

УДК: 61, 612, 612.7, 612.74, 612.741, 51-7, 57.087

## МЕХАНИКО-МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ПОПЕРЕЧНОПОЛОСАТОЙ МЫШЦЫ

Авторы: Галямова Е.В., Гуськов А.М., Сюзев В.В.

МГТУ им. Н.Э. Баумана

**Аннотация:** моделирование параметров мышцы человека, описывающих ее состояние (расслабленное или напряженное) позволило вывести универсальную зависимость для сравнения различных мышц в относительных единицах; предложено одинаковое состояние разных мышц задавать одинаковыми относительными единицами.

**Ключевые слова:** упруго-вязкие свойства мышцы, моделирование, методика спортивной тренировки, утомление, усталость.

### 1. Введение

Моделирование мышечного сокращения является важным компонентом при изучении физиологических особенностей движения человека. Знание информативных параметров механических (упруго-вязких) свойств мышцы используется в медицине [1], в изобразительном искусстве при рассмотрении влияния подкожной мускулатуры на форму тела человека [2-5]. В спорте моделирование движения мышц человека помогает тренерам повышать эффективность спортивных тренировок [3, 4, 6], причем, возможности современных компьютеров позволяют проводить исследования и вводить коррекцию в методику тренировки непосредственно во время ее проведения [7].

В статье описываются упруго-вязкие свойства мышцы спортсмена, как основные информативные параметры для разработки принципов организации обратной связи и контроля состояния спортсмена (степени усталости) до, во время и после тренировки. Основная задача новой модели состояла в нахождении такой зависимости между физическими

параметрами мышцы, которая позволила бы сравнивать различные мышцы, имеющие сходное состояние, в относительных единицах.

В начале статьи подробно рассмотрено строение мышцы и механизмы сокращения в мышце. Сделан краткий обзор существующих моделей сокращения скелетных мышц и математически обоснована предлагаемая новая модель сокращения мышечной ткани. Отметим также, что именно на основании литературных данных найдены ключевые численные показатели, как опорные для моделирования. Обоснована необходимость введения в модель дополнительного элемента – упругой нити, с помощью которой могут быть получены искомые зависимости.

## **2. Строение скелетной мышцы**

Основным элементом скелетной мышцы является мышечная клетка. В связи с тем, что мышечная клетка по отношению к своему поперечному сечению (0,05-0,11мм) относительно длинна (волокна бицепса, например, имеют длину до 15 см), ее называют также мышечным волокном. Скелетная мышца состоит из большого количества этих структурных элементов, составляющих 85-90% от ее общей массы. Так, например, в состав бицепса входит более одного миллиона волокон. Между мышечными волокнами расположена тонкая сеть мелких кровеносных сосудов (капилляров) и нервов (приблизительно 10% от общей массы мышцы). От 10 до 50 мышечных волокон соединяются в пучок. Пучки мышечных волокон и образуют скелетную мышцу. Мышечные волокна, пучки мышечных волокон и мышцы окутаны соединительной тканью. Общее строение скелетной мышцы показано на рисунке 1.

Приведем некоторые известные параметры, характерные для мышцы: она имеет диаметр около 5 см, состоит из отдельных пучков мышечных волокон диаметром примерно в 0,5 мм каждое, причем, мышечные волокна в свою очередь также состоят из пучков более тонких волокон - миофибрилл, имеющих размер примерно в 0,05 – 0,1 мм, а эти в

свою очередь, состоят из еще более мелких элементов мышцы – сократительных нитей миозина и актина, диаметр которых от 0,001 до 0,003 мм [8].

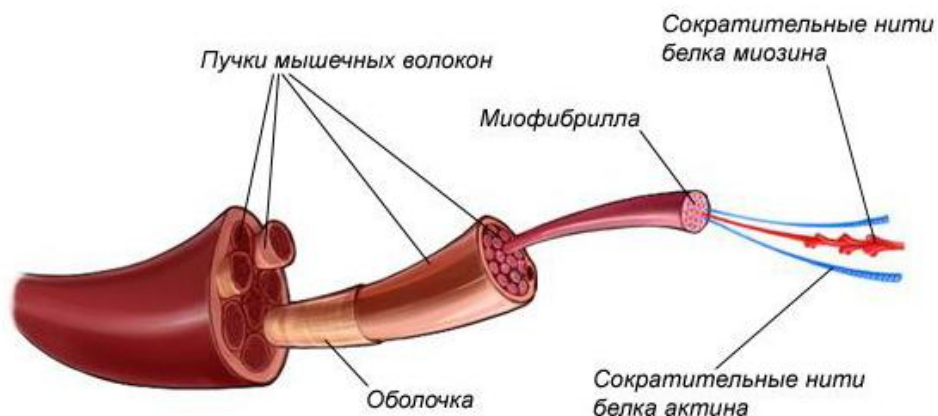


Рис.1. Строение скелетной мышцы человека (рисунок взят с сайта Единой коллекции цифровых образовательных ресурсов [15] )

Более детально строение мышцы изображено на рисунке 2. Мышечные волокна на своих концах переходят в сухожилия. Через сухожилия, прикрепленные к костям, мышечная сила воздействует на кости скелета. Сухожилия и другие эластичные элементы мышцы обладают, кроме того, и упругими свойствами. При высокой и резкой внутренней нагрузке - сильной мышечной тяге, или при сильном и внезапном внешнем силовом воздействии эластичные элементы мышцы растягиваются и тем самым смягчают силовые воздействия, распределяя их в течение более продолжительного промежутка времени. Поэтому после хорошей разминки в мускулатуре редко происходят разрывы мышечных волокон и отрывы от костей. Сухожилия обладают значительно большим пределом прочности на растяжение (около 7 000 N/кв см), чем мышечная ткань (около 60N/кв см), поэтому, они гораздо тоньше, чем брюшко мышцы.

В мышечном волокне содержится основное вещество, называемое саркоплазмой. В саркоплазме находятся митохондрии (30-35% от массы волокна), в которых протекают процессы обмена веществ и накапливаются вещества, богатые энергией, например, фосфаты, гликоген и жиры. В саркоплазму погружены тонкие мышечные нити (миофибриллы), лежащие параллельно длинной оси мышечного волокна. Миофибриллы составляют в совокупности приблизительно 50% массы волокна, их длина равна длине мышечных волокон, и они являются, собственно говоря, сократительными элементами мышцы.

Они состоят из небольших, последовательно включаемых элементарных блоков, именуемых также саркомерами. Особенность строения саркомеров позволяет им укорачиваться при соответствующем нервном импульсе. Процесс сократительного акта в саркомере можно упрощенно сравнить с движениями гребцов в академической лодке (рис.2). Саркомеры состоят из двух видов белковых филаментов: более тонких - актиновых и более толстых - миозиновых. Из филаментов миозина с обеих сторон, подобно веслам в лодке, выступают отростки (миозиновые мостики).

Так как длина саркомера в состоянии покоя равна приблизительно лишь 0,0002 мм, то, для того, чтобы, к примеру, образовать цепочки из звеньев миофибрилл бицепса длиной 10-15 см, необходимо „соединить“ огромное количество саркомеров. Толщина мышечных волокон зависит, главным образом, от количества и поперечного сечения миофибрилл.

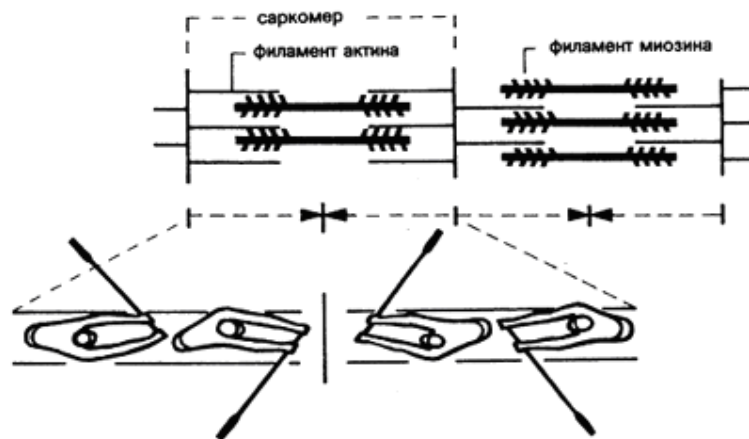


Рис. 2. Самый малый строительный элемент скелетной мышцы (саркомер) в состоянии покоя

Реагируя на нервный сигнал и последующую химическую реакцию, отростки миозина временно пристыковываются к филаментам актина (в виде мостиков соединения, а затем отводятся в „позицию под углом 45° (рис. 3).

За счет этих движений, которые можно сравнить с опусканием в воду весел (захват воды) и последующим гребком, филаменты актина перемещаются между филаментами миозина.

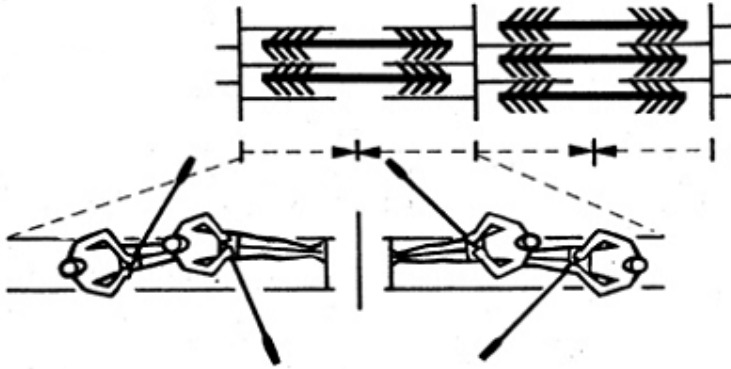


Рис. 3. Самый малый строительный элемент скелетной мышцы (саркомер) в состоянии зацепления

После выполнения "гребка" отростки миозина примерно также, как весла, поднимаются из воды, отрываются от актина и возвращаются в исходное положение. За один такой "гребок" саркомер укорачивается всего лишь примерно на 1 % своей длины. Следовательно, для достижения телескопического соединения филаментов, вызывающего эффективное напряжение, требуется большое число "гребцов". Нервная система, выступая в роли "рулевого", может, в зависимости от структуры мышечного волокна и требуемой величины напряжения, подавать сигналы с частотой от 7-и до более чем 50-ти "гребков" в секунду. В связи с тем, что огромное количество саркомеров, расположенных по ходу миофибриллы, включается последовательно, их единичные минимальные сокращения суммируются, и миофибрилла сокращается на 25-30%. Так как большое количество миофибрилл расположено рядом, их относительно небольшие сократительные силы складываются в суммарную силу мышечного волокна и в итоге в мышцы.

Наиболее благоприятная для образования мостиков длина саркомера 0,0019-0,0022 мм. При этой длине в состоянии покоя филаменты актина и миозина контактируют настолько удачно, что за единицу времени может образоваться особенно много мостиковых

соединений и тем самым создаются предпосылки для значительных напряжении в мышце. При сильном и предельном удлинении мышцы (длина саркомера 0,0024-0,0035 мм) количество контактирующих мостиков уменьшается все больше, пока отростки миозина перестанут контактировать с филаментами актина. В результате напряжение в мышце постоянно уменьшается (рис. 4).

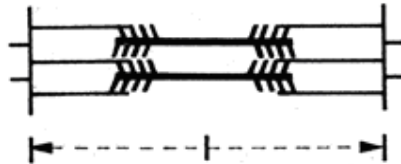


Рис. 4. Самый малый строительный элемент скелетной мышцы (саркомер) в расслабленном состоянии

При сильном и предельном укорачивании мышцы (длина саркомера 0,0016-0,0013 мм) концы филаментов актина все глубже проникают между филаментами миозина и их тяга постоянно уменьшается, образовывать новые мостики становится все сложнее. Напряжение мышцы постоянно спадает (рис. 5).



Рис. 5. Самый малый строительный элемент скелетной мышцы (саркомер) в состоянии сокращения

### 3. Механические модели мышцы

Многие существующие механические модели, описывающие сократительные и упругие элементы мышцы, имеют в своей основе классическую модель мышцы Хилла, в частности, механическая модель мышечной активности, предложенная исследователями в области спортивной медицины [8], приведена на рисунке 6.

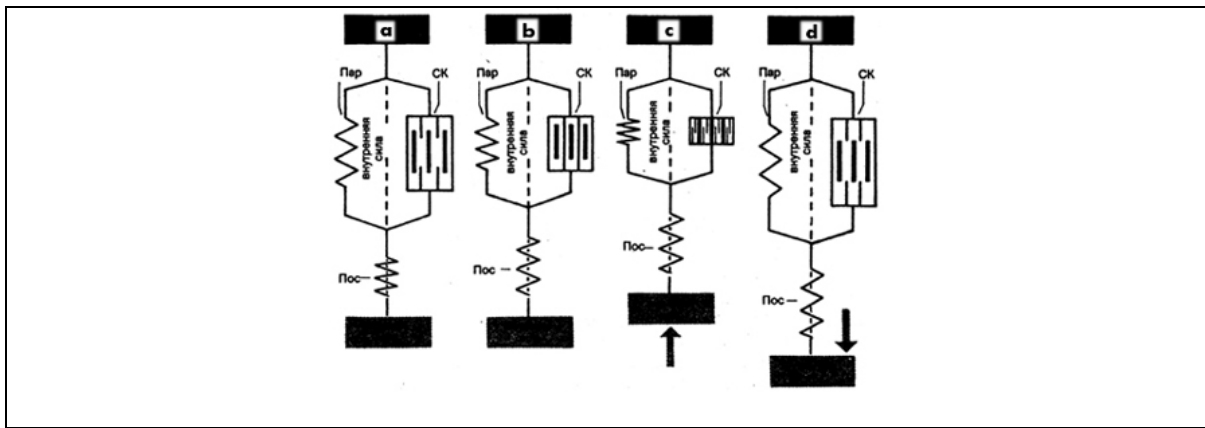


Рис. 6. Механическая модель мышечной деятельности.

Как видно из рисунка 6, такая модель позволяет описать несколько состояний мышцы: *a* – в покое, *b* – в статическом режиме работы, *c* – в динамическом режиме работы, *d* – в растянутом состоянии. Сократительный компонент (*CC*), который состоит из мышечных волокон или миофибрилл, а также два эластичных компонента: параллельный эластичный компонент (*P*), в состав которого входят трубчатые соединительно-тканые оболочки мышечных волокон (эндомизий) и пучки мышечных волокон (перемизий), и последовательный эластичный компонент (*S*), образованный сухожилиями, позволяют моделировать состояния мышцы. При этом внутренняя энергия мышцы складывается из энергии сокращения (*CC*) и энергии предварительного растягивания (*P + S*), а внешняя прикладываемая к мышце сила рассматривается как внешнее сопротивление.

Процесс сокращения элементарного блока миофибриллы представляет собой энергетический процесс, в котором химическая энергия превращается в механическую работу. Взаимодействие сократительных и эластичных компонентов мышцы наглядно изображено на механической модели мышцы (рис. 3). Сократительный компонент мышцы (*CC*) состоит из миофибрилл. Эластичный компонент подразделяется на последовательно включаемый эластичный компонент (*S*) и параллельно-эластичный компонент (*P*). В состав первого входят сухожилия и другие элементы соединительной ткани мышцы, второй образуется, в частности, из соединительно-тканых оболочек мышечных волокон и их пучков. Если укорачивается сократительный компонент, то сначала растягивается *S* (рисунок

3 *b*). Лишь после того, как развиваемая в  $S$  сила напряжения превысит величину внешней силы (например, сопротивление соперника или поднимаемого с земли отягощения), сократится вся мышца. Напряжение  $S$  во время укорачивания мышцы остается постоянным (рисунок 3 *c*).  $P$  помогает сначала укоротить сократительный компонент, а затем вернуть его к длине покоя. Если мышца растягивается, то внешняя сила настолько сильно удлиняет  $S$ , что в конце концов за ним приходится следовать и сократительному компоненту ( $CC$ ) (рисунок 3 *d*). При длине покоя мышца может развить очень высокое напряжение. Во-первых, потому что оптимальная степень контакта филаментов актина и миозина позволяет создать максимальное количество мостиковых соединений и тем самым активно и сильно развить напряжение сократительного компонента. Во-вторых, потому что эластичный компонент мышцы уже как пружина предварительно растянута, уже создано дополнительное напряжение. Активно развитое напряжение сократительного компонента суммируется с упругим напряжением, накопленным в эластичном компоненте, и реализуется в одно высокое, результирующее напряжение мышцы. Последующее предварительное растяжение мышцы, которое значительно превосходит состояние при длине покоя, приводит к недостаточному контакту филаментов актина и миозина. При этом заметно ухудшаются условия для развития значительного и активного напряжения саркомеров. Тем не менее, при большом предварительном растягивании задействованных мышц, например, при широком замахе в метании копья, спортсмены достигают более высоких результатов, чем без замаха. Этот феномен объясняется тем, что увеличение предварительного напряжения эластичного компонента превосходит снижение активного развития напряжения сократительного компонента.

Добавим в описанную модель еще один элемент – упругую нить, считая ее аналогом мышечного волокна, оставив модель Хилла для описания упруго-вязких свойств остальных компонентов мышцы и объединив все остальные компоненты мышцы, кроме



мышечного волокна, одним словом - подложка. В следующем разделе опишем предлагаемую модель математически.

### 3. Математическая модель мышцы

Представим мышцу в виде двумерной распределенной системы "упругая нить – упруго-вязкая подложка". Нить закреплена с двух сторон и имеет предварительное натяжение. Упругая нить является аналогом мышечных волокон. Обозначим активную сократительную силу, растягивающую нить, через  $T$ . Причем, естественно принять, что в расслабленной мышце сократительная сила близка к нулю, а в максимально напряженной (в состоянии тетануса) – максимальна. Таким образом, способность мышцы сокращаться описывается наличием сократительной силы  $T$ . Упруго-вязкая подложка является аналогом пассивных компонентов мышцы и подмышечных тканей. В этой модели мы пренебрегаем массой мышечных волокон по сравнению с массой инерционных, пассивных компонентов. В дальнейшем изучаются колебания мышцы в направлении, перпендикулярном свободной поверхности. Уравнения колебаний указанной системы в величинах идеализированной механической модели мышцы позволяют связать соотношения основного параметра модели – натяжения мышцы, – с показателями колебательного процесса системы, как условный период затухающих колебаний, декремент и частота свободных колебаний системы. Колебательный процесс в мышце может быть вызван нанесением ей ударного импульса, перпендикулярного свободной поверхности. Ударный импульс наносится в центр системы, а регистрация колебаний осуществляется в точке, расстояние от которой до места удара известно. Декремент колебаний определяется из логарифмического отношения двух последовательных амплитуд колебания, разделенного на соответствующий временной интервал по формуле:

$$\beta = \ln \frac{A_k}{A_{k+1}}, \quad k = 1, 2, \dots \quad (1)$$

где  $\beta$  – логарифмический декремент колебаний;  $A_k, A_{k+1}$  – амплитуды двух последовательных колебаний, отделенных друг от друга периодом свободных колебаний  $T_1$ , связанных с угловой частотой  $p_1 = 2\pi/T_1$ .

Частота собственных колебаний  $p$  мышцы определяется по формуле:

$$p = \sqrt{p_1^2 + \beta^2}$$

### 3.1. Математическое определение модели

В данном приближении мышца локально рассматривается как плоский объект, имеющий сложную структуру. Двумерная система "упругая нить – упруго-вязкая подложка" представляется набором параллельных нитей, соединенных с упруго-вязкой подложкой. Предположим, что в движение вовлекается некоторый эффективный слой подложки глубиной  $H$ . Принимается линейный закон распределения по координате  $y$  компоненты поля перемещения, нормальной к поверхности мышцы:

$$U(t, y, z) = V(t, z)(1 + y/H) \quad (2)$$

где

–  $U(t, y, z)$  – нормальная к поверхности мышцы составляющая поля вектора перемещения,

–  $V(t, z)$  – перемещение точки волокна, отстоящей от левого края на расстоянии  $z$  вдоль оси  $Oy$ ,

–  $H$  – глубина эффективного слоя подложки,

–  $y$  – координата, направленная вовне от свободной поверхности мышцы,

–  $z$  – координата оси волокна.

При рассмотрении колебаний мышцы предполагаем, что можно все свести к изучению динамики струны-нити, моделирующей движение волокон перпендикулярно поверхности мышцы. Часть массы подложки, участвующей в движении, учитывается как приведенная погонная масса, интенсивности  $m$ . Величина присоединенной массы может быть

оценена следующим образом. Используем закон для поля перемещений (2). Приравняем кинетическую энергию слоя единичной протяженности вдоль струны  $E_L$  к кинетической энергии единицы длины струны с погонной массой  $m$  -  $E_S$

$$E_L(t, z) = \frac{a\rho}{2} \int_{-H}^0 \left[ \frac{\partial U(t, y, z)}{\partial t} \right]^2 dy = \frac{a\rho}{2} \left[ \frac{\partial V(t, z)}{\partial t} \right]^2 \int_{-H}^0 (1 + y/H)^2 dy \quad (3)$$

$$E_S(t, z) = \frac{m}{2} \left[ \frac{\partial V(t, z)}{\partial t} \right]^2$$

где  $a$  - ширина рассматриваемой полосы подложки,  $\rho$  - плотность подложки,  $\frac{\partial V(t, z)}{\partial t}$  - скорость осин струны в точке  $z$ . Произведя вычисления в (3), получаем

$$E_S = E_L \rightarrow m = \frac{1}{3} \rho a H$$

Силы, действующие на малый эффект нити, показаны на рисунке 7.

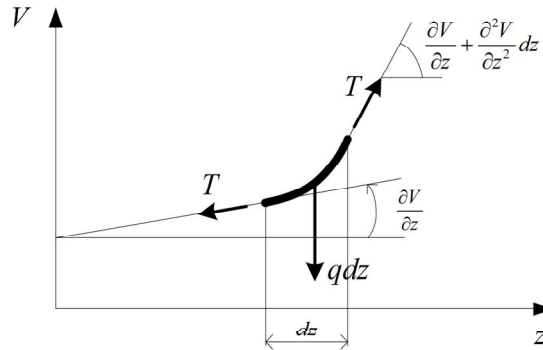


Рис. 7. Силы, действующие на малый эффект нити

Уравнение малых поперечных колебаний нити на упруго-вязкой подложке имеет следующий вид [12]:

$$m \frac{\partial^2 V(t, z)}{\partial t^2} = T \frac{\partial^2 V(t, z)}{\partial z^2} - q \quad (4)$$

где  $T$  - сила натяжения нити, принимаемая неизменной вдоль всей нити,  $[T] = \text{H}$ ;  $q$  - распределенная поперечная сила со стороны подложки, направленная против оси  $y$ ,  $[q] = \text{Hm}^{-1}$ .

Уравнение (4) дополняется условиями закрепления нити и начальными условиями.

Вводится понятие эффективной длины нити  $L$ . По концам нить закреплена

$$V(t, z)|_{z=0} = 0, \quad V(t, z)|_{z=L} = 0$$

Распределенная сила  $q$  определяется через напряжение в мышце – подложке  $\sigma$ , умноженное на эффективную ширину  $b$

$$q = \sigma b \tag{5}$$

Реологические характеристики подложки представим трехкомпонентной моделью упруго-вязкого тела:

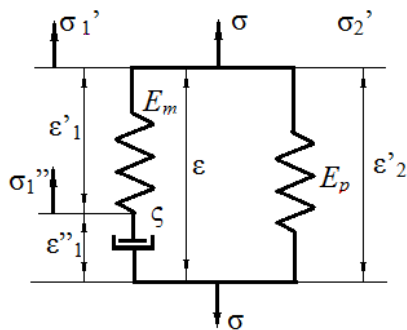


Рис. 8. Трехкомпонентная модель упруго-вязкого элемента (модель Хилла).

На рисунке 8 используются следующие обозначения:  $\sigma$  – нормальное напряжение;  $\epsilon$  – линейная деформация;  $E_m$  – модуль упругости последовательного упругого элемента;  $E_p$  – модуль упругости параллельного упругого элемента;  $\eta$  – коэффициент вязкости вязкого элемента.

Введем следующую нормировку коэффициента вязкости

$$\eta = BE_m \tag{6}$$

Величина  $B$  играет роль постоянной времени для процессов затухания свободных колебаний мышцы. Тогда уравнения закона состояния упруго-вязкого элемента, представленного на рис. 2, принимает вид

$$B \frac{d\sigma}{dt} + \sigma = (E_p + E_m) B \frac{d\epsilon}{dt} + E_p \epsilon \tag{7}$$

В соответствии с законом распределения перемещений (2), уравнение (7) представляется, как

$$B \frac{d\sigma}{dt} + \sigma = (E_p + E_m) B \frac{\partial V(t, z)}{H \partial t} + E_p \frac{V(t, z)}{H} \quad (8)$$

Считая, что вязкая составляющая достаточно мала, представим решение уравнения (8) в виде трехчленного регулярного разложения по параметру  $B$

$$\sigma = E_p \frac{V}{H} + E_m B \frac{\partial V(t, z)}{H \partial t} + E_m B^2 \frac{\partial^2 V(t, z)}{H \partial t^2} \quad (9)$$

После подстановки выражений (5), (9) в уравнения колебаний (4) получим следующее уравнение колебаний нити

$$M \frac{\partial^2 V(t, z)}{\partial t^2} + d \frac{\partial V(t, z)}{\partial t} + k V(t, z) = T \frac{\partial^2 V(t, z)}{\partial z^2} \quad (10)$$

где введены обозначения:  $M = m + \frac{bB^2 E_m}{H}$ ,  $k = \frac{bE_p}{H}$ ,  $d = \frac{bBE_m}{H}$

Таким образом, имеем следующий список из восьми физических параметров, характеризующих динамику мышцы

$$\{m, b, B, H, T, E_p, E_m, L\} \quad (11)$$

### 3.2. Приведение к безразмерному виду, выбор масштабов

Используем три масштаба: масштаб перемещений  $V$ ,  $[V] = \text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ , масштаб длины

$Z_*$ ,  $[Z_*] = \text{m}$  и масштаб времени  $T_*$ ,  $[T_*] = \text{s}$

$$V = V_* \xi, \quad z = Z_* \zeta, \quad t = T_* \tau \quad (12)$$

Подставим (12) в (10) и разделим на блок  $\frac{MV_*}{T_*^2}$ :

$$\frac{\partial^2 \xi(\tau, \zeta)}{\partial \tau^2} + \frac{dT_*}{M} \frac{\partial \xi(\tau, \zeta)}{\partial \tau} + \frac{kT_*^2}{M} \xi(\tau, \zeta) = \frac{TT_*^2}{MZ_*^2} \frac{\partial^2 \xi(\tau, \zeta)}{\partial \zeta^2}$$

Масштаб длины назначим равным эффективной длине нити  $Z_* = L$ . Для выбора масштаба времени, предположим, что в случае отсутствия диссипации в подложке собственные колебания по первой форме

$$\xi(\tau, \zeta) = q(\tau) \sin(\pi \zeta) \quad (13)$$

имеют круговую частоту равную единице

$$(k + \pi^2 T / L^2) \frac{T_*^2}{M} = 1 \rightarrow T_* = \sqrt{\frac{M}{k + (\pi^2 T / L^2)}}$$

Предположим, что в случае с диссипацией приближенно выполняется закон движения (13), тогда для амплитудной функции  $q(\tau)$  уравнение колебаний в безразмерной форме можно записать в виде

$$\frac{d^2 q(\tau)}{d\tau^2} + 2n \frac{dq(\tau)}{d\tau} + q(\tau) = 0 \quad (14)$$

где нормированный коэффициент демпфирования определяется как

$$n = \frac{d}{2\sqrt{M(k + \pi^2 T / L^2)}} \quad (15)$$

Важно отметить, что коэффициент демпфирования  $n$  зависит от натяжения волокон мышцы  $T$ . Общее решение уравнения свободных колебаний нити (14) имеет вид

$$q(\tau) = Ae^{-n\tau} \cos(\sqrt{1-n^2}\tau + \varphi)$$

Период свободных колебаний равен

$$T_1 = \frac{2\pi}{\sqrt{1-n^2}} T_*$$

Коэффициент затухания  $n$  (15) связан с логарифмическим декрементом затухания  $\beta$  (1) соотношением

$$n = \frac{\beta}{2\pi\sqrt{1+\beta^2}}$$

При  $\beta \ll 1$  используется зависимость

$$n = \frac{\beta}{2\pi} \quad (16)$$

Величина логарифмического декремента является измеряемой и по ней возможно определение двух безразмерных комплексов  $\Pi_d, \Pi_T$

$$\Pi_d = \frac{d}{2\sqrt{Mk}}, \quad \Pi_T = \frac{\pi^2 T}{kL^2} \quad (17)$$

Из (15), (16), (17) следует соотношение, связывающее декремент затухания с безразмерными комплексами  $\Pi_d, \Pi_T$

$$\beta = \frac{2\pi\Pi_d}{\sqrt{1 + \Pi_T}} \quad (18)$$

Если принять, что в расслабленном состоянии мышцы натяжение нити равно нулю –  $\Pi_T = 0$ , – то по измерению логарифмического декремента  $\beta_0$  определяется безразмерный комплекс  $\Pi_d$  как:

$$\Pi_d = \frac{\beta_0}{2\pi} \quad (19)$$

При измерении декремента затухания напряженной мышцы  $\beta$  безразмерный комплекс  $\Pi_T$  идентифицируется следующим образом (18), (19)

$$\Pi_T = \frac{\beta_0^2}{\beta^2} - 1 \quad (20)$$

Параметр  $\Pi_T$  является информативным и по нему можно проводить оценку степени возбуждения мышцы, зависящего от состояния человека. На рисунке 9 показана зависимость:

$$\Pi_T(x), \quad x = \frac{\beta}{\beta_0} \quad (21)$$

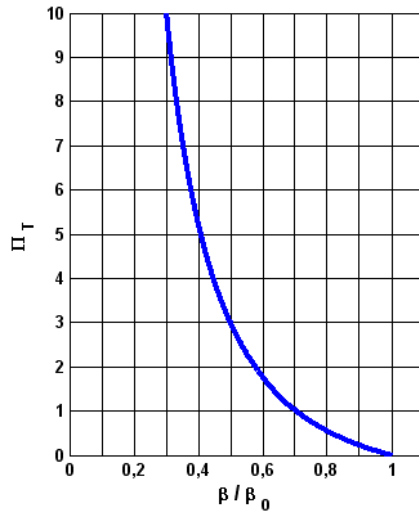


Рис. 9. Безразмерный комплекс для зависимости  $\Pi_T(\beta/\beta_0)$  (21)

Эта кривая является универсальной в том смысле, что имеется возможность сравнивать показатели различных мышц в относительных единицах. Одинаковым значениям  $\Pi_T$  соответствуют одинаковые (*подобные*) состояния, возможности мышц, хотя физические параметры, такие как  $\{T, k, L\}$  (17) могут быть различными.

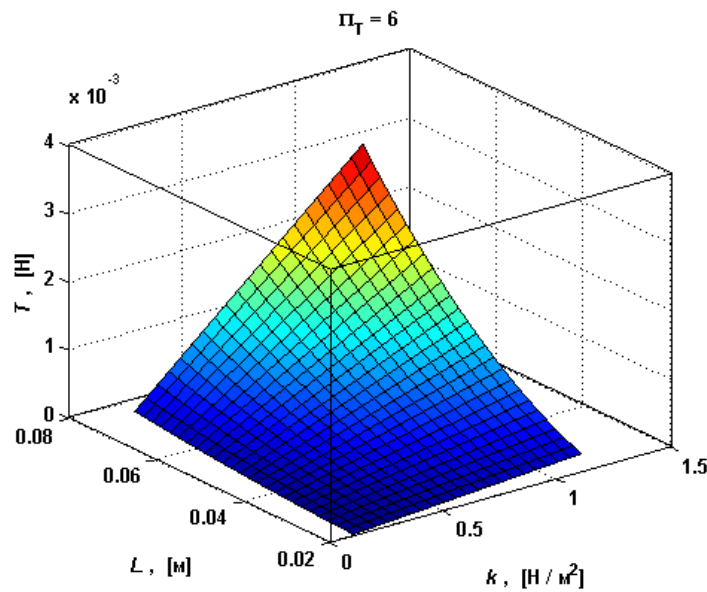


Рис. 10. График зависимости натяжения от длины волокна и жесткости подложки  $T(L, k)$  при  $\Pi_T = const$ .



На рисунке 10 показана поверхность  $T(L, k)$ , соответствующая значению параметра натяжения  $\Pi_T = 6$ , в соответствии с (17). То есть, например, для мышц с более длинными волокнами для достижения одного и того же уровня натяжения требуется более жесткая подложка – мышечная масса с большей жесткостью, и т.д.

Измерение декремента затухания колебаний поверхности мышцы принципиально может быть реализовано различными физическими методами. В частности авторами [13, 14], применяется прибор, состоящий из тестового бойка - падающей массы, - и акселерометра, установленного на фиксированном расстоянии от места приложения импульса. Результатом измерения является реализация – зависимость перемещения от времени:

$V_{\text{experimental}}(t, z_0)$ , где  $z_0$  - координата фиксации акселерометра.

### **Благодарность**

Авторы статьи благодарны Министерству науки и образования РФ за финансовую поддержку в виде Государственного контракта №П1274 от 27.08.2009 на проведение поисковой научно-исследовательской работы в рамках реализации Федеральной Целевой Программы «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009-2013 годы по теме «Разработка методологии совершенствования учебно-тренировочного процесса учащихся ВУЗов и спортсменов высшей квалификации на основе изучения закономерностей физиологии опорно-двигательного аппарата», в рамках которой получены представленные материалы.

### **Литература**

1. Бэгшоу К. Мышечное сокращение. - М.: Мир, 1985. 159 с.
2. Новоселов В.С., Королев В.С. Модель возбуждения мышцы // Труды 4-й Международной конференции "Идентификация систем и проблемы управления" - М., 2005. С. 367-374.

3. Микулин А.А. Как сконструировал бы механизм мышечного сокращения конструктор двигателей (Моя система борьбы со старостью) \ Популярный рассказ о полезных физиологических представлениях и фактах, которые каждый человек должен знать с юности и помнить всю жизнь. Глава X Москва: Физкультура и спорт" 1977 г. С. 50-58.
4. Волынкина Г.Ю. Электромиографическое исследование состояний длительного эмоционального напряжения / Г.Ю. Волынкина, Ш.М. Замаховер, Д.Р. Зельдович, Ю.А. Тевеленок // Актуальные вопросы клинической и судебной психиатрии: Сборник трудов Ленинградского научного общества невропатологов и психиатров. 1970. Вып. 14. С. 250-256.
5. Таркова К.Р. Соотношения между потенциалами действия скелетной мышцы и её напряжением при различных функциональных состояниях // Материалы конференции молодых ученых Воронежского медицинского института. Воронеж, 1996. С. 157-158.
6. Marque C., a.a. Uterine ENG processing for obstetrical monitoring // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1986. V. 33, № 12. P. 1182-1187.
7. Верхошанский Ю.В. Горизонты научной теории и методологии спортивной тренировки // Теория и практика физической культуры, №7, 1998. С. 41-54.
8. Мирский М.Л. Сравнительная достоверность параметров интерференционной ЭМГ человека // Материалы конференции молодых научных работников. М., 1963. С. 84-86.
9. Пахомова Т.Г. О взаимосвязи между твердостью, вязкостью, силой и биоэлектрической активностью мышц человека: Автореф. диссертация кандидата биологических наук. Тарту, 1973. С. 16.

10. Зайцев А. А. Электромиографическая характеристика активности "быстрой" и "медленной" мышц при динамической работе // Физиология человека и животных (Тула). 1973. Вып. 7. С. 40-45.
11. Зайцев А.А. Электромиографическая характеристика активности "быстрой" и "медленной" мышц в связи с утомлением // Материалы 10-й Всесоюзной научной конференции по физиологии и биомеханике мышечной деятельности. М., 1968. Т.1. С.176-178.
12. A.Guskov, A. Eliutin, A. Vorobiev, G. Ariel. Model of Muscle Fiber with Controllable Recruiting. Momas Alva Research Center, Moscow, USSR Research Institute of Sport, Moscow, USSR, Ariel Dynamics, Inc., U.S.A. Feb. 1992. P. 24-28.
13. Хейн В.Э., Вайн А.А. Роль биомеханических свойств мышц в механизме отталкивания при исполнении сальто / Хейн В.Э., Вайн А.А. // Теория и практика физ. культуры. 1983. N 4. С. 11-13.
14. Вайн А.А. Явление передачи механического напряжения в скелетной мышце // ТГУ, Тарту, 1990 г. 68 с.
15. Единая коллекция цифровых образовательных ресурсов [http://files.school-collection.edu.ru/dlrstore/000005a5-1000-4ddd-bf72-570046bc5020/b08\\_042.jpg](http://files.school-collection.edu.ru/dlrstore/000005a5-1000-4ddd-bf72-570046bc5020/b08_042.jpg)