

УДК 531/534: [57+61]

МЕТОДИКА ОПРЕДЕЛЕНИЯ УСИЛИЙ МЫШЦ И РЕАКЦИЙ В СУСТАВАХ ПРИ ДВИЖЕНИИ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ ЧЕЛОВЕКА В РЕАБИЛИТАЦИОННОМ ТРЕНАЖЕРЕ

Ю.В. Акулич, Э.А. Зинатулин

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

Аннотация. Методика включает четыре этапа: 1) методом перемещений определяются усилия активных мышц в горизонтальном положении равновесия нижней конечности; 2) решается прямая задача динамики нижней конечности, совершающей реабилитационные движения в положении лежа на спине в тренажерном устройстве, относительно главных моментов усилий мышечных сил в коленном и тазобедренном суставах; 3) уточняются значения усилий активных мышц путём максимального приближения величин их главных моментов в коленном и тазобедренном суставах к найденным значениям на предыдущем этапе; 4) вычисляются значения реакций в суставах. Результаты численного применения методики представлены на примере тренажёра с упругим сопротивлением.

Ключевые слова: реабилитационный тренажёр, нижняя конечность, усилия мышц, реакции в суставах, метод перемещений, оптимизация.

ВВЕДЕНИЕ

При травмировании нижней конечности или в случаях операций на ней имеют место потеря движения конечности на некоторое время и, как следствие, снижение уровня механических свойств костных тканей, обусловленное адаптацией кости к уменьшению нагрузок. Следовательно, при реабилитации необходимо восстановление механических свойств костных тканей до физиологически нормальных значений.

В настоящее время процесс восстановления осуществляется амбулаторно путем лечебных нагрузок, которые назначаются по общей методике и носят индивидуальный характер (например, использование костылей). При этом пациент не в состоянии точно контролировать нагрузки на нижнюю конечность, результатом чего могут стать локальные перегрузки кости и микроразрушения костной ткани. Это часто приводит к защемлению нервных окончаний и болевому синдрому после сращения кости. Поэтому актуально назначение индивидуального режима лечебных нагрузок, гарантирующего восстановление кости без локального разрушения костной структуры. Для реализации такого режима нагрузок ранее был предложен способ реабилитации костной ткани нижней конечности человека с контролируруемыми нагрузками в тренажере, создаваемыми отягощениями [2].

В настоящей работе рассматривается тренажер с упругим элементом, создающим реабилитационную нагрузку на восстанавливаемую конечность (рис. 1). Предполагается, что пациент проходит курс восстановительного лечения после травмы,

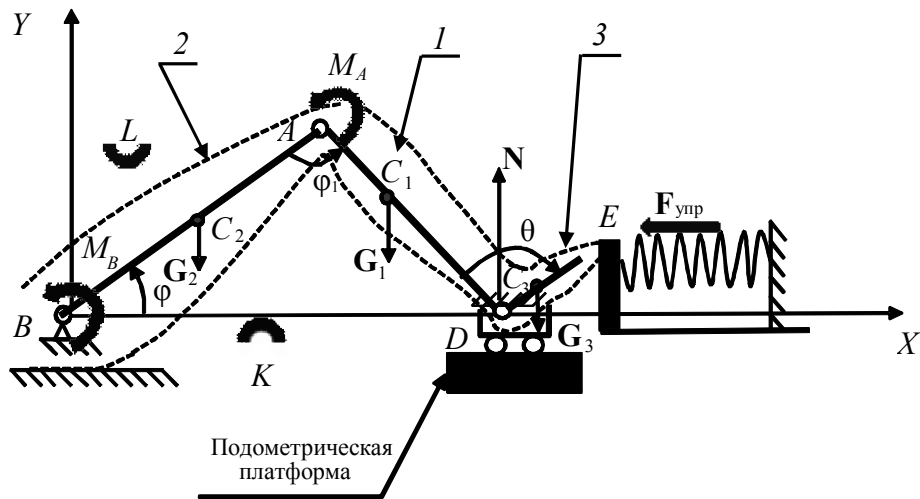


Рис. 1. Схема тренажерного устройства с упругим сопротивлением: 1 – голень, 2 – бедро, 3 – стопа; M_A , M_B – главные моменты усилий мышц, $G_{1,2,3}$ – силы тяжести сегментов конечности соответственно; $F_{\text{упр}}$, N – сила упругости пружины и реакция опорной поверхности под пяткой соответственно

поэтому периодические движения конечности достаточно медленны и ограничены по амплитуде угла подъема бедра φ в пределах $0-45^\circ$. Ограничения показаны условными упорами K и L . Ввиду болевых ощущений, обусловленных действием наибольших сил инерции, пациент подсознательно осуществляет «мягкое» касание упоров, т.е. с угловыми скоростью и ускорением, равными нулю. Этим условиям удовлетворяет функция вида

$$\varphi(t) = \varphi_0 + (\varphi_\tau - \varphi_0)(10 - 15t/\tau + 6t^2/\tau^2)t^3/\tau^3, \quad (1)$$

где φ_0, φ_τ – начальное и конечное значения угла подъема бедра соответственно, τ – задаваемое время движения бедра между «упорами», $\tau = 4$ с.

Движение стопы относительно голени не учитывается. Она зафиксирована по отношению к голени в положении $\theta = 90^\circ$. Пятка D скользит без трения по горизонтальной поверхности. Реакция опорной поверхности под пяткой известна, поскольку в каждый момент времени она измеряется с помощью подометрической платформы. Значения внешних сил приняты равными: $G_1 = 87$ Н, $G_2 = 28$ Н, $G_3 = 7,4$ Н, $N = 45$ Н. Жесткость пружины принимается равной 250 Н/м.

Выбор режима нагрузок возможен с помощью моделирования процесса адаптации костной ткани к возрастающим нагрузкам [1, 8]. Очевидно, что основой модели является пространственная краевая задача для костей восстанавливаемой конечности как пороупругой приспособляющейся среды. Определение усилий мышц и реакций в суставах, необходимых для формирования силовых граничных условий краевой задачи, является фундаментальной проблемой биомеханики костно-мышечной системы, на решение которой направлена предлагаемая методика.

В основе методики лежит метод перемещений [3, 6], обладающий рядом достоинств: 1) является объективным, т.е. не требует использования субъективных критериев, экстремумы которых дают искомые значения мышечных сил [11]; 2) преодолевает статическую неопределимость задачи; 3) выделяет активные мышцы в данном положении конечности и определяет изометрические значения их мышечных сил. Однако значения мышечных сил вычисляются с недопустимо большой погрешностью, достигающей для некоторых мышц, как будет показано ниже, величины порядка 180%. Низкая точность метода обусловлена как используемыми упрощающими допущениями, так и неточностью геометрических характеристик и упругих свойств мышц, сухожилий и суставных хрящей.

Отличительной инновационной чертой данной методики является оптимизационное уточнение значений мышечных сил. Критерием оптимизации принимается мера отклонения главных моментов мышечных сил в суставах конечности от их действительных значений, найденных путём решения прямой задачи динамики нижней конечности.

Реакции в суставах уточняются с помощью принципа Даламбера.

ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЗНАЧЕНИЙ МЫШЕЧНЫХ СИЛ И РЕАКЦИЙ В СУСТАВАХ МЕТОДОМ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ

Поскольку конечность совершает медленные движения и ускорения малы, силы инерции в данном рассмотрении не учитываются. Усилия мышц и реакции в суставах бедра и голени определяются для горизонтального положения конечности в момент начала сгибания в коленном суставе ($v_D = 0, a_D < 0$, см. рис. 1). В этом положении сила продольного сжатия костей конечности достигает наибольшего (пикового) значения, равного сумме сил упругости пружины и усилий мышц. Именно пиковые значения деформаций стимулируют адаптационную деятельность костных клеток по перестройке костной ткани [10].

Нижняя конечность представляется системой трех свободных твердых тел – бедро, голень со стопой и коленная чашечка (рис. 2). Мышцы, связки и хрящи суставных поверхностей моделируются упругими прямолинейными нитями известной жесткости. Мышцы и связки работают на растяжение, хрящи – на сжатие.

Рассматриваются все мышцы, участвующие в актах сгибания и разгибания в коленном и тазобедренном суставах, всего 14 мышц: F_1 – *m. Iliopsoas* (подвздошно-поясничная мышца), F_2 – *m. Gluteus maximus* (большая ягодичная мышца), F_3 – *m. Pectineus* (гребенчатая мышца), F_4 – *m. Adductor longus* (длинная приводящая мышца), F_5 – *m. Adductor brevis* (короткая приводящая мышца), F_6 – *m. Adductor magnus* (большая приводящая мышца бедра), F_7 – *m. Adductor minimus* (малая приводящая мышца бедра), F_8 – *m. Semimembranosus* (полуперепончатая мышца), F_9 – *m. Gracilis* (тонкая мышца), F_{10} – *m. Tensor fascia lata* (напрягатель широкой фасции), F_{11} – *m. Sartorius* (портняжная мышца), F_{12} – *m. Rectus femoris* (прямая мышца бедра), F_{13} – *m. Biceps femoris* (двуглавая мышца бедра), F_{14} – *m. Semitendinosus* (полусухожильная мышца). Усилие в связке *lig. Patellae* обусловлено действием прямой мышцы бедра и обозначено на рис. 2 векторами F'_{12} и F''_{12} .

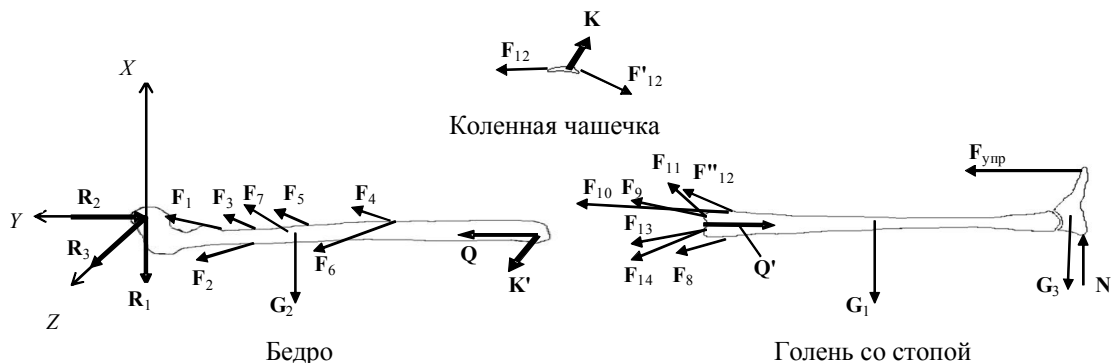


Рис. 2. Расчетная схема нижней конечности: $G_{1,2,3}$ – силы тяжести сегментов конечности, $R_{1,2,3}$ – компоненты реакции тазовой кости, Q, K – реакции в коленном суставе и коленной чашечке соответственно, $F_{упр}$ – сила упругости пружины, N – реакция опоры, $F_{k,k=1,14}$ – усилия мышц

Мышцы с усилиями F_{1-7} начинаются на костях таза и крепятся к бедренной кости. Точки исхода мышц с усилиями F_{8-14} также размещены на тазовых костях, однако их точки прикрепления располагаются на большеберцовой и малоберцовой костях, в связи с чем данные мышцы являются двусуставными. Длины и направления мышц в пространстве определяются по координатам их точек исхода (*origin points*) и точек прикрепления (*insertion points*) в лабораторной системе координат XYZ . Абсолютные координаты вычисляются по локальным координатам этих точек, начала которых берутся в центрах бедренного и коленного суставов [9].

Жесткость мышц определяется по формуле

$$S = \frac{EA}{L}, \quad (2)$$

где E , A , L – модуль упругости, средняя площадь поперечного сечения и длина мышцы соответственно. Модуль упругости для всех мышц принимается одинаковым и равным 3000 Па [4]. Величины средних площадей их поперечных сечений [11] и длин мышц приведены в таблице.

Средние модули упругости хрящей поверхностных слоев головки бедренной и большеберцовой костей составляют 0,931 и 0,113 МПа соответственно [4].

Поскольку в мышечных группах обоих суставов учитывается действие только мышц сгибателей и разгибателей, у бедра и голени (см. рис. 1) отсутствуют угловые перемещения вокруг осей X и Y . Предполагается, что на коленную чашечку действует пространственная сходящаяся система сил, вызывающая линейные перемещения по осям X , Y , Z . В связи с этим вектор перемещений сегментов конечности (рис. 2) содержит 11 компонент:

$$\{U\} = \langle U_x^a, U_y^a, U_z^a, U_{\phi}^a, U_x^b, U_y^b, U_z^b, U_{\phi_1}^b, U_x^c, U_y^c, U_z^c \rangle^T, \quad (3)$$

где $U_{x,y,z}$ – линейные, а U_{ϕ, ϕ_1} – угловые перемещения соответствующих тел.

Величины средних площадей поперечных сечений мышц [11] и их длины

№	Названия мышц	A , см ²	L , мм
1	Подвздошно-поясничная	11,75	157,0
2	Большая ягодичная	36,28	213
3	Гребенчатая	5,65	122,3
4	Длинная приводящая	10,97	263,0
5	Короткая приводящая	8,50	157,0
6	Большая приводящая	8,7	273,0
7	Малая приводящая	9,55	324,0
8	Полуперепончатая	8,56	381,0
9	Тонкая	4,21	419,0
10	Напрягатель широкой фасции	7,28	488,0
11	Портняжная	3,06	592
12	Прямая мышца бедра	10,06	525
13	Двуглавая мышца бедра	11,08	387
14	Полусухожильная	7,35	457

Вектор искомых реакций упругих связей включает 20 следующих компонент

$$\{\Phi\} = \langle F_{k,k=1,14}, F'_{12}, R_{1,2,3}, Q, K \rangle^T, \quad (4)$$

где каждая компонента есть проекция соответствующей силы на её положительное направление.

Для решения задачи используются 11 уравнений равновесия (по 4 для бедра и голени и 3 для коленной чашечки) и 20 определяющих соотношений упругости для мышц, связки *lig. Patellae* и хрящей (14 для мышц, 1 для связки и 5 для хрящей).

Предполагается, что изометрическое нагружение мышц начинается из состояния полного их расслабления, поэтому начальные абсолютные деформации мышц D_0 принимаются равными нулю [6]. При решении системы уравнений учитываются условия одностороннего действия связей

$$\Phi_{k,k=1,20} \geq 0. \quad (5)$$

В результате расчета получены следующие значения сил (Н):

$$\{\Phi\} = \langle 0; 295; 0; 0; 0; 48; 0; 0; 107; 114; 0; 85; 8; 0; 2; 35; 249; 139; 197; 44 \rangle^T, \quad (6)$$

где первые 14 компонент относятся к усилиям мышц, а пятнадцатая – натяжение связки *lig. Patellae*. Значения активных мышц и натяжение связки *lig. Patellae* представлены в виде диаграммы на рис. 3.

Из диаграммы (см. рис. 3) следует, что активными мышцами (удовлетворяют условию (7)) в данном положении конечности являются 6 из 14 учитываемых мышц. Мышцы F_2 – *m. Gluteus maximus* (разгибатель бедра) и F_6 – *m. Adductor magnus* (разгибатель бедра) относятся к односуставным, а мышцы F_9 – *m. Gracilis* (разгибатель бедра, сгибатель голени), F_{10} – *m. Tensor fascia lata* (разгибатель бедра, сгибатель голени), F_{12} – *m. Rectus femoris* (сгибатель бедра, разгибатель голени) и F_{13} – *m. Biceps femoris* (разгибатель бедра, сгибатель голени) являются двухсуставными. Связка *lig. Patellae* натягивается двухсуставной мышцей F_{12} .

Движение конечности из данного положения осуществляется путём сгибания в обоих суставах. Голень сгибается усилиями трех мышц (см. рис. 3): F_9 , F_{10} и F_{13} , а бедро – усилием прямой мышцы F_{12} . Усилия этих мышц значительно увеличивают давление таза на головку бедра. Общее давление на дистальный отдел бедра несколько возрастает благодаря давлению коленной чашечки. Интересно отметить малое значение

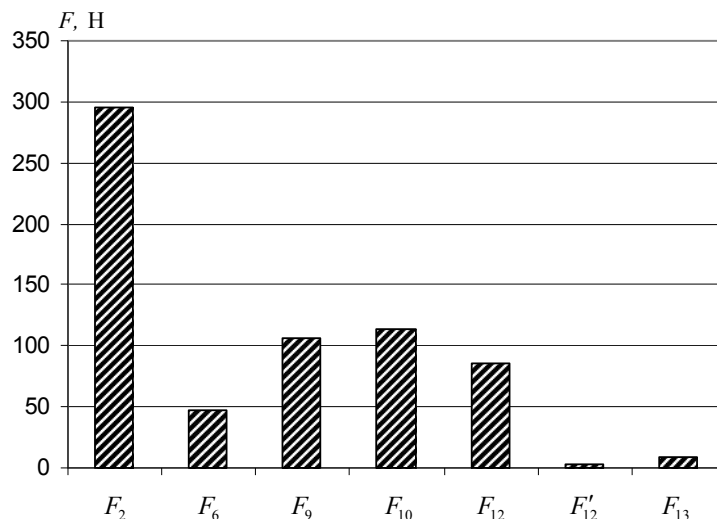


Рис. 3. Значения усилий активных мышц и натяжения связки *lig. Patellae* (F'_{12})

натяжения связки *lig. Patellae* ($F'_{12} = 2$ Н), обусловленное действием относительно большой (85 Н) силы прямой мышцы бедра *m. Rectus femoris*. Анализ сложения сил, действующих на коленную чашечку, показывает, что такое различие величин сил обеспечивает необходимую для равновесия величину силы давления коленной чашечки на бедро $K = \Phi_{20} = 44$ Н (6). Величины главных моментов мышечных сил в суставах оказались равными $M_A = -15,5$ Нм, $M_B = -4,7$ Нм. Разгибающее направление момента M_B в тазобедренном суставе (см. рис. 1) обуславливается отрицательным моментом силы мышцы F_2 , имеющей наибольшую величину (295 Н). Таким образом, согласно данным метода перемещений взаимодействие мышц при сгибании конечности состоит в том, что бедро удерживается в равновесии, а движение конечности из горизонтального положения осуществляется путём сгибания голени в коленном суставе.

Количественная интегральная оценка точности рассчитанных в данном разделе усилий мышц получена путем сравнения значений их главных моментов M_A и M_B (см. рис. 1) со значениями, полученными из решения прямой задачи динамики конечности, движущейся в соответствии с уравнением (1). Применение уравнений Лагранжа 2-го рода для решения данной задачи [2] показало, что величина суммарного момента усилий мышц в тазобедренном суставе на 23% ($M_B = -3,8$ Н·м), а коленном на 10% ($M_A = -14,0$ Н·м) меньше величин, полученных методом перемещений. Эти отклонения объясняются погрешностями метода перемещений, обусловленными принятыми упрощающими допущениями и неточностью исходных данных (прямолинейностью мышц, малой точностью экспериментального определения модулей упругости мышц, хрящей и связок, а также площадей поперечных сечений мышц и хрящей).

В связи с существенной интегральной погрешностью величин мышечных сил и натяжения связки *lig. Patellae* необходимо их уточнение, представленное в следующем разделе.

ОПТИМИЗАЦИОННОЕ УТОЧНЕНИЕ ВЕЛИЧИН МЫШЕЧНЫХ СИЛ И НАТЯЖЕНИЯ СВЯЗКИ *LIG. PATELLAE*

Найденные из решения прямой задачи динамики конечности главные моменты усилий мышц тазобедренной и коленной групп являются истинными, так как они реализуют заданное движение конечности. Поэтому значения усилий мышц, полученные методом перемещений, уточняются путем максимального приближения величин их главных моментов в коленном и тазобедренном суставах к истинным значениям. Этот подход представляется более эффективным по сравнению с трудоёмким устранением погрешностей метода и исходных данных.

Приближение осуществляется минимизацией функции

$$I(P_i, i = \overline{1, 7}) = \left(M_B - \sum_{i=1}^{n_B} (\vec{r}_i \times \vec{F}_i) \cdot \vec{k} \right)^2 + \left(M_A - \sum_{j=1}^{n_A} (\vec{r}_j \times \vec{F}_j) \cdot \vec{k} \right)^2 \Rightarrow \min, \quad (7)$$

$F_{i,j=1,7} \in \hat{F}$

где M_A и M_B – значения главных моментов усилий мышц в суставах, полученных из решения прямой задачи динамики конечности при $\varphi = 0^\circ$, $\{P\}$ – вектор модулей уточняемых сил, куда входят усилия мышц $F_{2,6,9,10,12,13}$ и усилие в связке F'_{12} , \hat{F} – множество допустимых значений усилий мышц, n – суммарное количество активных мышечных сил и натяжения связки ($n = 7$), n_A , n_B – количество активных сил, создающих моменты относительно коленного и тазобедренного суставов соответственно. Поскольку мышцы F_2 , F_6 относятся к односуставным, а мышцы F_9 , F_{10} , F_{12} и F_{13} являются двусуставными, то $n_A = 4$ и $n_B = 6$.

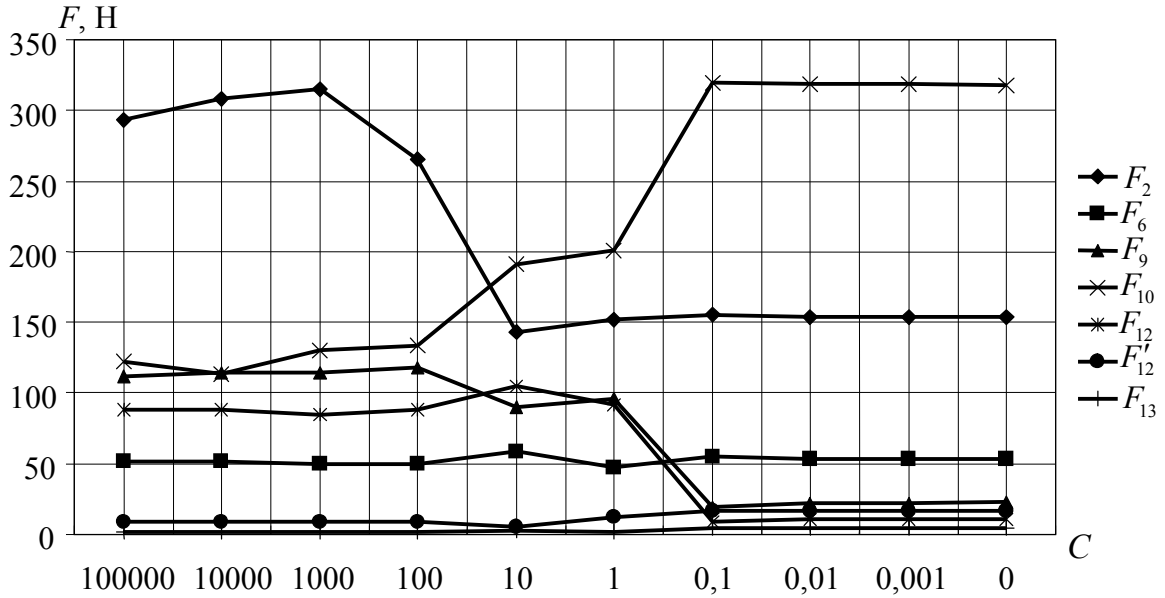


Рис. 4. Сходимость усилий мышц и натяжения связки *lig. Patellae* к точному значению при уменьшении коэффициента штрафа C

Множество \hat{F} определяется неравенствами

$$F_{i \min} \leq F_i \leq F_{i \max}, i = \overline{1, n}, \quad (8)$$

$$\sum_{i=1}^n F_i \leq \sum_{i=1}^n F_{i0}, \quad (9)$$

где границы варьирования значений усилий мышц соответственно равны $F_{i \min} = 0,7 F_{i0}$, $F_{i \max} = 1,3 F_{i0}$, F_{i0} – значение усилия i -й мышцы, полученного методом перемещений. Условие (9) исключает неопределённость, при которой одновременный рост усилий мышц антагонистов не приводит к изменению суставного момента.

Задача оптимизации (7)–(9) является задачей нелинейного программирования с ограничениями. Для ее решения применяется метод штрафных функций [7], согласно которому эквивалентная задача безусловной оптимизации имеет вид

$$J(P_k, k = \overline{1, 7}) = I(P_k, k = \overline{1, 7}) + C \left(\sum_k \frac{1}{g_1(F_k)} + \sum_k \frac{1}{g_2(F_k)} + \frac{1}{g_3(F_k)} \right), \quad (10)$$

где C – коэффициент штрафа, $g_1(F_k)$, $g_2(F_k)$ и $g_3(F_k)$ – функции, учитывающие ограничения, определяемые равенствами

$$g_1(F_k) = F_{k \min} - F_k < 0, \quad (11)$$

$$g_2(F_k) = F_k - F_{k \max} < 0, \quad (12)$$

$$g_3(F_k) = \sum_k F_k - \sum_k F_{k0} < 0. \quad (13)$$

Численное решение задачи (10) получено методом Нелдера–Мида в среде *MATLAB* [5] и представлено на рис. 3.

Из рис. 4 следует, что в результате оптимизационного уточнения существенно изменились значения усилий мышц F_2 , F_9 , F_{10} , F_{12} по сравнению с решением, полученным методом перемещений. Величина силы F_{10} возросла в 2,8 раза, а силы F_2 уменьшилась в 1,9 раза. Поскольку обе мышцы являются разгибателями бедра,

то можно констатировать, что произошло перераспределение уровня активации этих мышц – часть нагрузки односуставной мышцы F_2 (*m. Gluteus maximus*, большая ягодичная мышца, разгибатель бедра) приняла на себя двухсуставная мышца F_{10} (*m. Tensor fascia lata*, напрягатель широкой фасции, разгибатель бедра и сгибатель голени). При этом произошла разгрузка двух других двухсуставных мышц F_9 и F_{12} , их активация уменьшилась в среднем со 100 до 25 Н. Значения усилий мышц F_6 , F_{13} практически не изменились. Натяжение связки *lig. Patellae* увеличилось с 10 до 25 Н.

Вопрос о том, что такое перераспределение активации мышц, возможно, выгодно с энергетической точки зрения, не рассматривался. Для интегральной оценки равномерности мышечной нагрузки определены среднеквадратические отклонения мышечных сил от их средних значений до (35 Н) и после оптимизационного уточнения (41 Н). Следовательно, оптимизационное перераспределение активации мышц несколько снижает равномерность мышечной нагрузки.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ РЕАКЦИЙ В СУСТАВАХ

Для определения реакций в суставах используется принцип Даламбера. Реакция в тазобедренном суставе \vec{R}_B определяется из уравнения сил, приложенных к конечности в целом

$$\vec{R}_B + \sum_{i=1}^3 \vec{G}_i + \sum_{i=1}^3 \vec{F}_i^{in} + \sum_{i=1}^{n_B} \vec{F}_i + \vec{N} + \vec{F}_{\text{упр}} = 0, \quad (14)$$

где \vec{F}_i^{in} , $i = \overline{1,3}$ – главные векторы сил инерции голени, бедра и стопы соответственно.

Реакция в коленном суставе \vec{Q} определяется из уравнения сил, приложенных к голени со стопой:

$$\vec{Q} + \vec{G}_1 + \vec{G}_3 + \vec{F}_1^{in} + \vec{F}_3^{in} + \sum_{i=1}^{n_A} \vec{F}_i + \vec{N} + \vec{F}_{\text{упр}} = 0. \quad (15)$$

Вычисления показали, что для горизонтального положения конечности проекции на оси координат XYZ (см. рис. 2) реакции в тазобедренном суставе имеют значения $R_1 = 68$ Н, $R_2 = -469$ Н, $R_3 \approx 0$ Н соответственно, а проекции реакции в коленном суставе равны $Q_1 = 372$ Н, $Q_2 = -31$ Н. Значения модулей реакций в тазобедренном и коленном суставах соответственно равны $R_B = 474,25$ Н и $Q = 373,63$ Н.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Представленная методика позволяет установить активные мышцы коленной и тазобедренной мышечных групп и вычислить приближенные значения их усилий. Оптимизационное уточнение мышечных сил приводит к перераспределению активации мышц – часть нагрузки по разгибанию бедра односуставной мышцей *m. Gluteus maximus* передается двухсуставной мышце *m. Tensor fascia lata*. При этом происходит некоторое снижение равномерности распределения мышечной нагрузки. Для установления адекватности методики требуется экспериментальная проверка результатов и выводов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Акулич Ю.В., Акулич А.Ю., Брюханов П.А., Денисов А.С. Контролируемое восстановление кортикальной костной ткани после лечения в аппаратах внешней фиксации // Известия Саратовского государственного университета. Новая серия. Сер. Математика. Механика. Информатика. – 2011. – Т. 11, № 1. – С. 50–59.
2. Акулич Ю.В., Акулич А.Ю., Подгаец Р.М., Торопицин М.Н. Динамика нижней конечности человека в положении лежа на спине // Российский журнал биомеханики. – 2003. – Т. 7, № 3. – С. 44–51.
3. Акулич Ю.В., Подгаец Р.М., Торопицин М.Н., Холкина А.И. Определение усилий мышц и реакций в суставах при движении нижней конечности в тренажере с отягощениями // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 4. – С. 80–85.
4. Бегун П. И., Шукейло Ю.А. Биомеханика: учеб. для вузов. – СПб.: Политехника, 2000.
5. Дьяконов В.П. MATLAB 7.*/R2006/R2007: самоучитель. – М.: ДМК Пресс, 2006. – 768 с.
6. Колесников Г.Н. Биомеханическая модель скелетно-мышечной системы, построенная без субъективных критериев оптимальности // Российский журнал биомеханики. – 2004. – Т. 8, № 3. – С. 19–29.
7. Реклейтис Г., Рейвиндран А., Рэгсдел К. Оптимизация в технике: в 2 кн. Кн. 1: пер. с англ. – М.: Мир, 1986.
8. Akulich Yu.V., Denisov A.S., Nyashin Yu.I., Podgaets R.M., Akulich A.Yu. The influence of the scheme of loading variations on the recovering of the bone tissue elastic modulus // Russian Journal of Biomechanics. – 1999. – Vol. 3, No. 3. – P. 63–72.
9. Dostal W.F., Andrews J.G. A three – dimensional biomechanical model of hip musculature // Journal of Biomechanics. – 1981. – Vol. 14, No. 11. – P. 803–812.
10. Lanyon L. E. Functional strain as a determinant for bone remodeling // Calcif. Tissue Int. – 1984. – Vol. 36. – P. 56–61.
11. Sotin A.V., Akulich Yu.V., Podgaets R.M. The calculation of loads acting on the femur during normal human walking // Russian Journal of Biomechanics. – 2000. – Vol. 4, No. 1. – P. 49–61.

THE DETERMINATION METHOD OF MUSCLE FORCES AND JOINT REACTIONS UNDER MOVING OF MAN LOWER EXTREMITY IN THE REHABILITATION TRAINER

Yu.V. Akulich, E.A. Zinatulin (Perm, Russia)

The method includes the following four steps: 1) the active muscle forces are determined by the displacement method in the horizontal equilibrium position of the lower extremity; 2) the direct dynamics problem of the lower extremity are solved relative to the principal moments of the muscle forces of the knee and hip joints under rehabilitation movements in the supine position in the training device ; 3) the values of the active muscle forces are refined by the maximum fitting of their principal moments' values in the knee and hip joints to the values which were found at the previous step; 4) the joint reactions' values are computed by the d'Alambert's principle. The results of numerical application of method are presented in the example a trainer with an elastic resistance.

Key words: rehabilitation trainer, lower extremity, muscle forces, reactions in joints, displacement method, optimization.

Получено 16 мая 2011