

5. Скворцова Т.Ю. ПЭТ-диагностика астроцитарных опухолей головного мозга / Автореф. канд. мед. наук. – СПб., 2004. 23 с.
6. Pirotte B., Goldman S., Massager N. et al. Comparison of 18F-FDG and 11C-Methionine for PET-Guided Stereotactic Brain Biopsy of Gliomas // J. Nucl. Med. 2004. Vol. 45. PP. 1293-1298.
7. Аничков А.Д., Полонский Ю.З., Низковолос В.Б. Стереотаксические системы. – СПб.: Наука, 2006. 142 с.
8. Низковолос В.Б., Аничков А.Д., Гурчин А.Ф. Стереотаксическая нейрохирургическая система «НИЗАН-М» // Медицинская техника. 2012. № 1. С. 8-12.
9. Холявин А.И., Гайдар Б.В., Фокин В.А., Мартынов Б.В., Парфенов В.Е., Труфанов Г.Е., Низковолос В.Б., Скворцова Т.Ю., Декан В.С., Свистов Д.В. Стереотаксическая криодеструкция глиом головного мозга: оценка данных послеоперационной томографии // Вестник Российской Военно-медицинской академии. 2012. № 1 (37). С. 8-13.
10. Мартынов Б.В., Холявин А.И., Парфенов В.Е., Низковолос В.Б., Труфанов Г.Е., Фокин В.А., Декан В.С., Алексеева Н.П., Грачева П.В., Кофман А.В., Свистов Д.В. Метод стереотаксической криодеструкции в лечении больных с глиомами большого мозга // Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко. 2011. № 4. Т. 75. С. 17-24.

Владимир Бенъевич Низковолос,
д-р техн. наук, ведущ. научный сотрудник,
Андрей Иванович Холявин,
д-р мед. наук, ст. научный сотрудник,
лаборатория стереотаксических методов,
Татьяна Юрьевна Скворцова,
канд. мед. наук, ст. научный сотрудник,
лаборатория нейровизуализации,
Институт мозга человека им. акад. Бехтерева РАН,
г. С.-Петербург,
e-mail: Nizk@ihb.spb.ru

В.А. Щуров, Т.И. Долганова, Д.В. Долганов

Установка для измерения силы мышц бедра

Аннотация

Предложено устройство для определения силы мышц бедра: разгибателей-сгибателей голени, сгибателей-разгибателей бедра, приводящих и отводящих бедро. В таблице представлены показатели динамометрических характеристик мышц бедра в зависимости от возраста (7-40 лет).

Выделены два режима работы мышц интактной конечности у пациентов с анкилозом тазобедренного сустава, где патогномичным является симптом отсутствия движений в тазобедренном суставе и фиксированное порочное положение конечности. Любое движение больной ноги – как занесение ее вперед или назад, так и приведение и отведение – совершается за счет подвижности в здоровом тазобедренном суставе.

Полученные сведения отражают клиническую картину и позволяют уточнить тактику и характер реабилитационных мероприятий с учетом особенностей восстановительного процесса.

В настоящее время невозможно представить себе полноценное обследование больного с ортопедической патологией нижних конечностей без оценки сократительных свойств мышц. В литературе имеются работы, посвященные исследованию диагностики движений суставов и динамометрии мышц голени и бедра [1]-[3]. Наибольшая корреляционная зависимость выявлена между показателями силы и площадью поперечного сечения мышц [4]; для сравнения разнополюх и разновозрастных групп был предложен относительный показатель – сила/площадь поперечного сечения мышцы [5]. Этот показатель (сила/площадь) увеличивается в 2 раза с 6 до 20 лет без каких-либо половых различий и не зависит от половых гормонов [6]. Вместе с тем в диагностической практике даже интерпретация значений кистевой динамометрии (наиболее доступный и распространенный вид тестирования мышечной силы) сопряжена с рядом трудностей методического и методологического порядка. Проблемы, как правило, касаются физиологического обоснования такого тестирования, техники его проведения и оценки полученных результатов. Необходимость тестирования мышц бедра при патологии тазобедренного сустава становится очевидной и не требует обоснования, в то время как техника его проведения и оценка полученных результатов тестирования требуют обстоятельного рассмотрения. Кроме того, значения полученных результатов не ограничиваются чисто практическим использованием для диагностики и динамического наблюдения за больным. Результаты систематических исследований являются предметом научного обобщения и теоретического обоснования процессов, происходящих в организме пациентов [7]. В частности, влияние функциональной недостаточности различных мышечных групп бедра на поструральные и локомоторные стереотипы больных с патологией тазобедренного сустава в литературе освещено достаточно скудно.

В ФБГУ РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова разработано и широко используется устройство для определения силы мышц бедра [8].

Устройство (рис. 1) содержит основание 1, на котором закреплена рама 2 с установленным на ней сиденьем 3, к брусу 4 которой прикреплены опора для спины 5 и динамометрическое устройство 6, через трос с блоком 7 связанное с манжетой 8, выполненной в виде хомута. Кроме того, стойки 9 рамы выполнены в виде трубок, на которых расположена – с возможностью перемещения – планка 10, между двух пар стоек рамы расположены подлокотники 11, а на брусе 12 рамы закреплена направляющая 13, выполненная в виде трубы, в которой жестко крепится – с возможностью ротации и выдвигания вперед – упорная площадка 14, необходимое положение которой фиксируется винтом 15.

Устройство для определения силы мышц бедра используют следующим образом.

Тестирование мышц-разгибателей голени проводят у пациентов в положении «сидя». Основание 1 имеет высоту не менее 20 см, позволяющую обследуемому не касаться стопами пола при обследовании в положении «сидя». На голени над голеностопным суставом крепят манжету 8. При отсутствии сгибательно-разгибательных

контрактур в коленном суставе измерение производят при сгибании голени в коленном суставе на 90° . При наличии сгибательно-разгибательных контрактур в коленном суставе измерение производят при максимально возможном сгибании голени в коленном суставе. Наличие регулировочной цепи блока 7 позволяет выбирать свободный ход троса. Момент силы, развиваемый мышцами при максимально возможном разгибании голени, передается на динамометр через трос, проходящий через блок, и цепь, соединенную с силоизмерительным элементом (динамометр растяжения системы Токаря – гос. регистрация № 86/1027-68), закрепленным позади спинки кресла на горизонтальном брусе 4. Для тестирования максимальной силы мышц-сгибателей голени обследуемый переходит в позу «стоя». При этом испытуемый стоит лицом к устройству так, чтобы он, держась за стойки рамы 9, коленом упирался в упорную площадку 14. В таком положении проводят измерение суммарного эффекта сократительной способности мышц, осуществляющих сгибание голени. Упорную площадку 14 выдвигают из направляющего цилиндра 13 на необходимое расстояние, ротируют и жестко фиксируют с помощью упорного винта с рукояткой 15.

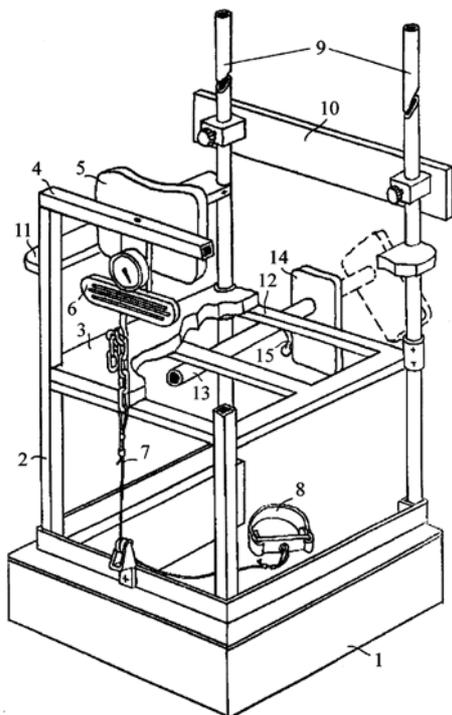


Рис. 1. Устройство для измерения силы мышц бедра

При расчете момента силы мышц-разгибателей голени (в положении «сидя») используют формулу

$$M = F \cdot L \cdot \cos(\alpha - 90^\circ).$$

Расчет момента силы мышц-сгибателей голени (в положении «стоя») производят по формуле

$$M = F \cdot L \cdot \cos(180^\circ - \alpha).$$

В вертикальном положении определяют количественные параметры групп мышц-сгибателей и разгибателей бедра, а также приводящих и отводящих бедра. Для этого упорную площадку 14 ротируют и задвигают в направляющий цилиндр 13. Для упора таза используют планку 10, которую перемещают вдоль стоек рамы на необходимую высоту и жестко фиксируют на уровне тазовых

костей. Обследуемый, стоя одной ногой на подставке и упираясь тазом в планку 10, установленную на необходимой высоте, второй ногой производит усилия, растягивая пружину динамометра. Измеряя расстояние от центра вращения тазобедренного сустава исследуемой конечности до манжеты 8, определяют длину рычага L . Ориентиром центра вращения тазобедренного сустава служит точка, расположенная на 1 см латеральнее середины области паховой складки, кнаружи на 1 см от проекции бедренной артерии на уровне верхушки большого вертела.

Для расчета величины момента силы мышц тестируемых групп используют абсолютные значения максимального произвольного усилия F , определяемые при помощи индикаторной головки динамометра, и расстояние L от оси вращения тазобедренного сустава (для мышц сгибателей, разгибателей, приводящих и отводящих бедро) и от оси вращения коленного сустава (для мышц сгибателей и разгибателей голени) до манжеты 8 при помощи измерительной ленты, а также угол в коленном суставе α с помощью угломера в момент измерения, если он отличается от 90° .

Расчет момента силы мышц приводящих, отводящих, сгибателей, разгибателей бедра производят по формуле

$$M = F \cdot L.$$

Предлагаемое устройство для определения силы мышц бедра позволяет задать удобное положение испытуемого при выполнении необходимых измерений в процессе обследования.

Цель настоящего исследования: техника тестирования и оценка показателей динамометрии мышц-сгибателей и разгибателей бедра и голени, приводящих и отводящих мышц бедра.

Результаты исследований

С использованием данного стенда проведено обследование 200 человек без ортопедической патологии в возрасте от 7 до 40 лет (мужчин – 102 человека, женщин – 98 человек) (табл. 1). Силовые различия мышц-разгибателей и сгибателей наиболее отчетливо проявляются в возрастном аспекте. Общее повышение силы мышц при развитии человека прежде всего связано с увеличением веса тела. У детей 7-11 лет индекс мышц-антагонистов не зависит от пола и составляет 1,3...1,4. В период пубертатного скачка роста прирост абсолютных и относительных (по отношению к весу) показателей силы мышц-разгибателей голени больше, чем сгибателей, и соответственно увеличивается индекс мышц-антагонистов. У девочек в возрасте 11-13 лет, а у мальчиков в возрасте 15-17 лет этот индекс достигает значений 1,6...1,8. У взрослого человека максимальная сила мышц-разгибателей в 1,5-2 раза превышает максимальную силу мышц-сгибателей, что отражает функциональную неравнозначность мышечных групп при локомоции и определяется уровнем физической подготовки [9].

Проведено обследование 70 пациентов с патологией проксимального отдела бедренной кости. У пациентов с дисплазией тазобедренного сустава регистрируется достоверное снижение показателей динамометрии мышц-сгибателей бедра (большая поясничная мышца и подвздошная мышца) и отведения бедра (средняя и малая ягодичные мышцы). Сгибатели бедра при движении позволяют сохранять таз неподвижным, чтобы не вызывать изгиба спины и кифоза поясницы. Проведение консер-

вативного лечения в течение одного года способствовало полному восстановлению показателей динамометрии мышц. Улучшение биомеханики оперированного бедра способствовало восстановлению условий функционирования мышечного аппарата бедра. Тем не менее в течение первых шести месяцев после снятия аппарата Илизарова не наблюдалось роста показателей динамометрии мышц бедра. Через год после снятия аппарата показатели динамометрии составили в среднем 79 % от исходного уровня. Наиболее медленный темп восстановления зафиксирован у мышц-разгибателей голени и полное восстановление – у мышц-абдукторов бедра [3].

У пациентов с анкилозом тазобедренного сустава (20 пациентов в возрасте 18-34 лет) любое движение больной ноги – как занесение ее вперед или назад, так и приведение и отведение – совершается за счет подвижности в здоровом тазобедренном суставе [10].

С этой позиции работу мышц интактной конечности можно подразделить на два режима: 1) работа, направленная на перемещение бедра в пространстве на стороне анкилоза тазобедренного сустава посредством изменения положения таза; 2) работа, направленная на перемещение непосредственно интактной конечности. Для исследования в I-м режиме, упираясь тазом интактной стороны в планку 10, установленную на необходимой высоте, анкилозированной ногой производят усилие, растягивая пружину динамометра, во II-м режиме, упираясь тазом в планку 10 анкилозированной конечностью, интактной ногой производят усилие.

У пациентов с анкилозом тазобедренного сустава сила мышц интактной конечности до лечения при работе в первом режиме снижена на 20...40 % относительно значений силы при работе во втором режиме. Силовой индекс антагонистов сохраняется при работе всех групп мышц интактной конечности в обоих режимах. Он равен для мышц – приводящих/отводящих бедра 95...105 %, сгибателей – разгибателей бедра 75...85 %.

Выводы

1. Предложенный стенд позволяет в адекватных единицах измерения осуществлять количественную оценку функциональной дееспособности тестируемых групп мышц бедра и объективизировать контроль динамики их функционального состояния.

2. Апробация инструментальных возможностей стен-

да на здоровых и больных людях показала, что силовые характеристики исследуемых групп мышц имеют гендерные и возрастные особенности, а также, в зависимости от особенностей функциональной специализации, различные режимы восстановительной динамики (полнота и скорость восстановления сократительной способности).

3. Выделен компенсаторный режим работы мышц интактной конечности у пациентов с анкилозом тазобедренного сустава, когда движение больной ноги – как занесение ее вперед или назад, так и приведение и отведение – совершается за счет подвижности в здоровом тазобедренном суставе.

4. Математически ожидаемые значения моментов силы исследуемых групп мышц у здоровых людей, представленные в таблице с учетом их функциональной специализации, а также возраста и пола, могут служить нормативными ориентирами в инструментальной оценке тяжести двигательной патологии.

5. Динамометрические оценки сократительной способности тестируемых групп мышц дополняют клиническую картину заболевания и с учетом особенностей восстановительного процесса позволяют уточнять тактику и характер реабилитационных мероприятий.

Список литературы:

1. Rasch A., Dalen N., Berg H.E. Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA // Acta Orthop. 2010. Vol. 81 (2). PP. 183-188.
2. Kargarfard M., Dehghadani M., Ghias R. The Effect of Aquatic Exercise Therapy on Muscle Strength and Joint's Range of Motion in Hemophilia Patients // Int. J. Prev. Med. 2013. Vol. 4 (1). PP. 50-56.
3. Олейников Е.В., Долганова Т.И., Тепленький М.П., Долганов Д.В., Сизова Т.В. Состояние мышц нижних конечностей у детей с диспластическим коксартрозом до и после лечения аппаратом Илизарова // Врач-аспирант. 2012. № 5.3 (54). С. 472-479.
4. Scanlan J.M., Ballmann K.L., Mayhew J.L., Lantz C.D. Anthropometric dimensions to predict 1-RM bench press in untrained females // J. Sports Med. and Phys. Fitness. 1999. Vol. 39. № 1. PP. 54-60.
5. Funato K., Kanehisa H., Fukunada T. Differences in muscle cross-sectional area and strength between elite senior and college Olympic weight lifters / J. Sports Med. and Phys. Fitness. 2000. Vol. 40. № 4. PP. 312-318.

Таблица 1

Показатели динамометрии мышц бедра в норме (Н·м)

	7-11 лет		12-13 лет		14-15 лет		16-17 лет		18-40 лет	
	М n = 17	Ж n = 13	М n = 11	Ж n = 13	М n = 12	Ж n = 18	М n = 26	Ж n = 18	М n = 36	Ж n = 36
Разгибатели голени	48,2±3,11	43,7±2,29	71,7±3,09	77,3±4,55	120,6±6,42	84,8±6,04	141,2±6,33	91,2±6,04	154,5±6,76	111,7±5,55
Сгибатели голени	34,4±2,55	31,6±3,58	51,6±2,66	44,5±4,34	76,3±4,64	64,3±5,56	86,8±5,98	69,1±5,06	122,7±5,99	79,5±4,79
Сгибатели бедра	72,7±5,61	58,2±5,98	90,2±5,11	77,8±4,98	150,6±6,51	90,9±5,70	187,7±6,74	96,9±6,70	198,7±6,82	94,2±5,38
Разгибатели бедра	75,6±5,44	56,5±5,41	101,6±6,72	96,2±5,14	158,3±6,85	103,9±7,11	182,4±6,97	96,4±6,12	196,3±6,34	104,8±6,72
Приводящие бедро	50,2±3,29	37,5±3,44	68,6±4,12	65,3±4,31	113,8±6,61	71,6±5,51	146,9±5,99	65,2±6,51	157,0±5,89	71,6±5,56
Отводящие бедро	54,4±3,23	40,6±3,88	70,9±4,09	71,7±5,34	114,5±6,53	76,9±5,82	150,7±6,08	77,1±7,01	163,8±5,69	81,5±4,88
Отведение при максимальном приведении (% прироста)	69,9±4,21 (28,6 %)	55,8±4,11 (37,6 %)	99,8±5,23 (40,9 %)	99,1±5,763 (38,2 %)	151,7±5,92 (32,5 %)	105,5±5,16 (37,2 %)	183,4±7,02 (21,7 %)	103,5±6,45 (34,3 %)	194,9±6,44 (19 %)	101,5±6,21 (24,6 %)

6. Neu C.M., Rauch F., Rittweger J. et al. Influence of puerty on muscle development at the forearm // Amer. J. Physiol. 2002. 283. № 1. Vol. 1. PP. E103-107.
7. Долганова Т.И. Функциональные процессы в организме при лечении аппаратом Илизарова. – Saarbrucktn. – LAP LAMBERT Academic Publishing GmbH & Co. KG, 2011. 376 p.
8. Щуров В.А., Долганов Д.В., Долганова Т.И., Атманский И.А. Устройство для определения силы мышц бедра / Патент 35703 РФ, МПК⁷ А 61 В 17/56 / РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова. № 2003118782/20; заявл. 23.06.03; опубл. 10.02.04. Бюл. № 4.
9. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. – М.: Центральный НИИ протезирования и протезостроения ООО «Зеркало-М», 1998. 271 с.
10. Шевцов В.И., Атманский И.А., Тютрин С.Г. Биомеханическое моделирование реконструкции бедренной кости у

больных с анкилозом тазобедренного сустава в порочном положении // Гений ортопедии. 1997. № 2. С. 75-81.

Владимир Алексеевич Щуров,

д-р мед. наук, профессор,

гл. научный сотрудник,

Тамара Игоревна Долганова,

д-р мед. наук, ведущий научный сотрудник,

Дмитрий Владимирович Долганов,

канд. биол. наук, ст. научный сотрудник,

лаборатория функциональных исследований,

ФГБУ «Российский научный центр «ВТО»

им. акад. Г.А. Илизарова» МЗ РФ,

г. Курган,

e-mail: rjik532007@rambler.ru

В.Н. Горшенев, Ю.А. Ершов, А.Т. Телешев, Е.Д. Склянчук,
А.А. Просвирин, С.А. Григорьев

Гидроксиапатитовые биоконпозиты медицинского назначения

Аннотация

Разработаны новые технологические подходы получения композиционных, биосовместимых материалов на основе наночастиц гидроксиапатита, внедренных в коллагеновую матрицу. Обсуждены оптимальные условия получения синтетического гидроксиапатита на коллагеновых волокнах и его особенности как костного имплантата.

В последние годы активно проводятся разработки биоадекватных имплантатов для заполнения и восполнения костных дефектов, исследования биотрансформации коллаген-апатитовых композитов *in vivo*, создание биоконпозитов медицинского назначения для ортопедии различной консистенции. Активизация работы в этой области связана с внедрением инновационных технологий при получении наночастиц гидроксиапатита на коллагеновых волокнах [1]-[4].

Технологии создания костных имплантатов можно разделить на несколько групп в зависимости от свойств и условий их применения: композиты для имплантации на основе углеродных волокон (углекерамика, углепластика), гибридные и композиционные материалы на базе полимерных матриц, биорезистивные и биорезорбируемые керамические материалы, композиты с составляющими биологического происхождения. Общим в перечисленных направлениях является применение гидроксиапатита в качестве неорганической части костного имплантата.

Целью рассматриваемой работы является оптимизация синтеза гидроксиапатита и его совмещения с органическими компонентами для получения образцов биоконпозитов.

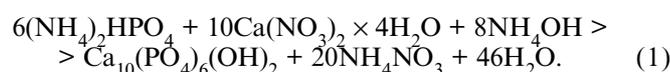
Оптимизация синтеза связана с понижением температуры, повышением удельной производительности и обусловлена приближением процессов получения гидроксиапатита медицинского назначения к промышленно значимым и его совмещения с органическими компонентами.

Экспериментальная часть

Синтез гидроксиапатита осуществлялся в двух направлениях: в стандартных лабораторных условиях и с включением в технологическую схему роторно-пульсационного аппарата (РПА).

Синтез гидроксиапатита аммиачным способом в стандартных лабораторных условиях (ГАП-1)

Уравнение реакции синтеза ГАП записывается следующим образом:



К раствору 77,8 г нитрата кальция тетрагидрата в 300 мл воды добавляли концентрированный раствор аммиака до достижения рН, равного 12, и доводили водой общий объем до 600 мл. При интенсивном перемешивании с помощью лабораторной мешалки медленно добавляли полученный раствор к раствору, содержащему 26,1 г диаммонийфосфата в 500 мл воды, который после доведения значения рН до 12 с помощью водного аммиака разбавляли до объема 800 мл. После 10 мин кипячения реакционной смеси образовавшийся осадок переносили на вакуум-фильтр и промывали 100 мл горячей воды. Продукт последовательно нагревали 2 ч при 150 °С и 1 ч при 240 °С. Выход составлял 90 %. Найдено, %: Са – 39,88; Р – 18,36. Вычислено, %: Са – 39,89; Р – 18,50.

Следует отметить, что распределение частиц гидроксиапатита по размерам в реакционной среде находится в весьма широких пределах и соответствует среднему гидродинамическому диаметру 6,4 мкм.

Синтез гидроксиапатита аммиачным способом с использованием РПА (ГАП-2)

Синтез ГАП-2 проводили согласно уравнению реакции (1). Тетрагидрат нитрата кальция в количестве 778 г растворяли в 3 л дистиллированной воды, добавляли концентрированный раствор аммиака до рН, равного 11,3. Объем полученного раствора доводили дистиллированной водой до 6 л (раствор № 1). Для приготовления раствора № 2 диаммонийфосфат в количестве 226 г растворяли в 5 л дистиллирован-