

М490175

Министерство высшего и среднего специального образования СССР
Московский ордена Ленина, ордена Октябрьской Революции и ордена
Трудового Красного Знамени государственный технический университет
имени Н.Э.Баумана

На правах рукописи

УДК 681.518.52

ГАЛИМОВА Елена Валентиновна

Автоматизированный анализ параметров биомеханического
состояния мышц

Специальность 05.11.17 - Медицинское приборостроение

А В Т О Р Е Ф Е Р А Т

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Москва - 1989 год

Работа выполнена в Московском высшем техническом училище имени Н.Э.Баумана.

Научный руководитель - доктор технических наук, профессор
БОЕВИКОВ В.И.

Официальные оппоненты - доктор технических наук, доцент
НАРАЙКИН О.С.

- кандидат технических наук, старший
научный сотрудник НЕОЖКОВ А.К.

Ведущее предприятие - Институт медико-биологических проблем

Защита диссертации состоится " 8 " января 1989г. на
заседании специализированного Совета К 053.15.17 в Московском
высшем техническом училище имени Н.Э.Баумана по адресу: 107005,
г.Москва, 2-я Бауманская ул., д.5.

Ваш отзыв в I-ом экземпляре, заверенный печатью, просим
выслать по указанному адресу.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МВТУ
им. Н.Э.Баумана.

Автореферат разослан " 2 " ноября 1989г.

Ученый секретарь специ-
лизованного Совета
д.т.н., доцент

Подписано к печати 2
Л-18919. Типография

М 480145

Актуальность проблемы. В условиях современной жизни с ее интенсивными нагрузками, напряженным ритмом, расширением сфер человеческой деятельности значительно возрастает актуальность исследований функционального состояния человека. Исследования, проведенные в диссертации, имеют своей целью содействовать решению важнейших практических задач нашего общества – сохранения здоровья людей и повышения производительности труда, зависящей от работоспособности человека и являющейся одним из показателей функционального состояния человека. Понятие работоспособности связано с понятием утомления, которое является одним из возможных функциональных состояний человека (возможны также состояния патологии, травмы, стресса и так далее). Контроль степени утомления – составная часть решения указанных задач.

Диссертация посвящена одной из важнейших проблем, возникающих при контроле степени утомления человека – автоматическому определению биомеханических показателей функционального состояния скелетно-мышечной системы.

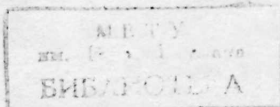
Учет биомеханических показателей мышц наряду с биоэлектрическими позволит получить полную картину происходящих в мышце изменений, что, в свою очередь, в случае контроля утомления, позволит рационально сочетать режим труда и отдыха и, таким образом, снизить или полностью исключить вероятность появления брака в работе.

Приведенные аргументы свидетельствуют об актуальности проблемы, решаемой в диссертации.

Цель работы. Разработка и исследование биотехнической системы контроля функционального состояния скелетно-мышечного аппарата человека (оператора, спортсмена, больного) по избранным, наиболее информативным, параметрам механических свойств скелетных мышц.

Основные задачи работы. В работе поставлены следующие задачи.

1. Провести анализ существующих методов оценки механических свойств скелетно-мышечного аппарата человека и выбрать оптимальный с точки зрения возможности его автоматизации.
2. Разработать математическую модель мышцы, учитывающую способность мышцы сокращаться.



3. Теоретически обосновать и экспериментально подтвердить информативный параметр механических свойств мышцы (активную сократительную силу мышцы), характеризующий ее функциональное состояние.

4. Разработать аппаратное и метрологическое обеспечение методики, для этого:

- исследовать способы возбуждения колебаний в мышечной ткани и выбрать оптимальный;
- разработать устройство воздействия электромагнитного типа, обеспечивающее возбуждение механических колебаний в мышце, находящейся в любой плоскости пространства;
- разработать регистрирующую аппаратуру и определить погрешности ее измерений.

Методы исследования. Теоретические исследования базировались на положениях биомеханики, биофизики, механики сплошных сред, теории механических колебаний, численных методах.

Исследование способов возбуждения колебаний в мышце проводилось с использованием электростимулятора ЭСИ-01, и на специально сконструированном стенде механических воздействий.

Определение погрешностей измерений механических колебаний в мышце проводилось на специально созданной экспериментальной установке, состоящей из пьезоэлектрического датчика, предварительного усилителя, блока механического воздействия и электронного блока управления, согласованных со специализированной цифровой измерительной вычислительной машиной Ф36 и графопостроителем.

Исследование утомления как функционального состояния человека проводилось на специально созданной лабораторной установке на базе ЭВМ "Электроника К1-10".

Исследование регистрирующей части установки (датчика с предварительным усилителем) проводилось на тарировочной вибростенде, результаты регистрировалось с помощью виброизмерителя SM231 (производство ГДР) стандарты датчиком КД 35.

Результаты экспериментов обрабатывались методами математической статистики и анализа.

Научная новизна. Разработана новая математическая модель мышцы в виде двумерной распределенной системы "упругая нить - упруго-вязкая подложка", в которой аналогом активных мышечных волокон является упругая нить, растягиваемая активной сократитель-

ной силой мышцы, а аналогом пассивных компонентов мышцы является упруго-вязкая подложка. Получено уравнение поперечных колебаний системы. Впервые выявлено влияние активной сократительной силы мышцы на характеристики колебательного процесса.

Теоретически обоснован и экспериментально подтвержден оптимальный информативный показатель механических свойств мышцы, характеризующий ее функциональное состояние - активная сократительная сила мышцы, которая может быть получена при измерении механических колебаний последовательно в напряженном и расслабленном состояниях мышцы и вычислении по формуле:

$$T(p) = \frac{M \cdot L}{\pi^2} (p^2 - p_{\text{рассл}}^2),$$

где $T(p)$ - активная сократительная сила мышцы, M - масса мышцы, L - длина мышцы, $p, p_{\text{рассл}}$ - частота собственных колебаний в напряженном и расслабленном состояниях мышцы соответственно.

Разработано аппаратное и метрологическое обеспечение методики автоматического определения механических свойств скелетных мышц.

Разработана методика идентификации параметров гармонического сигнала на основе метода разложения по неортогональному базису.

Отдельные блоки регистрирующей части биотехнической системы защищены четырьмя авторскими свидетельствами.

Практическая ценность. Разработана методика автоматического определения механических свойств скелетных мышц человека, заключающаяся в возбуждении в мышце механических колебаний, регистрации этих колебаний и обработке их с использованием ЭВМ.

Определен информативный показатель функционального состояния мышцы - активная сократительная сила мышцы.

Разработано устройство возбуждения механических колебаний в мышце, обеспечивающее проведение исследований при произвольной ориентированности мышцы в пространстве.

Апробация работы. Методика автоматического определения механических свойств скелетных мышц прошла экспериментальную и клиническую апробацию.

Основные положения работы должны на Всесоюзной научной конференции по медицинской электронике (Таганрог, 1981г.), на Всесоюзной школе по биомеханике спорта секции "Кибернетика" АН СССР (Тарту, 1985г.), на научном семинаре кафедры "Биомедицинские

технические системы и устройства" (Москва, 1986, 1988, 1989 г.г.).

Публикации. Основное содержание диссертации опубликовано в 6 работах.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, пяти глав, общих выводов, списка литературы (155 наименований, в том числе 35 иностранных) и 4 приложений. Содержит 127 страниц текста, 59 рисунков, 42 таблицы.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Введение посвящено обоснованию актуальности темы - автоматическому определению механических свойств скелетных мышц человека.

Первая глава содержит обзор результатов работ отечественных и зарубежных авторов по изучению методов оценки функционального состояния человека, а также физиологических параметров, характеризующих это состояние.

Понятие функционального состояния получило развитие в физиологии, разработке представления о развитии того или иного состояния были посвящены работы Н.Е.Введенского, И.П.Павлова, И.М.Семенов, Ф.Ф.Ухтомского. В настоящее время в оценке функционального состояния используют системный подход, суть которого определена В.И.Медведевым: "Функциональное состояние человека понимается как интегральный комплекс наличных характеристик тех функций и качеств человека, которые прямо или косвенно обуславливают выполнение деятельности". В соответствии с определением, при оценке функционального состояния (ФС) человека, деятельность которого связана со значительными нагрузками на скелетно-мышечный аппарат (космонавта, летчика, оператора многофункционального манипулятора, спортсмена или больного, занимающихся физическими упражнениями), в первую очередь должны исследоваться физиологические параметры двигательной системы.

В диссертации существующие в настоящее время методики регистрации физиологических параметров двигательной системы классифицированы по природе регистрируемых в системе изменений на биоэлектрические, биохимические и биомеханические. За основу при составлении классификации были взяты данные Ж.Пайяра и И.Б.Козловской. К методикам, регистрирующим биоэлектрические параметры, относятся оценка кожно-гальванической реакции, реография, электромиография (ЭМГ) и стимуляционная электромиография. С учетом ком-

фортности для испытуемого в оценке ФС человека предпочтение было отдано планарной ЭМГ. Связь между показаниями ЭМГ и изменением ФС человека подтверждена исследованиями Тарковой К.Р., Пахомовой Т.Г. и многих других авторов. Однако, только биоэлектрических показателей явно недостаточно, поэтому, как предлагает И.Б.Козловская, необходимо учитывать также и биомеханические параметры. Методики определения биохимических параметров скелетных мышц, которые могут быть использованы при оценке ФС человека, не выявлены.

Методики определения биомеханических параметров скелетных мышц человека были разделены на три группы: оценка динамических характеристик макродвижений, звуковая диагностика и оценка собственно механических свойств мышц.

В результате анализа перечисленных методик наиболее приемлемой с точки зрения комфортности для оператора и возможности ее автоматизации выбрана методика, регистрирующая затухающие колебания в скелетной мышце. К недостаткам применяемых в настоящее время методик затухающих колебаний можно отнести, во-первых, проведение исследований на мышце, находящейся только в горизонтальной плоскости, так как возбуждение в мышце колебаний осуществляется либо падающим грузом, либо падающим датчиком; и, во-вторых, отсутствие теоретически обоснованной связи между регистрируемыми характеристиками колебательного процесса в мышце и ее ФС.

В результате проведенного анализа существующих достижений и недостатков названной методики оценки ФС скелетно-мышечной системы человека в конце главы сформулированы конкретные задачи, решаемые в диссертации.

Вторая глава посвящена теоретическому обоснованию автоматического определения механических свойств скелетных мышц методом затухающих колебаний. На основе анализа состояния вопроса по исследованию строения и механических свойств составных элементов мышцы последние условно разделены на пассивные и активные.

К активным элементам мышцы отнесены мышечные волокна, механические свойства которых постоянно изменяются под воздействием активной сократительной силы. К пассивным элементам отнесены сарколема, саркоплазма и надмышечные ткани, механические свойства которых не меняются в течение длительного отрезка времени (дня, месяца, года).

Существующие математические модели мышцы либо описывают превращение химической энергии мышцы в механическую, либо описывают механику мышцы на микроструктурном уровне и не имеют перехода от механических характеристик составных элементов мышцы к механическим свойствам мышцы в целом. В тех же математических моделях, где рассматриваются механические свойства мышцы в целом, не учитывается такое ее качество как способность сокращаться.

В диссертации предложена новая математическая модель мышцы в виде двумерной распределенной системы "упругая нить-- упруго-вязкая подложка" (см. рис. 1). Нить закреплена с двух сторон и имеет предварительное натяжение. Упругая нить является аналогом мышечных волокон. Активная сократительная сила мышцы, растягивающая нить, в расслабленной мышце близка к нулю, а в максимально напряженной - максимальна. Таким образом, способность мышцы сокращаться описывается в модели наличием активной сократительной силы. Упруго-вязкая подложка является аналогом пассивных компонентов мышцы и ее свойства описываются трехкомпонентной моделью упруго-вязкого тела, состоящей из элемента Максвелла, параллельно соединенного с упругим элементом. Введение предположений, что в движение вовлекается некоторый эффективный слой подложки глубиной H , и что закон распределения перемещения в глубину подложки линейный, позволяет на основании рассмотрения сил, действующих на малый элемент нити, вывести аналитическое уравнение поперечных колебаний системы при $m' = m - \frac{\eta^2}{E_m H}$ (*)

$$\ddot{q}(t) + \frac{\eta}{m'H} \dot{q}(t) + \left[\frac{T}{m'} \left(\frac{\pi}{L} \right)^2 + \frac{E_p}{m'H} \right] \cdot q(t) = 0, (*)$$

где T - активная сократительная сила мышцы, m - масса единицы длины мышцы, $q(t)$ - перемещение нити, E_m и E_p - модули упругости последовательной и параллельной упругих компонент трехкомпонентной модели упруго-вязкой подложки, L - длина

мышцы, t - время, η - показатель вязкости мышцы.

Краевые условия соответствуют закрепленным концам:

$$q(0, t) = 0$$

$$q(L, t) = 0$$

Система приходит в движение под действием начального ударного импульса, приложенного в центре нити. Начальная скорость

системы определяется из закона сохранения импульса:

$$\gamma_0 M_0 V_0 = \int_{-H}^L dz \int dy \tilde{v}(z, t),$$

где γ_0 - коэффициент потерь, учитывающий неупругий отскок бойка, M_0 - масса бойка, V_0 - скорость бойка в момент удара.

Уравнение поперечных колебаний системы по своему виду соответствует дифференциальному уравнению свободных колебаний системы при вязком трении, частота свободных колебаний которой имеет вид:

$$\rho = \sqrt{\frac{T}{m'} \left(\frac{\pi}{L}\right)^2 + \frac{E_P}{m'H}},$$

а декремент затухания колебаний имеет вид:

$$n = \frac{\gamma}{m'H}$$

На основании полученных уравнений проведены исследования влияния параметров модели на характеристики колебательного процесса в мышце, в результате которых сформулированы методические рекомендации по проведению диагностики функционального состояния скелетно-мышечного аппарата человека: а) нанесение механического удара по мышце должно осуществляться в центральной части ее поверхности, б) мощность ударного импульса должна быть достаточной для возбуждения механических колебаний всей мышцы, в) расстояние между точкой нанесения удара и местом регистрации механических колебаний должно быть фиксированным, г) регистрация механических колебаний должна проводиться с учетом состояния мышцы (напряжена она или расслаблена) и ее положения (сжата она или растянута), д) параметром, характеризующим функциональное состояние мышцы, является активная сократительная сила мышцы, которая может быть получена после регистрации механических колебаний в расслабленной и в напряженной мышце и вычисления по формуле (*), е) оптимальное положение мышцы, при котором частота собственных колебаний минимальна, может быть определено после проведения измерений механических колебаний на всем диапазоне положений мышцы от сжатого до растянутого.

Третья глава посвящена разработке биотехнической системы (БТС) контроля функционального состояния скелетно-мышечного аппарата человека-оператора, обеспечивающей автоматическую обра-

ботку информации (блок-схема БТС показана на рис. 2).

Исследование двух видов воздействия на мышцу - электрического и механического - показало следующее. В качестве электрического воздействия может быть использована электростимуляция, поскольку раздражение электрическим током вызывает ответную реакцию в виде сокращения мышцы, а следовательно, механических колебаний мышцы. Преимущество электрического воздействия в возможности строгой дозировки энергии воздействующего сигнала, однако, этот вид воздействия нельзя назвать комфортным для человека. Ему можно отдать предпочтение при контроле лечебного действия электростимуляции, так как в этом случае не потребуется дополнительного блока воздействия.

При разработке методики механического воздействия создано специальное устройство электромагнитного типа, позволяющее возбуждать механические колебания дозированным ударом в плоскости, перпендикулярной мышце, а сама мышца может быть произвольно ориентирована в пространстве.

Исследованы существующие типы пьезоэлектрических датчиков механических колебаний и выбран датчик, по своим техническим характеристикам, удовлетворяющий требованиям методики (диапазон рабочих частот от 5 Гц до 4 кГц, выходное сопротивление - 10 МОм, малые габариты $\varnothing 10 \times 7$ мм и вес 10 г с корпусом).

В главе даны примеры конкретных реализаций биотехнической системы и отдельных ее блоков: экспериментальная и лабораторная установки, устройство для автоматического определения упруго-вязких свойств мышц, устройство для управления оцущественным манипулятором, устройство для определения параметров резонирующих тел. Представлены блок-схемы устройств и описан принцип их действия.

Четвертая глава посвящена метрологическому обеспечению биотехнической системы.

Проведен расчет конструктивных параметров электромагнитного ударника на основании уравнения движения сердечника-бойка в катушке рабочего хода:

$$\frac{d^2 h}{dt^2} = \frac{\mu \mu_0 \cdot N^2 \cdot i^2 \cdot K}{2R \cdot \ell_k^2 \cdot \ell_g \cdot B} \cdot \left(\frac{\ell_k - h}{\sqrt{R^2 + (\ell_k - h)^2}} - \frac{h}{\sqrt{R^2 + h^2}} \right) \pm g,$$

где h - глубина внедрения сердечника в обмотку, t - время,
 K - коэффициент преобразования ($0,85 \text{ м}^2/\text{кг}$), ℓ_g - длина

сердечника, ℓ_k - длина катушки, R - радиус внутренней окружности катушки, N - число витков, μ - магнитная проницаемость материала, μ_0 - абсолютная магнитная проницаемость воздуха, i - сила тока в обмотке, $B = 1 \text{ Тл}$.

Рассчитаны динамические характеристики удара. Точность теоретических расчетов проверена экспериментально на специально созданном тарировочном стенде. Получено, что точность расчета электромагнитного ударника для временных характеристик не хуже 7,7%, для амплитудных - не хуже 10,5% в диапазоне рабочего напряжения питания электромагнитов.

Проведена тарировка на вибростенде измерительного тракта датчик - усилитель. Получено, что тракт обладает линейной вольт-амперной характеристикой в пределах частот от 10 Гц до 180 Гц с чувствительностью 15 мВ/м·с². Погрешность измерений временного интервала измерительного тракта определена путем статистической обработки совокупности результатов измерений и равна 2,5% с вероятностью 0,9.

Оценена погрешность измерения времени движения сердечника в электромагните до удара. Погрешность состоит из четырех составляемых: погрешность от неточности расстояния между ударником и датчиком, погрешность от неточности расположения сердечника в центре катушки холостого хода, погрешность, вносимая электромагнитным потоком отключения катушки холостого хода, и погрешность измерительной аппаратуры. Первая погрешность исключена при проведении тарировочных экспериментов на жесткой плите при постоянно стоящей катушке. Вторая и третья погрешности определены экспериментально при измерении времени свободного падения сердечника и сравнении его с расчетным временем полета сердечника из центра катушки холостого хода, в сумме они составляют 9,5%.

Для идентификации параметров механических колебаний в мышце, информацию о которых несет аналоговый сигнал, полученный с выхода пьезокерамического датчика и преобразований аналого-цифровым преобразователем в цифровой код, использован численный метод разложения по неортогональному базису:

$$f(t) = S(t) + \varepsilon(t),$$

где $f(t)$ - исследуемый сигнал, $S(t)$ - функция разложения, $\varepsilon(t)$ - ошибка разложения, t - время.

Функция разложения имеет вид:

$$S(t) = C_1 \cdot \varphi_1 + C_2 \cdot \varphi_2 + C_3 \cdot \varphi_3,$$

где C_1 , C_2 и C_3 - коэффициенты разложения, φ_1 , φ_2 и φ_3 - базисные функции.

На основании полученного в результате математического моделирования уравнения поперечных механических колебаний в мышце (*), выбраны следующие базисные функции:

$$\varphi_1(t) = 1$$

$$\varphi_2(t) = e^{-\alpha t} \cdot \cos \omega t$$

$$\varphi_3(t) = e^{-\alpha t} \cdot \sin \omega t$$

где α - показатель затухания колебаний, ω - частота колебаний, t - время.

Очевидно, что функция разложения $S(t)$ тем точнее будет описывать исследуемый сигнал, чем меньше будет ошибка разложения. Минимизировать последнюю можно варьируя коэффициенты разложения C_1 , C_2 , C_3 и параметры α и ω .

Введена целевая функция минимизации - функция энергии ошибки разложения:

$$E(C_1, C_2, C_3, \alpha, \omega) = \sum_{i=1}^N [f(t_i) - S(t_i)]^2,$$

где N - число отсчетов, i - номер отсчета.

Для заданных параметров α и ω функция энергии ошибки является функцией коэффициентов C_1 , C_2 и C_3 . Условие минимума функции E по всем параметрам C_k приводит к системе уравнений:

$$\sum_{k=1}^3 C_k \beta_{kj} = \tilde{C}_j$$

где элементы системы определяются по формулам:

$$\beta_{kj} = \sum_{i=1}^N \varphi_k(t_i) \varphi_j(t_i),$$

и:

$$\tilde{C}_j = \sum_{i=1}^N f(t_i) \cdot \varphi_j(t_i)$$

Решение полученной системы уравнений дает такие величины коэффициентов C_1 , C_2 и C_3 , для которых функция энергии

минимальна. Дальнейшая минимизация целевой функции энергии ошибки заключалась в оптимизации параметров α и ω . Разработан алгоритм поиска минимума целевой функции энергии ошибки и программа, реализующая этот алгоритм.

Точность работы алгоритма поиска оптимальных параметров α и ω исследован методом имитационного моделирования. В результате проведенных исследований получена номограмма зависимостей точности вычисления параметров α и ω от энергии ошибки разложения при заданных шаге дискретизации сигнала и числе отсчетов.

Полученная номограмма позволяет определять точность идентификации параметров реального сигнала по вычисленной величине энергии ошибки разложения.

Пятая глава содержит сведения о результатах экспериментальных и клинических испытаний биотехнической системы.

Описана методика регистрации механических колебаний в мышце. Для исследований была выбрана мышца бицепс, удар наносился в центральной части поверхности мышцы. Датчик механических колебаний приклеивался лейкопластырем на фиксированном расстоянии (20 мм) от места удара. Регистрируемые датчиком колебания усиливались и через аналого-цифровой преобразователь поступали на ЭВМ, причем, внешний вид регистрируемых колебаний контролировался визуально на осциллографе.

Описаны эксперименты по определению погрешности измерения параметров механических колебаний в мышце от неучтенных факторов. Сделано по 10 измерений у 10 испытуемых в возрасте от 19 до 21 года. Для каждого испытуемого определялась относительная погрешность измерения амплитудных и временных параметров колебательного процесса, а также производных параметров — частоты и декремента затухания колебаний. Данные относительных погрешностей для 10 испытуемых обрабатывались статистически для получения средних характеристик. Получено, что погрешность измерения параметров механических колебаний мышцы бицепс от неучтенных факторов не превышает: для амплитудных — 13,1%, для временных — 3,0%, для производных параметров частоты собственных колебаний — 15,4%, для декремента затухания колебаний — 12,8%.

Описаны эксперименты по определению влияния фактора длины мышцы на регистрируемые параметры. Длина мышцы характеризовалась относительно через угол в локтевом суставе, что позволило

сравнить результаты исследований мышцы бицепс у разных испытуемых. Исследование проведено на 11 испытуемых в возрасте от 19 до 21 года. Регистрировались механические колебания в мышце бицепс при угле в локтевом суставе в 90° и 180° . Получено, что временные параметры у разных испытуемых изменяются неоднозначно, однако влияние фактора длины мышцы существенно. Так, длительность первого периода колебаний изменяется от -8% до 21% у разных испытуемых. Амплитудные параметры при изменении угла с 90° на 180° , то есть при увеличении длины мышцы, увеличиваются от 42% до 76% у разных испытуемых.

Проведено сравнение расчетных и экспериментальных параметров механических колебаний мышцы бицепс одного испытуемого при длинах мышцы, изменяющихся от соответствующей углу в 75° до соответствующей углу в 180° . Получено хорошее согласование модели и эксперимента для параметра частоты собственных колебаний в мышце.

Описаны эксперименты по определению влияния фактора состояния мышцы (расслаблена она или напряжена) на регистрируемые параметры механических колебаний. Проведено по четыре измерения в расслабленном и в напряженном состояниях мышцы бицепс 14-ти испытуемых. Получено, что временной параметр — длительность первого периода колебаний — у всех испытуемых уменьшается, причем, пределы изменения параметра от $6,7\%$ до $45,2\%$ у разных испытуемых. У всех испытуемых увеличивается также частота собственных колебаний, причем, пределы изменения параметра от $6,9\%$ до $96,4\%$ у разных испытуемых. Полученные результаты подтверждают правильность выведенной аналитической зависимости активной сократительной силы мышцы от частоты собственных колебаний в напряженной мышце.

Описаны эксперименты по изучению влияния изменения функционального состояния человека на параметры механических колебаний. Исследовалось утомление во время выполнения мышцей физической работы — подъема гири весом 3 кг в упражнении "сгибание — разгибание". Через равное число подъемов гири проводились регистрации механических колебаний в напряженном (при удержании гири на весу) и в расслабленном (при опущенной гире) состоянии мышцы бицепс в положении, соответствующем углу в локтевом суставе в 90° . Обследованы четверо испытуемых мужского пола в возрасте 19 — 20 лет. Получено, что фактор утомления оказывает су-

щественное влияние на параметры механических колебаний в мышце. У всех испытуемых с развитием утомления в мышце уменьшается длительность первого периода колебаний и увеличивается частота колебаний в расслабленной и в напряженной мышце.

Рассчитаны величины активной сократительной силы мышцы на разных уровнях утомления. Показано, что характер изменения этого параметра для всех испытуемых аналогичен: в начале работы наблюдается возрастание величины активной сократительной силы мышцы, затем небольшой спад (подтверждающий теорию о способности организма найти оптимальный режим работы) и резкое увеличение ее при развитии утомления.

Клинические испытания методики проведены в клинике Отдела по изучению молекулярных механизмов наркомании 2-го МОЛГМИ под руководством заведующей отделом д.м.н., профессора Пятницкой И.Н. Обследовано 70 больных мужского пола в возрасте от 17 до 45 лет, контрольная группа состояла из 22 здоровых мужчин. Все больные обследовались вне обострения, то есть вне острого состояния, в период становления ремиссии. Давность заболевания обследуемых составляла свыше трех лет. Регистрировался временной параметр — длительность первого периода колебаний в расслабленном и в напряженном состояниях мышцы бицепс пассивной руки. На основании факторного дисперсионного анализа получены следующие результаты. Имеется разница в показателях механических свойств скелетных мышц у здорового и у больного. Возможен дифференцированный анализ заболеваний на основе количественного показателя.

Методика определения механических свойств мышц использовалась также для оценки механизмов замещения функции утраченной мышцы ее синергистами наряду с общепринятой методикой электромиографии. Исследования были выполнены на кафедре хирургической стоматологии 3-го медицинского института г. Москвы. Выведен новый критерий — коэффициент асимметрии упруго-вязких свойств пары одноименных мышц:

$$K_a = \frac{A_3 - A_0}{A_3} \cdot 100\%,$$

где A_3 — разность параметра механических колебаний в расслабленной и в напряженной здоровой мышце, A_0 — разность параметра механических колебаний в расслабленной и в напряженной оперированной мышце. Подана заявка на изобретение на способ диагностики функционального состояния больного после операции.

ОБЩИЕ ВЫВОДЫ

1. Проведен анализ существующих методов оценки механических свойств скелетных мышц. Выбран метод затухающих колебаний как обеспечивающий оперативную диагностику функционального состояния человека за счет возможности его автоматизации.

2. Разработана математическая модель целой живой мышцы в виде двумерной распределенной системы "упругая нить - упруго-вязкая подложка". Получено уравнение поперечных колебаний системы. Впервые выявлено влияние активной сократительной силы мышцы на характеристики колебательного процесса в мышце.

3. Выведено аналитическое выражение для активной сократительной силы мышцы. Активная сократительная сила мышцы может быть определена как разность квадратов частоты механических колебаний в напряженной и в расслабленной мышце, умноженный на коэффициент, определяющий массу и длину мышцы. Экспериментальные зависимости активной сократительной силы мышцы от степени ее напряжения подтвердили правильность полученного выражения.

4. Предложена методика идентификации параметров колебательного процесса в мышце, которая основана на численном методе разложения по неортогональному базису сигнала, несущего информацию о колебаниях в мышце. Разработан алгоритм оптимизации идентифицируемых параметров. В качестве целевой функции оптимизации использовалась функция энергии ошибки разложения.

5. Проведено имитационное моделирование исследуемого сигнала. Получены зависимости функции энергии ошибки разложения и точности идентификации параметров полезного сигнала от уровня шума, наложенного на полезный сигнал, при заданных шаге дискретизации и числе отсчетов.

6. Экспериментальные исследования влияния внешних факторов показали, что:

а) относительная погрешность измерения параметров от влияния неучтенных факторов не превышает для амплитуды первого максимума - 12,8%, для амплитуды второго максимума - 13,1%, для длительности первого периода колебаний - 3,0%, для декремента затухания колебаний - 12,8%, для частоты колебаний - 15,4%;

б) существенно влияют на параметры механических колебаний

в мышце длина мышцы, то есть ее положение (растянута она или сжата), состояние напряжения (напряжена она или расслаблена), ее функциональное состояние (например, степень утомления).

Основное содержание диссертации опубликовано в следующих работах:

1. А. с. 865274 СССР, МКИ А 61 В 5/05. Устройство для исследования упруго-вязких свойств мышц / В.И.Боевкин, Е.В.Галимова, В.В.Крыков, А.В.Улогов, Т.И.Федина // Б.И. - 1981. - № 35.

2. Антонов и др. Исследование, разработка и внедрение информационно-измерительных средств контроля биологических объектов / Н.Е.Антонов, В.И.Вигдорчик, Е.В.Галимова и др. // О присуждении премий Ленинского Комсомола 1981 года в области науки и техники. - Комсомольская правда. - 1981. - 29 окт.

3. А.с. 949639 СССР, МКИ G 05 В 11/00; В 25 J 13/00. Устройство для управления осязательным манипулятором / В.В.Крыков, А.В.Улогов, Е.В.Галимова // Б.И. - 1982. - № 29.

4. Боевкин В.И. и др. К вопросу об исследовании биомеханических свойств мышц / В.И.Боевкин, Е.В.Галимова, В.В.Крыков, А.В.Улогов // Вопросы медицинской электроники: Межвуз. темат. науч. сборник. - Таганрог, 1982. - Вып. 4. - С. 40-41.

5. А.с. 1124923 СССР, МКИ А 61 В 5/05. Устройство для исследования упруго-вязких свойств мышц / А.В.Улогов, Е.В.Галимова // Б.И. - 1983. - № 43.

6. А.с. 1319823 СССР, МКИ А 61 В 5/05. Устройство для определения собственных параметров резонирующих тел / Л.Ф.Ивин, А.С.Щилевой, Е.В.Галимова // Б.И. - 1987. - № 24.

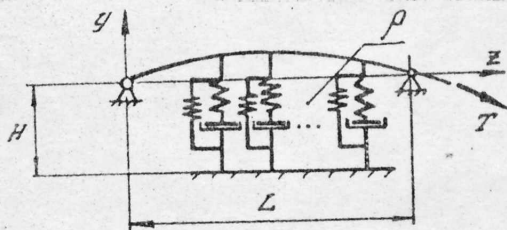
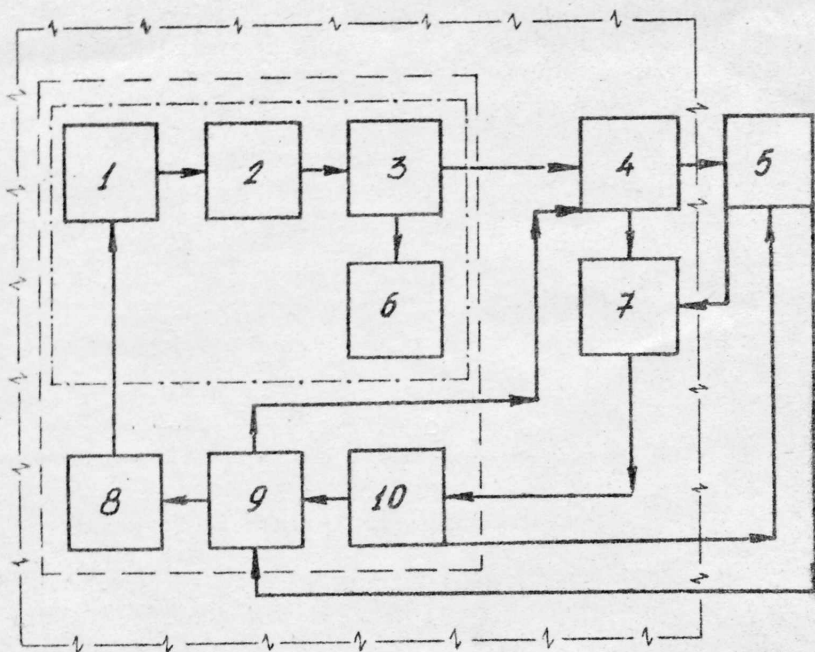


Рис. 1. Механическая модель мышцы

ρ - плотность подложки, H - глубина упруго-вязкой подложки, L - длина мышцы, T - растягивающая сила



1 - скелетно-мышечная система; 2 - датчики; 3 - усилители;
 4 - аналого-цифровой преобразователь с блоком выделения
 информативных признаков; 5 - автоматический анализатор сос-
 тояний; 6 - регистратор; 7 - дисплей и графопостроитель ;
 8 - блок воздействия; 9 - устройство формирования сигнала
 воздействия; 10 - исследователь.

Рис. 2. Блок-схема биотехнической системы контроля
 функционального состояния скелетно-мышечного
 аппарата человека