

УДК 531/534: [57+61]

МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ *IN VIVO* ВЯЗКОУПРУГИХ ХАРАКТЕРИСТИК СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ

С.В. Шилько*, Д.А. Черноус*, К.К. Бондаренко**

* Институт механики металлополимерных систем им. В.А. Белого Национальной академии наук Беларуси, Беларусь, 246050, Гомель, ул. Кирова, 32а, e-mail: shilko_mpri@mail.ru

** Гомельский государственный университет им. Ф. Скорины, Беларусь, 246699, Гомель, ул. Советская, 104

Аннотация. Разработан новый неинвазивный метод определения модуля Юнга и параметров релаксации мышечной ткани, основанный на динамическом индентировании и использовании соотношений контактной механики вязкоупругой среды. Принято, что мышечная ткань в пассивном состоянии является изотропным материалом и описывается экспоненциальным ядром релаксации. Активное состояние исследуемой биоткани моделируется приложением силы натяжения, равной максимальной силе, генерируемой мышцей при изометрическом возбуждении. Метод использован для характеристики биомеханических показателей двуглавой мышцы плеча (*m. biceps brachii*). Показана возможность быстрого и неинвазивного исследования деформационных свойств мышечной ткани для последующей объективной оценки опорно-двигательного аппарата и оптимизации тренировочных режимов спортсменов.

Ключевые слова: мышечные ткани, сократительная функция, динамическое индентирование, вязкоупругость, параметры релаксации.

Введение

Биомеханика спорта является новым и быстроразвивающимся направлением в стыковой области технических наук (механика), биологии (структура и свойства живых тканей, органов и организма в целом) и педагогики (средства и методы тренировок). Исходя из актуальности практических рекомендаций для спорта высших достижений, важно разработать способы оценки адаптации опорно-двигательного аппарата человека к экстремальным физическим нагрузкам. С этой целью авторы считают необходимым: 1) разработать метод определения макроскопических (вязкоупругих) характеристик мышц по результатам неинвазивных испытаний; 2) описать деформирование мышечных тканей при генерации усилий (актуации) и определить критерии утомления мышечных тканей на мезоуровне, т.е. в масштабе отдельных мышечных волокон. Это позволит связать данные нагрузочно-скоростных режимов, выполняемых спортсменами на имеющихся тренажерах, с биофизическими механизмами актуации, утомления и релаксации мышечных тканей.

В настоящее время при обосновании режимов тренировок и реабилитации спортсменов стремятся определить показатели тонуса мышц при различных нагрузках. Основными экспериментальными методами подобного исследования мышечной активности в настоящее время считаются изометрическое и изотоническое электростимулирование [1, 2]. Их существенным недостатком является инвазивность. Кроме того, имеет место неправомерность переноса свойств, определенных в указанных тестах, на мышечную ткань живого организма. Следовательно, необходимы новые методы, позволяющие адекватно оценивать механические свойства мышц.

Значительные диагностические возможности могут быть реализованы путем более полной интерпретации результатов динамического индентирования мышц мобильными автоматизированными приборами [3–8], применяемыми в спортивных и медицинских учреждениях. В указанных методиках используется корреляция диаграмм вдавливания и растяжения, отмеченная, в частности, в работе [9]. В частности, для определения тонического напряжения, эластичности скелетных мышц и т.д. прибором «Миометр УТ 98-01» (Эстония) [8] производят контактное деформирование исследуемой мышцы или ее части с регистрацией биомеханической реакции при помощи устройства, схема которого показана на рис. 1.

Предварительно в области диагностируемой мышцы производят прижатие к кожному покрову индентора массой $m = 20$ г на площади $S = 7,07$ мм², что приводит к статической реакции, уравнивающей силу тяжести mg . Индентору практически мгновенно придается начальная скорость движения v_0 по нормали к поверхности. Динамическая реакция вязкоупругой биоткани вызывает затухающие колебания без нарушения контакта. Посредством встроенного акселерометра регистрируется и передается в компьютер зависимость ускорения от времени $a(t)$ (рис. 2).

Выходными являются следующие параметры:

- частота F (Гц), которая определяется как величина, обратная промежутку времени между вторым и третьим максимумами ускорения индентора;
- декремент D в виде натурального логарифма отношения второго максимума ускорения к третьему;
- жесткость H (Н/м), равная отношению максимальных значений силовой реакции биоткани к максимальному внедрению индентора, определяемых для этапа колебания без учета предварительного прижатия.

Указанные параметры, полученные для расслабленной и напряженной мышцы, позволяют оценить тоническое напряжение и эластичность мышечной ткани, а также определить силовой потенциал мышцы, скорость протекания восстановительных процессов и другие характеристики, необходимые для коррекции и оптимизации тренировочных режимов.

Однако получаемые на приборе «Миометр УТ 98-01» параметры определяются не только свойствами биотканей, но и условиями испытания (массой и площадью поверхности индентора, его начальной скоростью и т.д.). Следовательно, величины F , D , H не могут рассматриваться как механические характеристики вязкоупругого материала, образующего мышцу. Это обстоятельство снижает информативность известной процедуры миометрии. Целью настоящей работы является создание метода определения вязкоупругих характеристик мышечной ткани на основе экспериментальных данных динамического индентирования мышцы *in vivo*.

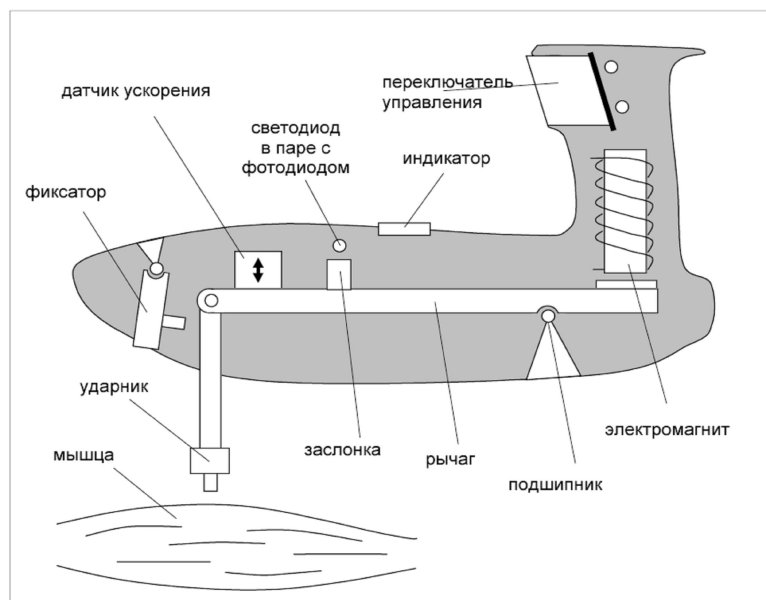


Рис. 1. Схема выносного измерительного элемента прибора «Миометр UT 98-01»

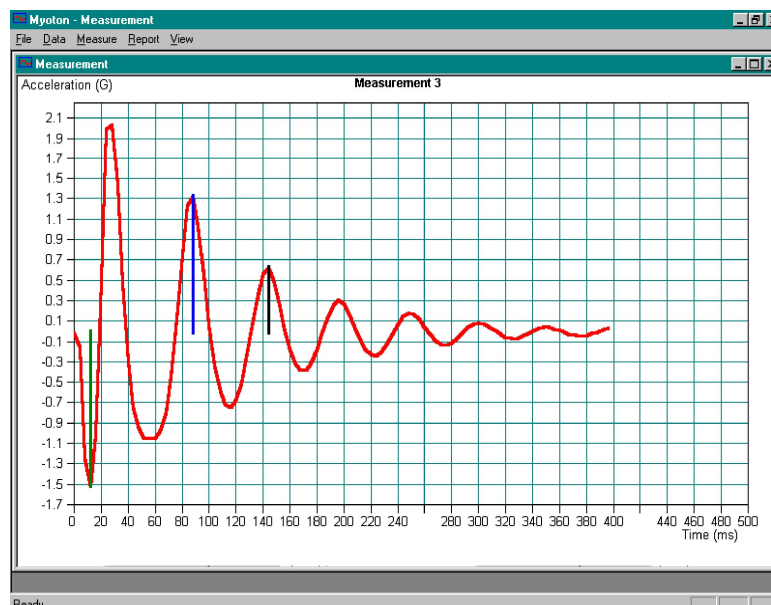


Рис. 2. Характерная зависимость ускорения индентора от времени при испытаниях на приборе «Миометр UT 98-01»

Математическая модель динамического идентифицирования

Известные подходы к идентификации моделей индентирования биотканей предполагают достаточно сложную математическую процедуру расчета механических параметров, включая конечно-элементное моделирование контакта и решение соответствующей обратной задачи [4, 5]. Можно упростить идентификацию, используя известные аналитические решения. При внедрении жесткого индентора в линейно-упругое изотропное полупространство вертикальные смещения точек поверхности полупространства $u(\vec{r})$ связаны с контактным давлением p интегральным соотношением [10]

$$u(\vec{r}) = \frac{1-\nu^2}{\pi E} \iint_S \frac{p dS}{|\vec{r} - \vec{r}_0|}. \quad (1)$$

Здесь E , ν – модуль Юнга и коэффициент Пуассона материала полупространства; $\vec{r}_0$ – радиус-вектор точки полупространства в области контакта. Интегрирование в уравнении (1) производится по площади области контакта. Если индентор имеет плоскую поверхность в виде круга радиусом R , нормальные перемещения точек поверхности контакта одинаковы и совпадают с внедрением индентора u_0 . Уравнение (1) можно переписать в виде

$$u_0 = \frac{1-\nu^2}{\pi E} \int_0^R \int_0^{2\pi} p(r_0) \frac{r_0 d\theta dr_0}{\sqrt{r^2 + r_0^2 - 2rr_0 \cos \theta}}. \quad (2)$$

Здесь θ , r_0 – полярные координаты точки области контакта; r – модуль радиус-вектора точки поверхности полупространства в пределах области контакта (r изменяется от 0 до R). Реакция полупространства P определяется суммированием контактных давлений

$$P = 2\pi \int_0^R p(r_0) r_0 dr_0. \quad (3)$$

При заданном внедрении u_0 уравнение (2) позволяет определить зависимость контактного давления от координаты r_0 . Установлено, что в диапазоне изменения радиуса R от 1 до 2 см простая аппроксимация

$$P = 0,638 \frac{\pi R}{1-\nu^2} E u_0 \quad (4)$$

дает относительное отклонение от численного решения уравнений (2) и (3), не превышающее 0,07 %.

Коэффициент Пуассона материала мышечной ткани как материала высокомолекулярной природы можно принять равным 0,5. При описании деформационного поведения биотканей необходимо учитывать их реономные свойства (процессы ползучести и релаксации). Будем рассматривать материал мышечной ткани как линейно-вязкоупругий, заменяя модуль Юнга E соответствующим интегральным оператором [11]

$$\hat{E}f(t) = E \left[f(t) - \int_0^t \Theta(t-\tau) f(\tau) d\tau \right].$$

Здесь $f(t)$ – произвольная функция времени; $\Theta(t)$ – ядро релаксации. Наиболее простое экспоненциальное ядро релаксации, позволяющее адекватно описать вязкоупругое деформирование высокомолекулярных материалов [8], имеет вид: $\Theta(t) = A e^{-\beta t}$. Здесь A , β – параметры ядра релаксации. При использовании данного ядра релаксации зависимость реакции от внедрения индентора (4) примет вид

$$P = k \left[u_0(t) - A \int e^{-\beta(t-\tau)} u_0(\tau) d\tau \right]. \quad (5)$$

Здесь введен коэффициент $k = 0,851\pi RE$. После дифференцирования равенства (5) по времени и математических преобразований получим

$$\dot{P} + \beta P = k\dot{u}_0 + ku_0(\beta - A). \quad (6)$$

Здесь точкой над символом обозначена производная по времени от соответствующей величины.

Так как параметры движения индентора на этапе колебания определяются прибором «Миометр УТ 98-01» без учета предварительного прижатия (после уравнивания силы тяжести), динамическое уравнение движения индентора имеет вид: $P = -m\ddot{u}_0$. Следовательно, уравнение (6) можно переписать в виде

$$\ddot{u}_0 + \beta\ddot{u}_0 + \frac{k}{m}[\dot{u}_0 + u_0(\beta - A)] = 0. \quad (7)$$

Начальные условия для внедрения индентора на этапе колебания следующие:

$$u_0(0) = 0, \quad \dot{u}_0(0) = v_0, \quad \ddot{u}_0(0) = 0. \quad (8)$$

Таким образом, движение индентора при динамическом индентировании описывается дифференциальным уравнением третьего порядка с постоянными коэффициентами (7) при начальных условиях (8).

Определение вязкоупругих характеристик

Технически очень трудно создать протез, который способен выполнять все функции кисти человека, поэтому авторы решили акцентировать свое внимание на самой главной функции, подразумевающей восприятие. Решение уравнения (7) будем искать в виде

$$u_0(t) = Ce^{\gamma t}.$$

Для величины γ составим характеристическое уравнение

$$\gamma^3 + \beta\gamma^2 + \frac{k}{m}\gamma + \frac{k}{m}(\beta - A) = 0. \quad (9)$$

Анализ экспериментальных диаграмм $a(t)$ (рис. 2), полученных при миометрии, позволяет сделать вывод о том, что после придания индентору начальной скорости v_0 его движение принимает характер затухающих колебаний. Следовательно, можно предположить, что два из трех корней уравнения (9) являются комплексно сопряженными с отрицательной действительной частью, а третий корень действительный отрицательный

$$\gamma_1 = -\rho, \quad \gamma_2 = -n - iw, \quad \gamma_3 = -n + iw. \quad (10)$$

При таких корнях характеристического уравнения (9) зависимость $u_0(t)$ можно записать в виде

$$u_0(t) = C_1 e^{-\rho t} + e^{-nt} [C_2 \sin(wt) + C_3 \cos(wt)].$$

Константы C_1, C_2, C_3 определяются из начальных условий. Функция $u_0(t)$, удовлетворяющая начальным условиям (8), определяется следующим образом

$$u_0(t) = \frac{v_0}{\rho^2 + n^2 + w^2 - 2\rho n} \left[2ne^{-\rho t} + e^{-nt} \left(\frac{\rho^2 + w^2 - n^2}{w} \sin(wt) - 2n \cos(wt) \right) \right]. \quad (11)$$

Первое слагаемое в скобках в уравнении (11) оказывает влияние на величину u_0 только в течение малого промежутка времени после начала движения индентора. Второе и третье слагаемые в (11) описывают затухающие колебания с циклической частотой w и логарифмическим декрементом затухания $n \frac{2\pi}{w}$. Величины n и w связаны с выходными параметрами F и D прибора «Миометр UT 98-01» следующим образом

$$w = 2\pi F, \quad n = DF. \quad (12)$$

Третий определяемый параметр H равен отношению первого максимума силы P к первому максимуму внедрения u_0

$$H = \frac{P^{\max}}{u_0^{\max}} = -m \frac{\ddot{u}_0^{\min}}{u_0^{\max}}. \quad (13)$$

Момент времени t_1 , соответствующий первому минимуму ускорения индентора, определяется из условия $\ddot{u}_0(t_1) = 0$, которое сводится к уравнению

$$\begin{aligned} & -2n\rho^3 e^{-\rho t_1} + \frac{n}{w} (\rho^2 (3w^2 - n^2) + (n^2 + w^2)^2) e^{-nt_1} \sin(wt_1) + \\ & + (\rho^2 (3n^2 - w^2) - (n^2 + w^2)^2) e^{-nt_1} \cos(wt_1) = 0. \end{aligned} \quad (14)$$

Момент времени t_2 , соответствующий первому максимуму внедрения, определяется из условия $\dot{u}_0(t_2) = 0$, которое сводится к уравнению

$$-2n\rho e^{-\rho t_2} + e^{-nt_2} \left[\frac{n}{w} (w^2 + n^2 - \rho^2) \sin(wt_2) + (w^2 + n^2 + \rho^2) \cos(wt_2) \right] = 0. \quad (15)$$

Тогда выражение для жесткости (13) можно переписать следующим образом

$$\begin{aligned} & \rho^2 e^{-\rho t_1} + e^{-nt_1} \left[\frac{\rho^2 (n^2 - w^2) - (n^2 + w^2)^2}{2nw} \sin(wt_1) - \rho^2 \cos(wt_1) \right] = \\ & = -\frac{H}{m} \left[e^{-\rho t_2} + e^{-nt_2} \left(\frac{\rho^2 - n^2 + w^2}{2nw} \sin(wt_2) - \cos(wt_2) \right) \right]. \end{aligned} \quad (16)$$

При известных величинах n и w равенства (14)–(16) составляют систему нелинейных уравнений, позволяющую определить моменты времени t_1 и t_2 , а также параметр ρ .

Процесс определения параметра ρ можно существенно упростить, измеряя промежуток времени t_1 до первого минимума ускорения индентора по зависимости $\ddot{u}(t)$, получаемой на приборе «Миометр UT 98-01» в автоматическом режиме (рис. 2).

При известном t_1 параметр ρ определяется из условия минимума ускорения $\ddot{u}(t_1) = 0$, которое можно свести к нелинейному уравнению (14). Так, используя выражения (12) и уравнение (14), можно по заданным параметрам F , D , t_1 определить корни характеристического уравнения (9). Следует отметить, что для исследуемых мышц значения параметра ρ , определенные в результате решения уравнения (14) и системы (14)–(16), практически совпадают, а численное решение уравнения (14) представляется более простой задачей, чем решение системы (14)–(16).

Если известны величины n , w , ρ , уравнение (9) с учетом равенств (10) позволяет определить искомые вязкоупругие характеристики E , A , β

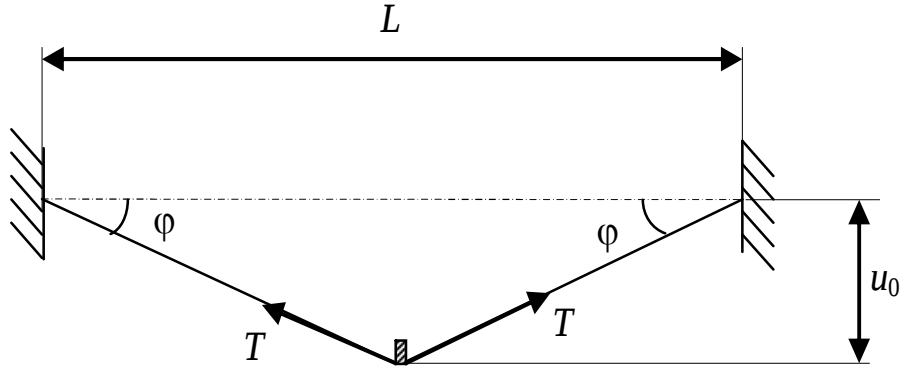


Рис. 3. Прогиб натянутой нити

$$\beta = \frac{\rho(\rho^2 - 3n^2 + w^2) + 2n(n^2 + w^2)}{\rho^2 + n^2 + w^2 - 2n\rho}, \quad A = \frac{(\beta - \rho)(w^2 + \rho^2 + 2n\beta - 3n^2)}{2n\beta + w^2 - 3n^2}, \quad (17)$$

$$E = \frac{m}{0,851\pi R} (2n\beta + w^2 - 3n^2).$$

Таким образом, для получения вязкоупругих характеристик материала E , A и β необходимо последовательно использовать выражения (12), уравнение (14) и формулы (17).

Характеристики напряженной мышцы

Миометрия используется для определения механических параметров мышцы как в пассивном состоянии, так и при ее активации в изометрических условиях. Характер изменения показателей при переходе мышечной ткани из расслабленного состояния к напряженному позволяет судить об эффективности тренировочного процесса и вырабатывать рекомендации по его оптимизации. Изменение показателей при активации мышцы обусловлено, главным образом, действием растягивающей силы T , совпадающей по модулю с максимальной силой, генерируемой мышцей при изометрическом возбуждении [1]. Наличие силы T приводит к тому, что на индентор при внедрении действует дополнительная сила P_T , возрастающая с внедрением u_0 . Для определения силы P_T используем аналогию между напряженной мышцей и натянутой нитью (рис. 3).

Для струны $P_T = 2T \sin \phi \approx 4T \frac{u}{L}$. Здесь L – длина нити. При контактном индентировании выражение для силы P_T будет иметь более сложный вид. Однако характер зависимости P_T от силы T и внедрения останется тем же, что и для струны: $P_T = K_T T u_0$, где K_T – коэффициент, определяемый геометрическими параметрами мышцы. Используем последнее равенство для силы P_T в уравнении (5)

$$P = k \left[u_0(t) - A \int_0^t e^{-\beta(t-\tau)} u_0(\tau) d\tau \right] + P_T = (k + K_T T) \left[u_0(t) - A \frac{k}{k + K_T T} \int_0^t e^{-\beta(t-\tau)} u_0(\tau) d\tau \right]. \quad (18)$$



Рис. 4. Процедура миометрии двуглавой мышцы плеча

Если для характеристики напряженной мышцы использовать те же вязкоупругие характеристики E , A и β , что и для пассивной, то последнее уравнение можно переписать в виде:

$$P = 0,851\pi R E^a \left[u_0(t) - A^a \int_0^t e^{-\beta^a(t-\tau)} u_0(\tau) d\tau \right]. \quad (19)$$

Здесь E^a , A^a , β^a – вязкоупругие характеристики мышцы в активном (напряженном) состоянии. Сопоставив выражения (19), (18) и (5), можно установить взаимосвязь между характеристиками пассивной мышцы (E^p , A^p , β^p), свойствами мышцы в напряженном состоянии (E^a , A^a , β^a) и силой T , генерируемой мышцей,

$$E^a = E^p + T \frac{K_T}{0,851\pi R}, \quad \frac{A^a E^a}{A^p E^p} = 1, \quad \beta^a = \beta^p. \quad (20)$$

Анализ результатов

Тестирование спортсменов в части биомеханической диагностики двуглавой мышцы плеча (*m. biceps brachii*) (рис. 4) позволило определить вязкоупругие характеристики последней в пассивном (расслабленном) и активном (напряженном) состояниях. Используя для каждого измерения разработанный метод определения вязкоупругих свойств (12), (14), (17), оценивали характеристики мышцы в расслабленном и напряженном состояниях. Анализировались только те данные, которые имели «норму реакции» для данной скелетной мышцы, отражающие положительную способность генерировать, рекуперировать и рассеивать механическую энергию в ходе динамических движений (табл. 1).

Результаты расчетов представлены в таблице 2, где даны также значения абсолютной и относительной погрешностей вязкоупругих характеристик. Можно отметить приемлемую точность определения механических характеристик (относительная погрешность не превышает 5%). Найденный по предложенному методу

Таблица 1

Параметры двухглавой мышцы плеча, диагностируемые прибором «Миометр UT 98-01»								
№ измерения	Расслабленное состояние				Напряженное состояние			
	F , Гц	D	H , Н/м	t_1 , мс	F , Гц	D	H , Н/м	t_1 , мс
1	10,20	1,65	95,36	15,38	15,15	0,55	183,04	12,50
2	8,81	2,90	84,63	17,39	16,02	0,79	206,52	12,05
3	8,20	2,99	95,98	17,25	16,67	0,71	220,51	11,94
4	10,64	1,61	101,82	15,46	16,67	0,61	221,16	11,89
5	10,64	1,61	101,82	15,46	16,89	0,62	226,57	12,90

Таблица 2

Расчетные вязкоупругие характеристики материала мышцы			
Состояние	E , кПа	A , с ⁻¹	β^{-1}
Расслабленное	45,9 ± 1,4 (3,1 %)	112,87 ± 5,151 (4,6 %)	193,953 ± 1,992 (1 %)
Напряженное	71,7 ± 2,5 (3,5 %)	68,186 ± 2,906 (4,3 %)	199,33 ± 4,406 (2,2 %)

модуль Юнга материала мышцы в пассивном состоянии ($E^p = 45,9$ кПа) оказался несколько ниже значения 100 кПа для мышечной ткани по литературным данным [1], что можно объяснить наложением изгибных перемещений мышцы при индентировании.

Из таблицы 2 следует, что диапазоны изменения величин β^a и β^p пересекаются.

Вводя безразмерную величину $\Omega = \frac{A^a E^a}{A^p E^p}$ и используя вязкоупругие характеристики, представленные в таблице 2, получим $\Omega = 0,944 \pm 0,146$. Можно утверждать, что полученные результаты подтверждают справедливость второго и третьего равенств системы (20).

Заключение

Показана возможность быстрого и неинвазивного определения вязкоупругих параметров мышечной ткани (модуля Юнга и параметров ядра релаксации), необходимых для объективной характеристики состояния скелетных мышц и оптимизации тренировочных режимов спортсменов. Установлено, что изменение механических характеристик мышцы при активации сократительной функции определяется величиной генерируемой силы натяжения.

Список литературы

1. Бегун, П.И. Биомеханика: учебник для вузов / П.И. Бегун, Ю.А. Шукейло. – СПб.: Политехника, 2000.
2. Лавендел, Э.Э. Моделирование процесса сокращения сердечной мышцы / Э.Э. Лавендел, Л.И. Мачабели, И.О. Типанс // Механика композитных материалов. – 1981. – № 6. – С. 1088–1092.
3. Гермелис, А.А. Измеритель механического импеданса мягких композитных материалов при одностороннем доступе / А.А. Гермелис, З.Я. Денафа, П.С. Судникс // Механика полимерных материалов. – 1981. – № 3. – С. 559–562.

4. Lu, X.L. The generalized triphasic correspondence principle for simultaneous determination of the mechanical properties and proteoglycan content of articular cartilage by indentation / X.L. Lu, C. Miller, F.H. Cher, E. Guo, V.C.Mow // *Journal of Biomechanics*. – 2007. – (в печати).
5. Delalleau, A. Characterization of the mechanical properties of skin by inverse analysis combined with the indentation test / A. Delalleau, G. Josse, J.-M. Lagarde, H. Zahouan, J.-M. Bergheau // *Journal of Biomechanics*. – 2006. – Vol. 39. – P. 1603–1610.
6. Simha, N.K., Extracting poroviscoelastic properties of murine cartilage from indentation tests / N.K. Simha, J.L. Lewis, R. Namani, S. Chiravambath // *Journal of Biomechanics*. – 2007. – (In press).
7. Белая, Е.В. Общая характеристика реологических свойств мягких тканей человека по данным измерений методом локального циклического нагружения и простейшая феноменологическая модель этих свойств / Е.В. Белая // *Механика композитных материалов*. – 1979. – № 4. – С. 737–741.
8. Miometr UT 98-01. – University of Tarty, 2002. – P. 49.
9. Булычев, С.И. О корреляции диаграмм вдавливания и растяжения / С.И. Булычев // *Заводская лаборатория. Диагностика материалов*. – 2001. – Т. 67. – № 11. – С. 33–41.
10. Johnson, K.I. *Contact Mechanics* / K.I. Johnson. – Cambridge–New York: Cambridge Univ. Press, 1985.
11. Ferry, J.D. *Viscoelastic properties of polymers* / J.D. Ferry. – New York–London, 1961.

A METHOD FOR DETERMINING VISCOELASTIC CHARACTERISTICS OF SKELETAL MUSCLES *IN VIVO*

S.V. Shilko, D.A. Chernous, K.K. Bondarenko (Gomel, Belarus)

A new noninvasive method of determining Young's modulus and relaxation parameters of muscle tissue based on dynamic indentation and the relations of contact mechanics for a viscoelastic medium has been developed. It is assumed that muscle tissue in a passive state is an isotropic material described by the exponential relaxation kernel. The active state of the tissue under consideration is modeled by application of the tension force equal to a maximum force generated by a muscle during isometric activation. The method was used to characterize biomechanical parameters of biceps muscle of the arm (*m. biceps brachii*). The possibility of rapid and noninvasive study of the muscle tissue deformational properties is shown for further objective estimation of musculoskeletal system and optimization of training regimes of sportsmen.

Key words: muscle tissues, contractive function, dynamic indentation, viscoelasticity, relaxation parameters.

Получено 1 марта 2007