

ТАРТУСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
Факультет физики-химии
Институт экспериментальной физики и технологии

ЮЛИЯ ИВЛИЕВА

**ИССЛЕДОВАНИЕ ТОПОГРАФИИ МИОМЕТРИЧЕСКИХ
ПАРАМЕТРОВ МЫШЦ ВЕРХНЕЙ И НИЖНЕЙ
КОНЕЧНОСТЕЙ**

Прикладная физика
Магистерская работа

Руководитель: старший научный сотрудник,
Доктор биологических наук Арвед Вайн

Тарту 2006

ПУБЛИКАЦИИ И ДОКЛАДЫ ПО ТЕМЕ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

1. Ivlijeva J., Vain A., Gapeyeva H., *Peculiarities of application of myometry for assessment of neuromuscular system of sportsmen*, 4th International Baltic Congress on Sports Medicine, тезисы доклада, Riga, 2005, 22-23

СОДЕРЖАНИЕ

ПУБЛИКАЦИИ И ДОКЛАДЫ ПО ТЕМЕ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ.....	2
СОДЕРЖАНИЕ	3
ВВЕДЕНИЕ	4
ОБЗОР ПРОБЛЕМЫ НА ОСНОВЕ ЛИТЕРАТУРЫ	5
1.1. СТРОЕНИЕ МЫШЦ	5
1.2. ТОНУС МЫШЦ	7
1.3. ИНФОРМАТИВНОСТЬ ПАРАМЕТРОВ ХАРАКТЕРИЗУЮЩИХ БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА	8
1.4. ВНУТРЕННЕЕ СТРОЕНИЕ МЫШЦ.....	9
ОБСЛЕДУЕМЫЕ И МЕТОДЫ	16
1.5. ОБСЛЕДУЕМЫЕ	16
1.6. ПРОВЕДЕНИЕ МИОМЕТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ	17
1.7. РЕГИСТРИРУЕМЫЕ ВЕЛИЧИНЫ.....	19
1.8. МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ МИОМЕТРИЧЕСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ	20
1.9. ОБРАБОТКА ДАННЫХ	22
РЕЗУЛЬТАТЫ.....	23
ДИСКУССИЯ	53
ВЫВОДЫ	58
РЕЗЮМЕ	59
ИСПОЛЬЗОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА	60
КОЖКUVÕTE.....	62
SUMMARY	63

1. ВВЕДЕНИЕ

Для объективной оценки функционального состояния мышц используется разработанный (Vain A., 1977) физиком Тартуского Университета доктором биологических наук Арведом Вайном миометр, который он дополнил (Vain A., 1996) для измерения параметров тонуса скелетных мышц. Так как повторяемость миометрического метода и прибора хорошая (Bizzini M., 2003), то с помощью этого метода можно обнаружить ранние изменения эластичности и жёсткости скелетных мышц. Метод даёт объективные результаты в независимости от измеряющего (Viir et al. 2006).

Миометр применяется в охране труда, в спортивной медицине, в процессе восстановительного лечения и т.д. Этот метод предназначен для длительного наблюдения за пациентом, что предполагает собой повторные измерения через определённые промежутки времени. Вывод об изменении функционального состояния мышц делают на основе изменения миометрических параметров мышц. Поэтому очень важно чтобы изменения миометрических параметров были связаны именно с изменением функционального состояния мышц, а не от выбора точки проведения измерений. До настоящего момента не было исследований касающихся изменения миометрических параметров в зависимости от региона проведения измерения для конкретной мышцы. Для этого очень важно сделать миометрические измерения по возможности более повторяющимися и дать более конкретные указания к проведению измерений.

Целью данной работы являлось определить месторасположение точки проведения миометрических измерений при исследовании биомеханических свойств мышц. Задачи данной работы:

1. Определить топографию изменения частоты колебаний, логарифмического декремента и жёсткости следующих мышц: *m. Biceps Brachii*, *m. Brachioradialis*, *m. Extensor Digitorum*, *m. Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius caput laterale et mediale* по направлению вдоль мышцы в шести точках.
2. Определить разницу средних арифметических частоты колебаний, логарифмического декремента и жёсткости в дистальной и проксимальной части исследованных мышц.
3. Найти регион для проведения миометрических измерений для каждой исследованной мышцы.

2. ОБЗОР ПРОБЛЕМЫ НА ОСНОВЕ ЛИТЕРАТУРЫ

2.1. Строение мышц

Скелетная мышца состоит (см. рис 1) из мышечных волокон и окружающей мембраны – сарколеммы. Известно, что мышца как орган снаружи одета эпимизиумом, оболочкой из плотной соединительной ткани. От внутренней поверхности эпимизиума в глубь мышцы отходят тонкие разветвляющиеся соединительно-тканые перегородки, образующие перимизиум, в котором располагаются также артерии и нервы. От слоя перимизиума, окружающего пучок волокон, внутрь отходят тончайшие прослойки рыхлой соединительной ткани - эндомизиум, отделяющий друг от друга отдельные мышечные волокна (Вайн, 1990).

Эндо-, пери -, и эпимизиум содержат коллагеновые волокна. В зависимости от типа мышц на долю коллагена соединительной ткани приходится от 3 до 30% белков, входящих в состав мышцы. Коллагеновые волокна участвуют в поддержании формы мышечных волокон, архитектуры мышечных пучков и внутримышечного давления. Ориентация коллагеновых волокон относительно продольной оси мышечного волокна обладает большой важностью, при передаче возникшей в саркомере механической энергии к сухожилиям и далее к костным рычагам (Вайн, 1990).

Основным морфологическим элементом мышцы является мышечное волокно, которое заключает в себе все основные функции мышцы как органа. Мышечное волокно обычно 10-60 μm в диаметре и длиной от нескольких миллиметров до нескольких сантиметров. Внутри мышечного волокна тянутся нитеподобные миофибриллы, каждая около 1 μm в диаметре. В свою очередь каждая миофибрилла содержит в себе сократительные белки – миозин и актин, регуляторные белки - тропонин и тропомиозин, и дополнительные белки титин и небулин. Миофибрилла имеет зонное строение – тёмные А - (анизотропные) зоны чередуются со светлыми I- (изотропными) зонами. А - зона – это участок миофибриллы, который содержит только миозиновый филамент, I- зона – участок актиновых филаментов которые не перекрываются миозином, Z- диски

делят этот участок пополам. Посередине А - зоны расположен регион, куда не проникают актиновые филаменты- Н- зона (см. рис 1) (Fung, 1993).

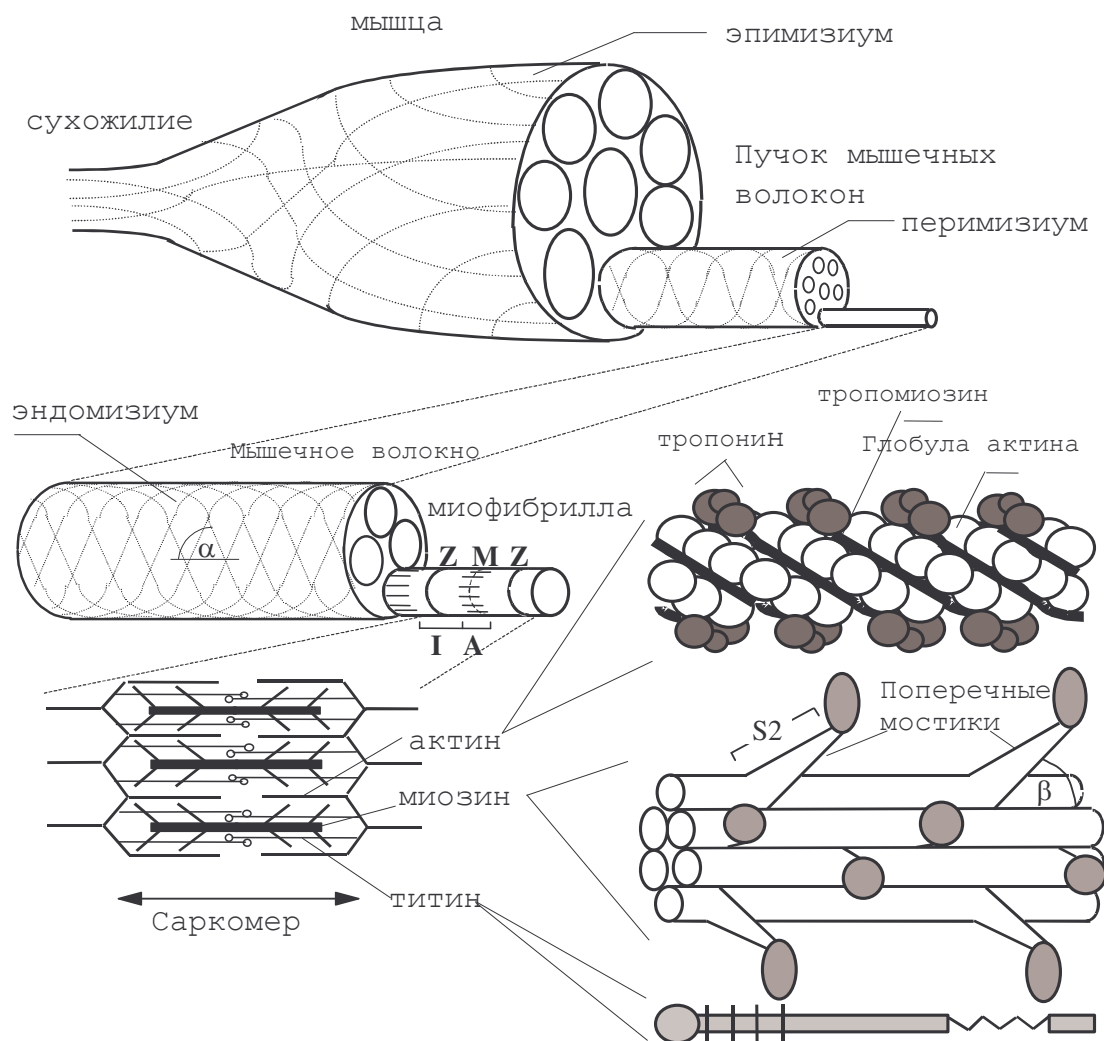


Рисунок 1. Строение скелетной мышцы.(Nigg, Herzog(1994) и Bagshaw(1982), строение титина по Nave(1990)), расположение титиновых филаментов в саркомере по Вайну(1995).

Участок между соседними Z- дисками называется саркомером. Посередине саркомера расположена М- линия, которая соединяет миозиновые филаменты. Таким образом, миофибрилла представляет собой ряд последовательно соединённых саркомеров.

Миозин – толстый миофиламент диаметром в 12 nm. Каждый миозиновый филамент состоит примерно из 180 молекул миозина. Пучок молекул миозина окружают по спирали так называемые поперечные мостики, в

которых можно выделить генерирующую силу шейки и глобулярную головку (Nigg B.M., Herzog W., 1994).

Актин – тонкий филамент диаметром около 5 nm. Актин представляет собой цепь актиновых глобул, на которой размещаются глобулы тропонина. Задачей тропонина является управление сокращениями мышцы (Bagshaw C.R., 1982).

Титин, в отличие от актина и миозина, считается эластичным белком саркомера, при том его механическая прочность во много раз больше чем у вышеупомянутых. В соответствии с данными Nave (1990) один конец титинового филамента прикреплён к Z- диску и в I- зоне саркомера находится та его часть, которая изменяет свою длину при сокращении и растягивании мышц. Второй конец титина имеет форму головки и расположен вблизи M- линии. По мнению Вайна(1993, 1995), головка титина пересекает M- линию и совмещается с лежащей напротив головкой, это значит что длина титинового филамента больше чем пол саркомера. По данным Granzier et al. (1996) именно титин является той морфологической структурой, которая поддерживает длину саркомера в состоянии покоя равной 2.0 μm . В этом случае напряжение нормального состояния эндо-, пери - и эпимизиума фиксирует головки титина в саркомере и эластичность титина принимает участие в поддержании тонуса скелетных мышц (Vain, 2002).

2.2. Тонус мышц

Следующий абзац написан на основе матерьяла взятого из конспекта по миометрии А. Вайна (2002).

Тонус можно определить как механическое напряжение мышц, при помощи которого обеспечивается равновесие тела, положение отдельных частей тела относительно друг друга и задаётся необходимый фон предварительного напряжения необходимого для активной работы мышцы, причём тонус во всём нервно-мышечном аппарате определяется с одной стороны центральной нервной системой, с другой стороны тонусом клеток. Тонус скелетных мышц - интегральный показатель, отражающий состояние организма в целом. Тонус является информативным показателем в диагнозе как патологического, так и предпатологического состояния. Исходя из приведённого выше определения,

тонус невозможно определить одним конкретным числом. Известно, что каждая скелетная мышца обладает определённой функцией для организма. Поэтому каждая мышца обладает также тонусом, отличным от тонуса других мышц. Схожесть в тонусе должна прослеживаться между одноимёнными мышцами правой и левой половины тела. Человек не может изменять тонус по своему желанию. На тонус влияет эмоциональное состояние, а также, несомненно, оказывает влияние температура тела, возраст и т.д.

2.3. Информативность параметров характеризующих биомеханические свойства скелетных мышц при диагностике функционального состояния человека

Биомеханические свойства мышц относятся к важнейшим показателям функционального состояния опорно-двигательного аппарата человека.

Определение биомеханических свойств мышц возможно по методу затухающих колебаний. По графику затухающих колебаний определяется частота колебательного процесса, которая отражает функциональное состояние упругих элементов мышцы: пери-, эпи - и эндомизиа. Степень напряжения расслабленной мышцы, которую характеризует частота колебаний, зависит от состояния кровоснабжения, степени эфферентной импульсации в покое, а также от длины мышцы. Частота колебаний расслабленной мышцы отражает тонус мышцы, сокращённой мышцы - силу, развиваемую мышцей. Диссипативные потери механической энергии в колебательном процессе мышцы можно оценивать по декременту колебаний, который в основном характеризует силу сопротивления мышечной ткани при быстром её растягивании (Вайн А., 1986).

Многие научные исследования показывают, что от биомеханических свойств нервно мышечной системы зависит её работоспособность (Вайн А., 1980). Также выявлено, что при увеличении демпфируемости в напряжённой мышце она медленнее освобождается от механического напряжения после сокращения. Это обуславливает уменьшение частоты движений. Увеличиваются также энергетические расходы при больших величинах декремента и большей жёсткости расслабленной мышцы. Отсюда можно сделать вывод, что возможность опорно-двигательного аппарата рекуперировать механическую

энергию можно охарактеризовать жёсткостью и свойством демпфируемости, которые в свою очередь определены частотой колебаний и декрементом затухания соответственно.

Известно, что при разных патологиях мышцы происходят изменения, в первую очередь, в соединительно-тканых структурах. Это отражается и на биомеханических свойствах мышцы, как органа. По изменению свойств демпфируемости и тонуса мышц можно наблюдать за восстановительными процессами в мышце.

На основе вышеизложенного можно констатировать, что скелетная мышца представляет собой очень сложный биологический объект, поэтому при проведении измерений очень важно уменьшить количество факторов влияющих на точность измеряемых величин.

2.4. Внутреннее строение мышц

M. Biceps Brachii

Длинная веретёнообразная мышца. Имеет длинную и короткую головку. Располагается в передней области плеча. Направление мышечных волокон сверху вниз. На уровне середины плеча обе головки соединяются в общее брюшко веретенообразной формы (рис. 2).

M. Extensor Digitorum

Широкая плоская мышца. Располагается поверхностно. Данная мышца, в отличие от предыдущей, косуносообразной формы. Волокна сходятся к оси в проксимальном регионе мышцы вблизи лучезапястного сустава, где мышца разделяется на четыре сухожилия (рис.3). Последний факт отличает данную мышцу от других мышц.

M. Brachioradialis

Эта мышца, так же как и *M. Biceps Brachii* веретенообразной формы. Располагается латерально от локтевого сустава. Направление волокон сверху

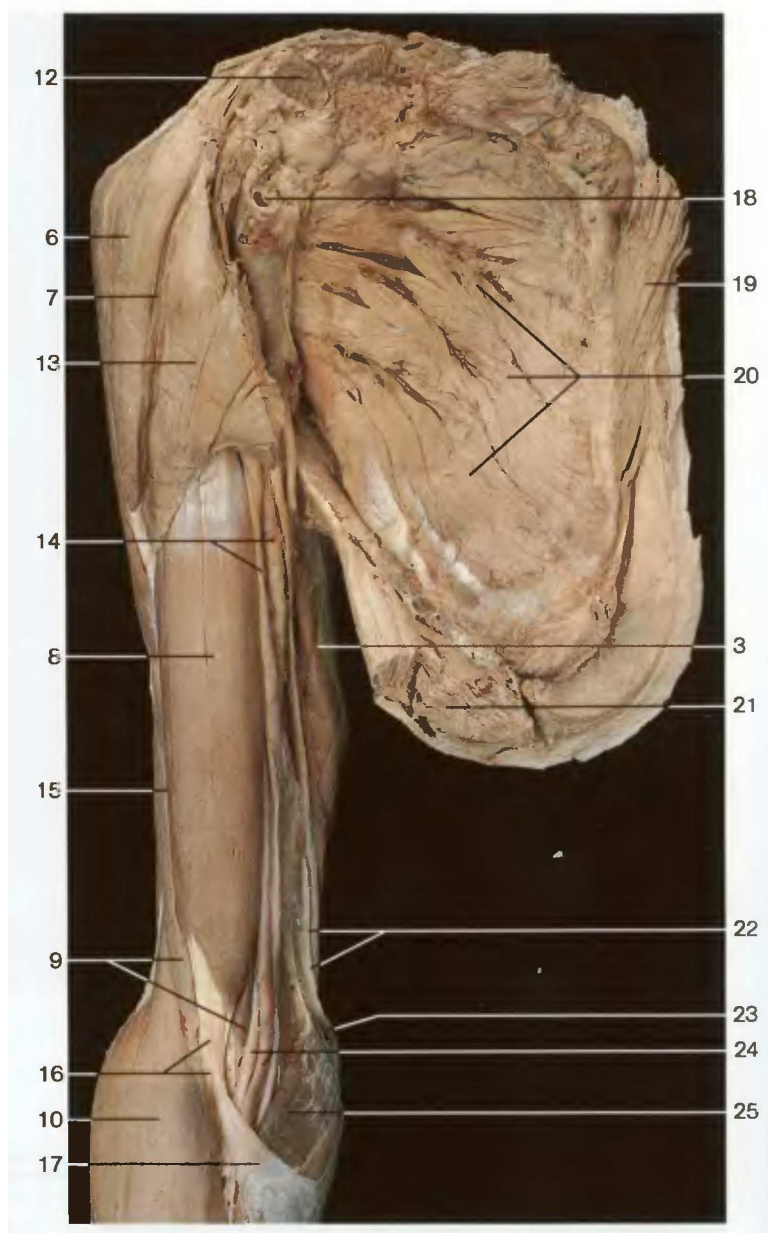


Рисунок 2. *M. Biceps Brachii* (см. позицию 8) внешний вид. Параллельное расположение мышечных волокон на протяжении всего брюшка. (Rohen J.W. et al., 1998).

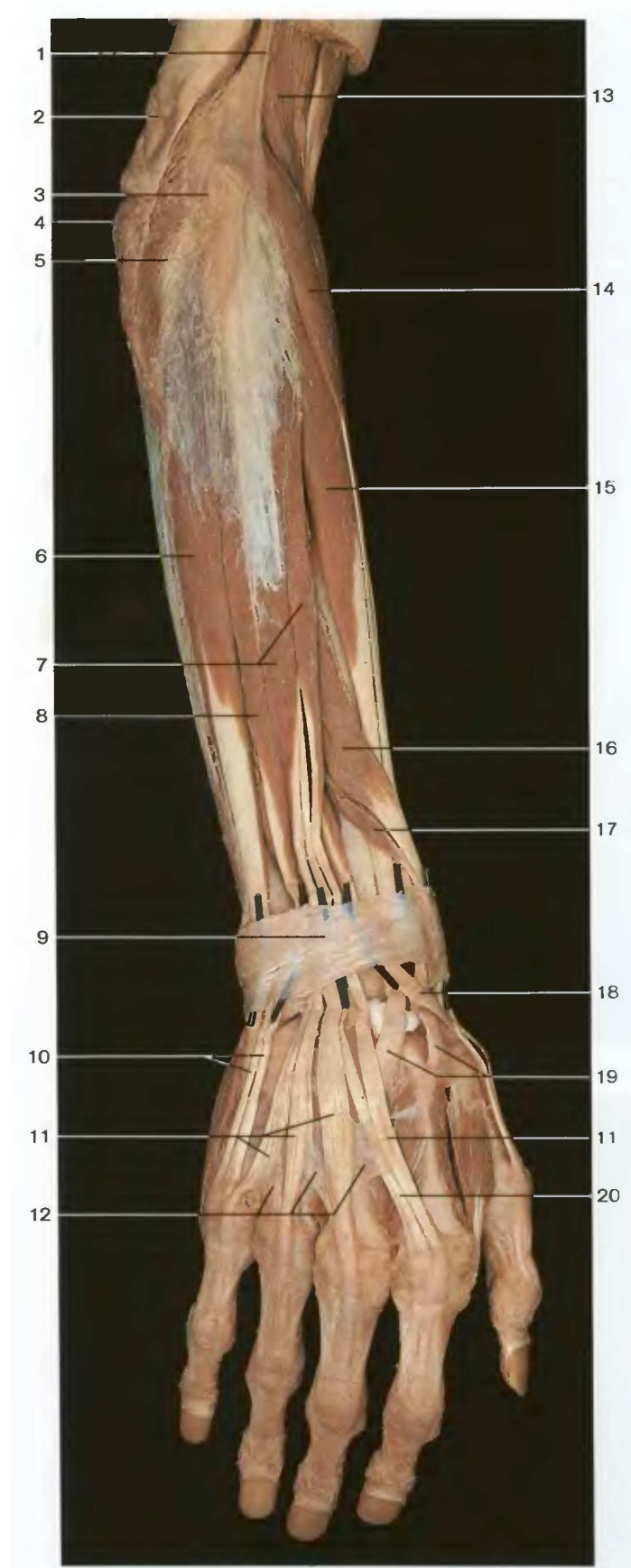


Рисунок 3. *M. Extensor Digitorum* (см. позицию 7) внешний вид. Мышечные волокна сходятся от проксимальной к дистальной части.(Rohen J.W. et al., 1998).



Рисунок 4. *M. Brachioradialis* (см. позицию 3) внешний вид. В проксимальной части мышечные волокна расположены параллельно, начиная от центральной части, сходятся к дистальному сухожилию. (Rohen J.W. et al., 1998).

вниз. На уровне середины предплечья мышечное брюшко переходит в узкое плоское сухожилие (рис.4).

M. Gastrocnemius caput laterale

Выпуклая кзади, уплощённая спереди мышца. В проксимальной части мышца одноперистая, волокна расположены под углом к сухожилию. В дистальной части волокна располагаются в одном направлении. Сухожилие данной мышцы (плоское, широкое) в виде апоневроза (рис. 5).

M. Gastrocnemius caput mediale

Выпуклая кзади, уплощённая спереди мышца. Волокна данной мышцы расположены параллельно оси (рис. 5).

M. Tibialis Anterior

Длинная, суживающаяся книзу мышца. Обширной частью глубокого слоя мышца прикрепляется к большеберцовой кости. Этим *M. Tibialis Anterior* отличается от всех предыдущих мышц. На уровне дистальной трети голени переходит в сухожилие (рис. 6). В верхней части мышцы направление волокон веерообразное, начиная с центральной части, волокна располагаются параллельно. В регионе дистального сухожилия волокна начинают сходиться.

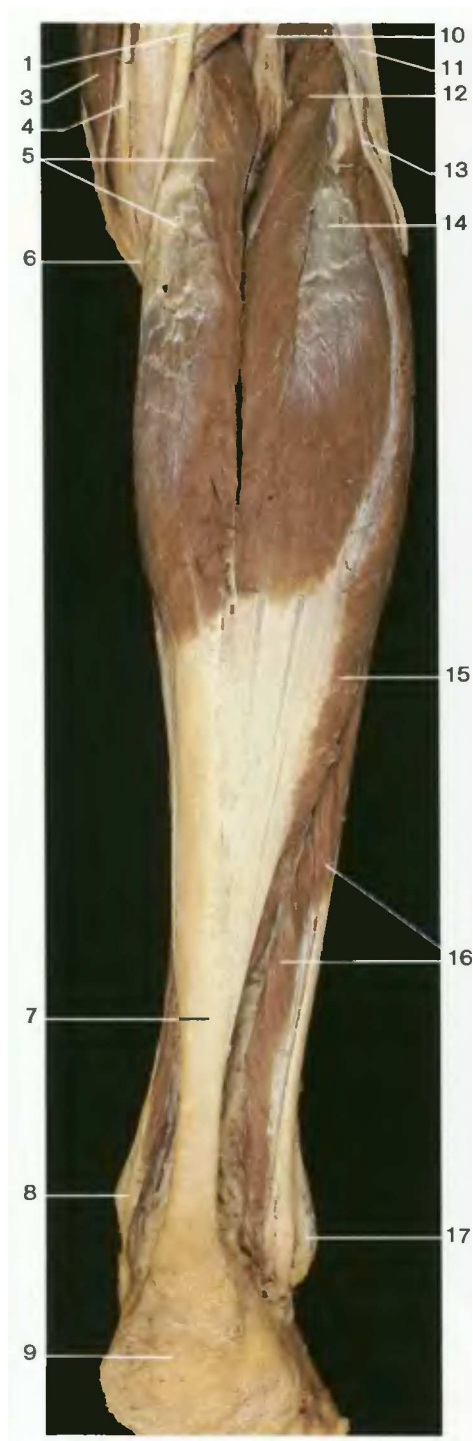


Рисунок 5. *M.Gastrocnemius* (см. позиции 5,14) внешний вид. Пяточное сухожилие (см.7) крепится к медиальной (см.5) и латеральной (см.14) головкам икроножной мышцы. Апоневроз латеральной головки (см.14). Волокна *Caput Laterale* расположены одноперисто, *Caput Mediale*-параллельно продольной оси. (Rohen J.W. et al., 1998).

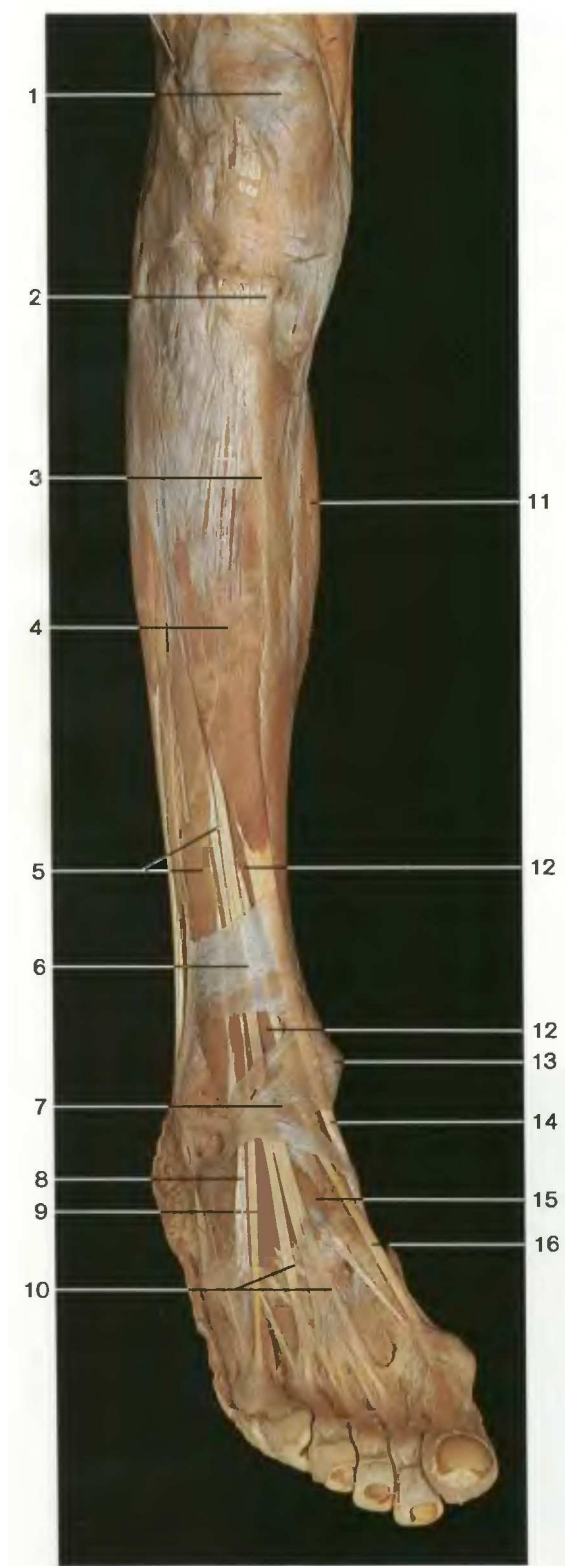


Рисунок 6. *M. Tibialis Anterior* (см. позицию 4) внешний вид. Мышечные волокна в проксимальной части располагаются веерообразно, в центральной части - параллельно, в дистальной части сходятся к сухожилию. (Rochen J.W. et al., 1998).

3. ОБСЛЕДУЕМЫЕ И МЕТОДЫ

3.1. Обследуемые

В данном эксперименте приняли участие 9 юношей и 7 девушек. Все обследуемые являлись студентами в возрастном промежутке 22-25 лет. Средний рост юношей составлял 182 см и средняя масса тела 78 кг. Средний рост девушек составлял 165 см и средняя масса тела 58 кг. Так же был вычислен BMI, который составил 21.3 для девушек и 23.7 для юношей.

Всем обследуемым до начала эксперимента была объяснена процедура и цель эксперимента, и получено согласие на участие в эксперименте.

В данной работе были исследованы мышцы верхней и нижней конечностей: *m. Biceps Brachii*, *m. Brachioradialis*, *m. Extensor Digitorum*, *m. Tibialis Anterior*, *Gastrocnemius caput laterale et mediale*.

Таблица 1. Антропометрические данные девушек.

обследуемые	масса тела, кг	рост, см	BMI
1	59	172	19.9
2	68	172	23
3	53	168	18.8
4	64	168	22.7
5	47	155	19.6
6	61	162	23.6
7	52	155	21.6

Таблица 2. Антропометрические данные юношей.

обследуемые	масса тела, кг	рост, см	BMI
1	85	178	26.8
2	80	183	23.9
3	80	177	25.5
4	77	191	21.1
5	80	183	23.9
6	83	183	24.8
7	79	184	23.3
8	72	181	22
9	70	180	21.6

3.2. Проведение миометрических измерений

Принципиальная схема измерительного устройства миометра MYOTON-2 представлена на рис. 7. Основной частью миометра является двухплечевой рычаг, свободно поворачивающийся на своей оси. К одному концу прикреплены ударник, датчик ускорения и заслонка перекрывающая в процессе движения ударника зазор между светодиодом и фотодиодом. К другому концу рычага прикреплён сердечник электромагнита привода ударника. Переключатель управления и индикатор используются для управления процессом измерения. При окончании измерений рычаг вместе с ударником фиксируются в корпусе вместе с ударником при помощи фиксатора.

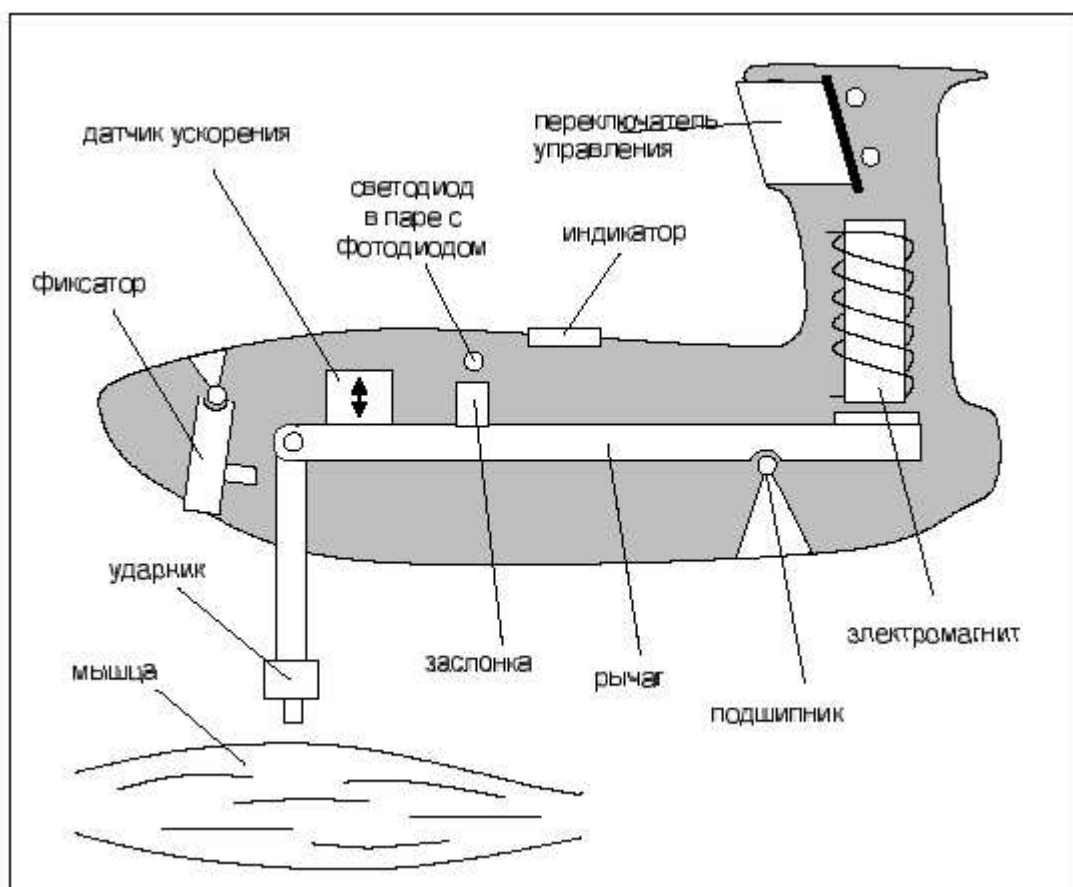


Рисунок 7. Строение измерительного устройства миометра (Vain, 2002).

Принцип работы миометра MYOTON-2. Ударник устанавливают на поверхность измеряемой мышцы (или другой исследуемой ткани). Плавным движением рукоятки корпуса миометра вниз до пересечения светового потока между светодиодом и фотодиодом происходит включение привода ударника. Ударник с наконечником вдавливаются в исследуемый объект в течение времени заданного программой. За это же время на обмотки катушки поступает ток и притягивает электромагнит. Ударник с наконечником оказывают механическое воздействие (дозированный удар) на исследуемую ткань. После удара, с истечением заданного времени, отключается источник тока от электромагнита, и это вызывает внезапное освобождение ударника от воздействия. Исследуемая ткань вместе с ударником выполняет свободные затухающие колебания, что является механическим ответом исследуемой ткани на внешнее воздействие дозированного удара. Датчик ускорения, расположенный на том же конце рычага, что и ударник с наконечником, выполняет непрерывные измерения ускорения исследуемой ткани.

Кривая, полученная при помощи датчика ускорения, представлена на рисунке 8.

В момент времени t_1 до t_3 происходит вдавливание в мышцу, после чего следует свободное колебание ударника с наконечником вместе с мышцей. В момент времени t_4 ударник достигает максимальной скорости при выходе из мышцы. Эта точка соответствует максимальной скорости восстановления формы мышцы. В момент времени t_5 скорость ударника 0, и он находится в верхнем положении. Далее происходит новая деформация мышцы под влиянием силы тяжести ударника и далее процесс продолжается до полнейшего затухания колебаний. Полученная кривая ускорения даёт возможность измерить собственную частоту колебаний периода колебаний T_1 . Рассеивание энергии за время второго периода колебаний отражает логарифмический декремент:

$$Q_1 = \ln\left(\frac{a_3}{a_5}\right).$$

Жёсткость находится по формуле: $C = \frac{m \cdot a_{\max}}{\Delta l}$ (см. рис 8)

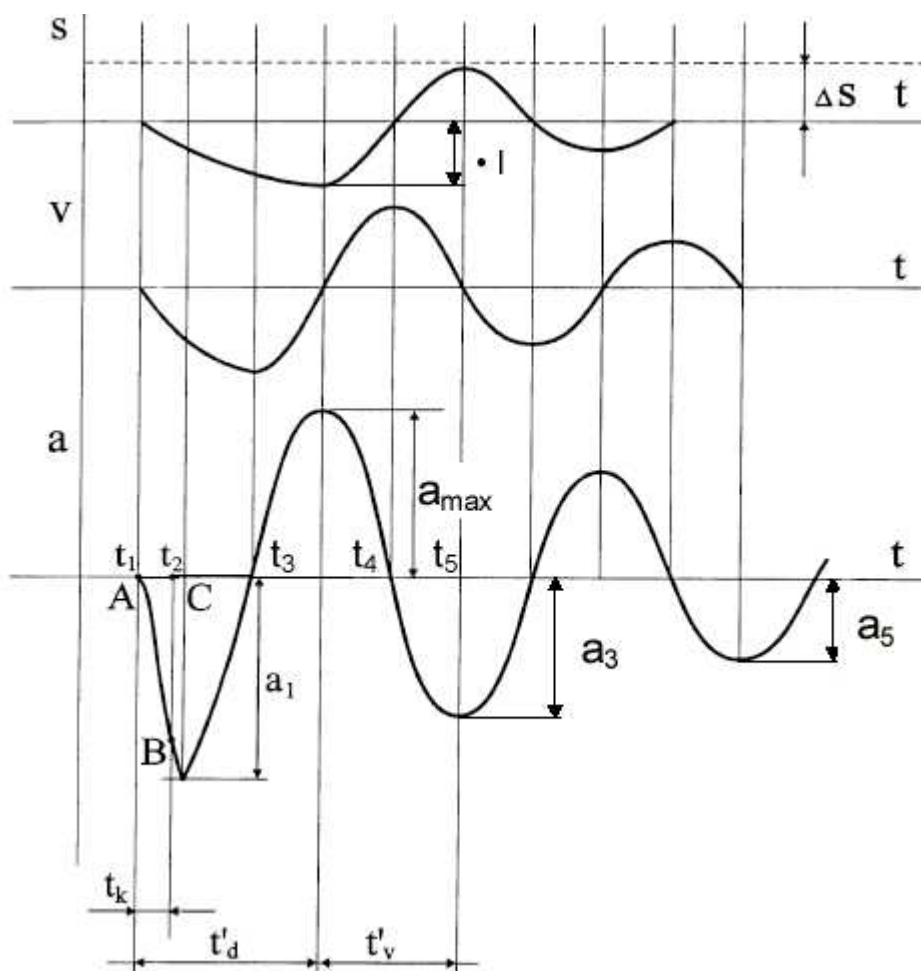


Рисунок 8. Графики колебаний ударника в процессе измерений. (a) ускорение, (v) скорость, (s) и удаление с нулевого уровня поверхности мышцы (Vain, 2002).

3.3. Регистрируемые величины

При помощи миометра регистрируют следующие величины:

- 1) **Частота (*frequency*)** - характеризует напряжение мышцы. Частота свободных затухающих колебаний расслабленной мышцы характеризует тонус данной мышцы. В зависимости от конкретной мышцы типичные значения параметра от 11 до 16 Гц. Частота свободных затухающих колебаний напряжённой мышцы характеризует силу, развиваемую данной мышцей. В зависимости от конкретной мышцы типичные значения параметра от 18 до 40 Гц. Нормальные мышцы в расслабленном состоянии

находятся под малым напряжением, при сокращении частота колебаний заметно возрастает. Если же при переходе мышцы из расслабленного состояния в напряжённое не наблюдается заметное изменение частоты колебаний, то ясно, что нарушено нормальное функционирование исследуемой мышцы.

- 2) **Декремент (*decrement*)** - характеризует эластичность мышцы, то есть способность мышцы восстанавливать исходную форму после сокращения. Значения декремента, вычисленные исходя из результатов измерения, как правило, в пределах 1.0–1.2, в зависимости от конкретной мышцы. При хорошо тренированных мышцах при сокращении мышцы декремент мышцы уменьшается (например, от 1.0 до 0.6), то есть, имеет место увеличение эластичности мышцы.
- 3) **Жёсткость (*stiffness*)** – характеризует способность мышцы оказывать сопротивление изменениям формы в результате воздействия внешних сил. Значения жёсткости в значительной степени зависят от свойств конкретной исследуемой мышцы, как правило, находятся в пределах 150-300 N/m для расслабленной мышцы. Для сокращённой мышцы значения жёсткости могут превышать 1000 N/m

3.4. Методика проведения миометрических измерений

С целью выяснения изменения регистрируемых миометром характеристик вдоль мышцы были произведены шесть измерительных серий на расстоянии 20 мм между соседними точками измерений, начиная от проксимальной части мышцы (см. рис. 9) . В каждой серии проводилось 20 измерений в режиме MULTISCAN.

На протяжении всех измерений обследуемым было дано указание находиться по возможности в наиболее расслабленном состоянии лёжа на спине (измерение вентральных мышц) или на животе (измерение дорсальных мышц), сохранять одно и то же положение тела и во время проведения измерений не совершать движений и не разговаривать. От всех обследуемых было получено согласие с этими условиями.

В начале измерений было определено место расположения брюшка мышцы методом пальпации напряжённой мышцы. Затем были отмечены шесть точек измерения от проксимального к дистальному региону. Расстояние между точками измерений было 20 мм. В случае обследуемых с меньшим ростом длина брюшка мышцы также оказывалась короче чем, у остальных обследуемых, и для того чтобы быть уверенным, что измерения проводятся на брюшке, а не на сухожилии выбиралось только пять точек измерения.

Измерения начинали с вентральных мышц. При этом обследуемые находились лёжа на спине. Порядок измерения мышц: *m. Biceps brachii* левая и правая сторона тела, *m. Brachioradialis* левая и правая сторона тела, *m. Extensor Digitorum* левая и правая сторона тела, *m. Tibialis Anterior* левая и правая сторона тела.

Затем следовало измерение дорсальных мышц: *m. Gastrocnemius caput laterale* левая и правая сторона тела, *m. Gastrocnemius caput mediale* левая и правая сторона тела.



Рисунок 9. Проведение миометрических измерений.

3.5. Обработка данных

Для статистической обработки данных использовали программу STATISTICA. Сравнение разницы средних арифметических проводилось по t-критерию Student'a.

Для нахождения градиента использовали формулу $grad = \frac{P}{L}$, где P- разница значений миометрических параметров (жѐсткость, частота, декремент) в двух соседних точках и L- длина региона между этими точками равная двум сантиметрам. Все вычисления проводились в программе EXCEL.

4. РЕЗУЛЬТАТЫ

Для анализа результатов миометрических измерений зависимости параметров (частота, декремент, жёсткость) от точки измерения были приведены графически. Изменения миометрических параметров каждой мышцы в зависимости от точки измерений приведены на четырёх рисунках: на первом - мужчины правая половина тела, на втором - мужчины левая половина тела, на третьем - женщины правая половина тела, на четвёртом - женщины левая половина тела.

На каждом графике вертикальная ось - параметры миометрических измерений и горизонтальная ось - точки измерений. В случае мужчин номера 1-9 в правой стороне графика означают порядковые номера обследуемых, ср. - означает среднее арифметическое группы $\pm$ SD. В случае женщин порядковые номера обследуемых обозначают цифры 1-7.

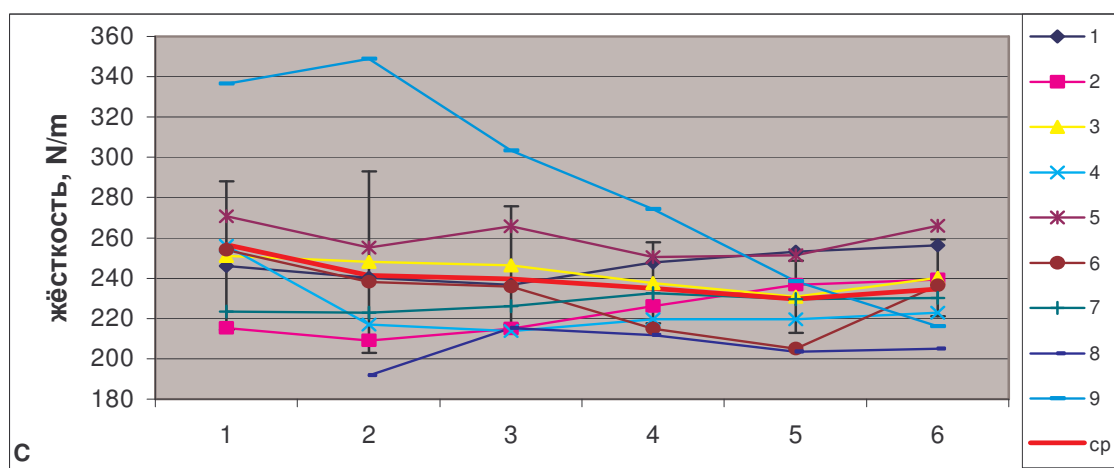
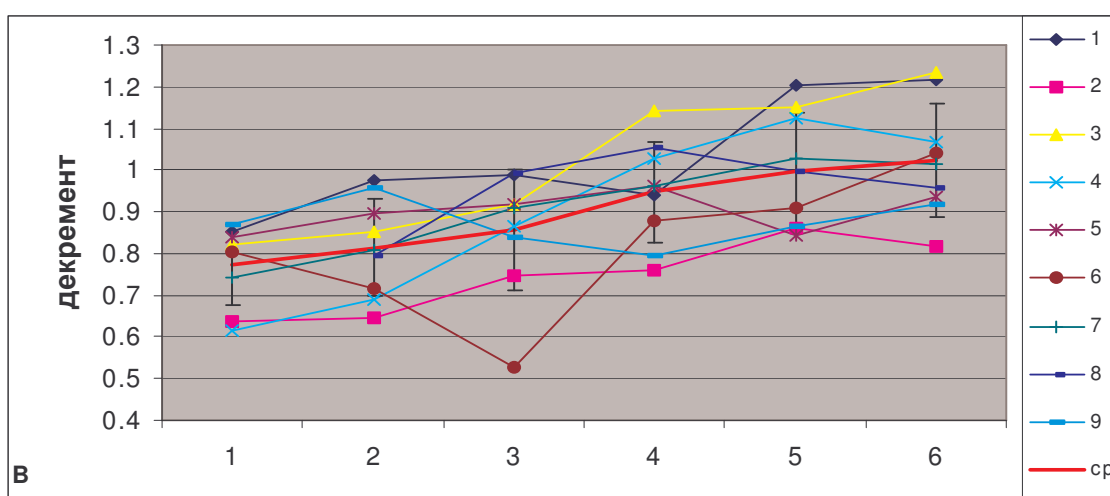
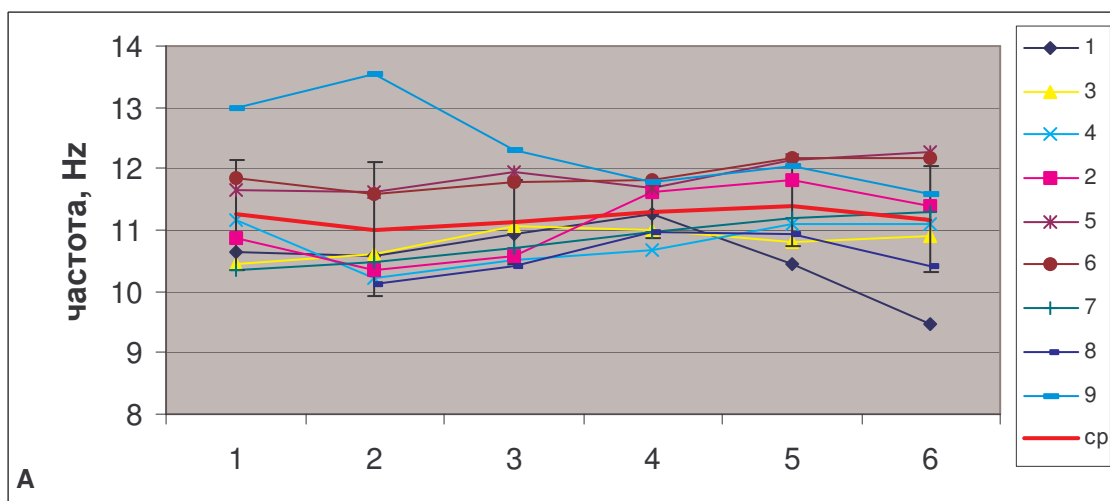


Рисунок 10. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жѳсткость С. *М. Biceps Brachii*, мужчины, правая половина тела.

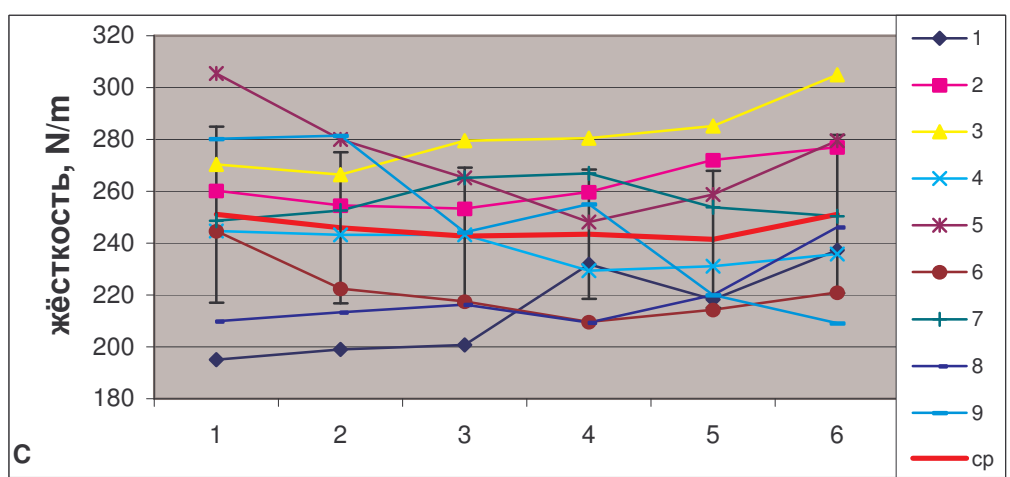
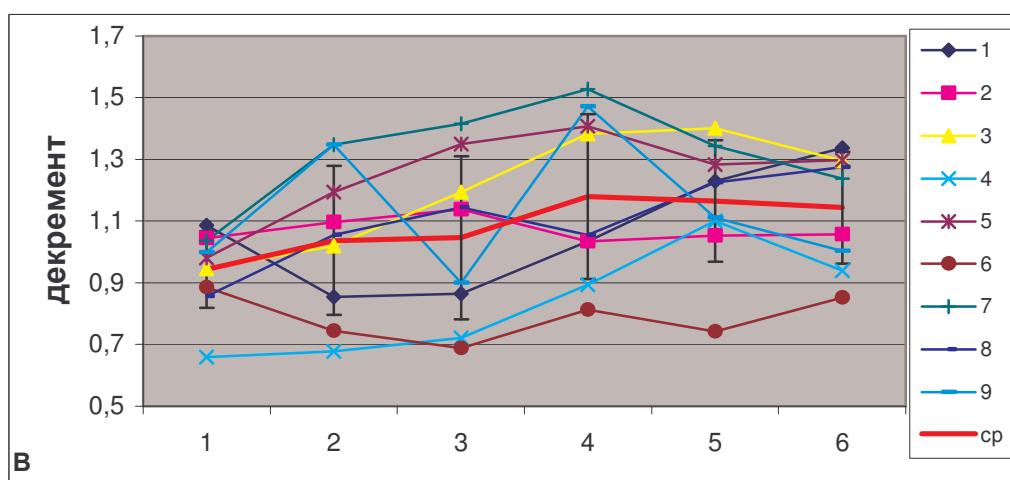
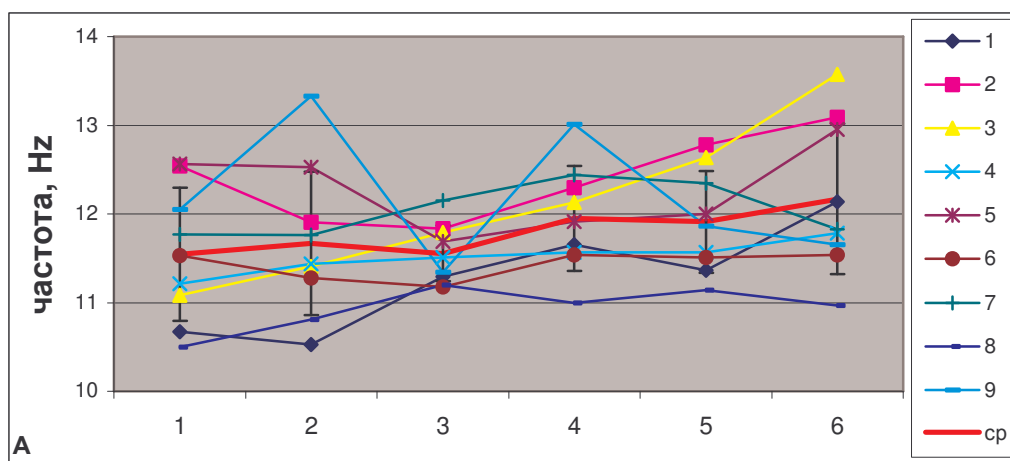


Рисунок 11. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жѣсткость С. *M. Biceps Brachii*, мужчины, левая половина тела.

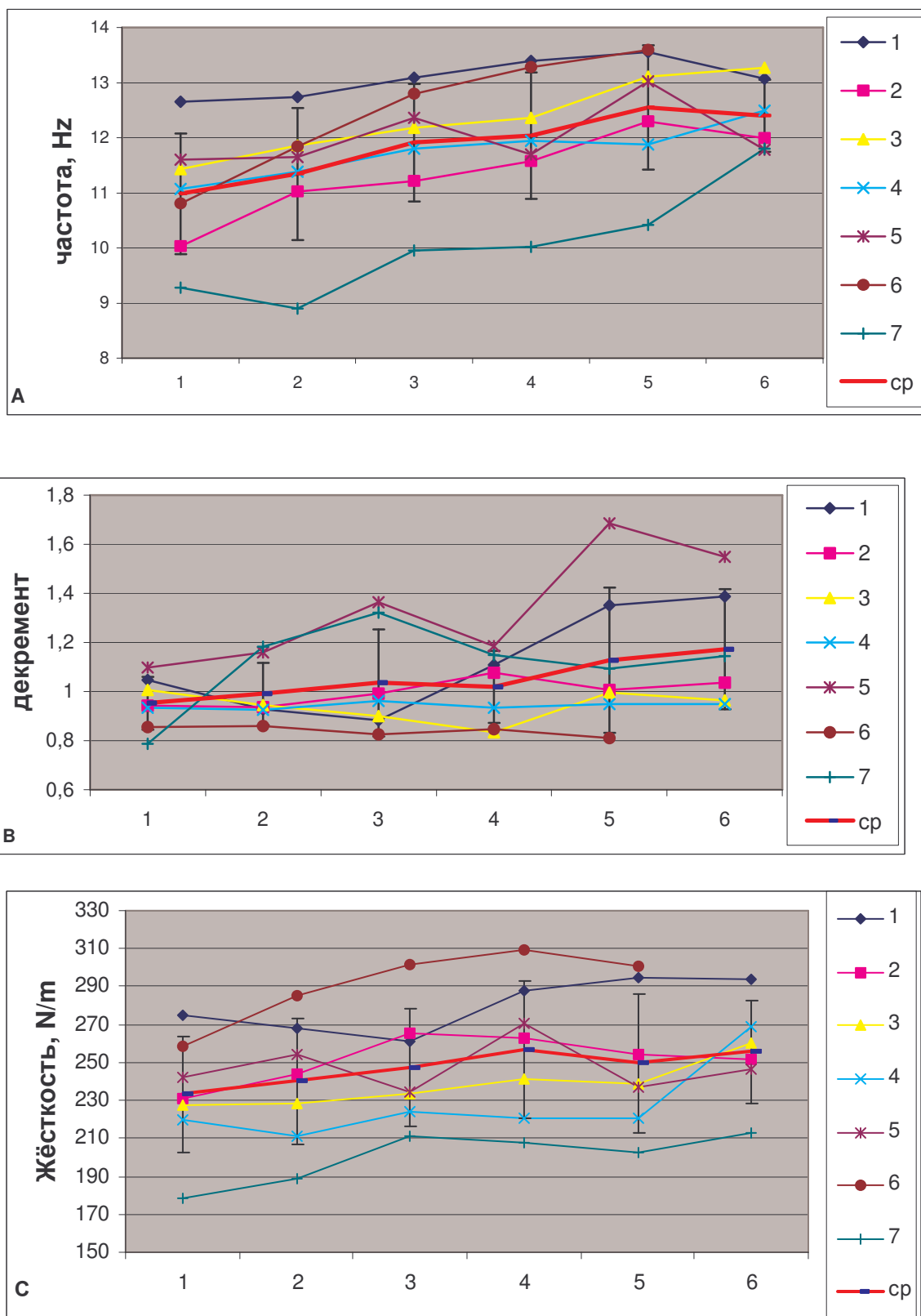


Рисунок 12. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жёсткость С. *M. Biceps Brachii*, женщины, правая половина тела.

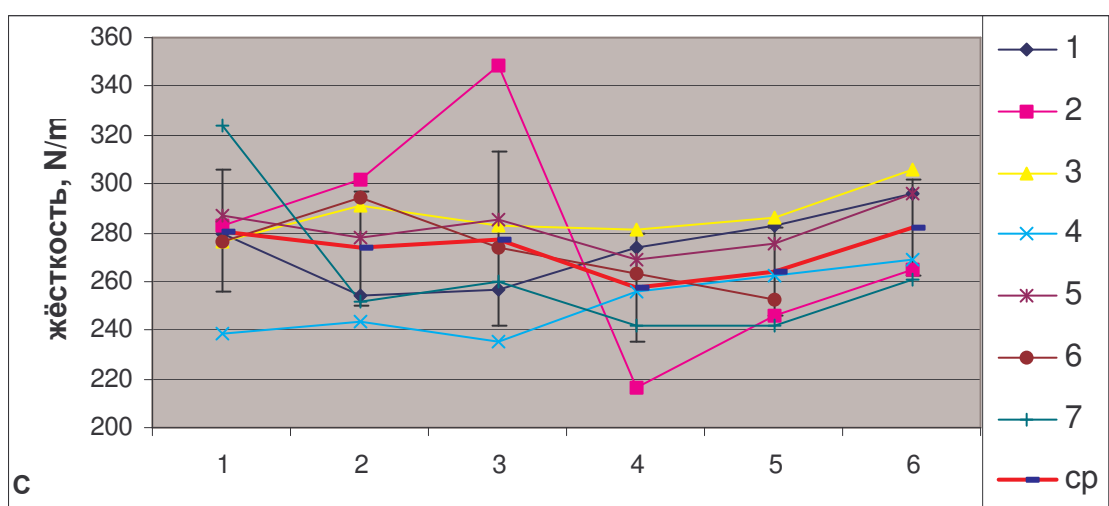
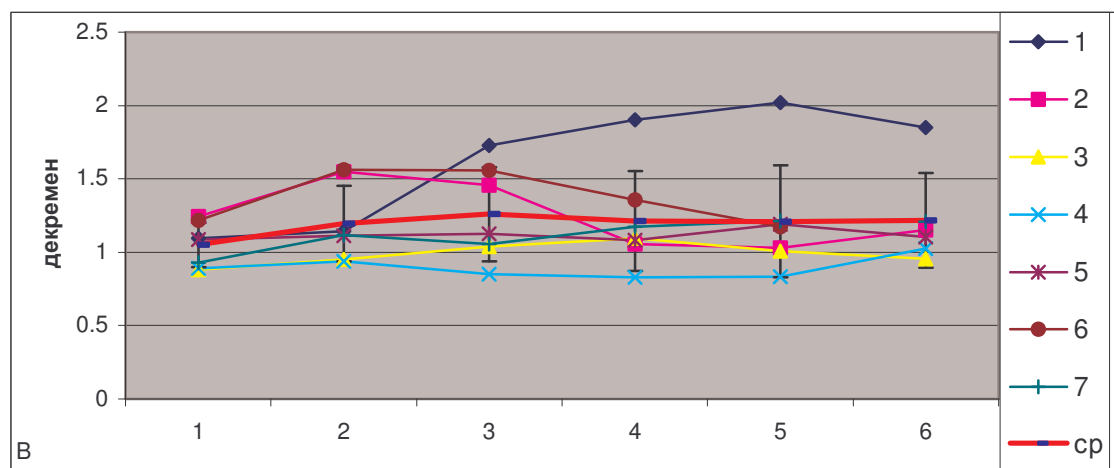
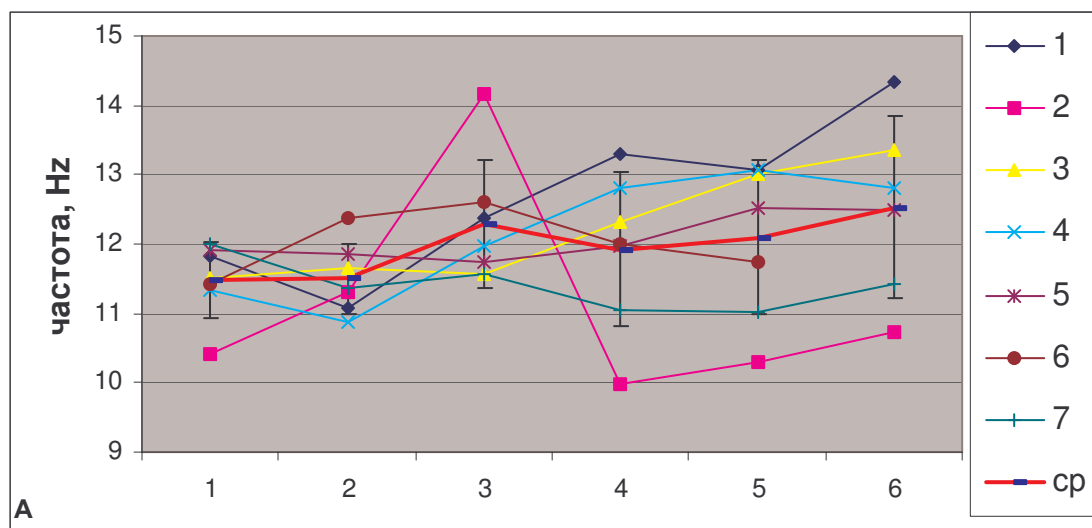


Рисунок 13. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жѣсткость С. *M. Biceps Brachii*, женщины, левая половина тела.

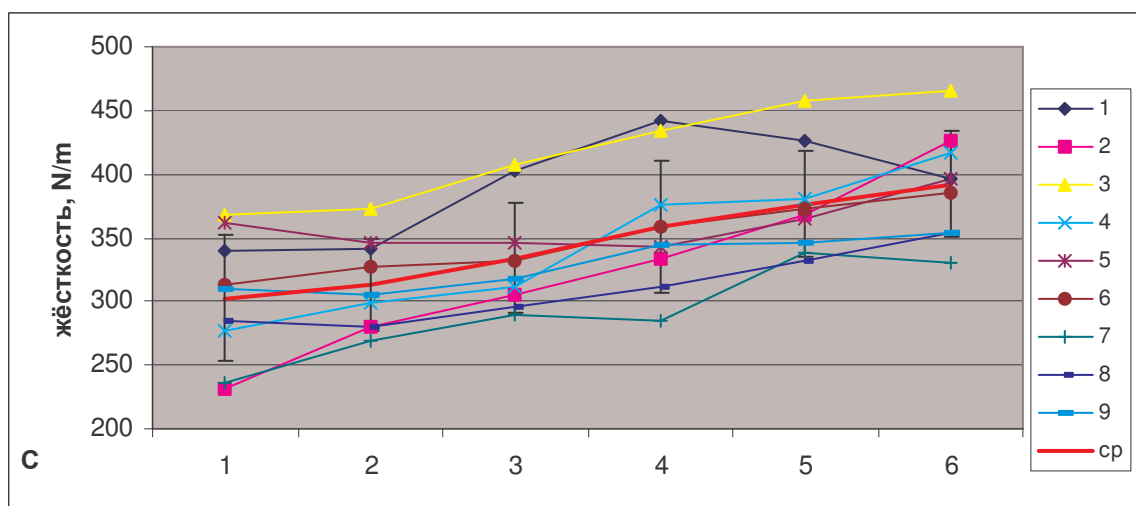
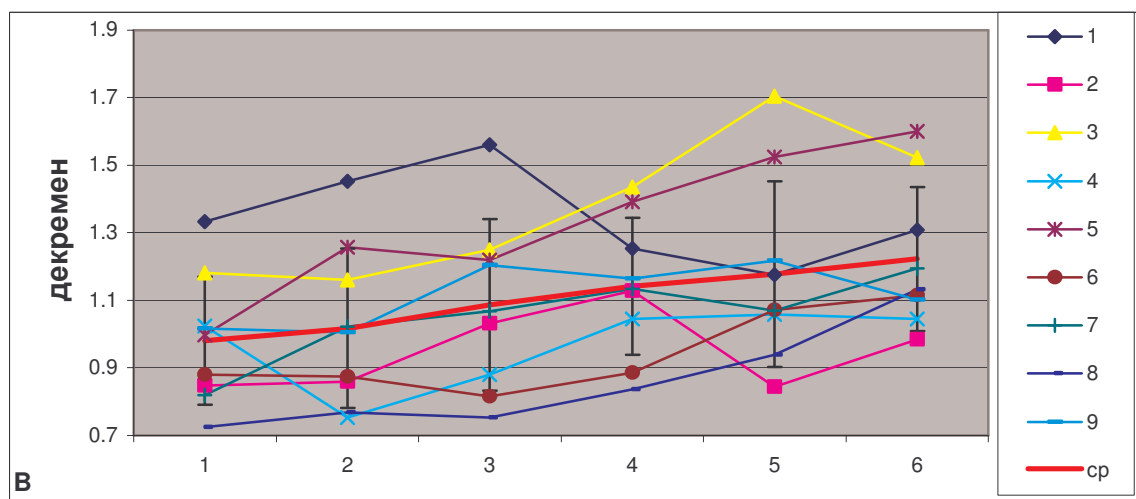
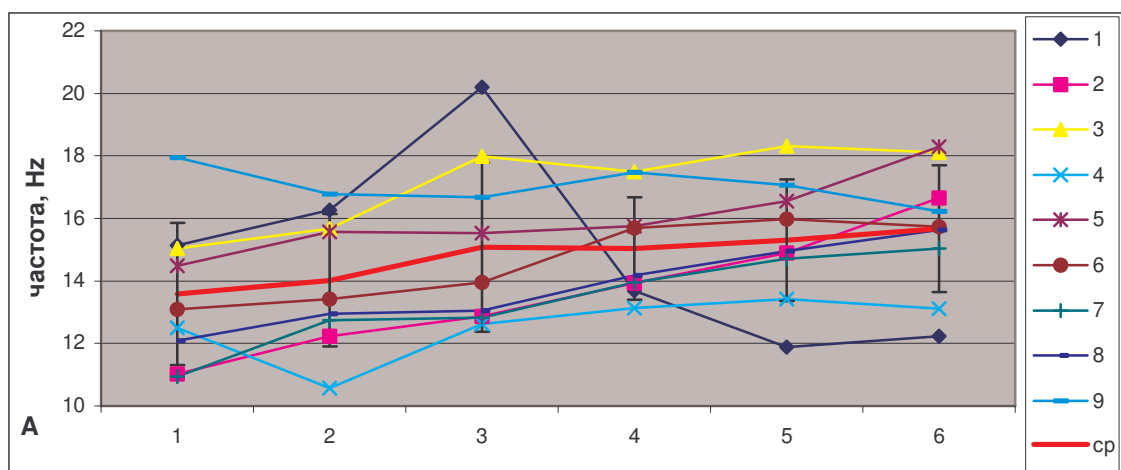


Рисунок 14. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жёсткость С. *M. Brachioradialis*, мужчины, правая половина тела.

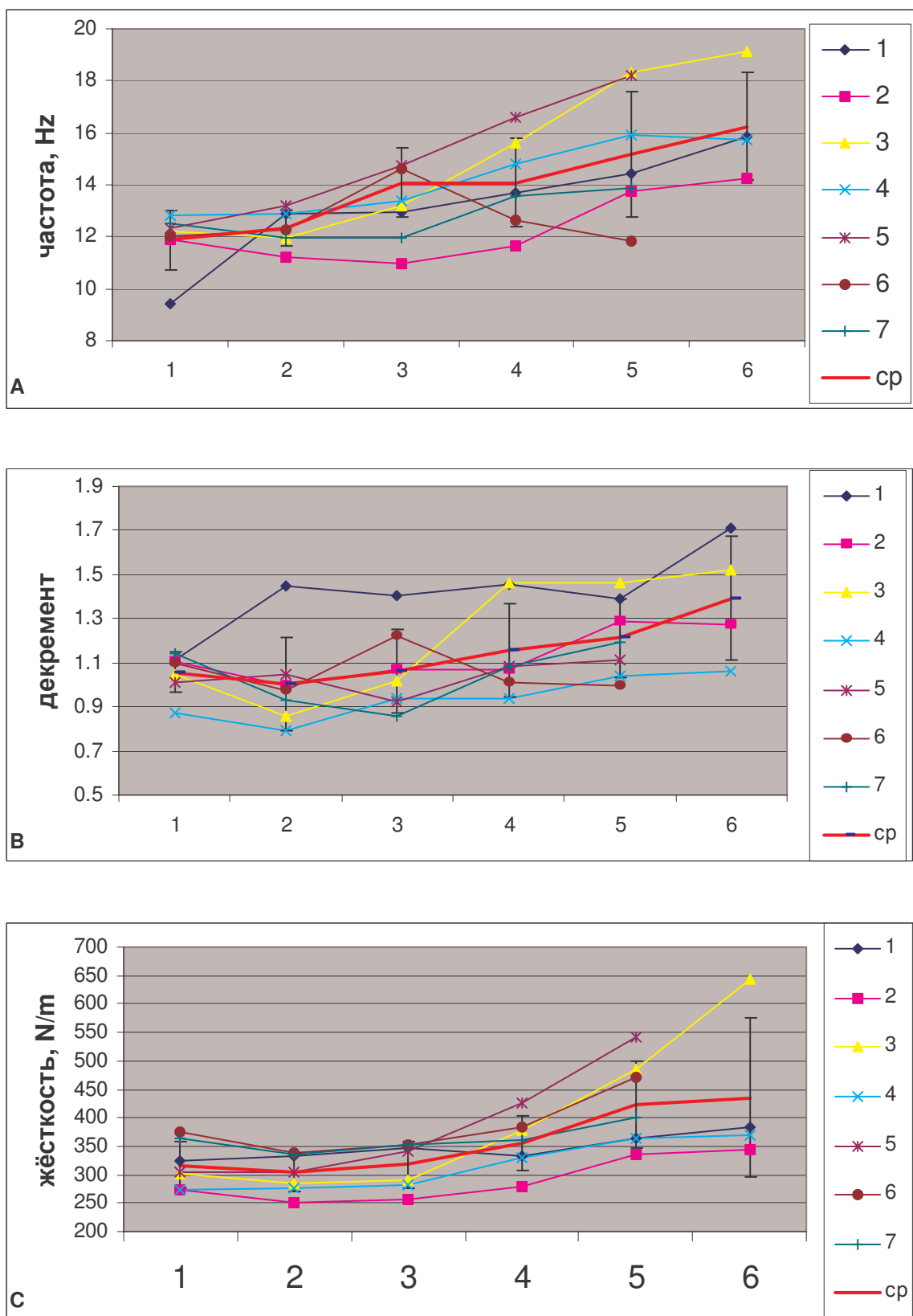


Рисунок 16. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жёсткость С. *M. Brachioradialis*, женщины, правая половина тела.

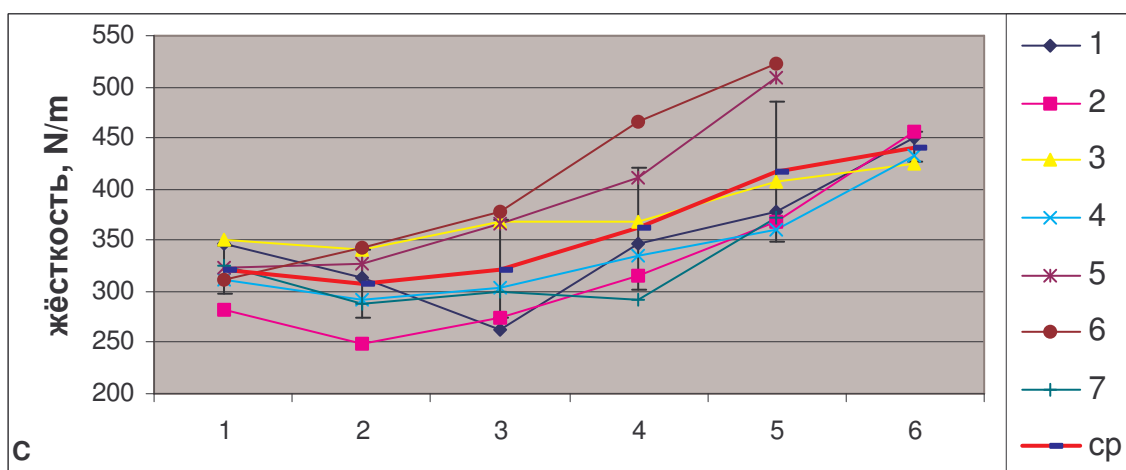
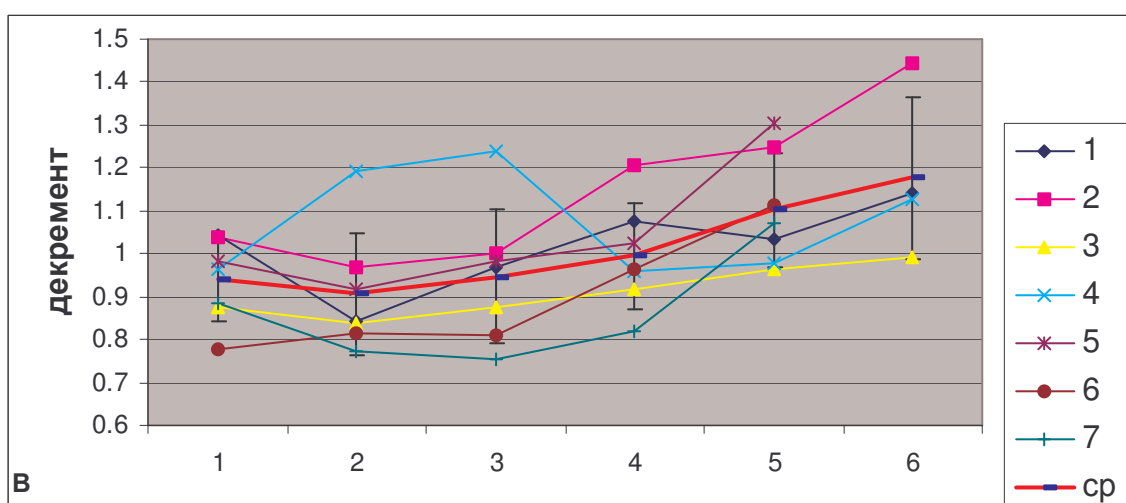
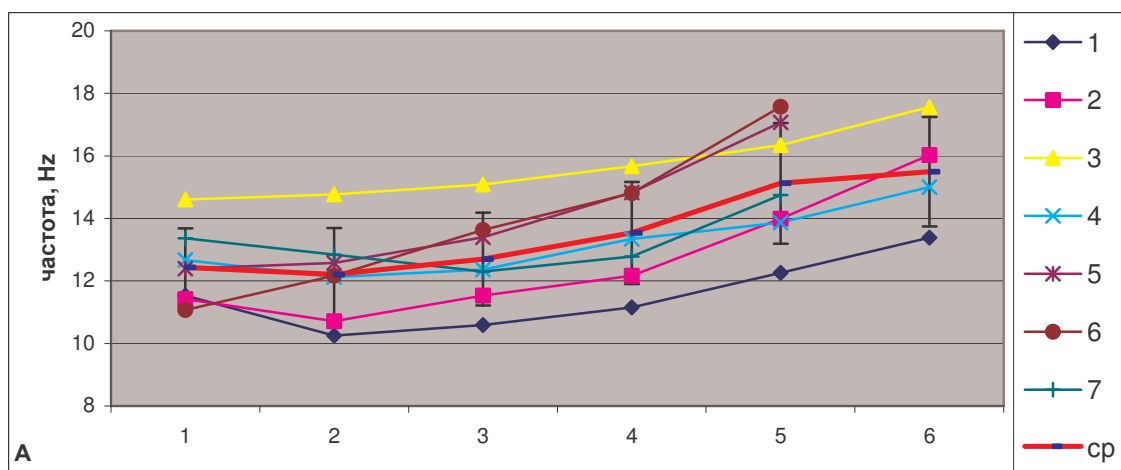


Рисунок 17. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жёсткость С. *M. Brachioradialis*, женщины, левая половина тела.

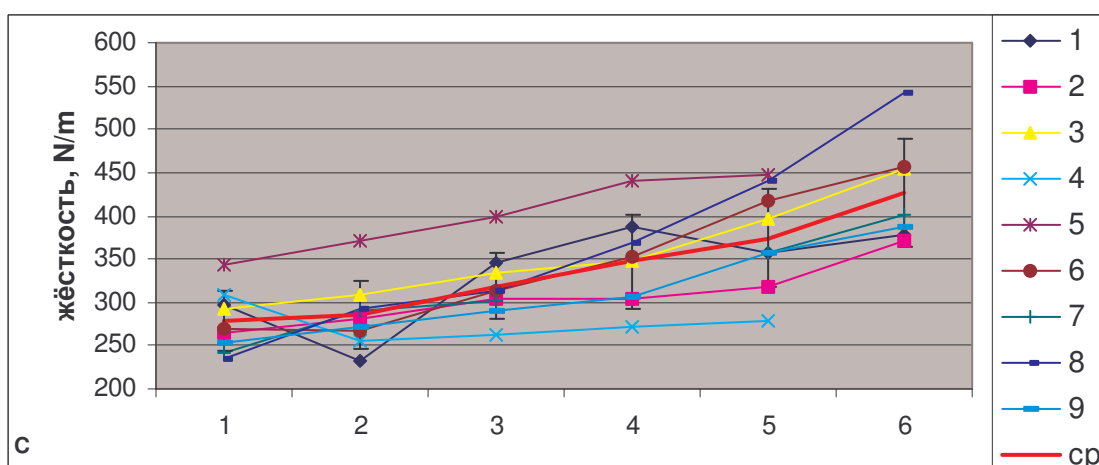
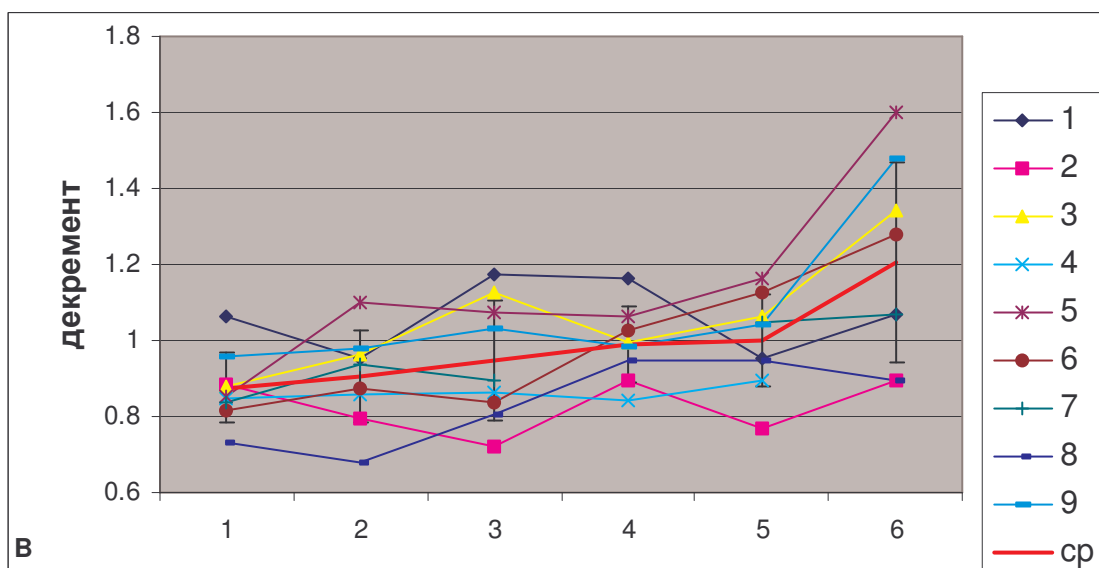
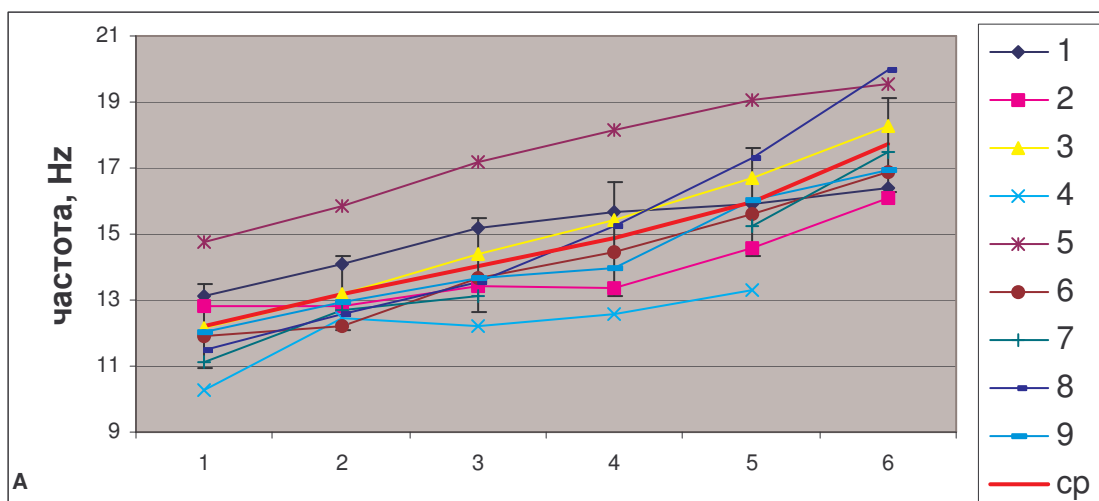


Рисунок 18. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жёсткость С. *M.Extensor Digitorum*, мужчины, правая половина тела.

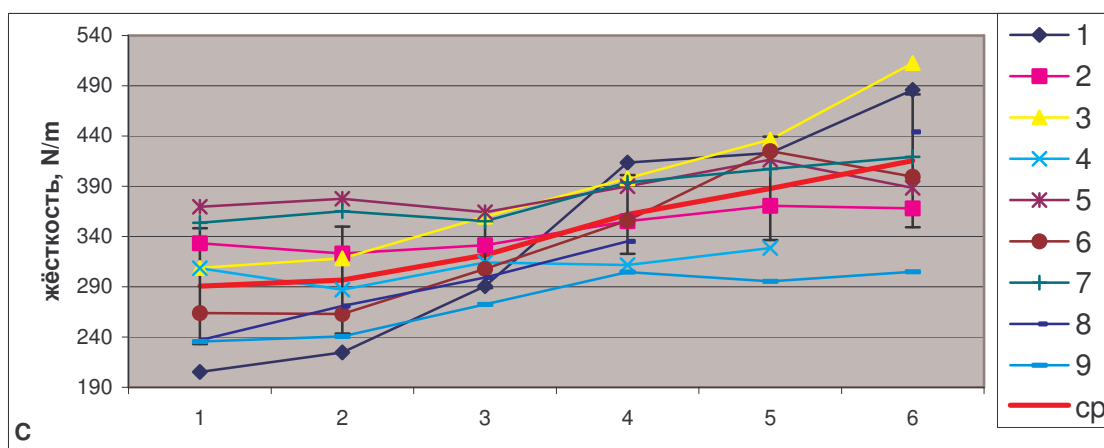
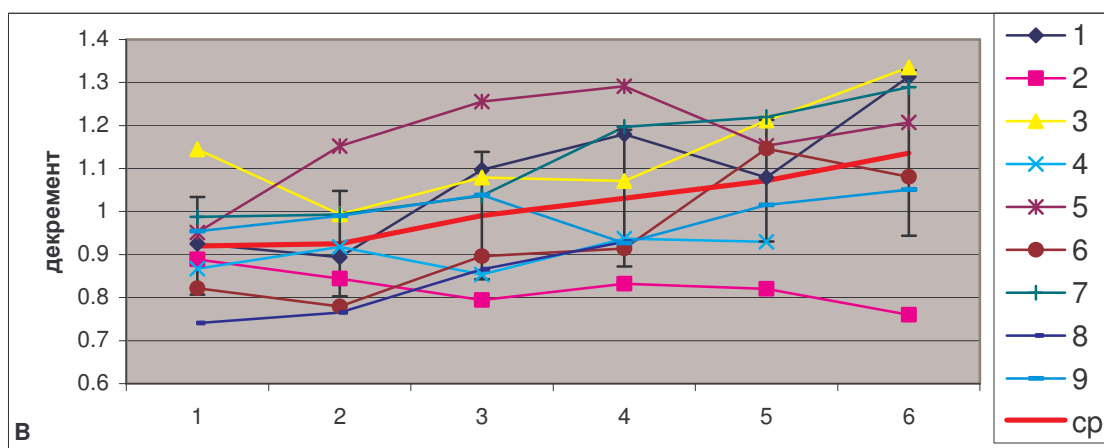
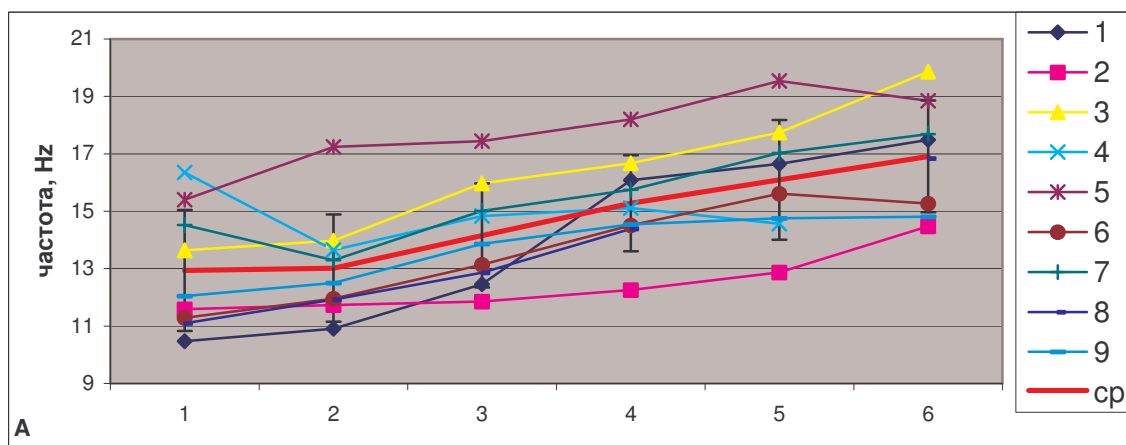


Рисунок 19. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жёсткость С. *M.Extensor Digitorum* , мужчины, левая половина тела.

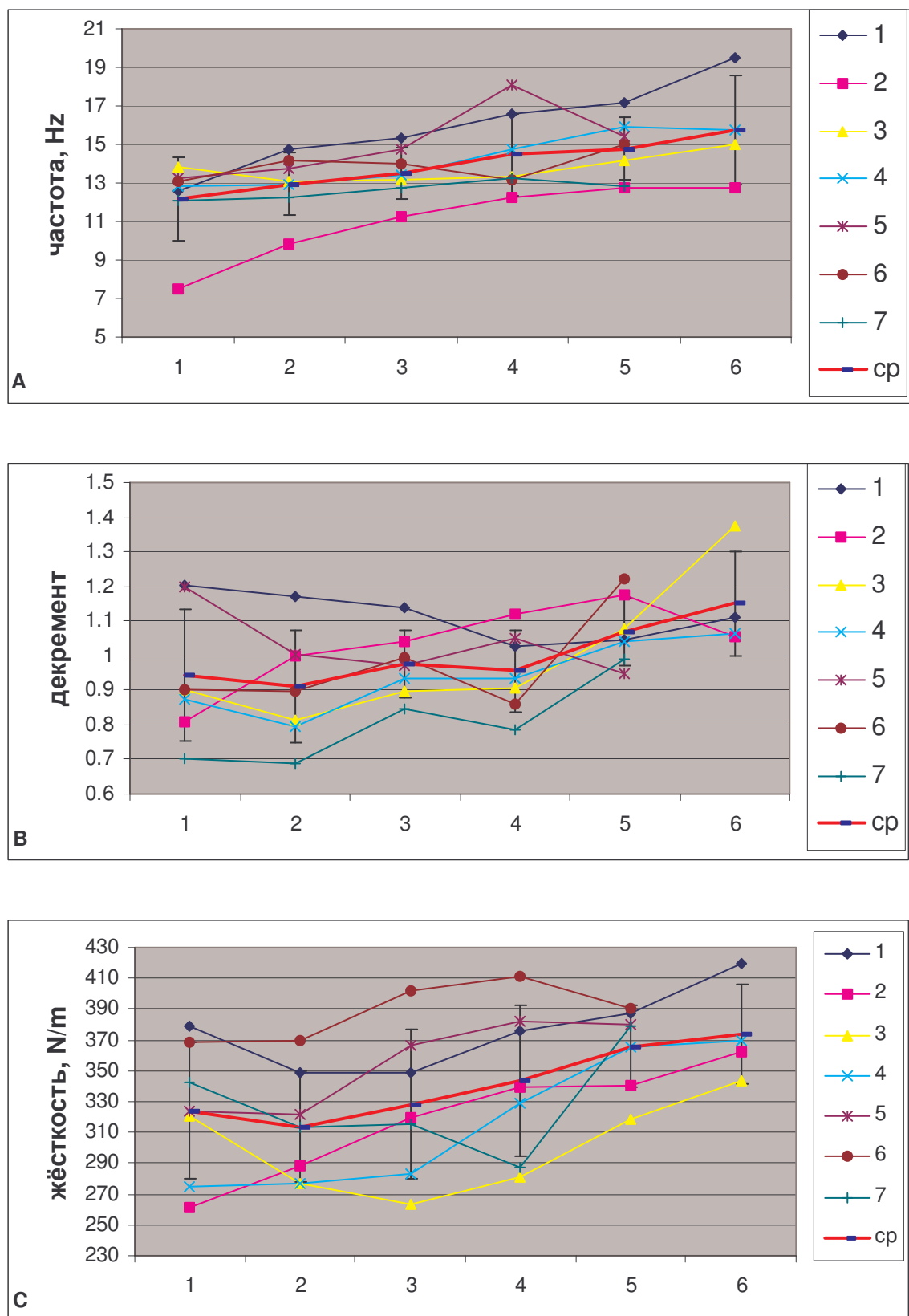


Рисунок 20. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жѳсткость С. *M.Extensor Digitorum* , женщины, правая половина тела.

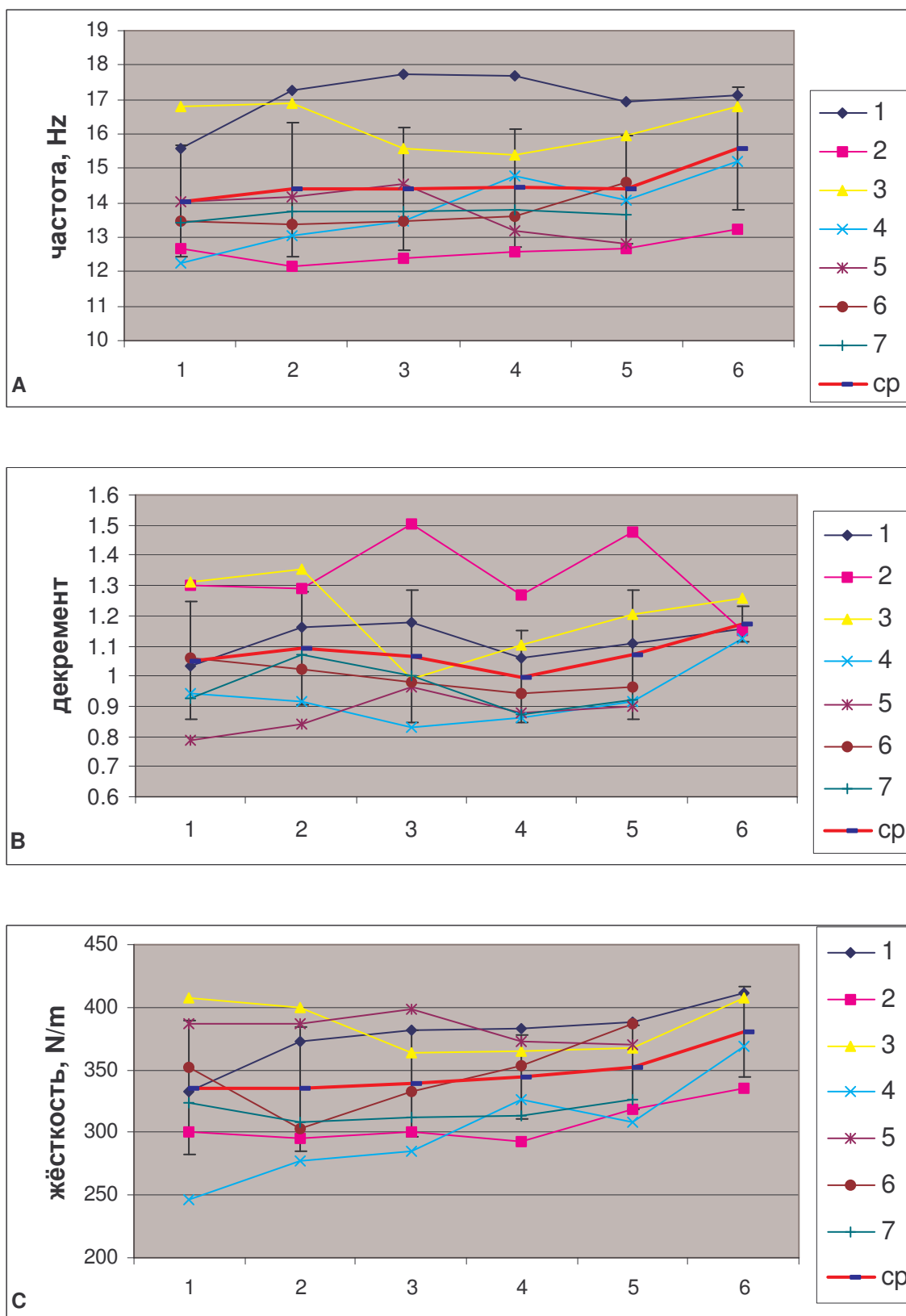


Рисунок 21. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жѳсткость С. *M.Extensor Digitorum* , женщины, левая половина тела.

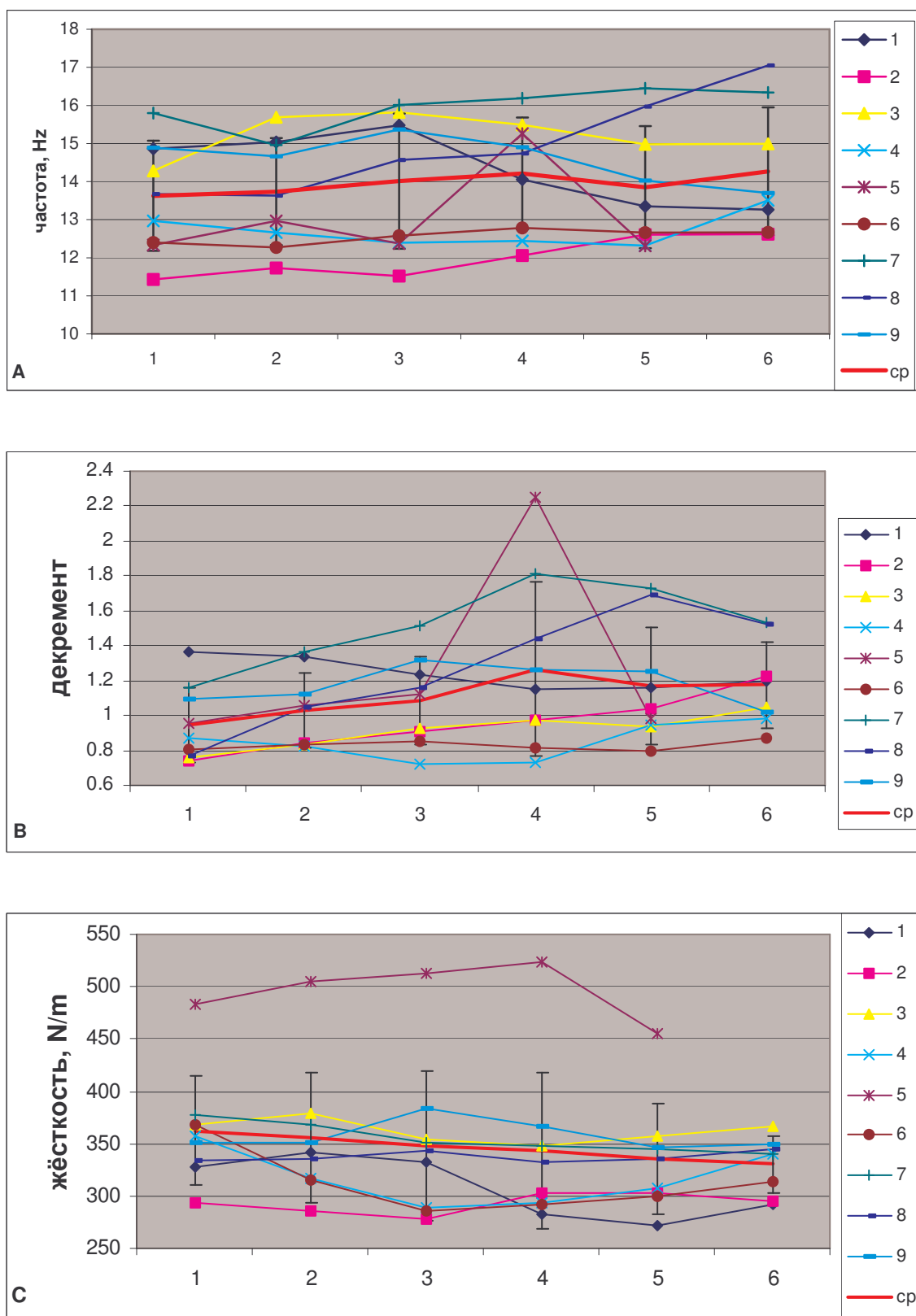


Рисунок 22. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жѳсткость С. *M. Gastrocnemius Caput laterale*, мужчины, правая половина тела.

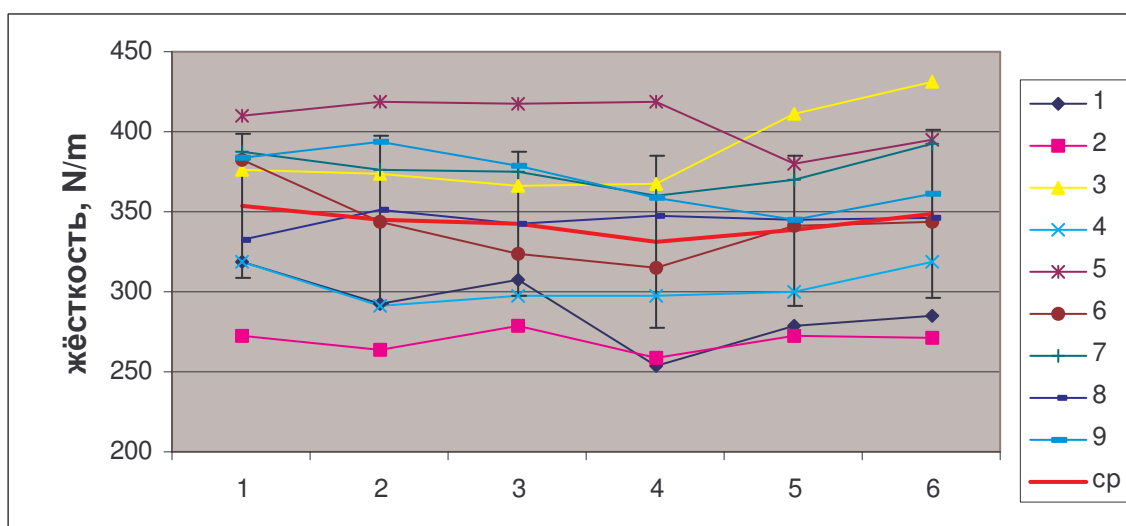
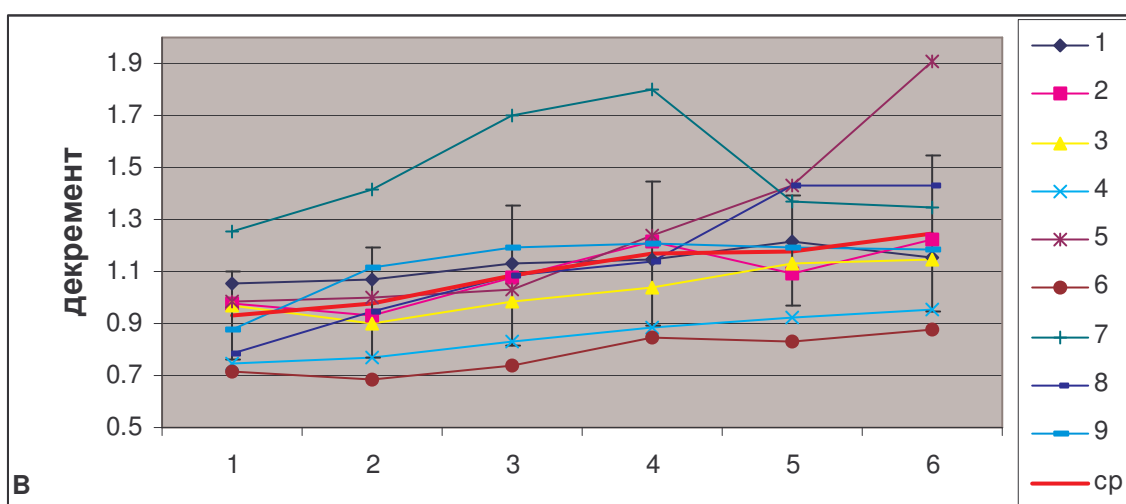
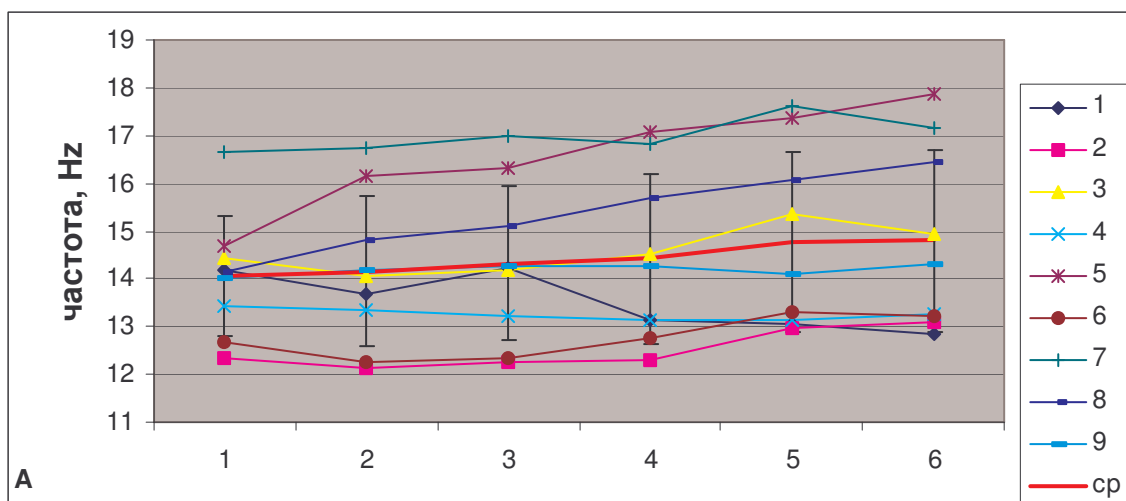


Рисунок 23. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жѣсткость С *M. Gastrocnemius Caput laterale.*, мужчины, левая половина тела.

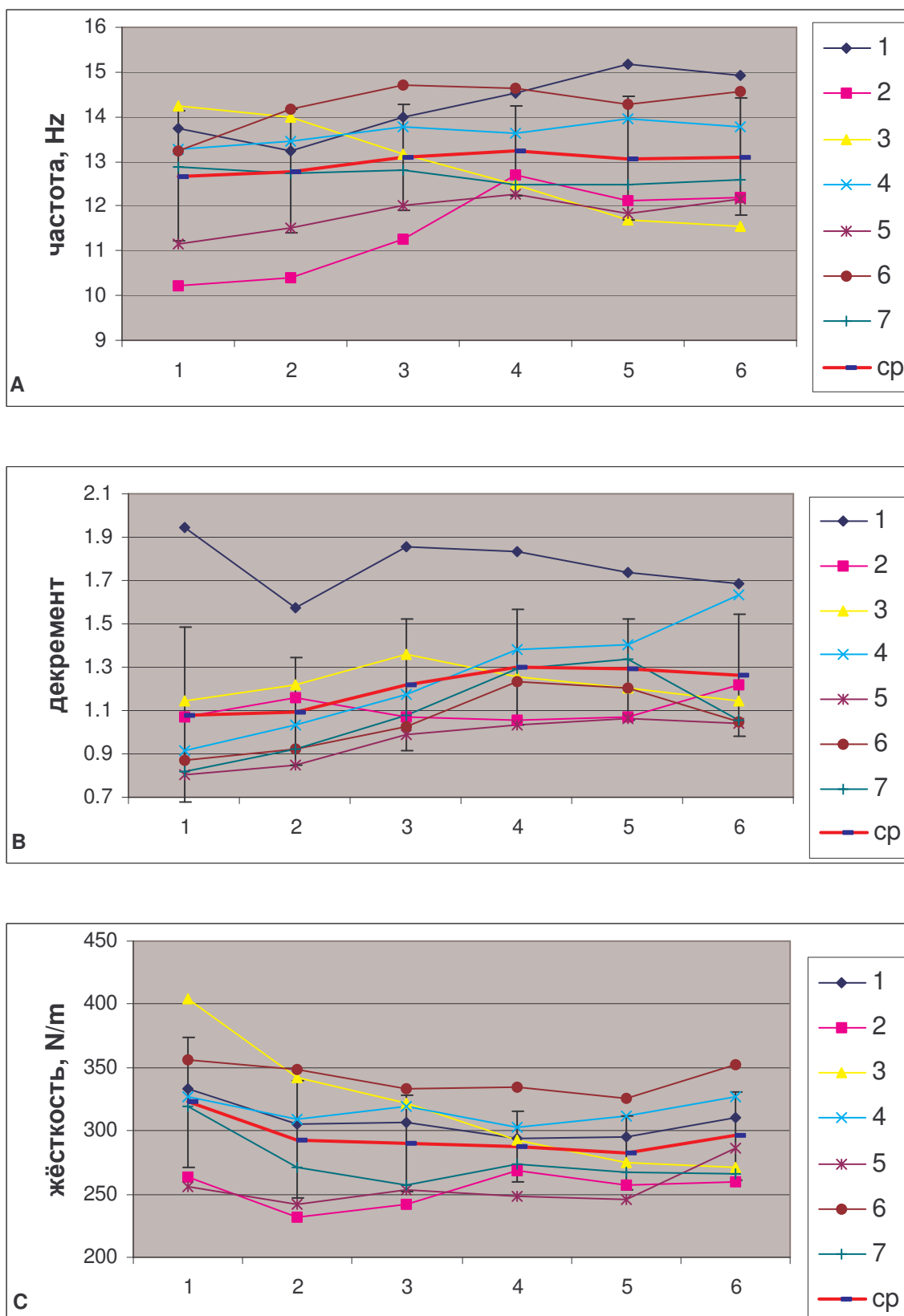


Рисунок 24. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жѳсткость С. *M. Gastrocnemius Caput laterale* , женщины, правая половина тела.

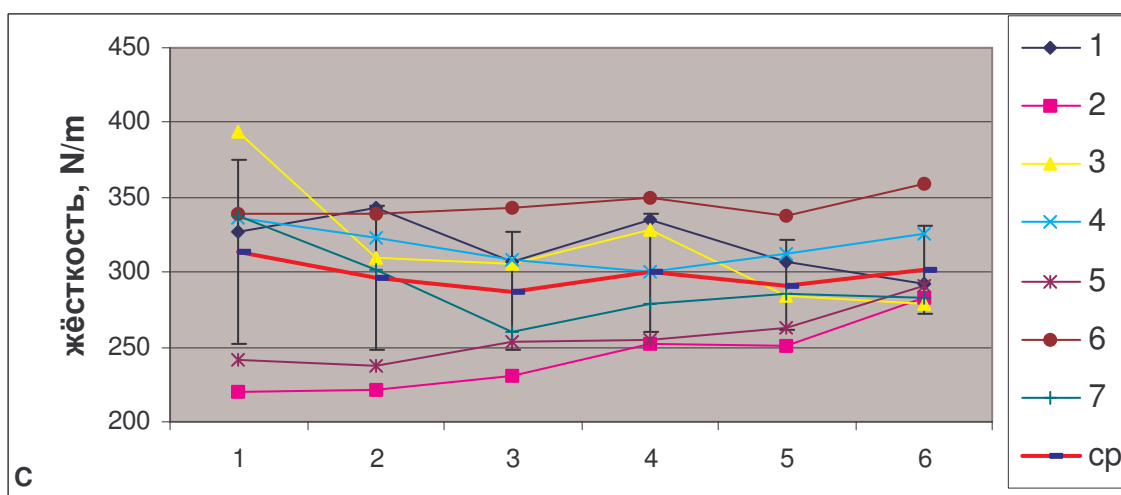
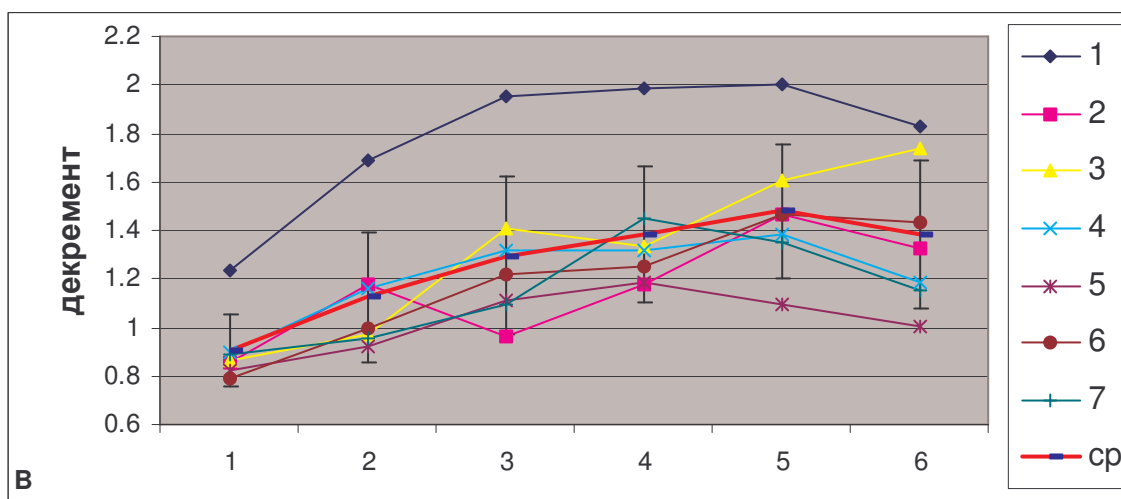
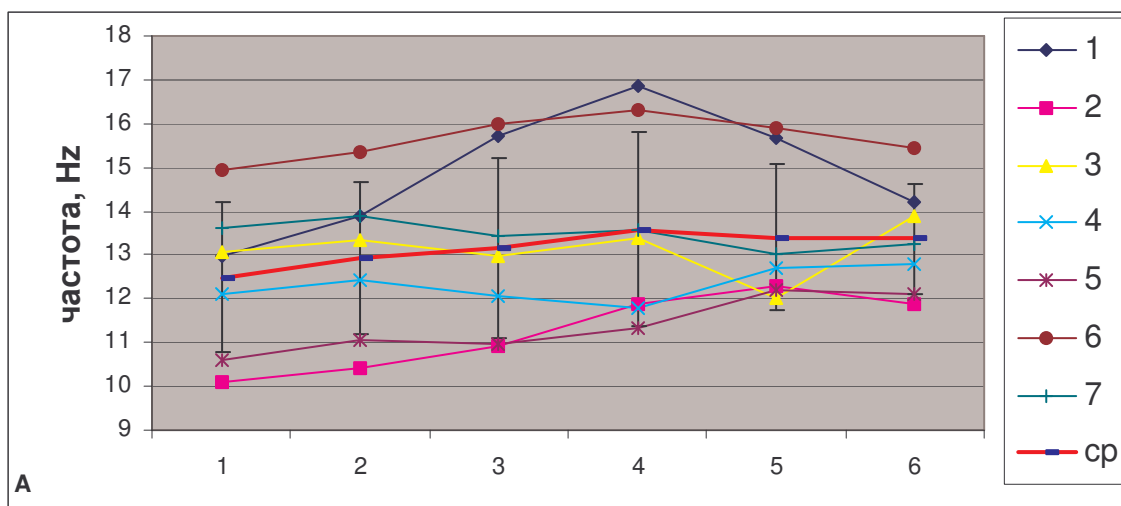


Рисунок 25. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жѐсткость С. *M. Gastrocnemius Caput laterale* , женщины, левая половина тела.

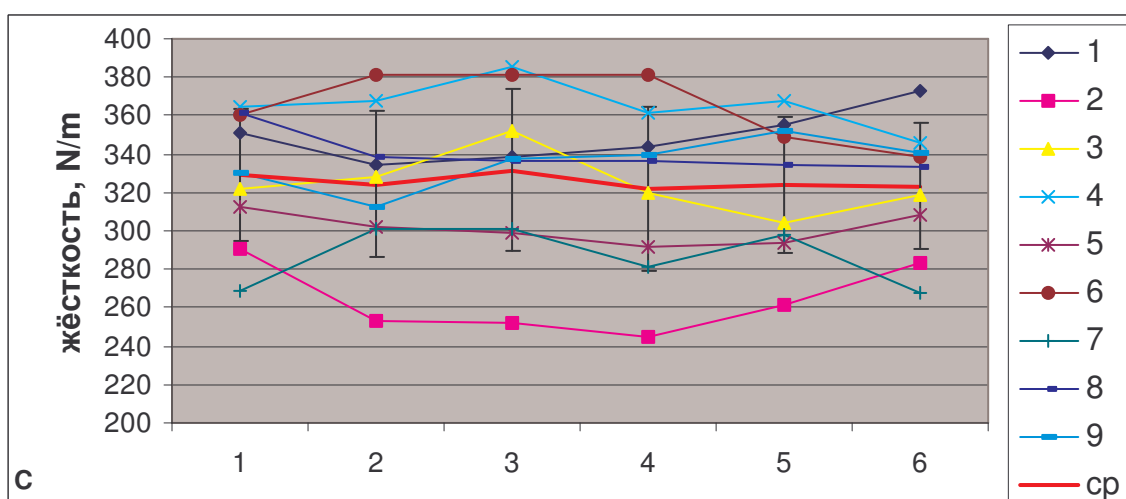
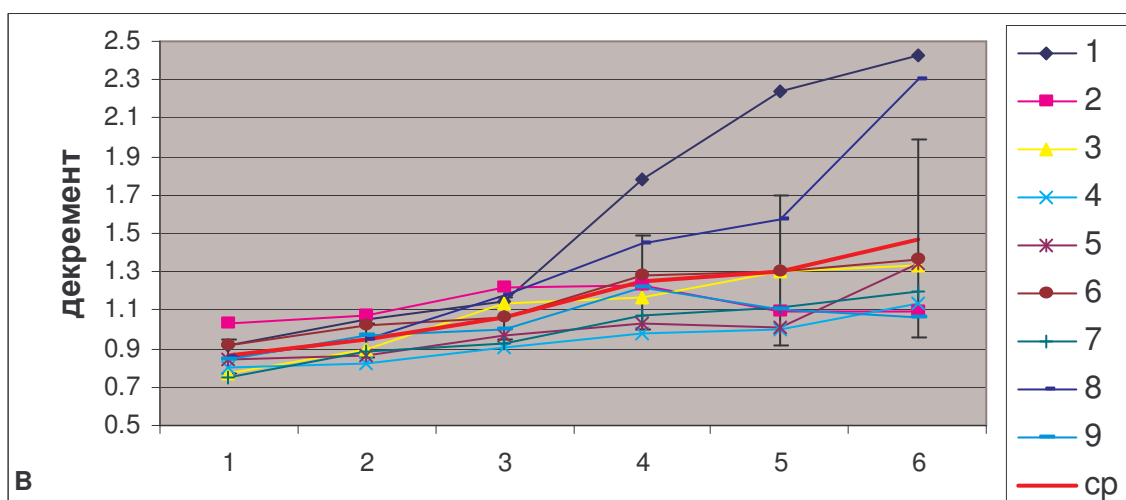
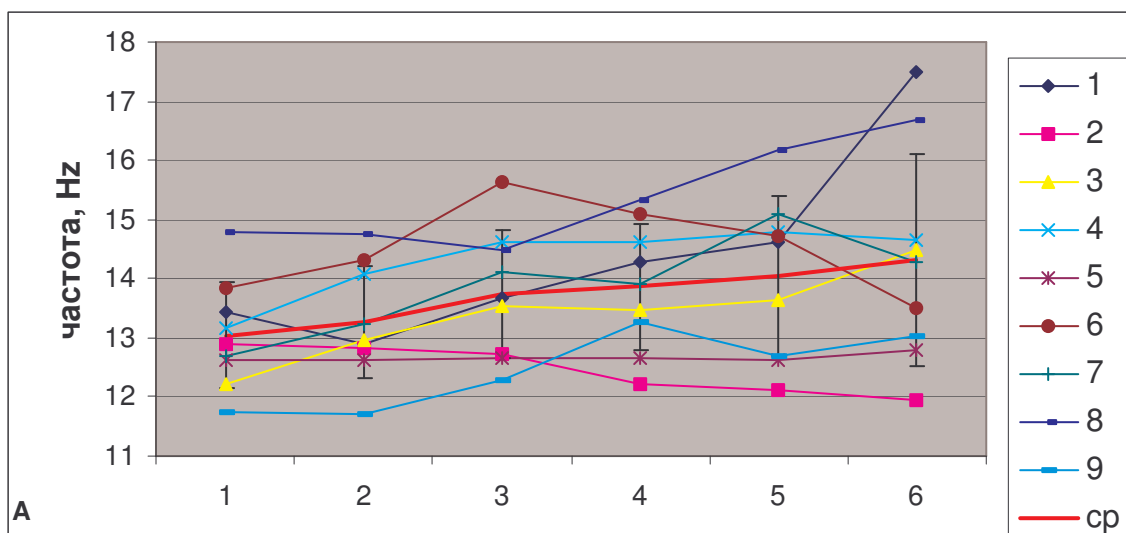


Рисунок 27. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жѣсткость С. *M. Gastrocnemius Caput mediale*, мужчины, левая половина тела.

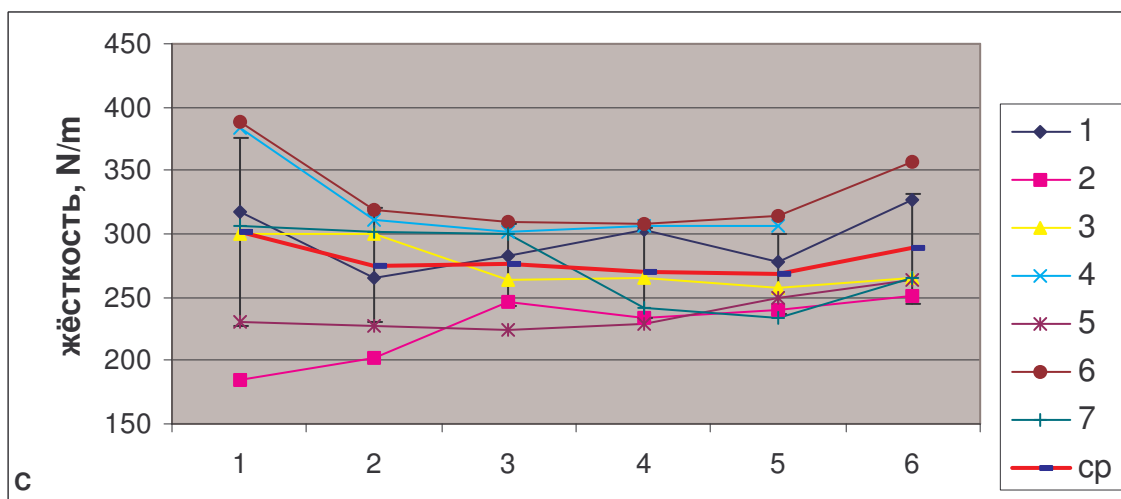
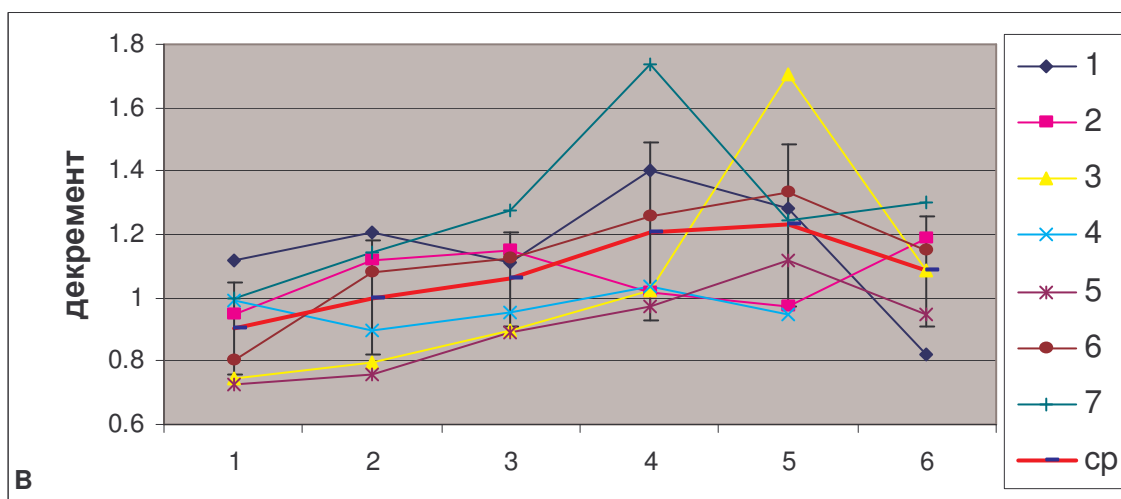
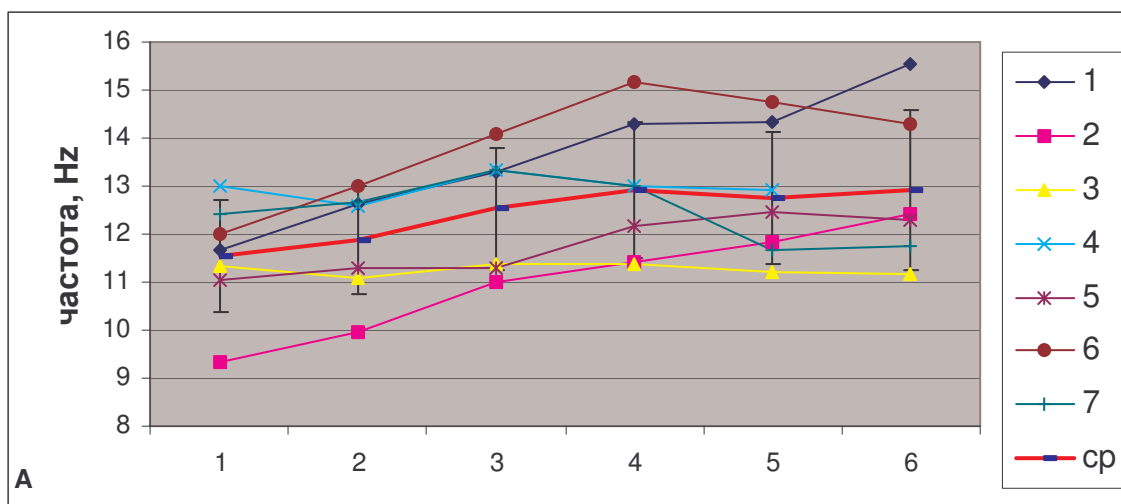


Рисунок 28. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жёсткость С. *M. Gastrocnemius Caput mediale*, женщины, правая половина тела.

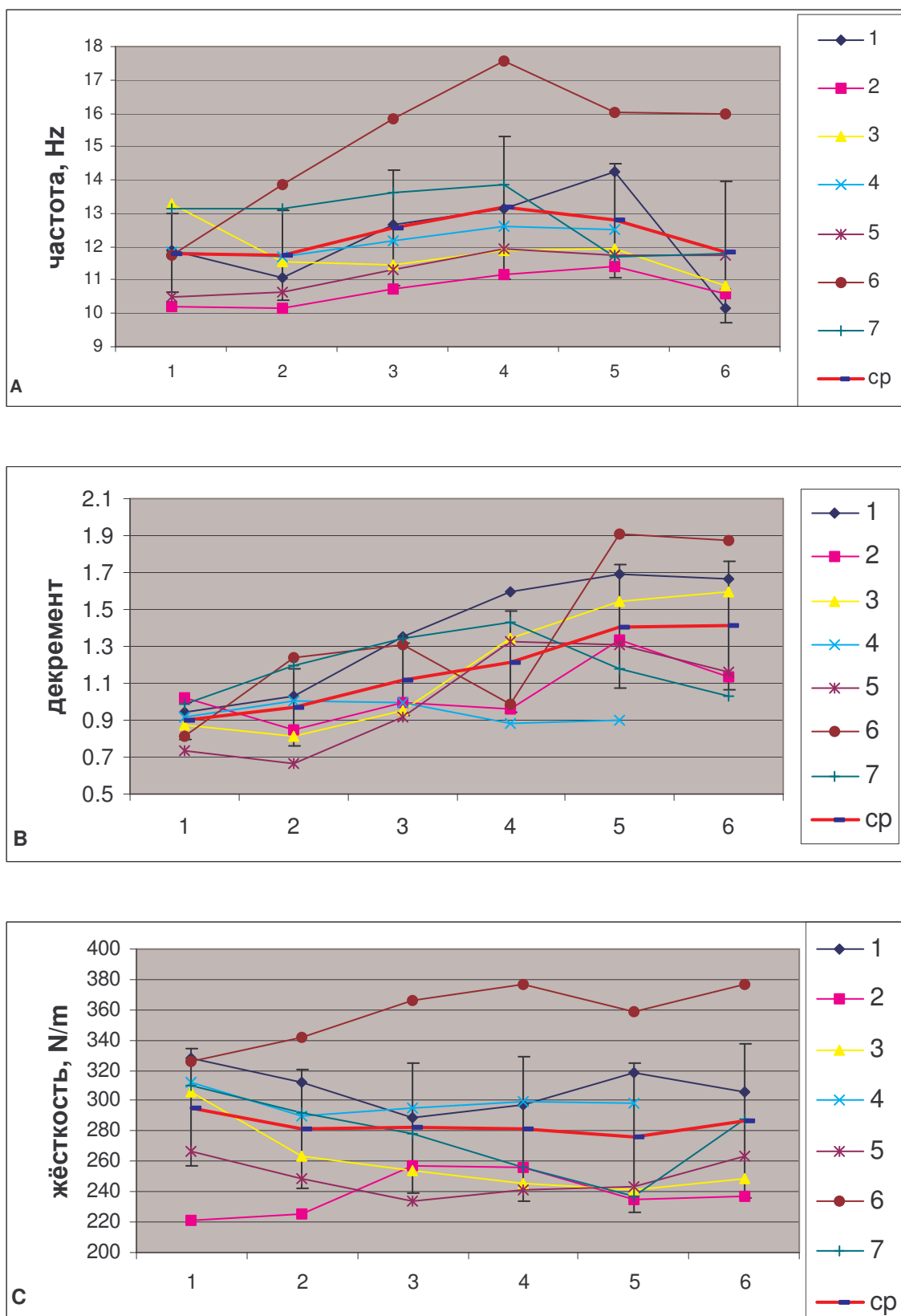


Рисунок 29. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, decrement В и жёсткость С. *M. Gastrocnemius Caput mediale*, женщины, левая половина тела.

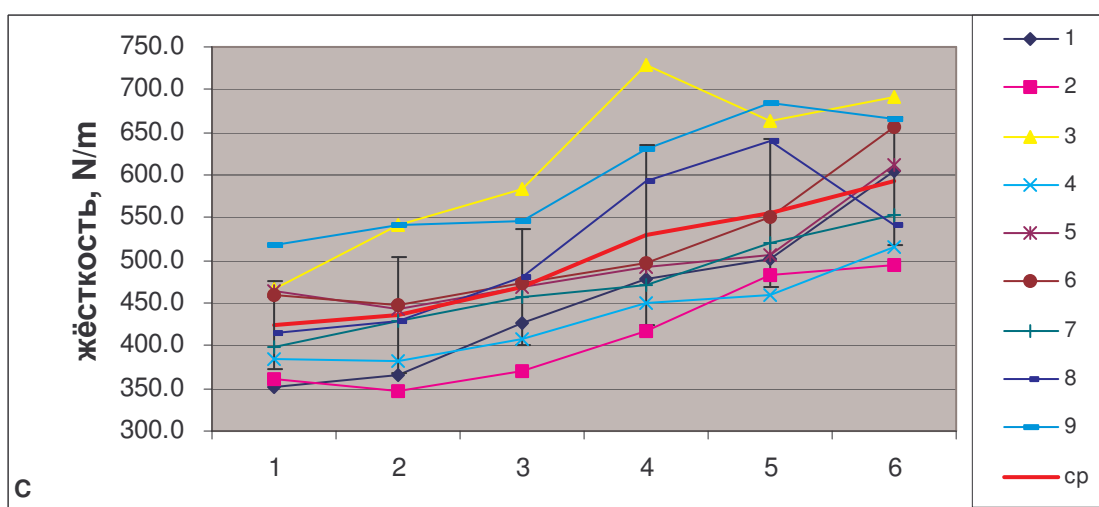
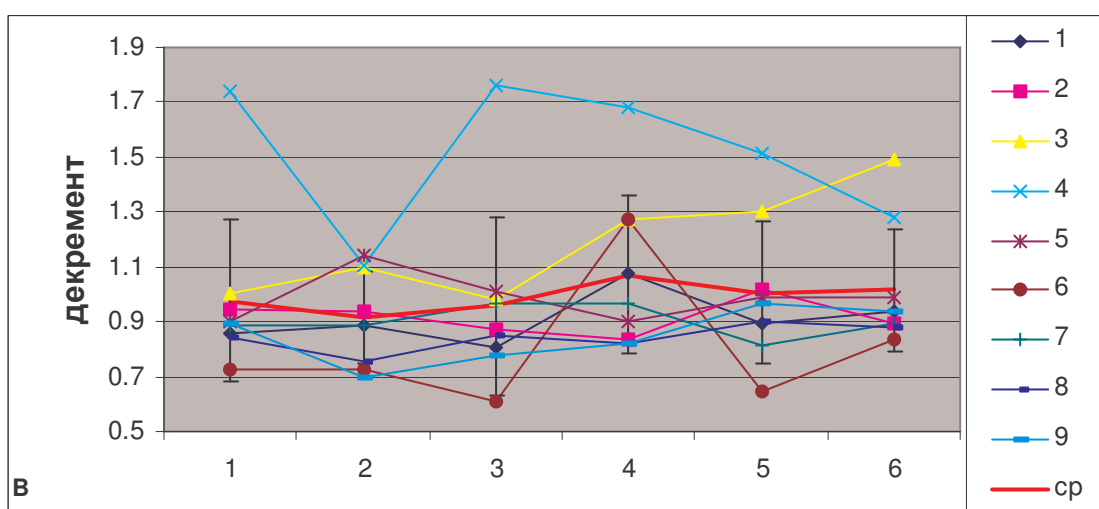
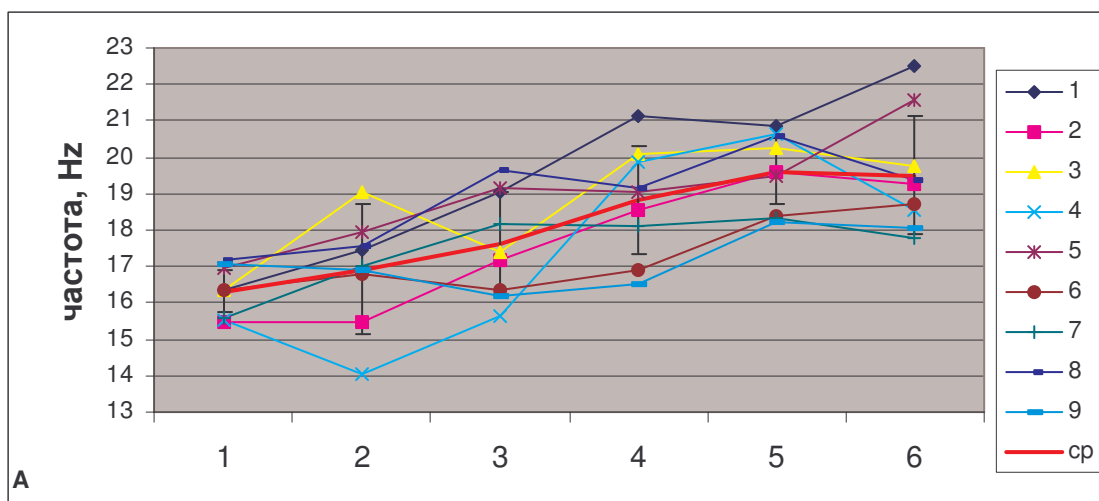


Рисунок 30. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жѳсткость С. *M. Tibialis Anterior*, мужчины, правая половина тела

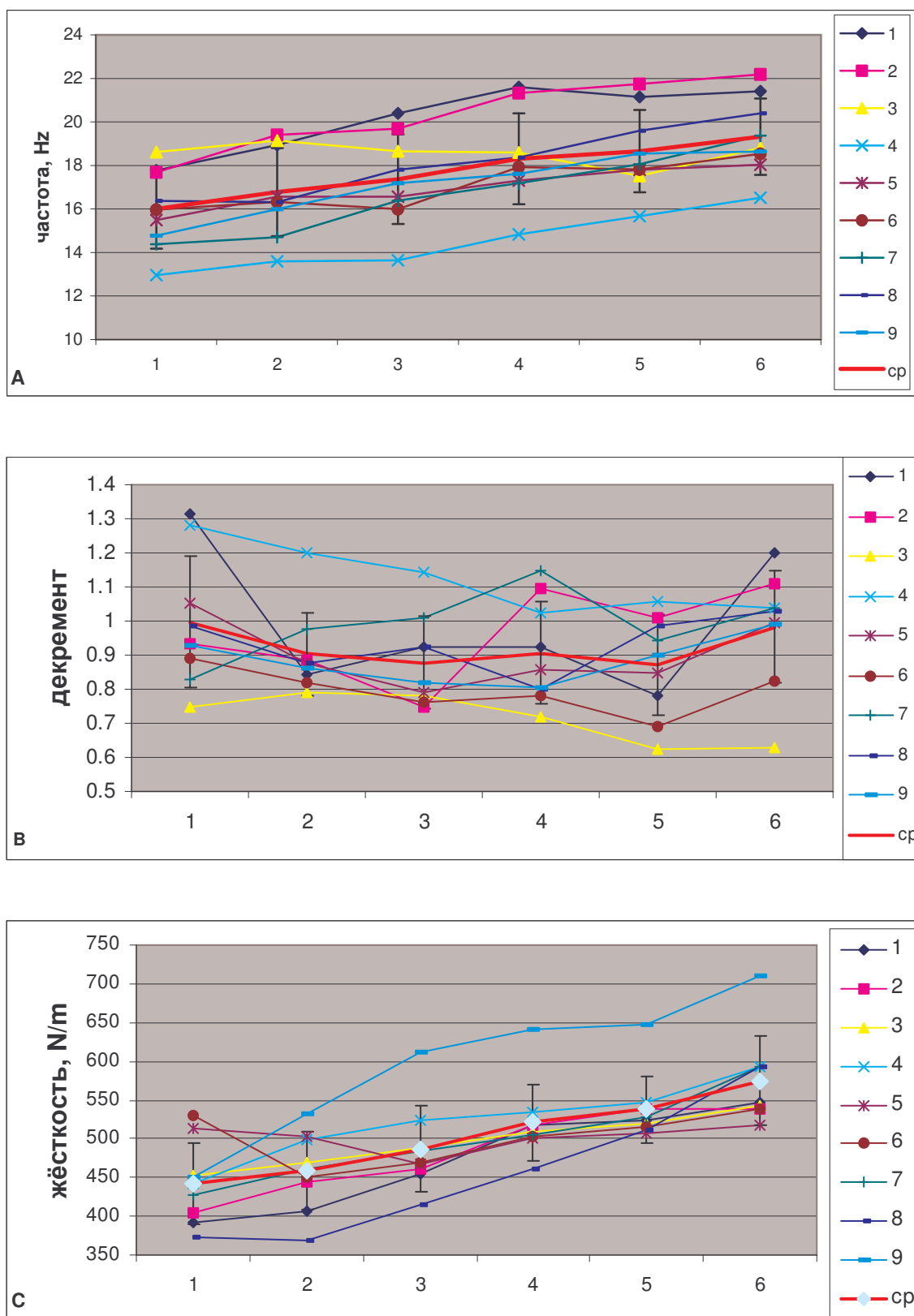


Рисунок 31. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жёсткость С. *M. Tibialis Anterior*, мужчины, левая половина тела.

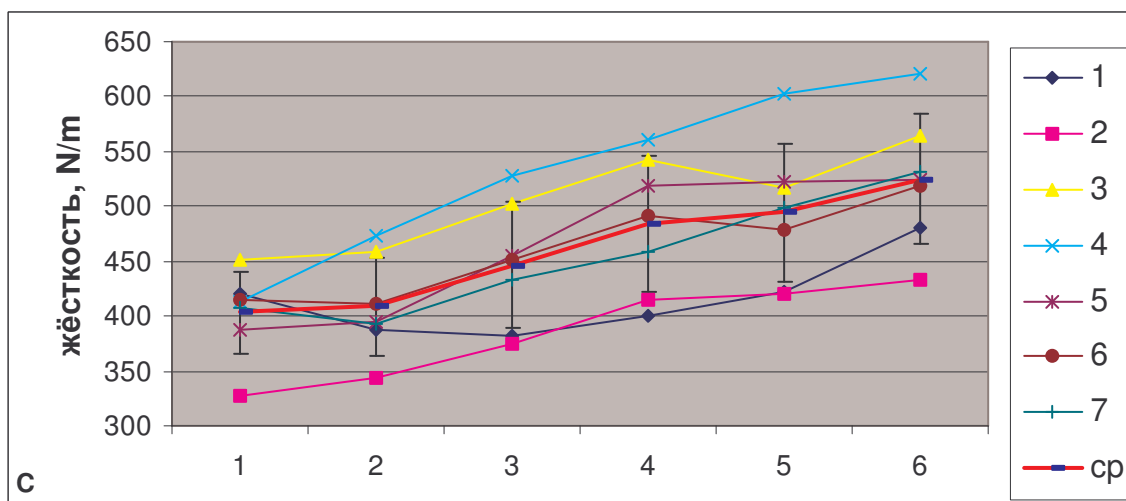
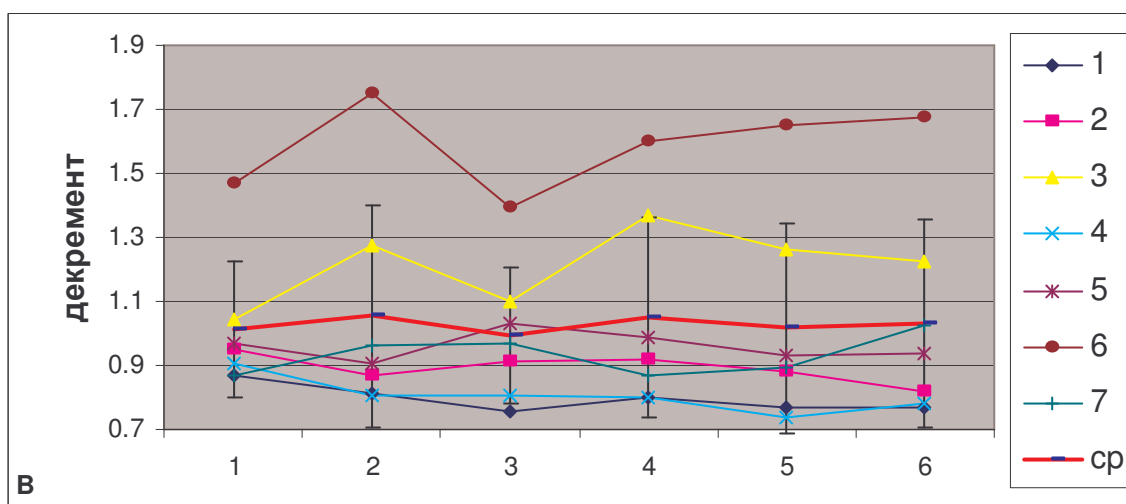
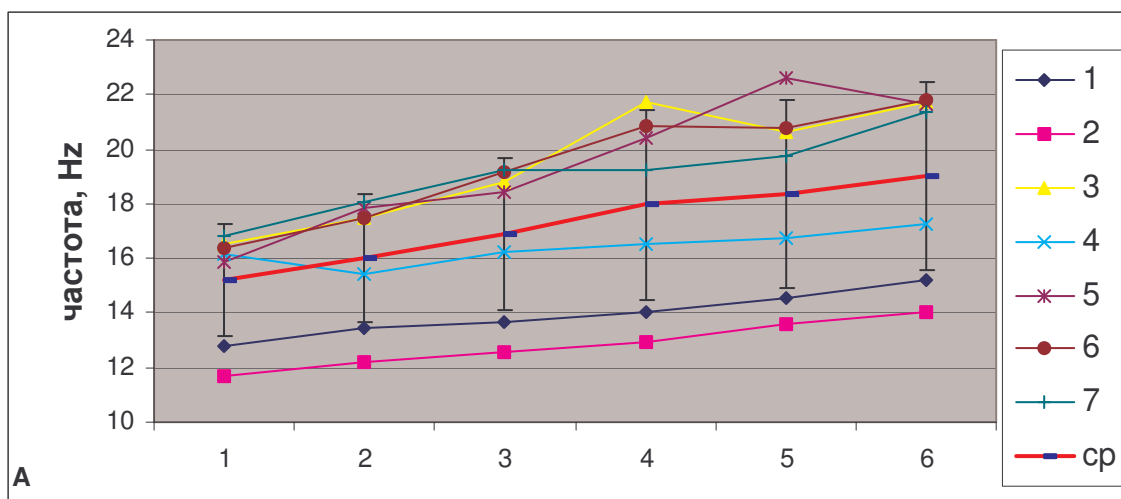


Рисунок 32. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жёсткость С. *M. Tibialis Anterior*, женщины, правая половина тела

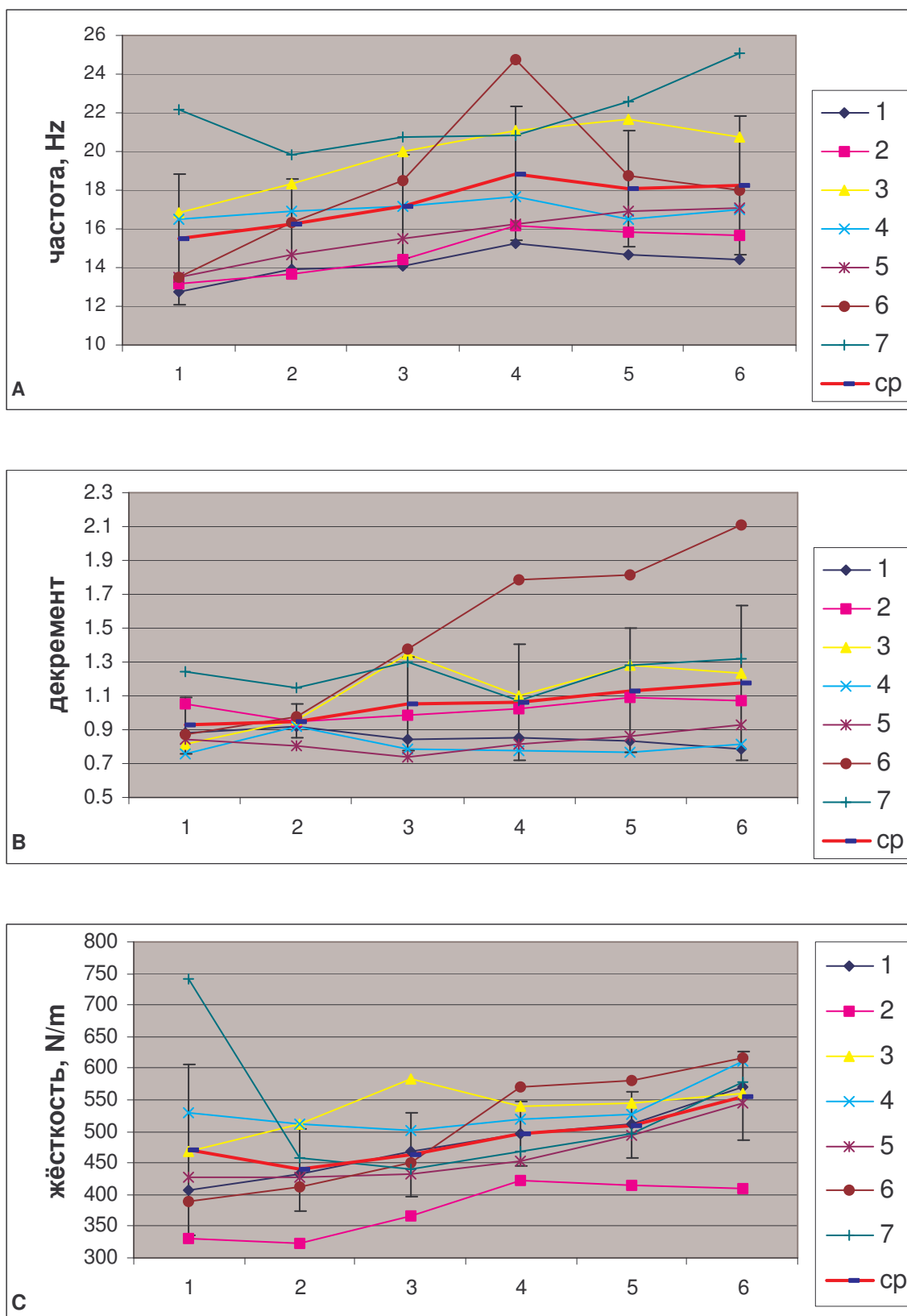


Рисунок 33. Изменения параметров миометрических измерений: частота А, декремент В и жёсткость С. *M. Tibialis Anterior*, женщины, левая половина тела.

Таблица 3. Результаты определения статистической достоверности средних значений первой и шестой точки измерения, правая сторона тела, мужчины: частота Hz, декремент, жёсткость N/m.

Частота

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	11.23	11.21	0.89	0.81	0.817
2	13.52	15.67	2.19	1.98	<0.05
3	12.36	17.17	1.16	1.98	<0.05
4	13.69	14.12	1.39	1.59	<0.05
5	13.92	13.83	1.22	1.32	0.536
6	16.31	19.55	0.82	1.71	<0.05

Декремент

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	0.773	1.018	0.103	0.152	<0.05
2	0.981	1.222	0.196	0.216	<0.05
3	0.877	1.168	0.103	0.26	<0.05
4	0.947	1.162	0.214	0.236	<0.05
5	0.928	1.307	0.101	0.377	<0.05
6	0.955	1.007	0.256	0.216	<0.05

Жёсткость

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	256.7	234.8	41	20.7	<0.05
2	302.5	391.5	48.5	41.9	<0.05
3	276	407.8	34.3	72.4	<0.05
4	361.5	345.4	50.3	51.4	<0.05
5	334	327.1	32.8	32.9	<0.05
6	426	590.5	54.3	71.2	<0.05

1- m.biceps brachii

2-m.brachioradialis

3-m.extensor digitorum

4-m.gastrocnemius c.l.

5-m.gastrocnemius c.m.

6-m.tibialis anterior

Таблица 4. Результаты определения статистической достоверности средних значений первой и шестой точки измерения, левая сторона тела, мужчины: частота Hz, декремент, жёсткость N/m.

Частота

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	11.54	12.15	0.75	0.89	<0.05
2	14.16	16.25	1.35	1.4	<0.05
3	12.73	16.33	1.95	1.99	<0.05
4	14.11	14.84	1.23	1.86	<0.05
5	13.06	13.56	0.98	1.31	<0.05
6	16.01	19.41	1.85	1.86	<0.05

Декремент

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	0.941	1.143	0.129	0.186	<0.05
2	0.948	1.265	0.178	0.242	<0.05
3	0.905	1.08	0.121	0.188	<0.05
4	0.938	1.241	0.164	0.287	<0.05
5	0.871	1.322	0.092	0.344	<0.05
6	0.993	0.983	0.993	0.17	0.634

Жёсткость

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	252.5	250.2	34.2	31.4	0.505
2	321.6	379.7	41.7	36.9	<0.05
3	280.8	395.2	51.6	71.1	<0.05
4	352.8	348.9	43.7	50.3	0.439
5	326.2	319.7	32.3	33.2	0.062
6	439.3	575.6	49.5	59.1	<0.05

1- m.biceps brachii

2-m.brachioradialis

3-m.extensor digitorum

4-m.gastrocnemius c.l.

5-m.gastrocnemius c.m.

6-m.tibialis anterior

Таблица 5. Результаты определения статистической достоверности средних значений первой и шестой точки измерения, правая сторона тела, женщины: частота Hz, декремент, жёсткость N/m.

Частота

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	11.52	14.04	1.02	1.18	<0.05
2	12.21	14.79	0.68	2.05	<0.05
3	12.58	15.08	1.82	2.3	<0.05
4	12.69	13.12	1.4	1.28	<0.05
5	11.48	12.91	1.17	1.44	<0.05
6	15.11	19.01	1.99	3.27	<0.05

Декремент

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	1.09	1.271	0.847	1.175	0.227
2	1.045	1.284	0.112	0.285	<0.05
3	0.962	1.092	0.191	0.158	<0.05
4	1.039	1.248	0.342	0.276	<0.05
5	0.906	1.077	0.151	0.202	<0.05
6	1.008	1.051	0.209	0.32	0.228488

Жёсткость

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	244.2	260.1	59.3	45.3	<0.05
2	315.3	425.7	40.5	91.3	<0.05
3	331.7	373.4	38	25.5	<0.05
4	328.7	298.4	47.6	33.4	<0.05
5	300.6	293.5	56.9	39.1	0.274346
6	402.9	521.8	37.3	58.9	<0.05

1- m.biceps brachii

2-m.brachioradialis

3-m.extensor digitorum

4-m.gastrocnemius c.l.

5-m.gastrocnemius c.m.

6-m.tibialis anterior

Таблица 6. Результаты определения статистической достоверности средних значений первой и шестой точки измерения, левая сторона тела, женщины: частота Hz, декремент, жёсткость N/m.

Частота

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	11.51	12.4	0.53	1.23	<0.05
2	12.58	15.91	1.19	1.69	<0.05
3	14.09	14.84	1.57	1.65	<0.05
4	12.56	13.38	1.59	1.28	<0.05
5	11.86	11.95	1.18	1.85	0.652913
6	15.62	18.54	3.31	3.59	<0.05

Декремент

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	1.055	1.223	0.151	0.281	<0.05
2	0.937	1.157	0.105	0.15	<0.05
3	1.061	1.066	0.169	0.139	0.821717
4	0.911	1.313	0.149	0.353	<0.05
5	0.901	1.281	0.112	0.349	<0.05
6	0.913	1.166	0.164	0.41	<0.05

Жёсткость

	X1	X6	SD1	SD6	p
1	280.3	277.6	25.4	21	0.342344
2	320.8	450.8	23.1	50.6	<0.05
3	329.3	373.4	49.5	33.1	<0.05
4	316.1	303.9	54.8	29.5	<0.05
5	296.7	283.5	35.6	40.6	<0.05
6	490.1	550.3	130.5	68.4	<0.05

1- m.biceps brachii

2-m.brachioradialis

3-m.extensor digitorum

4-m.gastrocnemius c.l.

5-m.gastrocnemius c.m.

6-m.tibialis anterior

Таблица 7. Регионы с наименьшим градиентом и значения градиентов в них.

Правая сторона тела

	регион	градиенты					
		частота Hz/cm		декремент 1/cm		жёсткость N/m*1/cm	
		женщины	мужчины	женщины	мужчины	женщины	мужчины
1	4-5	0.065	0.05	0.0545	0.0255	3.65	2.6
2	2-3	0.875	0.53	0.0275	0.035	6.85	10.35
3	4-5	0.135	0.555	0.0575	0.0055	11.2	13.55
4	4-5	0.085	0.18	0.004	0.048	2.75	3.65
5	4-5	0.0085	0.27	0.011	0.0195	0.5	8.65
6	4-5	0.2	0.05	0.0155	0.0075	5.25	18.2

Левая сторона тела

	регион	градиенты					
		частота Hz/cm		декремент 1/cm		жёсткость N/m*1/cm	
		женщины	мужчины	женщины	мужчины	женщины	мужчины
1	4-5	0.09	0.02	0.0015	0.007	3.35	0.95
2	2-3	0.245	0.34	0.0205	0.0515	7.2	1.45
3	4-5	0.02	0.405	0.036	0.0205	4.25	12.95
4	4-5	0.09	0.175	0.047	0.005	4.2	3.6
5	4-5	0.19	0.095	0.096	0.03	2.8	0.9
6	4-5	0.385	0.33	0.0355	0.0565	6.95	18.55

1- m.biceps brachii

2-m.brachioradialis

3-m.extensor digitorum

4-m.gastrocnemius c.l.

5-m.gastrocnemius c.m.

6-m.tibialis anterior

5. ДИСКУССИЯ

Для обсуждения полученных результатов можем опираться на работы *Otten'a* (1988) и *Korhonen'a* (2005), касающиеся внутримышечного давления.

В работе *Otten'a* (1988) было получено, что внутримышечное давление отличается в различных регионах мышцы: наименьшие значения внутримышечного давления были измерены в середине брюшка мышцы и наибольшие значения внутримышечного давления были измерены при приближении к проксимальному сухожилию (*Otten E.*, p.101, fig.7). В свою очередь известно, что большее внутримышечное давление создаёт большее сопротивление капиллярной микроциркуляции крови.

В работе *Korhonen'a* (2005) было исследовано внутримышечное давление пациентов с предварительным диагнозом *Compartment Syndrome*, которому сопутствует повышение мышечного тонуса. Были исследованы *m. extensor digitorum* и *m. tibialis anterior* и получено, что при тестовой нагрузке на мышцу у тех больных, у которых диагноз оказался правильным внутримышечное давление было больше чем у остальных пациентов. Одновременно проводились миометрические измерения, результаты последних показали, что у пациентов с подтвердившимся диагнозом частота колебаний была больше чем у остальных. Результатом этой работы явилось доказательство того, что между измерениями внутримышечного давления и миометрическими измерениями существует корреляция.

Анализ результатов работ *Otten'a* (1988) и *Korhonen'a* (2005) привёл к выводу, что при измерении тонуса мышц не безразлично в каком регионе проводить измерения. До настоящего момента отсутствовали исследования, в которых были бы выяснены изменения миометрических параметров скелетных мышц вдоль продольной оси мышцы.

Для выяснения статистической разницы в каждой группе обследованных (юноши и девушки) были сравнены самые крайние обследуемые и получено, что во всех случаях между ними существует статистически достоверная разница ($p < 0.05$). Отсюда следует, что нельзя принять одного из обследуемых как пример характеризующий всю группу. Поэтому были определены средние параметры для каждой группы.

Были проанализированы графики зависимостей миометрических параметров от точки измерений для всех шести мышц. Измеренные от проксимальной к дистальной части в шести точках с шагом в два сантиметра параметры миометрических измерений для всех исследованных мышц были зависимы от точки измерений. Эти зависимости не являлись линейными. В большинстве случаев частота колебаний и логарифмический декремент увеличивались от проксимального к дистальному региону мышцы. Жёсткость имела различные тренды в зависимости от рассматриваемой мышцы. При том было установлено, что в случае одной и той же мышцы тренды миометрических параметров правой и левой половины тела не всегда совпадают.

Анализируем более подробно каждую мышцу в отдельности.

M. Biceps brachii

Частота собственных колебаний имеет тенденцию к возрастанию (рис. 11А, 12А, 13А), за исключением правой мышцы у мужчин (рис. 10А).

Декремент так же обладает трендом роста от проксимальной к дистальной части мышцы, за исключением левой мышцы у женщин (рис 13В).

В случае жёсткости наблюдались как тенденции роста (рис 12С, 13С) так и убывания (рис 10С, 11С).

Можно предположить, что здесь увеличение частоты собственных колебаний связано с большим внутримышечным давлением в дистальном регионе мышцы. Это в свою очередь вызывает ухудшение условий микрокапиллярной циркуляции крови в этом регионе и как следствие из этого эластичность мышцы хуже.

M. Banchioradialis

При рассмотрении данной мышцы выяснилось, что все измеренные миометром параметры (частота, декремент, жёсткость) имеют тенденцию роста от проксимальной к дистальной части мышцы (рис. 14-17).

Можно предположить, что это обусловлено конусообразным строением этой мышцы.

M. Extensor Digitorum

Частота собственных колебаний на протяжении всего брюшка мышцы возрастает от проксимальной к дистальной части (рис. 15А,16А,17А,18А).

Декремент так же имеет тенденцию к возрастанию, хотя в некоторых случаях (рис. 17В,18В) имело место переменчивое направление тренда (т.е. как убывание, так и возрастание).

Жёсткость имеет тенденцию роста от проксимальной к дистальной части мышцы (рис. 15С,16С,17С,18С).

Эта мышца по своему строению напоминает *m. Bachioradialis*. Этим можно объяснить схожее поведение миометрических параметров этих мышц.

M. Gastrocnemius caput laterale

Частота собственных колебаний обладает практически горизонтальной линией тренда с абсолютно небольшой тенденцией роста (рис. 19А,20А,21А,22А).

Декремент имеет тенденцию к возрастанию для всех исследованных точек, а в случае левой мышцы у женщин линия тренда представляет собой дугу (рис. 22В).

Жёсткость в данном случае на протяжении всей длины мышцы обладает как тенденцией роста, так и убывания (рис. 20С,21С,22С). И в случае правой мышцы мужчин (рис. 19С) практически горизонтальная линия.

Такое распределение биомеханических свойств, скорее всего, обусловлено строением данной мышцы, которое отличается от предыдущих мышц.

M. Gastrocnemius caput mediale

Частота собственных колебаний в двух случаях обладает явной тенденцией роста от проксимальной к дистальной части мышцы (рис. 24А,25А), в случае правой мышцы мужчин (рис. 23А) имеется тенденция к убыванию и в случае левой мышцы женщин (рис. 26А) представляет собой дугу.

Декремент, за исключением одного случая (рис. 25В) имеет тенденцию роста.

В случае жёсткости можем отметить, что линия тренда практически горизонтальная, но с преломлениями.

Такое распределение параметров объясняется строением данной мышцы, волокна которой располагаются параллельно оси.

M. Tibialis anterior

Частота собственных колебаний имеет возрастающую линию тренда (рис. 27А,28А,29А,30А).

Линия тренда декремента в данном случае практически горизонтальная с небольшой тенденцией к росту (рис. 27В,28В,29В,30В).

Линия тренда жёсткости на этот раз имеет абсолютную тенденцию роста от проксимального к дистальному региону (рис. 27С,28С,29С,30С).

Скорее всего, это объясняется тем, что в отличие от остальных мышц *M. Tibialis anterior* имеет большую область прикрепления к кости и в связи с этим расположение волокон в данном случае очень сложное.

После визуального анализа графиков с целью выяснения статистической разницы крайних точек был проведён Student's t-test. Результаты анализа приведены в таблицах 3-6.

Во всех случаях, где между дистальной и проксимальной точкой существует статистически достоверная разница ($p < 0.05$), средние значения частоты проксимальной точки были статистически значительно меньше значений частоты дистальной точки.

При рассмотрении жёсткости было найдено, что в тех случаях, где была статистически достоверная разность между средними значениями проксимальной и дистальной точки измерений жёсткость дистальной точки была большей.

Все статистически достоверные разницы значений логарифмического декремента, отражающего эластичность мышц, приходились на случай худшей эластичности дистального региона.

Этот факт указывает на то, что в случае повышенного тонуса и жёсткости мышцы микрокапиллярной циркуляции крови оказывается наибольшее сопротивление и как следствие из этого эластичность дистального региона может быть намного хуже.

Резюмируя вышеизложенное можно сделать вывод, что нельзя проводить измерения в произвольно выбранной точке, т.е. следует определить регион с

наименьшей изменчивостью миометрических параметров, чтобы выбор точки измерения оказал минимальное влияние на результаты измерений.

. Для определения региона проведения миометрических измерений для исследованных нами шести мышц с учётом наименьшей возможной ошибки (что особенно важно при повторяющихся измерениях) были проанализированы графики 1-72.

Крайние точки не могут быть выбраны регионом для проведения измерений, т.к. в случае отклонения на один сантиметр точка измерений может находиться не на брюшке мышцы, а на сухожилии. Выбирая регион для проведения измерений между точками 2-5, основывались на следующих критериях: градиент в этом регионе должен быть наименьшим как для мужчин, так и для женщин, для правой и левой половины тела и для всех миометрических параметров. Градиент в свою очередь показывает, на сколько единиц данного параметра мы ошибёмся, если отклонимся от выбранной точки измерений вдоль мышцы на один сантиметр. Если учитывать все критерии, то такой регион невозможно определить однозначно. Поэтому при выборе региона приходилось идти на компромисс и прибегать к обобщениям большинства случаев.

Результаты данного анализа представлены в таблице 7.

Как видно из этой таблицы для большинства мышц самым подходящим для измерений регионом является регион между точками 4 и 5. То есть при измерении в данном регионе вероятность ошибки является минимальной. Исключение составляет *m. Brachioradialis*, для которого более подходящим является регион между 2 и 3 точками.

6. ВЫВОДЫ

Из вышеизложенного можно сделать следующие выводы:

1. Для всех мышц значения измеренных от проксимального к дистальному региону с шагом в два сантиметра миометрических параметров не являются одинаковыми.
Частота собственных колебаний и логарифмический декремент находятся между собой в корреляции и имеют тенденцию роста от проксимального к дистальному региону измерений. В случае жёсткости различные мышцы обладают различными линиями тренда данного параметра.
2. Результаты сравнения средних арифметических частоты колебаний, логарифмического декремента и жёсткости в проксимальной и дистальной точках всех исследованных мышц и обследуемых в большинстве случаев имеют статистически достоверную разницу ($p < 0.05$).
3. Измерения в произвольно выбранной точке на мышце могут повлечь за собой неточности связанные с большой изменчивостью параметров в данном регионе. Для исследованных мышц можно рекомендовать регион между четвёртой и пятой точкой как самый подходящий для проведения измерений. Исключение составляет *m. Brachioradialis*, для которого более подходящий регион расположен между второй и третьей точкой.

7. РЕЗЮМЕ

Целью данной работы являлось определить месторасположение точки проведения миометрических измерения для исследованных мышц.

Было исследовано девять юношей и семь девушек в возрасте 22-25 лет и индексом массы тела для юношей 21.1-26.8 и для девушек 18.8-23.6. При помощи метода миометрии и устройства Myoton-2 были измерены шесть мышц: *m. Biceps Brachii*, *m. Brachioradialis*, *m. Extensor Digitorum*, *m. Tibialis Anterior*, *m. Gastrocnemius caput laterale et mediale*. Измерения проводили в шести точках от проксимального к дистальному региону мышцы с шагом в два сантиметра.

На основе полученных результатов можно сделать выводы.

Для всех мышц значения измеренных от проксимального к дистальному региону с шагом в два сантиметра миометрических параметров не являются одинаковыми.

Частота собственных колебаний и логарифмический декремент находятся между собой в корреляции и имеют тенденцию роста от проксимального к дистальному региону измерений. В случае жёсткости различные мышцы обладают различными линиями тренда данного параметра.

Результаты сравнения средних арифметических частоты колебаний, логарифмического декремента и жёсткости в проксимальной и дистальной точках всех исследованных мышц и обследуемых в большинстве случаев имеют статистически достоверную разницу.

Измерения в произвольно выбранной точке на мышце могут повлечь за собой неточности связанные с большой изменчивостью параметров в данном регионе. Для исследованных мышц можно рекомендовать регион между четвертой и пятой точкой как самый подходящий для проведения измерений. Исключение составляет *m. Brachioradialis*, для которого более подходящий регион расположен между второй и третьей точкой.

Из полученных результатов можно заключить, что изменение миометрических параметров может зависеть от точки проведения измерения. Поэтому для уменьшения ошибки измерений советуется проводить измерения в одном определённом регионе.

ИСПОЛЬЗОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Вайн А., *Связи между биомеханическими свойствами мышц и спортивными результатами у квалифицированных легкоатлетов в пятиборье*. Учебные Записки Тартуского Государственного Университета, **525** выпуск, Тарту, 1980, 3-13
2. Вайн А. *Диагностика опорно-двигательного аппарата спортсмена*. Современные проблемы биомеханики, выпуск **3**, Рига “Зинате”, 1986, 85-96.
3. Вайн А. *Явление передачи механического напряжения в скелетной мышце*. Типография ТУ, 1990.
4. Сапин М., Билич Г., *Анатомия человека*, Книга 1, Москва Высшая Школа, 1996, 215-362.
5. Bagshaw C. R., *Muscles contraction*, London, New York: Champan and Hall, 1982, 1-79.
6. Bizzini M., Mannion A.F., *Reliability of a new, hand-held device for assessing skeletal muscle stiffness*, Clinical Biomechanics, Vol. 18, Issue 5, 2003: 459-461.
7. Fung Y.C. *Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues*. Second Edition. Springer-Verlag, New York, Inc 1993, 392-424.
8. Kahn H., Vain A., Toomla T., Moks M., Altrov E., *Skeletilihaste seisundi hindamine müomeetrilisel meetodil*, Eesti Töötervishoid, 2005
9. Kingisepp P-H. *Inimese füsioloogia*, Taru AS Atlex 2001, 167-175
10. Korhonen R., Vain A., Vanninen E., Viir R., Jurvelin J.S., *Interrelationships of the interstitial pressure, electrical and mechanical characteristics of the skeletal muscle*, Medical & Biological Engineering & Computing, 1999, Vol. 37, Supplement 1: 200-201
11. Korhonen R., Vain A., Vanninen E., Viir R., Jurvelin J.S., *Can mechanical myotonometry or electromyography be used for the prediction of intramuscular pressure?*, Physiological Measurement, **26**, 2005, 951-963
12. Nave R., Dissertation: *Titin – die elastische komponente des quergestreiften muskels: Korrelation zwischen dem isolierten Molekül und seiner Lokalisation im Sarkomer*, Hannover: Universität Hannover 1990, 1-134
13. Nigg B.M., Herzog W., *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System*, Chichester, New York, Brisbane, Toronto, Singapore, John Wiley& Sons, 1994, 154-566.

14. Otten E., *Concepts and models of functional architecture in skeletal muscle*, *Exercise and sport science reviews*, Vol. 16, 1988, 89-139.
15. Rohen J.W., Lutjen-Drecoll E., Yokochi C., *Color Atlas of Anatomy: A Photographic Study of the Human Body*, 4th Edition, Williams & Wilkins, 1998.
16. Vain A., *Seade skeletilihaste viskoelastsete omaduste uurimiseks*, Autoritunnistus nr.790379, 1977
17. Vain A. *Tugi-liikumisaparaadi biomehaaniliste omaduste osa treenituse kujunemisel*. Tartu Riikliku Ülikooli Toimetised; Vol.767; Tartu, 1987, 3-11.
18. Vain A., *On The Tone of the Skeletal Muscle*, Acta et Commentationes Universitatis Tartuensis, Vol.958, Tartu 1993, 123-129.
19. Vain A. *On Mechanical Energy Recuperation Mechanism of Skeletal muscle According to the New Biomechanical Model of the Muscle* in Book of Abstracts XVth Congress of the International society of Biomechanics. Jyväskylä 1995, 954-955.
20. Vain A., *Meetod ja seade pehmete bioloogiliste kudede omavõnkumise registreerimiseks – müomeeter*, Eesti patendikiri nr. 03374, 1996.
21. Vain A. *Müomeetria*, Tartu, 2002 (loengukonspekt).
22. Viir R., Laiho K., Kramarenko J., Mikkelson M., *Repeatability of trapezius muscle tone assessment by a myometric method*, Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 2006 (in press).

KOKKUVÕTE

JÄSEMETE LIHASTE MÜOMEETRILISTE PARAMEETRITE TOPOGRAAFILINE UURING

Käesoleva uuringu eesmärk oli leida uuritud lihastel punkt müomeetriliste mõõtmiste teostamiseks.

Uuriti üheksat noormeest ja seitset tüdrukut vanuses 22-25 aastat, kehamassiindeksiga 21.1-26.8 noormeeste korral ja 18.8-23.6 tüdrukute korral. Müomeetria meetodi ja seadme Myoton-2 abil mõõdeti kuut lihast: *m. Biceps Brachii*, *m. Brachioradialis*, *m. Extensor Digitorum*, *m. Tibialis Anterior*, *m. Gastrocnemius caput laterale et medilae*. Mõõdeti kuues punktis proksimaalselt distaalsele lihase punktile sammuga kaks sentimeetrit.

Saadud tulemused lubavad teha järgmisi järeldusi.

Mõõdetuna proksimaalselt distaalsele kuues punktis sammuga kaks sentimeetri kõigi lihaste korral ei olnud mõõdetud parameetrid sama väärtusega.

Omavõnke sagedus ja logaritmiline dekrement on korrelatsioonis ning omavad suurenemise tendentsi distaalselt proksimaalsele mõõtmispunktile. Jäikuse korral erinevatel lihastel on erinevad trendid.

Proksimaalse ja distaalse punkti omavõnke sageduse, logaritmilise dekrementi ning jäikuse aritmeetiliste keskmiste võrdlemisel on enamikel juhtudel statistiliselt olulised erinevused kõikide uuritud lihaste ja isikute korral.

Mõõtmised suvaliselt valitud punktis võivad põhjustada vigu, mis on seotud müomeetriliste parameetrite suurema varieeruvusega antud punktis. Uuritud lihaste jaoks mõõtmisregiooniks võib soovitada regiooni neljanda ja viienda mõõtmispunkti vahel. Erandiks on *m.Brachioradialis*, mille korral mõõtmiseks paremini sobib regioon teise ja kolmanda punkti vahel.

Tulemustest võib järeldada, et müomeetriliste parameetrite muutused võivad sõltuda ka mõõtmispunkti valikust. Seega müomeetriliste parameetrite varieeruvuse vähendamiseks soovitatakse teostada mõõtmised ühes kindlas regioonis.

SUMMARY

THE TOPOGRAPHICAL STUDY OF THE MYOMETRICAL PARAMETERS OF UPPER AND LOWER LIMB MUSCLES.

The purpose of current research was to fix the measurement point for myometrical measurements for the investigated muscles.

The research involved nine boys and seven girls aged 22-25 with body mass index range 21.1-26.8 for boys and 18.8-23.6 for girls. Independently, six muscles were measured using the myometrical method and equipment Myoton-2: *m. Biceps Brachii*, *m. Brachioradialis*, *m. Extensor Digitorum*, *m. Tibialis Anterior*, *m. Gastrocnemius caput laterale et mediale*.

The following conclusions can be made based on the results of the research.

The values of the myometrical parameters that were measured at six points (with distance of two centimeters between each other) from proximal to distal part of the muscle were various.

Natural oscillation frequency and logarithmic decrement are in correlation with each other and a tendency of increasing these parameters in direction from proximal to distal part was found. Different muscles have a different tendency of changing stiffness along the muscle. The mean values of frequency, decrement and stiffness in the proximal and distal point of muscle have statistically significant difference in majority of cases for all investigated muscles and subjects.

Measurements in the random point can provide errors, which are produced by the bigger variation in parameters in this measurement point. For the investigated muscles, the region between fourth a fifth point is more recommended for measurements. Exception is *m. Brachioradialis* for which more suitable region for measurements is between points two and three.

According to the results of the study, variations in myometrical parameters can be produced by the choice of the measurement point. For reducing this type of errors, it is recommended to measure in the one fixed region.