

*А.В. ГАДЯЦКИЙ*, зав.сект., УкрНИИ протезирования, Харків,  
*В.С. КАЧЕР*, канд. техн. наук, зав.лаб., УкрНИИ протезирования, Харків,  
*Ю.Н. ЗАДЕРЕЙ*, м.н.с., УкрНИИ протезирования, Харків,  
*Л.К. РОМАН*, науч.сотр., УкрНИИ протезирования, Харків,  
*И.Н. ВАСИЛЕНКО*, м.н.с., УкрНИИ протезирования, Харків

## **ОЦЕНКА РЕЗУЛЬТАТОВ ОРТЕЗИРОВАНИЯ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЦИФРОВЫХ ФОТОКАМЕР С БОЛЬШОЙ ДИСТОРСИЕЙ**

В статті наведено порівняльний аналіз методів оцінки результатів ортезування нижніх кінцівок. Представлено схему вимірювань і математичний апарат для мінімізації впливу дисторсії об'єктиву фотокамери на результати вимірювань.

**Ключові слова:** ортезування, дисторсія, фотокамера, калібрування.

В статье приведен сравнительный анализ методов оценки результатов ортезирования нижних конечностей. Представлены схема измерений и математический аппарат для минимизации влияния дисторсии объектива фотокамеры на результаты измерений.

**Ключевые слова:** ортезирование, дисторсия, фотокамера, калибровка.

The comparative analysis of methods of estimation of results of orthotic treatment has been presented. The scheme of measurement and a mathematical device for minimization of influence of distortion of a camera objective on results of measurement have been presented.

**Keywords:** orthotic treatment, distortion, camera, calibration.

### **1. Введение**

В настоящий момент в Украине, как и во всем мире, появляется множество реабилитационных методик и ортезных конструкций, направленных на восстановление двигательных функций опорно-двигательного аппарата. Ортезы на нижние конечности составляют большую часть среди различных видов ортезов.

Цель реабилитации при ортезировании нижних конечностей зависит от патологии пациента. Назначение ортеза и выполняемые им функции регламентируются ISO 8551 [1]. Исходя из функций, необходимо контролировать достигнутый эффект реабилитации при ортезировании нижних конечностей для различных ортезных систем.

Быстрый прогресс компьютерной и цифровой фото- и видеотехники, а также развитие фотограмметрических методов измерений в последние годы позволяет заменить или дополнить используемые в настоящее время измерительные системы их более совершенными оптическими аналогами. Применение оптических методов измерений в сравнении с другими позволяет значительно сократить время проведения, повысить точность измерений и снизить стоимость обследования.

## 2. Анализ существующих средств и методов оценки результатов ортезирования нижней конечности

В положении стоя вес тела человека  $P$  полностью распределяется между двумя конечностями. Нагрузка с вертлужной впадины тазобедренной кости передается на головку бедренной кости, которая опирается на большеберцовую кость в коленном суставе и через голеностопный сустав далее на стопу (рис.1).

В нормальном состоянии центры головки бедренной кости, коленного и голеностопного суставов лежат на одной прямой – анатомической

(биомеханической) оси, и нагрузка в суставах распределяется равномерно. При патологических деформациях в костной структуре опорно-двигательного аппарата

коленный сустав смещается с оси, что приводит к перераспределению нагрузки и прогрессированию заболевания. Действие корригирующего ортеза способствует восстановлению анатомической оси, улучшению опороспособности конечностей и уменьшению болевого синдрома у пациента.

Рентгенологическое обследование позволяет с высокой точностью определить величину отклонений сегментов конечности от нормального положения. В ортопедической практике степень коррекции определяется сравнением углов между линиями, проведенными между центрами голеностопного, коленного и бедренного суставов непосредственно на рентгеновском снимке (рис. 2а). При этом для взрослого человека ошибка в определении центров суставов в 1 мм приводит к ошибке угла в 1 град., а максимальная ошибка может доходить до 5 град.

Большей точности определения изменений можно достичь, если использовать компьютерные методы обработки и сравнивать угол непосредственно между сегментами

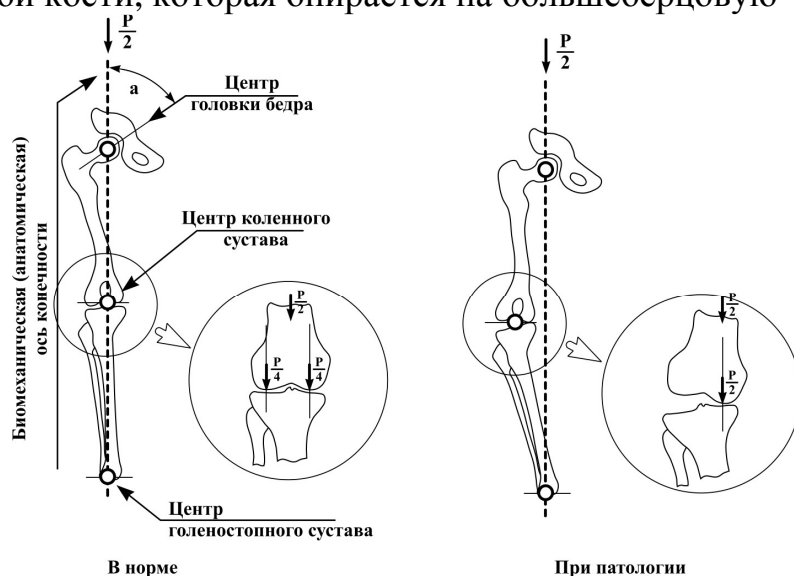


Рис. 1. Биомеханическая ось нижней конечности ( $P$  – вес человека)

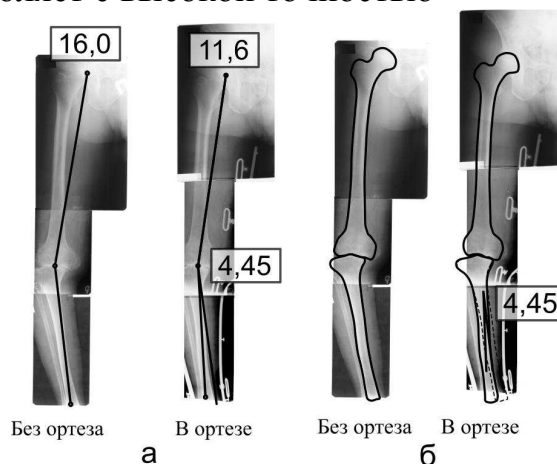


Рис. 2. Определение изменения угла между бедром и голенью во фронтальной плоскости под действием ортеза: а - по центрам суставов ( $16,0^\circ$  и  $11,6^\circ$  – величины углов между сегментами конечности;  $4,45^\circ$  – изменение угла), б - по контуру костей ( $4,45^\circ$  – изменение угла)

конечности – бедренной и большеберцовой костями (рис. 2б). Но при этом нельзя получить абсолютных значений угла, не выбрав базовые точки для построения линий. Несмотря на высокую точность, рентгенологический метод контроля действия ортеза на конечность обладает главным недостатком – высокой лучевой нагрузкой на пациента при проецировании всей конечности, и этим объясняются ограничения его применения в ортопедической практике.

Для косвенной оценки результатов ортезирования в мировой практике в настоящее время применяются разнообразные тесты, которые базируются на сравнительной оценке возможностей пациента с использованием ортезных систем и без них. Среди них можно выделить 10mWT, 6MWT, 2MWT, TUG, L-Test of Functional Mobility, Emory Functional Ambulation Profile (mEFAP) и Locomotor Capabilities Index (LCI) [2-7].

Все вышеперечисленные методы являются методами либо субъективной, либо косвенной оценки, но следует отметить, что именно такие методы сейчас наиболее активно используются в клинической практике благодаря их невысокой стоимости и простоте.

Что касается нерентгенологических методов объективной оценки результатов ортезирования, то они мало чем отличаются от хорошо известных методов оценки протезирования с некоторыми доработками, зависящими от характера патологии пациента: опороспособность и устойчивость в положении стоя, а также опорные реакции, кинетика и кинематика ходьбы. Также для нерентгенологического определения положения сегментов конечности в ортопедической практике используются непосредственные измерения при помощи угломера.

Применение объективных методов оценки осложняется тем, что в отличие от протезов, ортезы несут значительно большую функциональную нагрузку, что подчеркивает стандарт ISO 8551. Поэтому метод оценки должен охватывать оценку эффективности использования большей части видов ортезов, и при этом быть доступным и относительно простым в использовании. Таким методом является метод построенный на анализе фото изображений.

### **3. Метод исследования результатов ортезирования с использованием цифровых фотокамер**

Анализ фотоизображения лишен возможности определить непосредственно центр сустава либо положение кости сегмента конечности под мягкими тканями, однако доступны следующие варианты определения взаимного расположения сегментов конечности:

1. Обозначение центров суставов с помощью нанесения маркеров на тело пациента, основанное на мануальных навыках врача.
2. Измерение угла между сегментами конечности по контуру самой конечности.
3. Выделение распознавательных точек на сегментах конечности и построение геометрической схемы по ним на основании фотографии.
4. Визуальное определение осей сегментов.

На рис. 3 приведены примеры описанных вариантов оптических методов и рентгенографического обследования.

Метод с нанесением маркеров на тело конечности связан с определенными трудностями, т.к. сложно точно установить положение центра сустава. Кроме того, маркеры могут смещаться в процессе обследования вместе с кожей и мягкими тканями. Методы, связанные с

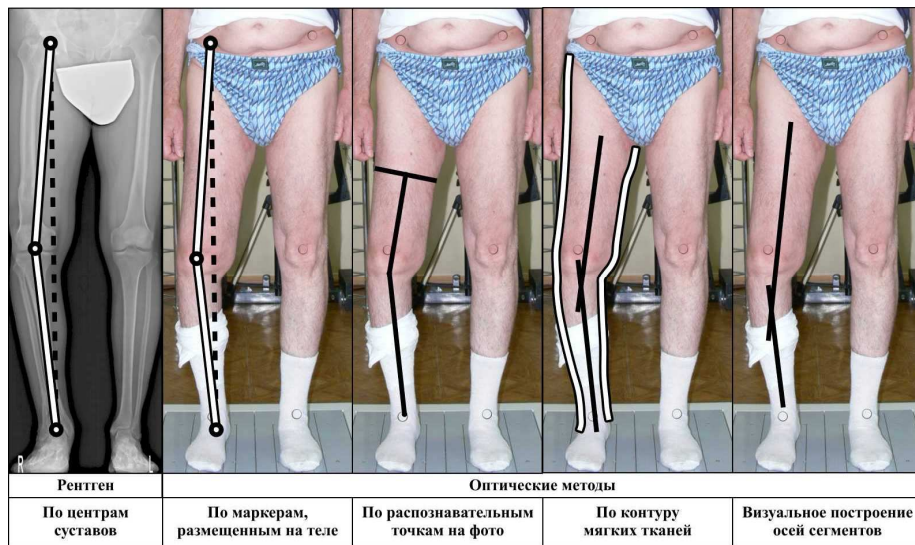


Рис. 3. Варианты измерения угла между сегментами нижней конечности

выделением распознавательных точек, контуров и визуальным построением осей, менее чувствительны к перераспределению мягких тканей, особенно под воздействием ортеза. Измерения проводятся при помощи откалиброванного цифрового фотоаппарата. При этом положение базовой плоскости, в которой проводятся линейные и угловые расчеты, определяется при помощи аппаратно-программного базометрического комплекса [8] (рис. 4).

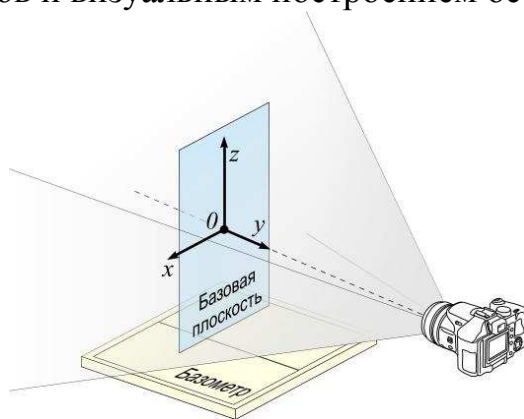


Рис.4. Схема оптических измерений

Объективы недорогих неспециализированных фотокамер имеют существенные оптические искажения [2,3], которые можно компенсировать при помощи математической модели, учитывающей как привязку к контрольным точкам базометрической платформы, фокусное расстояние, так и линейное увеличение и дисторсию третьего порядка объектива.

#### 4. Математическая модель учета оптических искажений объектива

Ключевым моментом фотограмметрических измерений при помощи доступных цифровых камер является точное определение их параметров: фокусного расстояния, дисторсии и пространственной привязки камеры к системе координат объекта.

Положение на снимке произвольной точки А в пространстве с координатами (x, y, z) в системе координат объекта определяется по следующим формулам:

$$\vec{a}^C = \vec{a}^O \cdot M^{O \rightarrow C}, \quad (1)$$

$$\vec{a}^D = \vec{a}^C \cdot (b_0 + F_3 \cdot |\vec{a}^C|), \quad (2)$$

где  $\vec{a}^O$  – вектор из начала координат в точку А в системе координат объекта;

$\vec{a}^C$  – отображение вектора  $\vec{a}^O$  в системе координат камеры;

$M^{O \rightarrow C}$  – матрица перехода и проецирования из системы координат объекта в систему координат камеры;

$\vec{a}^D$  – вектор на плоскости проецирования с учетом дисторсии;

$b_0$  – коэффициент линейного увеличения;

$F_3$  – дисторсия третьего порядка.

Решение обратной задачи при известных параметрах объектива и положении камеры позволяет найти пространственные координаты любой точки сфотографированного объекта, находящейся на произвольной плоскости.

Из решения уравнения (2) при известных  $\vec{a}^D$ ,  $b_0$  и  $F_3$  находится неизвестный вектор  $\vec{a}^C$ :

$$R = |\vec{a}^D|, \quad t_1 = 108 + \sqrt{11664 + \frac{1728 \cdot b_0^3}{F_3 \cdot R^2}},$$

$$t_2 = \frac{\sqrt[3]{t_1 \cdot F_3^2 \cdot R^4}}{6 \cdot F_3 \cdot R^4} - 2 \cdot \frac{b_0}{\sqrt[3]{t_1 \cdot F_3^2 \cdot R^4}}, \quad t_3 = \frac{\sqrt[3]{t_1 \cdot F_3^2 \cdot R^4}}{6 \cdot F_3 \cdot R^4} + 2 \cdot \frac{b_0}{\sqrt[3]{t_1 \cdot F_3^2 \cdot R^4}},$$

$$\begin{cases} F_3 \geq 0 & \vec{a}^C = \vec{a}^D \cdot t_2 \\ F_3 < 0 & \vec{a}^C = -\vec{a}^D \cdot \frac{t_2 - i\sqrt{3} \cdot t_3}{2}, \end{cases} \quad (3)$$

где  $R, t_1, t_2, t_3$  – промежуточные переменные;

$\vec{a}^C$  – искомый вектор из начала координат камеры в точку на плоскости проецирования;

$\vec{a}^D$  – вектор из центра кадра в точку на снимке.

Точка в пространстве находится как пересечение прямой, направленной из центра камеры по вектору  $\vec{a}^C$ , и плоскостью, в которой находится искомая точка объекта.

Калибровка камер разбивается на два этапа. На первом определяется фокусное расстояние и дисторсия объектива камеры при помощи специального калибровочного устройства, представляющего собой плоскость с определенным образом нанесенными маркерами. Плоскость устанавливается перпендикулярно оптической оси объектива камеры, фотографируется в трех положениях. На снимках фиксируются координаты маркеров.

Второй этап заключается в определении положения камеры относительно объекта непосредственно перед проведением каждого измерения.

При съемке пациентов в полный рост откалиброванной широкоугольной камерой с матрицей 8 Мп погрешность измерения пространственных координат по всей площади кадра не превысила 2 мм.

## 5. Примеры практического исследования с использованием цифровых фотокамер с большой дисторсией

В лаборатории биомеханики УкрНИИ протезирования, при помощи разработанного метода оценки результатов ортезирования по фотоизображению, полученному с использованием цифровых фотокамер, было обследовано 95 человек с деформирующим артрозом коленного сустава. Исследования проводились без ортеза и в ортезе (рис. 5).

Использование данного метода дает возможность получить врачу и технику объективную информацию об изменениях линейных и угловых параметров

нижних конечностей при ортезировании больных деформирующим артрозом и определить эффективность применения технического средства реабилитации.

При этом погрешность измерения изменения углов искривления коленных суставов с помощью рентгена и по предложенной методике, по своим значениям

отличаются незначительно. Но, учитывая негативное влияние лучевой нагрузки при рентгенодиагностике, более целесообразно применять методику оценки геометрических параметров нижних конечностей по фотоизображению при ортезировании больных деформирующим артрозом коленных суставов.

### Выводы

Применение фотокамер и использование оптических методов измерений геометрических параметров нижних конечностей позволяет с достаточной точностью оценить эффективность действия ортезов при различных патологиях опорно-двигательного аппарата.

Разработанный математический аппарат, учитывающий дисторсию объектива в процессе анализа полученных фотографий, дает возможность получать достаточно точные результаты при использовании простых неспециализированных камер и объективов, что значительно снижает стоимость всей измерительной системы.

**Список литературы:**1. ISO 8551. Протезирование и ортезирование - Функциональные недостатки - Описание человека, которого лечат с помощью ортеза, клинические цели лечения и функциональные требования к ортезу. -с.10.- 2003-08-15.2. Гельман Р.Н., Дуниц А.Л. Лабораторная калибровка цифровых камер с большой дисторсией // Геодезия и картография. – 2002. - №7. – С. 23 – 31.3. Курков В., Чекурин А. Цифровые технологии в ближней фотограмметрии, // САПР и графика. – 2000 - №8.4. Stevens P. Clinically Relevant Outcome Measures in Orthotics and Prosthetics / K.Susan // Clinically Relevant Outcome Measures in O&P.- February 2009.5. Geboers J. Ankle-foot orthosis has limited effect on walking test parameters among patients with peripheral ankle dorsiflexor paresis/ W. Wetzelaer, H. Seelen, F. Spaans, M. Drost // J Rehabil Med. -2002. - №34. –P. 80-85. 6. Brooks D. The 2-minute walk test as a measure of functional improvement in persons with lower limb amputation / J.Parsons, J.Hunter, M. Devlin, J. Walker // Arch Phys Med Rehabil. -2001. -№82. -P.1478-1483.7. Brooks D. Reliability of the two-minute walk test in individuals with transtibial amputation / J.Hunter, J.Parsons, E.Livsey, J.Quirt, M.Devlin // Arch Phys Med Rehabil. -2002. -№83. -P.1562-1565.8. Пат. № 54139 А, Україна, МПК А61В5/103. Пристій для оцінки стійкості і опороздатності людини / Салєєва А.Д., Качер В.С., Гадацький О.В., Ковалько М.Т., Роман Л.К., Василенко І.М., Малиняк М.І., Рибка С.В.; Науково-дослідний інститут протезування, протезобудування та відновлення працездатності - №2002054224; Заявл.23.05.02; публ.; Промислова власність. Офіційний бюлетень. 2003. -№ 2.

Поступила в редколлегию 11.06.2012

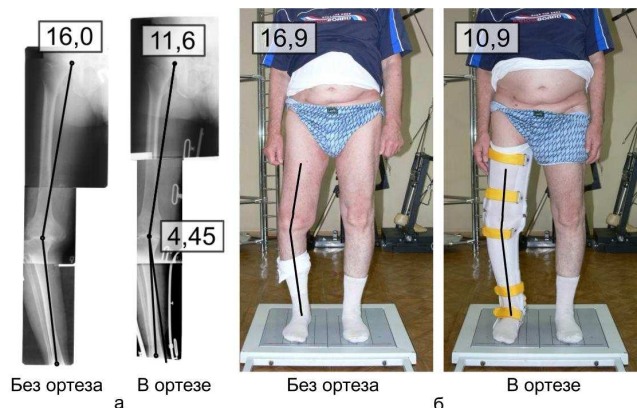


Рис.5. Определение углов искривления нижней конечности пациента С-ко В.М. с правосторонним деформирующим варусным артрозом коленного сустава с помощью: а - рентгена, б - фотоизображения