

**Спектральные характеристики суммарной ЭМГ
как показатели уровня кортикализации
сегментарных мотонейронных пулов**

А.П. Шейн, Г.А. Криворучко, М.С. Сайфутдинов

***The spectral characteristics of overall EMG
as indices of the level of corticalization
of segmental motoneuronal pools***

A.P. Shein, G.A. Krivorochko, M.S. Saifutdinov

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)

Цель настоящей работы состояла в уточнении особенностей спектральных характеристик суммарной ЭМГ различных мышц верхних и нижних конечностей, характеризующихся различным уровнем кортикализации сегментарных мотонейронных пулов. Обследовано 10 здоровых испытуемых (5 мужчин и 5 женщин) в возрасте 21-28 лет и 19 больных 11-30 лет, поступивших в РНЦ «ВТО» в отдаленные сроки (более 1 года) после оперативного устранения по Илизарову асимметрии в длине нижних конечностей. Анализ ЭМГ производился по программам S11 («Spectral analysis Package») и S10 («Interference activity Package») на анализаторе BASIS-2381 (O.T.E. Biomedica, Италия). Показано, что мышцы верхних конечностей по сравнению с нижними и дистальными отделами конечностей по сравнению с проксимальными при использовании глобального способа отведения генерируют ЭМГ, характеризующиеся большими значениями ширины, доминирующей частоты и меньшими показателями насыщенности спектров мощности, что связано со спецификой морфо-функциональной организации как самих мышц, так и кортико-спинальных систем контроля их произвольной сократительной активности. Отмечена взаимосвязь между различными спектральными и амплитудно-частотными (анализ ЭМГ по Виллисону) характеристиками суммарной ЭМГ. Удлинение конечности, по критериям изменения спектральных характеристик суммарной ЭМГ мышц удлиненного сегмента и результатам ее анализа по Виллисону, может рассматриваться в качестве модели снижения надежности кортикоспинальных связей.

Ключевые слова: нижняя конечность, мышцы, ЭМГ, анализ по Виллисону, удлинение конечностей.

The object of the work is to refine distinctions of the spectral characteristics of overall EMG of different upper and lower limb muscles, characterized by different level of corticalization of segmental motoneuronal pools. 10 normal subjects were studied (5 males and 5 females) at the age of 21-28 years and 19 patients at the age of 11-30 years, admitted to the Russian Ilizarov Scientific Centre "Restorative Traumatology and Orthopaedics" (RISC "RTO") in the long-term periods (> 1 year) after surgical correction of asymmetry in lower limb length according to Ilizarov. EMG analysis was made using S11 ("Spectral analysis Package") and S10 ("Interference activity Package") with the help of BASIS-2381 analyzer (O.T.E. Biomedica, Italy). It was shown, that muscles of upper limbs versus lower limbs and those of the distal limb parts versus the proximal ones, using a global technique of abduction, generated EMGs, characterized by greater amounts of width, dominant frequency and smaller indices of power spectri saturation, that was associated with specific features of morphofunctional organization of both muscles themselves and corticospinal systems of controlling their arbitrary contractile activity. There was a relation noted between different spectral and amplitude-frequency (EMG analysis by Willison) characteristics of overall EMG. Limb elongation according to criteria of change in spectral characteristics of overall EMG of elongated segment muscles and to the results of the EMG analysis by Willison can be considered as a model for reliability decrease of corticospinal connections.

Keywords: lower limb, muscles, EMG, analysis by Willison, limb elongation.

Общий объем теоретических и прикладных разработок, основанных на применении спектрального анализа в электромиографии, по сравнению с электроэнцефалографией, относительно невелик. Сущность метода состоит в определении частотно-энергетических характеристик указанных форм биоэлектрической ак-

тивности: спектральной плотности мощности $G(\omega)$ («спектра мощности»), эффективной полосы (ширины) спектра, максимального значения $G(\omega)$ и соответствующего ему значения частоты, среднего и среднего квадратичного значений $G(\omega)$ на единицу частоты [1]. В настоящее время

наиболее распространенным способом получения $G(\omega)$ является быстрое Фурье-преобразование сохраненного в памяти цифровой ЭМГ-системы фрагмента биоэлектрической активности с числовым и (или) графическим представлением конечного результата. Особое место в работах исследователей [2-10] уделено роли морфо-функциональных и биофизических факторов (утомлению, величине тестирующего мышечного усилия, типу мышечного сокращения, размеру мышц, мышечных волокон и двигательных единиц, типу и размерам используемых электродов, способам отведения биоэлектрической активности и т.п.), влияющих на ве-

личины и воспроизводимость спектральных характеристик ЭМГ.

В отдельных работах содержатся сведения о наличии отличительных особенностей спектров мощности ЭМГ различных мышц [11, 12], что, по мнению авторов, необходимо учитывать в диагностике нервно-мышечных заболеваний.

Цель настоящей работы состояла в дальнейшем уточнении особенностей спектральных характеристик суммарной ЭМГ различных мышц верхних и нижних конечностей, характеризующихся различным уровнем кортиколизации сегментарных мотонейронных пулов.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Обследовано 10 здоровых испытуемых (5 мужчин и 5 женщин) в возрасте 21-28 ($24,0 \pm 2,1$) лет и 19 больных 11-30 ($20,4 \pm 1,4$) лет, поступивших на контрольное обследование в лабораторию физиологии движений и нейрофизиологии РНЦ «ВТО» в отдаленные сроки (в среднем – через $4,9 \pm 1,3$ года) после оперативного устранения по Илизарову асимметрии в длине нижних конечностей (врожденная аномалия развития - 12, последствие гематогенного остеомиелита - 6 и костно-суставного туберкулеза - 1). Величина достигнутого в процессе лечения удлинения бедра составляла 5-12 ($7,3 \pm 0,6$) см, голени - 3-10 ($5,3 \pm 0,6$) см. У 9-ти пациентов производилось удлинение бедра, у 6-ти - голени, у 4-х - бедра и голени. Используемое оборудование: анализатор биоэлектрической активности BASIS-2381 (О.Т.Е. Biomedica, Италия). Объекты исследования у здоровых испытуемых: m. deltoideus, m. biceps br., m. triceps br., m. extensor dig., m. flexor carpi rad., m. gluteus max., m. rectus fem., m. biceps fem., m. tibialis ant., m. gastrocnemius (с.lat.), m. extensor dig. br., m. flexor dig. brev. (слева и справа); у больных – мышцы удлиненных сегментов конечностей (бедра – m. rectus fem., m. biceps fem., голени – m. tibialis ant., m. gastrocnemius с.lat). Суммарная биоэлектрическая активность тестируемых мышц регистрировалась биполярно (диаметр электрода – 8 мм, межэлектродное расстояние – 10 мм) в условиях плавного развития усилия от нуля до максимума с использованием визуальной (экран монитора) и звуковой (громкоговоритель) – обратной связи. Время выполнения функциональной пробы выдерживалось в пределах 4 с, что соответствовало продолжительности полного цикла развертки ЭМГ-сигнала по восьми «трейсам» монитора, функционирующего в степ-режиме при использовании скорости развертки - 50 мс/деление. Регистрация ЭМГ производилась на диски с последующей обработкой записей по программам S11 («Spectral analysis package») и S10 («Interference activity Package»), входящих в комплект анализатора BASIS-2381.

Под эффективной полосой или шириной спектра ЭМГ понимается интервал частот ($\omega_n - \omega_1$), внутри которого значения $G(\omega)$ фиксируются до определенного минимального уровня (см. рис. 1). Выбор величины этого уровня, как правило, определяется самим исследователем [1]. Используемая нами программа S11 генерирует дискретную кривую мощности спектра, причем шаг дискретизации ($\Delta\omega$) автоматически определяется выбранной скоростью развертки. В нашем случае развертке 50 мс/деление соответствовал $\Delta\omega = 4$ Гц. При анализе полученных спектрограмм выделены фрагменты ЭМГ, соответствующих субмаксимальной или максимальной величинам мышечного усилия, нами выбран минимальный уровень, составляющий 5% от максимального значения $G(\omega)$. В связи с отсутствием в используемой ЭМГ-системе опции цифрового представления $G(\omega)$, его максимальное значение $G(\omega)_{\max}$ на диаграмме использовано лишь для идентификации соответствующего ему значения частоты (ω_p). Расчет \bar{S} и \bar{S}^2 производился вручную, на основе числовых массивов, полученных путем пошагового измерения (в мм) амплитудных значений $G(\omega_i)$ с последующим их переводом в относительные величины - % от $G(\omega)_{\max}$.

При расчете \bar{S} и \bar{S}^2 использовались алгоритмы, ориентированные на дискретное представление $G(\omega)$ [1]:

$$\bar{S} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n G(\omega_i),$$

$$\bar{S}^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n G^2(\omega_i), \text{ где}$$

$$n = \frac{\omega_n - \omega_1}{\Delta\omega}.$$

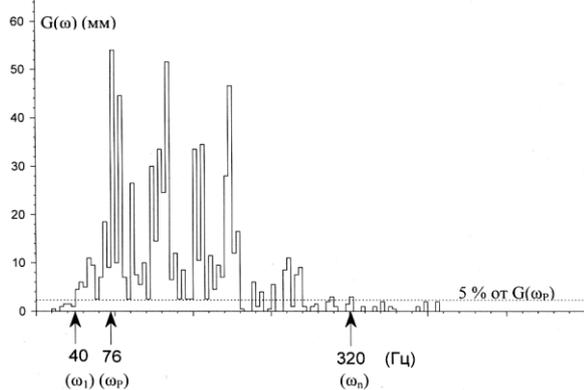


Рис. 1. Схема первичной аналитической обработки генерированной программой S11 анализатора BASIS-2381 дискретного спектра мощности суммарной ЭМГ *m. flexor digitorum brevis*. Пояснения в тексте

Реализованная в программе S10 процедура полуавтоматического анализа по Виллисону суммарной ЭМГ, формирующей т.н. интерференционный паттерн при предельном по величине произвольном напряжении тестируемых мышц, включает в себя определение T/s - количества инверсий или локальных экстремумов кривой ЭМГ (turns) в секунду, характеризующих размахом амплитуды между соседними инверсиями не менее 100 мкВ; вычисление средней амплитуды (A) межинверсных фрагментов ЭМГ, удовлетворяющими условию заданного ограничения по минимальной амплитуде; расчет соотношения между подсчитанной таким образом средней амплитудой ЭМГ (в мВ) и числом инверсий в секунду (A/(T/s)). Индикация цифровых величин A/(T/s) программно дополнялась точечной «A-T/s»-диаграммой (см. рис. 2), наглядно характеризующей особенности взаимосвязи первого и второго признаков в различных диапазонах силовых нагрузок. Важным моментом использования программы S10 в диагностических целях, в частности для оценки состояния мышц удлиняемой конечности, является то об-

стоятельство, что на определенных этапах лечения предельный размах амплитуды суммарной ЭМГ ("от пика до пика") зачастую не превышает 100 мкВ. В подобной ситуации программа S10 становится непригодной к эксплуатации. В связи с этим, в настоящей работе, наряду с данными здоровых испытуемых, нами представлены данные обследования больных, проведенные в отдаленные сроки после лечения, когда уровень электрогенеза мышц достиг приемлемых для полноценного использования данного вида анализа ЭМГ величин.

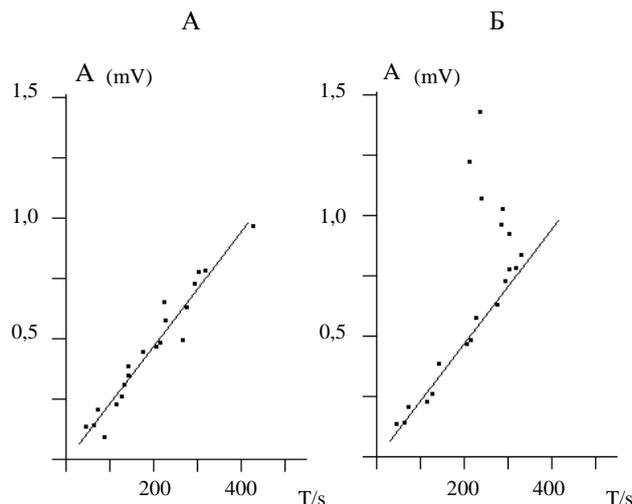


Рис. 2. Примеры генерируемых программой S10 анализатора BASIS-2381 "A —T/s"- диаграмм. А - без точки перегиба, Б - с точкой перегиба

Оценка достоверности различия средних производилась с использованием параметрического (t-критерий Стьюдента для независимых и попарно сопряженных выборок) и непараметрического (U-критерий Манна-Уитни) критериев. В качестве критерия взаимосвязи анализируемых признаков использован коэффициент линейной корреляции Пирсона.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

В связи с отсутствием статистически значимых билатеральных различий анализируемых показателей в группе здоровых испытуемых выборки одноименных признаков для левой и правой конечностей объединены (n=20).

Из таблицы усредненных данных (см. табл. 1), наиболее информативная часть которых с целью более жесткой привязки к реальному анатомическому объекту исследования представлена графически (см. рис. 3), следует, что мышцы дистальных отделов конечностей (кис-

ти, предплечья, стопы и голени), в отличие от мышц их проксимальных отделов (плеча, плечевого пояса, бедра и таза), характеризуются существенно более высокими значениями $(\omega_n - \omega_1)$ и ω_p , а также более низкими значениями A/(T/s). Из указанной таблицы хорошо видно, что ширина спектра $(\omega_n - \omega_1)$ определяется, прежде всего, максимальным значением частоты ω_n , что количественно подтверждается данными корреляционного анализа (R=0,996; P<0,05).

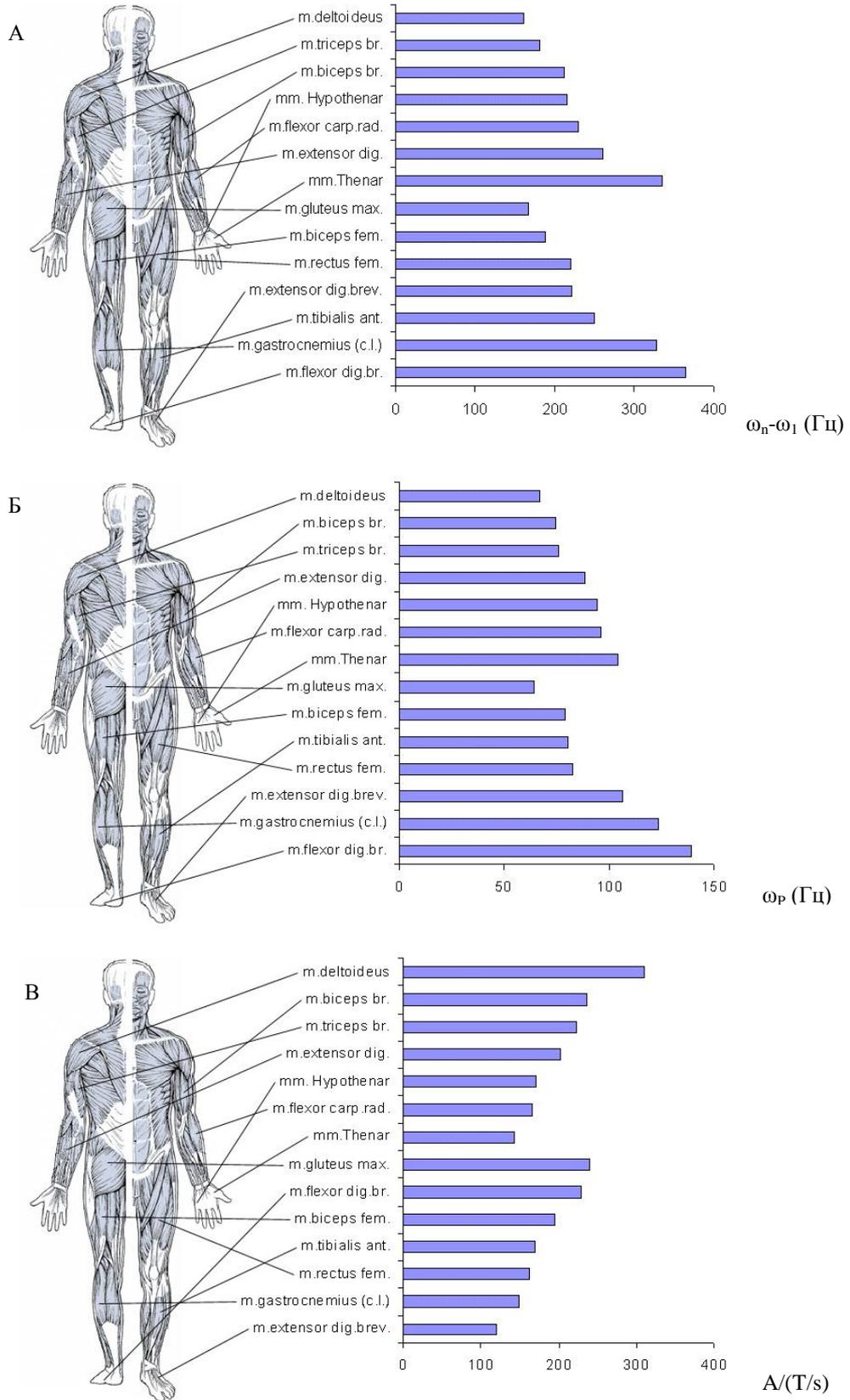


Рис. 3. Распределение значений $(\omega_n - \omega_1)$ (А), ω_p (Б) и $A/(T/s)$ (В) в различных отведениях от мышц верхних и нижних конечностей

Таблица 1.

Спектральные и амплитудно-частотные характеристики суммарной ЭМГ (M=m) мышц верхних и нижних конечностей у здоровых испытуемых

Мышцы	ω_1 (Гц)	ω_n (Гц)	ω_p (Гц)	$\omega_n - \omega_1$ (Гц)	\bar{S} (усл.ед.)	\bar{S}^2 (усл.ед.)	A/(T/s)	N _{тп}
mm.Thenar	30,0±3,5	366±26	104±9	336±22	18,2±0,9	869±16	142±16	10(50,0)
mm.Hypo-thenar	28,4±5,5	245±25	94±10	216±23	19,5±1,2	1044±108	170±13	6(30,0)
m.flex.carp.radialis	27,0±3,5	259±20	96±7	231±15	17,9±1,4	961±64	165±11	14(70,0)
m.extensor digitorum	30,0±4,0	308±30	88±5	213±15	20,2±1,3	1051±103	223±20	10(50,0)
m.biceps brachii	24,0±3,0	238±20	74±7	213±15	20,0±1,3	1051±103	223±20	18(90,0)
m.triceps brachii	25,0±2,5	207±16	76±6	183±15	19,3±1,4	1045±125	236±20	17(85,0)
m.deltoid-deus	23,0±2,5	184±12	67±6	161±11	21,1±0,9	1093±73	310±34	15(75,0)
m.flexor dig.br.	30,0±4,5	387±30	139±15	364±26	16,2±1,0	734±81	120±9	3(15,0)
m.extensor.dig. br.	29,0±4,0	251±7	106±11	222±15	19,7±1,2	995±92	228±24	8(40,0)
m.tibialis anterior	26,0±3,0	257±22	80±8	249±14	17,6±1,4	864±84	169±13	10(50,0)
m.gastrocn.(c.l.)	24,0±3,0	353±32	123±13	328±31	19,8±1,5	1012±123	149±5	4(20,0)
m.rectus femoris	27,0±3,0	247±22	83±8	220±18	16,0±1,1	849±82	163±8	4(20,0)
m.biceps femoris	25,0±2,0	214±25	79±12	188±22	15,5±0,7	695±47	194±18	8(40,0)
m.gluteus maximus	23,0±3,0	188±11	64±5	167±9	18,7±1,1	864±84	240±29	2(10,0)

Примечание: для удобства представления и анализа материала значения A/(T/s) умножены на коэффициент 100000; в скобках, рядом со значениями N_{тп}, указан % от общего числа наблюдений.

Приведенные в таблице 2 результаты расчета корреляционной матрицы, составленной на базе представленных в таблице 1 усредненных показателей, свидетельствуют о том, что большинство анализируемых признаков так или иначе являются взаимосвязанными. Помимо уже упомянутой корреляции между ω_n и $(\omega_n - \omega_1)$, заслуживающим внимания, на наш взгляд, является наличие положительной взаимосвязи между ω_n и ω_1 (рис. 4-а); ω_p и $(\omega_n - \omega_1)$ (рис. 4-б); ω_p и ω_n (рис. 4-в), \bar{S} и A/(T/s) (рис. 4-е) и отрицательной между A/(T/s) и $(\omega_n - \omega_1)$ (рис. 4-г) и A/(T/s) и ω_p (рис. 4-д). В частности, из приведенных в таблице 2 и на рисунке 4 данных следует, что мышцам дистальных отделов конечностей, характеризующимся более высокими значениями ω_1 , соответствуют и более высокие значения ω_n ; более широкий спектр ЭМГ $(\omega_n - \omega_1)$, как правило, соответствует и большей доминирующей частоте (ω_p) ; мышцам с большими значениями доминирующей частоты ЭМГ ω_p характерны большие значения правой границы спектра ω_n ; коэффициент A/(T/s) пропорционален величине \bar{S} ,

характеризующей насыщенность спектра мощности ЭМГ. Из графиков, представленных на рисунках 4-г и 4-д, становится очевидным тот факт, что мышцам, генерирующим ЭМГ с узким спектром мощности, характерны более высокие значения коэффициента A/(T/s) и что значения этого коэффициента обратно пропорциональны доминирующей частоте (ω_p) .

Приведенные данные о количественной взаимосвязи перечисленных признаков свидетельствуют о существовании преемственности спектрального и A/T-анализов (по Виллисону) глобальной ЭМГ, однако оснований для заключения относительно их полной взаимозаменяемости нет. Речь, по-видимому, можно вести о существовании взаимодополняющих аналитических методик, рациональное использование которых могло бы способствовать формированию более полного представления о структурно-функциональной организации изучаемого объекта (системы пирамидного контроля мотонейронных пулов и самих мышц).

Таблица 2.

Показатели взаимосвязи (коэффициенты линейной корреляции Пирсона) между различными спектральными и амплитудно-частотными характеристиками суммарной ЭМГ у здоровых испытуемых

Показатели	ω_1	ω_n	ω_p	$\omega_n - \omega_1$	\bar{S}	\bar{S}^2	A/(T/s)	N _{тп}
ω_1	1							
ω_n	0,640	1						
ω_p	0,596	0,874	1					
$\omega_n - \omega_1$	0,613	0,996	0,864	1				
\bar{X}	-0,386	-0,266	-0,204	-0,274	1			
\bar{X}^2	-0,323	-0,313	-0,226	-0,329	0,920	1		
A/(T/s)	-0,575	-0,783	-0,722	-0,788	0,595	0,513	1	
N _{тп}	-0,224	-0,341	-0,431	-0,346	0,437	0,535	0,480	1

Примечание: серым фоном помечены статистически достоверные значения коэффициентов корреляции (P<0,05).

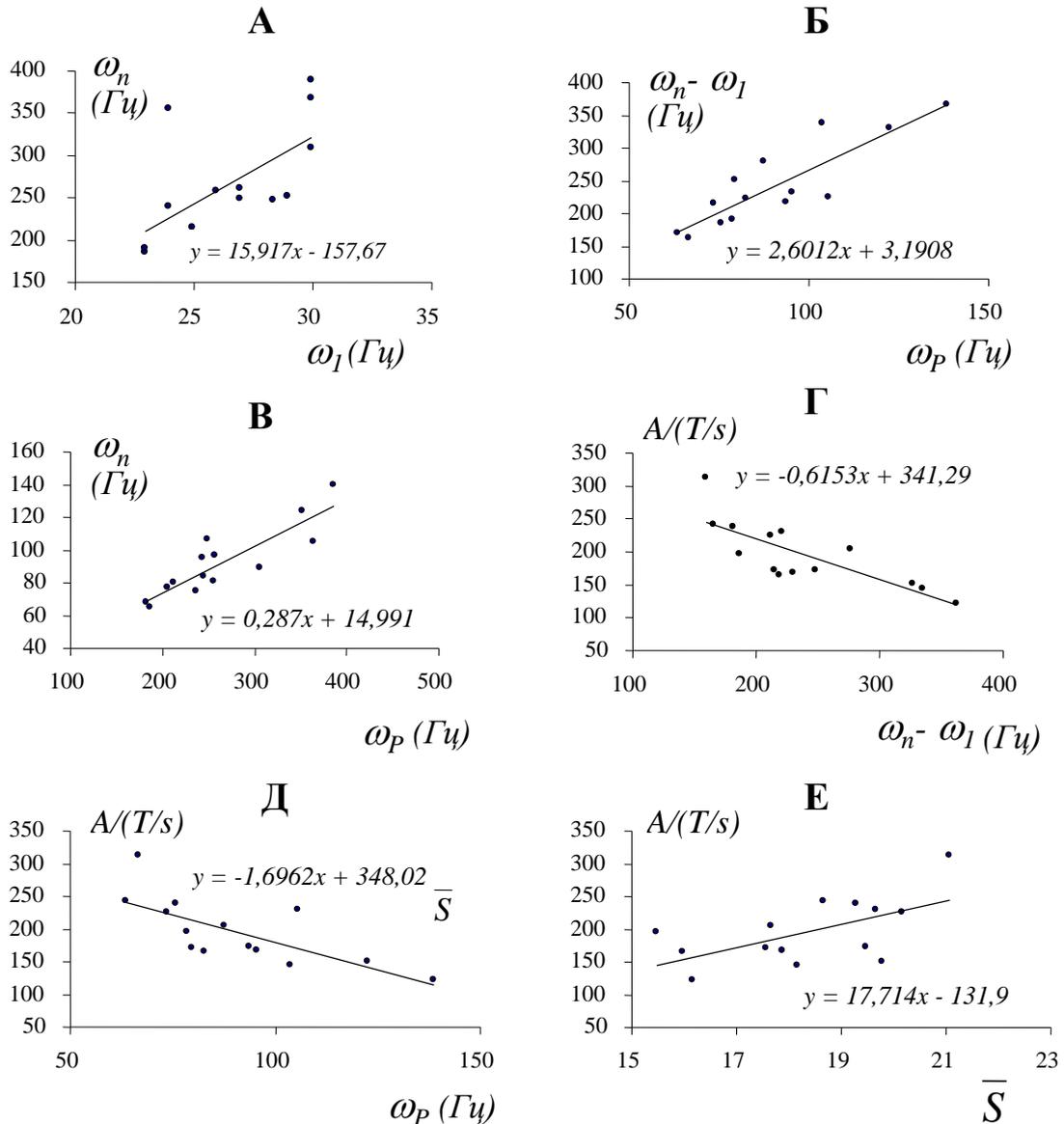


Рис. 4. Характеристики взаимосвязи между различными частотными и амплитудно-частотными характеристиками суммарной ЭМГ различных мышц верхних и нижних конечностей

Целесообразно отметить, что расчет приведенных в таблице средних значений коэффициента $A/(T/s)$ производился нами на основе линейного участка зависимости средней амплитуды A от T/s . Показано, что определенное количество ($N_{тп}$) записей этих зависимостей (см. табл. 1; в скобках, рядом со значениями $N_{тп}$, указан % от числа наблюдений), представленных в виде точечных "А-Т/с"-диаграмм, характеризуется присутствием в них т.н. "точек перегиба" (рис. 2-б), свидетельствующих о том, что при возрастании произвольного усилия от субмаксимальных до максимальных значений тестируемая мышца генерирует ЭМГ, возрастающую лишь по амплитуде, причем, в отдельных случаях, в указанном диапазоне усилий возрастание A может сопровождаться некоторым снижением T/s . Этот факт, зарегистрированный и

другими исследователями [13], может быть объяснен известным феноменом гиперсинхронизации разрядов ДЕ, отчасти связанным с быстрым развитием утомления. Отмеченная в наших исследованиях высокая вероятность возникновения нелинейных aberrаций в корреляционном поле признаков "А - Т/с", отчетливо проявляющаяся в отведениях от мышц проксимальных отделов верхней конечности (*m. deltoideus*, *m. biceps br.* и *m. triceps br.*) подтверждает существующее мнение об информативности соотношения $A/(T/s)$ в среднем диапазоне силовых нагрузок (30% от максимальной) [14], где влияние фактора утомления на амплитудно-частотные характеристики ЭМГ выражено незначительно, а зависимость A от T/s близка к линейной.

В плане оценки клинической применимости

полученных нами нормативных данных, мы сочли целесообразным сопоставить их с результатами ЭМГ-тестирования функционального состояния мышц нижних конечностей, произведенного в отдаленные сроки после их удлинения по Илизарову.

Из приведенных в таблице 3 данных следует, что в сроки, когда реконструктивные процессы в периферических структурах нейромоторного аппарата удлиненных конечностей считаются завершенными, такие характеристики как ω_p , $(\omega_n - \omega_1)$, \bar{S} , \bar{S}^2 и $A/(T/s)$ заметно отличаются от контрольных величин (табл. 1). Определенную роль в генезе наблюдаемых феноменов отводит-

ся замедлению скорости распространения возбуждения по мышечным волокнам [15] и снижению плотности ДЕ под электродом, что соответствует результатам ранее проведенных электрофизиологических исследований [16]. Целесообразно также отметить, что практически все (91,3%) точечные диаграммы зависимостей A от T/s , полученные при анализе ЭМГ во всех 4-х отведениях на стороне удлинения, характеризуются присутствием в них "точки перегиба", свидетельствующее о снижении выносливости тестируемых мышц, сопровождаемых нарушением механизмов десинхронизации разрядов произвольно активированных ДЕ.

Таблица 3.

Спектральные и амплитудно-частотные характеристики суммарной ЭМГ мышц удлиненной конечности

Мышцы	Число набл.	ω_p (Гц)	$\omega_n - \omega_1$ (Гц)	\bar{S} (усл.ед.)	\bar{S}^2 (усл.ед.)	$A/(T/s)$	$N_{тп}$
m.tibialis anterior	10	68±6 (85,0)	168±18* (67,5)	17,2±1,7 (97,7)	864±68 (100,0)	232±17* (137,3)	10 (100,0)
m.gastr. (cap.lat.)	10	81±7* (65,9)	280±27 (85,4)	17,9±1,3 (90,4)	857±92 (84,7)	194±15* (130,2)	9 (90,0)
m.rectus femoris	13	60±6* (72,3)	193±16 (87,7)	19,3±1,4 (120,6)	1016±13* (119,7)	238±14* (146,0)	11 (84,6)
m.biceps femoris	13	52±6* (65,8)	178±16 (94,7)	20,7±1,5* (133,5)	1084±95* (156,0)	246±23 (126,8)	12 (92,4)

Примечание: звездочкой помечены показатели, отличие которых от данных здоровых испытуемых (см. табл. 1) было статистически значимым ($P < 0,05$).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

В рамках существующих представлений о функциональной организации двигательного анализатора сенсомоторным структурам дистальных отделов конечностей отводится особая роль [17], о чем, в частности, свидетельствует доминирование их представительства в соматосенсорной коре больших полушарий головного мозга. Наиболее очевидная тенденция в филогенезе кортикального контроля спинальных мотонейронов заключается в возрастании количества моносинаптических связей с мотонейронами, иннервирующими дистальные мышцы конечности, по сравнению с мотонейронами, иннервирующими проксимальную мускулатуру [18]. Это проявляется как в усилении веса кортикального моносинаптического входа в индивидуальных мотонейронах, так и в возрастании числа мотонейронов с моносинаптическими входами из коры. Структурную основу мелких мышц дистальных отделов конечностей составляют преимущественно "быстрые" двигательные единицы небольшого размера, обеспечивающие фазные высокоточные коррекции положения и перемещения тела и его звеньев в пространстве в условиях постоянно действующей гравитации. Есть основания полагать, что более высокая степень управляемости ДЕ дистальных мышечных групп [19], осуществляемая за счет гиперселективных моносинаптических контактов в системе "моторная кора - спинальные мотонейроны", в определенной степени обеспечивает более низкий уровень пространственно-временной синхронизации их импульсной активности по сравнению с ДЕ мышц проксималь-

ных отделов конечностей, активируемых преимущественно через систему дисинаптических кортико-спинальных связей. В условиях повышенной, по сравнению с проксимальными мышцами, плотности ДЕ под отводящим электродом, их асинхронная активность и высокий процент вклада в эту активность фазических ДЕ, характеризующихся более высокими скоростями проведения возбуждения по мышечным волокнам, обеспечивает формирование значительно более широких спектров мощности интерференционных паттернов суммарной ЭМГ и сдвиг их доминирующих частот вправо. Нарушение сенсомоторной иннервации дистальных отделов конечности, которым, в частности, сопровождается их оперативное удлинение [16], в большинстве случаев характеризуется сужением спектра мощности ЭМГ, снижением доминирующей частоты и увеличением показателей $A/(T/s)$ и $N_{тп}$, что в конечном итоге приближает активационные характеристики мышц дистальных мышечных групп к проксимальным. Следствием подобной «псевдопроксимализации» мышц дистальных отделов конечности, в которую вовлекаются как моторные [20], так и сенсорные [21] структуры, является дезинтеграция в системе связей "сенсомоторный аппарат - схема тела" периферического генеза [22], характеризующая распад ранее сформированных моторных программ и нарушениями в выработке новых [23], что требует привлечения специализированных реабилитационных технологий, основанных на принципах функционального биоуправления [24].

ВЫВОДЫ

1. Мышцы верхних конечностей по сравнению с нижними и дистальных отделов конечностей по сравнению с проксимальными при использовании глобального способа отведения генерируют ЭМГ, характеризующиеся большими значениями ширины, доминирующей частоты и меньшими показателями насыщенности спектров мощности, что связано со спецификой морфо-функциональной организации как самих мышц, так и кортико-спинальных систем контроля их произвольной сократительной активности.

2. Существует взаимосвязь между различными спектральными и амплитудно-частотными (данными анализа ЭМГ по Виллисон) характеристиками суммарной ЭМГ.

3. Удлинение конечности по характеру изменения спектральных характеристик суммарной ЭМГ мышц удлиненного сегмента и результатам ее анализа по Виллисон может рассматриваться в качестве модели снижения надежности кортикоспинальных связей, связанных с развитием нарушений в системе "сенсомоторный аппарат - схема тела".

ЛИТЕРАТУРА

1. Войтинский Е.Я. и др. Анализ биопотенциалов на цифровой адаптивной системе / Е.Я. Войтинский, М.Е. Лившиц, Б.И. Ромм, В.С. Рыжиков. - Л.: Наука, 1972. - 126 с.
2. Yuen S.W., Hwang J.C., Poon P.W. EMG power spectrum patterns of anterior temporal and masseter muscles in children and adults // J. Dent. Res. - 1989. - Vol. 68, N 5. - P. 800-804.
3. Dimitrova N.A., Dimitrov G.V., Lateva Z.C. Influence of the fiber length on the power spectra of single muscle fiber extracellular potentials // Electromyogr. Clin. Neurophysiol. - 1991. - Vol. 31, N 7. - P. 387-398.
4. Seki K, Narusawa M. Relation between the size of motor units and the spectral characteristics of their action potentials // Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. - 1998. - Vol.109, N5. - P. 436-443.
5. Krivickas L.S., Nadler S.F., Davies M.R. Spectral analysis during fatigue. Surface and fine wire electrode comparison // Am. J. Phys. Med. Rehabil. - 1996. - Vol. 75, N1. - P. 15-20.
6. Zedka M., Kumar S., Narayan Y. Comparison of surface EMG signals between electrode types, interelectrode distances and electrode orientations in isometric exercise of the erector spinae muscle // Electromyogr. Clin. Neurophysiol. - 1997. - Vol. 37, N 7. - P. 439-447.
7. Ohashi J. Difference in changes of surface EMG during low-level static contraction between monopolar and bipolar lead // Appl. Human. Sci. - 1995. - Vol. 14, N 2. - P. 79-88.
8. Gerdle B., Eriksson N.E., Brundin L. The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue. With special regard to the electrode distance // Electromyogr. Clin. Neurophysiol. - 1990. - Vol. 30, N 8. - P. 483-489.
9. The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors / M. Bilodeau, A.B. Arsenault, D. Gravel, D. Bourbonnais // Eur.J.Appl.Physiol. - 1990. - Vol.61, N.5. - P.6461-6466.
10. Surface EMG power spectral analysis of neuromuscular disorders during isometric and isotonic contractions / M. Muro, A. Nagata, K. Murakami, T. Moritani // Am. J. Phys. Med. - 1982. - Vol. 61, N5. - P. 244-524.
11. Is the spectral analysis of the surface electromyographic signal a clinically useful tool for evaluation of skeletal muscle fatigue? / L.S. Krivickas, A. Taylor, R.M. Maniar et al. // J.Clin.Neurophysiol. - 1998. - Vol.15, N.2. - P.138-145.
12. Шейн А.П., Криворучко Г.А. Особенности спектров мощности суммарной ЭМГ различных мышц верхних и нижних конечностей у человека // 3-й съезд физиологов Сибири и Дальнего востока: Тез. докл. - Новосибирск, 1997. - С.261.
13. Влияние общего охлаждения на электромиографические характеристики мышечного утомления, вызванного динамометрической нагрузкой / А.Ю. Мейгал, А.Ю. Ивуков, Л.И. Герасимова и др. // Физиология человека. - 2000. - Т. 26, №2. - С. 80-86.
14. Fuglsang-Frederiksen A., Dahl K., Lo Monaco M. Electrical muscle activity during a gradual increase in force in patients with neuromuscular diseases // EEG Clin. Neurophysiol. - 1984. - Vol. 58. - P. 211-219.
15. Muscle fatigue in McArdle's disease. Muscle fibre conduction velocity and surface EMG frequency spectrum during ischaemic exercise / W.H. Linssen, M. Jacobs, D.F. Stegeman et al. // J. Brain. - 1990. - Vol.113, Pt. 6. - P. 1779-1793.
16. Средства и способы контроля, коррекции и прогнозирования функционального состояния центральных и периферических структур двигательного аппарата в условиях хронического distractionного остеосинтеза по Илизарову / А.П. Шейн, Г.А.Криворучко, А.Н.Ерохин и др. // Травматология и ортопедия России. - 1994. - № 2. - С.100-106.
17. Гурфинкель В.С., Левик Ю.С. Сенсорные комплексы и сенсомоторная интеграция // Физиология человека. - 1979. - Т. 5, № 3. - С. 399-414.
18. Шаповалов А.И. Нейроны и синапсы супраспинальных моторных систем. - Л.: Наука, 1975. - 228 с.
19. Козаров Д., Шапков Ю.Т. Двигательные единицы скелетных мышц человека. - Л.: Наука, 1983. - 251 с.
20. Нейрофизиологические корреляты реактивности проксимальных и дистальных нервно-мышечных структур при использовании различных режимов удлинения бедра и голени / В.И.Шевцов, А.П.Шейн, Г.А.Криворучко и др. // Гений ортопедии. - 1996. - №2-3. - С. 73-74.
21. Шейн А.П., Сайфутдинов М.С., Сизова Т.В. Вызванная биоэлектрическая активность соматосенсорной коры головного мозга у ортопедических больных при удлинении верхних конечностей // Физиология человека. - 1999. - Т. 25, № 6. - С. 61-70.
22. Шейн А.П. Механизмы дезинтеграции в системе "сенсомоторный аппарат - схема тела" периферического генеза на модели удлинения конечностей // Гений ортопедии. - 1998. - №4. - С. 65-71.
23. Шейн А.П., Криворучко Г.А. Особенности формирования навыка зрительно-моторных координаций при использовании изометрических органов управления // 3-я Всесоюзная конференция по биомеханике: Тез. докл. - Нижний Новгород, 1996. - Т. 2. - С. 197-198.
24. Приборы и методы функционального биоуправления в реабилитации двигательных функций верхней конечности при ее удлинении по Илизарову: Пособие для врачей / МЗ РФ, РНЦ "ВТО"; Сост.: А.П. Шейн, М.С. Сайфутдинов. - Курган, 1997. - 21 с.