

Dorosh A. M., Stadnyk L.L., Averyanova L.O.

**THE CURRENT STATE OF THE SYSTEM OF PATIENT'S COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE CONTROL IN MEDICAL INSTITUTIONS OF UKRAINE**

*The issues of dose load control on patients caused by X-ray computed tomography (CT) are considered. It was found that in many countries of the world the prevalence of modern technologies of CT diagnostics is growing, however they are the ones that cause the greatest radiation exposure on the patient. In order to monitor the collective dose of CT scans within the state in developed countries a careful collection of statistics on CT studies is carried out. In Ukraine systematic monitoring of the collective dose of CT is still not carried out, which violates the requirements of the International Commission on Radiological Protection. A promising solution to this problem is to create a national database of statistics of CT diagnostics.*

*The analysis of data of the All-Ukrainian audit of CT on the number of CT systems in the country as of 2019 is carried out. Based on the obtained data the comparison was made between the data of the State Inspectorate for Nuclear Regulation of Ukraine (SINR) and the Ministry of Healthcare of Ukraine regarding the use of CT in the country. Significant differences in the number of CT systems have been identified, which indicates the absence of unified approaches to the accounting and monitoring of CT in Ukraine.*

*A typical procedure for monitoring dose levels of irradiation during basic x-ray studies is considered. The main factors of the formation of the dose index for interventional and spiral CT are revealed. The possibilities of reducing the dose load on the patient due to a change in the multi-spiral CT scan modes are considered. To obtain reference dose index values for spiral CT, a dissymmetric x-ray anthropomorphic phantom was scanned.*

*The results can be used in the processing of CT audit data, for which a questionnaire form is proposed that contains the parameters of the CT study protocol and the results of measurements and calculations with the aim of further systematic assessment of the collective dose for CT in Ukraine.*

**Keywords:** *computed tomography (CT), radiation dose, CT dose index, effective dose, pitch.*

Рекомендована к публикации: д.т.н., проф. Аврунин О.Г.  
Статья принята 7.10.2019 г.

УДК 615.47

[doi.org/10.31498/2522-9990212019187881](https://doi.org/10.31498/2522-9990212019187881)

Киряк А. А., Кокорев А. Э., Аврунин О. Г., Сорочан Е. Н.

**ОБЗОР МЕХАНИЧЕСКИХ И ТЕРМОДИНАМИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА В КОНТЕКСТЕ ПЛАСТИЧЕСКОЙ ХИРУРГИИ**

*Рассматриваются подходы компьютерного планирования лечения ожогов на основе математического моделирования биофизических свойств кожи с помощью механических моделей, учитывающих упругие и эластичные свойства кожи, и термомеханических моделей, которые учитывают терморегуляцию ткани. Приводится краткий обзор современных представлений о строении и функционировании кожи человека с особым вниманием к строению кровеносной системы. Отмечаются достоинства и недостатки данных моделей. Обсуждается вопрос о применении моделирования в области пластической хирургии, в частности, экспандерной дерматензии. Рассматривается математическое моделирование роста кожи. Отмечается, что механические модели кожи основаны на*

*вычислении взаимосвязи напряжение-деформация и при известной зависимости, если только модель достаточно полно отражает реальные свойства кожи, становится возможным подобрать такие величины и направления деформаций, чтобы напряжение оказалось минимальным. Рассмотренные модели функционирования кожи обладают преимуществами учета реального строения кожи и относительной простотой вычислительной реализации. Однако, сравнительно слабо разработаны методы, реализующие такие свойства кожи как нелинейность и анизотропность (по линиям Лангера и расположению капиллярной сети). При этом необходимым является применение данных подходов к моделированию процесса растяжения кожи во время операции экспандерной дерматензии с учетом реальных параметров кожи. Перспективным подходом является применение методов тепловизионной диагностики для визуализации сосудов в процессе баллонной терапии. При этом наблюдение обрабатываемого участка в инфракрасном диапазоне позволит рассчитать соответствие термомеханической модели действительности. Моделирование эластических свойств кожи позволит учитывать функциональные особенности при экспандерной дерматензии и применение таких моделей в пластической хирургии позволит проводить компьютерное планирование оперативных вмешательств, при лечении ожогов, сокращать время реабилитации и уменьшать риск осложнений.*

**Ключевые слова:** *моделирование кожи, ангиосомная теория, линии Лангера, уравнение биотепла, рост кожи, компьютерное планирование в хирургии.*

**Постановка проблемы.** В настоящее время все больше медицинских лечебных задач основываются на данных компьютерного планирования, позволяющих на основе математических моделей прогнозировать результаты терапии [12]. При проведении пластических операций по пересадке кожи методом экспандерной дерматензии хирурги часто руководствуются интуитивными соображениями, выбирая место размещения и ориентацию баллона на теле человека. Для получения объективных данных, учет которых мог бы облегчить операцию и избежать осложнений, необходимо иметь модель функционирования кожи человека. В одной из предыдущих работ [3] мы приводили прототип сравнительно простой программы для автоматизации работы хирурга при учете расположения линий Лангера. При этом актуальной задачей является оценка подходов к моделированию упругих, эластичных, и термодинамических свойств кожи, а также процесса ее роста.

### **Анализ последних исследований и публикаций.**

**Строение кожи.** Кожа является самым крупным органом человека. Это сложная, многоуровневая ткань, состоящая из эпидермиса, дермы и гиподермы (подкожного жира). В коже человека от 300 до 350 млн. клеток, которые полностью обновляются в среднем за промежуток времени от 60 до 80 дней. Чем младше организм, тем легче и быстрее происходит обновление клеток [4].

Ткань кожи обильно пронизана кровеносными сосудами таким образом, что ее кровоток значительно превосходит собственные потребности в обменных процессах. Это объясняется тем, что кровь, поступающая в кожу, играет роль носителя тепла при терморегуляции. Этой же цели служат своеобразные «шунты» между артериями и венами – анастомозы, позволяющие сравнительно большому объему крови проходить в обход капилляров [4].

Одной из первых моделей строения кровеносного русла кожи стала ангиосомная теория. Согласно этой модели, тело человека подразделяется на обособленные трехмерные секции, питаемые отдельными ответвлениями артерий и снабженные собственными венозными ответвлениями. Правда, дальнейшие исследования показали, что ангиосомы не являются абсолютно обособленными, а сообщаются через анастомозы на уровне скелетных

мышц. Несмотря на это, значение ангиосомной теории сохраняется в сфере пластической хирургии.

Кровоснабжение кожи сильно неоднородно во времени и пространстве. Методом лазерной доплеровской флоуметрии было установлено, что в норме кожа получает 5-10 % сердечного выброса (200 до 500 мл/мин) [5]. При этом кровоснабжение различных областей тела может отличаться более чем в два раза. Наибольшей интенсивностью кровотока обладают, например, мочки уха и ладони, а наименьшей – голени и предплечья [5]. Но и кровоток одной и той же области кожи не является постоянным, а подвержен колебаниям с типичным периодом 0,5-5 мин, который зависит от различных регуляторных воздействий. Значительное влияние оказывают и суточные, сезонные, климатические влияния [4,5].

**Механические модели кожи.**

Согласно [6] существуют три подхода к моделированию механических свойств кожи: макромеханический, микромеханический и мезомеханический.

Примером макромеханического подхода является рассмотрение кожи в качестве эластичной мембраны, скользящей по твердому основанию [7]. Тогда, в случае малых обратимых деформаций, зависимость напряжений от деформации дается уравнением:

$$N^{\alpha\beta} = \frac{\partial\Phi}{\partial\gamma_{\alpha\beta}}, \tag{1}$$

где:  $N^{\alpha\beta}$  - контравариантные компоненты тензора напряжений в криволинейных координатах (в общем случае) на поверхности кожи;

$\gamma_{\alpha\beta}$  - ковариантные компоненты тензора деформации;

$\Phi$  – удельная потенциальная энергия деформации.

Простейшим выбором энергии деформации, удовлетворяющим экспериментальным результатам, является:

$$\Phi = A^{\alpha\beta\lambda\mu} \gamma_{\alpha\beta} \gamma_{\lambda\mu} \exp(B^{\eta\delta} \gamma_{\eta\delta} + C \gamma^{\rho\phi} \gamma_{\rho\phi}), \tag{2}$$

где: А и В – тензоры упругих постоянных;

С – скаляр.

В случае больших необратимых деформаций используется выражение:

$$N^{\alpha\beta} = A^{\alpha\beta\lambda\mu} \gamma_{\lambda\mu} \exp(B^{\eta\delta} \gamma_{\eta\delta} + C \gamma^{\rho\phi} \gamma_{\rho\phi}) \tag{3}$$

В работе [7] предлагается усовершенствование этой модели, предполагающее использование ортотропии кожи и связь поверхностных координат с линиями Лангера.

Мезомеханический подход представлен в работе [8]. Здесь учитывается гистологическая информация о расположении коллагеновых волокон, а именно, их упорядоченность в глубоких слоях кожи и хаотичность в поверхностных. Такая модель позволяет предсказать ограниченную ползучесть и неполную релаксацию напряжений.

Микромеханический подход, основанный на оценке суммарной реакции содержащихся в коже волокон коллагена и эластина, выбран в работе [9]. В этой модели извилистое волокно коллагена пересекается прямым волокном эластина в нескольких точках,

образуя волнообразные сегменты (рис. 1). Таким образом, при малых деформациях играют роль упругие свойства эластина, а при больших – коллагена.

Плотность пересечений и пространственной ориентации таких сегментов задаются функциями распределения, которые могут быть найдены из экспериментов.

В работе [8] с помощью методов статистической механики был получен закон конечных деформаций для кожи как для ортотропного нелинейного материала с пятью необходимыми материальными константами: плотность молекулярных цепей, три отношения сторон минимальной показательной ячейки и модуль объемного сжатия. Численные решения уравнений состояния проводились методом конечных разностей.



Рисунок 1 – Расположение эластина и коллагена в микромеханической модели [9]

#### Термомеханические модели.

Основным уравнением для моделирования теплообмена в тканях является уравнение биотепла:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla(-k \nabla T) = v_b \rho_b c_b (T_b - T) + Q, \quad (4)$$

где:  $\rho, c, T$  – плотность, удельная теплоемкость и температура ткани в точке;

$v_b, \rho_b, c_b, T_b$  – скорость перфузии, плотность, удельная теплоемкость и температура крови соответственно;

$Q$  – тепло, поглощенное из других источников (как внешних, так и внутренних).

Использование этой модели может дополнять механическую модель: вначале рассчитывается распределение тепла в коже, а затем это влияние включается в механическую модель.

#### Обсуждение.

Механические модели кожи основаны на вычислении взаимосвязи напряжение-деформация. При известной зависимости, если только модель достаточно полно отражает реальные свойства кожи, становится возможным подобрать такие величины и направления деформаций, чтобы напряжение оказалось минимальным. Это, в свою очередь, может позволить спланировать хирургическое вмешательство таким образом, чтобы облегчить процесс заживления сшитой раны, поскольку известно, что края шрама подвергаются растяжению [10]. Однако, большинство существующих моделей построены только для линейного изотропного приближения, которое, как очевидно из анализа строения кожи, сильно расходится с действительностью. Вместе с тем, учет нелинейности и ортотропности кожи приводит к значительному усложнению вычислений, выполняемых на основе модели.

Также, в настоящее время, существует не так много работ, которые посвящены моделированию роста кожи. Наиболее показательна модель, описанная в работе [10]. Ее суть

заключається в розделении градиента деформации  $F$  на две мультипликативные части, ответственные за эластическую обратимую деформацию ( $F_e$ ) и необратимый рост ( $F_g$ ):

$$F = F_e F_g \quad (5)$$

Затем, используя уравнение непрерывности массы с источником массы в правой части, имеющим вид:

$$R_0 = \rho_0 \text{tr}(\dot{F}_g F_g^{-1}), \quad (6)$$

где  $\rho_0$  - плотность кожи;

$\dot{F}_g$  - производная по времени от градиента деформации, ответственного за рост кожи, а также термодинамическое уравнение Гельмгольца и некоторые дополнительные условия, авторы численно решают полученную систему уравнений.

В результате компьютерного моделирования были получены следующие результаты (рис. 2).

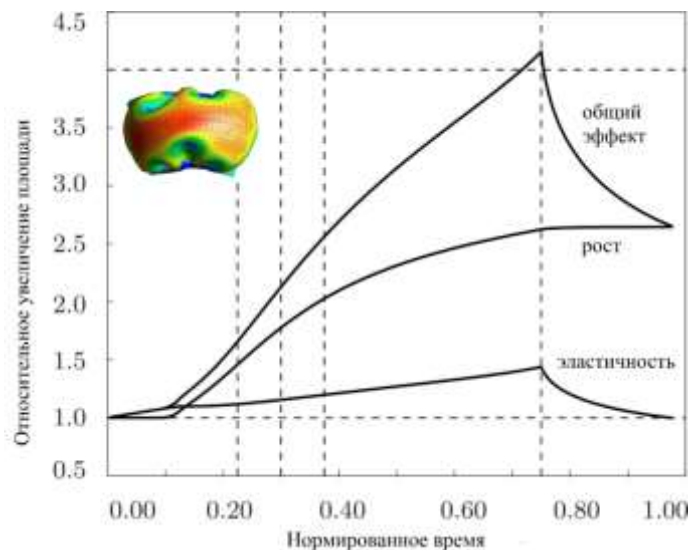


Рисунок 2 – Зависимость прироста площади кожного покрова от времени

Порядок кривых снизу вверх: эластическая компонента увеличения, увеличение за счет роста кожи, общий прирост. Последней штрихованной линией отмечен момент снятия натяжения [10]. Данная модель хорошо учитывает термодинамические и нелинейные свойства кожи, однако, ее недостатком является изотропное приближение.

## ВЫВОДЫ

Рассмотренные модели функционирования кожи обладают такими преимуществами: учет реального строения кожи, относительная простота вычислительной реализации. Однако, сравнительно слабо разработаны методы, реализующие такие свойства кожи как нелинейность и анизотропность (причем не только по линиям Лангера, но и по расположению капиллярной сетки). Таким образом, перспективным направлением

исследований является применение данных подходов к моделированию процесса растяжения кожи во время операции экспандерной дерматензии с учетом реальных параметров кожи. При этом наблюдение обрабатываемого участка в инфракрасном диапазоне позволит рассчитать соответствие термомеханической модели действительности. Моделирование эластических свойств кожи позволит учитывать функциональные особенности при экспандерной дерматензии и применение таких моделей ее в пластической хирургии позволит проводить компьютерное планирование оперативных вмешательств при лечении ожогов, сокращать время реабилитации и уменьшать риск осложнений.

*Список используемых источников:*

1. Principles of computer planning in the functional nasal surgery / O. G. Avrunin [et al.] // Przegląd Elektrotechniczny. – 2017. – R. 93, N 3. – S. 140–143.
2. Інтелектуальні технології моделювання хірургічних втручань / О. Г. Аврунін [таін.]. – Харків: ХНУРЕ, 2018. – 224 с.
3. Возможности компьютерного планирования при лечении ожогов методом экспандерной дермотензии / А. О. Киряк [и др.] // Наука та виробництво: міжвуз. темат. зб. наук. праць / ДВНЗ «ПДТУ». – Маріуполь, 2019. – Вип. 20. – С. 150–155.
4. Балабанов, Е. И. Кожа человека. Механические свойства. Теплопередача. Аналитический обзор [Электронный ресурс] / Е. И. Балабанов. – Режим доступа: <http://osense.narod.ru/library/physics/html/041001>
5. Хананашвили, Я. А. Лекции по физиологии регионарного кровообращения / Я. А. Хананашвили. – Ростов-на-Дону, 2010. – 88 с.
6. Danielson, D. A. Human skin as an elastic membrane / D. A. Danielson // Journal of Biomechanics. – 1973. – Vol. 6, N 5. – P. 539–546.
7. Tong, P. The stress-strain relationship for the skin / P. Tong, Y. Fung // Journal of Biomechanics. – 1976. – Vol. 9, N 10. – P. 649–657.
8. Bischo, J. E. A Finite element modeling of human skin using an isotropic, nonlinear elastic constitutive model / J. E. Bischo, E. M. Arruda, K. Grosh // Journal of Biomechanics. – 2000. – Vol. 33, N 6. – P. 645–652.
9. Lanir, Y. A Structural theory for the homogeneous biaxial stress-strain relationships in flat collagenous tissues / Y. Lanir // Journal of Biomechanics. – 1979. – Vol. 12, N 6. – P. 423–436.
10. A Microstructurally Based Orthotropic Hyperelastic Constitutive Law / A. M. Zollner [et al.] // Biomech Model Mechanobiol. – 2012. – Vol. 11, N 6. – P. 855–867.

**Kiriak A. O., Kokorev A. E., Avrunin O. G., Sorochan E. N.**

### A REVIEW OF MECHANICAL AND THERMODYNAMIC MODELS OF HUMAN SKIN IN THE CONTEXT OF PLASTIC SURGERY

*The purpose of the work is to review existing skin models based on its various properties: mechanical, thermodynamic, as well as skin growth models under the influence of external tension. The simplest model of structure of skin is an angiosomal theory. According to this model, a human body is divided by the separate three-dimensional areas, fed by the separate branches of arteries. There are three approaches to modeling the mechanical properties of the skin. The advantages and disadvantages of these models are noted. The question of the use of modeling in the field of plastic surgery, in particular, expander dermatension, is discussed. Mathematical modeling of skin growth is considered. It is noted that mechanical models of the skin are based on calculating the stress-strain relationship, and with a known dependence, if only the model fully reflects the real properties of the skin, it becomes possible to select such values and directions of deformations so that the stress is minimal. The considered models of skin functioning have the advantages of taking into*

*account the real structure of the skin and the relative simplicity of the computational implementation. However, methods that implement such skin properties as non-linearity and anisotropy (along Langer lines and the location of the capillary network) are relatively poorly developed. At the same time, it is necessary to apply these approaches to modeling the process of skin stretching during an expander dermatension operation, taking into account real skin parameters. A promising approach is the use of thermal imaging diagnostics for imaging blood vessels in the process of balloon therapy. At the same time, observing the treated area in the infrared range will allow calculating the correspondence of the thermomechanical model to reality. Modeling the elastic properties of the skin will allow to take into account the functional features of expander dermatensia and the use of such models in plastic surgery will allow computer-aided planning of surgical interventions in the treatment of burns, reduce rehabilitation time and reduce the risk of complications.*

**Keywords:** *skin modeling, angiosomal theory, Langer lines, biothermal equation, skin growth, computer surgery planning.*

**Кіряк А. О., Кокорев А. Е., Аврунін О. Г., Сорочан О. М.**

## ОГЛЯД МЕХАНІЧНИХ І ТЕРМОДИНАМІЧНИХ МОДЕЛЕЙ ШКІРИ ЛЮДИНИ В КОНТЕКСТІ ПЛАСТИЧНОЇ ХІРУРГІЇ

*Розглядаються підходи комп'ютерного планування лікування опіків на основі математичного моделювання біофізичних властивостей шкіри за допомогою механічних моделей, що враховують пружні і еластичні властивості шкіри а також термомеханічних моделей, які враховують терморегуляцію тканин. Наведено стислий огляд сучасних уявлень про будову і функціонування шкіри людини з особливою увагою до будови кровоносної системи. Відзначаються переваги і недоліки даних моделей. Обговорюється питання про застосування моделювання в області пластичної хірургії, зокрема, експандерної дерматензії. Розглядається математичне моделювання росту шкіри. Відзначається, що механічні моделі шкіри засновані на обчисленні взаємозв'язку напруга-деформація і при відомій залежності, якщо тільки модель досить повно відображає реальні властивості шкіри, стає можливим підібрати такі величини і напрямки деформацій, щоб напруга виявилось мінімальним. Моделі функціонування шкіри мають переваги щодо оцінки реальних властивостей шкіри і відносною простотою обчислювальної реалізації. Однак, порівняно слабо розроблені методи, що реалізують такі властивості шкіри як нелінійність і анізотропність (за лініями Лангера і розташуванню капілярної мережі). При цьому необхідним є застосування даних підходів до моделювання процесу розтягування шкіри під час операції експандерної дерматензії з урахуванням реальних параметрів шкіри. Перспективним підходом є застосування методів тепловізійної діагностики для візуалізації судин в процесі балонний терапії. При цьому спостереження оброблюваної ділянки в інфрачервоному діапазоні дозволить розрахувати адекватність запропонованої термомеханічної моделі. Моделювання еластичних властивостей шкіри дозволить враховувати функціональні особливості при експандерної дерматензії і застосування таких моделей в пластичної хірургії дозволить проводити комп'ютерне планувань оперативних втручань при лікуванні опіків, скорочувати час реабілітації та зменшувати ризик ускладнень.*

**Ключові слова:** *моделювання шкіри, ангіосомная теорія, лінії Лангера, рівняння біотепла, ріст шкіри, комп'ютерне планування хірургічних втручань.*

Рекомендована к публикации: д. физ.-мат. наук, проф. Бых А.И.

Статья принята 14.09.2019 г.