

УДК 531/534:57+612.7

ВЛИЯНИЕ СХЕМЫ ВНЕШНИХ НАГРУЗОК НА УСИЛИЯ МЫШЦ БЕДРА И ДАВЛЕНИЕ В ТАЗОБЕДРЕННОМ СУСТАВЕ ПРИ ДВИЖЕНИИ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ В ПОЛОЖЕНИИ ЛЕЖА НА СПИНЕ

Ю.В. Акулич, Е.В. Денисова, А.И. Холкина

Кафедра теоретической механики Пермского государственного технического университета, Россия, 614990, Пермь, Комсомольский проспект 29а, e-mail: auv@theormech.pstu.ac.ru

Аннотация. Рассмотрены два вида приложения к конечности внешних сил, обеспечивающих осевые нагрузки на бедренную кость. Для каждого вида приложения внешних сил определены реакция в тазобедренном суставе, суммарные моменты мышечных усилий тазобедренного сустава и значения усилий мышц бедра *m. iliopsoas* и *m. gluteus maximus*. Проведена сравнительная характеристика рассмотренных схем нагрузок. Установлены особенности нагружения тазобедренного сустава в течение различных фаз периодического движения нижней конечности.

Ключевые слова: биомеханика восстановления, костная ткань, нижняя конечность, схемы приложения внешних сил, критерий сравнения, реакция таза, усилия мышц бедра.

Введение

В случаях операций на бедре (остеотомия при болезнях суставов, травматические ушибы и переломы, наложение гипсовой повязки) имеет место потеря движения (1,5 - 2 месяца) нижней конечности и, как следствие, снижение уровня механических свойств костных тканей, обусловленное адаптацией кости к уменьшению нагрузок. В связи с этим при реабилитации появляется необходимость в восстановлении механических свойств костных тканей до физиологически нормальных значений.

В настоящее время процесс восстановления осуществляется амбулаторно, путем лечебных нагрузок, которые не контролируются и назначаются индивидуально по общей методике, выработанной многолетней практикой. Это приводит к частым появлениям болей после курса реабилитации, что является результатом локальных повреждений структуры костной ткани и деформации нервных волокон. Поэтому актуально назначение индивидуального режима лечебных нагрузок, гарантирующего восстановление кости без локального разрушения костной структуры. Выбор такого режима возможен с помощью моделирования процесса адаптации костной ткани к возрастающим нагрузкам. Очевидно, что основой модели является пространственная краевая задача пористой упругой адаптирующейся среды (костной ткани). В качестве уравнения состояния среды может быть использовано феноменологическое уравнение скоростного типа [1]. Усилия мышц и реакции в суставах, необходимые для

формирования силовых граничных условий краевой задачи, определяются по методике [2], в которой предполагается, что пациент, лежа на спине в некотором тренажерном устройстве, осуществляет заданные движение и давление на измерительную платформу восстанавливаемой конечностью. Поскольку конструкция тренажерного устройства зависит от способа приложения к конечности необходимых сил, анализ влияния этих способов на реакции в суставах и усилия мышц является важным этапом проектирования такого рода устройства. Критерием оценки способа нагружения конечности является выполнение условий: 1) непрерывность и монотонность изменения нагрузок на восстанавливаемую кость; 2) близость направления реакции в суставе (в момент ее максимального значения) к ее направлению при нормальной ходьбе; 3) периодичность активности мышц сустава.

В работе исследуется движение нижней конечности и нагрузки на бедренную кость в тренажерах, позволяющих при некоторых изменениях параметров приблизить работу мышц нижней конечности к работе мышц конечности при ходьбе. Пациент находится в положении лежа на спине. Таз считается неподвижным. Стопа перемещается в горизонтальном направлении по подометрической платформе в специальной подвижной опоре, реализующей двустороннюю удерживающую связь. Движение нижней конечности считается заданным и из общих физиологических соображений принимается периодическим, естественным и так называемым “мягким”, при котором угловые скорости и ускорения бедра в момент достижения им амплитудных отклонений равны нулю.

В данной статье рассматриваются две схемы приложения внешних сил, обеспечивающих осевые нагрузки на бедренную кость. Для каждого вида приложения внешних сил определены реакция в тазобедренном суставе, суммарный момент мышечных усилий относительно центра головки бедра и значения усилий главных мышц тазобедренной группы *m. iliopsoas* и *m. gluteus maximus*. Установлены особенности нагружения тазобедренного сустава в течение различных фаз одного периода движения нижней конечности. При помощи приведенного выше критерия осуществлена сравнительная характеристика рассмотренных схем приложения внешних сил.

Варианты приложения внешних сил

Рассматриваются две схемы приложения внешних нагрузок в тренажере, представленные на рис. 1.

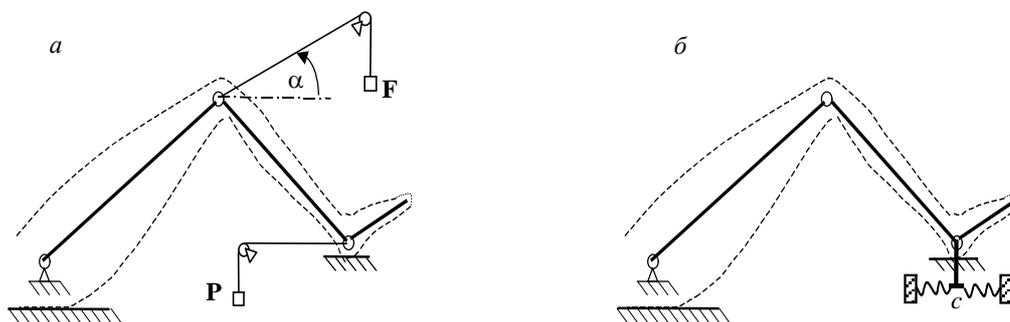


Рис. 1. Два способа приложения внешних нагрузок

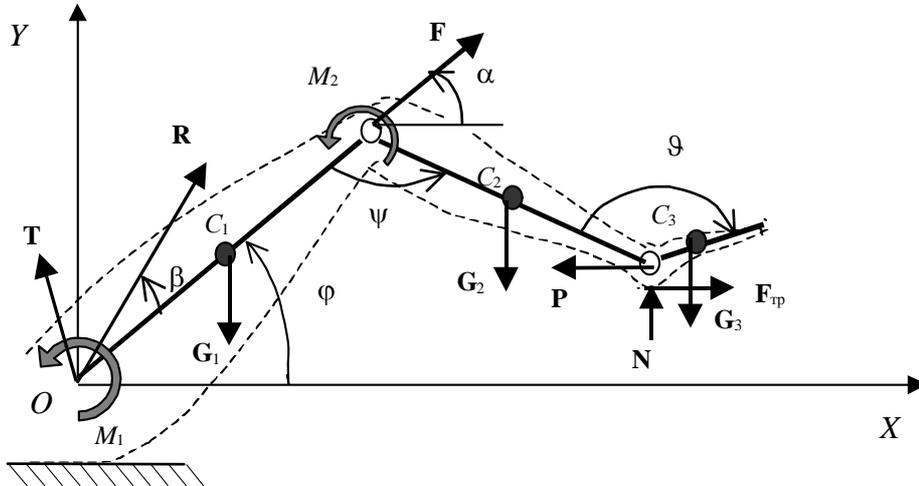


Рис. 2. Активные силы и реакции связей для конечности, нагруженной по схеме *a*: φ , ψ – обобщенные координаты, M_1 , M_2 – моменты усилий мышц, C_1 , C_2 , C_3 , G_1 , G_2 , G_3 – центры и силы тяжести сегментов конечности, соответственно, T – усилие мышц бедра, R – реакция таза, P и F – силы натяжения нитей, $F_{тр}$ – сила трения между подвижной опорой и подометрической платформой

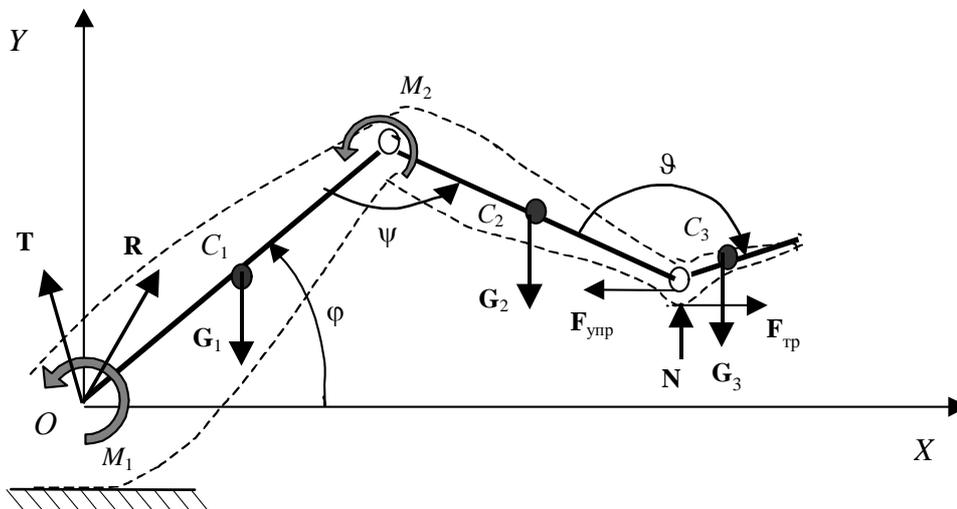


Рис. 3. Активные силы и реакции связей для конечности, нагруженной по схеме *b*: φ , ψ – обобщенные координаты, M_1 , M_2 – моменты усилий мышц, C_1 , C_2 , C_3 , G_1 , G_2 , G_3 – центры и силы тяжести сегментов конечности, соответственно, T – усилие мышц бедра, R – реакция таза, $F_{упр}$ – сила упругости пружин, $F_{тр}$ – сила трения

В схеме *a* к стопе и коленному суставу крепятся грузы при помощи нитей и блоков. Внешняя нагрузка P прикладывается к пятке в горизонтальном направлении, изменяться может только ее величина. Прикладываемая в коленном суставе нагрузка F может изменяться как по величине, так и по направлению, определяемому углом α . В схеме *b* усилие создается пружинами, крепящимися с двух сторон к стопе и действующими в горизонтальном направлении. В этой схеме варьируемым параметром является жесткость пружин c .

Активные силы и реакции связей для конечности, нагруженной по схеме *a*, представлены на рис. 2.

Веса грузов P и F были взяты равными, соответственно, 70 Н и 30 Н, причем величина и направление силы F определялись путем подбора из условия приближения направления реакции таза R к естественному ее направлению (при ходьбе), определяемому значением угла $\beta = -10^\circ$ [3]. Установленное таким подбором значение угла α равно 180° .

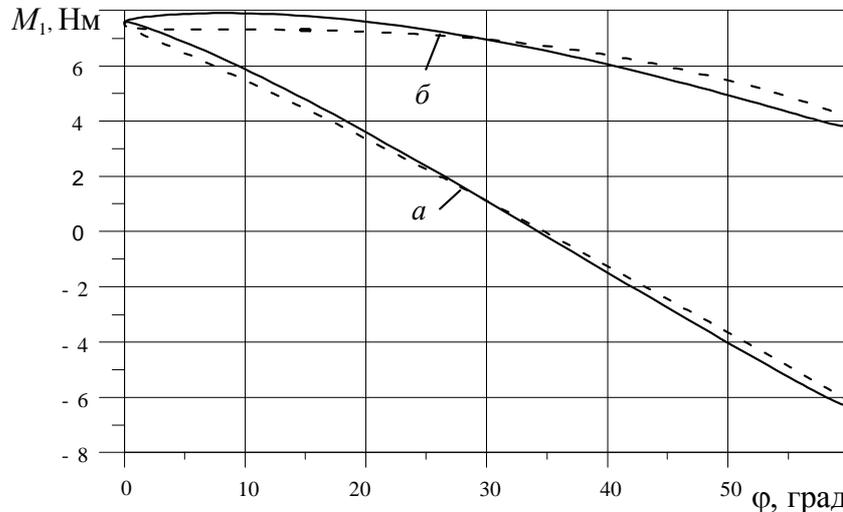


Рис. 4. Изменение момента мышц тазобедренного сустава M_1 при движении бедра вверх (сплошная линия) и вниз (пунктирная линия) при нагружении конечности по схемам a и b

На рис. 3 представлены активные силы и реакции связей нижней конечности для схемы нагружения b . Жесткость каждой пружины принималась равной $c = 250$ Н/м.

Пружины при угле $\varphi = 34^\circ$ не деформированы, следовательно, при $\varphi < 34^\circ$ левая ее часть растянута, а правая – сжата и сила упругости пружины направлена против оси X . При $\varphi > 34^\circ$ сила упругости пружины направлена по оси X .

В обеих схемах стопа не движется относительно голени и расположена под углом $\vartheta = 90^\circ$ к ней. Масс-инерционные характеристики конечности имеют следующие значения: массы бедра, голени и стопы, соответственно, 7,37, 2,80 и 1,74 кг; длины сегментов конечности в том же порядке 0,39, 0,46 и 0,23 м. Коэффициент трения в области контакта подвижной опоры и опорной поверхности принимался равным 0,2. Реакцию поверхности N под опорой считаем известной, постоянной и равной 40 Н. Движение бедра задавалось в интервале $\varphi = 0 - 60^\circ$ периодическим с периодом 2τ (τ – время движения бедра между крайними положениями принято равным 5 с.). Законы движения бедра в обеих схемах одинаковы и представлены функцией:

$$\varphi = \varphi_0 + (\varphi_\tau - \varphi_0) \left(t/\tau - (1/2\pi) \sin(2\pi t/\tau) \right), \quad (1)$$

здесь принято $\varphi_0 = 0$, $\varphi_\tau = 60^\circ$ при движении бедра вверх и $\varphi_0 = 0$, $\varphi_\tau = 60^\circ$ – при движении вниз.

Анализ влияния схемы приложения внешних сил на усилия мышц бедра и реакцию таза

На рис. 4 представлены графики зависимости момента мышц тазобедренного сустава M_1 от величины угла φ подъема бедра над измерительной платформой.

Как следует из приведенных кривых, для обеих схем характерна сравнительно небольшая разность значений момента M_1 при движении бедра вверх и вниз, причем максимальная относительная разность этих значений наблюдается при $\varphi = 8^\circ$ в схеме с применением пружины (кривые b) и составляет 12%. Указанное различие обуславливается действием силы трения скольжения между подвижной опорой и платформой, изменяющей свое направление при сгибании и разгибании бедра. Кроме того, кривые показывают, что при $\varphi = 0$ величины моментов M_1 для обеих схем

одинаковы, что следует из равенства обобщенных сил по координате φ при горизонтальном положении бедра. Очевидно, что и мышечные нагрузки на бедро со стороны тазобедренного сустава в этом случае должны быть одинаковыми.

Приведенные на рис. 4 кривые указывают на два существенных различия в характере изменения функций $M_1(\varphi)$ для схем *a* и *б*.

Первое различие состоит в том, что при приложении нагрузок с помощью грузов (кривые *a*) момент M_1 принимает наибольшие значения в горизонтальном и крайнем верхнем положениях конечности, а при приложении сил с помощью пружины (кривые *б*) зависимость $M_1(\varphi)$ имеет по одному максимуму как при движении бедра вверх, так и при движении вниз. Данное различие связано с характером прилагаемой нагрузки. В схеме *a* силы натяжения нитей постоянны по величине и направлению, поэтому при движении конечности вверх из горизонтального положения не уменьшается их уравновешивающее действие против сил тяжести конечности. Величина момента M_1 уменьшается ввиду уменьшения сопротивления со стороны сил тяжести конечности действию мышц. В схеме *б* величина силы упругости пружины изменяется при перемещении конечности и, например, при движении конечности вверх из горизонтального положения уменьшается ее способствующее мышцам действие, что и вызывает рост момента M_1 в интервале изменения угла $\varphi = 0 - 10^\circ$. Дальнейший подъем бедра ($\varphi = 10^\circ - 34^\circ$) сопровождается более быстрым уменьшением сопротивления действию мышц со стороны сил тяжести по сравнению с уменьшением способствующей мышцам силы упругости пружины, что вызывает уменьшение момента M_1 в этом интервале изменения угла φ . В интервале $\varphi = 34^\circ - 60^\circ$ сила упругости пружины меняет направление на противоположное и, наряду с силами тяжести, начинает оказывать сопротивление действию мышц. Однако оба эти сопротивления уже невелики и момент M_1 продолжает уменьшаться вплоть до верхней границы этого интервала, снижая угловую скорость и ускорение бедра до нуля.

Второе различие заключается в том, что при приложении нагрузок с помощью грузов (кривые *a*) момент M_1 меняет знак (при $\varphi = 34^\circ$), тогда как в схеме с пружиной не происходит смены знака у момента M_1 . Данное различие предполагает разный характер работы главных мышц тазобедренной группы. В соответствии с указанными на рис. 2 и 3 положительными направлениями угла φ и момента M_1 при $M_1 > 0$ движение бедра осуществляется главным сгибателем мышцей *m. iliopsoas*, а при $M_1 < 0$ действует главный разгибатель бедра мышца *m. gluteus maximus*.

Для схемы нагружения *a* момент M_1 при сгибании конечности монотонно уменьшается от максимального значения, равного 7,8 Нм при $\varphi = 0$, до нуля при $\varphi = 33^\circ$ и, следовательно, в этом интервале возрастания угла φ подъема бедра работает мышца *m. iliopsoas*. При дальнейшем подъеме бедра момент M_1 становится отрицательным и возрастает по модулю и, следовательно, активной становится мышца - разгибатель *m. gluteus maximus*. Такое изменение активности мышц необходимо, чтобы уменьшить до нуля угловую скорость и ускорение бедра в предельной точке подъема [2]. При разгибании конечности происходят обратные процессы.

Для схемы нагружения *б* при сгибании бедра момент M_1 имеет максимум при $\varphi = 8^\circ$, на 0,5 Нм превышающий начальное значение, затем величина момента монотонно уменьшается до значения 4 Нм в крайнем верхнем положении бедра. Поскольку на протяжении всего периода движения конечности момент M_1 остается положительным, активной является только мышца *m. iliopsoas*. При разгибании бедра момент M_1 монотонно возрастает от значения 4 Нм, что объясняется необходимостью уменьшения до нуля угловых скорости и ускорения бедра в его горизонтальном положении.

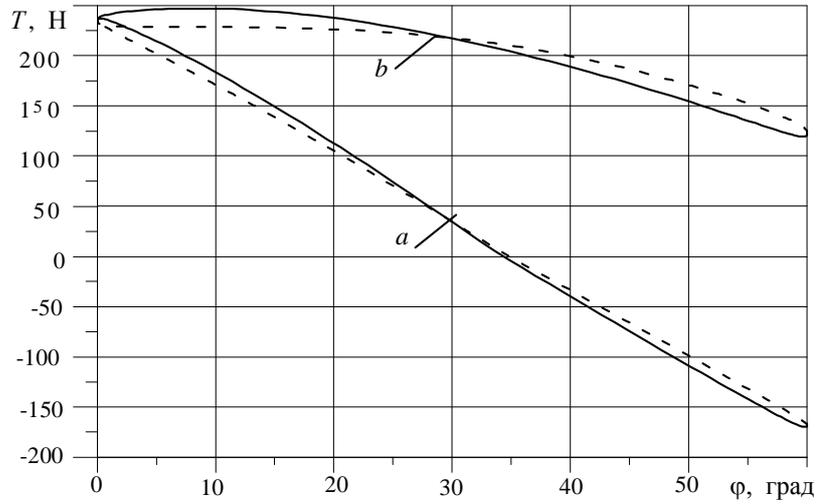


Рис. 5. Зависимость модуля усилия мышц тазобедренного сустава T от угла между бедром и осью OX при движении бедра вверх (сплошная линия) и вниз (пунктирная линия) при нагружении конечности по схемам a и b

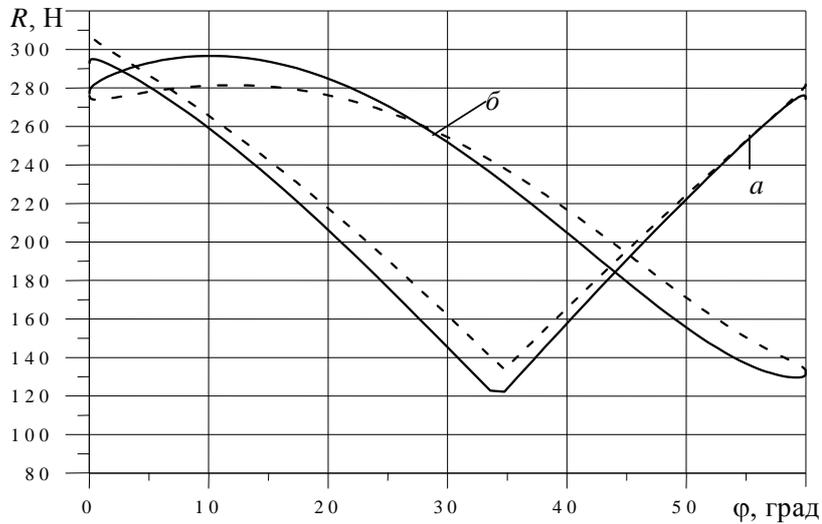


Рис. 6. Зависимость модуля реакции тазовой кости от угла ϕ между бедром и осью OX при нагружении конечности по схемам a и b . Сплошная линия – сгибание конечности, пунктирная – разгибание

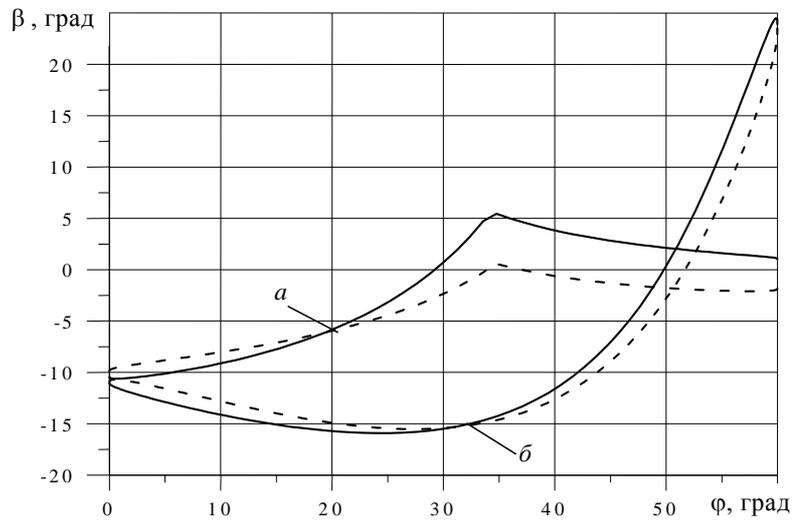


Рис. 7. Изменение угла между реакцией тазовой кости и силовой осью бедра при движении конечности. Сплошная линия – сгибание конечности, пунктирная – разгибание

Таким образом, для реализации закона движения бедра (1) при приложении внешних сил к конечности по схеме *a* требуется за период движения попеременно активизировать мышцы *m. iliopsoas* и *m. gluteus maximus*, в то время как при приложении внешних сил по схеме *б* активной остается только мышца *m. iliopsoas*. В связи с этим схема *a* обеспечивает более естественную нагрузку на бедро и, в частности, на его проксимальный отдел.

Усилия мышц бедра и реакция таза определяются по методике [2]. Изменение усилий мышц *m. iliopsoas* и *m. gluteus maximus* в течение периода движения конечности для обеих схем представлено на рис. 5. Отрицательные значения усилий обозначают активность мышцы *m. gluteus maximus*. Вид кривых усилий мышц идентичен виду кривой момента в тазобедренном суставе M_1 , так как усилие мышц прямо пропорционально моменту [2]. При нагружении конечности с помощью грузов и нитей (схема *a*) усилие мышцы *m. iliopsoas* изменяется в пределах 0-240 Н, а усилие мышцы *m. gluteus maximus* – в интервале 0-170 Н. Наибольшее усилие величиной 250 Н прикладывается к бедру мышцей *m. iliopsoas* при нагружении конечности с помощью пружины (схема *б*).

Влияние схемы нагружения на характер изменения модуля реакции тазовой кости при движении конечности представлено на рис. 6. Кривые показывают, что при обеих схемах нагружения величина силы давления таза на головку бедра лежит в интервале 120-310 Н. Однако наибольшие значения силы давления достигаются при различных положениях конечности: горизонтальном и крайнем верхнем при нагружении с помощью грузов и нитей (схема *a*), промежуточном ($\varphi = 10^\circ$) при нагружении пружинной (схема *б*). Эти данные находятся в полном соответствии с характером изменения момента M_1 (см. рис. 4).

Изменение угла β между реакцией тазовой кости и силовой осью бедра (см. рис. 2) при движении конечности для обеих схем приложения внешних сил представлено на рис. 7. Кривые показывают, что направление наибольшей реакции \mathbf{R} , при $\varphi = 0$ (см. рис. 6), близкое к физиологическому направлению ($\beta = -10^\circ$ [3]), достигается при нагружении конечности с помощью грузов и нитей (схема *a*). При нагружении конечности с помощью пружины (схема *б*) наибольшее значение модуля реакции \mathbf{R} достигается при $\varphi = 0$ (см. рис. 6). В этом положении конечности, как следует из графика кривой *б*, угол β значительно отличается от физиологического и равен -14° при движении бедра вверх и $-12,5^\circ$ при движении бедра вниз. Следовательно, схема *б* не удовлетворяет второму условию введенного выше критерия и требует дальнейшего совершенствования.

Заключение

Обе рассмотренные схемы приложения внешних сил вызывают монотонное изменение действующих на проксимальный отдел бедра сил: силы давления на головку бедра и усилий мышц *m. iliopsoas* и *m. gluteus maximus*. Кроме того, схема приложения внешних сил с помощью грузов и нитей обеспечивает выполнение и последних двух условий сформулированного выше критерия и, следовательно, может быть использована для восстановления механических свойств костных тканей этой части бедра.

При приложении к конечности восстанавливающей силы с помощью пружины не выполняются два последних условия сформулированного выше критерия: во - первых, направление наибольшего давления на головку бедра отклоняется от

естественного (при прямохождении) и величина отклонения достигает 40%, во-вторых, при данной схеме нагружения не происходит чередования активности мышц в цикле восстановительного движения, свойственного нормальной ходьбе. В связи с этими недостатками данная схема требует совершенствования, связанного, по-видимому, с обеспечением возможности приложения дополнительных внешних сил.

Список литературы

1. *Akulich Yu.V., Podgayets R.M.* The phenomenological model of adaptable adult spongy bone tissue // Russian Journal of Biomechanics. 1998. V.1. №2. P. 53-57.
2. *Акулич Ю.В., Акулич А.Ю., Подгаец Р.М., Торопицин М.Н.* Динамика нижней конечности в положении лежа на спине // Российский журнал биомеханики. 2003. Том 7. №3. P. 44-51.
3. *Pfchmann T., Marcovich L., Joshi A., Hardinge K., Murphy J., Wingstrand H.* Migration and Wear of Long-Term Successful Charnley Total Hip Replacements // Journal of Bone and Joint Surgery. 1998. V.80-B. P. 377-381.
4. *Dostal W.F., Andrevs J.G.* A three-dimensional biomechanical model of hip musculature // Journal of Biomechanics. 1981. V.14. №11. P. 803-812.
5. *Санич М.Р., Билич Г.Л.* Анатомия человека. В 2 кн.: Учеб. пособие для студ. биол. и мед. спец. вузов. Кн. 1. М.: Издательский Дом ОНИКС: Альянс-В, 1999. 463 с.

INFLUENCE OF KIND OF EXTERNAL LOADING ON HIP MUSCLE FORCES AND PRESSURE IN THE HIP JOINT DURING HUMAN LOWER EXTREMITY MOVEMENT IN A LYING ON THE BACK POSITION

Yu. V. Akulich, E.V. Denisova, A.I. Kholkina (Perm, Russia)

Two kinds of the lower extremity external forces ensuring axial femur loading are considered. The hip joint reaction force, the moments of total forces in muscles of the hip joint and the forces value in femoral muscles *m. iliopsoas* and *m. gluteus maximus* are calculated for each kind of the external loading. The comparative description of the considered loading schemes is conducted. The hip joint loading features are established during various phases of the lower limb periodic movement.

Key words: recovery biomechanics, bone tissue, lower extremity, external force systems, comparison criterion, pelvic reaction force, forces in femoral muscles.

Получено 1 февраля 2004