

## **Структура и функция четырехглавой мышцы бедра у больных с акинематическим гонартрозом**

**А.П. Шеин, Т.В. Сизова, Т.И. Долганова, Д.В. Долганов, В.Д. Макушин, О.К. Чегуров**

## **Structure and function of femoral quadriceps in patients with akinematic gonarthrosis**

**A.P. Shein, T.V. Sizova, T.I. Dolganova, D.V. Dolganov, V.D. Makushin, O.K. Chegourov**

Государственное учреждение науки

Российский научный центр "Восстановительная травматология и ортопедия" им. академика Г. А. Илизарова, г. Курган (генеральный директор — заслуженный деятель науки РФ, член-корреспондент РАМН, д.м.н., профессор В.И. Шевцов)

До и в ближайшие (до 12 месяцев) сроки после оперативного лечения обследовано 26 больных с акинематическим гонартрозом. Объект исследования - четырехглавая мышца бедра поврежденной и интактной конечностей. Использованы методы динамометрии, ультразвукового сканирования при продольном расположении датчика, глобальной и стимуляционной электромиографии. Расчёт коэффициентов корреляции между активационными (параметры суммарной ЭМГ и М-ответов), контрактильными (абсолютные и относительные моменты силы мышц-разгибателей голени) и УЗИ-характеристиками (эхоплотность, однородность, толщина мышечных слоев и т.п.) исследуемых мышц подтвердил гипотезу о наличии взаимосвязи между величинами «ультразвуковой плотности» мышц и теми ЭМГ-параметрами, значения которых обусловлены преимущественно изменениями в структурной части двигательных единиц.

Ключевые слова: бедро, гонартроз, мышцы, контрактура, электромиография, динамометрия, ультразвуковая сонография.

26 patients with akinematic gonarthrosis have been studied before surgical treatment and the immediate periods after it (up to 12 months). Object of the study: femoral quadriceps of the involved and intact limbs. The methods of dynamometry, ultrasound scanning with transducer longitudinal position, global and stimulation electromyography were used. Calculation of the coefficients of correlation of activation (parameters of the total EMG and M-responses), contractile (absolute and relative moments of leg extensor force) and ultrasound study characteristics (echodensity, homogeneity, thickness of muscular layers and others) of the muscles studied confirmed the hypothesis about the presence of correlation between the values of muscular «ultrasound density» and those EMG-parameters, the values of which were mainly influenced by changes in the structural part of motor units.

Keywords: femur, gonarthrosis, muscles, contracture, electromyography, dynamometry, ultrasound sonography.

Проблемы патогенеза, профилактики и лечения больных с акинематическим гонартрозом (АГ) остаются актуальными, несмотря на значительные усилия, прилагаемые для их решения, поскольку ограничение подвижности в смежных суставах относится к наиболее распространённым осложнениям травм верхних и нижних конечностей [5]. Стойкие АГ травматического генеза сопровождаются дегенеративно-дистрофическими изменениями как суставных тканей, так и обслуживающих сустав мышц. Последнее характеризуется формированием соединительно-тканых включений, рубцов и спаек [8], что в значительной мере ограничивает возможности консервативного и оперативного лечения. Мы полагаем, что основой для разработки эффективных способов лечения и реабилитации данной категории больных является всесторон-

нее изучение механизмов формирования контрактур в период после травмы и их трансформации под воздействием факторов лечения.

Проведенные ранее исследования показали, что в диагностике миогенного компонента АГ наиболее информативны такие методики, как электронейромиография (ЭМГ) [10], динамометрия [1] и ультразвуковая сонография (УЗИ), характеризующиеся стабильным ростом популярности в ортопедо-травматологической клинике. Весьма перспективным оказалось комбинированное использование нескольких из вышеперечисленных методов тестирования [1, 3, 6]. В частности, сопоставление результатов ультразвуковой диагностики с данными, полученными методом рентгеноконтрастной миографии, открывают перспективу замены последней на УЗИ [5]. Ультрасонография позволяет выявить изме-

нения толщины мышечного брюшка и рисунка структуры мышечной ткани [3, 11], которые можно сопоставить с динамикой активационных (данные ЭМГ) и контрактильных (данные динамометрии) свойств мышц. Тем не менее, предпринимаемые в настоящее время попытки проведения подобных комплексных исследований, сочетающих, к примеру, рентгенологический (с использованием контрастного вещества), ультразвуковой, биомеханический и электромиографический методы тестирования структуры и функции мышц [3], ограничиваются лишь констатацией однонаправленности деструктивно-репаративных изменений, выявляемых с помо-

щью различных диагностических технологий.

Цель настоящей работы состояла в анализе взаимосвязи показателей функционального состояния четырехглавой мышцы бедра с сонографическими характеристиками ее структурной организации у больных с АГ травматического генеза. С другой стороны, определенный интерес представляет получение данных, объективизирующих целесообразность разработки диагностической аппаратуры для параллельного тестирования активационных, контрактильных и структурных характеристик мышц у больных ортопедо-травматологического, неврологического и нейрохирургического профиля.

#### МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

До и в ближайшие (до 12 месяцев) сроки после оперативного лечения обследовано 26 больных (18 - мужского и 8 - женского пола) в возрасте от 18 до 40 лет с АГ, у которых амплитуда активных движений в пораженном суставе не превышала 40 градусов. Давность АГ (с момента травмы) составляла в среднем  $6,1 \pm 0,7$  лет.

В качестве объекта исследования использована передняя группа мышц бедра интактной и поврежденной конечностей. У каждого больного производилось комплексное обследование функционального состояния мышц методами динамометрии, ультразвукового сканирования при продольном расположении датчика, глобальной и стимуляционной электромиографии. Анализировались следующие параметры: максимальный момент силы мышц разгибателей голени (**MF**); характеристики эхоплотности (**L**) и однородности мышц (**M**) по данным постпроцессорной компьютерной обработки эхосигнала (**T, L, M**): **T** - суммарное число элементов изображения в фиксированной или факультативной области; **L** - уровень «серой шкалы», составляющий оттенок, который является самым распространенным в исследуемой области; **M** - число элементов изображения составляющей оттенка, который является самым распространенным в специфической области. Сонограммы реги-

стрировалась при единой шкале настройки изображения. Дополнительно определялась толщина её мышечного слоя (**G**), угол наклона мышечных пучков ( $\angle\alpha$ ). Электрофизиологический полипараметрический диагностикум включал в себя анализ таких показателей, как амплитуда (**AM**), длительность (**TM**) и количество точек перегиба (локальных экстремумов) (**φ**) моторного ответа (**M**-ответа) *m. rectus femoris*, а также средняя амплитуда (**CA**) и частота следования колебаний суммарной ЭМГ (**f**), зарегистрированной на пике максимального произвольного напряжения. Аппаратурное обеспечение исследования: 4-канальная цифровая ЭМГ-система «1500» (фирма "Dantec", Дания), система для ультразвукового сканирования органов и тканей с эхокамерой SSD-630 (фирма "АЛОКА", Япония), а также специализированный динамометрический стенд для тестирования мышц бедра, разработанный в РНЦ «ВТО» [13]. Оценка взаимосвязи анализируемых признаков производилась на основе расчета коэффициентов линейной корреляции Пирсона, а достоверности различия анализируемых показателей - с использованием непараметрического критерия Манна-Уитни и t-критерия Стьюдента.

#### РЕЗУЛЬТАТЫ

В большинстве случаев контрактура коленного сустава возникала и развивалась после переломов диафиза бедренной кости, внутрисуставных переломов (мышцелки бедренной кости и большеберцовой кости, надколенника), операций на бедренной кости и коленном суставе, в том числе по поводу остеомиелитического процесса.

Клинически определялась в той или иной степени выраженности разгибательная контрактура коленного сустава, рубцовые изменения со стороны мягких тканей бедра и области коленного сустава, которые на отдельных участках были спаяны с костью.

Рентгенологически устанавливались различные стадии дегенеративно-дистрофического процесса коленного сустава по классификации Н.С. Косинской [7].

В зависимости от этиопатогенетических факторов всем больным были выполнены мобилизующие операции в различных модификациях [9].

На здоровой конечности мышечная ткань имеет характерную неоднородную структуру с продольной исчерченностью и отчетливо определяемыми фасциальными листками. Четкая граница определялась между отдельными головками четырехглавой мышцы, а также между

брюшком промежуточной мышцы и кортикальной пластинкой бедренной кости за счёт жировой клетчатки в межмышечных пространствах и глубоком околокостном клетчаточном пространстве. Вышеописанная картина соответствует данным литературы [5].

На большой конечности (см. рис. 1-4) по сравнению со здоровой акустическая плотность мышечной ткани повышена на 5,0-143,0%, толщина мышечного слоя меньше в 1,1-5,0 раза. Данное изменение наиболее выражено в *m.vastus med.* и *m.vastus lat.* на уровне бывшего перелома. В этих областях в 80% наблюдений выражена неоднородность внутримышечной структуры, в частности отсутствуют характерная продольная исчерченность и разграничительные прослойки между порциями мышц, не дифференцируются отдельные мышцы, в ряде случаев фиксируется тесный контакт *m. vastus med.* с кортикальной пластинкой бедренной кости. В приведенной литературе [5, 11] подобная картина интерпретируется как признак развития рубцовых и дегенеративно-деструктивных изменений в мышечной ткани.

Из результатов предоперационных обследований, представленных в таблице 1 и дополнительно проиллюстрированных натуральными записями сонограмм и ЭМГ (см. рис. 1-3), отражающими три градации тяжести структурно-функциональных изменений, следует, что на пораженной конечности у больных с АГ средние значения максимального момента силы четырёхглавой мышцы бедра, толщины её мышечного слоя, акустической однородности, средней амплитуды интерференционной ЭМГ, ее частоты и амплитуды М-ответа снижены по сравнению с контралатеральной конечностью соответственно на 62,2%; 21,7%; 19,6%; 37,8%; 30,3%; 42,9%. Статистически значимые ( $P < 0,05$ ) различия между показателями здоровой и пораженной конечностей помечены квадратиками (■), а между значениями показателей пораженной конечности, определенными до и в ближайшие сроки после лечения - кружками (●).

Значения эхоплотности и длительности М-ответа, напротив, на поражённой стороне оказались выше, чем на контралатеральной, соответственно на 21,3% и 15,2%. Билатеральные различия средних значений угла наклона мышечных пучков и количества фаз М-ответа можно считать несущественными.

В ближайшие сроки после окончания лечения наблюдается уменьшение степени билатеральной асимметрии момента силы четырёхглавой мышцы бедра, толщины её мышечного слоя

и акустической плотности. Выраженность различий между оперированной и контралатеральной сторонами таких параметров, как акустическая однородность, угол наклона мышечных пучков и длительность М-ответа, увеличивается. Соотношение амплитуды и частоты следования колебаний интерференционной ЭМГ, амплитуды и количества фаз М-ответа оперированной и контралатеральной конечностей остается практически неизменным.

В основе УЗИ мышц лежит вариабельность общего усиления и тестирования затухания яркости эхосигнала при постпроцессорной обработке с воспроизведением на экране гистограмм - интенсивности эхосигналов некоторой области на томографической эхограмме. При этом на гистограммах рассчитываются показатель **L**, косвенно отражающий т.н. "ультразвуковую плотность" мышц, и **M** - их "ультразвуковую однородность". При регистрации сонограмм обязательно соблюдение условия единой шкалы настройки изображения и стандартизации установки датчика для всех обследуемых больных. У здоровых субъектов эти показатели не коррелируют между собой и, по-видимому, отражают индивидуальные особенности тканевых структур. У больных с АГ показатели **L** и **M** оказались взаимосвязаны ( $R = -0,672$ ;  $n = 29$ ;  $P < 0,01$ ), что количественно характеризует выраженность патологических изменений в мышцах. Проведенные исследования свидетельствуют о том, что способ установки датчика (поперечный и продольный) не оказывает принципиального влияния на показатели **L** и **M** (см. рис. 4), тем не менее, учитывая анатомо-топографические и геометрические особенности строения бедер у лиц разного пола и возраста, мы пришли к выводу о предпочтительности продольного размещения линейного датчика над тестируемым объектом.

При анализе данных изученной нами выборки больных выявлено, что показатели динамометрии и ЭМГ, характеризующие сократительные и активационные возможности тестируемых мышц взаимосвязаны. Результаты расчета коэффициентов линейной корреляции Пирсона показали, что для пары признаков «**MF** – **f**»:  $R = 0,610$ ; ( $n = 41$ ;  $P < 0,01$ ). Для пары «**MF** – **A**»:  $R = 0,409$ ; ( $n = 41$ ;  $P < 0,05$ ). Показатель структурных изменений в мышцах **L** коррелирует только с **f** ( $R = -0,416$ ;  $n = 52$ ;  $P < 0,01$ ). Других статистически значимых структурно-функциональных взаимосвязей у больных данной группы не обнаружено.

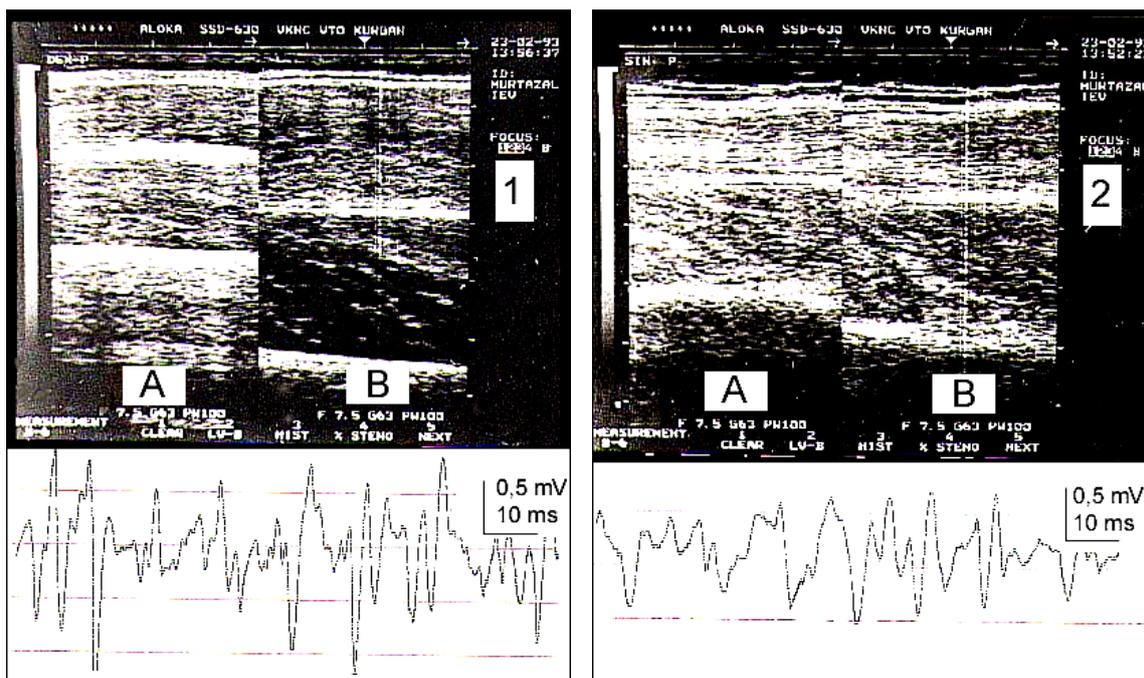


Рис. 1. Сонограмма *m. rectus fem.* и *m. vastus int.* интактной (1) и поражённой (2) конечностей в покое (A) и при максимальном произвольном напряжении (B). Степень поражения (по совокупности показателей) – лёгкая. Больной М., 17 лет. Диагноз: контрактура левого коленного сустава (последствие гематогенного остеомиелита). Сонографические показатели: «ультразвуковая плотность» (L) на стороне поражения превышает данный показатель для интактной конечности на 30% (26 у.е. и 20 у.е. соответственно). Из сонограмм видно, что на стороне поражения сохранена сократительная способность мышц. При этом достаточно хорошо просматривается их волокнистая структура. Суммарная ЭМГ *m. rectus fem.* поражённой конечности насыщенного типа; отмечено некоторое снижение по амплитуде и частоте следования колебаний (интактная: 1300 мкВ; 330 кол./с; поражённая: 700 мкВ; 210 кол./с).

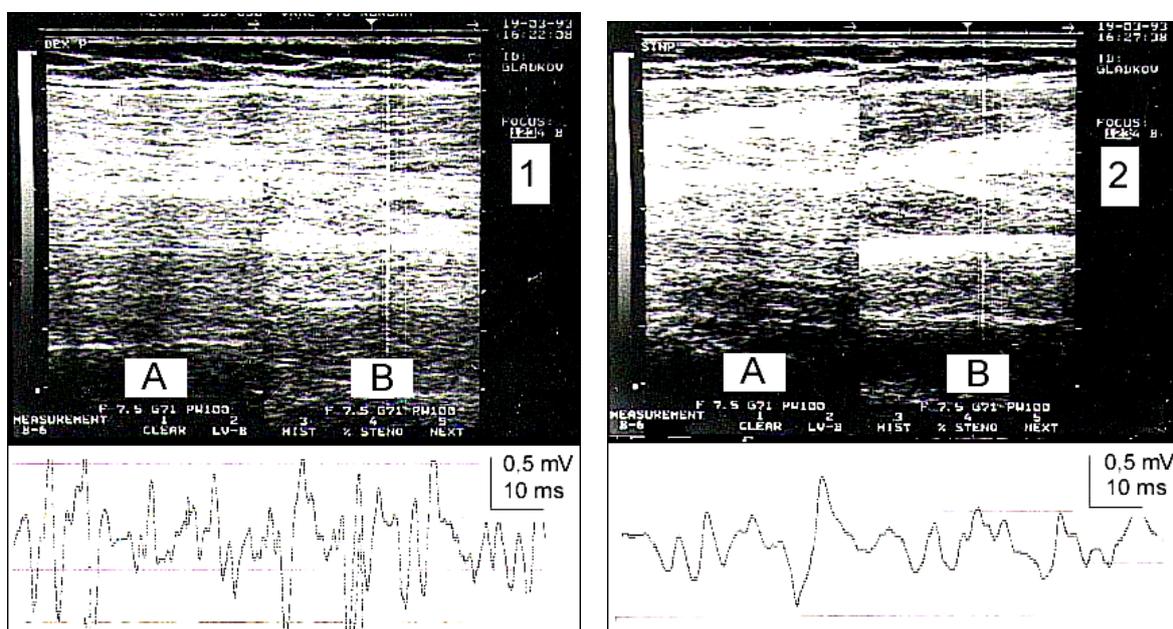


Рис. 2. Сонограмма *m. rectus fem.* и *m. vastus int.* интактной (1) и поражённой (2) конечностей в покое (A) и при максимальном произвольном напряжении (B). Степень поражения (по совокупности показателей) – средняя. Больной Г., 32 года. Диагноз: посттравматическая контрактура левого коленного сустава. Давность травмы - 1 год 4 месяца. Сонографические показатели: «ультразвуковая плотность» (L) мышечной ткани на стороне поражения превышает аналогичный показатель интактной конечности на 74%. Из сонограммы определяется преимущественное поражение *m. vastus int.* Суммарная ЭМГ *m. rectus fem.* на стороне поражения существенно снижена по амплитуде и частоте следования колебаний (интактная: 1300 мкВ, 360 кол./с; поражённая: 500 мкВ, 160 кол./с).

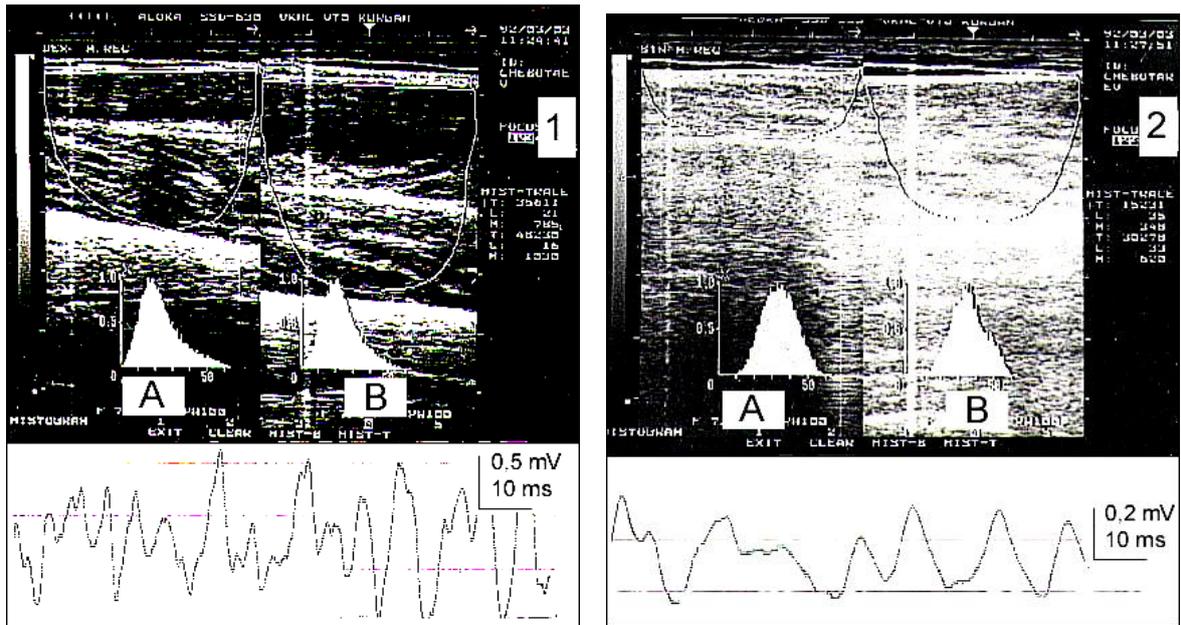


Рис. 3. Сонограмма m. rectus fem. и m. vastus int. интактной (1) и поражённой (2) конечностей при продольном сканировании в состоянии покоя (А) и при произвольном максимальном сокращении мышцы (В). Степень поражения (по совокупности показателей) – тяжёлая.

Больной Г., 29 лет. Диагноз: посттравматическая контрактура правого коленного сустава. Давность травмы - 3 года 9 месяцев. Отмечается выраженное диффузное склерозирование тканей передней группы мышц бедра поражённой конечности, характеризующееся резким увеличением показателя эхоплотности (на 60%) по сравнению с данными интактной. Суммарная ЭМГ m. rectus fem. на стороне поражения резко снижена по амплитуде и частоте следования колебаний (интактная: 1300 мкВ, 250 кол./сек; поражённая: 250 мкВ, 100 кол/с).

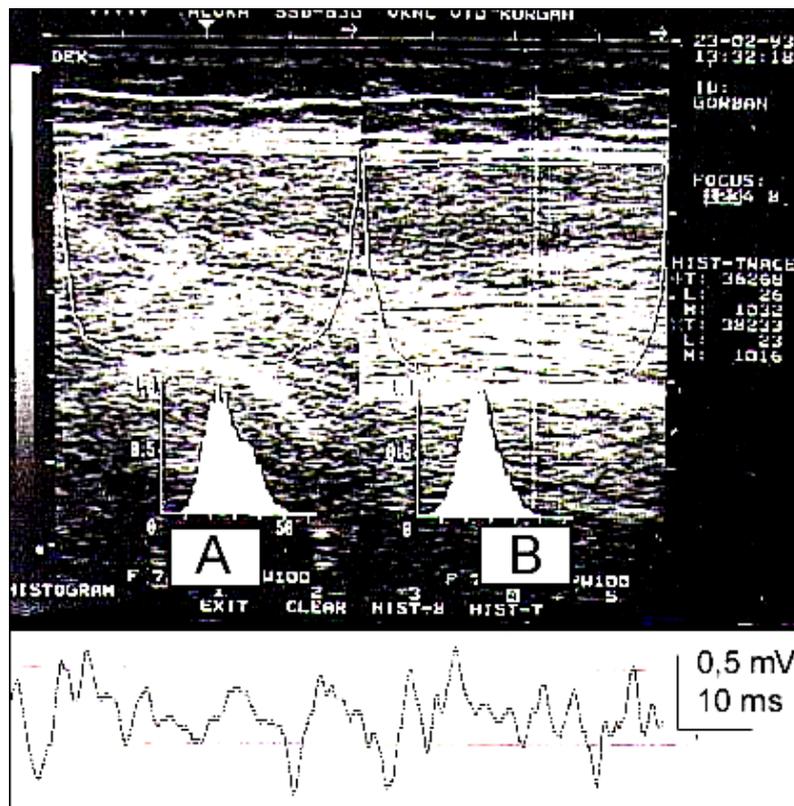


Рис. 4. Сонограмма m. rectus fem. и m. vastus int. поражённой конечности при поперечном (А) и продольном (В) сканировании по отношению к оси исследуемой мышцы.

Больная Г., 34 года. Диагноз: посттравматическая контрактура правого коленного сустава (2 года после травмы). Из данной сонограммы следует, что способ установки датчика не оказывает принципиального влияния на показатели М и L ( $M_A=102$ ;  $M_B=101$ ;  $L_A=26$ ;  $L_B=22$ ). Зарегистрированные величины М и L свидетельствуют о средней тяжести поражения мышечной ткани, что соответствует характеристикам суммарной ЭМГ (650 мкВ; 220 кол/с).

Таблица 1.

Структурно-функциональные характеристики четырехглавой мышцы бедра ( $M \pm m$ ) до и в ближайшие сроки после лечения у больных с акинематическим гонартрозом

Параметры		Конечность	N	$M \pm m$
<b>Д о л е ч е н и я</b>				
Момент силы	MF (Н.м)	больная	20	$51,2 \pm 15,9$ ■
		интактная	17	$135,6 \pm 13,0$
Отношение момента силы к весу	MF/P (Н.м/кг)	больная	20	$0,7 \pm 0,2$ ■
		интактная	17	$2,0 \pm 0,1$
Толщина мышечного слоя	G (см)	больная	22	$0,9 \pm 0,1$ ■
		интактная	22	$1,2 \pm 0,1$
Эхоплотность	L (усл.ед.)	больная	22	$29,9 \pm 2,2$
		интактная	22	$24,7 \pm 1,8$
Однородность	M (усл.ед.)	больная	22	$79,2 \pm 6,6$
		интактная	22	$98,5 \pm 8,0$
Угол наклона мышечных пучков	$\angle \alpha$ (град.)	больная	15	$9,5 \pm 1,5$
		интактная	22	$9,7 \pm 1,4$
Средняя амплитуда суммарной ЭМГ	CA (мВ)	больная	18	$0,59 \pm 0,06$ ■
		интактная	24	$0,95 \pm 0,09$
Частота следования колебаний ЭМГ	f (кол./сек)	больная	24	$138 \pm 9$ ■
		интактная	24	$195 \pm 12$
Амплитуда М-ответа	AM (мВ)	больная	24	$8,84 \pm 0,75$ ■
		интактная	24	$15,49 \pm 0,96$
Длительность М-ответа	TM (мс)	больная	24	$35,6 \pm 1,9$ ■
		интактная	24	$30,9 \pm 1,1$
Количество фаз М-ответа	$\phi$	больная	24	$2,9 \pm 0,4$
		интактная	24	$3,4 \pm 0,3$
<b>В б л и ж а й ш и е с р о к и п о с л е л е ч е н и я</b>				
Момент силы	MF (Н.м)	больная	9	$66,0 \pm 17,6$
		интактная	9	$113,2 \pm 17,6$
Отношение момента силы к весу	MF/P (Н.м/кг)	больная	9	$0,9 \pm 0,2$ ■
		интактная	9	$1,7 \pm 0,2$
Толщина мышечного слоя	S (см)	больная	9	$1,3 \pm 0,1$ ●
		интактная	9	$1,1 \pm 0,1$
Эхоплотность	L (усл.ед.)	больная	9	$23,8 \pm 3,1$
		интактная	9	$22,4 \pm 1,9$
Однородность	M (усл.ед.)	больная	9	$124,9 \pm 13,8$ ●
		интактная	9	$226,3 \pm 11,1$
Угол наклона мышечных пучков	$\angle \alpha$ (в град.)	больная	8	$4,5 \pm 1,5$ ●
		интактная	9	$5,9 \pm 2,2$
Средняя амплитуда суммарной ЭМГ	CA (мВ)	больная	10	$0,51 \pm 0,07$ ■
		интактная	10	$0,83 \pm 0,07$
Частота следования колебаний ЭМГ	f (кол./сек)	больная	10	$118 \pm 12$ ■
		интактная	10	$194 \pm 13$
Амплитуда М-ответа	AM (мВ)	больная	10	$5,62 \pm 0,60$ ■
		интактная	10	$13,84 \pm 1,04$
Длительность М-ответа	TM (мс)	больная	10	$37,7 \pm 3,4$
		интактная	10	$32,9 \pm 1,8$
Количество фаз М-ответа	$\phi$	больная	10	$2,4 \pm 0,3$
		интактная	10	$3,5 \pm 0,4$

## ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Полученные нами данные свидетельствуют о том, что ультразвуковое исследование мышц позволяет уточнять локализацию и выраженность рубцово-спаечных образований, препятствующих передаче усилий на соответствующие звенья конечностей, количественно оценивать степень атрофии конкретной мышцы (по толщине её брюшка) и склеротических изменений в мышечной ткани (по параметрам постпроцессорной обработки сонограмм), а также производить дополнительную (помимо динамометрии) оценку контрактильных возможностей тестируемой мышцы по изменению угла наклона мышечных пучков по отношению к оси мышцы и величине прироста толщины её брюшка при её произвольном напряжении.

Результаты, полученные нами при УЗИ четырехглавой мышцы бедра, соответствуют аналогичным данным, приведенными другими авторами [5] в сопоставлении с результатами контрастной рентген-миографии, которая выявила на травмированной конечности выраженную гипотрофию четырехглавой мышцы, особенно *m. vastus lat.* и *m. vastus med.*, отсутствие в ней «перистости», характерной для нормального мышечного рисунка, и усиление контрастирования, что является признаком склерозирования мышечной ткани.

В доступной нам литературе отсутствует четкая физиологическая интерпретация такого УЗИ-параметра, как «эхоплотность» мышечной ткани (в отличие, к примеру, от т.н. «эхоплотности» регенерирующей кости, изменения которой отражают процессы минерализации [12]). Имеются лишь разрозненные сведения, свидетельствующие о совпадении роста эхоплотности мышцы с нарушением её структуры и увеличением в ней содержания соединительно-тканых компонентов [3, 4, 6]. С другой стороны, есть достаточные основания полагать, что разрастание соединительной ткани, сопровождаемое снижением плотности мышечных волокон в двигательных единицах (ДЕ), увеличивает электрическое сопротивление среды. Последнее, в совокупности со снижением числа мышечных волокон, входящих в состав ДЕ, при-

водит к снижению амплитудных и частотных характеристик биоэлектрической активности мышцы, особенно при экстратерриториальном отведении потенциалов действия (ПД) ДЕ с помощью поверхностных электродов [2].

Особое значение для диагностики имеет также возможность дооперационного определения локализации сосудисто-нервных пучков, ориентированное на профилактику нейрососудистых расстройств, связанных с проведением спиц.

Произведенный нами расчёт коэффициентов корреляции между активационными, контрактными и УЗИ-характеристиками исследуемых мышц подтвердил гипотезу о наличии взаимосвязи между величинами «ультразвуковой плотности» мышц и теми ЭМГ-параметрами, значения которых обусловлены преимущественно изменениями в структурной части ДЕ. Показано также, что использованные в настоящей работе показатели структурно-функционального статуса нервно-мышечного аппарата дополняют друг друга и создают объёмное представление о тяжести поражения контрактированных мышц.

Представленные в настоящей работе данные, по-нашему мнению, являются достаточным основанием для заключения о целесообразности разработки специализированных программно-аппаратных комплексов (ПАК), ориентированных на синхронный анализ структурных, активационных и контрактных характеристик мышц. Примерами подобных специализированных ПАК являются такие известные полимодальные диагностические системы, как "BRAVO" (фирма "Nicolet", США), в которой программно объединены диагностические возможности цифровой ЭЭГ, ТКД (транскраниальной доплерографии) и ВП (акустических, зрительных и соматосенсорных вызванных потенциалов) или "ELITE" (фирма "BTS", Италия) - анализатор движений человека, обеспечивающий полипараметрический анализ сложных пространственных движений (бег, ходьба, прыжки и т.п.), опорных реакций и многоканальной телеметрической ЭМГ.

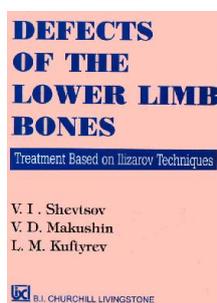
## ЛИТЕРАТУРА

1. Долганов Д.В., Долганова Т.И., Югай А.Е.-Х. Биомеханические нарушения условий функционирования мышц как критерий тяжести их функциональных расстройств // II Всероссийская конференция по биомеханике памяти Н.А. Бернштейна: Тез. докл. - 1994. - Т. 1. - С. 107-108.
2. Гехт Б.А., Ильина Н.А. Нервно-мышечные болезни. - М.: Медицина, 1982. - 352 с.
3. Гюльназарова С.В., Казак Л.А. Хирургическое лечение больных с посттравматическими контрактурами коленного сустава // Травматология и ортопедия России. - 1996. - № 2. - С. 24-27.
4. Долганова Т.И. Взаимосвязь показателей поперечной твердости мышц и ультрасонографии у больных с дефектами костей голени // Биомеханика на защите жизни и здоровья человека: Тез. докл. I Всерос. конф. - Н.Новгород, 1992. - Т.1. - С. 70-71.
5. Казак Л.А., Федотов И.Г. Возможности ультразвуковой диагностики в оценке состояния мягких тканей бедра при посттравматических контрактурах коленного сустава // Ортопед., травматол. - 1993. - № 4. - С. 82-85.
6. Комплексная оценка мышц нижних конечностей у больных с врожденными сгибательными контрактурами коленного сустава / Т.В. Сизова, Т.И. Долганова, Д.В. Долганов и др. // Бюллетень ВСНЦ СО РАМН. - 1999. - Т. 2, № 1 (9). - С. 55-58.

7. Косинская Н.С. Дегенеративно-дистрофические поражения костно-суставного аппарата. – М.: Медицина, 1961. – 346 с.
8. Краснов А.Ф., Мирошниченко В.Ф. Клинические проявления миофасциотендоза коленного сустава // Ортопед., травматол. – 1985. - № 2. – С. 62-65.
9. Оперативное лечение посттравматической разгибательной контрактуры коленного сустава: Метод. рекомендации / РНЦ «ВТО»; Сост.: В.Д. Макушин, А.Е.-Х. Югай, Г.В. Дьячкова. – Курган, 1994. – 31 с.
10. Полипараметрический ЭМГ-контроль, в реабилитации больных с посттравматическими разгибательными контрактурами коленного сустава / А.П. Шейн, В.Д. Макушин, Г.А. Криворучко, А.Е.-Х. Югай // Гений ортопедии. - № 1. – 1996. – С. 37-40.
11. Ультразвуковая диагностика повреждений и заболеваний мягких тканей опорно-двигательного аппарата: Учебное пособие / МЗ СССР, центр. ин-т усоверш. врачей; Под ред. С.А. Горбатенко. – М., 1991. – 28 с.
12. Шевцов В.И., Ермак Е.М. Использование ультразвуковой эхографии для оценки репаративного костеобразования при удлинении конечности по Илизарову // Травматол. ортопед. России. - 1995. - № 2. - С. 13-16.
13. Шууров В.А., Кудрин Б.И., Шейн А.П. Измерение силовых характеристик сгибателей и разгибателей голени // Ортопед., травматол. – 1982. - № 3. - С. 44-46.

Рукопись поступила 09.01.01.

## Предлагаем вашему вниманию



V.I. Shevtsov, V.D. Makushin, L.M. Kuftyrev

### DEFECTS OF THE LOWER LIMB BONES Treatment Based on Ilizarov Techniques

Kurgan, 2000, – 684 p.

The book is devoted to the problem of treatment of patients with defects of the lower limb bones. It covers the modern transosseous osteosynthesis technology with the application of the Ilizarov apparatus.

#### Salient Features

- This is **the first book** to study in depth the problem of treatment of patients with defects of the lower limb bones **based on the multi-factor analysis**.
- **Rates and rhythms of transposition of bone fragments** are substantiated biomechanically, as well as ways of reducing soft tissues traumatization with wires and judicious reconstruction of bone segments.
- **Unique data about tactical and technical principles** of osteosynthesis, contained in the book, will allow a surgeon to come to optimal decisions in the process of treatment of patients with a complex of anatomic-and-functional changes, accompanying a disease.
- **A detailed analysis of possible processing mistakes**, leading to various complications of therapeutic process, measures of their prevention and treatment will be of particular importance to a physician.
- **A large number of diagrams and photographs** have been used to illustrate osteosynthesis techniques.
- The book is the outcome of **the authors' 30 years experience** in the treatment of patients, using the techniques of transosseous osteosynthesis with the Ilizarov apparatus.

#### About the Authors

**V. I. Shevtsov**, M. D., is Prof., General Director, Russian Ilizarov Scientific Centre for Restorative Traumatology and Orthopaedics (RTO); Academician of Russian Acad. Med. Tech. Sci.; Hon. Scientist, Russian Federation (RF). His largest scientific investigations cover the problems of managing patients with pseudarthrosis and defects of the tibial bone in out-patient conditions using transosseous osteosynthesis in orthopaedic pathology of trauma sequelae.

**V. D. Makushin**, M. D., is Head of a Scientific and Clinical Laboratory of RTO; Associate Member, Russian Acad. Nat. Sci.; Hon. Doctor of RF. The basic trends of his scientific studies are connected with the application of transosseous osteosynthesis in the management of pseudarthrosis and defects of tibia in in-patient conditions.

**L. M. Kuftyrev**, M. D., is Head of a Scientific and Clinical Laboratory of RTO. His major contribution is made in the problem of treating patients with pseudarthrosis and defects of the femur.