

УДК 617.58-089.28: 616-073.178

Статтю присвячено розробці виміральної системи, що дозволяє оцінити розподіл тиску між куксою пацієнта і приймальною гільзою протеза. В статті наведено огляд засобів об'єктивного контролю результатів протезування, що застосовуються для досліджень на базі УкрНДІ протезування

Ключові слова: кукса, куксоприймальна гільза, тиск, подвійний крок

Статья посвящена разработке измерительной системы, позволяющей оценить распределение давления между культёй пациента и приёмной гильзой протеза. В статье приведен обзор средств объективного контроля результатов протезирования, применяемых для исследований на базе УкрНИИ протезирования

Ключевые слова: культя, культеприёмная гильза, давление, двойной шаг

Article is devoted to development of the measuring system, allowing estimating distribution of pressure between patient stump and a reception sleeve of an artificial limb. In this article the review of means of the objective control of results of the prosthetics applied to researches on the basis of Ukraine research institute of prosthetics

Keywords: stump, sleeve, pressure, double step

ИЗМЕРЕНИЕ ДАВЛЕНИЯ В КУЛЬТЕПРИЁМНОЙ ГИЛЬЗЕ ПРОТЕЗА - ЧАСТЬ КОМПЛЕКСНОЙ ОЦЕНКИ КАЧЕСТВА ПРОТЕЗИРОВАНИЯ

А.В. Гадяцкий

Научный сотрудник*

Ю.Н. Задерей

Младший научный сотрудник

Лаборатория биомеханики*

В.С. Качер

Кандидат технических наук, заведующий лабораторией*

И.Л. Тимофеев

Заведующий лабораторией

Учебно-экспериментальная лаборатория сложного

протезирования*

*Украинский научно-исследовательский институт

протезирования

ул. Клочковская, 339, г. Харьков, Украина, 61051

Контактный тел.: (057) 337-75-33

E-mail: lbmdp@mail.ru

1. Введение

Достижение высокого уровня качества протезирования и реабилитации инвалидов с ампутационными дефектами нижних конечностей зависит от ряда факторов, которые оцениваются как при ходьбе, так и в статике.

Пространственное положение протезированной конечности во время ходьбы оценивается при помощи биомеханических методов, которые направлены на исследование ритмики, кинематики движений нижних конечностей и опорных реакций [1].

Походка человека – это циклический акт, в котором периодически повторяются одноимённые фазы. Изменение отдельных фаз шага создает стойкий двигательный стереотип, который характеризуется определенными временными соотношениями. В клинической практике одним из главных интегральных показателей ходьбы является ритмичность походки, которая определяется соотношением времени опоры и переноса левой или правой конечностей. В отечественной школе биомеханики эта методика имеет название подография [2]. Измерения этих параметров

проводятся при помощи датчиков изготовленных в форме стелек, внутри которых располагаются контактные поверхности, размещённые в зоне носка, пятки, первого и пятого плюсне-фаланговых суставов. Данную методику применяют для получения общих временных характеристик шага, таких, как время опоры и переноса конечностей, время одноопорной и двухопорной фазы шага, для проведения детального анализа структуры шага, для которого нужны данные о перекатах через различные отделы стопы.

К динамическим характеристикам походки человека принадлежат реакции опоры. Измерение опорных реакций позволяет анализировать величину, направление и точку прикладывания результирующей силы, с которой человек действует на опорную поверхность в процессе двойного шага [3]. Регистрация опорных реакций осуществляется при помощи аппаратно-программного комплекса для оценки динамических характеристик ходьбы человека, который состоит из шести четырёхугольных плоских платформ, закреплённых на датчиках силы. Измерительные платформы монтируют таким образом, чтобы

верхняя плоскость платформы находилась на одном уровне с плоскостью пола. С помощью платформ можно получить три компоненты результирующего вектора реакции опоры: вертикальную, продольную и поперечную, а также координаты точки приложения этого вектора.

Для исследования и анализа опороспособности и устойчивости человека на протезе в статике, а также для оценки схемы построения протеза применяется, разработанный в УкрНИИ протезирования, аппаратно-программный базометрический комплекс (Базометр).

Базометр состоит из двух измерительных площадок, каждая из которых опирается на четыре датчика силы, деформация датчиков вызывается перемещением общего центра масс пациента, стоящего на площадках. Полученные данные используются для сравнительного анализа процесса поддержания вертикальной позы. Использование лазерного вариатора, входящего в состав базометра, позволяет оценить правильность схемы построения протеза.

Одним из главных факторов, влияющих на результаты протезирования, является соответствие культеприёмной гильзы костно-мышечному аппарату культы. Гильза, которая не соответствует форме и объёму культы вызывает действие избыточных сил и моментов сил, которые могут привести к появлению поврежденной тканей культы и способствовать возникновению язв, что в свою очередь может вообще не дать возможности пользоваться протезом. Этого можно избежать, если оптимизировать давление между культеприёмной гильзой и культёй пациента.

Поэтому, актуальной стала разработка доступных методик для оценки распределения давления между культей и приёмной гильзой, эффективных в практической деятельности протезиста.

В процессе подгонки гильзы пользуются простыми субъективными способами контроля: опрос пациента и осмотр врачом культы. Однако для более детальной оценки за рубежом используются объективные методы исследований, примером которых могут быть системы измерения давления между культёй и приёмной гильзой протеза: Tekscan F-Socket Pressure Measurement System (США), Novel Pliancy 16P System (Германия), FSA Prosthetics / Orthotics Assessment (Канада).

Целью работы была разработка и создание информационно-измерительной системы оценки давления приёмной гильзы протеза на культю (ИИСДК).

2. Описание ИИСДК

ИИСДК предназначена для измерения давления контактного взаимодействия между культеприёмной гильзой протеза и культёй. Упрощённая структурная схема одного из каналов измерения приведена на рис. 1.



Рис. 1. Упрощённая структурная схема одного из каналов измерения

ИИСДК содержит 16 каналов измерения давления. В качестве датчиков давления использованы точечные резистивные датчики давления А201-25 фирмы „FlexiForce” (США) с диаметром измерительной площадки 10 мм и толщиной 0,25 мм, позволяющие использовать каждый датчик отдельно (дискретно). Микроконтроллерный блок управления служит для считывания сигналов с датчиков, их обработки и передачи в ПЭВМ.

Датчики располагаются в соответствующих точках в два ряда: первый ряд – в зоне посадочного кольца, которая охватывает культю бедра и является участком, передающим нагрузку от культы к приёмной гильзе (см. рис. 2.А (а)). Второй ряд размещается на 3-4 см ниже первого, в зоне регуляции, которая отвечает за расположение культы бедра внутри приёмной гильзы (см. рис. 2.А (б)).

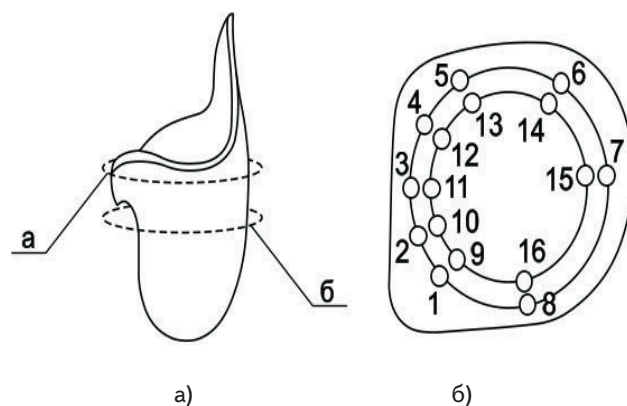


Рис. 2. Гильза бедра: А - вид сзади, Б - вид сверху

Условие дискретности датчиков исходит из того, что нет необходимости измерять давление на всей поверхности культеприёмной гильзы, достаточно измерить давление в восьми наиболее значимых точках посадочного кольца: тубер, локтовое сочленение, промежность, сухожилие длинной приводящей мышцы, нервно сосудистый пучок, наружный край передней стенки, большой вертел, ягодичная область (см. рис. 2.Б (точки 1-8 соответственно)) и в соответствующих точках зоны регуляции (см. рис. 2.Б (точки 9-16)).

3. Примеры практических исследований с использованием ИИСДК

При помощи разработанной системы ИИСДК в лаборатории биомеханики УкрНИИ протезирования были проведены обследования пациентов (159 человек) с различным уровнем ампутации и состоянием культы. Исследования проводились как в статике, так и динамике на протяжении одного двойного шага, так как информация в этот период характеризует циклические нагрузки, возникающие на протяжении всей ходьбы.

На рис. 3 и 4 представлены результаты обработки информации о давлении в гильзе протеза бедра пациента Ш-ча А.В. в виде эпюр распределения давления. На рис. 3 и 4

пунктирной линией изображена эпюра максимально допустимого уровня давления.

ностей костно-мышечного аппарата. Из рис. 3 видно, что давление в точке №4 (сухожилие длинной приводящей мышцы) значительно превышает норму, вызывая дискомфорт у пациента (подтвердилось опросом пациента), это свидетельствует о плохой подгонке гильзы. В результате проведенной коррекции формы гильзы (см. рис. 4) давление по всему периметру гильзы распределилось равномерно, без превышения величин условной нормы давления. При пользовании протезом у пациента не возникает болевых ощущений.



Рис. 3. Результат обработки данных о давлении в гильзе протеза бедра до оптимизации давления на уровне посадочного кольца

Следует отметить, что при подгонке гильзы руководствуются одним из основных принципов, который предполагает избегать чрезмерных локальных нагрузок. Давление по поверхности культы должно распределяться равномерно с учётом анатомических возмож-

ностей костно-мышечного аппарата. Система оценки давления приёмной гильзы протеза на культю обеспечивает получение и сбор данных о распределении давления внутри культеприёмной гильзы пациента.

2. Разработанная методика оценки распределения



Рис. 4. Результат обработки данных о давлении в гильзе протеза бедра после оптимизации на уровне посадочного кольца

4. Выводы

1. Разработанная информационно-измерительная система оценки давления приёмной гильзы протеза на культю обеспечивает получение и сбор данных о распределении давления внутри культеприёмной гильзы пациента.

2. Разработанная методика оценки распределения давления внутри культеприёмной гильзы у инвалидов с ампутацией нижних конечностей на уровне бедра с использованием точечных датчиков позволяет оперативно оптимизировать распределение давления на этапе протезирования конечности.

3. Объективная информация, полученная при помощи разработанной системы, о величине давления между культёй и приёмной гильзой может быть использована для комплексной оценки качества изготовленной приёмной гильзы и протеза в целом позволит, в случае необходимости, провести её правильную корректировку.

Литература

1. Клиническая биомеханика. Великсон В.М., Менделевич И.А., Петельна В.В., Питкин М.Р., Шуляк И.П. / Под ред. В.И. Филатова. – Ленинград, 1980. – 199 с.
2. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений, анализ походки. – М.: 1996. – 344 с.
3. Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека. – Рига: Зинатне, 1975. – 324 с