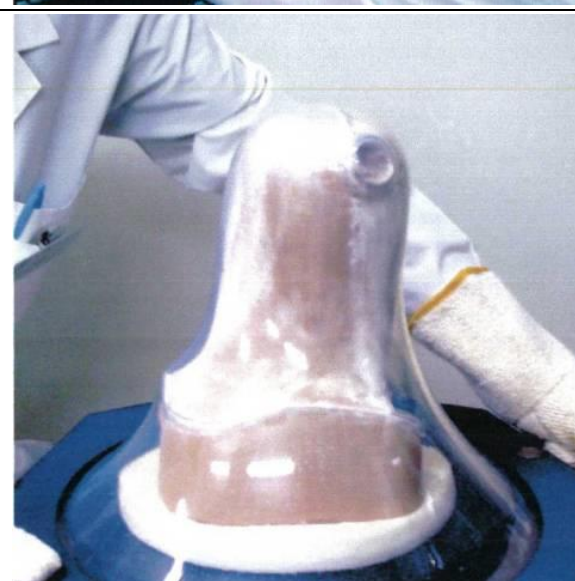
Вкласти в раму лист термопластичного матеріалу, призначеного для виготовлення тестових гільз. Закріпити лист струбцинами рами.



Помістити раму із заготовкою в термічну шафу, нагріту до температури, зазначеній виробником матеріалу. Довести заготовку до робочого стану, для якого властиве провисання матеріалу по центру на 10–20 см (залежно від товщини заготовки й довжини гіпсової моделі).



Після набуття матеріалом робочого стану обережно обтягнути ним модель,



Продовження таблиці 6.14

ізолювати матеріал по гумовому кільцю та увімкнути кран вакуумної установки. Тиск має дорівнювати $[(0,6) - (-0,8)] \text{ кг/см}^2$. Контролювати якість прилягання матеріалу до моделі. Вимкнути вакуумну установку після 15 хв.



Коли матеріал охолоне, обрізати й зняти примірювальну гільзу з моделі.



Обробити проксимальний контур гільзи.



Продовження таблиці 6.14

Зашліфувати проксимальний контур гільзи.



Спираючись на кільце опорної стійки, надягти примірювальну гільзу на куксу. Щільно й зручно розмістити в ній м'які тканини. Витягти з гільзи протяжку. Виставити кільце опорної стійки таким чином, щоб таз був у положенні рівноваги.




Оцінити якість посадки кукси в гільзі. Звернути увагу на правильне розташування кісток таза, привідного м'яза, щільне прилягання проксимального краю гільзи до кукси, відсутність больових відчуттів і дискомфорту в посадці, відсутність змін у кольорі шкіри кукси. Якщо потрібно, доопрацювати гіпсову модель відповідно до зауваг, повторити виготовлення примірювальної гільзи та примірювання.




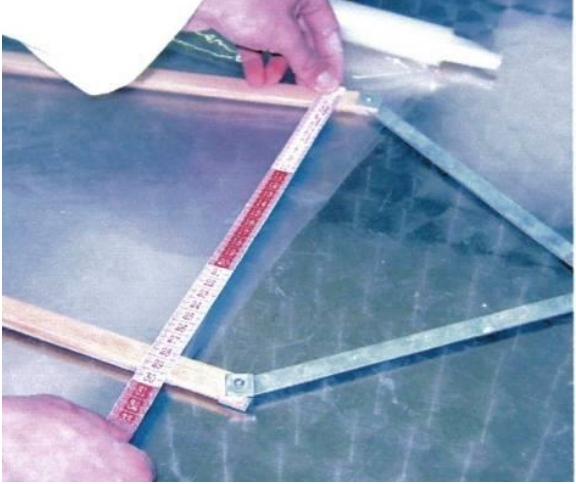

Кінець таблиці 6.14

<p>Розмітити за допомогою подвійного виска базові лінії побудови протеза у фронтальній площині (лінія проходить крізь тазостегновий суглоб) і в сагітальній площині (лінія проходить крізь великий вертлюг).</p>	
<p>Перенести з примірювальної гільзи на гіпсову модель лінії побудови протеза.</p>	

Таблиця 6.15 – Виготовлення поздовжньо-овальної приймальної гільзи

<p>Розташувати гіпсову модель на вакуумній установці. Для зручності розміщення опорного адаптера орієнтувати її таким чином, щоб перенесені з примірювальної гільзи базові лінії розташовувалися вертикально.</p>	
---	--

Продовження таблиці 6.15

<p>Заміряти периметр вентрального краю моделі.</p>	
<p>За розмірами гіпсової моделі підібрати необхідний типорозмір ізоляційного чохла або виготовити чохол власноруч.</p>	
<p>Загорнути ізоляційний чохол у зволожений рушник і витримати 2–3 хв.</p>	

Продовження таблиці 6.15

<p>Обробити внутрішню поверхню чохла тальком.</p>

Продовження таблиці 6.15

<p>Відкрити відповідний кран вакуумної установки. Тиск має дорівнювати $[(-0,6)-(-0,8)] \text{ кг/см}^2$. Перевірити відсутність складок на плівці й герметичність ізоляції. Обрізати залишки чохла нижче від рівня герметизації ножицями.</p>	
<p>Внутрішній шар гільзи бажано виготовляти з перлону або фільц дакрону. Обгорнути гіпсову модель фільц дакронем і перенести на нього розміри й форму моделі.</p>	
<p>Зшити лист фільц дакрону за позначеними лініями. Вирізати вздовж контура.</p>	



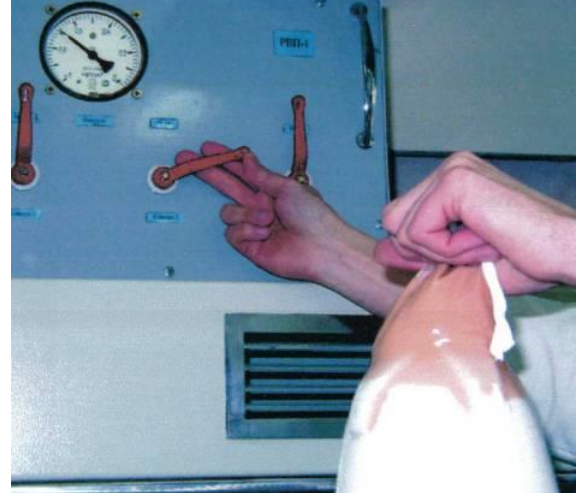
Продовження таблиці 6.15

<p>Обтягнути модель зшитою оболонкою.</p>	
<p>Визначити кількість і розміри армувальних чохлів відповідно до розмірів гіпсового позитива й бажаної міцності гільзи. Обтягнути модель 3–5 парами шарів трикотажного чохла (половиною загальної кількості).</p>	
<p>Відрізати стрічку карбонової тканини завширшки 6–8 см.</p>	
<p>Накласти стрічку на трикотажні рукави в проксимальній зоні моделі, закріпивши цим кільце посадки.</p>	



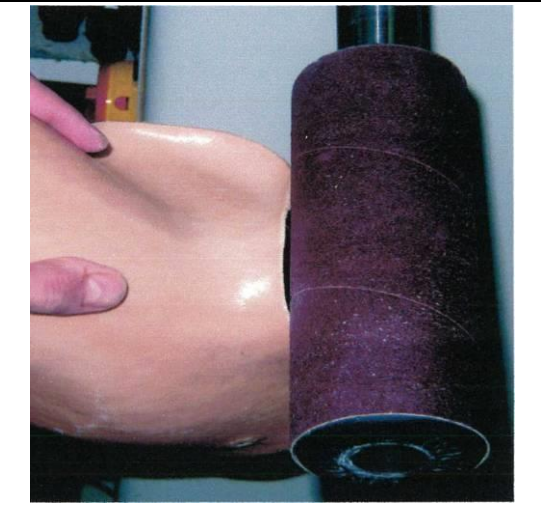

Продовження таблиці 6.15

<p>Підігнути пелюстки опорного адаптера й установити його на дистальному відділі моделі в базових лініях побудови протеза.</p>	
<p>Обтягнути модель шарами трикотажного рукава, що залишились.</p>	
<p>Виготовити зовнішній ізоляційний чохол за аналогією з виготовленням внутрішнього чохла, але дистальний відділ зовнішнього чохла зварювати не треба. Натягнути вологий чохол на модель, розправити зморшки та ізолювати на трубці вакуумної установки.</p>	

Продовження таблиці 6.15

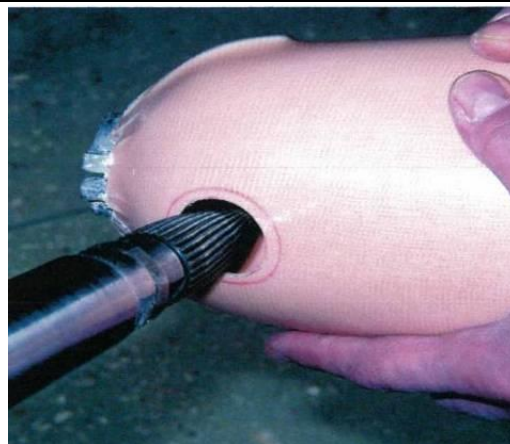
<p>Приготувати зв'язувальну речовину.</p>	
<p>Речовину залити у верхній отвір чохла. Кількість зв'язувальної речовини визначається залежно від розмірів гіпсової моделі й кількості армувальних шарів.</p>	
<p>Зав'язати отвір чохла й увімкнути другий канал вакуумної установки.</p>	

Кінець таблиці 6.15

<p>Рівномірно розподілити зв'язувальну речовину на всій поверхні складня. Щільно ізолювати верхній отвір чохла гумовою стрічкою та розправити зморшки на чохлі. Витримати модель до повної полімеризації зв'язувальної речовини й вимкнути насос.</p>	
<p>Обрізати проксимальну частину гільзи від зайвого ламінату й зняти гільзу з гіпсової моделі.</p>	
<p>Обробити проксимальну частину гільзи.</p>	
<p>Зовнішній вигляд посадкового кільця гільзи.</p>	

Таблиця 6.16 – Складання протеза стегна

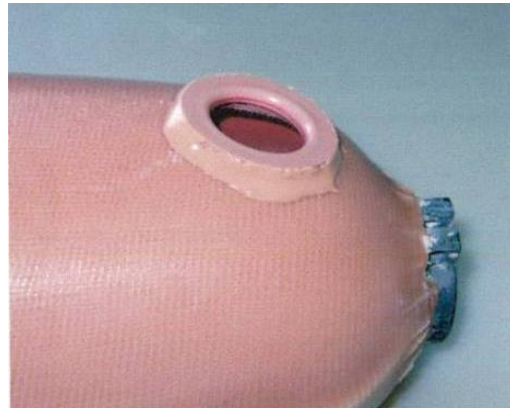
Позначити положення отвору під вакуумний клапан і прорізати цей отвір.



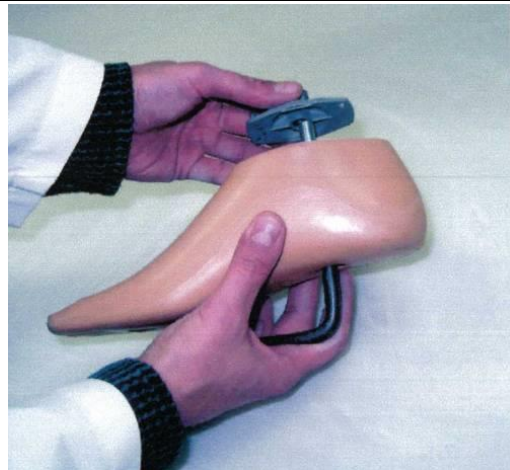
Приготувати зі смоли, затверджувача, барвника й наповнювача легку шпаклівку. Нанести її на лінію розташування кільця вакуумного клапана.



Приклеїти кільце клапана.




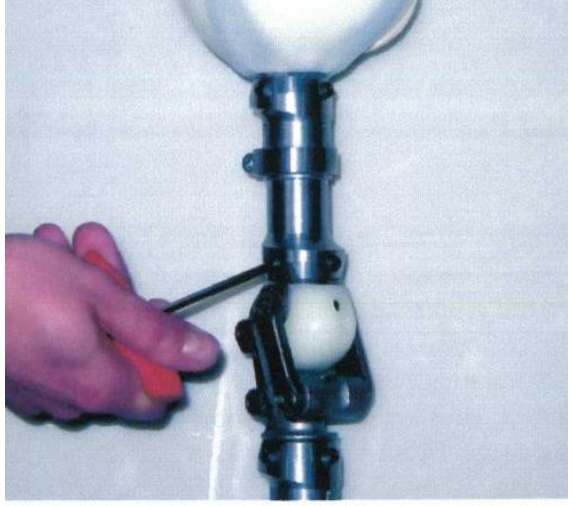


Зібрати стопу із щиколоткою.



Продовження таблиці 6.16

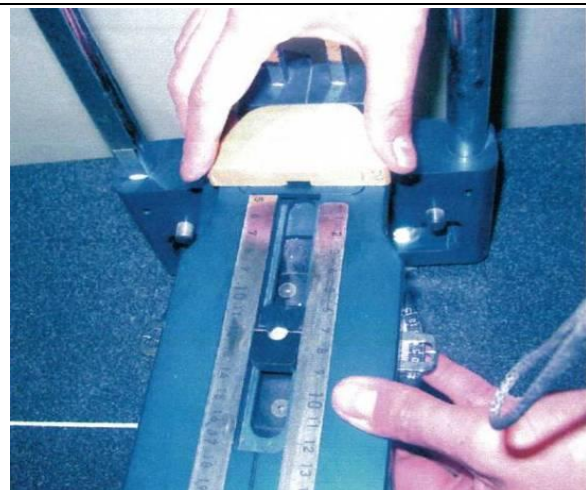
<p>Приєднати несний модуль до модуля стопи із щиколоткою.</p>	
<p>Визначити необхідну довжину несного модуля й відрізати його зайву частину. З'єднати колінний вузол з адаптером і несним модулем. Довжина зібраного сегмента «стопа – щиколотка – несний модуль – колінний механізм» має бути на 2 см нижча за відповідну частину збереженої кінцівки.</p>	
<p>Надягти на куксу гільзу протеза, спертися на кільце опорної стійки. Підняти платформу до висоти рівноваги таза. Визначити необхідну висоту протеза.</p>	

Продовження таблиці 6.16

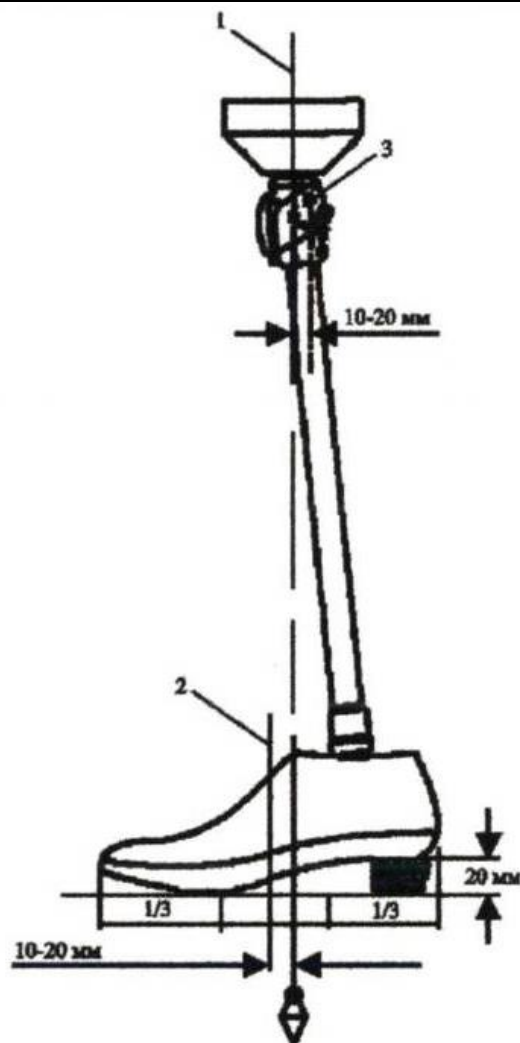
<p>Визначити необхідну довжину несного модуля, що буде розташовуватися між гільзою та колінним вузлом. Укоротити модуль до необхідної довжини.</p>	
<p>Скласти протез.</p>	
<p>Визначити величину «ефективної висоти каблука», що становить різницю між висотою каблука...</p>	
<p>...й товщиною підошви.</p>	

Продовження таблиці 6.16

Встановити на платформу протезоміра відповідний імітатор каблука.
Орієнтувати поверхню приладу залежно від розміру й типу стопи та ампутованого боку необхідним чином. Зафіксувати її.



Попереднє складання протеза виконується в протезомірі – механічному чи оптичному. У сагітальній площині базова лінія (1) має проходити крізь великий вертлюг на визначеній виробником відстані від осі колінного вузла й середину шарнірної стопи (2), або розташовуватися на 1–2 см позаду від середини безшарнірної стопи. Вісь гільзи нахилється приблизно на 5° до вертикалі. У фронтальній площині базова лінія має проходити крізь тазостегновий суглоб, середину колінного вузла й середину стопи.



Продовження таблиці 6.16

Установити зібраний протез у протезомір.
Зафіксувати колінний вузол і стопу.
Юстувати протез у фронтальній...



і сагітальній площинах.



Запропонувати пацієнтові надягти протез.
Контролювати висоту протеза
й відсутність у пацієнта болісних
відчуттів.
Оцінити коректність схеми побудови
протеза у фронтальній...



Кінець таблиці 6.16

...і сагітальній площинах.



У разі відсутності зауваг запропонувати пацієнтові пройтись. За необхідності скорегувати схеми побудови протеза й форми гільзи.

Увага!

Ходьба здійснюється в брусах!

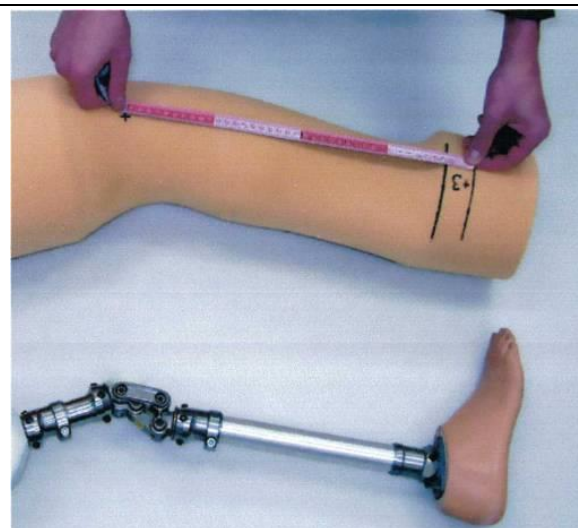


Таблиця 6.17 – Косметичне облицювання протеза стегна

Після усунення всіх зауваг розпочати косметичне облицювання протеза. Зафіксувати всі гвинти (крім гвинтів фіксації адаптера стопи) речовиною для фіксації різьбових з'єднань.



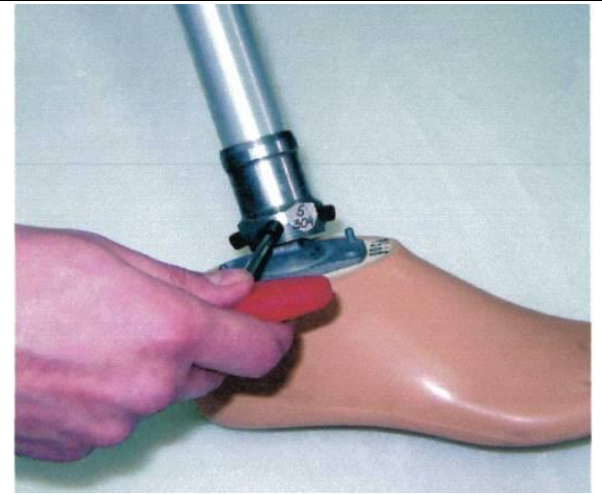

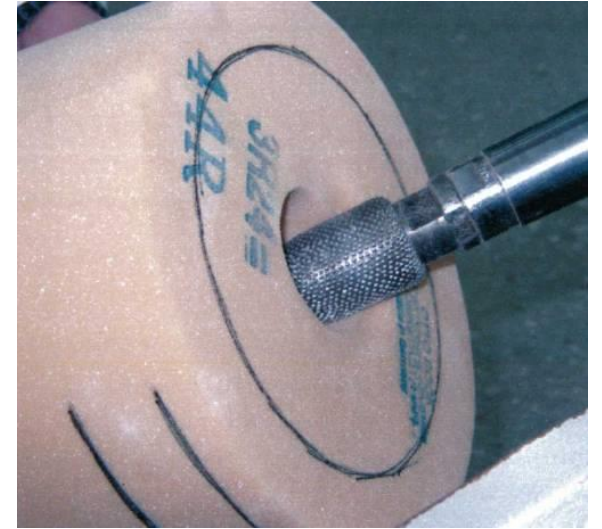
Заміряти на протезі відстані від осі колінного вузла до стопи й до зовнішнього краю гільзи. Збільшити ці розміри на 3 см й перенести їх на косметичну оболонку.



Заміряти периметр проксимального відділу гільзи й перенести цей розмір на відповідний край косметичної оболонки.

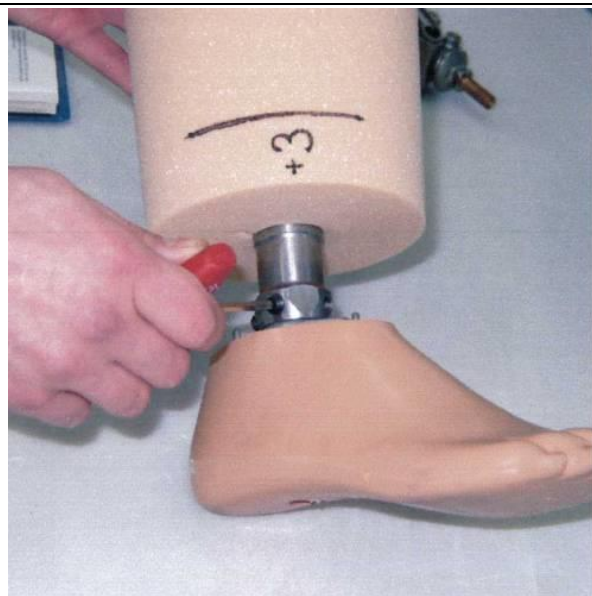


Продовження таблиці 6.17

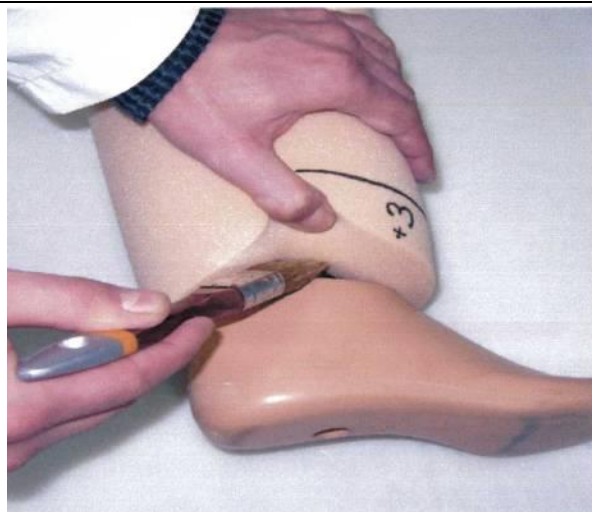
<p>Зняти з протеза модуль стопи із щиколоткою.</p>	
<p>Приєднати до щиколотки накладку, до якої кріпитиметься косметична оболонка. Обробити її відповідно до форми стопи.</p>	
<p>Укоротити косметичну оболонку вздовж позначеної лінії. Зробити в проксимальній частині оболонки порожнину під гільзу протеза.</p>	

Продовження таблиці 6.17

Надягти на протез косметичну оболонку.
Приєднати модуль стопи із щиколоткою до протеза. Закріпити гвинти речовиною для фіксації гвинтових з'єднань.



Приклеїти косметичну оболонку до накладки стопи й до гільзи.



Обробити пінополіуретан, водночас надати йому форми й розміру ноги пацієнта.



Кінець таблиці 6.17

Надягти поверх протеза косметичну панчоку.



Результат протезування



Рисунок 6.13 – Зовнішній вигляд пацієнта УкрНДпротезування в протезі стегна

6.5 Технологія виготовлення протеза після вичленення стегна

Протези призначені для пацієнтів різного віку, які мають ампутації стегна вище від малого вертлюга, екзартикуляції в тазостегновому суглобі, або для протезування надкоротких кукс стегна, якщо неможливо їх протезувати звичайними методами.

Протез складається з корсета, тазостегнового механізму, модуля з'єднання корсета з колінним механізмом, колінного механізму, несного модуля й модуля стопи із щиколоткою (рис. 6.14).

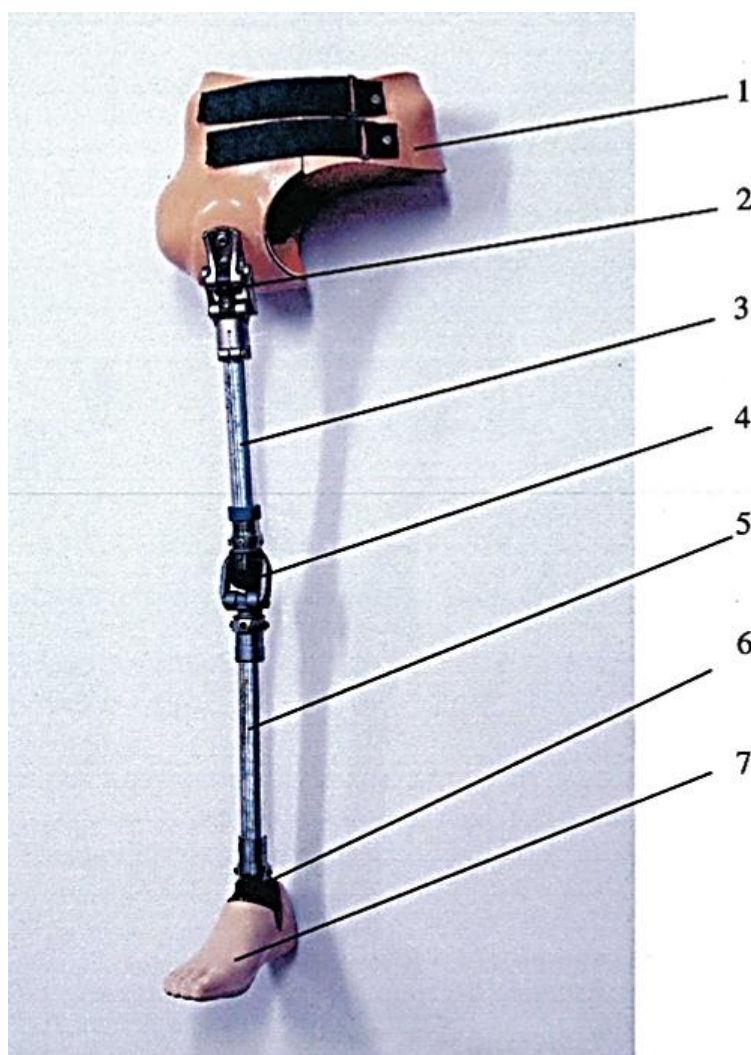


Рисунок 6.14 – Зовнішній вигляд протеза після вичленення стегна:
1 – корсет; 2 – тазостегновий вузол; 3 – несний модуль; 4 – колінний вузол;
5 – несний модуль; 6 – щиколотка; 7 – стопа

У табл. 6.18–6.21 наведені основні технологічні етапи виготовлення протеза після вичленення стегна. На рис. 6.15 подано результат протезування в УкрНДПротезування.

Таблиця 6.18 – Виготовлення гіпсової моделі

<p>Виготовити з трикотажної трубки захисний чохол для гіпсових робіт.</p>	
<p>Оглянути куксу пацієнта. Визначити її стан і можливість перенесення навантаження зонами, що придатні до цього: – сідничним горбом; – м'якими тканинами. Надягти на пацієнта захисний чохол.</p>	
<p>Нанести на чохол лінії розмітки: – клубові кістки; – центральні лінії (вентральну й дорсальну), що визначають сагітальну площину тіла; – локальні зони, що підлягають розвантаженню.</p>	
<p>Зробити виміри об'ємних розмірів на рівні талії та гребенів клубових кісток.</p>	

Продовження таблиці 6.18

<p>Зробити лінійні виміри між верхніми передніми клубовими остями.</p>
--

Продовження таблиці 6.18

<p>Зволожити лонгету й накласти її на куксу. Змодельовати лонгету за рельєфом кукси.</p>	
<p>Перекрити таз по всій поверхні 6–8 шарами зволоженого гіпсового бинта.</p>	
<p>Сперти сідничний горб на платформу опорної стійки для гіпсування. Підняти платформу на висоту рівноваги таза. Запропонувати пацієнтові рівномірно розподілити вагу між нижньою кінцівкою та сідничним горбом на ампутованому боці. Змодельовати негатив.</p>	

Продовження таблиці 6.18

Після застигання бинтів розрізати негатив з латерального боку на протилежному від кукси боці та зняти його з пацієнта.



З'єднати негатив на місці розрізу. Закрити лонгетою із 4–5 шарів гіпсового бинта отвір у нижній частині негатива.

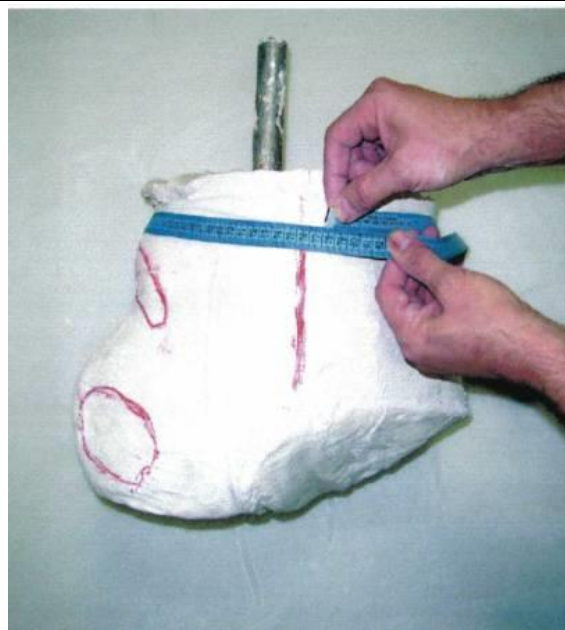


Сушити негатив у термічній шафі. Після висихання підготувати гіпсовий розчин і залити ним негатив. Вставити в цей розчин технологічну трубку. Орієнтувати її по центру негатива.



Продовження таблиці 6.18

Після застигання гіпсового розчину звільнити модель від гіпсових бинтів. Відновити позначені лінії. Визначити величини скорочення об'ємних розмірів позитива. Вони становлять 5–8% (залежно від комплекції пацієнта) вільних розмірів.



Визначити лінію проходження проксимального краю корсета. Вентрально вона має проходити нижче від лінії талії приблизно на 2 см. Дорсально вона проходить уздовж лінії талії.

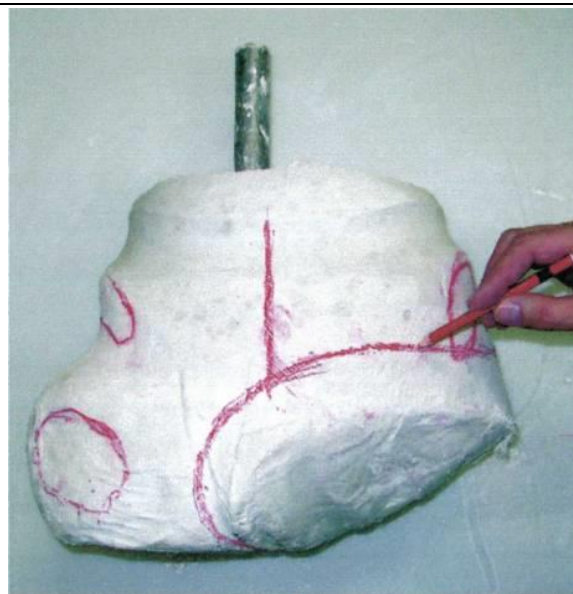


Напівкруглим рашпілем позначити на моделі проходження проксимального краю корсета. Рівномірно зняти шари гіпсу, виконати необхідне скорочення об'ємних розмірів моделі в цій зоні.



Продовження таблиці 6.18

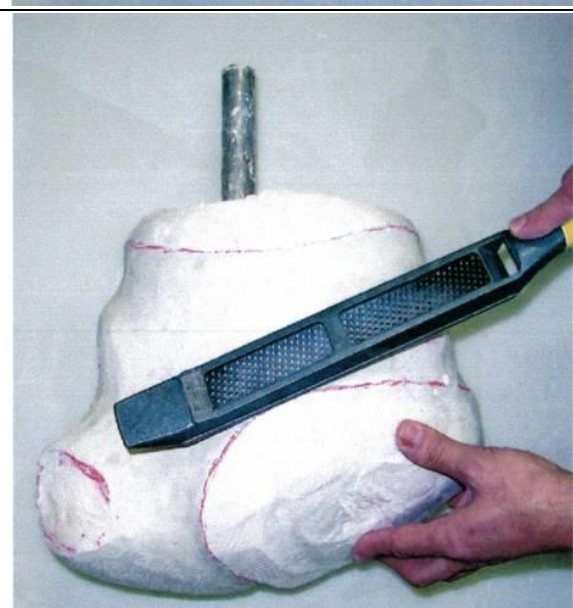
Визначити лінію проходження дистального краю корсета. З вентрального боку вона має підніматись від промежини вздовж пахової складки на 1–2 см вище від неї та переходити на латеральний бік.



Напівкруглим рашпілем позначити на моделі проходження дистального краю корсета.



З дорсального боку обминати хрестець і, спускаючись у дорсальному напрямку, охоплювати сідничний горб.

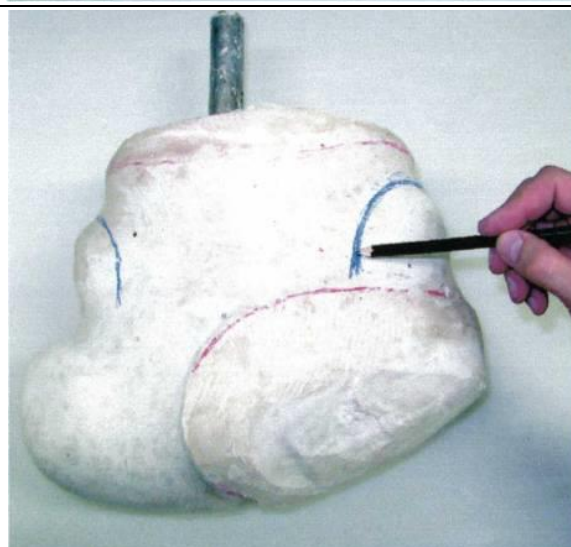


Продовження таблиці 6.18

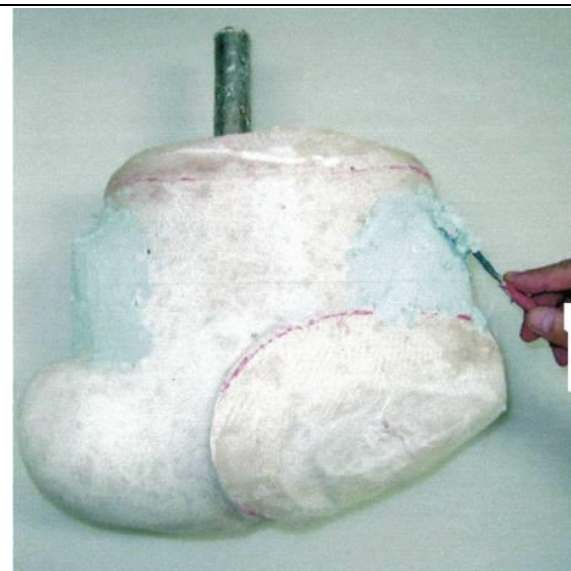
Рівномірно знімати шари гіпсу й надати моделі необхідні об'ємні розміри.



Позначити зону корекції моделі в ділянці клубових гребенів.



Накласти в зонах клубових гребенів шар гіпсу завтовшки 10–20 мм з поступовим переходом донизу і вбік нанівець.



Продовження таблиці 6.18

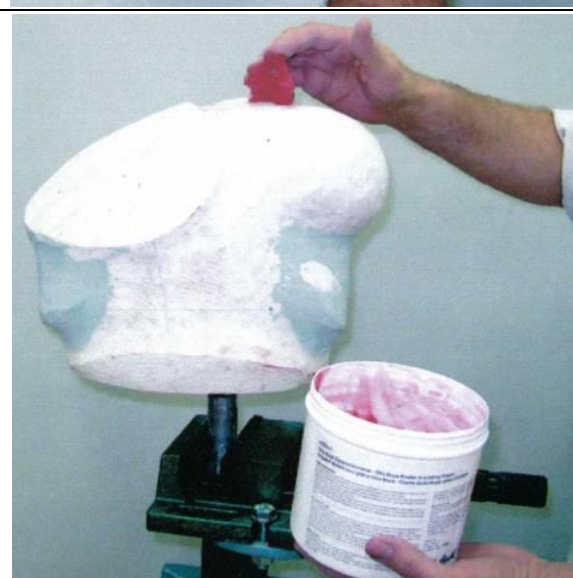
Зачистити поверхню позитива, прибрати перетяжки й раковини.



Перевірити об'ємні розміри моделі на відповідність скорегованим розмірам.



Установити модель у слюсарні лещата. Змастити його ізоляційним кремом.



Продовження таблиці 6.18

Накласти на позитив лонгети із 8–10 шарів зволоженого гіпсового бинта й щільно розгладити їх на поверхні моделі.



Після застигання бинтів зробити розріз на передній поверхні корсета й зняти примірювальний корсет з моделі.




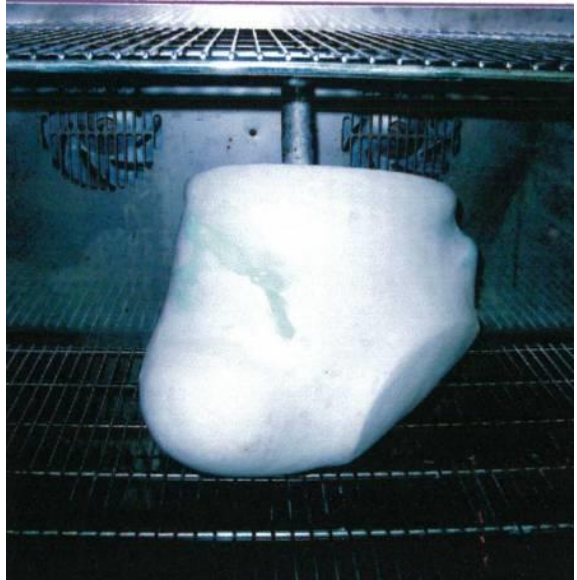
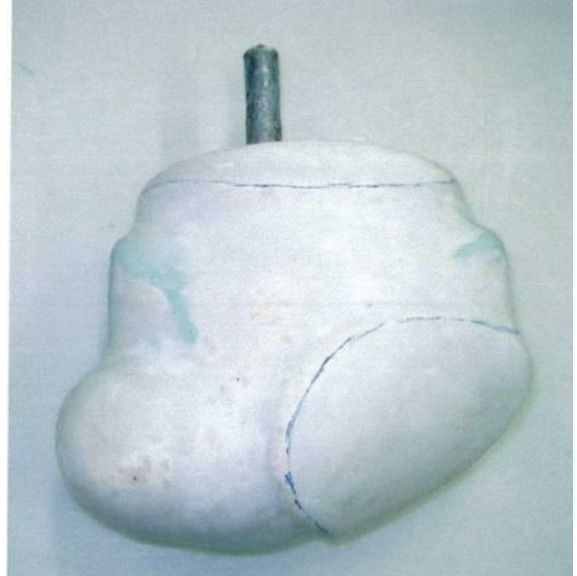
Висушити примірювальний корсет у термічній шафі за температури 50–60°C.





Продовження таблиці 6.18

<p>Надягти примірювальний корсет на пацієнта. Щільно та зручно розмістити в ньому м'які тканини й кісткові структури. Запропонувати спертися на кільце опорної стійки, виставити її таким чином, щоб таз був у положенні рівноваги. Оцінити якість посадки кукси в корсеті. Звернути увагу на правильне розташування кісток таза, відсутність больових відчуттів і дискомфорту в посадці.</p>	
<p>Перевірити відсутність з боку корсета перешкод для повного згинання ноги в тазостегновому суглобі та нахилення корпусу вперед. Якщо потрібно, доопрацювати модель відповідно до зауваг, повторити виготовлення примірювального корсета й примірювання.</p>	
<p>Нанести на корсет лінії побудови протеза у фронтальній і сагітальній площинах. Базові лінії проходять крізь тазостегновий суглоб. Визначити висоту протеза.</p>	

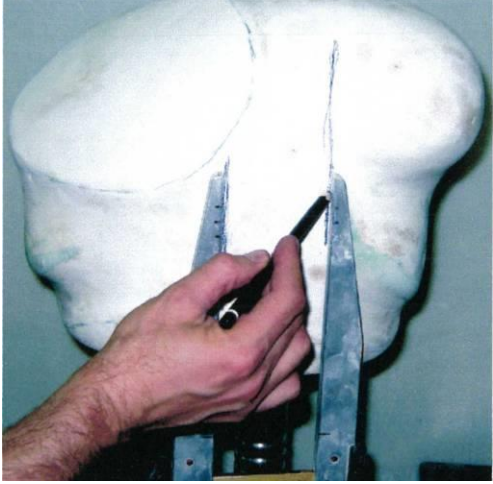

Продовження таблиці 6.18

<p>Зашліфувати модель.</p>	
<p>Висушити гіпсову модель у термічній шафі за температури 50–60°C.</p>	
<p>Готова гіпсова модель. Медіальна проекція.</p>	

Кінець таблиці 6.18

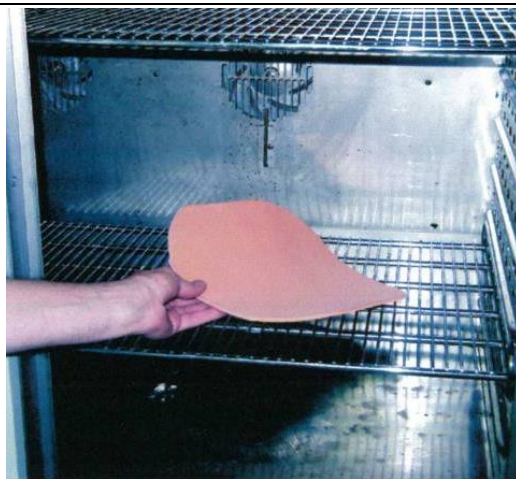
<p>Дорсальна проєкція.</p>	
<p>Латеральна проєкція з боку збереженої кінцівки.</p>	

Таблиця 6.19 – Виготовлення корсета протеза

<p>Розмістити гіпсову модель на вакуумній установці. Визначити на моделі місце розташування тазостегнового вузла. Його вісь проходить між тазостегновим суглобом і сідничним горбом. Це місце визначається як чверть фронтального розміру гіпсової моделі на рівні гребенів клубових кісток.</p>	
<p>Заміряти з припуском 2–3 см зону контакту дистального відділу кукси з корсетом.</p>	

Продовження таблиці 6.19

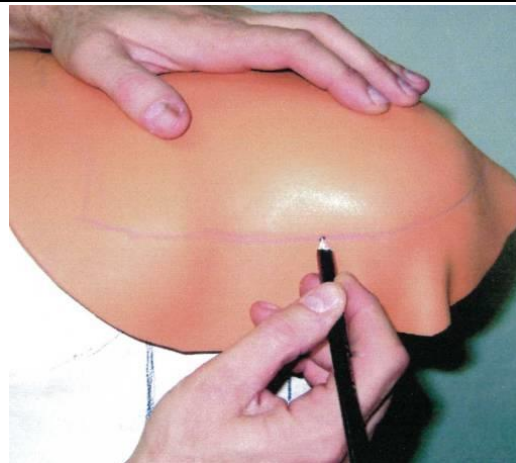
Для виготовлення пом'якшувального донця вирізати з термопластичного матеріалу завтовшки 5 мм лист визначеного розміру й витримати його в термічній шафі, розігрітій до робочої температури, до стану формування.



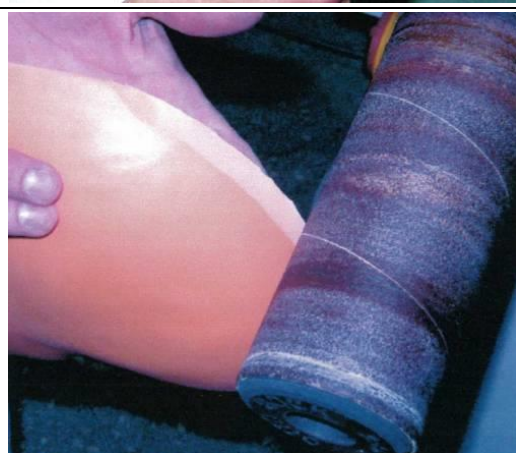
Формувати матеріал по дистальному відділу гіпсової моделі.



Визначити й відрізати з пом'якшувального донця зайву частину.

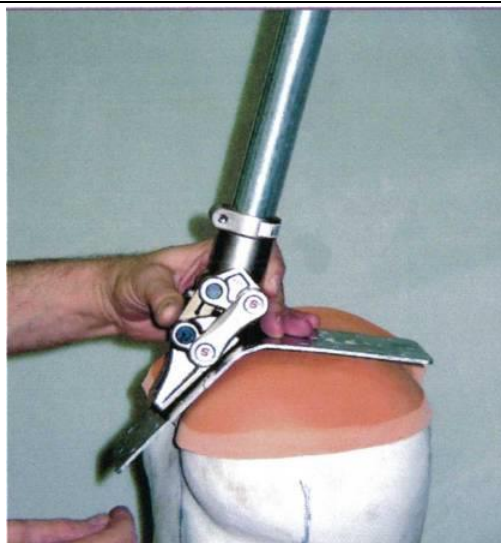


Зняти вздовж периметра донця фаску.

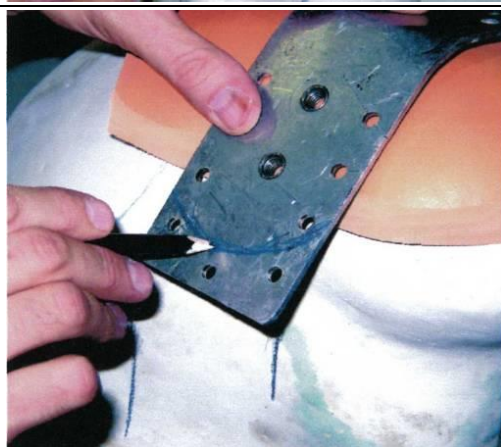


Продовження таблиці 6.19

Прикласти до гіпсової моделі тазостегновий вузол, з'єднаний із монтажною пластиною та стегновим модулем. Орієнтувати його в лініях побудови протеза.



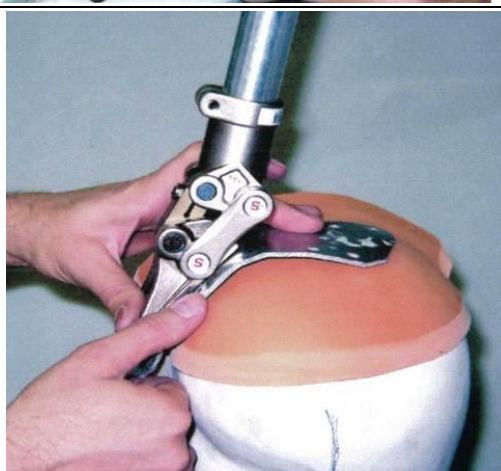
Визначити на монтажній пластині сегменти, що занадто виступають за контур гіпсової моделі й не можуть бути підігнуті відповідно до її контура.







Відрізати позначені сегменти й підігнути пластину вздовж контура гіпсової моделі.



Перевірити якість підганяння відповідно до моделі й коректність установлення тазостегнового вузла до ліній побудови протеза.






Продовження таблиці 6.19

<p>Зняти тазостегновий вузол з монтажної пластини та ізолювати різьбові отвори в пластині гіпсовим розчином.</p>	
<p>Обтягнути дистальний відділ моделі зволоженою ізоляційною плівкою.</p>	
<p>Для точного підганяння контурів монтажної пластини й гіпсової моделі нанести на внутрішню поверхню пластини легку шпаклівку й установити пластину на модель. Видавити надлишки шпаклівки.</p>	
<p>Перевірити коректність установлення тазостегнового вузла до ліній побудови протеза. Витримати пластину на гіпсовій моделі до повного затвердіння шпаклівки.</p>	

Продовження таблиці 6.19

<p>Зняти пластину з моделі. Охайно обробити шпаклівку в переходах між пластиною та гіпсовою моделлю.</p>	
<p>Відновити в пластині отвори.</p>	
<p>Заміряти периметр гіпсової моделі.</p>	
<p>Виготовити внутрішній ізоляційний чохол.</p>	

Продовження таблиці 6.19

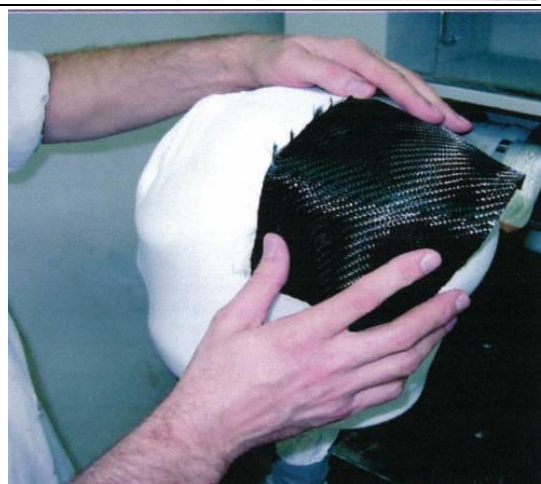
<p>Зварити дистальний відділ внутрішнього чохла.</p>	
<p>Загорнути ізоляційний чохол у зволожений рушник і витримати 2–3 хв. Обробити внутрішню поверхню чохла тальком.</p>	
<p>Розправити й натягнути чохол на гіпсову модель.</p>	
<p>Щільно розправити чохол на моделі й герметично зав'язати на трубці вакуумної установки за допомогою гумової стрічки. Відкрити відповідний кран вакуумної установки. Тиск має дорівнювати $[(-0,6)-(-0,8)] \text{ кг/см}^2$. Перевірити відсутність складок на плівці й герметичність ізоляції. Ножицями обрізати залишки чохла нижче від рівня герметизації.</p>	

Продовження таблиці 6.19

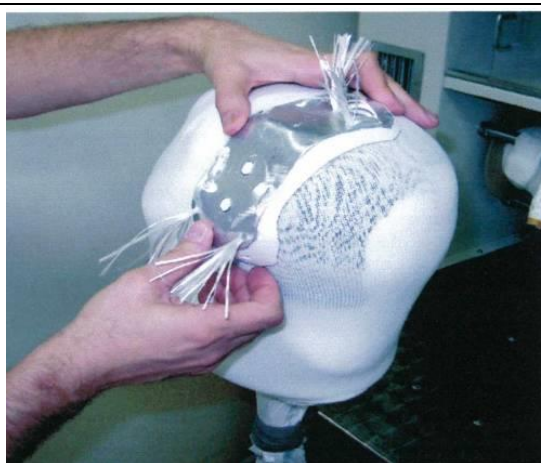
Визначити кількість і розміри армувальних чохлав відповідно до розмірів гіпсового позитива й бажаної міцності гільзи. Обтягнути модель 3–5 парами шарів (половиною загальної кількості) трикотажного рукава, перекрутити їх над майбутнім вирізом під ногу.



Установити в зоні розташування монтажної пластини під передостаннім із цих шарів стрічку карбонової тканини завдовжки 20–25 см і завширшки 15–20 см. Фіксувати її за допомогою двобічної клейкої стрічки.

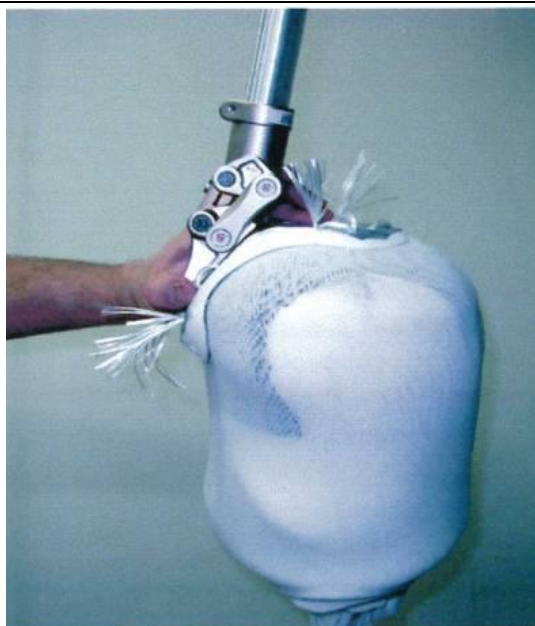


Перевірити коректність установлення тазостегнового вузла до ліній побудови протеза.

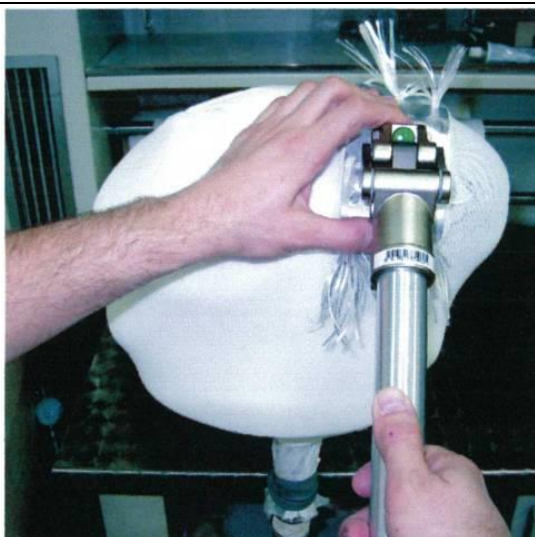


Продовження таблиці 6.19

Переплести отвори в монтажній пластині шнуром із скловолокна й установити пластину на модель.





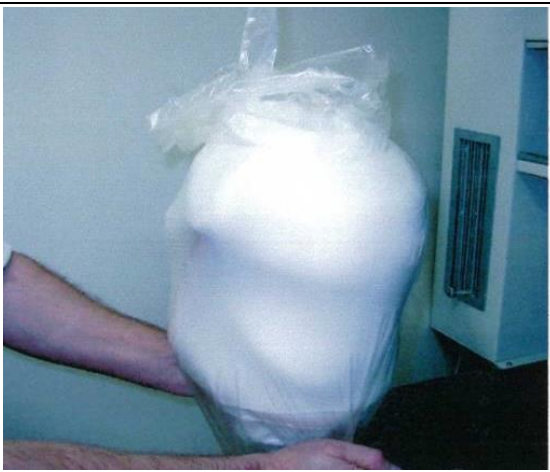

Перевірити розташування тазостегнового вузла у відкинутому положенні.







Обтягнути модель трикотажними рукавами, що залишились.



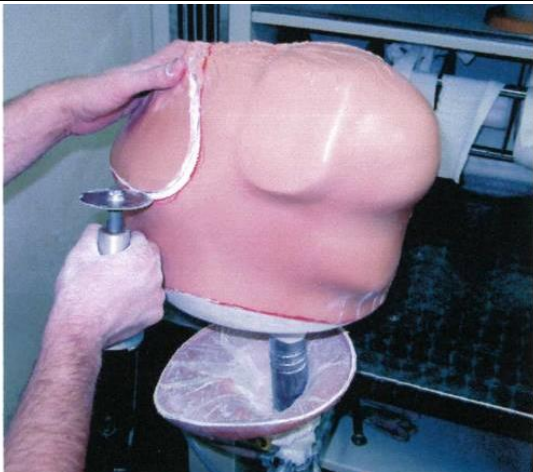
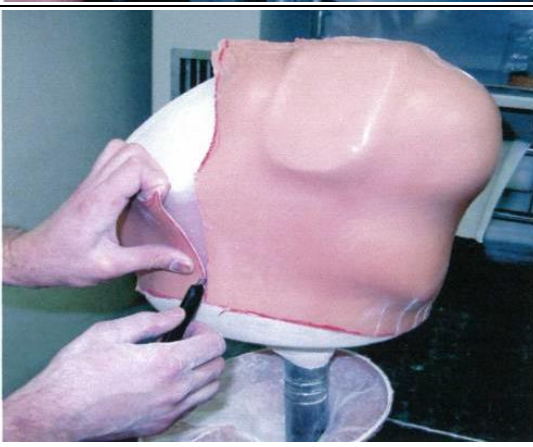


Продовження таблиці 6.19

<p>На вентральній поверхні складня визначити місце майбутнього розташування розрізу. Визначити довжину й підготувати поліетиленовий рукав для введення на цьому місці в складень м'якої смоли. Вставити рукав у складень з дистального боку під останню пару трикотажних рукавів.</p>	
<p>Вирізати з поліетиленової пластини та вставити в цьому самому місці в середину складня технологічну пластину розміром 10×15 см.</p>	
<p>Виготовити зовнішній ізоляційний чохол за аналогією з виготовленням внутрішнього чохла, але дистальний відділ зовнішнього чохла зварювати не треба. Натягнути вологий чохол на модель, розправити зморшки та ізолювати на трубці вакуумної установки.</p>	
<p>Приготувати зв'язувальну речовину: у мірну склянку налити необхідну кількість м'якої смоли, додати барвник і затверджувач. Ретельно перемішати компоненти й залити смолу в поліетиленовий рукав.</p>	



Продовження таблиці 6.19

<p>Продавити зв'язувальну речовину по трубці й просочити нею складень у місці розташування розрізу. Витягти трубку із складня.</p>	
<p>Приготувати звичайним способом необхідну кількість зв'язувальної речовини на основі литтєвої смоли. Ретельно перемішати складники й залити смолу у верхній отвір чохла.</p> <p>Кількість смоли визначається залежно від розмірів гіпсової моделі та кількості армувальних шарів.</p>	
<p>Щільно ізолювати верхній отвір чохла й увімкнути другий канал вакуумної установки. Рівномірно розподілити смолу по всій поверхні моделі. Розправити зморшки на чохлі.</p>	
<p>Витримати модель до повної полімеризації смоли й вимкнути насос.</p> <p>Позначити на чохлі лінії обрізання корсета.</p>	


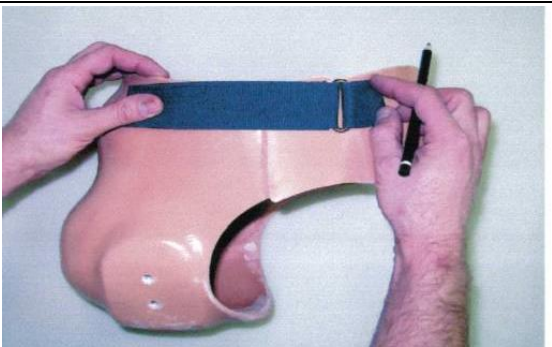
Продовження таблиці 6.19

<p>За допомогою віброножа обрізати проксимальну й дорсальну частини корсета від зайвого ламінату.</p>	
<p>Зробити надріз корсета по вентральній частині в місці встановлення роздільної пластини.</p>	
<p>Відігнути край ламінату й витягти пластину.</p>	
<p>Розрізати корсет із протилежного боку демонтованої пластини.</p>	

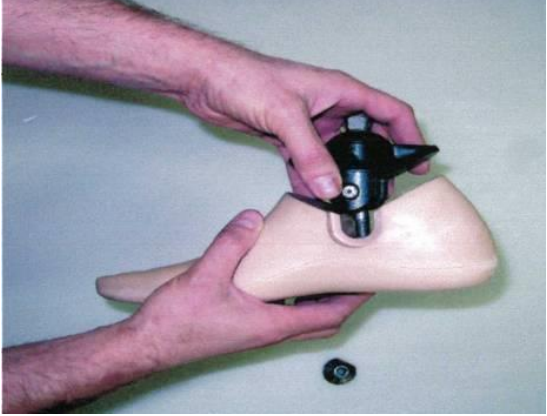
Кінець таблиці 6.19

<p>Зняти корсет із гіпсової моделі.</p>	
<p>Вийняти з корсета внутрішній ізоляційний чохол. Обробити проксимальну й дистальну частини корсета.</p>	

Таблиця 6.20 – Складання протеза

<p>Звільнити від ламінату отвори кріплення до монтажної пластини тазостегнового шарніра.</p>	
<p>Виготовити ремінці фіксації до корсета. Визначити їх розташування на корсеті.</p>	

Продовження таблиці 6.20

<p>Свердли в корсеті отвори під ремінці фіксації. Установити ремінці за допомогою пустотілих заклепок.</p>	
<p>Зібрати стопу із щиколоткою. Визначити величину «ефективної висоти каблука», що становить різницю між висотою каблука й товщиною підошви.</p>	
<p>Орієнтувати платформу протезоміра залежно від розміру й типу стопи й ампутованого боку необхідним чином. Зафіксувати її. Установити на платформу відповідний імітатор каблука. Установити стопу.</p>	
<p>З'єднати колінний вузол з адаптером.</p>	

Продовження таблиці 6.20

<p>Установити колінний вузол у протезомір. Виставити його по висоті.</p>	
<p>Визначити необхідну довжину несного модуля. Відрізати зайву частину.</p>	
<p>З'єднати стопу й колінний вузол несним модулем.</p>	
<p>Приєднати до корсета тазостегновий вузол.</p>	

Продовження таблиці 6.20

Визначити необхідну довжину стегнового модуля й приєднати його до тазостегнового вузла.



Приєднати до несного модуля адаптер.



Скласти протез.

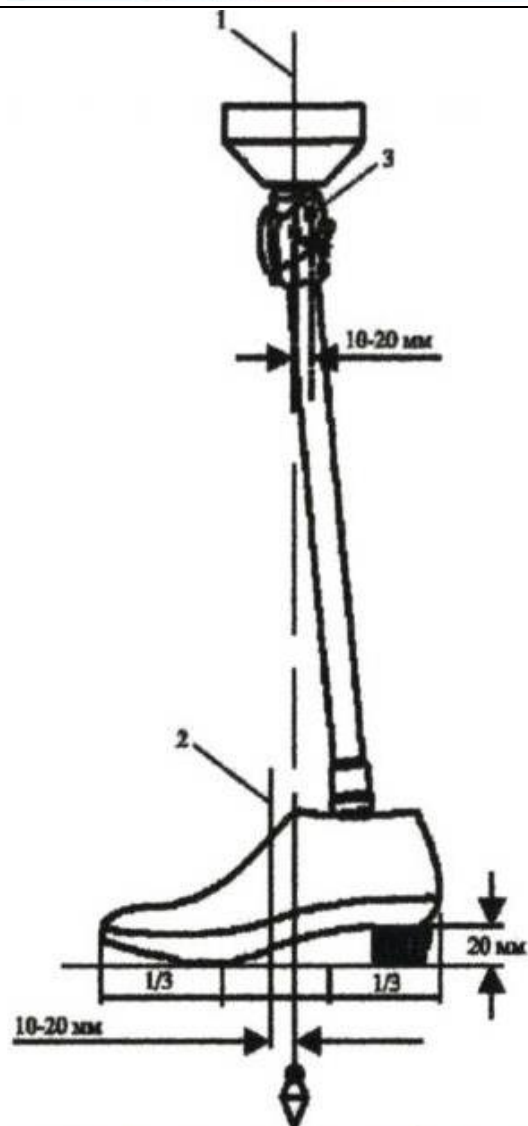


Продовження таблиці 6.20

Перевірити довжину протеза.



Попереднє складання протеза виконується в механічному чи оптичному протезомірі. У сагітальній площині базова лінія (1) має проходити крізь великий вертлюг, на 1–2 см попереду від осі колінного вузла й крізь середину шарнірної стопи (2), або розташовуватися на 1–2 см позаду від середини безшарнірної стопи. У фронтальній площині базова лінія має проходити крізь тазостегновий суглоб, середину колінного вузла й середину стопи.



Продовження таблиці 6.20

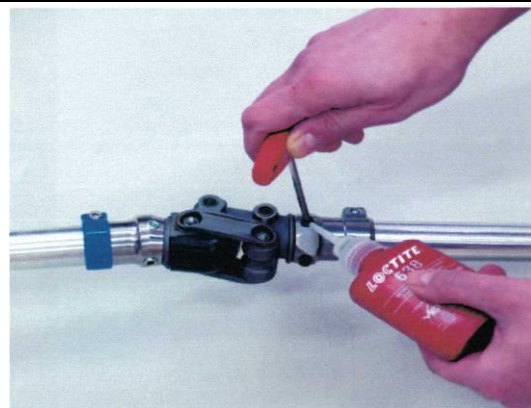
<p>Юстувати протез у фронтальній...</p>	
<p>...і сагітальній площинах.</p>	
<p>Запропонувати пацієнтові одягти протез. Контролювати висоту протеза й відсутність болісних відчуттів. Оцінити коректність схеми побудови протеза у фронтальній...</p>	

Кінець таблиці 6.20

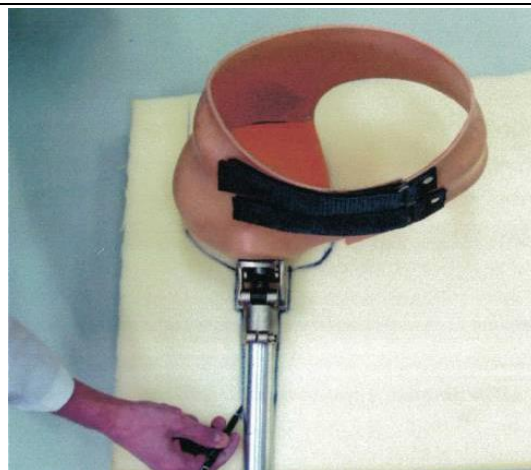
<p>...і сагітальній площинах.</p>	 A photograph showing a person's lower body from the side. They are wearing tan shorts and black shoes. The right leg is a prosthetic, consisting of a white socket, a black knee joint, and a white lower leg with a black foot. The person is standing on a light-colored tiled floor.
<p>Оцінити пропорційну до збереженої кінцівки довжину стегнового й гомілкового модулів протеза, а також міру згинання протеза в положенні сидячи.</p>	 A photograph showing a person sitting on a black chair. The prosthetic leg is in a flexed position. The knee joint is clearly visible, showing the mechanism of the prosthetic. The person is wearing the same tan shorts and black shoes as in the previous image.
<p>У разі відсутності зауваг запропонувати пацієнтові пройтись. Якщо потрібно, провести корекцію схеми побудови протеза й форми корсета.</p>	 A photograph showing a person's lower body from the front. They are wearing tan shorts and black shoes. The prosthetic leg is visible, showing the white socket and the black knee joint. The person is standing on a light-colored tiled floor.

Таблиця 6.21 – Косметичне облицювання протеза

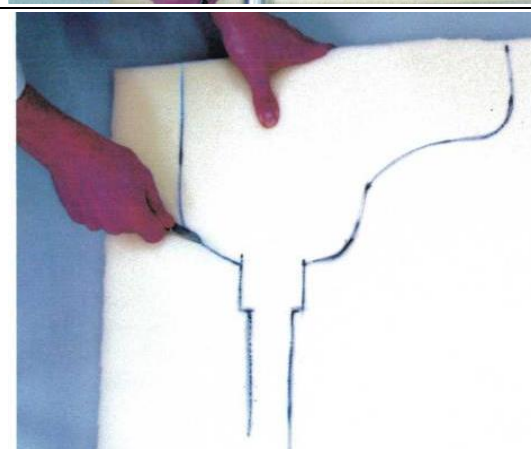
Після усунення всіх зауваг перейти до косметичного моделювання протеза. Закріпити всі гвинти рідиною для фіксації різьбових з'єднань.



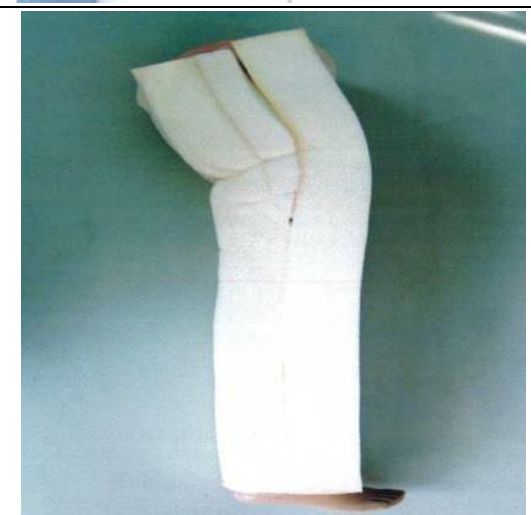
Покласти протез на лист пінополіуретану й обвести контури модульних елементів.



Вирізати в листах пінополіуретану порожнини, у яких розміщуватиметься протез.



Обробити клеєм порожнини пінополіуретанових листів і поверхню протеза. Вклеїти протез у порожнини листів.



Продовження таблиці 6.21

Обробити пінополіуретан, надавши йому форми й розміру ноги пацієнта.



Надягти поверх пінополіуретану косметичну панчошу.



Готовий протез. Латеральний вигляд.



Результат протезування	 <p data-bbox="906 1061 1447 1263">Рисунок 6.15 – Зовнішній вигляд пацієнта УкрНДІ протезування в протезі після вичленення стегна</p>
------------------------	---

6.6 Технологія виготовлення протеза в разі вродженого недорозвитку нижньої кінцівки за типом протеза гомілки

Протез призначений хворим із недорозвиненою нижньою кінцівкою на рівні гомілки чи всіх сегментів кінцівки, коли укорочення від пальців еквірованої стопи становить не менше ніж 90 мм.

Протез складається із приймальної гільзи, пом'якшувального вкладиша, стопи й елементів кріплення (рис. 6.16).

Технологію виготовлення протеза подано на прикладі вродженого недорозвитку нижніх кінцівок за типом перомелії гомілки із сформованою двопроменевою стопою-качалкою та контрактурою в колінному суглобі (див. табл. 6.22–6.26). На рис. 6.17 показано зовнішній вигляд пацієнта УкрНДІ протезування в протезі.

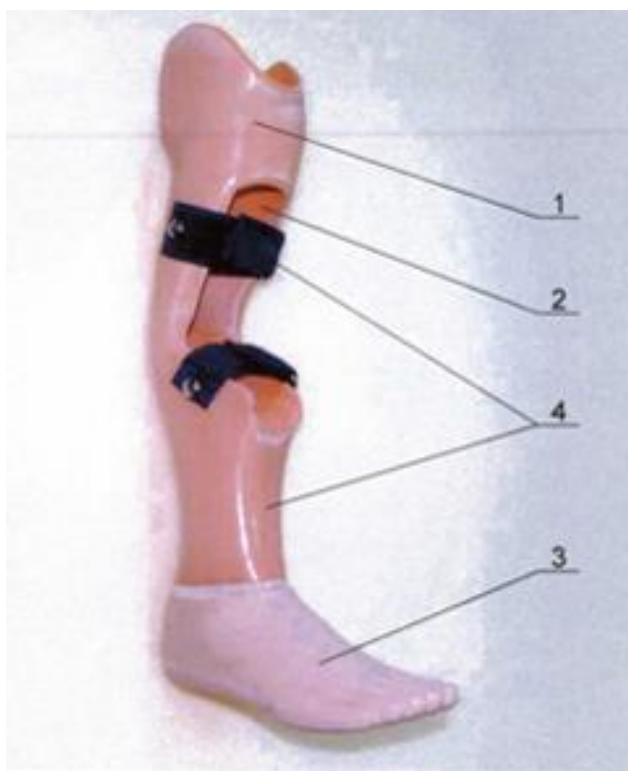


Рисунок 6.16 – Зовнішній вигляд протезу в разі вродженого недорозвитку нижньої кінцівки за типом протеза гомілки:

1 – приймальна гільза; 2 – пом'якшувальний вкладиш;
3 – стопа; 4 – елементи кріплення

Таблиця 6.22 – Виготовлення гіпсової моделі

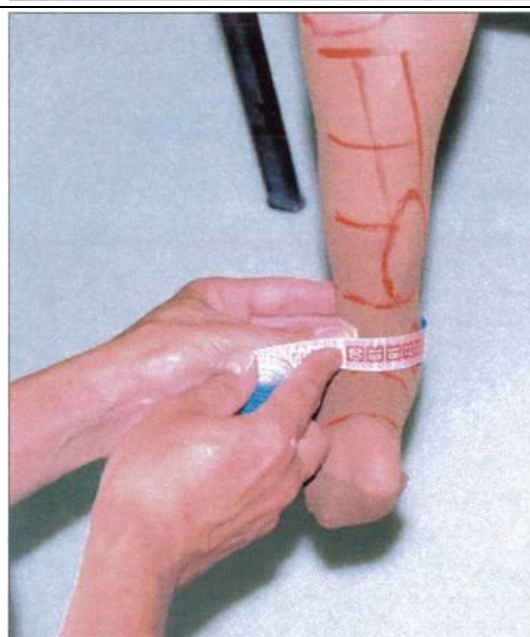
<p>Оглянути кінцівку пацієнта. Визначити зони, придатні до навантаження:</p> <ul style="list-style-type: none"> – зв'язка надколінка; – м'які тканини; – стопа. <p>Розпізнати зони, не придатні до навантаження.</p> <p>Визначити наявність контрактур і кути можливих рухів у великих суглобах.</p> <p>Визначити розмір стопи.</p>	
--	--

Продовження таблиці 6.22

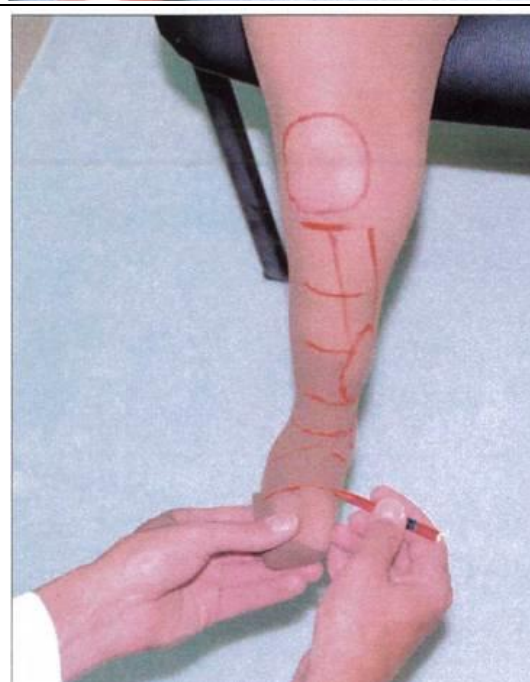
Нанести тонким шаром на кінцівку ізоляційний крем. Надягти на кінцівку захисний чохол.



Позначити на чохлі:
– кісткові виступи;
– локальні зони, що підлягають розвантаженню;
– лінії зняття об'ємних розмірів.



Зробити виміри об'ємних розмірів кінцівки.



Продовження таблиці 6.22

<p>Виміряти кісткові розміри в зоні великих суглобів.</p>	
<p>Визначити необхідну довжину гіпсової лонгети для формування задньої поверхні негатива.</p>	
<p>Виготовити лонгету, використовуючи 6–8 шарів гіпсового бинта, зволожити її та накласти на стопу, якій надано максимально можливе еквінусне положення. Ретельно моделювати негатив на поверхні стопи та задній поверхні кінцівки до застигання гіпсу.</p>	

Продовження таблиці 6.22

Змастити ізоляційним кремом передню частину кінцівки та бокові поверхні лонгети.



Визначити необхідну довжину лонгети для формування передньої частини негатива.



Виготовити лонгету з 6–8 шарів гіпсового бинта, зволожити її та накласти на кінцівку.



Продовження таблиці 6.22

Прикладаючи зосереджені зусилля, моделювати вологий негатив у місцях, що підлягають навантаженню, а саме:

- в зоні зв'язки надколінка;
- по боках від гребеня великої гомілкової кістки;
- на всій поверхні литкового м'яза.



Розташування пальців під час моделювання навантаження на зв'язку надколінка.

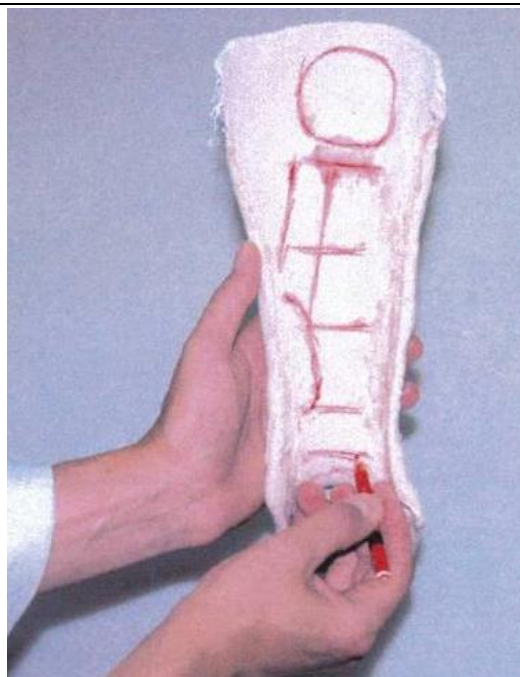


Після затвердіння гіпсу зняти негатив із кінцівки.



Продовження таблиці 6.22

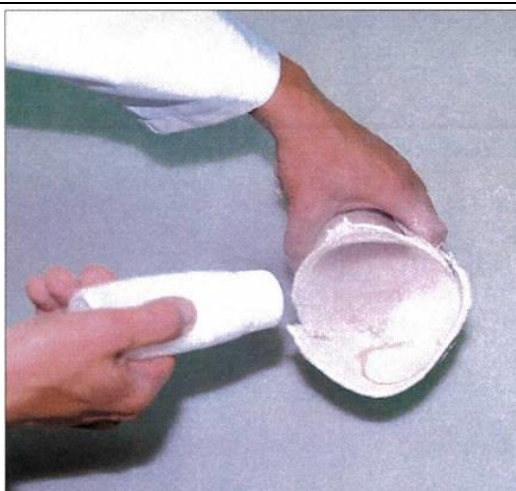
Відновити позначені лінії.



Підготувати негатив до заливання гіпсовим розчином. Для цього необхідно з'єднати частини негатива за допомогою зволоженого гіпсового бинта.

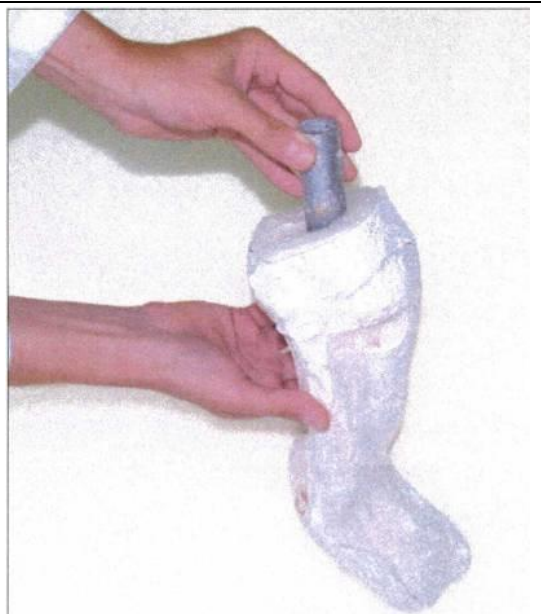


Обробити внутрішню поверхню негатива тальком.

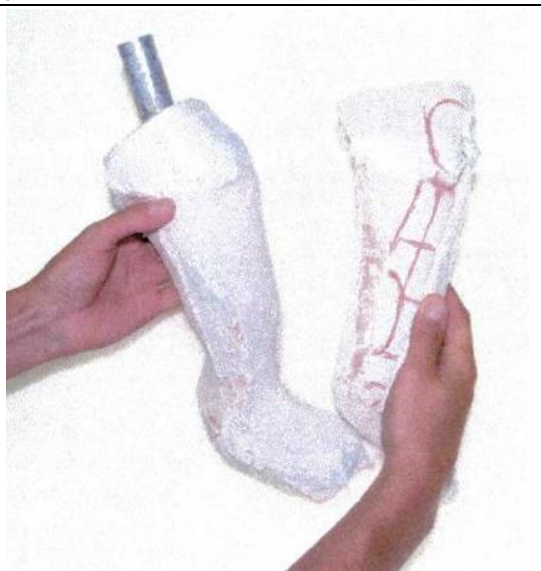


Продовження таблиці 6.22

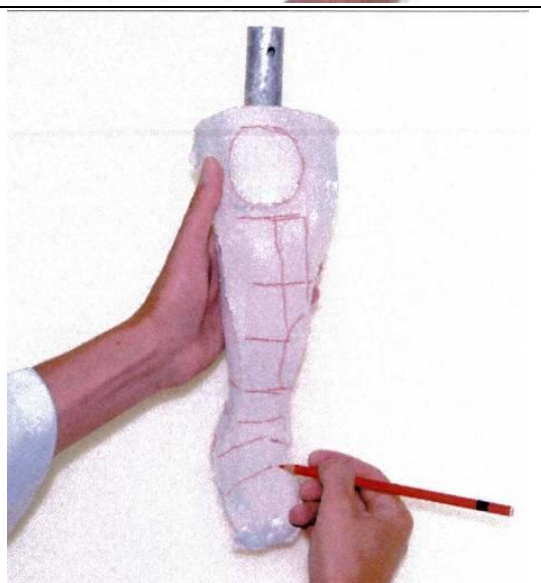
Приготувати гіпсовий розчин і заповнити ним негатив. Вставити у гіпсовий розчин технологічну трубку.



Після повного застигання гіпсу звільнити гіпсову модель від гіпсового бинта.



Відновити позначені лінії.

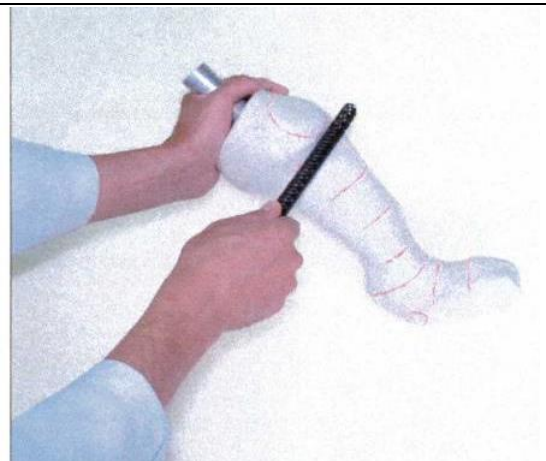


Продовження таблиці 6.22

Рівномірно зняти шари гіпсу з медіального й латерального боків моделі в ділянці коліна до досягнення зазначеного в бланку замовлення медіально-латерального розміру коліна.



Обробити модель у зоні розташування зв'язки надколінка до досягнення зазначеного в бланку замовлення розміру між зв'язкою надколінка й підколінною ямкою.



Контролювати медіально-латеральний розмір моделі на рівні колінної щілини на відповідність розміру, зазначеному в бланку замовлення.

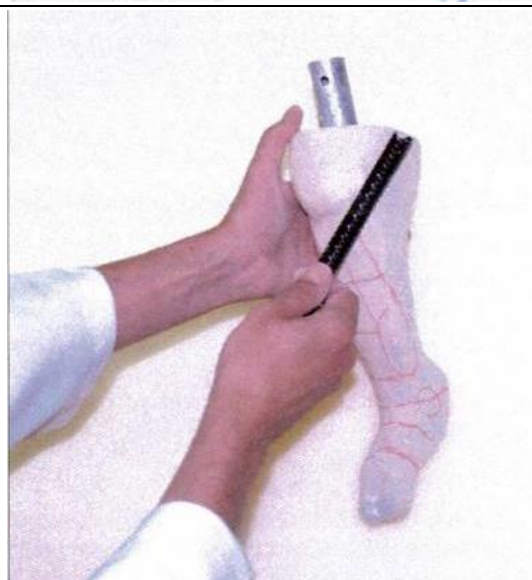


Продовження таблиці 6.22

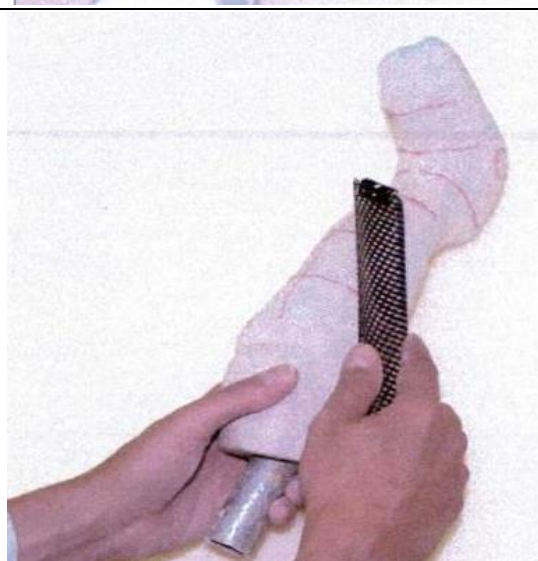
Контролювати на моделі розмір між зв'язкою надколінка й підколінною ямкою на відповідність розміру, зазначеному в бланку замовлення.



Пропорційно до проведеного скорочення моделі до розмірів кісткових структур колінного суглоба обробити модель у зоні надколінка.

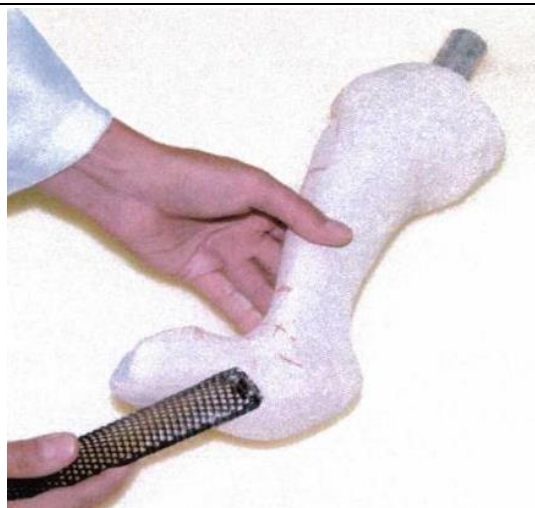


Обробити поверхню моделі: зняти напливи гіпсу й зробити її округлою. У процесі оброблення шари гіпсу зосереджено знімати в місцях, що підлягають навантаженню:
– по боках від гребеня великої гомілкової кістки;
– на всій поверхні литкового м'яза.



Продовження таблиці 6.22

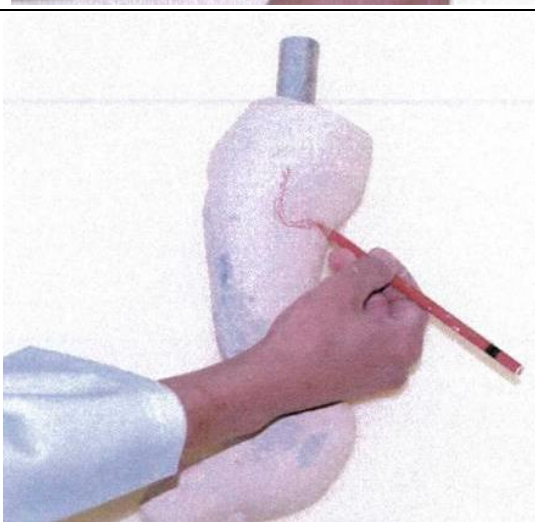
Обробити модель у ділянці стопи:
– рівномірно знімати шари гіпсу з медіального й латерального боків моделі в зоні щиколоток до досягнення визначеного кісткового розміру;
– змоделювати зони навантаження в ділянках п'ятки, поздовжнього склепіння та фаланг пальців.



На моделі в зонах щиколоток, кісткових виступів, локальних ділянок, що підлягають розвантаженню, нанести шари гіпсу завтовшки до 5 мм.



Визначити лінію корекції проксимальної частини моделі в зоні підколінної ямки.

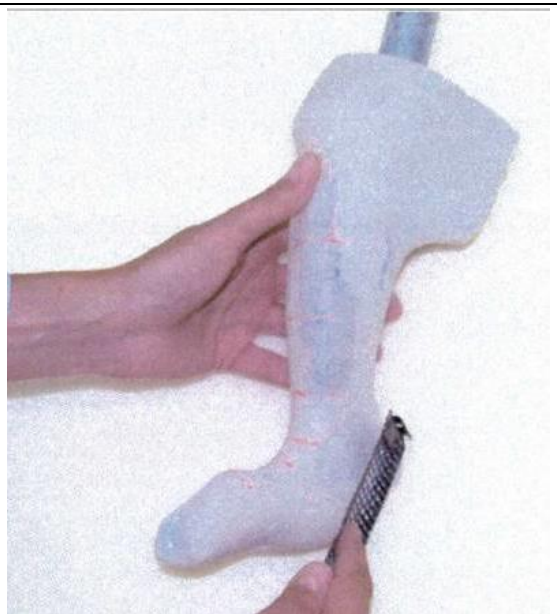


Продовження таблиці 6.22

Скорегувати модель у цій ділянці способом нанесення шару гіпсу завтовшки 5–10 мм для латерального й 10–20 мм для медіального сухожиль триголового м'яза стегна.



Зняти надлишки матеріалу й зробити плавні переходи між шарами гіпсу.

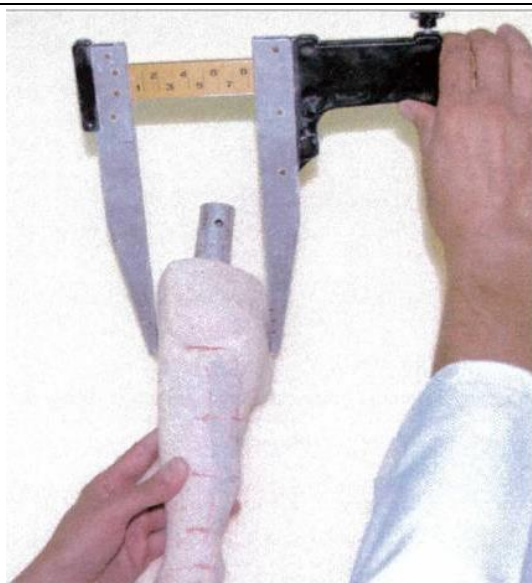


Перевірити об'ємні розміри моделі та, якщо потрібно, скорегувати їх до необхідних величин. Зайві шари гіпсу можна рівномірно знімати з усіх боків моделі, водночас не змінювати його загальної форми.

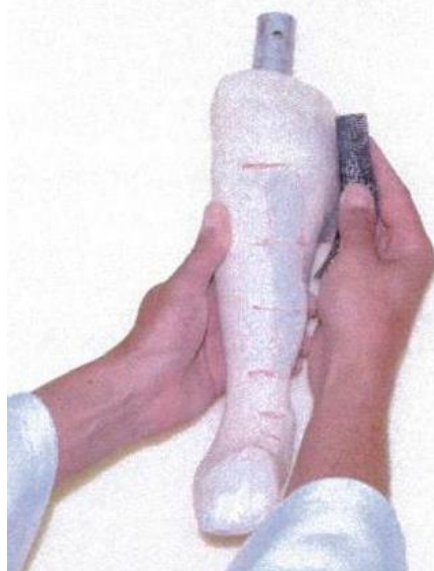


Продовження таблиці 6.22

Перевірити відповідність розмірів моделі розмірам кінцівки в зонах кісткових структур.



Зашліфувати модель. Висушити гіпсову модель у термічній шафі за температури 50–60°C



Готова гіпсова модель. Фронтальна проекція.



Кінець таблиці 6.22

<p>Латеральна проєкція.</p>	 A photograph of a human leg model from a lateral perspective. The leg is light purple and is mounted on a blue cylindrical rod at the top. The view shows the side of the leg, including the hip, thigh, knee, and lower leg.
<p>Дорсальна проєкція.</p>	 A photograph of a human leg model from a dorsal perspective. The leg is light purple and is mounted on a blue cylindrical rod at the top. The view shows the back of the leg, including the hip, thigh, knee, and lower leg.
<p>Медіальна проєкція.</p>	 A photograph of a human leg model from a medial perspective. The leg is light purple and is mounted on a blue cylindrical rod at the top. The view shows the inner side of the leg, including the hip, thigh, knee, and lower leg.

Таблиця 6.23 – Виготовлення приймальної гільзи

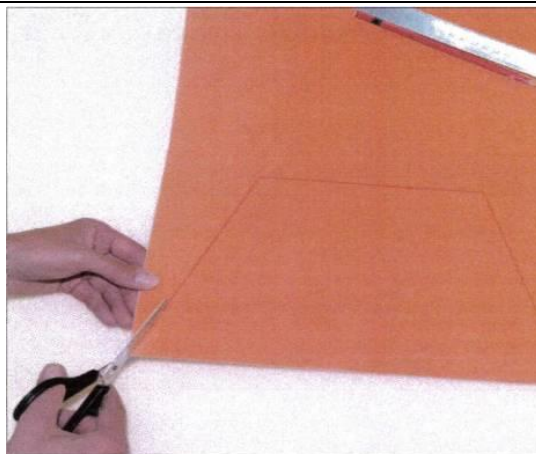
Розташувати гіпсову модель на вакуумній установці.



Виготовити пом'якшувальний вкладиш. Для цього заміряти периметр проксимального відділу й периметр позитива на рівні межі В/3 і С/3.

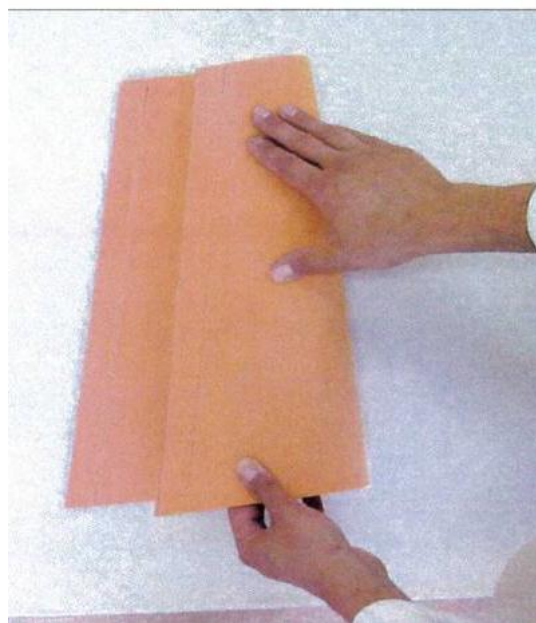


За визначеними розмірами накреслити на листі термопластичного матеріалу завтовшки 4–5 мм викрійку пом'якшувального вкладиша. Розміри проксимального й дистального периметрів мають бути збільшені на 2 см. Вирізати заготовку.

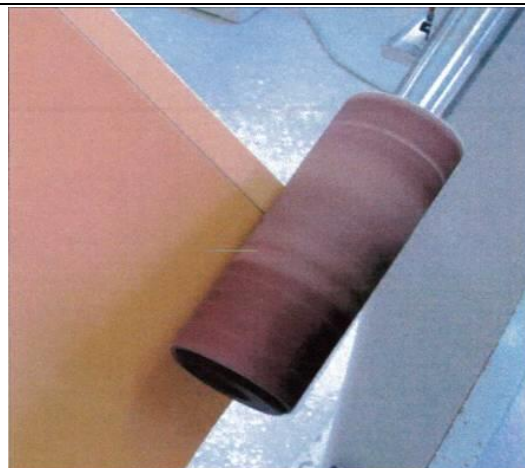


Продовження таблиці 6.23

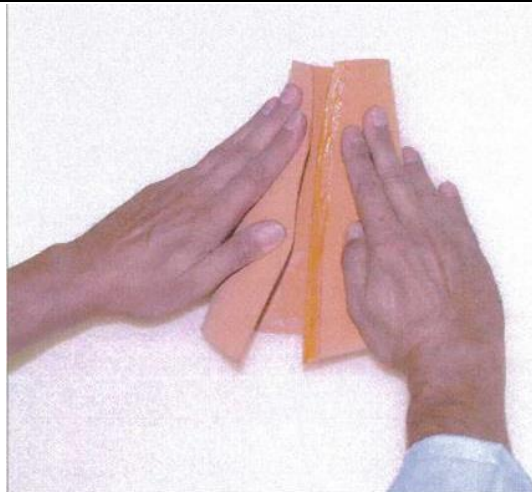
Позначити на боках заготовки лінії склеювання. Ці лінії, завширшки 2 см, мають розташовуватися на різних боках заготовки.



Зняти фаски за позначеними лініями.



Нанести клей на заготовку вздовж ліній склеювання. Склеїти краї заготовки.



Продовження таблиці 6.23

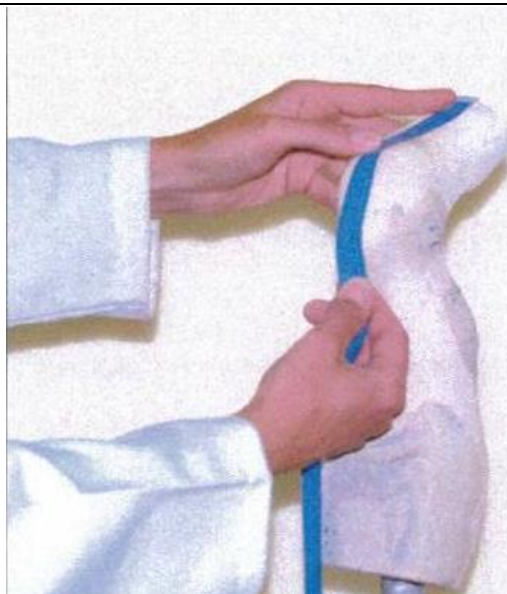
Після висихання клею помістити заготовку в термічну шафу, нагріту до робочої температури. Витримати її до стану формування.



Натягнути заготовку на гіпсову модель і сформувати її.



Для виготовлення пом'якшувального вкладиша на стопу заміряти довжину й ширину відповідної зони гіпсової моделі.

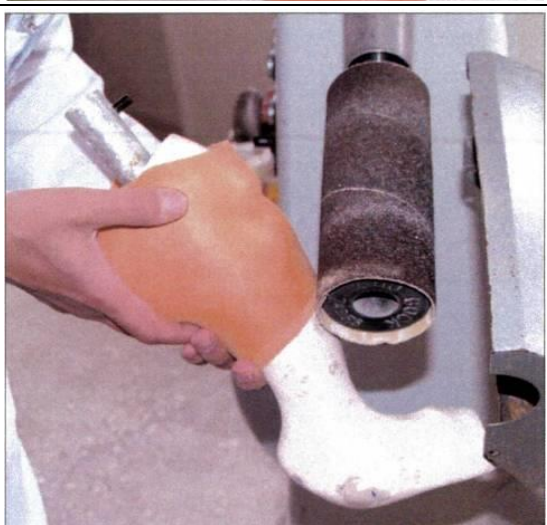


Продовження таблиці 6.23

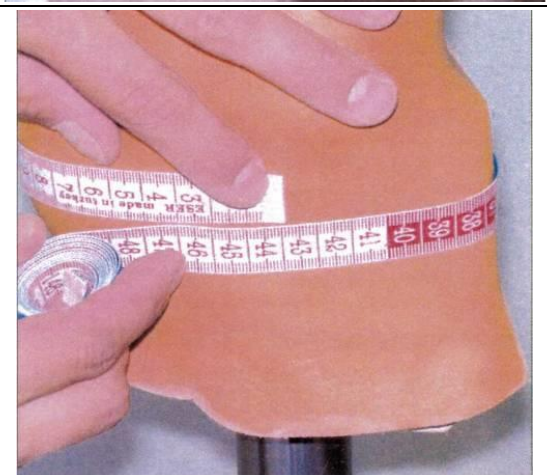
Вирізати заготовку. Після витримання в термічній шафі сформувати заготовку по гіпсовій моделі.



Зробити плавні переходи між краями пом'якшувальних вкладишів і гіпсовою моделлю.



Розташувати гіпсову модель на вакуумну установку.
За розмірами гіпсової моделі підібрати необхідний типорозмір ізоляційних чохлаів або виготовити чохол власноруч.



Продовження таблиці 6.23

Позначити на чохлі конфігурацію дистального краю гіпсової моделі та зварити дистальний відділ внутрішнього чохла. Перевірити внутрішній ізоляційний чохол на герметичність.



Загорнути ізоляційний чохол у зволожений рушник і витримати 2–3 хв. Обробити внутрішню поверхню чохла тальком. Розправити й натягнути чохол на гіпсову модель.



Відкрити відповідний кран вакуумної установки. Тиск має дорівнювати $[(-0,6)-(-0,8)]$ кг/см². Перевірити герметичність чохла. Обрізати ножицями залишки чохла нижче від рівня герметизації. Зморшки, що з'являються, бажано виводити на дорсальну частину моделі.



Продовження таблиці 6.23

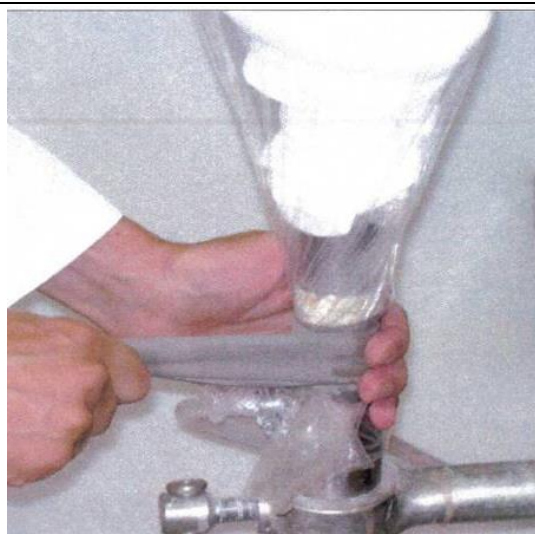
Визначити кількість і розміри армувальних чохлів відповідно до розмірів моделі й бажаної міцності гільзи. Обтягнути модель трьома шарами армувальних чохлів.



Укріпити гільзу в ділянці зв'язки надколінка стрічкою з карбонової тканини завширшки 5 см. Для фіксації карбонової тканини використовувати двобічну клейку стрічку. Обтягнути модель ще трьома шарами армувальних чохлів.



Підготувати або виготовити за аналогією з внутрішнім зовнішній ізоляційний чохол, але його дистальний відділ залишається вільним. Витримати чохол 2–3 хв у вологому рушнику й натягнути його на модель. Перев'язати чохол на трубці вакуумної установки.

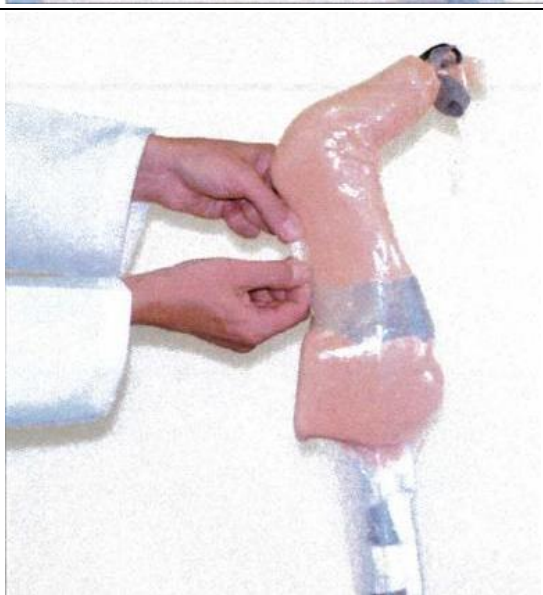


Продовження таблиці 6.23

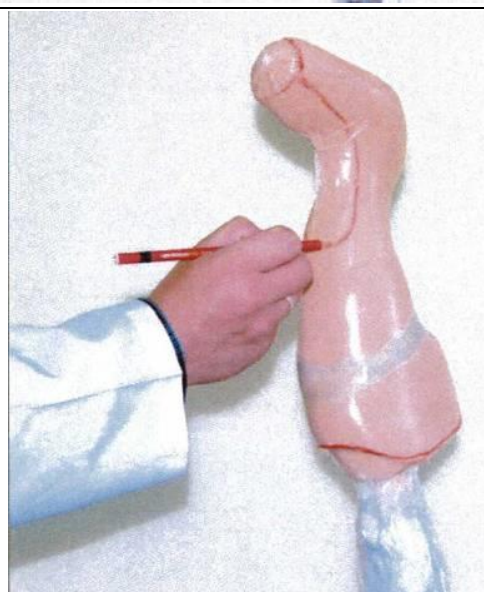
Приготувати зв'язувальну речовину.
Залити суміш у горловину зовнішнього
чохла й перев'язати отвір мотузкою.
Відкрити другий канал вакуумного насоса.



Рівномірно розподілити зв'язувальну
речовину на всій поверхні складня.
Вивести зморшки на дорсальну частину
моделі.
Витримати модель до повного затвердіння
зв'язувальної речовини й вимкнути насос.



Розмітити форму проксимального торця
гільзи.
З вентрального боку він має проходити
по верхньому краю надколінка, медіально
й латерально, вздовж рівня виростків стегна,
і дорсально розташовуватись на лінії
корекції моделі в ділянці сухожиль
триголового м'яза стегна.
Позначити контур отвору в дистальному
відділі, що дасть змогу зручно ввести
кінцівку в гільзу.



Продовження таблиці 6.23

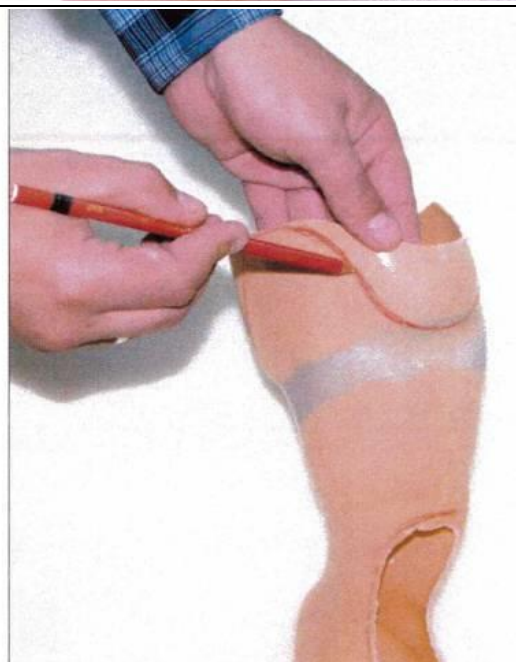
Обрізати гільзу відповідно до розмітки.



Зняти складень із вакуумної установки.
Вилучити гіпс із внутрішньої порожнини гільзи.
Зняти зовнішній ізоляційний чохол.



Вийняти з гільзи пом'якшувальні вкладиші.
Вилучити внутрішній ізоляційний чохол.
Позначити на гільзі розташування вирізу під надколінок.

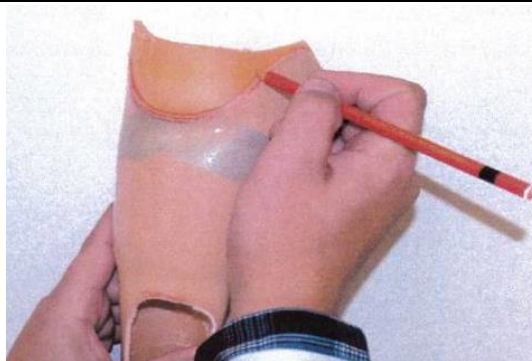


Продовження таблиці 6.23

Зашліфувати проксимальну частину гільзи та краї отворів.



Перенести проксимальний контур гільзи на пом'якшувальний вкладиш.



Обробити вкладиш уздовж контура.

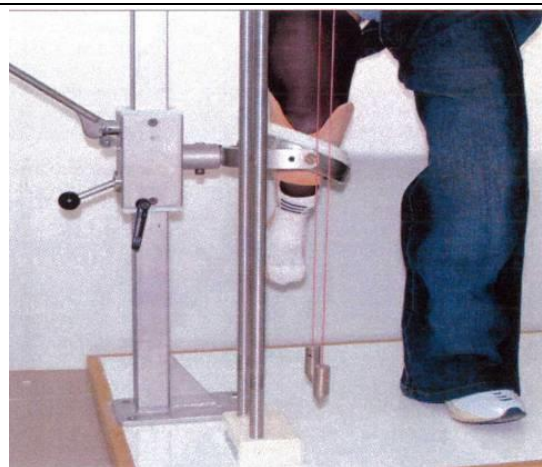


Запропонувати пацієнтові надягти гільзу.

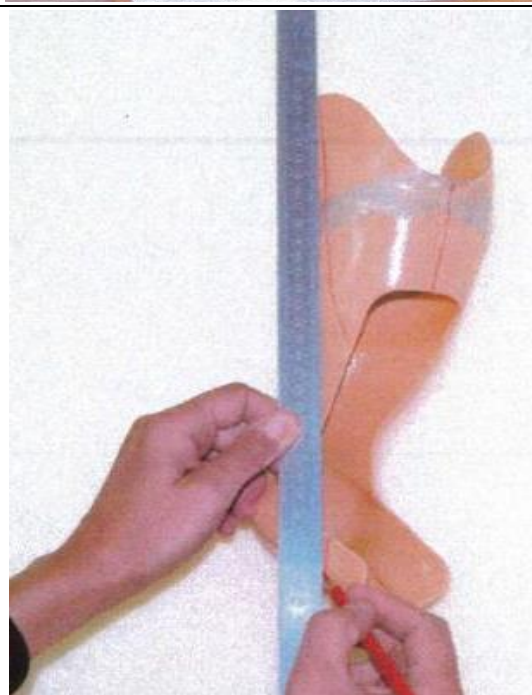


Продовження таблиці 6.23

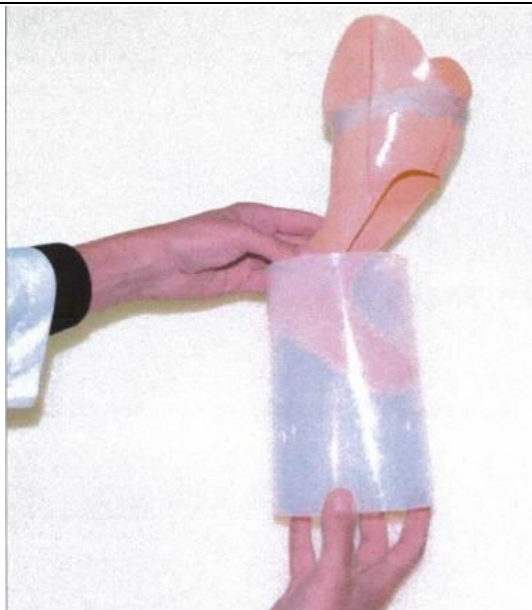
Закріпити гільзу в кільці опорної стійки, виставити її таким чином, щоб таз був у положенні рівноваги.
Оцінити якість посадки. Звернути увагу на правильне розташування кісток таза, відсутність больових відчуттів і дискомфорту. За допомогою подвійного виска визначити базові лінії побудови протеза.
Виміряти розмір «коліно – підлога».



Зняти гільзу з пацієнта. Накреслити на ній базові лінії.

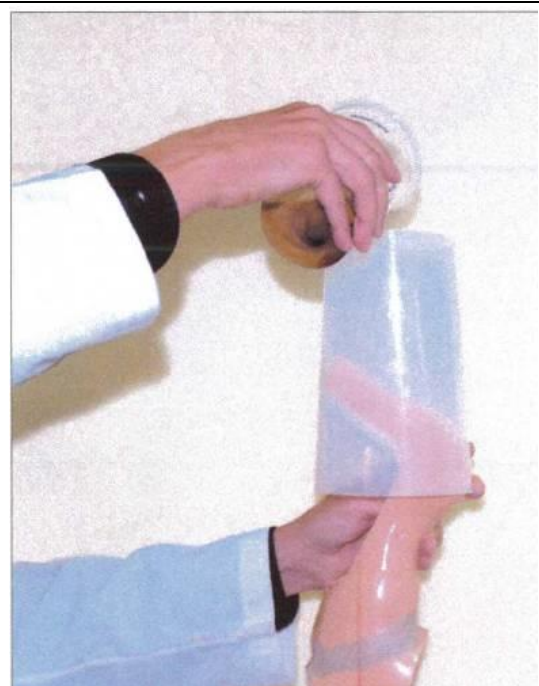


Зробити з поліетилену завтовшки 1 мм оболонку для формування з жорсткого пінопласту дистального відділу протеза.
Установити оболонку на гільзу й орієнтувати її вздовж базових ліній.
Зафіксувати оболонку на гільзі за допомогою клейкої стрічки.

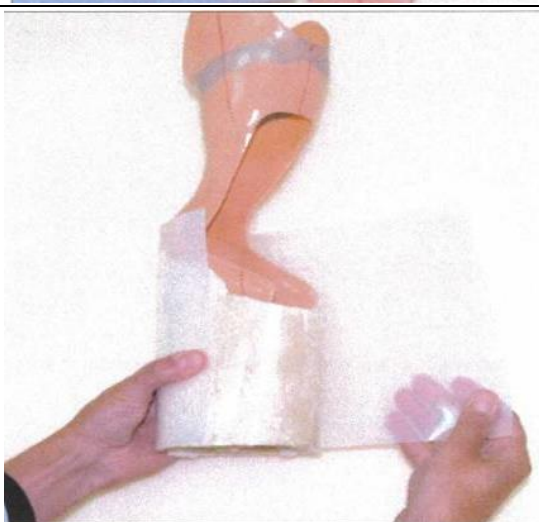


Продовження таблиці 6.23

Приготувати суміш із жорсткого пінопласту й затверджувана. Ретельно її перемішати. Об'єм суміші визначається об'ємом порожнини конуса з урахуванням коефіцієнта спінювання. Залити суміш в отвір конуса.



Після повного затвердіння піни відділити від неї поліетиленову пластину.



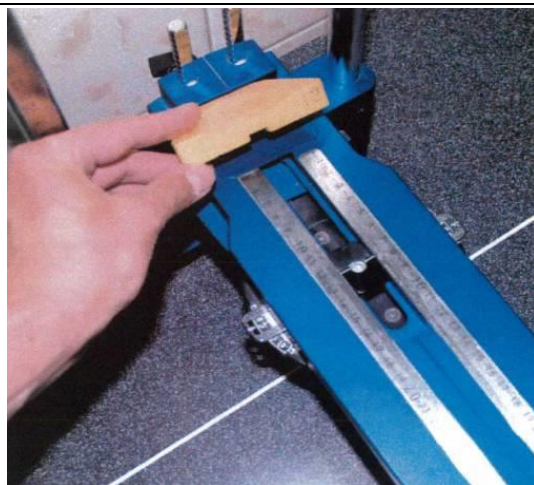
Таблиця 6.24 – Попереднє складання протеза

Визначити величину «ефективної висоти каблука», що становить різницю між товщиною каблука й підшви.



Продовження таблиці 6.24

Орієнтувати платформу протезоміра залежно від розміру й типу стопи та боку деформації. Зафіксувати її.
Установити на платформу відповідний імітатор каблука.



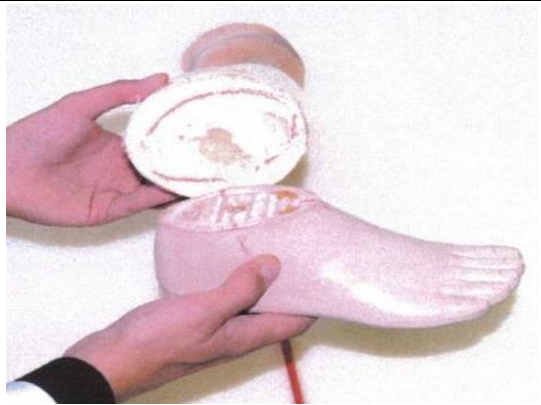

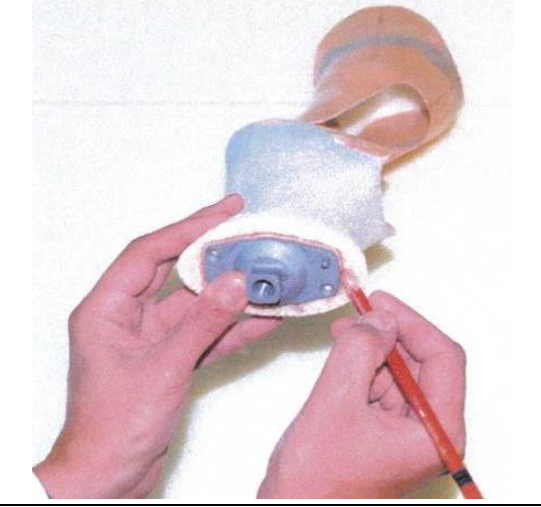

Установити на платформу протезоміра штучну стопу.



Розташувати гільзу на стопу. З'єднати лінії побудови протеза, нанесені на гільзу з променями оптичного пристрою.
Заміряти розмір «коліно – підлога».
За необхідності скорегувати довжину пінопласту.
Позначити взаємне розташування гільзи та стопи.

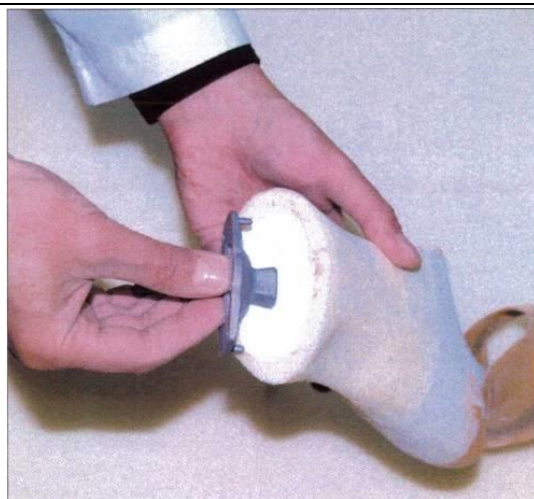


Продовження таблиці 6.24

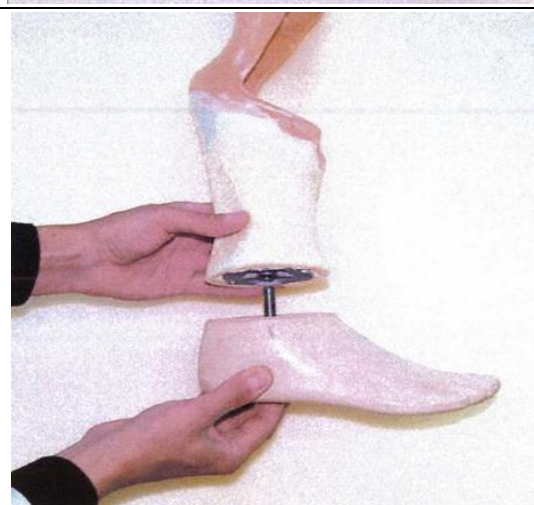
<p>Позначити на пінопласті місце встановлення стопи, зважаючи на їх взаємне розташування.</p>	
<p>Обробити піну за розміткою, надати їй форму кінцівки.</p>	
<p>Позначити на дистальному відділі гільзи місце встановлення адаптера стопи.</p>	
<p>Зробити поглиблення для встановлення адаптера стопи.</p>	

Продовження таблиці 6.24

Підготувати для встановлення адаптера стопи на гільзу протеза необхідну кількість легкої шпаклівки.
Установити адаптер стопи на визначене місце, зафіксувати за допомогою легкої шпаклівки.



Після застигання шпаклівки приєднати до протеза стопу.

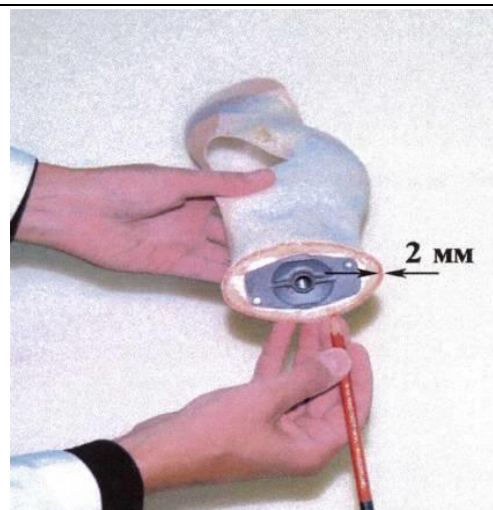


Запропонувати пацієнтові надягти протез.
Контролювати висоту протеза й відсутність у пацієнта болісних відчуттів.
Оцінити коректність схеми побудови протеза у фронтальній і сагітальній площинах.
За необхідності скорегувати форму гільзи або схему побудови протеза.

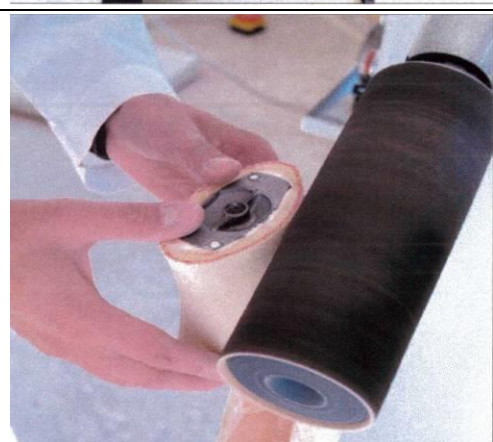


Таблиця 6.25 – Повторне ламінування гільзи

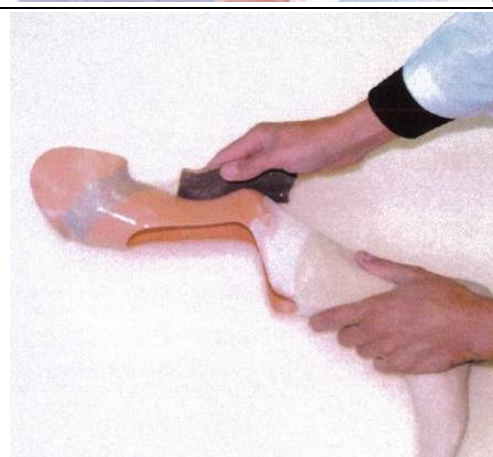
Від'єднати стопу від протеза.
Позначити лінію зменшення дистального відділу гільзи для компенсації товщини ламінату.



Обробити дистальний відділ відповідно до лінії корекції.



Обробити поверхню гільзи шліфувальною шкуркою.

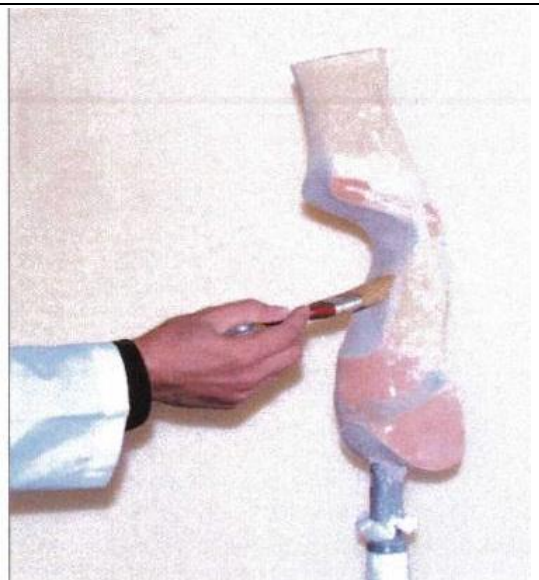


Підготувати гільзу до другого заливання.
Для цього виготовити з 3–4 шарів гіпсового бинта лонгету, зволожити її та накласти на отвір у вентральному відділі гільзи.
Приготувати гіпсовий розчин і заповнити ним гільзу. Уставити в гіпсовий розчин технологічну трубку.
Після застигання гіпсу зняти з гільзи лонгету.

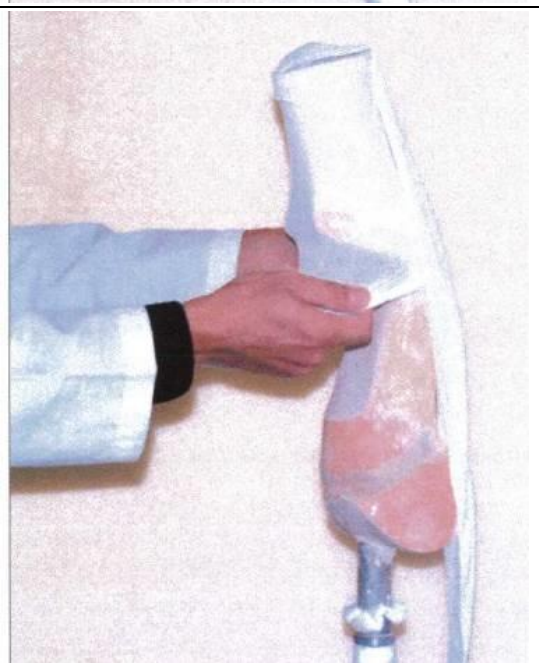


Продовження таблиці 6.25

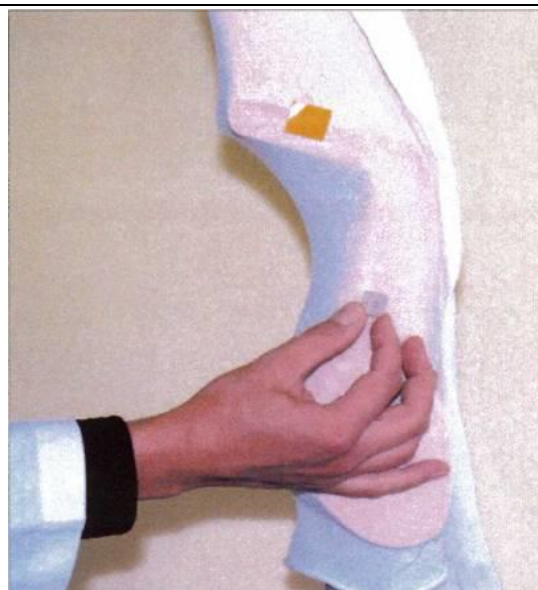
Розташувати гільзу на вакуумній установці.
Лаком ізолювати гіпс у отворах гільзи,
а також усю поверхню пінопласту.



Обтягнути модель двома шарами
трикотажного рукава.



Установити на складень у місцях
розташування елементів кріплення закладні
шайби.
Обтягнути модель шарами армувальних
чохлів, що залишились.
Підготувати зовнішній ізоляційний чохол.
Витримати 2–3 хв у вологому рушнику
й натягнути чохол на гільзу.
Ретельно розправити зморшки та ізолювати
на трубіці вакуумної установки.

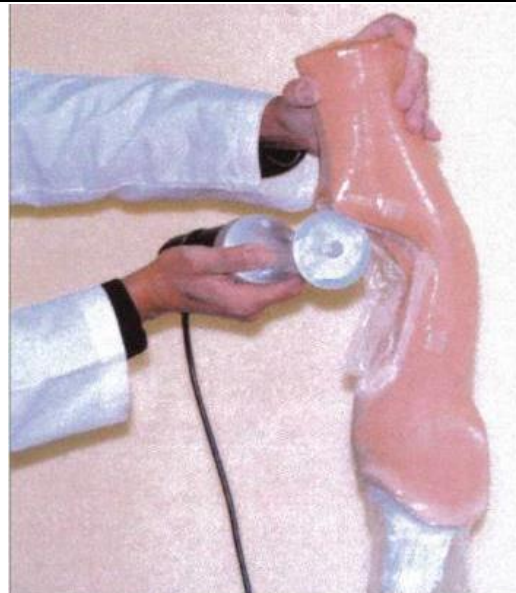


Продовження таблиці 6.25

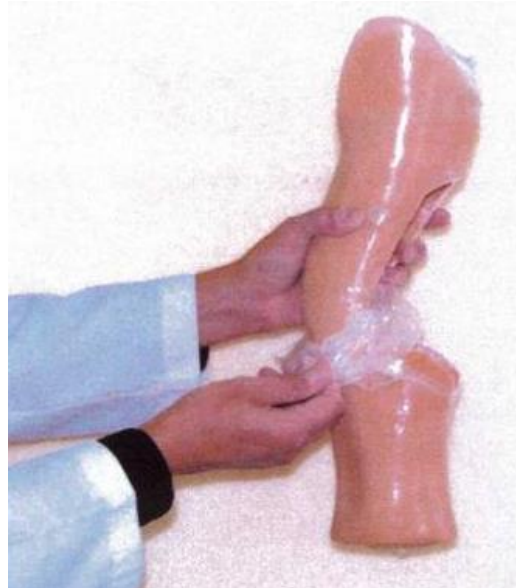
Приготувати необхідну кількість зв'язувальної речовини й залити її в горловину чохла. Перев'язати отвір мотузкою. Відкрити канал вакуумного насоса.
Рівномірно розподілити зв'язувальну речовину на всій поверхні складня.
Витримати модель до повного затвердіння речовини й вимкнути насос.



За допомогою електричної пили розкрити проксимальну частину гільзи. Відновити отвори в гільзі.



Зняти гільзу з вакуумної установки.
Вилучити гіпс із внутрішньої порожнини гільзи. Зняти ізоляційний чохол.



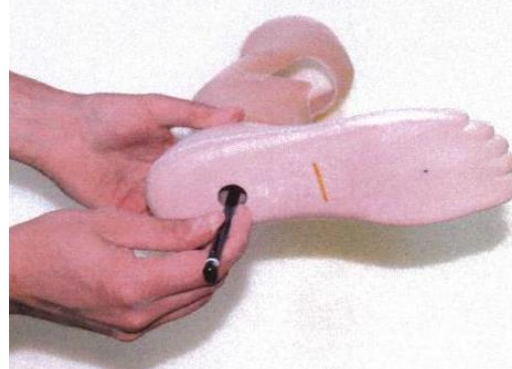
Кінець таблиці 6.25

Зашліфувати проксимальну частину гільзи та краї отворів.

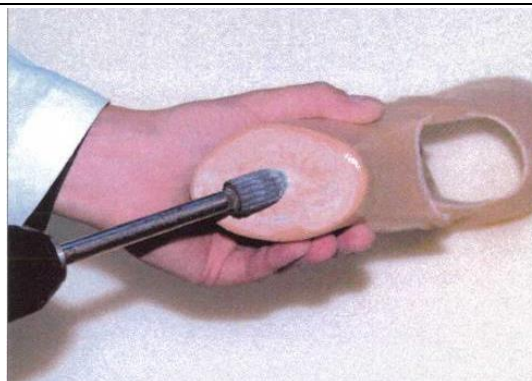


Таблиця 6.26 – Остаточне складання протеза

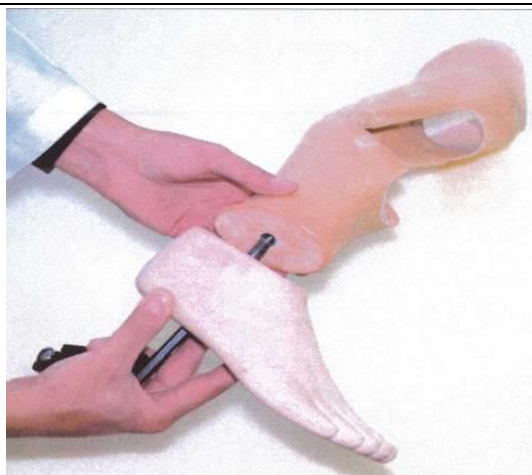
Позначити на гільзі місце розташування отвору під гвинт кріплення стопи.



Зробити отвір.



Приєднати стопу до гільзи.



Продовження таблиці 6.26

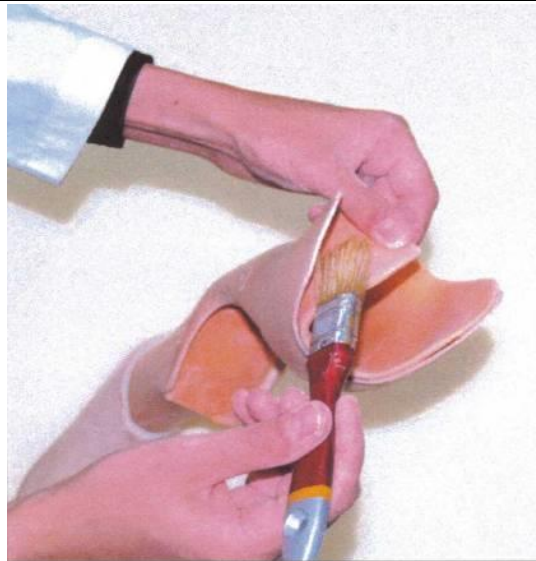
Зробити отвори в закладних елементах та нарізати в них різьбу.






Зашпаклювати місце з'єднання стопи й гільзи.



Приклеїти до гільзи пом'якшувальні вкладиші.



Продовження таблиці 6.26

<p>Виготовити елементи кріплення та встановити їх на протез.</p>	
<p>Готовий протез. Фронтальна проєкція.</p>	
<p>Латеральна проєкція.</p>	

Результат протезування



Рисунок 6.17 – Зовнішній вигляд пацієнта УкрНДІ протезування в протезі в разі вродженого недорозвитку нижньої кінцівки за типом протеза гомілки

6.7 Технологія виготовлення протеза в разі вродженого недорозвитку нижньої кінцівки за типом протеза стегна

Протез призначають хворим, якщо в них недорозвинені сегменти нижньої кінцівки, дистальний кінець якої не нижчий від надвиростків стегна здорової кінцівки на 6–9 см.

Протез складається із прийомної гільзи, колінного механізму (якщо дозволяє рівень укорочення кінцівки), несного модуля й модуля стопи із щиколоткою.

Технологію виготовлення протеза подано на прикладі вродженого недорозвитку нижньої кінцівки за типом аплазії стегна з укороченням кінцівки на 42 см (див. табл. 6.27–6.32). Результат протезування зображено на рис. 6.19.

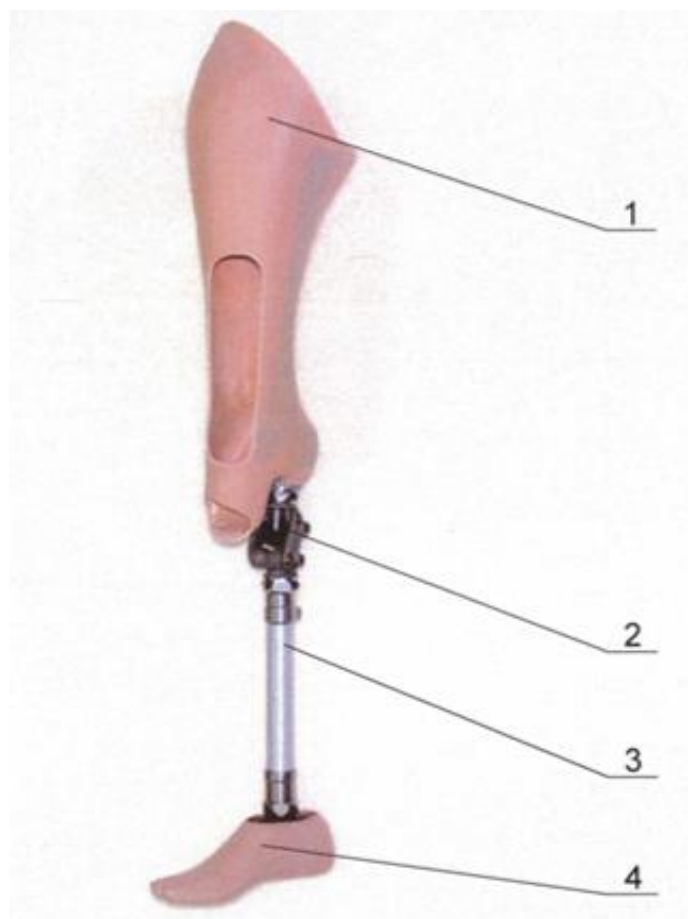


Рисунок 6.18 – Зовнішній вигляд протеза в разі вродженого недорозвитку нижньої кінцівки за типом протеза стегна:

1 – прийомна гільза; 2 – колінний механізм;

3 – несний модуль; 4 – модуль стопи із щиколоткою

Таблиця 6.27 – Виготовлення гіпсової моделі

<p>Оглянути кінцівку пацієнта. Визначити зони, придатні до навантаження:</p> <ul style="list-style-type: none"> – сідничний горб; – м'які тканини; – стопа. <p>Розпізнати зони, не придатні до навантаження.</p>	A photograph showing the lower legs and feet of a person. The right leg is a natural human leg wearing a blue sneaker. The left leg is a prosthetic leg, showing the hip, thigh, and a prosthetic foot.
---	---




Продовження таблиці 6.27

<p>Визначити відстані:</p> <ul style="list-style-type: none">– підлога – тубер;– від кінців пальців до підлоги;– від кінців пальців до рівня вершини виростків стегна другої кінцівки. <p>Залежно від рівня укорочення недорозвиненої кінцівки визначити можливість використання колінного механізму.</p> <p>Виміряти розмір стопи.</p>	
<p>Нанести на кінцівку тонким шаром ізоляційний крем. Одягти на кінцівку захисний чохол.</p>	
<p>Позначити на чохлі:</p> <ul style="list-style-type: none">– кісткові виступи;– локальні зони, що підлягають розвантаженню;– лінії зняття об'ємних розмірів.	





Продовження таблиці 6.27

<p>Зробити виміри: – об'ємних розмірів кінцівки;</p>	
<p>– кісткових розмірів кінцівки в ділянці крупних суглобів.</p>	
<p>Визначити необхідну довжину гіпсової лонгети для формування опорної поверхні стопи.</p>	

Продовження таблиці 6.27

<p>Виготовити лонгету, використовуючи 6–8 шарів гіпсового бинта, зволожити її та накласти на стопу, якій надано максимального можливого еквінусного положення. Ретельно змодельювати негатив на поверхні стопи до застигання гіпсу.</p>	
<p>Визначити необхідну довжину лонгети для формування проксимальної частини негатива.</p>	
<p>Виготовити лонгету з 6–8 шарів гіпсового бинта, зволожити її та накласти на проксимальну частину кінцівки. Виконати моделювання лонгети: – горизонтально розташовані пальці однієї руки здійснюють підхват сідничного горба; – пальці другої руки формують передній пелот, плавно розподіляють тиск на можливій великій площині; – великі пальці обох рук натискають на м'які тканини по боках від великого вертелюга, визначаючи міру подальшої корекції гіпсової моделі.</p>	

Продовження таблиці 6.27

<p>Правильне положення пальців у процесі формування ділянки під сідничний горб. Пальці мають розташовуватися горизонтально.</p>	 An anatomical illustration showing a hand supporting a human pelvis from below. The fingers are positioned horizontally, resting against the pelvic bones.
<p>Неправильне положення пальців під час формування ділянки під сідничний горб. Нахилено розташовані пальці спричиняють сповзання сідничного горба й болісні відчуття в зоні промежини.</p>	 An anatomical illustration showing a hand supporting a human pelvis from below. The fingers are tilted upwards, which causes the pelvic bones to slide forward.
<p>Правильне положення пальців у процесі формування ділянки під сідничний горб. Пальці мають розташовуватися в площині сідничного горба.</p>	 A close-up anatomical illustration of the pelvic region. The fingers are shown resting in the plane of the pelvic floor, supporting the pelvic bones.
<p>Неправильне положення пальців під час формування ділянки під сідничний горб. Невідповідність площин сідничного горба й ділянки під сідничний горб призводить до нестабільної посадки кукси в гільзі, виникнення ротаційних моментів і болісних відчуттів у цій зоні.</p>	 A close-up anatomical illustration of the pelvic region. The fingers are shown resting in a plane that does not match the pelvic floor, leading to instability and pain.

Продовження таблиці 6.27

Визначити:

- довжину лонгети для з'єднання проксимальної та дистальної частин негатива;
- поверхні кінцівки, що заважатимуть зніманню застиглого негатива;
- місце розташування з'єднувальної лонгети, що дасть змогу без ускладнень зняти негатив із кінцівки.



Зволожити лонгету та з'єднати нею частини негатива. Змоделювати негатив по кінцівці.



Після затвердіння зняти негатив із кінцівки. Відновити лінії розмітки.

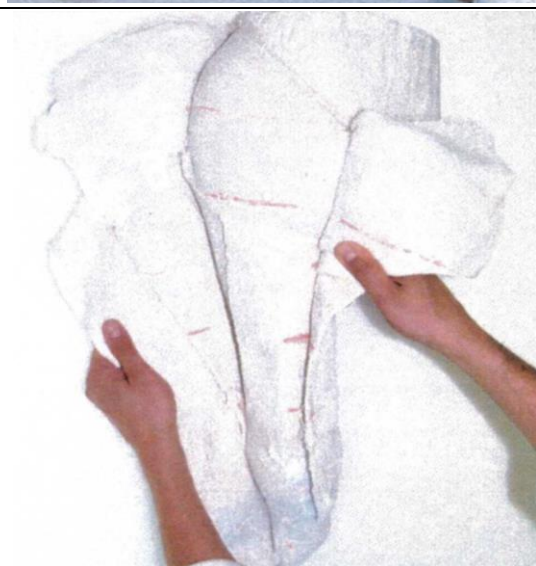


Продовження таблиці 6.27

Підготувати негатив до заливання гіпсовим розчином. Для цього необхідно накласти на проксимальну частину негатива 4–5 шарів зволоженого гіпсового бинта, зрівняти медіальний і латеральний краї негатива по висоті. Закрити отвір у передній частині негатива. Приготувати гіпсовий розчин і заповнити ним негатив. Уставити в гіпсовий розчин технологічну трубку.




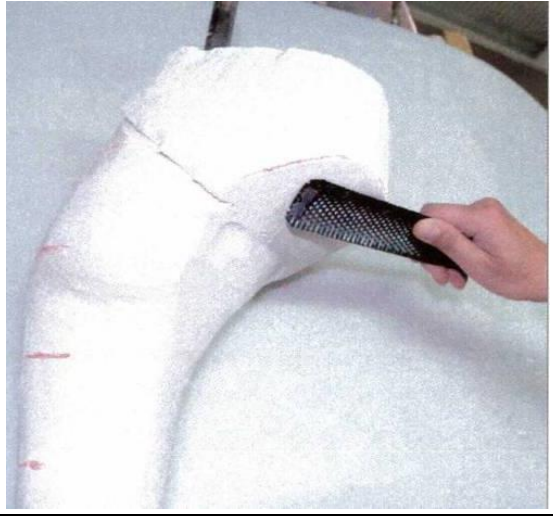

Після повного застигання гіпсу звільнити позитив від шарів гіпсового бинта.



Відновити лінії розмітки.




Продовження таблиці 6.27

<p>Обробити поверхню моделі, зняти напливи гіпсу та зробити її округлою.</p>	
<p>Обробити модель у ділянці сідничної ділянки, надати їй плавної округленої форми.</p>	
<p>Зробити плавний перехід між сідничною ділянкою та латеральною поверхнею моделі. Шар гіпсу, що знімається, визначається поглибленням від великого пальця, що виникло під час моделювання негатива.</p>	

Продовження таблиці 6.27

<p>Напівкруглим рашпілем сформувати поверхню переднього пелота, створити її плоскою в проксимальній зоні та поступово округлити дистально.</p>	
<p>Обробити модель у ділянці стопи: – рівномірно знімати шари гіпсу з медіального й латерального боків позитива в ділянці щиколоток до досягнення визначеного кісткового розміру; – змодельювати зони навантаження в ділянці п'ятки, поздовжнього склепіння та фаланг пальців.</p>	
<p>Нанести на модель у зонах щиколоток, кісткових виступів, локальних зонах, що підлягають розвантаженню, шари гіпсу завтовшки до 5 мм.</p>	
<p>Скорегувати модель у зоні привідного м'яза шаром гіпсу завтовшки 1–1,5 см.</p>	

Продовження таблиці 6.27

<p>Зняти надлишки гіпсу й зробити плавні переходи між шарами гіпсу.</p>	
<p>Визначити величини скорочення об'ємних розмірів моделі. Вони становлять 5–8% (залежно від комплекції пацієнта) вільного розміру кінцівки в проксимальному відділі, поступово зменшуючись до 0% у дистальному відділі (або в зоні великих суглобів чи кісткових структур, наприклад стопи).</p> <p>Зменшити об'ємні розміри моделі на визначені величини.</p> <p>Зайві шари гіпсу можна рівномірно знімати з усіх боків моделі, водночас не змінюється її загальна форма.</p>	
<p>Перевірити об'ємні розміри моделі на відповідність визначеним розмірам.</p>	
<p>Перевірити відповідність розмірів моделі до розмірів кінцівки в зонах кісткових структур.</p>	

Продовження таблиці 6.27

Складна форма кінцівки для зручного надягання протеза потребує виконати в гільзі отвір, що:

- дистально проходить на 1–2 см нижче від найбільшого периметра гомілковостопного суглоба;
- проксимально розташований на тому рівні гільзи, де її периметр дорівнює максимальному периметру гомілковостопного суглоба;
- по ширині дає змогу ввести дистальний відділ кінцівки в гільзу.



Позначити на моделі контур отвору.



Змастити модель ізоляційним кремом.

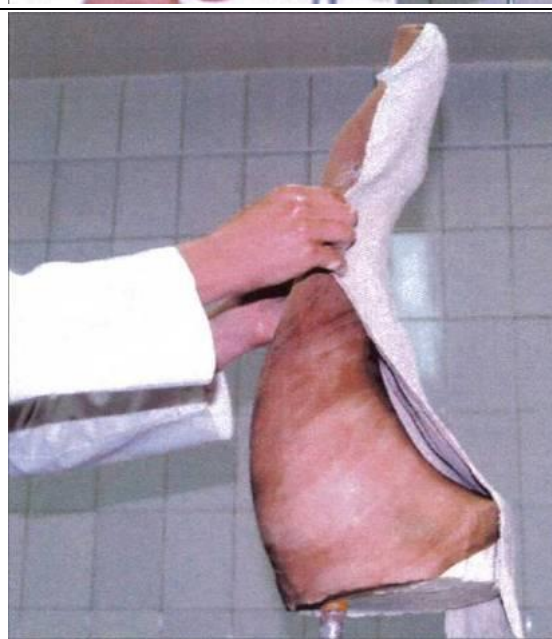


Продовження таблиці 6.27

Натягнути на модель тонкий трикотажний чохол.
Визначити довжину лонгети для формування примірювальної гільзи.



Виготовити лонгети з 8–10 шарів гіпсового бинта.
Зволожити й щільно розгладити їх на поверхні моделі. Отвір, необхідний для надягання гільзи, залишити вільним.




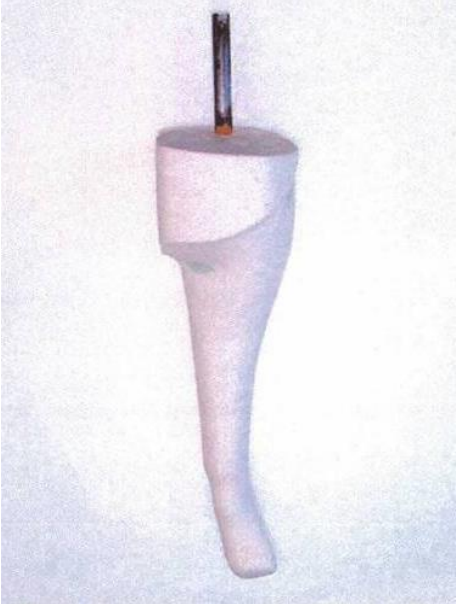

Після застигання бинтів зняти примірювальну гіпсову гільзу з моделі.
Висушити примірювальну гільзу в термічній шафі за температури 50–60°C.



Продовження таблиці 6.27

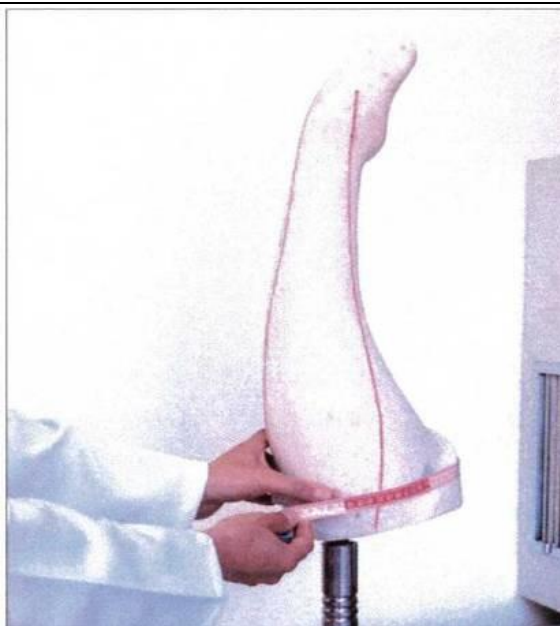
<p>Надіти примірювальну гільзу на кінцівку. Щільно й зручно розмістити в ній м'які тканини. Закріпити примірювальну гільзу в кільці опорної стійки, виставити її таким чином, щоб таз був у положенні рівноваги. Оцінити якість посадки кінцівки в гільзі. Звернути увагу на правильне розташування кісток таза, привідного м'яза, щільне прилягання проксимального краю гільзи до кінцівки, відсутність больових відчуттів і дискомфорту.</p>	
<p>Оцінити зручність користування гільзою в положенні сидячи. Якщо потрібно, доопрацювати модель відповідно до зауваг пацієнта, повторити виготовлення примірювальної гільзи та примірювання.</p>	
<p>Зашліфувати модель. Висушити гіпсову модель у термічній шафі за температури 50–60 °С.</p>	
<p>Готова гіпсова модель. Фронтальна проекція.</p>	

Кінець таблиці 6.27

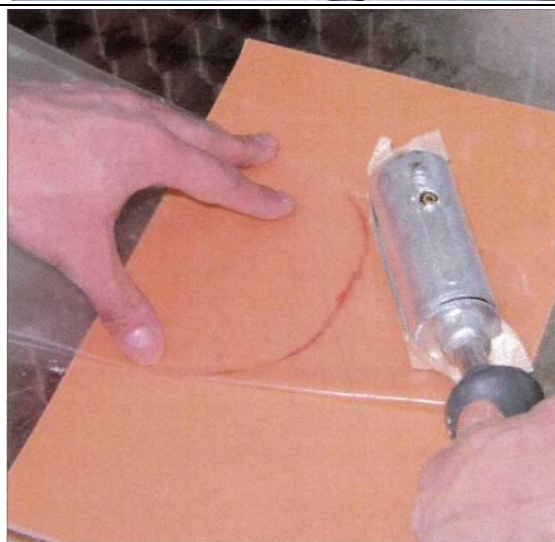
<p>Латеральна проєкція.</p>	
<p>Дорсальна проєкція.</p>	
<p>Медіальна проєкція.</p>	

Таблиця 6.28 – Виготовлення приймальної гільзи

Розташувати гіпсову модель на вакуумній установці.
За розмірами гіпсової моделі підібрати необхідний типорозмір ізоляційного чохла або виготовити чохол власноруч.



Позначити на чохлі конфігурацію дистального краю гіпсової моделі та зварити дистальний відділ внутрішнього чохла.
Перевірити внутрішній ізоляційний чохол на герметичність.

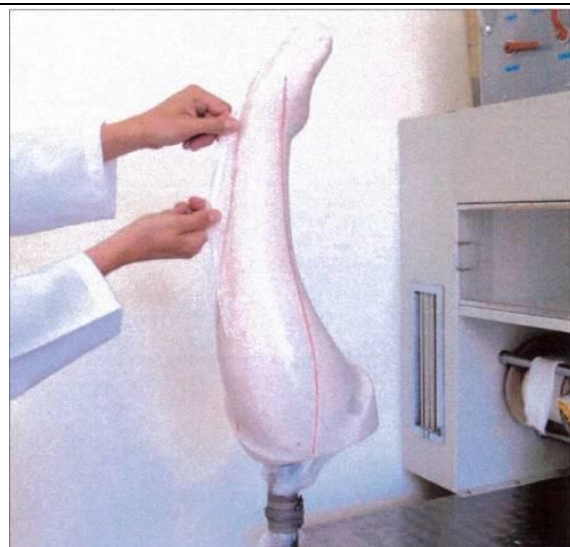


Загорнути ізоляційний чохол у зволожений рушник та витримати 2–3 хв.
Обробити внутрішню поверхню чохла тальком.



Продовження таблиці 6.28

Розправити й натягнути чохол на гіпсову модель.
Відкрити відповідний кран вакуумної установки. Тиск має дорівнювати $[(-0,6)-(-0,8)]$ кг/см². Перевірити герметичність чохла. Обрізати залишки чохла нижче від рівня герметизації ножицями.
Ретельно розправити зморшки, що з'являються.



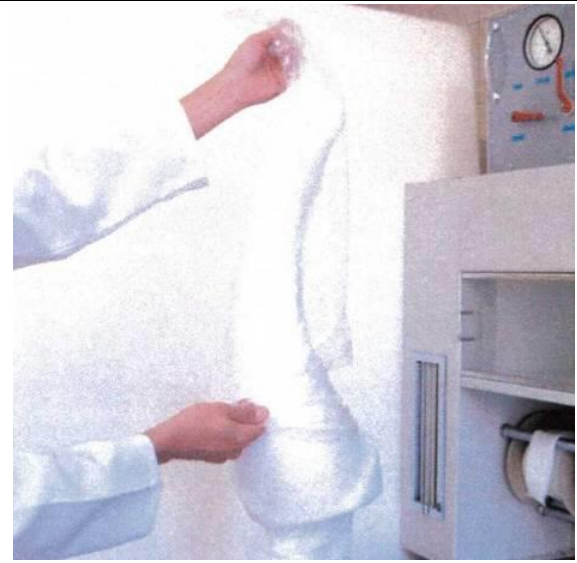
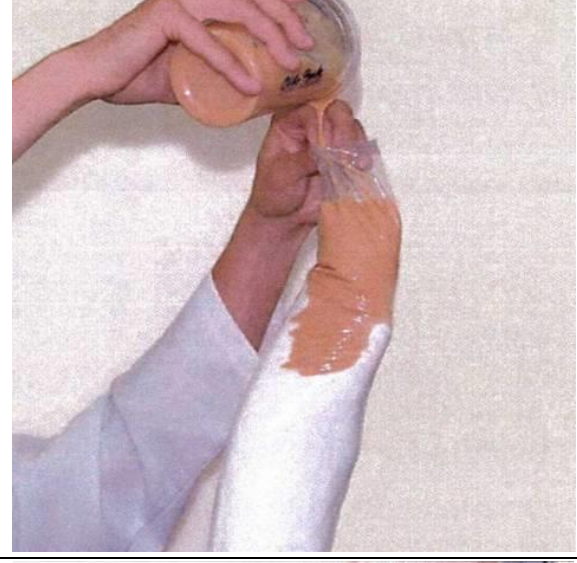

Визначити кількість і розміри армувальних чохлав відповідно до розмірів моделі та бажаної міцності гільзи. Перший шар армувальних чохлав рекомендовано виготовляти з фільтр дакрону або перлону.
Обтягнути модель двома шарами чохлав.



Армувати модель чохлам із скловолокна.



Продовження таблиці 6.28

<p>Обтягнути модель 2–3 парами армувальних чохлаів. Підготувати зовнішній ізоляційний чохол, але його дистальний відділ залишається вільним. Витримати чохол 2–3 хв у вологому рушнику й натягнути його на модель. Перев'язати чохол на трубці вакуумної установки.</p>	
<p>Приготувати зв'язувальну речовину (кількість литтєвої смоли визначається залежно від розмірів гіпсової моделі й кількості армувальних шарів). Залити рідину в горловину зовнішнього чохла й перев'язати отвір мотузкою. Відкрити другий канал вакуумного насоса.</p>	
<p>Рівномірно розподілити зв'язувальну речовину на всій поверхні складня. Витримати модель до повного затвердіння речовини й вимкнути насос.</p>	

Продовження таблиці 6.28

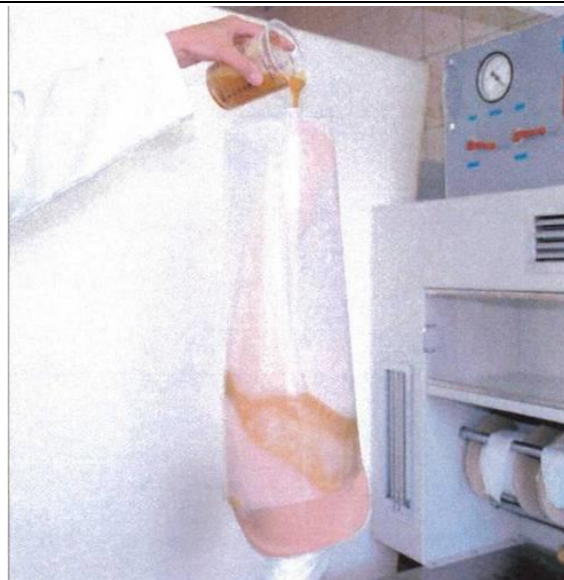
Зняти зовнішній ізоляційний чохол.
Обробити поверхню гільзи шліфувальною шкуркою.



Сформувати навколо гільзи з поліетилену завтовшки 1 мм конус. Орієнтувати його в подовжньому напрямку моделі й фіксувати на гільзі за допомогою клейкої стрічки.



Приготувати суміш із жорсткого пінопласту й затверджувача.
Ретельно її перемішати.
Об'єм суміші визначається об'ємом порожнини конуса з урахуванням коефіцієнта спінювання.
Залити суміш в отвір конуса.

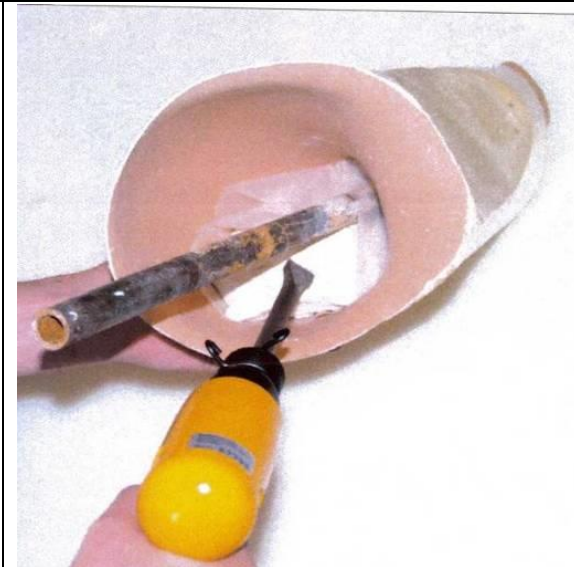


Продовження таблиці 6.28

Після повного затвердіння піни відділити від неї поліетиленову пластину.



Зняти складень із вакуумної установки. Вилучити гіпс із внутрішньої порожнини гільзи.



Обробити поверхню піни за формою кінцівки.

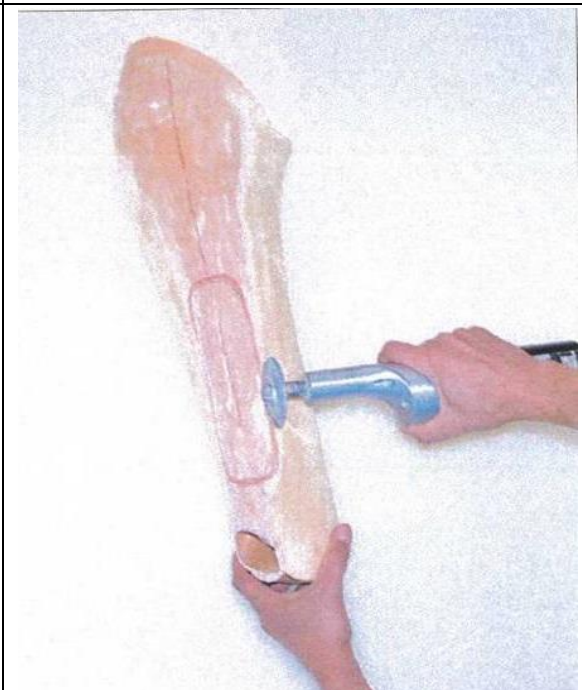


Продовження таблиці 6.28

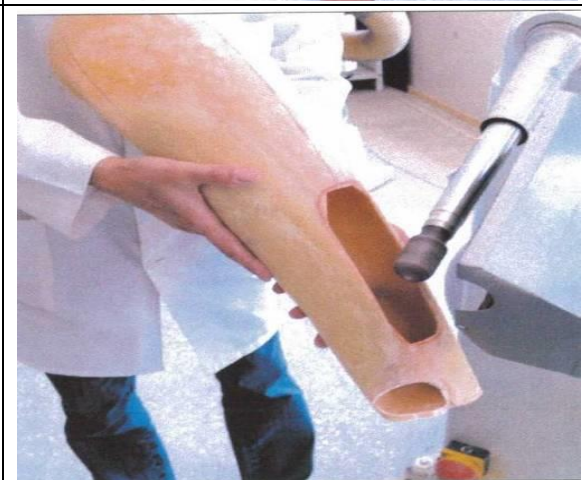
Обробити проксимальну частину гільзи.



Відновити положення отворів для можливості надягання протеза. Прорізати ці отвори.



Обробити краї отворів.



Кінець таблиці 6.28

Надіти гільзу на кінцівку. Закріпити гільзу в кільці опорної стійки, виставити її таким чином, щоб таз був у положенні рівноваги. Оцінити якість посадки. Звернути увагу на правильне розташування кісток таза, щільне прилягання проксимального краю гільзи до кінцівки, відсутність больових відчуттів і дискомфорту. За допомогою подвійного виска нанести базові лінії побудови протеза. Відповідно до здорової кінцівки визначити розмір «коліно – підлога».



Таблиця 6.29 – Попереднє складання протеза

Приєднати колінний вузол до опорного адаптера.

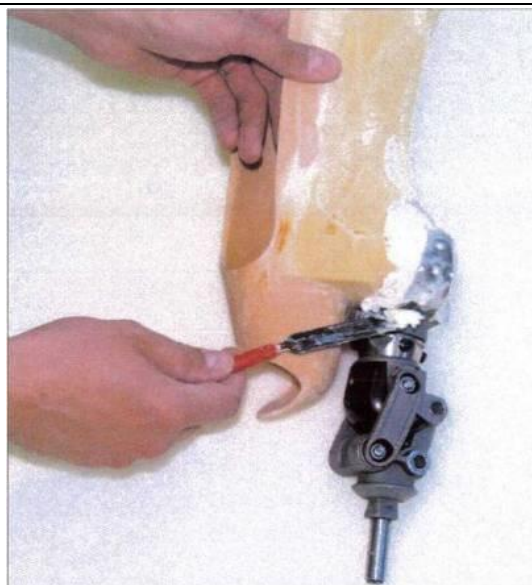


Орієнтуючись на базові лінії, визначити місце встановлення опорного адаптера.

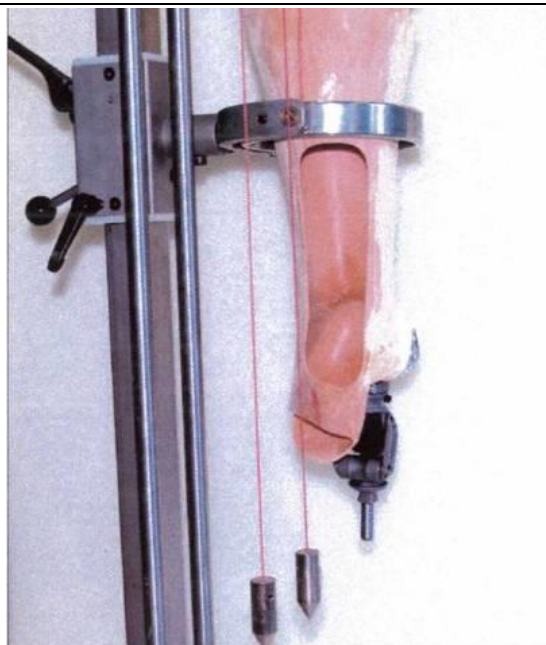


Продовження таблиці 6.29

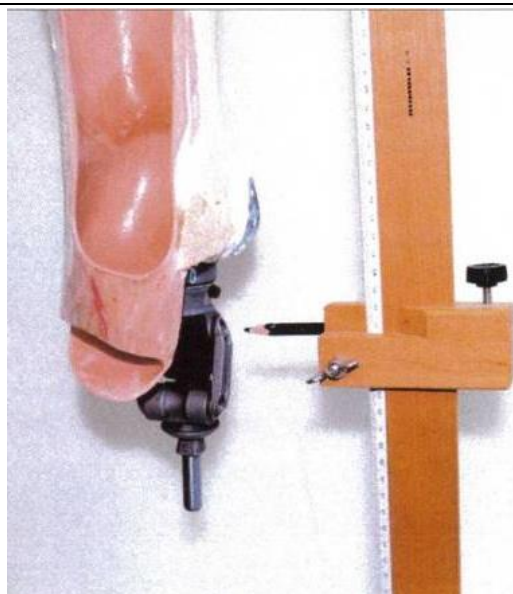
Підготувати для установки опорного адаптера на гільзу протеза необхідну кількість легкої шпаклівки.
Установити опорний адаптер на визначене місце й закріпити його за допомогою шпаклівки.



Розташувати гільзу на кільце опорної стійки та перевірити правильність установки опорного адаптера.

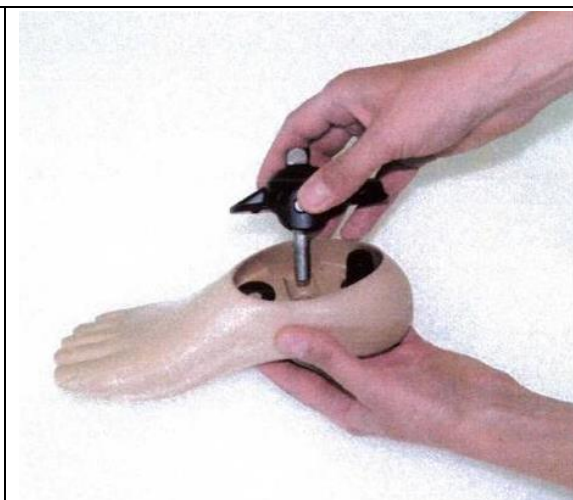


Контролювати розмір «коліно – підлога».

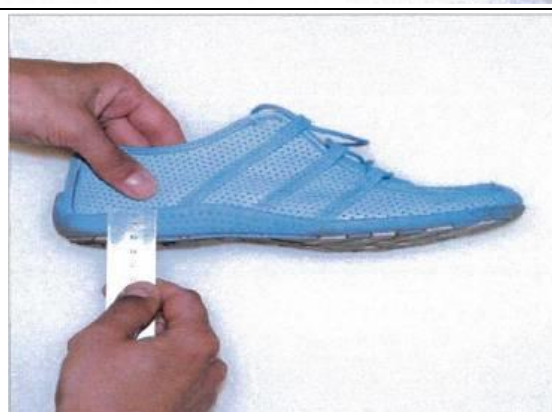


Продовження таблиці 6.29

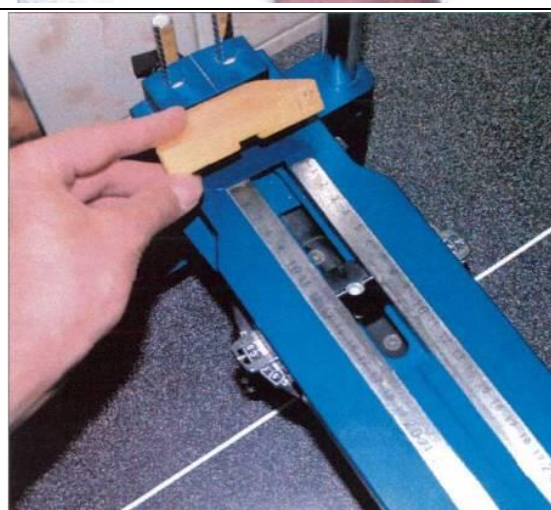
Зібрати стопу із щиколоткою.



Визначити величину «ефективної висоти каблука», що становить різницю між товщиною каблука й підошви.

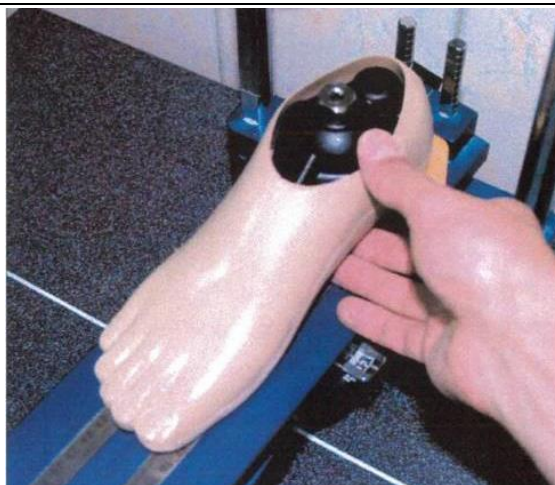


Установити на платформу протезоміра відповідний імітатор каблука.
Орієнтувати платформу залежно від розміру й типу стопи й ампутованого боку. Зафіксувати її.



Продовження таблиці 6.29

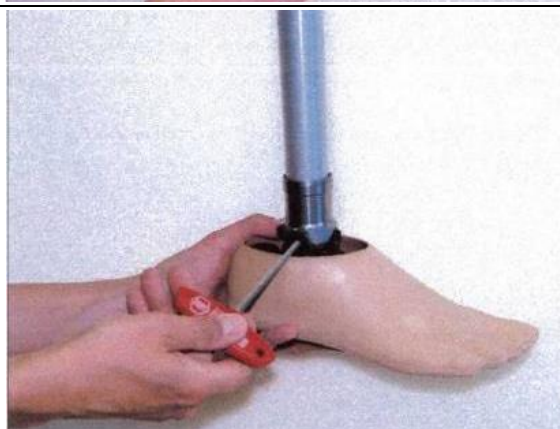
Розташувати на платформі протезоміра штучну стопу.



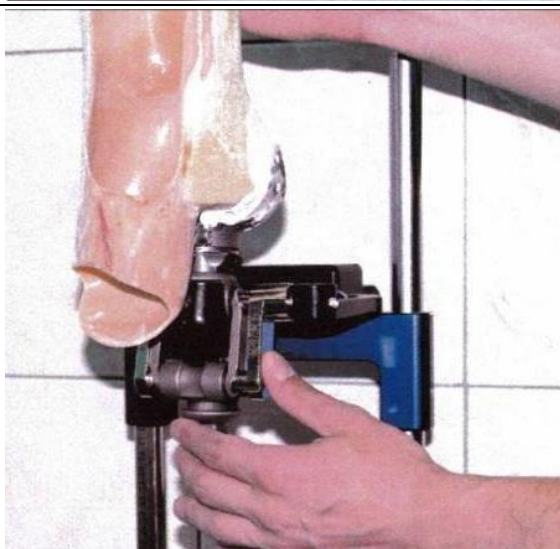
Визначити необхідну довжину модульної трубки й відрізати її.



Приєднати модульну трубку до модуля «стопа – щиколотка».

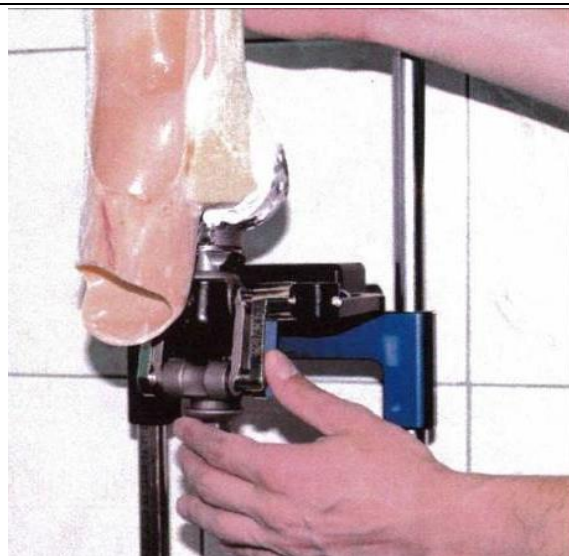


Закріпити колінний вузол у протезомірі.
Виставити по висоті.

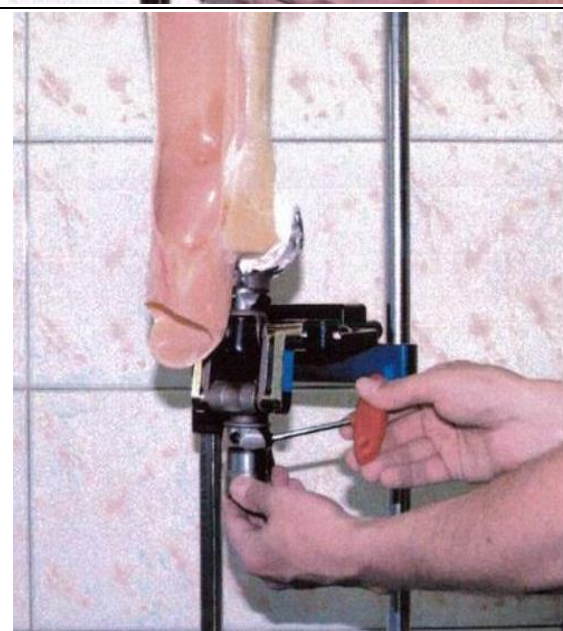


Продовження таблиці 6.29

Закріпити колінний вузол у протезомірі.
Виставити по висоті.



Приєднати до колінного вузла адаптер.

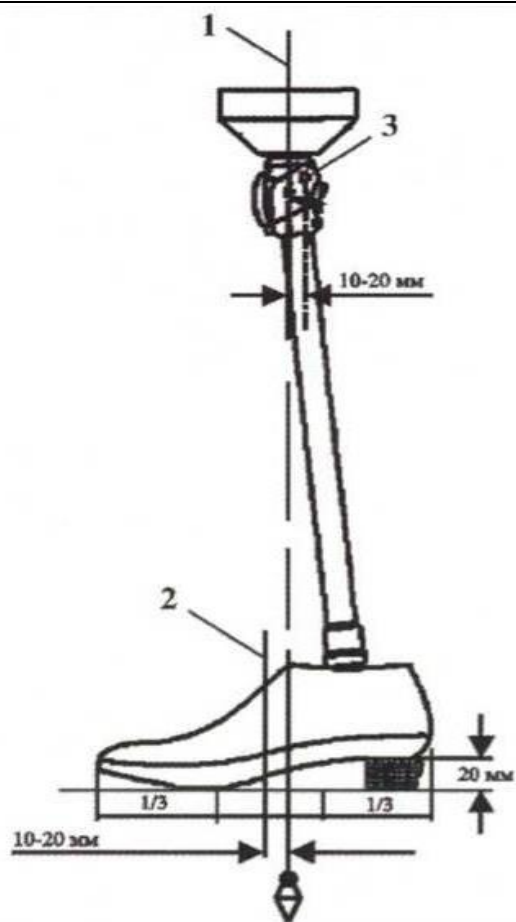


З'єднати модулі протеза. Юстувати протез
у фронтальній і сагітальній площинах.



Кінець таблиці 6.29

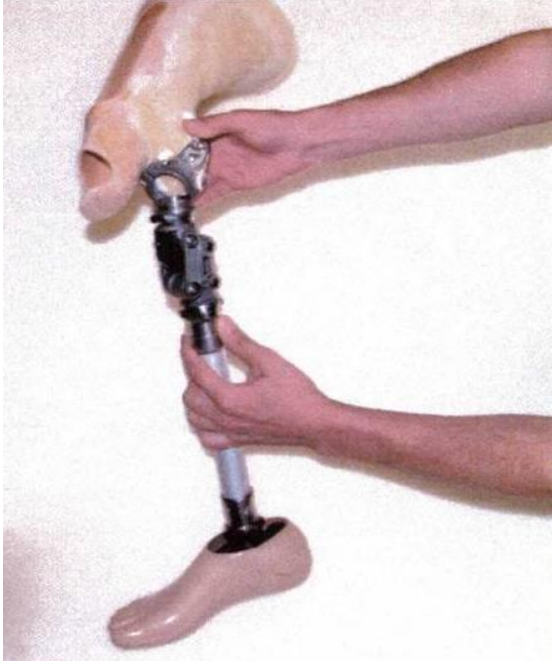


У сагітальній площині базова лінія (1) має проходити крізь великий вертлюг, на 1–2 см попереду від осі колінного вузла, та крізь середину шарнірної стопи (2) або розташовуватися на 1–2 см позаду від середини безшарнірної стопи.
 У фронтальній площині базова лінія має проходити крізь тазостегновий суглоб, середину колінного вузла й середину стопи.
 Вісь гільзи відповідає анатомічній осі кінцівки.






Запропонувати пацієнтові надягти протез.
 Контролювати висоту протеза й відсутність у пацієнта болісних відчуттів.
 Оцінити коректність схеми побудови протеза у фронтальній і сагітальній площинах.
 Якщо потрібно, скорегувати схеми побудови протеза й форми гільзи.



Таблиця 6.30 – Повторне ламінування гільзи

<p>Від'єднати від протеза гільзу.</p>	
<p>Підготувати гільзу до другого заливання. Для цього виготовити з 3–4 шарів гіпсового бинта лонгету, що закриватиме отвори. Зволожити лонгету й накласти її на отвори.</p>	
<p>Приготувати гіпсовий розчин і заповнити ним гільзу. Вставити в гіпсовий розчин технологічну трубку. Після застигання гіпсу зняти з гільзи лонгету.</p>	

Продовження таблиці 6.30

<p>Розташувати гільзу на вакуумній установці. Шаром гіпсу ізолювати отвір опорного адаптера.</p>	
<p>Обробити поверхню гільзи шліфувальною шкуркою. Лаком ізолювати гіпс у отворах гільзи.</p>	
<p>Обтягнути модель двома шарами трикотажного рукава.</p>	

Продовження таблиці 6.30

Армувати складень із медіального й латерального боків і пелюстки опорного адаптера стрічками карбонової тканини завширшки 5–6 см. Закріпити їх за допомогою подвійної клейкої стрічки.



Обтягнути модель трикотажними рукавами, що залишились. Підготувати зовнішній ізоляційний чохол. Витримати його 2–3 хв у вологому рушнику й натягнути на гільзу. Ретельно розправити зморшки та ізолювати на трубці вакуумної установки.

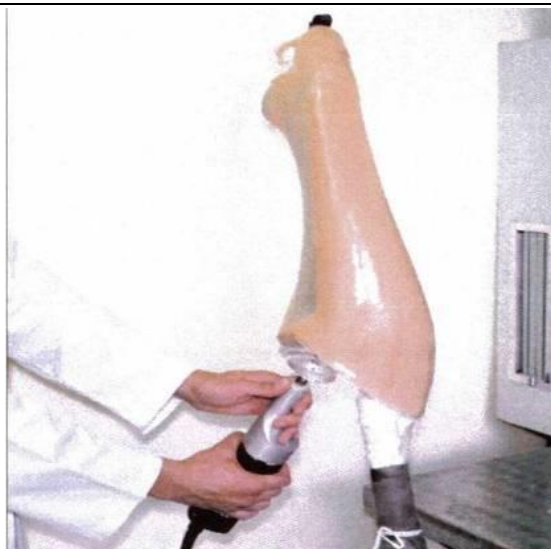


Приготувати необхідну кількість зв'язувальної речовини й залити її в горловину чохла. Перев'язати отвір мотузкою. Відкрити канал вакуумного насоса. Рівномірно розподілити речовину по всій поверхні складня. Витримати модель до повного затвердіння зв'язувальної речовини й вимкнути насос.

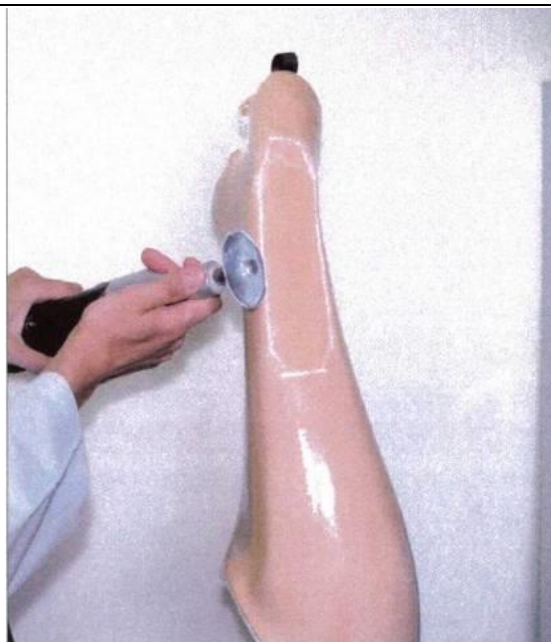


Кінець таблиці 6.30

За допомогою електричної пили розкрити проксимальну частину гільзи.



Відновити отвори в гільзі.



Вилучити гіпс. Зняти з гільзи зовнішній ізоляційний чохол.
Обробити проксимальну частину гільзи та краї отворів.



Таблиця 6.31 – Остаточне складання протеза

Приєднати гільзу до протеза.
Установити зібраний протез у протезомір.
Перевірити схему побудови протеза.



Запропонувати пацієнтові одягти протез.
Перевірити відсутність зауваг пацієнта
щодо форми гільзи та схеми побудови
протеза. За необхідності скорегувати.



Продовження таблиці 6.31

Готовий протез. Фронтальна проєкція.



Медіальна проєкція.

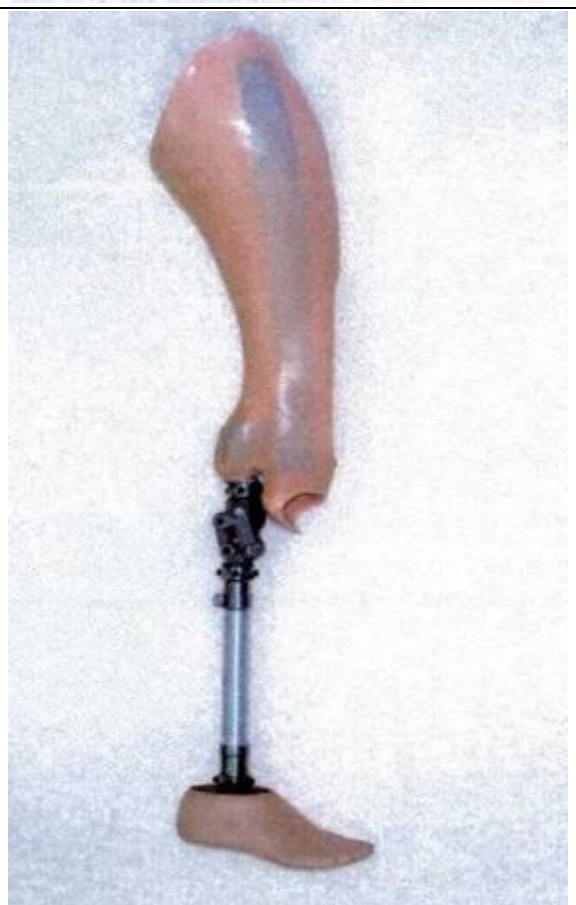


Кінець таблиці 6.31


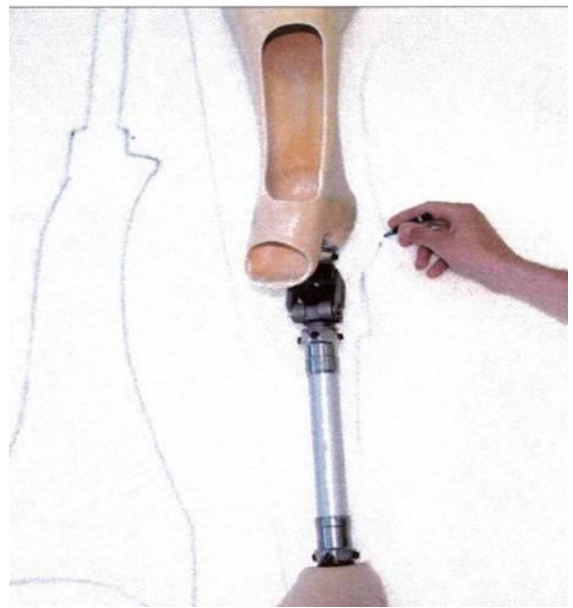

Дорсальна проєкція.



Латеральна проєкція.



Таблиця 6.32 – Косметичне облицювання протеза

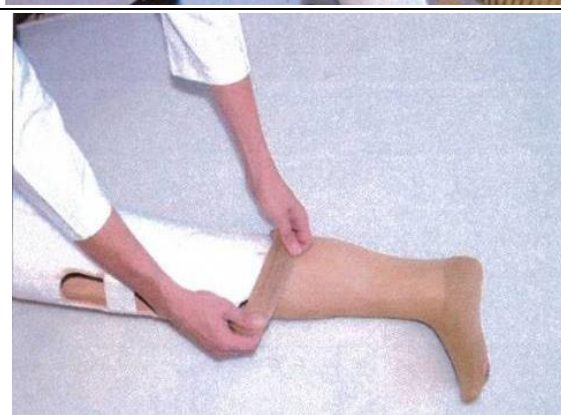
<p>Після усунення всіх зауваг розпочати косметичне моделювання протеза. Закріпити всі гвинти розчином для фіксації різьбових з'єднань.</p>	 A close-up photograph showing a person's hands working on a prosthetic joint. One hand holds a red bottle of Loctite 638 threadlocker, applying it to a metal screw on the joint. The other hand uses a red-handled screwdriver to tighten the screw. The prosthetic is a light-colored, skin-like material.
<p>Покласти протез на лист пінополіуретану й обвести його за контуром. Вирізати в листах порожнини, у яких буде розміщено протез.</p>	 A photograph showing a prosthetic leg being traced onto a white foam sheet. A hand is using a black marker to draw the outline of the prosthetic onto the foam. The prosthetic is a light-colored, skin-like material with a metal joint.
<p>Нанести клей на внутрішні порожнини пінополіуретанових листів і поверхню протеза. Вклеїти протез у порожнину пінополіуретанових листів.</p>	 A photograph showing a prosthetic leg being inserted into a white foam socket. A hand is holding the prosthetic, and another hand is pointing to the foam socket. The prosthetic is a light-colored, skin-like material with a metal joint.

Кінець таблиці 6.32

Обробити поролон, надавши йому форму й розміри ноги пацієнта.



Надіти поверх протеза косметичну панчоку.



Результат протезування



Рисунок 6.19 – Зовнішній вигляд пацієнта УкрНДПротезування в протезі в разі вродженого недорозвитку нижньої кінцівки

6.8 Контрольні завдання

1. Назвіть та поясніть основні технологічні етапи виготовлення протеза стопи.
2. Назвіть та поясніть основні технологічні етапи виготовлення протеза гомілки.
3. Назвіть та поясніть основні технологічні підходи до виготовлення протезів у разі вичленення в гомілковостопному суглобі.
4. Назвіть та поясніть основні технологічні підходи до виготовлення протезів у разі вичленення в колінному суглобі.
5. Назвіть та поясніть основні технологічні етапи виготовлення протеза стегна з поперечно-овальною приймальною гільзою.
5. Назвіть та поясніть основні технологічні етапи виготовлення протеза стегна з поздовжньо-овальною приймальною гільзою.
6. Назвіть та поясніть основні технологічні етапи виготовлення протезів нижніх кінцівок унаслідок вичленення в тазостегновому суглобі.
7. Назвіть та поясніть основні технологічні етапи виготовлення протезів у разі вродженого недорозвитку нижніх кінцівок за типом протеза гомілки.
8. Назвіть та поясніть основні технологічні етапи виготовлення протезів у разі вродженого недорозвитку нижніх кінцівок за типом протеза стегна.

7 ПРОТЕЗИ СТЕГНА ПІДВИЩЕНОЇ ФУНКЦІЙНОСТІ З ВИКОРИСТАННЯМ КОЛІННОГО МЕХАНІЗМУ З ЕЛЕКТРОННИМ КЕРУВАННЯМ

7.1 Основні характеристики та переваги протезів стегна підвищеної функційності з використанням колінного механізму з електронним керуванням

Використовувані сучасні технології забезпечують інтелектуальне управління протезом у режимі реального часу відповідно до індивідуальних особливостей ходи користувача. Це стало можливим завдяки комплексній сенсорній системі, що в реальному часі контролює всі показники й розпізнає, де перебуває користувач: на рівній поверхні або на пологих схилах, спускається сходами змінним кроком або пересувається по різних видах ґрунту, наприклад, у лісі, по піску або гравію. Завдяки адаптивному опору у фазі опори користувач легко може долати незначні перешкоди, ходити місцевістю з поганою оглядовістю чи пересуватися в щільному натовпі.

Нижче наведемо основні переваги колінного механізму з електронним керуванням.

Легкий перехід у фазу переносу

Ще більша свобода пересування переходу з фази опори у фазу переносу стає набагато простішою, тому успішна адаптація до нового протеза відбувається швидше. Контроль у фазу переносу дає змогу користувачеві пересуватися навіть складними для проходження ґрунтами, зокрема по піску, гравію або каменю. Система виконує більш гармонійне керування низкою коротких кроків в умовах зміни швидкості ходьби. Користувач зможе активніше розуміти своє оточення, бути більш самостійним і незалежним.

Керування фазою переносу в режимі реального часу

Електронна система у фазі переносу саме адаптується до будь-яких ситуацій, у яких перебуває користувач: на сходах, на рівній ділянці або з нахилом і на інших поверхнях. Величина опору варіюється в режимі реального часу й ще краще регулюється відповідно до поточної ситуації. Користувач відчуває, що весь процес руху стає менш трудомістким. Це підвищує якість його життя й дає більше енергії (рис. 7.1).

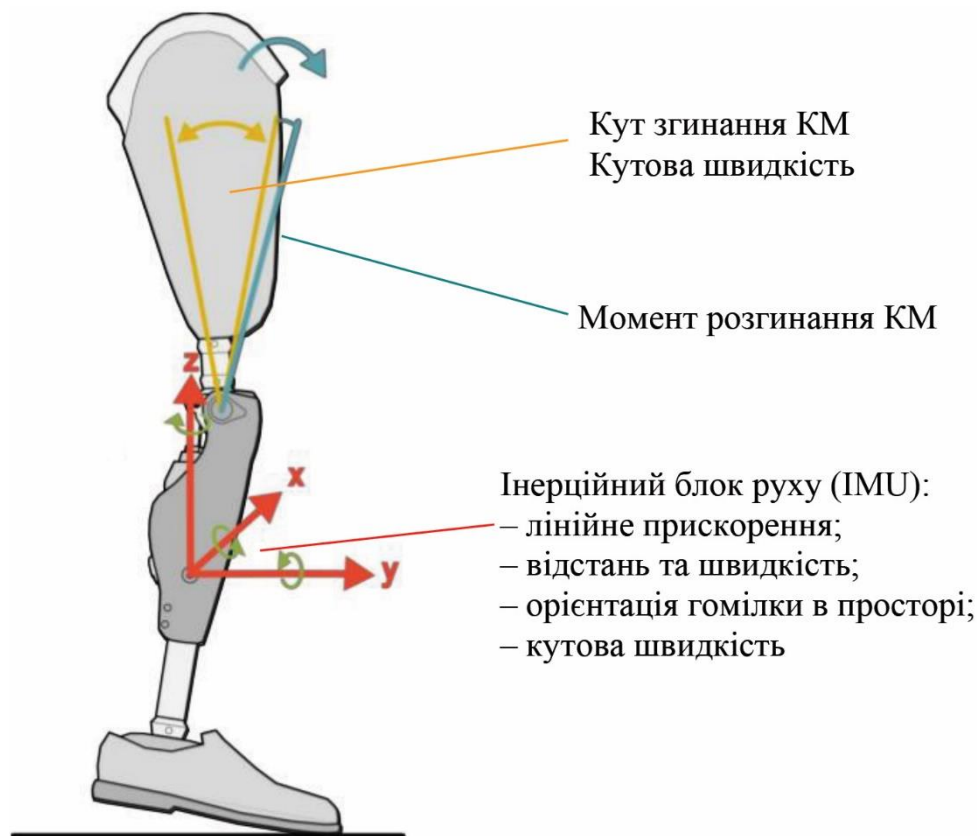


Рисунок 7.1 – Основні параметри, що аналізує електронна система під час руху (частота – 100 Hz)

Стояння й фаза опори

У положенні стоячи електронна система розпізнає фазу спокою та забезпечує спокійне положення стоячи зі злегка зігнутим коліном і високим ступенем демпфування. У разі перебування на ділянках із нахилом і на нерівних поверхнях таке рішення має важливе значення. Коли користувач починає ходьбу, колінний шарнір отримує відповідний сигнал і деактивує функцію спокою (рис. 7.2 і 7.3).

Захист від спотикання (рис. 7.4)

Максимальна безпека – найважливіша перевага в колінному механізмі з електронним керуванням. Підвищений щодо фази опори опір залишається активованим упродовж усього розгинання колінного механізму у фазу переносу (рис. 7.5).

Безпечна ходьба назад

Електронна система керування розпізнає, коли користувач рухається назад (спиною) та фіксує колінний механізм. Людина може рухатися назад і не хвилюватися, що колінний механізм зігнеться під час фази опори.

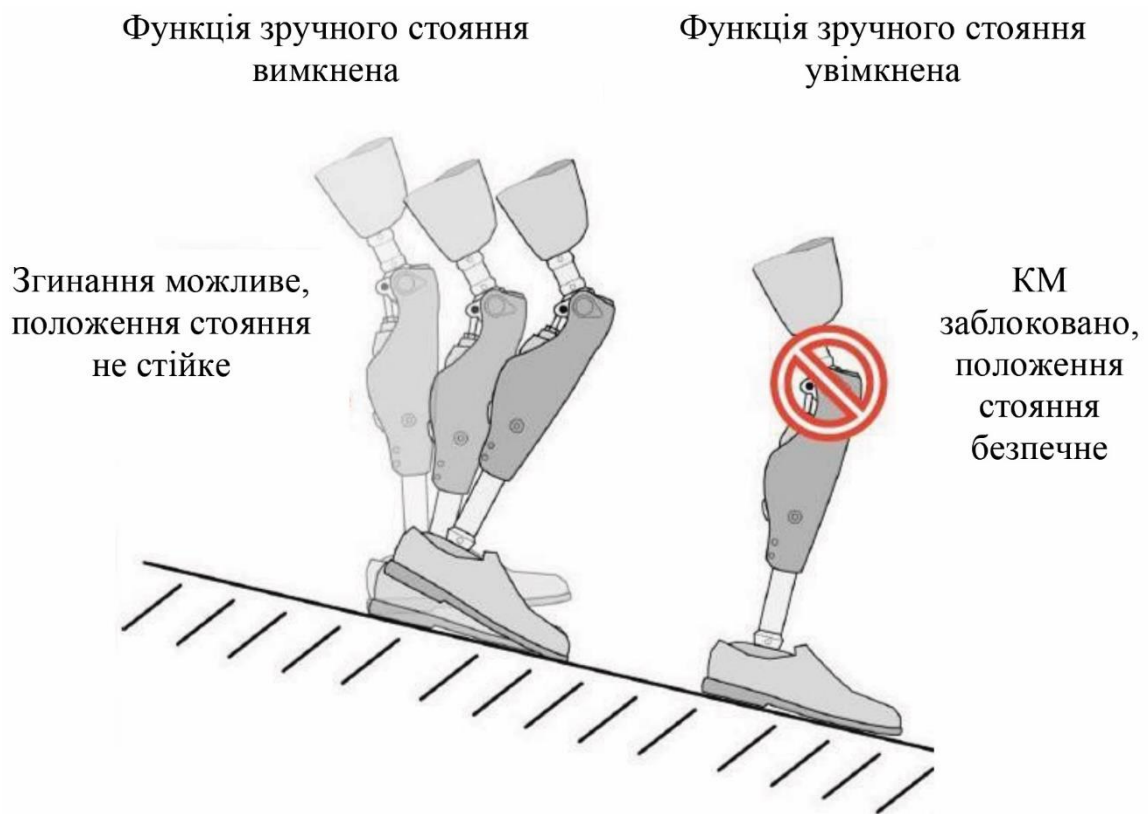


Рисунок 7.2 – Принцип роботи колінного механізму з електронним керуванням під час ходьби на похилій поверхні

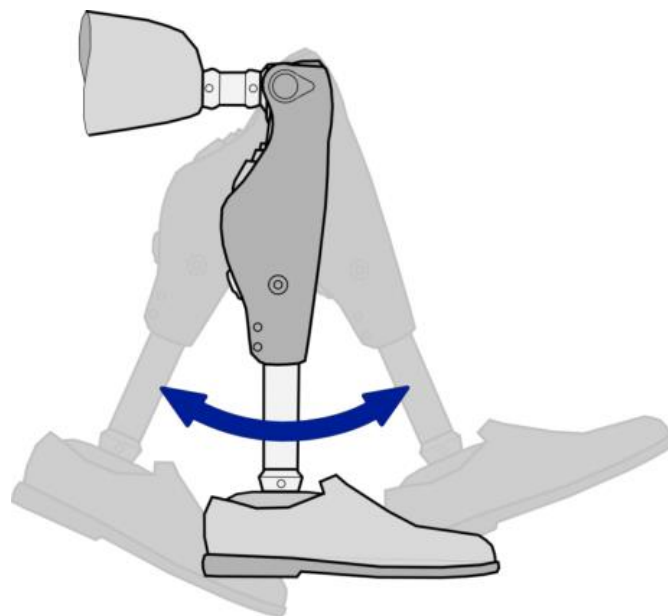


Рисунок 7.3 – Функція зручного сидіння з мінімальним опором у процесі згинання та розгинання під час сидіння

Автоматична функція спокою в положенні сидячи

Функція спокою в положенні сидячи є функцією оптимізації енергоживлення колінного механізму. Як тільки користувач присідає, шарнір

автоматично перемикається в режим вільного розгинання та згинання. Це дає змогу людині прийняти зручну позу й заощаджує енергію зарядної батареї.

Керування з допомогою гаджетів і ПК

Зазначені колінні механізми мають можливість керування безпосередньо через смартфон (з операційною-функціональною системою *Android* або *IOS*) або дистанційне керування та налаштування з ПК через вбудований модуль *Bluetooth*.

Підвищений захист від спотикання, поліпшення характеристик керування у фазі опори й переносу, а також автоматична функція спокою в положенні стоячи розширюють спектр можливостей застосування колінних механізмів з електронним керуванням. Можливо використовувати колінні механізми для користувачів із рівнями активності від II по IV. Завдяки електронним системам колінні механізми активно допомагають користувачам легко й надійно справлятися з усіма типовими ситуаціями в повсякденному житті, на роботі й у вільний час. Також колінні механізми відрізняються стійкістю до погодних умов і захищені від потрапляння бризок. Тому раптовий дощ під час прогулянки не викличе жодних проблем для користувача.

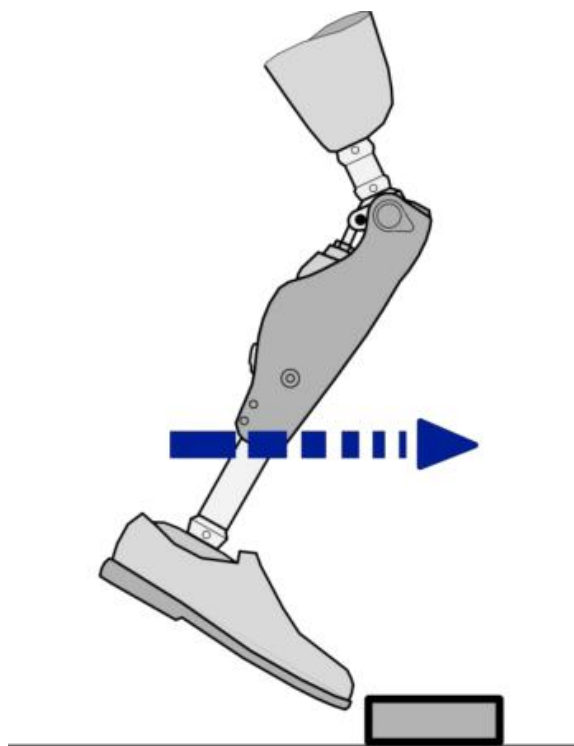


Рисунок 7.4 – У разі спотикання різко збільшується опір згинанню (швидкість реакції – 0 с), забезпечується висока стабільність і стійкість на протезі (більше часу для того, щоб перенести вагу тіла на другу нижню кінцівку)

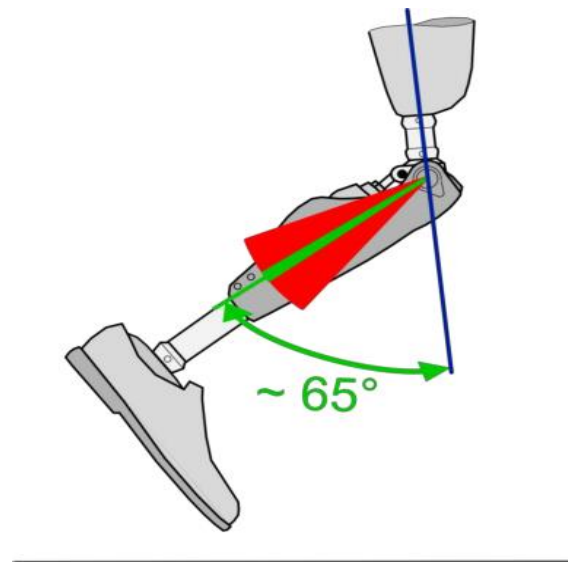


Рисунок 7.5 – Контроль величини кута згинання:

- контроль величини кута згинання у звичайних колінних механізмах;
- контроль величини кута згинання в колінних механізмах з електронним керуванням

7.2 Конструктивні особливості колінного вузла з електронним керуванням

Конструкція колінного механізму з електронним керуванням C-Leg фірми Otto Bock (Німеччина)

Конструкція колінного механізму з електронним керуванням *C-Leg* фірми *Otto Bock* (Німеччина) містить силіконову кришку пристрою для завантаження й налаштування програмного забезпечення; датчик кута нахилу коліна, що надсилає в мікропроцесор інформацію про те, як далеко і як швидко зігнуто коліно; мікропроцесор електронного керування, що отримує та обробляє сигнали й контролює в режимі реального часу рух колінного суглоба; літєво-іонний акумулятор; карбонову раму, яка захищає електроніку, гідравліку й акумулятор; два незалежних один від одного гідравлічні клапани, що регулюються мікропроцесором і відповідають за правильний опір руху у фазах стояння та переносу; бездротовий пульт дистанційного керування (рис. 7.6).

Приклади колінних механізмів з електронним керуванням від різних світових виробників, а саме Ісландії, Німеччини, Великобританії та США, наведено на рис. 7.7.

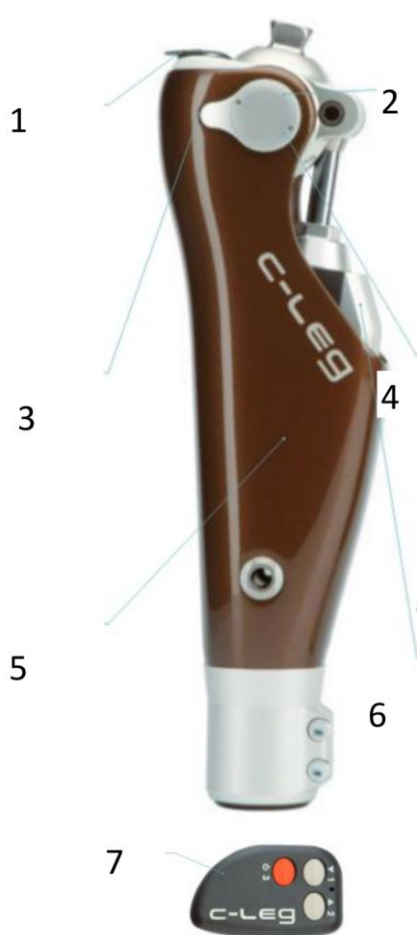


Рисунок 7.6 – Конструкція колінного механізму з електронним керуванням *C-Leg* фірми *Otto Bock* (Німеччина)

1 – силіконова кришка пристрою для завантаження й налаштування програмного забезпечення;
 2 – датчик кута нахилу коліна, що надсилає в мікропроцесор інформацію про те, як далеко і як швидко зігнуто коліно;
 3 – мікропроцесор електронного керування, що отримує та обробляє сигнали й контролює в режимі реального часу рух колінного суглоба;
 4 – літієво-іонний акумулятор;
 5 – карбонова рама, що захищає електроніку, гідравліку й акумулятор;
 6 – гідравлічний блок – два незалежних один від одного гідравлічні клапани, що регулюються мікропроцесором; вони відповідають за правильний опір руху у фазах стояння та переносу;
 7 – бездротовий пульт дистанційного керування, з допомогою якого активуються різні режими (їзда на велосипеді, катання на роликівих ковзанах або бігові лижі)



Рисунок 7.7 – Приклади колінних механізмів з електронним керуванням від різних світових виробників:

- 1 – *POWER KNEE* фірми *Ossur* (Ісландія);
- 2 – *RHEO KNEE* фірми *Ossur* (Ісландія);
- 3 – *C-Leg* фірми *Otto Bock* (Німеччина);
- 4 – *Genium* фірми *Otto Bock* (Німеччина);
- 5 – *Pliéз MPC Knee* фірми *Freedom Innovations* (США);
- 6 – *Orion* фірми *Blatchford* (Великобританія)

7.3 Принципи функціонування протеза стегна з колінним вузлом з електронним керуванням

Система керування біоелектричного протеза містить датчик первинної інформації (мікроелектродний масив або електроди), приймач / передавач, що імплантується, пристрій керування, виконавчий механізм, пристрій керування виконавчим механізмом, а також сукупність датчиків зворотного зв'язку. Водночас важливо, щоб пристрій передачі й оброблення первинної інформації мав високу швидкодію, унеможлиблював паразитні шуми, що виникають у процесі передачі інформації, розпізнавав рухову активність кінцівки людини за видом, швидкістю та зусиллям переміщення. Принципова структурна схема протеза з біоелектричним керуванням подана на рис. 7.8.

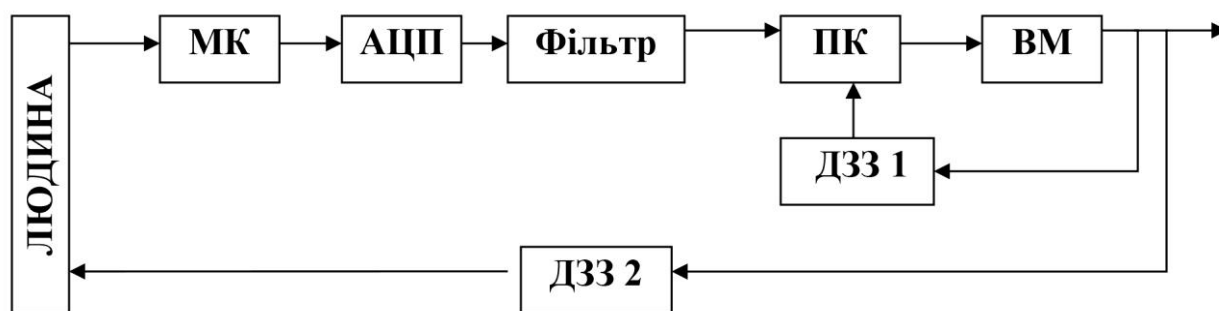


Рисунок 7.8 – Структурна схема протеза з біоелектричним керуванням:

МК – блок мікроконтролерів; АЦП – аналого-цифровий перетворювач;

ПК – пристрій керування виконавчим механізмом;

ВМ – виконавчий механізм; ДЗЗ – датчик зворотного зв'язку

МК, АЦП, фільтр електричних сигналів можуть бути об'єднані в блок первинної інформації (БПІ), виконаний у вигляді інтегральної мікросхеми та імплантованої в нижню кінцівку людини. Сигнали надходять у пристрій керування виконавчим механізмом, у якому здійснюється розпізнавання виду рухової активності нижньої кінцівки та значення змінних, що характеризують її переміщення. Необхідно зазначити, що розпізнавання сигналів БПІ є складним науково-технічним завданням, рішення якого пов'язане з розробленням нових алгоритмів розпізнавання вхідної інформації та методів їх реалізації.

Виконавчий механізм здійснює переміщення штучної кінцівки із задалегідь заданими кінематичними й динамічними змінними її руху. До того ж датчики зворотного зв'язку ДЗЗ 1 реєструють кут, швидкість і момент обертання шарніра штучного зчленування, електричний сигнал з яких надходить у пристрій керування ПК, що дає змогу здійснювати корекцію

руху протеза відповідно до природного руху людини. Сукупність датчиків зворотного зв'язку ДЗЗ 2 формує сигнал штучних відчуттів нервових закінчень кінцівки людини, які надходять до його центральної нервової системи. Залежно від виду протеза датчики ДЗЗ 2 можуть бути різні за кількістю та принципом дії. Для протеза стегна достатньо використати два датчики тиску, розташованих на штучній стопі, що реєструють момент поштовху й підйому стопи від поверхні землі.

Застосування мікроконтролерів у системі керування рухом протеза допомагає здійснити рух пристрою з необхідною точністю кінематичних і динамічних змінних і, як наслідок, забезпечити стійке та безпечне переміщення пацієнта. Схема взаємодії користувача та пристрою керування виконавчим механізмом подана на рис. 7.9.

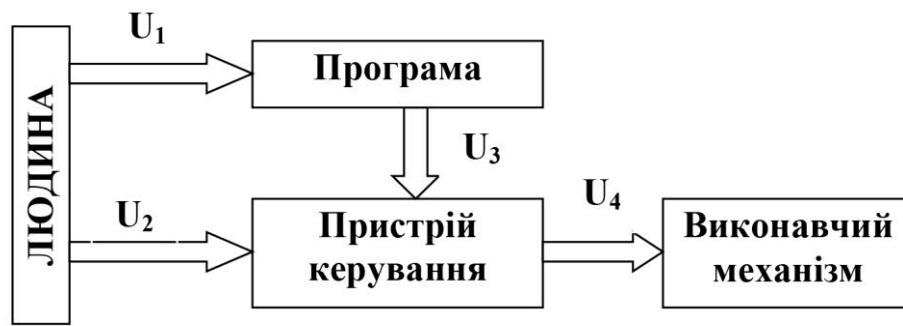


Рисунок 7.9 – Схема взаємодії пацієнта та пристрою керування протезом:

U_1 – сигнали кінематичних і динамічних змінних переміщення людини;
 U_2 – опорний сигнал керування; U_3 – сигнал, що характеризує задані значення динамічних і кінематичних змінних руху людини; U_4 – сигнал керування

Як видно зі схеми, пацієнт формує опорний сигнал, що надходить у пристрій керування. Пристрій керування впливає на виконавчий механізм відповідно до заданої програми. Водночас програма, що реалізує алгоритми руху людини, розробляється згідно з математичною моделлю його переміщення. Однак такий спосіб керування виконавчим механізмом потребує високих обчислювальних витрат і може бути реалізований методом інтерполяції кінематичних і динамічних змінних рухів людини, отриманих унаслідок моделювання його переміщення. Отже, формування сигналу керування виконавчого механізму пов'язане з фізіологічними параметрами одного користувача, що створює певні труднощі для реалізації руху іншого. Вирішення цієї проблеми здійснюється на етапі користування протеза способом налаштування та корегування програми керування індивідуально для кожного пацієнта.

Налаштування програми керування обов'язково містить три основні блоки.

Блок 1. Ініціалізація вхідних змінних, що характеризують електричні сигнали, сформовані центральною нервовою системою людини.

Блок 2. Розпізнавання виду руху користувача за вхідною інформацією: підйом і рух прямолінійною поверхнею, кожний з яких містить власні значення кутів відхилення зчленувань нижньої кінцівки. Також на цьому етапі визначаються значення швидкості та зусиль обертання шарнірів протеза.

Блок 3. Перевірка умов, що рух протеза відповідає заданому.

7.4 Контрольні завдання

1. Назвіть основні переваги використання колінного вузла з електронним керуванням.

2. Поясніть конструктивні особливості колінного вузла з електронним керуванням.

3. Опишіть принцип функціонування протеза стегна з колінним вузлом з електронним керуванням.

8 ПРОТЕЗИ НИЖНІХ КІНЦІВОК ДЛЯ ЗАНЯТЬ АДАПТИВНИМ СПОРТОМ

8.1 Загальні підходи до технічного забезпечення спортсменів з ампутаційними дефектами нижніх кінцівок спеціальними виробами

Залежно від індивідуального вибору пацієнти з ампутаційними дефектами нижніх кінцівок можуть брати участь у заняттях спортом без протезування. Плавання є одним з прикладів активності, коли використання протеза не завжди бажане. Пристрій можна застосовувати, щоб дійти до води, а потім знімати перед входом у воду. Коли протези не надягаються, доцільно, щоб пацієнти з ампутацією носили захисний засіб на куксу. Він має бути таким самим простим у використанні, як і застосування лайнера для протеза. Якщо потрібен ударостійкий захист, засіб може бути виготовлений окремо.

Для участі в навантажувальних тренуваннях пацієнтів з ампутаціями нижніх кінцівок необхідне «виховання» м'яких тканин кукси з метою досягнення толерантності шкіри до високої активності пацієнта. Що більші зусилля зсуву генеруються в протезі, то нижчий тиск, необхідний для зриву тканини. Циклічне напруження зсуву, що неминуче відбувається в гільзі, може призвести до утворення блістера в епідермісі або створити стирання на поверхні шкіри. За наявності рубцевої тканини, поширеної після травматичних ампутацій, напруга зсуву, що прилягає до ділянки гільзи, спричиняє напруження шкіри, яке може викликати навіть розрив тканини.

За умови дефекту кінцівки на рівні стегна особливу увагу необхідно приділити проксимальним відділам уздовж краю гільзи. Комфорт пацієнта може бути збільшено способом використання гнучкої пластикової внутрішньої гільзи, підтримуваної жорсткою зовнішньою рамою. Ця комбінація зменшує вагу конструкції та водночас збільшує діапазон руху стегна. Додатково можна додавати регульовально-сполучний пристрій з амортизаційною функцією між гільзою та куксою для зменшення тиску.

Протези нижніх кінцівок можуть мати конструктивні особливості для занять окремим видом спорту. Участь пацієнта з ампутацією у більшості видах спорту може бути полегшена завдяки адаптації звичайних конструкцій гільз у поєднанні з комерційно доступними компонентами, але в деяких випадках заходи найкраще виконуються за допомогою унікальних, спеціально розроблених компонентів.

Під час бігу в спортсмена змінюється біомеханіка руху – зникає двохопорний період та з'являється фаза польоту, коли обидві кінцівки не торкаються поверхні. У процесі бігу на куксу діють ударні навантаження, гравітація, обертальні моменти, поршневі рухи. Це спричиняє пошкодження м'яких тканин кукси (потертостей шкіри, ран на куксі, мозолів, контактного дерматиту та інших проблем). Для забезпечення енергоефективності та високої динаміки руху світові виробники виготовляють стопи для бігу з композитних матеріалів і у формі пружин. Такі пристрої дають змогу спортсменам контролювати рівень навантаження на протез, енерговіддачу стопи, змінювати швидкість бігу. На рис. 8.1 наведено приклади стоп для бігу від світових виробників.



Рисунок 8.1 – Стопи для бігу:

- а – стопа *Cheetah* фірми *Ossur*; б – стопа *Flex-run* фірми *Ossur*;
- в – стопа *Runner* фірми *OttoBock*; г – стопа *Sprinter* фірми *OttoBock*

Для зменшення навантаження на куксу гомілки та збільшення контролю за протезованою кінцівкою необхідно:

- виготовляти тотально-контактну приймальну гільзу з розподіленням компресії м'яких тканин;
- забезпечувати високу анатомічну відповідність гільзи протеза до кукси;
- обов'язково використовувати лайнер із силіконових композицій;
- застосовувати високоефективну систему фіксації протеза вакуумом (у деяких випадках допускається використання систем фіксації лайнера замком).

На рис. 8.2 наведено загальний вигляд протеза гомілки для занять бігом.



Рисунок 8.2 – Загальний вигляд протеза гомілки для бігу

Конструктивні особливості протеза гомілки для занять силовими видами спорту пов'язані з необхідністю утримувати рівновагу під час виконання вправ на тренажерах і з додатковою вагою.

У деяких видах спорту, як кросфіт і фітнес, крім силових вправ, присутні й динамічні (біг на короткі дистанції, стрибки, швидкі зміни напрямку руху), під час яких спортсмени змінюють траєкторію та швидкість руху. У таких видах спорту висуваються дуже високі вимоги до штучних стоп, які повинні мати запас міцності для витримування додаткової ваги, ефект амортизації, легку вагу, еластичність під час навантаження. Світові виробники виготовляють штучні стопи з вуглепластику (карбонових матеріалів) та з різноманітними елементами для амортизації. На рис. 8.3 наведено приклади стоп для силових видів спорту від світових виробників.

Також важливою вимогою до протеза гомілки для силових видів спорту є надійна фіксація пристрою на куксі під час виконання вправ на перекладині, брусах і зменшення навантаження на куксу під час виконання вправ на тренажерах і з додатковою вагою. Для захисту кукси гомілки обов'язково треба використовувати лайнери із силіконових композицій. Відповідно до практики забезпечення пацієнтів протезами гомілки для силових видів спорту в УкрНДІпротезування, можна рекомендувати лайнери з комбінованою товщиною (передня стінка завтовшки 6 мм, задня стінка – 3 мм) та лайнери з поліуретану. Такі лайнери забезпечують добрий захист кукси від травмування та мають ефективні амортизаційні властивості. Протез фіксується за допомогою

вакууму або системи фіксації із замком. На рис. 8.4 зображено загальний вигляд протеза гомілки для силових видів спорту.



Рисунок 8.3 – Стопи для силових видів спорту:

- а – стопа *RS FLEX SHOCK* фірми *Ossur*;
- б – стопа *Pro FLEX Torsion* фірми *Ossur*;
- в – стопа *Challenger* фірми *OttoBock*;
- г – стопа *Triton* фірми *OttoBock*



Рисунок 8.4 – Загальний вигляд протеза гомілки для силових видів спорту

У забезпеченні пацієнтів протезами стегна для бігу застосовуються такі самі принципи, що й у виготовленні протезів гомілки для бігу. Але в протезах стегна важливо вирішити необхідність використання колінного механізму. Вибір колінного механізму ґрунтується на довжині дистанції, що планує бігти

спортсмен, на його фізичну підготовку та впевненість у своїх силах. Якщо користувач планує бігати на середні та довгі дистанції та має незначний досвід застосування пристрою, доцільно виготовити протез стегна для бігу із замком у колінному механізмі. Під час бігу на короткі дистанції (спринт) та за умови гарного фізичного стану бажано використовувати такий колінний механізм. Він легкий, забезпечує контроль під час згинання та розгинання, має замкову фіксацію. На рис. 8.5 наведено приклади колінних механізмів для занять бігом.



Рисунок 8.5 – Колінні механізми для занять бігом:
а – *Cheetah Knee* фірми *Ossur*; б – *3S80* фірми *OttoBock*

Практика забезпечення пацієнтів протезами стегна для бігу в клініці УкрНДІпротезування показала, що приймальні гільзи до таких пристроїв мають відповідати конкретним вимогам:

- бути тотально-контактними;
- бути поздовжньо-овального типу або її модифікацією (*IC socket*) – мати «кістковий замок» (для забезпечення доброго кровообігу й медіально-латеральної стабільності);
- містити лайнери із силіконових композицій;
- мати високу анатомічну відповідність куксі з розподіленою компресією м'яких тканин;
- застосовувати систему фіксації лайнера за допомогою вакууму (можливо використовувати систему фіксації із замком або систему фіксації *KISS*).

На рис. 8.6 наведено загальний вигляд протеза стегна для бігу.



Рисунок 8.6 – Загальний вигляд протеза стегна для бігу

У забезпеченні пацієнтів протезами стегна для силових видів спорту взагалі застосовуються такі самі принципи, що й у виготовленні протезів гомілки для силових видів спорту, протезів стегна для бігу та протезів стегна модульного типу. Але забороняється використовувати штучні стопи за типом «пружин», наприклад стопу *Challenger* фірми *OttoBock*. Таке рішення прийнято з огляду на високі амортизаційні властивості цих стоп, що призводить до нестабільності під час виконання вправ із додатковою вагою та може спричинити виведення колінного механізму зі стійкого положення. Такі стопи рекомендується використовувати з колінними механізмами з мікропроцесорним керуванням, наприклад колінний механізм *Genium X3* фірми *OttoBock*, для пацієнтів, здатних до великої активності.

Під час вибору колінного механізму необхідно віддавати перевагу колінному механізму з гідравлічною системою керування фази переносу та системою безпеки у фазу стояння. Також важливо звертати увагу на ступінь активності, на яку розрахований колінний механізм і прогнозоване максимальне навантаження. На рис. 8.7 подано приклад колінних механізмів до протезів стегна для силових видів спорту.



Рисунок 8.7 – Приклади колінних механізмів до протезів стегна для силових видів спорту:

- а – колінний механізм *Total Knee 2100* фірми *Ossur*;
- б – колінний механізм *3R80* фірми *OttoBock*

Приймальні гільзи в протезах стегна для силових видів спорту мають відповідати таким вимогам:

- бути тотально-контактними;
- бути поздовжньо-овального типу або її модифікацією (*IC socket*) – мати «кістковий замок» (для забезпечення доброго кровообігу й медіально-латеральної стабільності);
- містити лайнери із силіконових композицій;
- мати високу анатомічну відповідність куксі з розподіленою компресією м'яких тканин;
- застосовувати систему фіксації лайнера за допомогою вакууму (можливо використовувати систему фіксації із замком або систему фіксації *KISS*).

На рис. 8.8 наведено загальний вигляд протеза стегна для занять силовими видами спорту.

Отже, для створення конструкції протеза необхідно чітко розуміти вимоги до спортивної діяльності, потреби й уподобання осіб з ампутаціями кінцівок. Якщо спортсмен збільшує участь у змаганнях, тоді йому може бути надано спеціалізований протез. Правильно спроектований протез здатний істотно розширити можливості для участі в спорті та примножити загальні цілі реабілітаційного плану для кожного пацієнта.



Рисунок 8.8 – Загальний вигляд протеза стегна для занять силовими видами спорту

8.2 Технологія виготовлення протезів гомілки для бігу й силових видів спорту

У технології виготовлення протезів гомілки для занять спортом обрані підходи для якісного виготовлення приймальної гільзи та правильного налаштування пристрою для пацієнта залежно від його потреби. Особливістю технології є створення гіпсового зліпка під вакуумом, обов'язкове використання протезомірів L.A.S.A.R. для побудови правильної схеми протезів, використання приладу для перенесення схеми побудови 743A160 фірми *OttoBock*, обов'язкове виготовлення протеза гомілки з тестовою приймальною гільзою (часто не одною за умови динамічної зміни параметрів кукси після початку активних фізичних дій). Надаються можливості щодо вибору лайнерів із силіконовою композицією та способів фіксації протезів на куксі.

Технологія виготовлення протеза гомілки для занять спортом передбачає такі операції:

– призначення виду протеза гомілки та визначення складників з індивідуальним підходом до людини залежно від виду спорту, фізичної підготовки та інших факторів. Для цього пацієнта ознайомлюють із видами протезних стоп, лайнерів, особливостями систем фіксації та визначають ті компоненти, що будуть для нього найбільш прийнятними та необхідними;

- підбір лайнера із силіконової композиції на куксу пацієнта;
- виготовлення гіпсового зліпка кукси;
- створення гіпсової моделі кукси;
- виготовлення тестової приймальної гільзи протеза гомілки;
- примірювання тестової приймальної гільзи на пацієнтові;
- складання протеза гомілки для занять спортом із тестовою приймальною гільзою на протезомірі L.A.S.A.R;
- примірювання протеза з тестовою приймальною гільзою на людині, навчання користуватися пристроєм, корекція схеми побудови протеза;
- підготовка до виготовлення постійної приймальної гільзи за допомогою приладу перенесення схеми побудови 743A160 фірми *OttoBock*;
- перше ламінування постійної приймальної гільзи протеза гомілки;
- установлення гільзового адаптера на постійну приймальну гільзу на приладі перенесення схеми побудови 743A160 фірми *OttoBock*;
- друге ламінування постійної приймальної гільзи протеза гомілки;
- остаточне складання протеза гомілки для занять спортом, перевірка схеми побудови на протезомірі L.A.S.A.R;
- примірювання протеза, апробація та напрацювання досвіду тренувань, видача протеза пацієнтові.

8.3 Технологія виготовлення протезів стегна для бігу й силових видів спорту

У технології виготовлення протезів стегна для занять спортом обрані принципи для забезпечення високої якості створення приймальної гільзи стегна, надані вимоги до налаштування протеза. Особливістю технології є виготовлення гільз поздовжньо-овального типу або їх модифікації (*IC socket*), що мають «кістковий замок» (для запобігання порушень кровообігу та забезпечення медіально-латеральної стабільності). Такий підхід до виготовлення приймальних гільз гарантує високий рівень керування протезом користувачем під час динамічних рухів і виконання вправ. У технології описано методи роботи на протезомірі L.A.S.A.R. для правильної схеми побудови протеза, використання приладу для перенесення схеми побудови 743A160 фірми *OttoBock*, етапи виготовлення протеза стегна з тестовою приймальною гільзою. Подано підхід до вибору лайнерів із силіконовою композицією та способи фіксації протезів на куксі.

Технологія виготовлення протеза стегна для занять спортом передбачає такі операції:

- призначення виду протеза гомілки та визначення складників з індивідуальним підходом до людини залежно від виду спорту, фізичної підготовки та інших факторів. Для цього пацієнта ознайомлюють із видами протезних стоп, лайнерів, особливостями систем фіксації та визначають ті компоненти, що будуть для нього найбільш прийнятними та необхідними;

- підбір лайнера із силіконової композиції на куксу пацієнта;

- виготовлення гіпсового зліпка кукси;

- створення гіпсової моделі кукси;

- виготовлення тестової приймальної гільзи протеза стегна;

- складання протеза стегна для занять спортом із тестовою приймальною гільзою на протезомірі L.A.S.A.R;

- примірювання протеза з тестовою приймальною гільзою на людині, навчання користуватися пристроєм, корекція схеми побудови протеза;

- підготовка до виготовлення постійної приймальної гільзи за допомогою приладу перенесення схеми побудови 743A160 фірми *OttoBock*;

- перше ламінування постійної приймальної гільзи протеза стегна;

- установа гільзового адаптера на постійну приймальну гільзу на приладі перенесення схеми побудови 743A160 фірми *OttoBock*;

- друге ламінування постійної приймальної гільзи протеза стегна;

- остаточне складання протеза стегна для занять спортом, перевірка схеми побудови на протезомірі L.A.S.A.R;

- примірювання протеза, апробація та напрацювання досвіду тренувань, видача протеза пацієнтові.

8.4 Контрольні завдання

1. Назвіть та поясніть підходи до технічного забезпечення спортсменів з ампутаційними дефектами нижніх кінцівок спеціальними виробами для занять спортом.

2. Назвіть основні етапи технології виготовлення протезів гомілки для бігу та силових видів спорту.

3. Назвіть основні етапи технології виготовлення протезів стегна для бігу та силових видів спорту.

ПЕРЕЛІК ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Баумгартнер Р., Ботта П. Ампутация и протезирование нижних конечностей. – Москва: Медицина, 2002. – 486 с.
2. Фарбер Б.С., Витензон А.С, Морейнис И.Ш. Теоретические основы построения протезов нижних конечностей и коррекции движений: в 3 т. – Москва: ЦНИИПП, 1994. – 558 с.
3. Руководство по протезированию и ортезированию / под ред. проф. А.Н. Кейера. – Санкт-Петербург: НИИ протезирования им. профессора Г.А. Альбрехта, 1999. – 624 с.
4. Руководство по протезированию / под ред. проф. Н.И. Кондрашина. – Москва: Медицина, 1976. – 432 с.
5. Протезування та ортезування: курс лекцій дистанційного навчання. Модуль І. Протезування нижніх кінцівок. – Нюрберг, Німеччина (ISPO / HumanStudy.V. / DonBoscoUniversity), 2010.
6. Руководство ортопеда-техника: в 3 т. / под ред. Зеп Хайм-Эмборн: Общество по техническому сотрудничеству Германии. – Даг-Хаммерскйелд – Вер. III, 1991.
7. Технология протезно-ортопедических изделий: учеб. пособ. для средн. спец. учеб. заведений / под ред. А.П. Кужекина. – Москва: Легпромбытиздат, 1985. – 312 с.
8. Каталог технічних засобів реабілітації. – URL: <https://www.msp.gov.ua>
9. Медичні показання та протипоказання до призначення конструкцій ПОВ: методичні рекомендації. – Харків: УкрНДІпротезування, 2009. – 107 с.
10. Складання та регулювання протезів нижніх кінцівок: методичні рекомендації. – Харків: УкрНДІпротезування, 2013. – 50 с.
11. Призначення конструкцій гільз до протезів нижніх кінцівок: навчально-методичний посібник. – Харків: УкрНДІпротезування, 2009. – 50 с.
12. Конструювання гіпсових моделей кукс стегна: методичні рекомендації. – Харків: УкрНДІпротезування, 2008. – 61 с.
13. Каталог протезів нижніх кінцівок Otto Bock. – URL: www.ottobock.com
14. Otto Bock Prothesen-Kompendium / hrsg. von Max Näder, Schiele und Schön, 2000. – 127 p.
15. Колінний механізм до протезу стегна: деклараційний патент на винахід України № 50198 А / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.10.2002. Бюл. № 10.

16. Гільза для протезів стегна: патент на винахід України № 59759 / І.Л. Тимофєєв та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.10.2002. Бюл. № 10.
17. Спосіб визначення схеми зборки протеза стегна: патент на винахід України № 82375 / І.Л. Тимофєєв та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 10.04.2008. Бюл. № 7.
18. Колінний механізм до протезу стегна: патент на винахід України № 81986 / Х.М. Віщенко та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 25.02.2008. Бюл. № 4.
19. Поворотний пристрій до протеза стегна: патент на винахід України № 87560 / Х.М. Віщенко та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 27.09.2009. Бюл. № 4.
20. Спосіб виготовлення гіпсової моделі кукси стегна: патент на винахід України № 97733 / І.Л. Тимофєєв та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 12.09.2012. Бюл. № 5.
21. Спосіб виготовлення вкладиша для гільзи протезакінцівки: патент на винахід України № 55719 / Л.Є. Ватолінський та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 17.01.2005. Бюл. № 6.
22. Спосіб виготовлення зм'якшувального вкладиша в протез нижньої кінцівки: патент на винахід України № 61430 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 17.11.2003. Бюл. № 11.
23. Спосіб виготовлення вкладиша для гільзи протеза: патент на винахід України № 68660 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 16.08.2004. Бюл. № 8.
24. Спосіб виготовлення зм'якшувального вкладиша в протез нижньої кінцівки: патент на винахід України № 74913 / І.О. Хмелевська та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.02.2006. Бюл. № 2.
25. Спосіб виготовлення вкладиша приймальної гільзи протеза кінцівки: патент на винахід України № 77848 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.01.2007. Бюл. № 1.
26. Спосіб виготовлення гільзи для протезів нижніх кінцівок: патент на винахід України № 93013 / Л.Г. Щетиніна та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 27.12.2010. Бюл. № 24.
27. Спосіб виготовлення вкладиша для гільзи протеза кінцівки: патент на винахід України № 92230 / І.О. Хмелевська та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 11.10.2010. Бюл. № 9.
28. Лікувально-тренувальний протез гомілки на куку за Пироговим: деклараційний патент на винахід України № 59547 А / О.А. Диннік та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.09.2003. Бюл. № 9.

29. Лікувально-тренувальний протез гомілки: патент на винахід України № 55859 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.04.2003. Бюл. № 4.

30. Протез нижньої кінцівки на довгу куксу гомілки: патент на винахід України № 90930 / Л.Є. Ватолінський та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 10.06.2010. Бюл. № 11.

31. Зм'якшуючий вкладиш в гільзу стопи: патент на винахід України № 60113 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.09.2003. Бюл. № 9.

32. Протез на довгу куксу стопи: патент на винахід України № 65823 / Є.К. Гришко та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.04.2004. Бюл. № 4.

33. Протез на довгу куксу стопи: патент на винахід України № 69961 / Є.І. Чернов та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.02.2006. Бюл. № 2.

34. Спосіб виготовлення протеза стопи: патент на винахід України № 74282 / І.О. Хмелєвська та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 15.11.2005. Бюл. № 11.

35. Спосіб виготовлення протеза стопи: патент на винахід України № 79343 / Є.І. Чернов та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 11.06.2007. Бюл. № 8.

36. Спосіб виготовлення протеза при ампутації стопи по Шопару та Лісфранку: патент на винахід України № 85969 / Л.Є. Ватолінський та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 10.03.2009. Бюл. № 5.

36. Спосіб виготовлення протеза стопи: патент на винахід України № 98192 / І.Л. Солнцева та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 25.04.2012. Бюл. № 8.

39. Спосіб виготовлення протеза стопи: патент на винахід України № 97760 / Л.Є. Ватолінський та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 12.03.2012. Бюл. № 5.

40. Штучна стопа для протезів нижніх кінцівок: патент на винахід України № 87734 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 10.08.2009. Бюл. № 15.

41. Пробна гільза для протеза стегна: патент на винахід України № 90043 / І.Л. Тимофєєв та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 25.03.2010. Бюл. № 6.

42. Спосіб виготовлення приймальних гільз протезів стегна: патент на винахід України № 99233 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДІпротезування; опубл. 25.07.2012. Бюл. № 14.

43. Спосіб оцінки приймальної гільзи протеза нижньої кінцівки: патент на винахід України № 98289 / І.Л. Тимофєєв та ін.; заявник УкрНДПротезування; опубл. 25.04.2012. Бюл. № 8.

44. Приймальна гільза протеза гомілки: патент на винахід України № 97606 / Л.Г. Щетиніна та ін.; заявник УкрНДПротезування; опубл. 27.02.2012. Бюл. № 4.

45. Спосіб виготовлення приймальної гільзи для протеза гомілки: патент на корисну модель України № 83577 / Л.Г. Щетиніна та ін.; заявник УкрНДПротезування; опубл. 25.09.2013. Бюл. № 18.

46. Приймальна гільза для протезів гомілки: патент на винахід України № 108456 / Л.Г. Щетиніна та ін.; заявник УкрНДПротезування; опубл. 27.04.2015. Бюл. № 4.

47. Спосіб оцінки функціональних характеристик колінних механізмів: патент на винахід України № 90818 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДПротезування; опубл. 25.05.2010. Бюл. № 10.

48. Стенд для оцінки функцій штучних стоп протезів: патент на винахід України № 90629 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДПротезування; опубл. 11.05.2010. Бюл. № 9.

49. Пристрій для оцінки розподілу тиску в приймальній гільзі протезу: патент на винахід України № 97317 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДПротезування; опубл. 25.01.2012. Бюл. № 2.

50. Спосіб оцінки функцій осіб з інвалідністю при протезуванні нижніх кінцівок: заявка на винахід України а 202101750 / А.Д. Салєєва та ін.; заявник УкрНДПротезування; опубл. 05.04.2021.

51. Спосіб оцінки виготовлення протеза гомілки: заявка на винахід України а 202106208 / С.В. Корнєєв та ін.; заявник УкрНДПротезування; опубл. 04.11.2021.

52. Пристрій для виготовлення протеза гомілки: заявка на винахід України а 202106097 / С.В. Корнєєв та ін.; заявник УкрНДПротезування; опубл. 01.11.2021.

53. Аврунин О.Г., Шамраєва Е.О. Реконструкция объемных моделей черепа и имплантата по томографическим снимкам // Системы обработки информации: зб. науч. работ. – Харьков: ХНУВС, 2007. – Вып. 9 (67). – С. 137–140.

54. Виготовлення протезів гомілки для занять спортом: типовий технологічний процес 03191680.01201.169-2019; розробник УкрНДПротезування.

55. Виготовлення протезів стегна для занять спортом: типовий технологічний процес 03191680.01201.170-2019; розробник УкрНДПротезування.

56. Інтелектуальні технології в медичній діагностиці, лікуванні та реабілітації: монографія / С. В. Павлов та ін. – Вінниця: Едельвейс і К, 2019. – 260 с.

57. Experience of the organization in Ukraine of the system of training of specialists for prosthetic industry according to international standards / V. Semenets et. al. // *New Collegium*. – 2021. – 1(103). – P. 19–28. URL: <https://doi.org/10.30837/nc.2021.1.19>

58. Досвід організації в Україні системи підготовки фахівців з протезування та ортезування за сучасними міжнародними стандартами / О.Г. Аврунін та ін. // *Реабілітація та протезування/ортезування XXI століття. Проблематика, перспективи та міжнародні стандарти відновлення рухової активності: матеріали науково-практ. конф. з міжнародною участю*. – Харків: УкрНДПротезування, 2021. – С. 54–57.

59. Аврунін О.Г. Співробітництво між Харківським національним університетом радіоелектроніки та УкрНДПротезування з підготовки фахівців з вищою освітою для протезної галузі // *Досягнення та перспективи реабілітації, підвищення функціональних можливостей і якості життя осіб з ураженнями опорно-рухової системи: зб. наукових праць за матеріалами науково-технічної конференції*. – Харків: УкрНДПротезування. – 2017. – С. 101–104.

60. Можливості 3D-контенту при фізичній реабілітації в дистанційному режимі / О.Г. Аврунін та ін. // *Реабілітація та протезування/ортезування XXI століття: матеріали науково-практ. конф. з міжнародною участю*. – Харків: УкрНДПротезування, 2021. – С. 143–145.

61. Аврунин О.Г., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Диагностические возможности электромиографического метода при исследовании функции носового клапана // *Бионика интеллекта*. – 2010. – № 3 (74). – С. 99–104.

62. Аврунин О.Г., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Автоматизированный анализ количественных показателей треморографических данных для наблюдения динамики тремора // *Восточно-Европейский журнал передовых технологий*. – 2011. – Т. 2. – № 2 (50).

63. Шпакович Ю.С., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. К вопросу о применимости методов анализа электромиографических сигналов // *Вісник Національного технічного університету «ХПІ»*. – 2017. – № 21 (1243). – P. 117–123. – URL: <https://doi.org/10.20998/2411-0558.2017.21.10>

64. Топчий В.С., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Статистический анализ показателей фазового портрета ЭМГ-сигнала с целью дифференцирования заболеваний опорно-двигательного аппарата // *Наукові нотатки: міжвузівський збірник*. – Луцьк, 2018. – Вип. 64. – С. 217–222.

65. Application of EMG-signal phase portraits for differentiation of musculoskeletal system diseases / T.V. Zhemchuzhkina et. al. Proc. SPIE 11176. Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments. 2019, 1117632 (6 Nov. 2019). URL: <https://doi.org/10.1117/12.2537338>

66. Носова Т.В., Жемчужкина Т.В., Семенец В.В. Автоматизированный контроль усталости мышц конечностей спортсменов // Здоров'я нації і вдосконалення фізкультурно-спортивної освіти в Україні: тези доповіді 5-ї всеукраїнської науково-практичної конф. – Харків, 2018. – С. 130–132.

67. Бых А.И., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Поиск информативных количественных показателей электромиографического сигнала. Сообщение 1 // Бионика интеллекта. – 2007. – Т. 1 (66). – С. 118–125.

68. Носова Т.В., Жемчужкина Т.В., Радченко В.И. К вопросу моделирования электромиографического процесса // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – 2008. – Вып. 5/5 (35). – С. 33–36.

69. Анализ электромиографического сигнала для контроля усталости мышц в режиме реального времени / В.С. Чумак та ін. // Матеріали 23-го Міжнародного молодіжного форуму. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – Т. 1. – С. 241–244.

70. Топчий В.С., Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Компьютерная система анализа состояния опорно-двигательного аппарата на основе фазовых портретов ЭМГ // Физические процессы и поля технических и биологических объектов: материалы XVI Междунар. науч.-техн. конф. (3–5 ноября 2017 г.). – Кременчуг: КрНУ, 2017. – С. 87–89.

71. Носова Т.В., Письменецкий В.А., Семенец В.В. Моделирование биомеханических сигналов нижних конечностей // Радиоэлектроника и информатика. – 2003. – № 1 (22). – С. 122–124.

72. Жемчужкина Т.В., Носова Т.В., Кривошея А.В. О возможностях электроэнцефалографии для оценки состояния опорно-двигательного аппарата // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXVII міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2019. – Харків, 2019. – С. 22.

73. Носова Т.В. Некоторые аспекты автоматизированной обработки плантографических данных // Прикладная радиоэлектроника: науч.-техн. журн. – Харків: ХНУРЭ, 2008. – Т. 7. – № 4. – С. 362–366.

74. Модуль обработки электромиографических данных / А.В. Губанов та ін. // Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития:

5-й Международный радиоэлектронный форум: сборник научных трудов: материалы форума в 4 т. Том. III. Конференция «Проблемы биомедицины. Наука и технологии». – Харьков: АНПРЭ, ХНУРЭ, 2014. – С. 25–27.

75. Шпакович Ю.С., Носова Т.В., Жемчужкина Т.В. Биомедицинский электромиографический комплекс // Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития: сборник научных трудов VI Международного радиоэлектронного форума. – Харьков, 2017. – С. 30–32.

76. Метод и средство исследования стопы человека / В.А. Рыбалка и др. // Авіація, промисловість, суспільство: I Всеукраїнська науково-практична конф. молодих вчених, курсантів та студентів. – Кременчук, 2018. – С. 202.

77. Система для комплексного обстеження опорно-рухового апарату нижніх кінцівок: патент № 86847, Україна, Ф61И 5/0488. / О.Г. Аврунін, Т.В. Носова, В.В. Семенець; заявник та патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки; заявл. 11.06.2007; опубл. 25.05.2009. Бюл. № 10.

78. Жемчужкина Т.В., Носова Т.В. Статистический анализ электромиограмм // Оптикоелектронні інформаційні технології «Фотоніка ОДС – 2018»: збірник тез доповідей VI міжнародної науково-технічної конференції (2–4 жовтня 2018 р.). – Вінниця: ТД Едельвейс і К, 2018. – С. 128–129.

79. Колесник Д.А., Носова Т.В., Жемчужкина Т.В. Обзор методов анализа ЭМГ для применения в активных протезах // Матеріали 23 Міжнародного молодіжного форуму. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – Т. 1. – С. 175–176.

80. Малахова О.Ю., Носова Т.В., Жемчужкина Т.В. Про необхідність розробки системи діагностики опорно-рухового апарату // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXVIII міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2020 (28–30 жовтня 2020 р.): у 5 ч. / за ред. проф. Є. І. Сокола. – Харків: НТУ «ХПІ», 2020. – Ч. II. – С. 354.

81. Резуненко К.І., Носова Т.В., Жемчужкина Т.В. Реабілітаційна система для людей з обмеженими можливостями // Класичні та прикладні проблеми у наукових дослідженнях здобувачів вищої освіти і молодих вчених: історичний та сучасний аспекти: матеріали Всеукраїнської науково-практичної конференції здобувачів вищої освіти та молодих вчених. – Харків, 2020. – С.187–190.

82. Designing a biomedical electromyographic complex with a pain level control / T.V. Zhemchuzhkina et al. // Information Technology in Medical Diagnostics II, CRC Press, London, 2019. – P. 229–235.

Навчальне видання

САЛЄЄВА Антоніна Денисівна
АВРУНІН Олег Григорович
БАЄВ Павло Олександрович
КОРНЄЄВ Сергій Вікторович
НОСОВА Яна Віталіївна
КАБАНЕНКО Ірина Вадимівна
ЗАЙЦЕВ Михайло Володимирович
ТРОФИМЕНКО Тетяна Олексіївна
ТИМОФЄЄВ Ігор Леонідович

КОНСТРУЮВАННЯ ТА ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ ПРОТЕЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК

Навчальний посібник

Рецензенти:

Д.В. Сніжко, д-р техн. наук, професор кафедри біомедичної інженерії
Харківського національного університету радіоелектроніки;

В.С. Грищенко, канд. техн. наук, старший науковий співробітник,
завідувач сектора ОМР УкрНДІпротезування, ортезування та відновлення
працездатності.

Відповідальний випусковий В.В. Семенець

Редактор Л.В. Кузьміна

Комп'ютерна верстка Л.Ю. Светайло

План 2023 (друге півріччя), поз. 3.

Підп. до друку 31.01.22.

Умов. друк. арк. 28.

Ціна договірна

Формат 60x84_{1/16}.

Облік. вид. арк. 25,6.

Зам. № 1-3

Спосіб друку – ризографія.

Тираж 75 прим.

ХНУРЕ. Україна. 61166, Харків, просп. Науки, 14

Віддруковано в редакційно-видавничому відділі ХНУРЕ
61166, Харків, просп. Науки, 14