

диапазоне (915-950 МГц.) с постоянной входной мощностью, а также, с максимально близкой к синусоидальной, формой выходного напряжения.

МД – Модулятор, изменяет параметры несущего сигнала в соответствии с изменениями передаваемого (терапевтического) сигнала.

УМ – Выходной усилитель, обеспечивает усиление мощности выходного промодулированного терапевтического сигнала.

И – Излучатель, осуществляет неинвазивное влияние путём взаимодействия комплексного электромагнитного излучения с микроорганизмами.

БП – Блок питания, представляет собой источник постоянного тока, аккумуляторную батарею, подобранную по своим характеристикам таким образом, чтобы можно было обеспечивать питание всего устройства.

ФТС – Формирователь терапевтического воздействия вырабатывает либо низкочастотные сигналы (1 – 1000 Гц.) различной формы, либо генерирует белый шум.

БУИ – Блок управления и индикации, обеспечивает работу устройства, контролирует состояние блока питания.

Такое схематехническое решение устройства угнетения активности болезнетворных микроорганизмов, при условии высококачественного исполнения каждого из блоков, на базе современных радиоэлектронных компонентов, должно обеспечивать увеличение стабильности и точности выходных характеристик. А так же необходимую прецизионность и дискретность параметров, для проведения экспериментов над микроорганизмами.

Устройство, способное воздействовать на микроорганизмы специфическими частотами, может стать экспериментальной исследовательской базой и эффективным средством борьбы с бактериальными инфекциями. Перспектива использования такого устройства в неинвазивном методе лечения бактериальных инфекций высока. Метод безопасен и не вызывает привыкания.

## **КОМПЬЮТЕРНАЯ ОПТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ**

<sup>1</sup>Качер В.С., <sup>1</sup>Гадяцкий А.В.,<sup>2</sup>Бых А.И.,

<sup>1</sup>Роман Л.К., <sup>1</sup>Василенко И.Н., <sup>1</sup>Задерей Ю.Н.

<sup>1</sup>Украинский научно-исследовательский институт протезирования, протезостроения и восстановления трудоспособности

61051, Харьков, ул.Клочковская 339, тел. (057) 337-75-33,

E-mail: lbmdp@mail.ru

<sup>2</sup>Харьковский национальный университет радиоэлектроники

61166, Харьков, пр.Ленина, каф. биомедицинской электроники, 702-13-64

In this article the result of the work of creation the computer optical system for assessment of main angle parameters of lower limbs in orthopedic treatments by orthosis is described.

**Введение.** На сегодняшний день в области оснащения людей с ограниченными физическими потребностями техническими средствами реабилитации такое направление, как ортезирование, в Украине, является одним из наиболее интенсивно развивающихся направлений. Количество людей нуждающихся и получающих ежегодно ортезы на нижние конечности в нашей стране исчисляется десятками тысяч. Однако объективных технических средств контроля достигаемых результатов применения ортезов, которые бы эффективно работали в условиях клинической практики пока нет. Клиницист вынужден делать выводы основанные в большей степени на данных клинического осмотра и опроса пациента, что при большом количестве и сложности конструкций современных ортезов очень часто уже недостаточно.

Поэтому была выполнена работа, целью которой являлось создание компьютерной оптической системы оценки геометрических параметров нижних конечностей. Для

достижения поставленной цели были решены следующие задачи: создание технических средств измерений основных параметров, характеризующих изменения в нижних конечностях; метрологическая поверка созданных измерительных средств; разработка методики проведения обследований пациентов и ее практическая апробация. В результате решения поставленных задач была создана компьютерная оптическая система оценки геометрических параметров нижних конечностей описанная ниже.

**Основная часть.** Оптическая система была построена на базе прибора оценки опороспособности и статической устойчивости человека – базометра [1].

Основные функции оптической системы состоят в измерении линейных и угловых параметров, которые характеризуют взаимное расположение сегментов каждой конечности и расположение их отдельных элементов в привязке к проекциям результирующих векторов реакции опоры, измеренных с помощью базометра. В состав системы вошли: базометр, оптический анализатор-цифровая фотокамера, компьютер (рис.1).

Получения оптического изображения пациента обеспечивается цифровой фотокамерой Panasonic DMC-FZ30, что подключается к компьютеру. Изображения пациента фиксируется в момент записи базометрии для синхронизации положения тела в пространстве и характеристик опоры. Далее изображения передается в компьютер для обработки.

Базометр (1) подключается к персональному компьютеру (3), используя последовательный интерфейс RS-232. Цифровая фотокамера (2) устанавливается на штативе на расстоянии приблизительно 210-260 см относительно центра базометрической платформы на заданной высоте. Фотосъемка выполняется в положениях камеры, обозначенных буквами А, В, С и D.

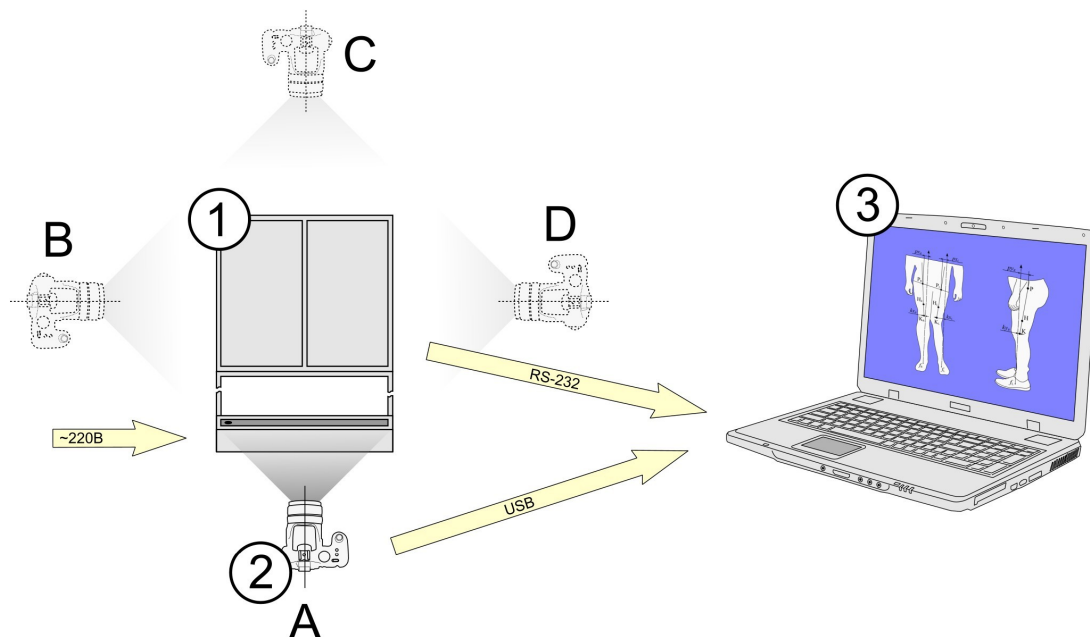


Рис. 1 Функциональная схема компьютерной оптической системы

Для устранения дисторсии фотокамеры была разработана математическая модель, позволяющая производить калибровку и использовать бытовую фотокамеру в качестве средства измерения. Модель содержит переход из системы координат измеряемого объекта в систему координат фотокамеры с коррекцией нелинейных искажений.

При переводе в систему координат камеры  $A^C$  координаты объекта  $A^O$  перемножаются с матрицей поворота и переноса  $M^{O \rightarrow C}$ , основанной на смещении

фотокамеры  $P_x, P_y, P_z$  и углах Эйлера  $\alpha, \beta, \gamma$ , описывающих поворот системы:  $A^C = A^O \cdot M^{O \rightarrow C}$ .

Получение координат  $A^f$  с учетом проецирования и масштабирования на светочувствительный элемент фотокамеры проводится умножением полученных преобразованных координат  $A^C$  на матрицу проецирования  $M^f$ :  $A^f = A^C \cdot M^f$ .

Окончательные координаты  $x, y$  точки объекта на сфотографированном изображении определяются с учетом линейного увеличения  $a$  и дисторсии третьего порядка  $b$  исходя из спроецированных координат  $A^C$ . При этом учитываются только составляющие вектора  $A_x^C$  и  $A_y^C$ :

$$x = A_x^C \cdot \left( a + b \left( (A_x^C)^2 + (A_y^C)^2 \right) \right), \quad y = A_y^C \cdot \left( a + b \left( (A_x^C)^2 + (A_y^C)^2 \right) \right)$$

Решение описанных выше уравнений с параметрами  $\alpha, \beta, \gamma, P_x, P_y, P_z, a, f$ , относительно  $x_C, y_C$ , позволяют произвести калибровку системы и при последующих измерениях с известной точностью.

Метрологическая поверка оптической системы дала возможность оценить погрешность измерения оптического анализатора по ряду параметров, из которых наиболее важными являются: погрешность измерения расстояния между точками в зоне измерений  $\pm 3$  мм; погрешность измерения угловых значений,  $\pm 2$  град.

Методика оценки результатов ортезирования пациентов была построена на анализе отклонений координат контрольных точек анатомической оси от нормы. На рис. 2 показана схема размещения маркеров на теле пациента во фронтальной плоскости.

На рис.2а и рис.2б показан основной принцип оценки эффективности применения ортезов. При правильном действии ортезов наблюдалось выпрямление конечностей, что выражалось в уменьшении углов между голенью и бедром. При разработке методики было установлено, что в практической деятельности не всегда удобно и/или возможно нанесение маркеров на тело пациента. По этому, была проведена дополнительная работа, в ходе которой было показано, что маркеры можно устанавливать непосредственно на фотоизображении пациента (рис.2в), что имеет высокий коэффициент корреляции с разметкой на теле пациента - 0,93.

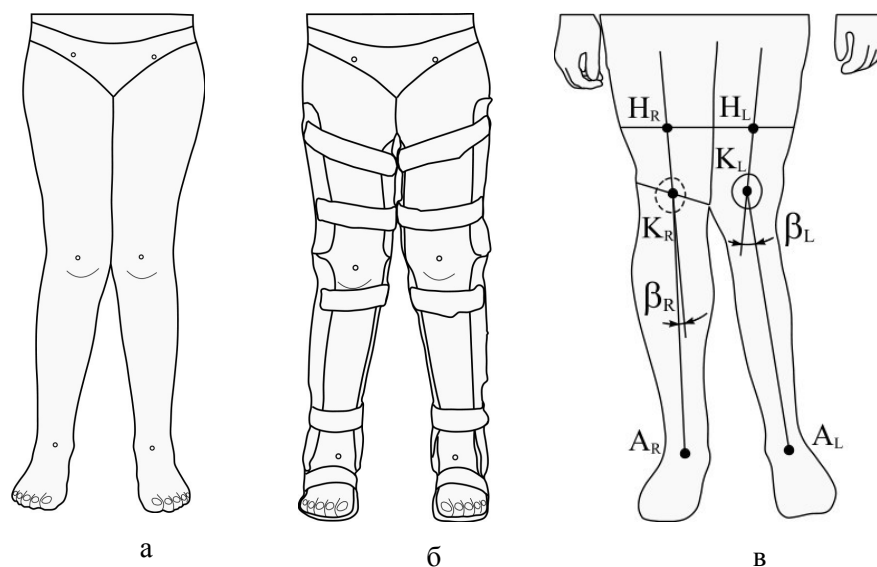


Рис.2 Схема размещения маркеров на теле пациента во фронтальной плоскости:  
 а – маркеры на теле без ортеза, б – маркеры на теле в ортезах, в – схема разметки маркеров без отметок на теле

Этот способ разметки фотоизображения пациента существенно упрощает проведение обследования и снижает затраты времени.

Апробация разработанной системы была выполнена на базе клиники УкрНИИ протезирования с участием 88 пациентов.

**Выводы.** 1. В результате проведенной работы созданы отечественные технические средства измерений основных параметров, характеризующих отклонения геометрических параметров нижних конечностей от нормы, что позволяет оценить как динамику реабилитации, так и эффективность применения ортезов.

2. Разработана математическая модель оптической системы и с ее использованием метрологическая поверка созданных измерительных средств с определением точности проводимых измерений.

3. Разработана методика проведения обследований пациентов и проведена ее практическая апробация, что показало ее эффективность в клинической практике.

4. Проведенная работа является отечественной разработкой и не имеет прямых аналогов в Украине и имеет научно-практическое значение для использования как в условиях научных подразделений, так и в условиях клиник, кабинетов и отделений ортопедического профиля, которые занимаются ортезированием.

**Список литературы.** 1. Пат.54139 А, Україна, МПК А61В5/103. Пристій для оцінки стійкості і опороздатності людини / Салєєва А.Д., Качер В.С., Гадяцький О.В., Ковалько М.Т., Роман Л.К., Василенко І.М., Малиняк М.І., Рибка Є.В. -№2002054224; Заявл. 23.05.02; Опубл. 17.02.03//Промислова власність. Офіційний бюлетень.-2003.-№2.

## СВЕТОДИОДНЫЙ ТРЕНАЖЕР КОСЫХ МЫШЦ ГЛАЗА

Скляр О.И.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Кафедра биомедицинских электронных систем и устройств, 14, пр.Ленина, 61166,

Харьков, Украина

Тел. (057) 702-13-64, E-mail: [olga.sklyar@gmail.com](mailto:olga.sklyar@gmail.com)

The device for train of human vision is proposed at this work. This device uses an unconditioned reflex of a man to follow by the look at a light running point. Many light-emitting diodes are situated at a half-sphere surface with certain order. Each light-emitting diode has an own number. If these numbers of light-emitting diodes writer at ROM chip at the certain order and after theirs read serially with certain speed than it can be done a light running point along the fixed trajectory. Different trajectories of the point move allow to train of eye oblique muscles.

**Введение.** Современный человек имеет огромную нагрузку на свой орган зрения, т.к., начиная с детского возраста, проводит огромное количество времени за экраном компьютера. То ли это детские игры, то ли это выполнение учебных заданий учениками, студентами, аспирантами, то ли это выполнение служебных заданий работниками. При этом глаза находятся на расстоянии 25-30 см от экрана в течение достаточно длительного времени, намного превышающем гигиенические нормы. А в это время в глазу в напряженном состоянии находятся только одна группа мышц – прямых. При таком режиме эксплуатации человеческого глаза вторая группа глазных мышц (косых) находится в состоянии постоянного покоя, что, как очевидно, будет вести к угнетению их естественной функции. Чтобы этого не происходило, очевидно, что необходимо некоторым образом заставить человека тренировать и косые мышцы глаза. В традиционной медицине проблема тренировки различных групп глазных мышц существует давно и средства борьбы с ней известны: это система упражнений, когда человек должен смотреть, то вправо, то влево, то вверх, то вниз. Эти упражнения применялись при выраженных глазных заболеваниях. Но когда таковых нет, то никто и не подумает о необходимости таких упражнений.