



RU

(11)

2 689 017

(13)

C2

(51) МПК

A61B 5/022 (2006.01)

(52) СПК

A61B 5/022 (2013.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ
(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

Статус: действует (последнее изменение статуса: 27.05.2019)

(21)(22) Заявка: 2017137600, 27.10.2017(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
27.10.2017Дата регистрации:
23.05.2019

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 27.10.2017

(43) Дата публикации заявки: 29.04.2019 Бюл.
№ 13(45) Опубликовано: 23.05.2019 Бюл. № 15

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: WO 2016185322 A1, 24.11.2016. SU 1435239 A1, 07.11.1988. RU 2210313 C1, 20.08.2003. RU 2262883 C2, 27.10.2005. JP 2013132325 A, 08.07.2013. ЩУРОВ В. А. Зависимость результатов исследования кровотока с помощью метода окклюзионной плетизмографии от биомеханических свойств мягких тканей. Биомеханика на защите жизни и здоровья человека: Тез. докл., 1992, С. 243-244.

Адрес для переписки:

141002, Московская обл., г. Мытищи, ул.
Колпакова, 10, кв. 403, Абашинной Алле

(72) Автор(ы):

Абашина Алла Анатольевна (RU),
Абашин Михаил Иванович (RU),
Барзов Александр Александрович (RU),
Барзова Полина Евгеньевна (RU),
Галиновский Андрей Леонидович (RU),
Камалов Арманс Альбертович (RU),
Мацкеплишвили Симон Теймуразович (RU),

Никулин Валерий Яковлевич (RU),
Островский Евгений Игоревич (RU),
Сысоев Николай Николаевич (RU)

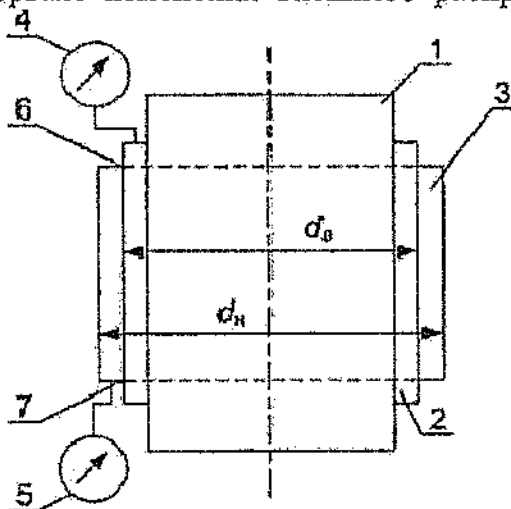
(73) Патентообладатель(и):

Абашина Алла Анатольевна (RU),
Барзов Александр Александрович (RU),
Сысоев Николай Николаевич (RU)

(54) Способ исследования состояния мягких тканей человека

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к способу исследования упругости мягких тканей тела человека. Способ включает размещение вокруг части конечности тела человека измерительной манжеты. Далее подают в измерительную манжету воздух. Затем меряют давление в измерительной манжете. В процессе исследования регистрируют зависимость величины давления в измерительной манжете от количества поданного в нее воздуха и по этой зависимости судят о состоянии мягких тканей человека. Техническим результатом является обеспечение непрерывного получения информации о физических параметрах состояния МТ человека или животного во всем интервале изменения внешнего распределённого



давления на эти ткани. 2 з.п. ф-лы, 8 ил.

Фиг. 1

Изобретение относится к области физиологии живых организмов, в частности экологии человека и может быть использовано для определения состояния его мягких тканей в спортивной и клинической медицине, например, при оценке эффективности физических тренировок путем анализа упругости нагруженных мышц.

Известен способ, характеризующийся тем, что в нем производится измерение соотношения площадей изображений мягких тканей голени до и после пережатия поверхностных вен компрессионной манжетой с фиксацией результатов на блоке индикации (патент RU 2262883, 27.10.2005).

Недостатком способа является то, что необходимо останавливать кровоток, что может негативно повлиять на состояние человека, имеющего заболевания, в частности, варикозную болезнь нижних конечностей.

Известно устройство содержащее компрессор, пневмоклапан стравливания, две окклюзионные манжеты, одна из которых плечевая, другая - для предплечья, датчики давления и пульсовой волны с выходными фильтрами, аналого-цифровой преобразователь и блок управления, связанный с компьютером (патент RU 2343826, 20.01.2009). Манжеты выполнены с возможностью закрепления на одной руке пациента и связаны между собой через регулируемый пневмоклапан. Плечевая манжета в первом варианте связана с датчиком давления, выполненным с возможностью регистрации постоянной и переменной в диапазоне тонов Короткова составляющих давления, а во втором варианте - с отдельными датчиками давления и акустическим датчиком тонов Короткова. Манжета для предплечья пневматически

связана с акустическим датчиком тонов Короткова. Блок управления содержит микропроцессор, коммутатор и интерфейс для связи с компьютером.

Недостатком данного устройства является необходимость использования регистраторов тонов Короткова, что связано с дополнительными затратами и погрешностями, связанными с их регистрацией. Кроме того, это устройство имеет недостатки, связанные с наличием двух одновременно используемых манжет и двух датчиков тонов Короткова, что усложняет и удорожает конструкцию и требует их совместной калибровки.

Также известен измеритель диагностический (патент RU 2285446, 20.10.2006), который содержит по первому варианту - направляющую с неподвижным основанием и с подвижной кареткой, снабженной измерителем линейного перемещения и измерителем усилия с цифровыми табло для индикации показаний, при этом измеритель усилия выполнен в виде являющейся частью шупа упругой тензометрированной балки, тензорезисторы которой объединены в тензомост и подключены к контроллеру.

Однако, данный способ позволяет определить только локально-точечные параметры жесткости.

Кроме того, известен способ, в котором осуществляют также диагностику упругости мышц тела человека с помощью измерительного зонда пневматического типа, имеющего полость в которую нагнетают рабочую среду и замеряют давление и деформацию измерительного зонда, (патент WO2016/185322 A1, 11.05.2016). Данный способ реализуется при помощи устройства, содержащего процессорное устройство, датчик давления, соединенный с пневматическим устройством. Устройство включает: задающий модуль, обеспечивающий ввод первоначальных настроек, обусловленных размерами и формой измерительного устройства и измерительный модуль, служащий для обработки измерительной информации от датчика давления, в соответствии с заданными начальными параметрами, которые были первоначально заданы с целью определения реального давления. Однако, данное устройство предназначено для определения параметров полых органов, путем введения измерительного устройства в них, что крайне затруднительно для глубоких вен и артерий.

Недостатком данного способа является то, что он не использует возможности, открываемые путем приложения внешних воздействий за счет проведения измерения в различных условиях, что снижает информативность полученных данных и уменьшает область применения данного способа.

Задачами изобретения являются:

1. Повышение достоверности процедуры оценки состояния мягких тканей человека путем их деформационно-силового сжатия манжетой при одновременной фиксации зависимости давления в ней от объема закачанного в нее воздуха за счет использования вспомогательной манжеты, используемой в качестве индикатора влияния диагностического воздействия на исследуемые мягкие ткани.

2. Расширение функциональных возможностей и информационной результативности процедуры диагностического деформационно-силового воздействия на мягкие ткани человека в различных условиях проведения исследований с целью оценки степени тренированности мышц и сердечно-сосудистой системы посредством анализа отклика на нагрузку и стадии возрастных изменений.

3. Расширение диагностических возможностей и повышение точности известных методов измерения упругости мягких тканей, например, пальпации, за счет инструментального получения зависимости давления в измерительной манжете в зависимости от количества поданного в нее рабочего тела.

Технический результат, обеспечивающий решение указанных задач, заключается в использовании зависимостей информативных параметров самой измерительной манжеты (ИМ) и тем самым в обеспечении непрерывного получения информации о

физических параметрах состояния МТ человека или животного во всем интервале изменения внешнего распределенного давления на эти ткани.

Указанные задачи и технический результат достигаются способом исследования мягких тканей тела человека, включающим размещение вокруг части тела человека измерительной манжеты (ИМ), подачу в ИМ рабочего тела и измерение давления в ИМ, при этом в процессе исследования регистрируют зависимость величины давления в ИМ от количества поданного в нее рабочего тела и по этой зависимости судят о состоянии мягких тканей человека.

А также тем, что в качестве регистрируемой в процессе исследований зависимости используют зависимость геометрических параметров ИМ.

А также тем, что в качестве геометрического параметра ИМ используют изменения наружного диаметра ИМ, от количества поданного в нее рабочего тела.

А также тем, что в качестве регистрируемой в процессе исследования зависимости используют зависимость степени упругих деформаций МТ части тела человека под ИМ от количества поданного в ИМ рабочего тела.

А также тем, что в качестве рабочего тела используют практически несжимаемую гидросреду.

А также тем, что в качестве несжимаемой среды используют дистиллированную воду или физиологический раствор.

А также тем, что используют дополнительную вспомогательную манжету, коаксиально расположенную на жесткой оправке.

А также тем, что исследования и получение информативно-диагностических зависимостей осуществляют в различных условиях воздействия на МТ.

А также тем, что давление в вспомогательной манжете выбирают исходя из состояния мягких тканей исследуемой части тела в диапазоне от 20 до 200 мм рт.ст.

А также тем, что в качестве рабочего тела вспомогательной манжеты используется несжимаемая жидкость.

А также тем, что осуществляют дополнительное воздействие на исследуемую часть тела путем изменения положения частей тела исследуемого человека друг относительно друга и линии горизонта.

Для этого используется ИМ, содержащая различное количество рабочего тела (обычно воздуха) при разном давлении, от физиологических характеристик мягких тканей (МТ) объекта изучения, в частности их упругости. В этом состоит информационно-диагностическое обеспечение процесса реализации управляемой деформации МТ тестовым распределенным внешним сжимающим давлением, создаваемым путем накачки рабочего тела в ИМ, расположенную на поверхности анализируемой части тела человека, например, предплечья.

В качестве информативных признаков, используют два основных параметра:

1. Зависимость давления рабочего тела в измерительной манжете, располагаемой вокруг исследуемого органа человека, от количества поданного в нее рабочего тела и упругости (жесткости) мягких тканей, которые она сжимает, в том числе, при внешних изменяющихся условиях, в частности, физиологическом положении исследуемой части тела

2. Зависимость изменения давления во вспомогательной манжете, от давления воздуха во внешней на этапе калибровки (фиг. 1).

Об упругости МТ судят путем сравнения эталонной зависимости изменения давления в ИМ в зависимости от количества поданного в нее воздуха с измеренной подобной зависимостью. В качестве эталонной зависимости может быть использована ранее полученная зависимость в тех же условиях для этого же объекта, но в предшествующий момент времени или зависимость, полученная на калибровочной манжете или другом условно-эталонном объекте, в роли которого может выступать здоровый человек со схожими антропометрическими данными.

При количественной оценке упругости можно использовать дифференциальный или интегральный подходы. Суть дифференциального подхода заключается в определении коэффициента, равного отношению коэффициента угла наклона измеренной кривой изменения давления в ИМ от количества поданного в нее воздуха к коэффициенту угла наклона эталонной кривой при том же количестве поданного в ИМ воздуха. При интегральной оценке используется коэффициент, равный отношению площади под измеренной кривой изменения давления в ИМ от количества поданного в нее воздуха к площади под эталонной кривой при том же количестве поданного в ИМ воздуха.

Необходимо отметить, что помимо упругости МТ на результат получения информативных зависимостей влияет степень сжатия самого рабочего тела, обычно воздуха, в ИМ. Поэтому в качестве рабочего тела предлагается использовать практически не сжимаемую гидросреду, например, дистиллированную воду или физиологический раствор, акустическое сопротивление, которого фактически совпадает с акустическим сопротивлением МТ организма человека. Это обстоятельство расширяет информационные возможности и точность акустической диагностики параметров, характеризующих функциональное состояние бронхо-легочной и сердечно-сосудистой системы.

Кроме того, на точность получения вышеуказанных зависимостей влияет упругость (жесткость) материала, из которого изготавливается сама измерительная манжета (ИМ). Поэтому, предварительно, до начала исследовательско-диагностической процедуры осуществляется определение жесткости самой ИМ путем ее тарирования. Тарирование ИМ происходит следующим образом. ИМ располагают вокруг жесткой оправки, изготовленной например, из дерева или пластмассы, алюминия и др. материалов, с размерами соответствующими форме и геометрическим параметрам диагностируемого в будущем органа человека, например предплечья или кисти рук. Затем в ИМ подается рабочее тело и фиксируется зависимость изменения давления в ИМ от количества поданного рабочего тела, например воздуха. Кроме этого, фиксируется зависимость изменения геометрических размеров наддуваемой ИМ, например увеличения ее наружного диаметра от роста давления рабочего тела (воздуха, жидкости) в ней.

Полученные зависимости позволяют учесть влияние упругости самой измерительной системы, главным образом ИМ при последующем получении основных информативных зависимостей, характеризующих состояние МТ организма.

Таким образом, обобщающим отличительным признаком заявляемого способа является получение зависимостей физико-геометрических параметров самой измерительной манжеты от количества поданного в нее рабочего тела в различных условиях реализации процедуры определения упругих характеристик части тела человека, вокруг которой в исходном состоянии располагается данная манжета. Причем до начала исследований жесткость (упругость) самой измерительной системы, главным образом измерительной манжеты определяется путем ее калибровки с использованием твердотельной оправки высокой жесткости. Для уменьшения погрешностей измерения предлагается в качестве рабочего тела использовать практически несжимаемую при реальных значениях давления на него гидросреду.

В связи с вышеизложенным, ИМ выступает в двойной роли устройства нагружающего МТ организма в соответствующих решаемой задаче условиях и измерительного устройства, определяющего реакцию МТ на данное тестово-диагностическое воздействие при этих условиях исследования.

На фиг. 1 изображена схема проведения модельных экспериментов, где 1 - жесткая оправка; 2 - вспомогательная манжета (ВМ), вариация давления наддува которой имитирует различную упругость МТ организма; 3 - измерительная манжета (ИМ), в

которую подается рабочее тело от компрессора за n циклов его работы и создается соответствующее измеряемое давление $P_{ИМ}$; 4 - манометр ВМ; 5 - манометр ИМ; 6 - верхнее расположение измерительной ленты, а также место измерения внешнего диаметра ВМ d_B штангенциркулем; 7 - нижнее положение измерительной ленты, а также место измерения внешнего диаметра ВМ d_B штангенциркулем; d_H - наружный диаметр ИМ, измеряемый штангенциркулем

На фиг. 2 изображено влияние условий различного воздействия на МТ на значения их упругости, где 8 - исходная зависимость $P_{ИМ}=f_1(n)$ в расслабленном состоянии МТ предплечья, аналогичная стандартной процедуре измерения АД; 9 - зависимость $P_{ИМ}=f_2(n)$ при прерванном артериальном кровотоке, путем передавливания предплечья эластичным жгутом выше места расположения ИМ; 10 - зависимость $P_{ИМ}=f_3(n)$, полученная путем нагружения бицепса предплечья нагрузкой $F=100$ Н при согнутом локтевом суставе в положении тела стоя.

На фиг. 3 изображены результаты калибровки системы измерений и проведения модельных экспериментов, где 11 - изменение P_H в ИМ на жесткой оправке без ВМ; 12 - изменение среднего значения d_H ИМ на жесткой оправке без ВМ; 13 - измерение P_H в ИМ при исходном $P_B=0,8P_{max}$ в ВМ (имитация высокой жесткости МТ); 14 - изменение d_B при условиях по п. 13; 15 - измерение P_H в ИМ при $P_B=0,3P_{max}$ в ВМ (имитация малой жесткости МТ); 16 - изменение среднего при условиях по п. 15.

$P_{max}=200$ мм рт.столба; n - количество подаваемого в ИМ рабочего тела (количество циклов накачивания компрессором); n_K - число циклов работы компрессора при калибровке упругости самой ИМ на жесткой оправке; n_1 и n_2 при соответствующих значениях давления предварительного наддува ВМ ($0,8P_{max}$ и $0,3P_{max}$). Изменение диаметров ИМ и ВМ, где $\Delta d_B = (d_B^{нач} - d_B)$ - ВМ - сжимается; $\Delta d_H = (d_H - d_H^{нач})$ - ИМ - раздувается

Индекс «исх» - начальное значение d соответствующего диаметра; 17 - график изменения давления в измерительной манжете, расположенной на предплечье человека, находящегося в положении «стоя», от количества поданного в нее воздуха для нормального (непережатого) состояния; 18 - то же для случая пережатых артерий выше по кровотоку посредством эластичного жгута

На фиг. 4 представлен график изменения давления в измерительной манжете, расположенной на предплечье человека, находящегося в положении «стоя», от количества поданного в нее воздуха, причем, одна кривая 18 была получена для случая пережатых артерий выше по кровотоку посредством эластичного жгута, а вторая кривая 17 - для нормального (непережатого) состояния.

На фиг. 5 представлен график изменения давления в измерительной манжете, расположенной на предплечье человека, находящегося в положении «стоя», от количества поданного в нее воздуха, причем, одна кривая 20 была измерена для случая когда в руке, на которую была одета измерительная манжета была зажата гантеля, создающая нагрузку 60 Н, а рука согнута в предплечье под углом 90 градусов относительно вертикали, другая кривая 19 - для аналогичного случая, но с гантелей, создающей нагрузку 120 Н, а третья кривая 17 - для случая без нагрузки. Тем самым, измерения проводились при различных уровнях физической нагрузки на диагностируемый орган - бицепс руки. Это позволило объективно оценить степень изменения в различных условиях воздействия на них.

На фиг. 6 представлен график изменения давления в измерительной манжете, расположенной на предплечье человека, находящегося в положении «стоя», от количества поданного в нее воздуха, причем, одна кривая была измерена для мужчины в возрасте 65 (21) лет, а другая (17) - для 25 летнего мужчины. Полученные данные являются методической основой для объективной оценки тренируемости мышечных тканей организма человека в различном возрасте.

На фиг. 7 представлен график изменения давления в измерительной манжете, расположенной на предплечье человека, находящегося в положении «лежа», от количества поданного в нее воздуха, причем, одна кривая была измерена для случая, когда ноги человека находились горизонтально 23, на одной линии с телом, а другая кривая - для случая, когда ноги подняты под прямым углом в горизонту и линии тела человека 22. Тем самым, была экспериментально проиллюстрирована возможность учета влияния вариаций гемостатического давления крови на результаты измерений. Это открывает физико-технологические возможности более тонкого дифференцированного анализа измерений параметров упругого состояния МТ при функционально-различных видах воздействия на них.

На фиг. 8 представлены характерные области кривых изменения давления в измерительной манжете, от количества поданного в нее воздуха, расположенной на голени человека, находящегося в положении «сидя», причем нога, на которой производилось измерение, согнута в колене под прямым углом. Области соответствуют различным стадиям заболевания (от С1 до С5) варикозной болезни нижних конечностей (по СЕАР). Представленные данные иллюстрируют диагностические возможности масштабного применения заявляемого способа в клинической практике, в том числе для повышения достоверности объективной оценки стадии варикозной болезни по результатам измерения упругости МТ голени пациентов.

Устройство, реализующее патентуемый способ включает жесткую оправку 1, вспомогательную манжету 2 (ВМ), вариация давления наддува которой имитирует различную упругость МТ организма, измерительную манжету 3 (ИМ), в которую подается рабочее тело от компрессора за n циклов его работы и создается соответствующее измеряемое давление, манометр ВМ 4, манометр ИМ 5. Верхнее расположение измерительной ленты, а также место измерения внешнего диаметра ВМ штангенциркулем обозначено 6, нижнее положение измерительной ленты, а также место измерения внешнего диаметра ВМ штангенциркулем обозначено 7.

d_n - наружный диаметр ИМ, измеряемый штангенциркулем; d_b - внешний диаметр ВМ, измеряемый штангенциркулем; n - число циклов работы насоса; $P_{ИМ}$ - давление в ИМ; P_b - давление в ВМ, $P_{МАХ}=200$ мм рт.ст.;

n_k - число циклов работы компрессора при калибровке упругости самой ИМ на жесткой оправке; n_1 - число циклов работы насоса при давлении в ВМ соответствующем $0,8P_{МАХ}$; n_2 - число циклов работы насоса при давлении в ВМ соответствующем $0,3P_{МАХ}$; Изменение диаметров ИМ и ВМ, где $\Delta d_b = (d_b^{исх} - d_b)$. ВМ - сжимается; $\Delta d_n = (d_n - d_n^{исх})$ - ИМ - раздувается; Δd_b - изменение d_b при сжатии ВМ; Δd_n - изменение d_n при расширении ИМ; $d_n^{исх}$ - начальное значение d_n ; $d_b^{исх}$ - начальное значение d_b .

Пример реализации способа

В качестве базового исследовательско-диагностического устройства использовался стандартный автоматический прибор для измерения артериального давления, модернизированный с целью получения на персональном компьютере непрерывной зависимости давления в измерительной манжете от количества циклов накачиваемого в нее компрессором воздуха в визуальном виде и цифровой форме. Измерение окружающих деформаций поверхности мягких тканей предплечья осуществлялась стандартной гибкой лентой с нанесенными на нее измерительной шкалой с ценой деления 1 мм, а также штангенциркулем, позволяющим с точностью до 0,1 мм измерять изменения деформаций МТ в радиальном направлении. Заметим, что результаты этих измерений связаны однозначной функциональной зависимостью, не требующей комментариев. Измерения проводились непосредственно в зоне прилегания манжеты к предплечью, причем в ручном режиме создавались условия

максимального соответствия внутреннего, контактирующего с рукой диаметра манжеты и диаметра данной ленты путем ее стягивания (натяжения), тем самым создавались деформации, идентичные деформациям, вызываемым измерительной манжетой. Для повышения точности измерений проводились размерно-геометрические измерения в зоне, расположенной как выше, так и ниже места нахождения манжеты на предплечье. Полученные результаты осреднялись.

До начала натурных исследований МТ предплечья человека осуществлялась тестово-тарировочная операция калибровки измерительной манжеты, путем ее расположения на жесткой (деревянной) оправке и последующего наполнения рабочим телом. При этом осуществлялось измерение давления в ИМ и увеличение ее диаметра, как функции от данной величины давления. Полученные результаты позволили учесть влияние упругости самой измерительной системы на точность определения упругости МТ.

Для отработки методики реализации заявляемого способа проводилось моделирование изменений величины упругости МТ под ИМ с помощью дополнительной вспомогательной манжеты (ВМ), предварительно наддуваемой рабочим телом (воздухом). Эта процедура, схема которой представлена на фиг. 1, осуществлялась следующим образом. Основная ИМ 3 одевалась на вспомогательную манжету 2, оснащенную дополнительным манометром 4, работающим в ручном режиме накачки ВМ. Причем ВМ 2 располагалась на жесткой оправке 1. Затем осуществлялась накачка давления в 3 при различной величине исходного наддува 2. В процессе проведения модельных исследований измерялись манометрами 4 и 5 значения рабочего тела (воздуха) давления в 2 и 3, а также изменения диаметров $d_{\text{вн}}$ выше линии 6 ИМ и ниже линии 7 ИМ измерительной лентой и штангенциркулем, а также увеличение диаметра $d_{\text{н}}$ наружной поверхности ИМ.

Использование ВМ позволило решить следующие задачи:

1. Обеспечить строго определенное значение различной упругости МТ под ИМ путем накачивания до требуемой величины исходного давления ВМ, одетой на соответствующую по диаметру жесткую (деревянную) оправку.
2. Более точно определить величину деформации в процессе измерений границы контакта между внутренней поверхностью ИМ, прилегающей к наружной поверхности ВМ.
3. Установить взаимосвязанность между изменениями диаметров наружной и внутренней поверхности ИМ, прилегающей к наружной поверхности ВМ. Тем самым, повысить технологичность получения зависимости деформаций МТ от величины давления в ИМ путем измерения хорошо доступного для измерений ее наружной поверхности.

Результаты вышеописанных процедур калибровки ИМ и реализации способа в тестовом режиме моделирования условий проведения натурных исследовательских экспериментов представлены на фиг. 2.

Из полученных данных следует возможность четкой реализации способа и получения соответствующих трех информационно-диагностических зависимостей:

1. Зависимости давления $P_{\text{ИМ}}$ воздуха в ИМ от количества циклов n работы накачивающего ее компрессора в полуавтоматическом режиме работы модернизированного под решаемую задачу устройства для измерения артериального давления (). Причем зависимости типа $P_{\text{ИМ}} = f(n)$ были получены при различной величине исходного давления $P_{\text{в}}$ в ВМ, что позволило функционально адекватно моделировать различную упругость реальных МТ.

2. Зависимость изменения диаметра внутренней $d_{\text{в}}$ контактной поверхности ИМ от n и $P_{\text{И}}$ в ВМ, что полностью имитирует изменение упругой деформации поверхности МТ в процессе уже реального исследования их упругости.

3. Зависимости изменения диаметра d_H наружной поверхности ИМ от p и P_H в ИМ. Эта зависимость позволяет существенно повысить технологичность процедуры диагностического исследования упругости реальных МТ путем оценки степени их деформации по результатам измерения геометрических размеров (диаметра, длины окружности) наружной, легко доступной поверхности ИМ. Таким образом, на первом тестовом этапе реализации заявляемого способа была осуществлена калибровка измерительной системы, а также экспериментально-методически, в условиях моделирования отработана методика, процедура и алгоритм получения требуемых информационно-диагностических зависимостей.

На втором, заключительном этапе, заявляемого способа исследования параметров состояния МТ реализовывались в процессе натурального эксперимента при изменениях их характеристик, обусловленных различными условиями внешнего воздействия на МТ организма.

В частности, определялись информативные зависимости в следующих, практически важных случаях.

1. Определялось влияние давления крови в артериях на степень изменения упругости МТ под ИМ.

2. Оценивалось влияние величины нагрузки на мышечную ткань (бицепс предплечья) на упругость МТ под ИМ.

Результаты выполненных натуральных экспериментов представлены на фиг. 3.

Из полученных данных следует возможность определения артериального давления (АД), без учета влияния на результат измерения упругости МТ, окружающих сосудистое русло артериального кровотока путем вычисления разности между значениями функции 11 и функции 12 на фиг. 3. Это обстоятельство имеет вполне самостоятельное информационно-диагностическое значение при определении тонуса функционально составляющих МТ и их структурных элементов: мышечной ткани, сосудистой системы, степени гидратации тканей.

Причем в данной серии экспериментов и далее рабочий диапазон изменения давления в ИМ составлял 20-200 мм рт.ст. Это объяснялось особенностями получения максимально-стабильных результатов измерений (20 мм рт.ст.) и физиологией МТ - малотравмирующим влиянием на них давления в ИМ 200 мм рт.ст.

Кроме того, четко установлена возможность инструментальной оценки упругости мышечной ткани от величины физической нагрузки. Это положение открывает перспективу широкомасштабного использования заявляемого способа в практике физической культуры, спортивной медицине и других сферах экологии человека.

Таким образом, полученные результаты убедительно показывают техническую реализуемость заявляемого способа исследования функциональных параметров организма человека, в частности путем определения характеристик упругости (жесткости) его мягких тканей.

Формула изобретения

1. Способ исследования упругости мягких тканей тела человека, отличающийся тем, что включает размещение вокруг части конечности тела человека измерительной манжеты, подачу в измерительную манжету воздуха, измерение давления в измерительной манжете, в процессе исследования регистрируют зависимость величины давления в измерительной манжете от количества поданного в нее воздуха и по этой зависимости судят о состоянии мягких тканей человека.

2. Способ по п. 1, отличающийся тем, что исследования проводят в различных условиях воздействия на мягкие ткани.

3. Способ по п. 1, отличающийся тем, что осуществляют дополнительное воздействие на исследуемую часть тела путем изменения положения частей тела исследуемого человека друг относительно друга и линии горизонта.