

УДК 531/534: [57+61]

## **ОПРЕДЕЛЕНИЕ СХЕМЫ ПОСТРОЕНИЯ ПРОТЕЗОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ С ПОМОЩЬЮ АППАРАТНО-ПРОГРАММНОГО БАЗОМЕТРИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА**

**В.С. Качер, А.Д. Салеева, Н.Т. Ковалько, А.В. Гадяцкий,  
Л.К. Роман, И.Н. Василенко**

Украинский научно-исследовательский институт протезирования, протезостроения и восстановления трудоспособности, Украина, 61051, Харьков, ул. Клочковская, 339, e-mail: risp@kharkov.com

**Аннотация.** В статье представлены результаты работы, направленной на разработку средств автоматизированной оценки схемы построения протезов голени и бедра. Даны таблицы характеристик основной стойки инвалидов с ампутационными дефектами нижних конечностей, которые могут применяться для контроля результатов протезирования на протезно-ортопедических предприятиях.

**Ключевые слова:** протезирование, схема построения протеза, базометрия.

### **Введение**

Определение схемы построения протезов нижних конечностей является одним из важнейших технологических этапов протезирования. Однако до настоящего времени протезно-ортопедические предприятия не располагают современными объективными методами и техническими средствами контроля схемы сборки протезов непосредственно при пользовании инвалидом, что ставит качество протезирования в зависимость от опыта протезиста и субъективных оценок инвалидов.

Целью данной работы является разработка методики объективной оценки для схемы построения протеза голени и бедра с помощью созданного в Украинском научно-исследовательском институте протезирования аппаратно-программного базометрического комплекса [1].

### **Материалы и методы**

Под наблюдением авторов было 215 инвалидов в возрасте от 20 до 70 лет, мужчин – 157, женщин – 58. Инвалидов с дефектами бедра было 75 человек, из них – 18 с ампутацией на уровне верхней трети, 38 – на уровне средней трети, 19 – на уровне нижней трети; с дефектами голени было 140 человек, с ампутацией на уровне верхней трети – 70, средней трети – 51 и на уровне нижней трети – 19.

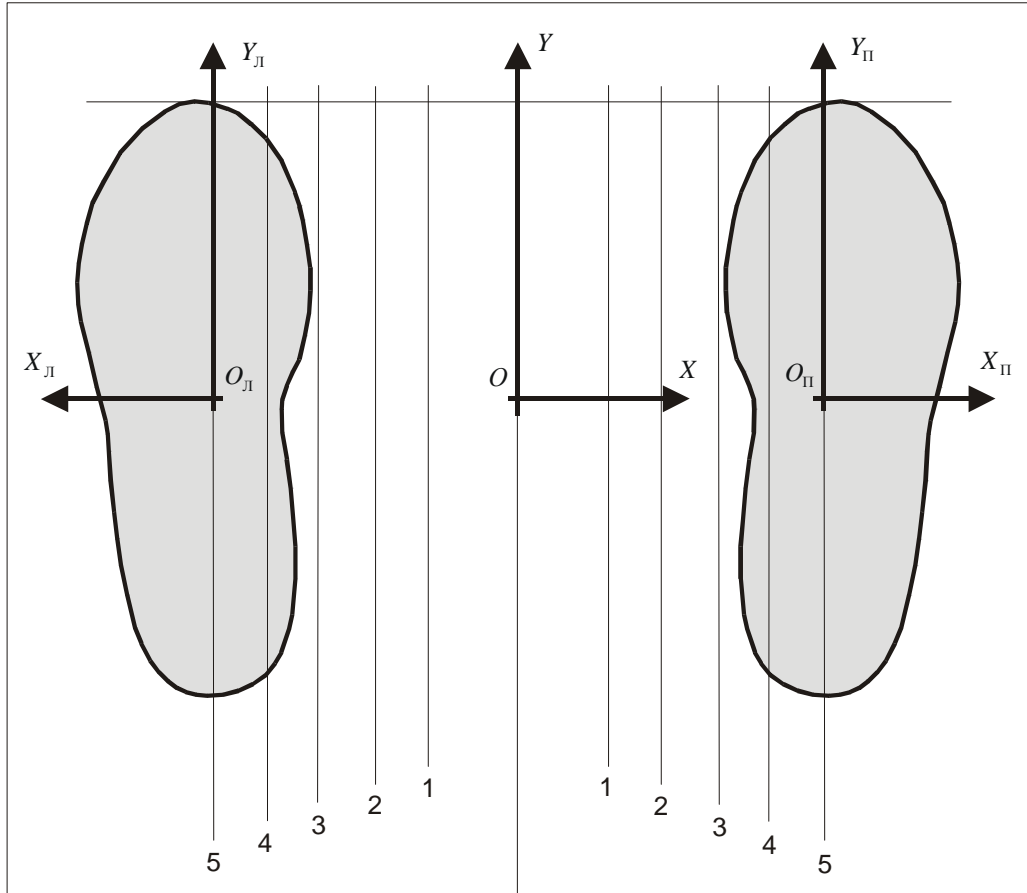


Рис. 1. Схема измерений на аппаратно-программном базометрическом комплексе:  $OXY$  – общая система координат;  $O_{л}X_{л}Y_{л}$  – система координат левой конечности;  $O_{п}X_{п}Y_{п}$  – система координат правой конечности; 1, 2, 3, 4, 5 – линии, задающие положение стоп на приборе

Причиной ампутации у 149 инвалидов была травма, у 66 – сосудистые заболевания (облитерирующий эндартериит, атеросклероз, диабетическая ангиопатия). Общий стаж пользования протезом – от 1 года до 30 лет. В момент исследования время пользования последним протезом составляло не менее 2 недель.

В настоящее время существуют различные способы определения схемы построения протеза [2, 3, 4], в основе каждого из них лежит та или иная технологическая база, относительно которой и располагают узлы протеза. Наиболее широкое распространение в теории и практике протезирования передовых европейских стран находит подход немецкой школы протезирования, где технологической базой каждой конечности являются вертикальные силы реакции опоры или базовые (базирующие) линии. В норме базовые линии проецируются на область средней трети стопы. Оценку схемы построения протеза проводят визуально, с помощью лазерного индикатора, который указывает проекции базирующей линии на протезированной конечности в сагиттальной и фронтальной плоскостях [5].

Используемый в работе аппаратно-программный базометрический комплекс, состоящий из компьютера, тензометрической платформы с двумя измерительными площадками, модуля лазерного излучателя, программного обеспечения, позволил регистрировать не только боковую проекцию базирующей линии, но и ее положение по отношению к контуру стопы протезированной конечности на опорной поверхности (рис. 1). Такая автоматизация исследований позволила повысить эффективность оценки схемы построения протезов.

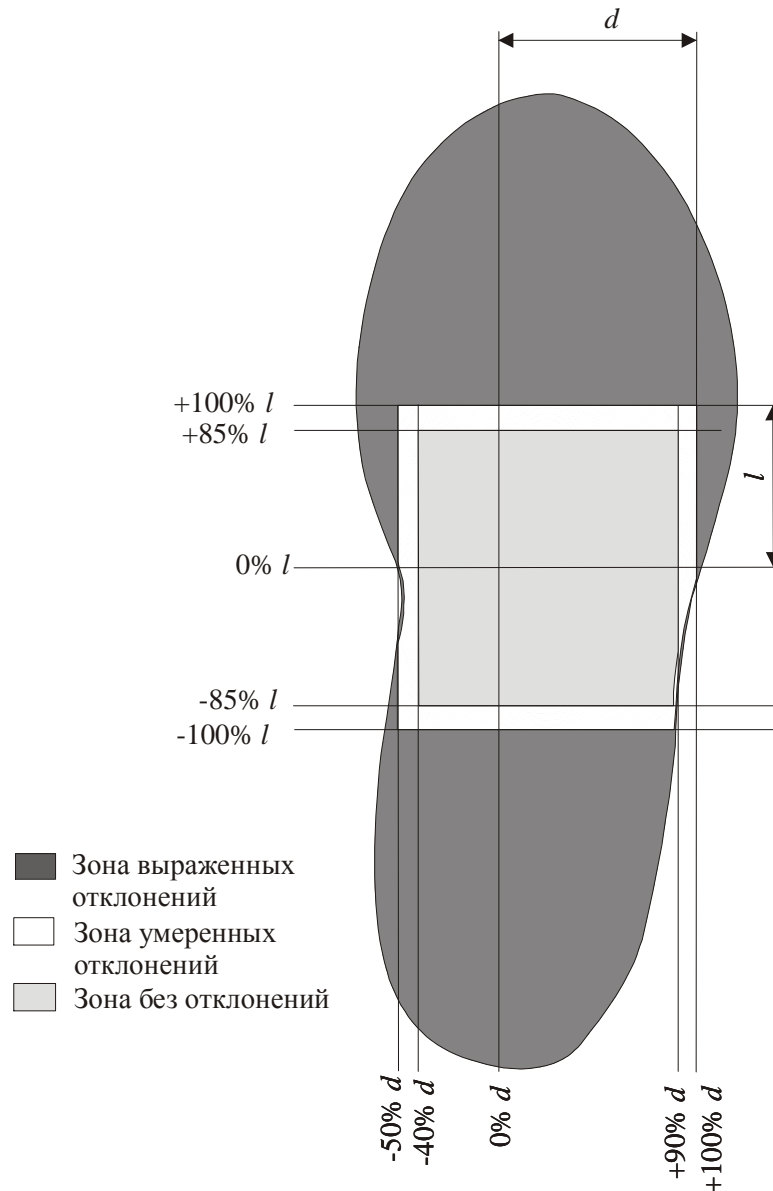


Рис. 2. Схема стопы с указанием зон проекции базисной линии:  $l$  – 1/6 длины стопы,  $d$  – ширина наружной части средней трети стопы

Результаты базометрических исследований были дополнены данными клинического исследования стояния и ходьбы инвалидов, а также показателями электроподометрии о ритмичности ходьбы.

### Результаты клинко-биомеханических исследований

В результате проведенных базометрических исследований было выявлено три группы инвалидов с различным расположением проекции базовой линии протезов голени и бедра на контур стопы (рис. 2).

Первая группа (141 человек) – базовая линия проецируется на область средней трети стопы. При этом проекция центра давления смещается по оси  $Y$  в пределах 85 %  $l$  от оси  $X$  вперед или назад (за 100 %  $l$  принята половина средней трети стопы), по оси  $X$  – на 90 %  $d$  наружу от оси  $Y$  (за 100 %  $d$  принята наружная часть средней трети стопы)

и на 40 %  $d$  вовнутрь от оси  $Y$  (внутренняя часть средней трети стопы принята за 50 %  $d$ ).

Вторая группа (24 человека) – проекция базовой линии приходится на область средней трети стопы, но в пределах  $\pm 86-100$  %  $l(d)$  и по оси  $Y$  и по оси  $X$  наружной части,  $\pm 40-50$  %  $d$  внутренней части по оси  $X$ . Таким образом, проекция центра давления протезированной конечности инвалидов второй группы также находится в пределах средней трети стопы.

Третья группа (50 человек) – проекция базовой линии выходит за пределы средней трети стопы, превышая  $\pm 100$  %  $l$  по оси  $Y$  и приходится на область передней или задней трети, а также на границу внутреннего или наружного контуров стопы. Базометрические показатели инвалидов первой и второй групп представлены в таблицах 1, 2.

Инвалиды, отнесенные к первой группе, каких-либо жалоб на качество протезирования не предъявляли. Визуально – схема построения протеза во фронтальной и сагиттальной плоскостях была в пределах нормы. В статике инвалид равномерно опирался как на наружный и внутренний, так и на передний и задний отделы стопы. При ходьбе отмечалось равномерное касание наружным и внутренним краями, перекаты стопы происходили плавно, в необходимой последовательности. На электроподометрии инвалидов этой группы длительность перекатов обеих стоп была симметричной и по своим значениям близка к норме [6]. Показания аппаратно-программного базометрического комплекса, клинические данные, а также результаты подометрии дали основание сделать заключение о схеме построения протеза как соответствующей норме. Результаты исследований инвалидов данной группы (табл. 1) отнесены к условной норме и могут применяться для сравнения в каждом конкретном случае протезирования.

Среди инвалидов второй группы (смещение центра давления протезированной конечности в зону  $\pm 86$  до  $\pm 99,8$  %  $l(d)$  по оси  $Y$  и по оси  $X$ ) отмечено появление жалоб на качество протезирования в 25 % случаев. Эти жалобы сводились, в основном, к ощущениям незначительного повышения давления в проксимальном переднем отделе культы голени и бедра при ходьбе и в единичных случаях по наружному и внутреннему краю культы в том же проксимальном отделе. Данные подометрических исследований не показывали существенных отклонений от условной нормы длительности перекатов стопы и ритмичности походки. Коррекция схемы построения протеза была произведена лишь тем инвалидам, у которых указанные выше ощущения сочетались с визуальной картиной отклонений в схеме построения протеза. Учитывая клинические данные и расположение центра давления на контуре стопы, эти базометрические показатели отнесены (табл. 2) к умеренно выраженным отклонениям в схеме построения протеза, требующим коррекции только при наличии клинических показателей.

У инвалидов, отнесенных к третьей группе с проекцией базирующей линии на передний или задний отделы контура стопы, клиническая картина, а также визуальные наблюдения протезиста и жалобы инвалида свидетельствовали о выраженных отклонениях в схеме построения протеза голени или бедра в сагиттальной плоскости. Большинство инвалидов отмечали ощущение «опоры на носок протеза». При ходьбе был заметен затяжной перекал через передний отдел стопы. Анализ электроподометрии подтвердил это у 90 % инвалидов данной группы, длительность переката через передний отдел искусственной стопы была в пределах от 28 до 40 % (при норме 20 - 22 %).

Таким образом, инвалиды третьей группы, у которых проекция базовой линии приходилась на передний отдел стопы, имели выраженные отклонения схемы

построения протеза в сагиттальной плоскости, негативно сказывающиеся на ходьбе, а потому требовавшие обязательной коррекции.

Аналогичная ситуация была у инвалидов третьей группы, но с проекцией базирующей линии на аппаратно-программном базометрическом комплексе в область заднего отдела стопы (рис. 2). И хотя у большинства инвалидов визуально это было незаметно, при ходьбе подавляющая часть из них (85 %) отмечала ощущение опоры только на пятку и почти не чувствовала «опоры на носок». На электроподометрии время пяточного переката увеличивалось до 22-26 % (в норме 10-12 %) при одновременном уменьшении переката через передний отдел стопы.

Следует отметить, что всем инвалидам третьей группы была произведена с помощью юстировочных устройств оперативная коррекция. Результаты исследований основной стойки с применением аппаратно-программного базометрического комплекса, ходьбы с помощью электроподометрии и клинические данные свидетельствовали о нормализации статики и ходьбы инвалидов после коррекции.

У инвалидов третьей группы с проекцией базовой линии на границу внутреннего и наружного контуров искусственной стопы на аппаратно-программном базометрическом комплексе (рис. 2) визуально отмечалось неравномерное нагружение внутреннего или наружного краев стопы. При ходьбе многие инвалиды (60 %) отмечали заваливание протеза наружу или внутрь в зависимости от того, на какой (внутренний или наружный) край приходится большая нагрузка. На электроподометрии длительность перекатов существенным изменениям не подвергалась, а последовательность их была нарушена. При большем нагружении внутреннего края на аппаратно-программном базометрическом комплексе проекция базирующей линии приходится на границу именно этого края, на подометрии отсутствует перекал через наружный край переднего отдела стопы и, наоборот, если проекция базирующей линии приходится на границу наружного края, то на подометрии вслед за пяточным перекатом регистрируется перекал только через наружный край переднего отдела стопы. Клинически это вызывало избыточные давления проксимальных отделов гильзы на культю инвалида. Своевременно произведенная соответствующая коррекция схемы протеза во фронтальной плоскости дала возможность ликвидировать негативные клинические проявления дефектов протезирования. Показатели проекции центра давления протезированной конечности у данной группы инвалидов свидетельствовали о выраженных отклонениях в схеме построения протеза, что требует обязательной коррекции.

У инвалидов третьей группы по сравнению с первой и второй группами существенные отклонения отмечены только в показаниях смещения центра давления протезированной конечности в сагиттальной (за пределы  $\pm 100\%$   $l$ ) и фронтальной плоскостях (за пределы  $+100\%$   $d$  и  $-50\%$   $d$ ). Остальные показатели не претерпевали существенных изменений.

### Заключение

Таким образом, применение аппаратно-программного базометрического комплекса для оценки основной стойки инвалидов на протезе голени или бедра дает возможность быстро, просто и наглядно определить место положения проекции базирующей линии протеза на контуре стопы и тем самым объективно оценить правильность схемы построения протеза. Полученные в результате исследований данные могут быть использованы на протезно-ортопедических предприятиях с целью повышения качества протезирования.

Таблица 1

**Базометрические показатели статики инвалидов первой группы ( $M \pm m$ )**

Параметры	Ед. изм.	Протез	Уровень ампутации		
			Верхняя треть	Средняя треть	Нижняя треть
Нагрузка на протезированную конечность (% от общего веса)		бедро	41,05±1,77	43,09±0,65	43,44±1,05
		голень	46,21±0,58	46,20±0,54	47,30±0,79
Нагрузка на сохранившуюся конечность (% от общего веса)		бедро	59,95±1,77	56,91±0,65	56,56±1,05
		голень	53,79±0,58	53,80±0,54	52,70±0,79
Коэффициент опорности		бедро	0,71	0,76	0,78
		голень	0,85	0,86	0,89
Угол ротации центров давления конечностей	грд	бедро	4,17±2,33	4,30±1,67	3,00±1,75
		голень	7,30±1,04	7,04±1,19	3,03±2,52
Смещение общего центра давления по оси: $OX$	мм	бедро	16,58±4,09	13,97±2,27	11,58±3,16
		голень	6,19±1,87	6,98±1,80	5,41±4,04
$OY$	мм	бедро	-4,26±2,57	-3,48±2,56	-3,07±1,83
		голень	6,87±2,08	6,0±2,40	5,23±3,74
Колебания общего центра давления по оси: $OX$	мм	бедро	3,47±0,83	2,17±1,53	2,53±0,32
		голень	3,34±0,38	2,44±0,27	2,53±0,37
$OY$	мм	бедро	4,36±0,29	4,70±1,05	5,14±0,26
		голень	7,88±0,34	6,52±0,28	7,78±0,69
*Смещение центра давления протезированной конечности по оси: $OX$	мм	бедро	2,64±5,59	4,82±3,39	13,24±4,64
		голень	-0,13±2,70	-4,17±2,95	-8,14±2,97
	% $d$	бедро	6,60±11,52	8,46±5,95	23,88±7,88
		голень	0,21±4,84	-9,17±5,46	-14,34±5,42
$OY$	мм	бедро	-4,74±5,0	8,80±4,65	3,83±4,61
		голень	20,62±2,98	21,91±3,91	-0,48±6,21
	% $l$	бедро	-9,74±11,08	18,60±9,76	9,88±10,20
		голень	43,34±6,45	45,24±8,31	-1,89±13,51
*Смещение центра давления сохранившейся конечности по оси: $OX$	мм	бедро	2,54±4,29	3,62±3,61	9,13±4,16
		голень	1,89±2,31	6,01±3,89	2,76±2,58
	% $d$	бедро	7,36±7,49	6,07±6,31	16,52±7,19
		голень	3,48±4,04	9,34±6,57	5,75±4,96
$OY$	мм	бедро	-3,30±4,51	-6,66±3,72	-7,92±3,25
		голень	-5,68±2,74	-3,98±2,83	11,83±5,68
	% $l$	бедро	-7,30±9,70	-13,61±7,98	-18,12±7,12
		голень	-12,46±5,83	-8,46±6,10	26,57±12,71

\* - измерения производились в системах координат каждой конечности  $O_{л}X_{л}Y_{л}$ ,  $O_{п}X_{п}Y_{п}$ .

Таблица 2

**Средние базометрические показатели статики инвалидов второй группы ( $M \pm m$ )**

Параметры	Ед.изм.	Протез	$M$	$\pm m$
Нагрузка на протезированную конечность (% от общего веса)		бедро	44,6	2,97
		голень	42,95	2,19
Нагрузка на сохранившуюся конечность (% от общего веса)		бедро	55,4	2,97
		голень	57,05	2,19
Коэффициент опорности		бедро	0,73	0,04
		голень	0,73	0,05
Угол ротации центров давления конечностей	град	бедро	-15,0	1,72
		голень	-12,57	1,00
Смещение общего центра давления по оси $OX$	мм	бедро	6,63	7,94
		голень	18,61	5,02
$OY$	мм	бедро	10,96	3,32
		голень	17,67	2,79
Колебания общего центра давления по оси $OX$	мм	бедро	3,57	0,53
		голень	3,38	0,59
$OY$	мм	бедро	3,61	0,45
		голень	4,05	0,45
*Смещение центра давления протезированной конечности по оси $OX$	мм	бедро	14,74	5,97
		голень	-10,79	3,15
	% $d$	бедро	26,54	10,76
		голень	-20,06	5,99
$OY$	мм	бедро	42,46	1,42
		голень	43,78	1,49
	% $l$	бедро	92,0	1,08
		голень	93,35	1,37
*Смещение центра давления сохранившейся конечности по оси $OX$	мм	бедро	7,00	9,42
		голень	-1,93	2,69
	% $d$	бедро	13,73	16,50
		голень	-3,42	4,66
$OY$	мм	бедро	-14,43	5,45
		голень	-2,47	3,89
	% $l$	бедро	-30,13	11,35
		голень	-6,59	8,81

\* - измерения производились в системах координат каждой конечности  $O_L X_L Y_L$ ,  $O_P X_P Y_P$ .

### Список литературы

1. Пат. № 54139 А, Україна, МПК А61В5/103. Пристій для оцінки стійкості і опороздатності людини / А.Д. Салеева, В.С. Качер, О.В. Гадяцький, М.Т. Ковалько, Л.К. Роман, І.М. Василенко, М.І. Малиняк, Є.В. Рибка; Науково-дослідний інститут протезування, протезобудування та відновлення працездатності – № 2002054224; Заявл. 23.05.02; Опубл.; Промислова власність. Офіційний бюлетень. 2003. – № 2.
2. Руководство по протезированию и протезированию / Под ред. А.Н. Кейера, А.В. Рожкова. – СПб., 1999. – 624 с.
3. *Смирнова, Л.М.* Способ и измерительно-информационная система для настройки схемы построения протеза нижней конечности: Автореф. дис... канд. техн. наук: 05.11.17 /Л.М. Смирнова; СПб.: НИИ протезирования, 1995. – 17 с.
4. Основы протезирования нижних и верхних конечностей / Под ред. З.Хайм и В.Каффингист. – ВУФА.: Ортопедическая техника, 1992. – 312 с.
5. Aufbau von Unterschenkelprothesen mittel "L.A.S.A.R. Posture" /S. Blumentritt //Orthopadie Technik. – 1998. – No. 2. – P. 938 - 945.
6. Биомеханические критерии оценки ходьбы инвалидов на протезе / Н.Т. Ковалько, В.С. Качер, Л.К. Роман, А.В. Гадяцкий, И.Н. Василенко // Ортопедия, травматология и протезирование.– 2002. – №. 4. – С. 24 – 27.

## DEFINITION OF THE CONSTRUCTION OF LOWER LIMB PROSTHESES WITH THE BASEMETRIC COMPLEX

**V.S. Kacher, A.D. Saleeva, N.T. Kovalko, A.V. Gadyatskiy, L.K. Roman, I.N. Vasilenko (Kharkov, Ukraine)**

In this article the results of the work, focused on development of the devices for automated estimation of prostheses construction for below and under knee amputations are presented. Tables with the static data of lower limbs amputations invalids which may be applied for estimation of prosthesis results at the prosthetic-orthopedic enterprises are given.

**Key words:** prosthesis, construction (scheme) of prosthesis, basemeter.

*Получено 19 августа 2004*