

8. *Magnæs B.* Clinical studies of cranial and spinal compliance and the craniospinal flow of cerebrospinal fluid // *British Journal of Neurosurgery.* 1989. № 3. PP. 659-668.
9. *Нурпеисов А.З., Нурдинов М.А., Абаков Д.К., Маев Е.Ж.* Мониторинг внутричерепного давления // *Нейрохирургия и неврология Казахстана.* 2011. № 2 (23). С. 38-47.
10. *Белкин А.А., Зислин Б.Д., Доманский Д.С.* Мониторинг краниоспинального комплайенса при церебральной недостаточности // *Анестезиология и реаниматология.* 2010. № 2. С. 34-36.
11. *Атисков Ю.А., Самочерных К.А., Хачатрян В.А.* Оценка краниоспинального комплайенса // *Нейрохирургия.* 2017. № 4. С. 42-49.

*Юрий Алексеевич Атисков,
гл. конструктор,
ООО «НЕЙРОФИЗПРИБОР»,
Вильям Арамович Хачатрян,
д-р мед. наук, профессор,
отделение нейрохирургии детского возраста,
Российский научно-исследовательский
нейрохирургический институт
им. проф. А.Л. Поленова –
филиал ФГБУ «Национальный медицинский
исследовательский центр им. В.А. Алмазова»
Министерства здравоохранения России,
г. С.-Петербург,*

*Элеонора Тууганбаевна Назаралиева,
канд. мед. наук, врач-нейрохирург,
Кыргызская государственная медицинская
академия им. И.К. Ахунбаева,
г. Бишкек,
Алексей Яковлевич Маликов,
зав. отделом трансфера технологий,
инноваций и интеллектуальной собственности,
ФГБУ «Национальный медицинский
исследовательский центр им. В.А. Алмазова»
Министерства здравоохранения России,
Валентина Павловна Ризнич,
инженер-аналитик,
ООО «НЕЙРОФИЗПРИБОР»,
г. С.-Петербург,
e-mail: neleonora@yandex.ru*

Д.И. Варфоломеев, В.Г. Самодай

Устройство для установки бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава

Аннотация

Разработано устройство для установки бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава. Оно позволяет с высокой точностью позиционировать ножку эндопротеза при операциях первичного и ревизионного эндопротезирования. Предложенное устройство дает возможность интраоперационной оценки офсета, длины конечности, торсии, соосности бедренного компонента эндопротеза и бедренной кости, а также сравнения получаемых результатов с данными предоперационного планирования.

Введение

Одним из этапов операции эндопротезирования тазобедренного сустава является установка бедренного компонента. Правильное позиционирование ножки включает в себя установку ее под необходимыми углами к оси бедренной кости и оси ее шейки (угол торсии), а также на необходимую глубину. Это обеспечивает восстановление нормальной биомеханики тазобедренного сустава.

При имплантации бедренных компонентов бесцементной фиксации необходимо контролировать положение специальных рамп во время обработки канала бедренной кости, поскольку форма ножки соответствует форме рамп. При установке ножек цементной фиксации в ходе операции также требуется контроль положения самой ножки, поскольку между ней и стенками костно-мозгового канала имеется зазор порядка 1...2 мм, что может привести к ее смещению непосредственно во время имплантации [1]. Практика показывает, что наиболее часто происходит изменение торсии бедренного компонента эндопротеза цементной фиксации.

Как правило, в наборах инструментов для эндопротезирования отсутствуют какие-либо устройства для корректного

ориентирования ножки, в связи с чем установка бедренного компонента эндопротеза осуществляется визуально с использованием костных ориентиров, таких как большой или малый вертел, опил шейки бедренной кости [2], [3].

При наличии посттравматических изменений проксимального отдела бедренной кости корректная установка ножки представляет собой сложную задачу, поскольку костные ориентиры могут быть изменены или просто отсутствовать. Не меньшие трудности испытывают хирурги при ревизионных вмешательствах при выраженных дефектах проксимального отдела бедренной кости.

В настоящее время существуют устройства для установки ножки эндопротеза, позволяющие оценить длину конечности (глубину установки бедренного компонента эндопротеза и офсет) [4]. Известны системы, позволяющие измерять торсию ножки эндопротеза [5]. Однако они, как правило, позволяют оценивать лишь отдельные параметры установки ножки, например длину конечности, торсию или положение ножки во фронтальной плоскости.

Для правильной установки компонентов эндопротеза необходимо выполнение предоперационного планирования по рентгенограммам. Оно включает в себя оценку необходимых

расстояний и углов [6], [7]. В ходе операции часто возникает необходимость оценить данные параметры в самой ране, что достаточно сложно выполнить, не имея специальных измерительных инструментов.

Цель: оценка эффективности разработанного устройства для установки бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава [8].

Материалы и методы

Разработанное устройство для установки бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава было изготовлено с использованием технологий 3D-печати из ABS-пластика. В его состав входит направлятель в виде прямоугольной пластины с расположенными на нем тремя подвижными блоками и фиксатором коленного сустава (рис. 1).

Первый подвижный блок предназначен для оценки положения ножки эндопротеза во фронтальной и горизонтальной плоскостях.

К первому подвижному блоку с одной стороны посредством двух цилиндрических шарниров присоединена направляющая

планка. На обоих шарнирах имеется по азимутальной шкале (в демонстрационном образце устройства в качестве шкал использован транспортир). На планке располагается четвертый подвижный блок. К его нижней стороне через кронштейн прикреплен фиксатор для конуса шейки бедренного компонента эндопротеза (рис. 2а).

Третий съемный блок расположен на конце направлятеля. К его нижней стороне перпендикулярно ей присоединена трубка, в канале которой находится стержень. Данный блок предназначен для обеспечения положения направлятеля, при котором ось стержня и ось большеберцовой кости совпадают (рис. 2б).

Второй съемный блок расположен на верхнем конце направлятеля. На его стороне, параллельной широкой стороне направлятеля, перпендикулярно его оси фиксирована линейка.

Принцип работы устройства заключается в следующем.

Во время операции проводят оценку исходного офсета и длины конечности. Для этого устройство устанавливают на переднюю поверхность бедра таким образом, чтобы его ось была параллельна оси бедренной кости (рис. 1). При помощи

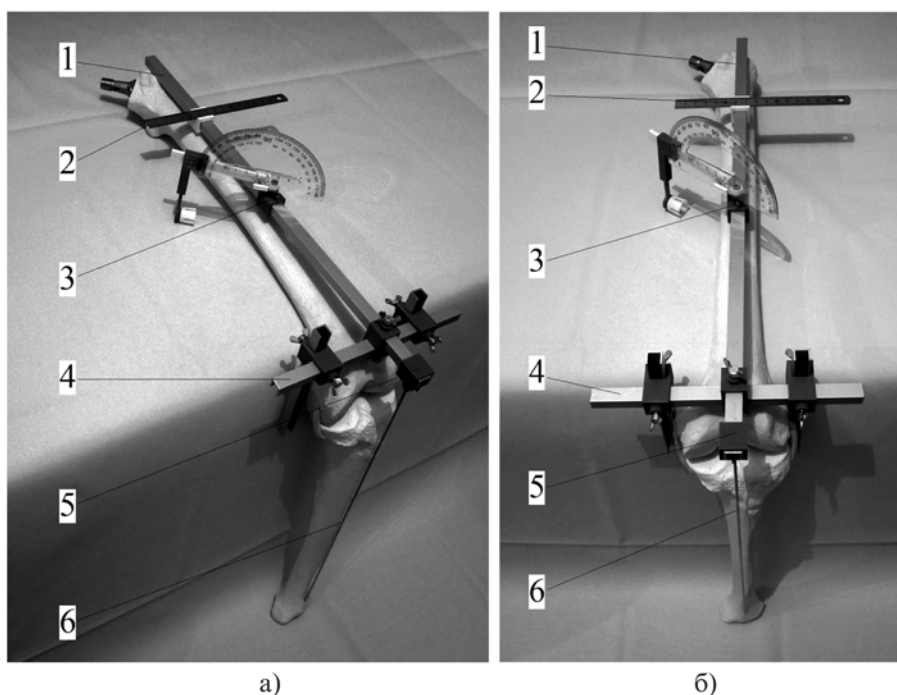


Рис. 1. Действующая модель устройства, фиксированная на макете бедренной и большеберцовой костей: а) вид сбоку; б) вид спереди; 1 – направлятель; 2 – второй подвижный блок; 3 – первый подвижный блок; 4 – фиксатор коленного сустава; 5 – третий подвижный блок; 6 – стержень

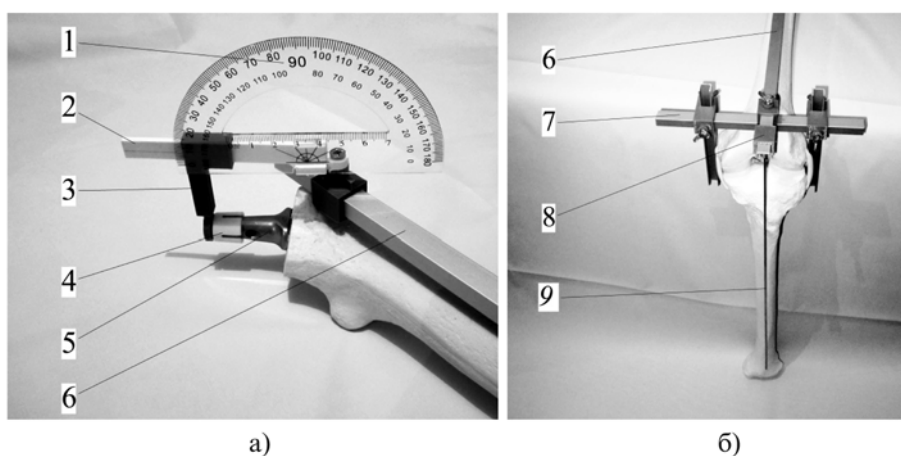


Рис. 2. Конструкция первого и третьего съемных блоков, установленных на макете бедренной и большеберцовых костей: а) проксимальный отдел бедренной кости; б) дистальный отдел бедренной кости; 1 – транспортер; 2 – направляющая планка; 3 – кронштейн; 4 – фиксатор конуса шейки; 5 – шейка ножки эндопротеза; 6 – направлятель; 7 – фиксатор коленного сустава; 8 – третий блок; 9 – стержень

линейки косвенно оценивают исходный офсет в виде расстояния между направителем, расположенным над вершущой большого вертела, и верхним краем вертлужной впадины (рис. 3). Также косвенно оценивают первоначальную длину конечности между вершущой большого вертела и верхним краем вертлужной впадины (M), отмеренную по шкале на направителе.

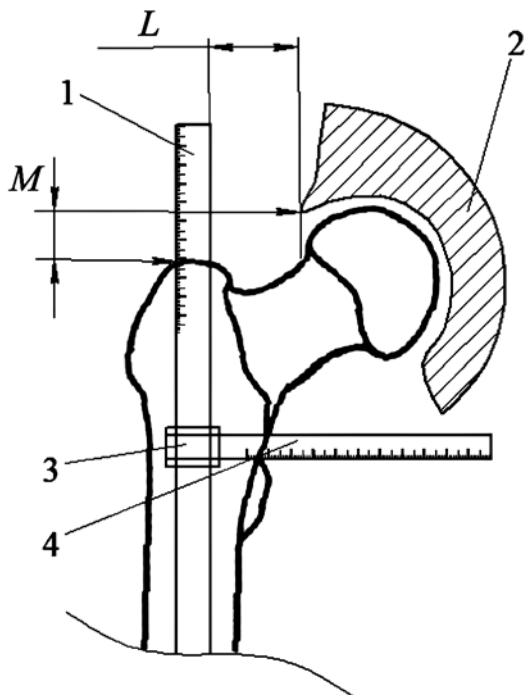


Рис. 3. Схема определения офсета и длины конечности: 1 – направляющий; 2 – тазовая кость; 3 – второй съемный блок; 4 – линейка

Далее устройство снимают с оперируемой конечности, проводят последующие этапы операции.

После установки пробных компонентов эндопротеза устройство снова устанавливают на бедро так, как оно было установлено первоначально. С использованием второго съемного блока определяют длины отрезков L и M и сравнивают их с первоначальными значениями. Таким образом, имеется возможность объективно оценивать изменение длины конечности, т. е. глубины посадки ножки эндопротеза и офсета относительно их первоначальных значений. Также можно сравнивать получаемые результаты с данными предоперационного планирования по рентгенограммам.

Кроме вышеуказанных параметров установки бедренного компонента эндопротеза также оценивают его ротационное положение (торсию) и соосность с осью бедренной кости.

Для определения вышеуказанных параметров в процессе обработки канала бедренной кости при помощи специальных рашпелей на один из них устанавливают пробную шейку. На нее надевают фиксатор для конуса (рис. 2). Таким образом, получается, что ось шейки эндопротеза соответствует оси направляющей планки. Соответственно, измерение угла между направляющей планкой и направителем, который расположен параллельно оси бедренной кости, во время операции позволяет обеспечить соосность ножки эндопротеза и бедренной кости.

Торсия бедренного компонента эндопротеза определяется как угол между осью шейки ножки и транскондиллярной осью. Для оценки торсии ножки эндопротеза используют два блока устройства. Стержень третьего съемного блока располагают вдоль оси большеберцовой кости, которая перпендикулярна транскондиллярной оси (рис. 2). А угол торсии определяют при помощи азимутальной шкалы, расположенной на первом блоке (рис. 2).

Для оценки функциональных возможностей разработанного устройства были проведены экспериментальные исследования на моделях пластиковых бедренных костей, фиксирован-

ных к столу. В группах сравнения оценивали угол торсии бедренного компонента эндопротеза (планируемый угол – 10 град), угол отклонения оси ножки от оси бедренной кости, глубину установки ножки (расстояние между основанием ножки эндопротеза и малым вертелом). В экспериментальной группе имплантацию бедренного компонента осуществляли с применением разработанного устройства, в контрольной группе – с использованием метода «свободной руки», без каких-либо измерительных инструментов. Было проведено две серии исследований. В первой использовали обычные модели бедренных костей, во второй – смоделировали дефекты проксимального отдела бедренной кости (удален проксимальный отдел до уровня малого вертела). Всего было 4 группы по 15 костей в каждой. Оценка результатов проводилась путем измерений соответствующих углов и расстояний с применением штангенциркуля и угломера с нониусом. Для статистической обработки результатов была использована программа «SPSS statistics v.17.0». Сравнение средних значений осуществлялось на основании критериев U-Манна-Уитни и Стьюдента.

Результаты

Полученные результаты оценки положения бедренного компонента эндопротеза в сериях экспериментальных исследований приведены в табл. 1.

Таблица 1

Результаты установки ножки эндопротеза в исследуемых группах

Параметры	1-я серия исследований		2-я серия исследований	
	Экспериментальная группа	Контрольная группа	Экспериментальная группа	Контрольная группа
Угол торсии, град	10,1 ± 0,9	9,9 ± 1,7	10,1 ± 1,1	8,3 ± 2,6
Угол отклонения от оси бедренной кости, град	0,3 ± 1,5	0,2 ± 1,7	0,2 ± 1,8	0,1 ± 1,8
Изменение длины конечности, мм	0,9 ± 0,7	2,2 ± 1,7	0,9 ± 0,7	7,3 ± 2,7

Угол торсии шейки эндопротеза в экспериментальной группе достоверно не отличался от контрольной группы ($p = 0,86$). Опыты на бедренных костях с дефектами проксимального отдела продемонстрировали более высокую точность в определении угла торсии при установке ножки ($p = 0,01$). Связано это с отсутствием костных ориентиров, необходимых для определения положения компонента эндопротеза.

Отклонения оси ножки эндопротеза от оси бедренной кости в обеих группах не отличались между собой ($p > 0,05$).

В первой серии опытов в экспериментальной группе погрешность при оценке длины конечности была меньше, чем в контрольной группе ($p = 0,03$). Точность установки бедренного компонента эндопротеза при наличии дефектов проксимального отдела бедренной кости (во второй серии опытов) с использованием разработанного устройства достоверно выше, чем в контрольной группе ($p = 0,01$). Отсутствие костных ориентиров, например большого вертела, значительно повышает погрешность при оценке расположения ножки эндопротеза, в частности глубины ее установки.

Заключение

Проведенные исследования продемонстрировали высокую точность установки бедренного компонента эндопротеза в экспериментальных исследованиях с применением разработанного устройства. Оно позволяет оценивать необходимые параметры при установке бедренного компонента, а также в ходе вмешательства сравнивать получаемые значения с результатами предоперационного планирования. Это дает возможность

ортопеду вовремя скорректировать возможные ошибки при установке ножки и тем самым предотвратить интра- и послеоперационные осложнения.

Разработанный хирургический измерительный инструмент создан из недорогих, доступных материалов и может быть использован в любой операционной при выполнении ортопедических операций.

Список литературы:

1. Turley G.A., Shahbaz M.Y., Williams M.A., Griffin D.R. Validation of the femoral anteversion measurement method used in imageless navigation // *Computer Aided Surgery*. 2012. Vol. 17. № 4. PP. 187-197.
2. Тихилов Р.М., Шаповалов В.М. Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава. – СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2008. С. 200-203.
3. Миронов С.П., Котельников Г.П. Ортопедия / Национальное руководство. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008. С. 232-234.
4. Canale T., Beaty J.H. Campbell's operative orthopaedics / 11th ed. – Philadelphia: Elsevier, 2007. PP. 345-347.
5. Fujihara Y., Fukunishi S., Tomokazu F. et al. Use of the G-guide for measuring stem antetorsion during total hip arthroplasty // *Orthopedics*. 2016. Vol. 2. № 39. PP. 271-275.

6. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика / Руководство. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. С. 435-442.
7. Николенко В.К., Буряченко Б.П., Давыдов Д.В., Николенко М.В. Эндопротезирование при ранениях, повреждениях и заболеваниях тазобедренного сустава / Руководство для врачей. – М.: Издательство «Медицина», 2009. С. 134-135.
8. Варфоломеев Д.И. Устройство для установки бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава / Патент 2706974 РФ, МПК А61А 2/46, А61В 17/56 – № 2019125484; заявл. 12.08.19; опублик. 21.11.19. Бюл. № 33.

Денис Игоревич Варфоломеев,
слушатель,

Валерий Григорьевич Самодай,
д-р мед. наук, профессор, зав. кафедрой,
кафедра травматологии и ортопедии,
ФГБОУ ВО «Воронежский государственный
медицинский университет
им. Н.Н. Бурденко» Минздрава России,
г. Воронеж,
e-mail d.i.burdenko@yandex.ru

А.А. Хадарцев, В.В. Еськов, В.Ф. Пятин, М.А. Филатов

Треморография в оценке двигательных функций

Аннотация

Были построены 15 матриц парных сравнений выборок треморограмм, полученных на предложенном треморографе, в которых выявлено очень небольшое число k пар, имеющих критерий Вилкоксона $p \geq 0,05$, что показало отсутствие статистической устойчивости выборок.

Введение

Измерения параметров двигательных функций человека наталкиваются на серьезные трудности, связанные с реализацией гипотезы Н.А. Бернштейна о «повторении без повторений», в которой обосновывается наличие не менее пяти систем регуляции движений (A, B, C, D, E). В этой гипотезе предполагалось, что все пять систем регуляции работают независимо и хаотически подключаются к организации движений [1]. В связи с этим возникают проблемы точности и валидности измерений в биомеханике [2]-[6].

За последние 20 лет была доказана реальность эффекта Еськова-Зинченко (ЭЭЗ), при котором наблюдается хаотическое и непрерывное изменение параметров треморограмм (ТМГ) и теплинграмм (ТПГ) у одного и того же испытуемого, находящегося в одном (неизменном) физиологическом состоянии [2]-[4], [7]-[12]. Оказалось, что доля стохастики не превышает 5...7% от общего числа пар сравнения выборок ТМГ [2], [8], [9], [12], [13]. Поскольку неустойчивость ТМГ начинается с хаоса в работе нейросетей мозга, возникает следующий вопрос: что может являться инвариантом в организации движений, если все статистические параметры – мода, медиана, среднее арифметическое $\langle x \rangle$, дисперсия Dx , спектральные плотности сигнала (СПС) и т. д. – непрерывно и хаотически изменяются [14]-[17]?

Для ответа на этот вопрос многократно повторялась регистрация ТМГ запатентованным треморографом [13] у одного и того же испытуемого, после чего сравнивали числа k пар выборок ТМГ, которые регистрируются в каждой матрице

парных сравнений выборок. В итоге было построено 15 матриц для ТМГ и рассчитаны матрицы для группы из 15 человек.

Объект и методы

Регистрация ТМГ производилась по 15 раз для каждого испытуемого из группы в 15 человек. Положение пальца руки в виде его координаты $x_i(t)$ регистрировалось запатентованным треморографом (рис. 1) [13]. Он содержит токовихревой датчик [точность измерения координаты пальца по вертикали $x_i(t)$ не менее 0,1 мм ($\Delta x_i \leq 0,1$ мм)]. Датчик 1 включался в колебательный контур, и его рассогласование (вблизи резонанса колебательного контура датчика) регистрировалось как x_1 в виде аналогового сигнала. Сам токовихревой датчик вместе с металлической пластиной 2, которая измеряла индуктивность колебательного контура в зависимости от положения пластины по отношению к датчику, резко изменял величину амплитуды колебаний. Далее этот сигнал усиливался и подавался на аналогово-цифровой преобразователь. Частота колебаний в колебательном контуре составляла 1 МГц, частота квантования выходного сигнала $x(t)$ – 100 Гц (в АЦП). Далее дискретный сигнал (содержал 500 точек, так как время регистрации ТМГ $T = 5$ с) регистрировался в виде файла (выборки ТМГ) в ЭВМ.

Диапазон измерения тремора составлял более 5 мм в соответствии с максимальной амплитудой колебания металлической пластины (крепление на пальце, рис. 1), поэтому погрешность измерения биоизмерительного комплекса была менее 5%.