

УДК 616.741-073.7:616.711-018.3-002](048.8)

Спектральный анализ электромиограмм мышц спины при дегенеративных заболеваниях позвоночника (обзор литературы)

А. Г. Скиданов, Д. Р. Дуплий, В. А. Колесниченко, В. А. Радченко

ГУ «Институт патологии позвоночника и суставов им. проф. М. И. Ситенко НАМН Украины», Харьков

Review is devoted to the problem of the interrelation of osteochondrosis with changes of functioning of paravertebral muscles and electromyographic (EMG) assessment of their condition. There were used materials of specialized periodical issues in the last 30 years. EMG-examination allows to estimate not only the degree of muscle tension but also bioelectrical structure of generated tension. Provided that the development of pathological conditions of muscles they alter the number of functional motor units and consequently the frequency of pulses creating a distinctive look of a electromyography. Bioelectric changes in working muscle occur together with biochemical and physiological processes that can be considered as an objective assessment of physiological fatigue. In this paper there were described electrophysiological properties of the muscles, analyzed violations of their electrogenesis for various types of motor fatigue, considered the most informative parameters of electromyograms. Representation of interference myogram as a combination of periodic harmonics allows to apply mathematical models of analysis in particular Fourier or spectral analysis. This approach makes it possible to identify the essential components of the periodic activity of motor units. EMG-examination of the patients suffering with back pain and healthy individuals show increasing of muscle fatigue. After surgeries without fusion of functional spinal unit one may observe restoration of preoperative status of muscles operated. Spectral analysis makes it possible to observe the dynamic characteristics of muscle tension. The benefits of EMG include informational content of a frequency analysis in cases of either minimum stress or greater one which reduces the impact factor motivating the patient. Except this it allows to examine patients with pain syndromes. An indicator of fatigue is the median of frequency spectrum, and the most individual are starting median frequency and width of half a maximum of a spectrum. Key words: muscular persistence, electromyography, back pain.

Огляд присвячений проблемі взаємозв'язку остеохондрозу зі змінами функціонування паравертебральних м'язів та електроміографічному (ЕМГ) оцінюванню їх стану. Використані матеріали спеціалізованих періодичних видань за останні 30 років. ЕМГ-дослідження дає змогу оцінити не тільки ступінь напруження м'яза, але й біоелектричну структуру генерованого напруження. За умов розвитку патологічних станів м'яза змінюють кількість функціональних рухових одиниць і, відповідно, частоту їх імпульсів, що створює характерний вигляд електроміограми. Біоелектричні зміни працюючого м'яза відбуваються разом з біохімічними і фізіологічними процесами, які можна вважати об'єктивною оцінкою фізіологічного стомлення. У роботі описані електрофізіологічні властивості м'язів, проаналізовані порушення їх електрогенезу за різних типів рухового стомлення, розглянуто найінформативніші параметри електроміограм. Подання інтерференційної міограми як сукупності періодичних гармонік дає змогу застосовувати математичні моделі аналізу, зокрема перетворення Фур'є або спектральний аналіз. За допомогою такого підходу можна розпізнати істотні компоненти періодичної активності рухових одиниць. ЕМГ-дослідження пацієнтів з люмбалгією і здорових осіб виявляє підвищення стомлюваності м'язів. Після хірургічних втручань без спондилодезу хребтового рухового сегмента можна спостерігати відновлення передопераційного статусу оперованих м'язів. Спектральний аналіз дає змогу спостерігати динамічні характеристики м'язового напруження. До переваг ЕМГ можна віднести інформативність показників частотного аналізу і за мінімального напруження, і за значнішого, що знижує вплив фактора мотивації пацієнта. Крім того, це дає можливість досліджувати пацієнтів з больовими синдромами. Показником стомлення є медіана частоти спектра, а найбільш індивідуальними — стартова медіана частоти і ширина напівмаксимуму спектра. Ключові слова: м'язова витривалість, електроміографія, поперековий біль.

Ключевые слова: мышечная выносливость, электромиография, поясничная боль

В течение многих лет роль паравертебральных мышц в развитии и течении дегенеративных за-

болеваний позвоночника была мало исследована, и только в 90-е годы прошлого столетия появились

работы связывающие остеохондроз с изменениями функционирования паравертебральных мышц, определяющимися с помощью электромиографии (ЭМГ) [1, 2–4]. Однако до настоящего времени существуют разногласия относительно первичной или вторичной роли дегенеративных изменений паравертебральных мышц в развитии остеохондроза [1, 5–8].

Цель работы: определить современное состояние исследований в области электромиографической спектральной оценки мышечной выносливости в процессе коротких субмаксимальных изометрических сокращений.

Материалом информационного исследования послужили статьи в специализированных периодических изданиях и рефераты базы данных Национальной медицинской библиотеки США «Medline» за последние 30 лет. Использованы и более ранние публикации, не утратившие своего значения.

Основным методом исследования функциональных возможностей мышц сегодня является электромиография (ЭМГ), которая имеет ряд преимуществ перед другими клиническими методами исследования силы и выносливости мышц [9]. ЭМГ, в отличие от динамометрии, оценивает не только степень напряжения мышцы, но и биоэлектрическую структуру генерируемого напряжения. Результаты изометрических тестов на мышечную выносливость обладают достаточно высокой чувствительностью, однако ограничены различиями усилий пациентов в процессе тестирования [10]. Мышечные тесты двигательного контроля имеют недостаточную чувствительность и специфичность [11].

Активное клиническое внедрение ЭМГ началось в начале прошлого века, когда велись дискуссии о природе мышечного напряжения. Предполагали, что тонические мышечные напряжения обусловлены изменениями вязкости саркоплазмы мышечных волокон и регулируются вегетативной нервной системой. В дальнейшем было обнаружено, что ведущую роль в возбуждении мышц и поддержании их тонического напряжения играют ядра сегментарных нейронов. Функциональное единство центральных и периферических сенсомоторных систем осуществляется и регулируется с помощью нисходящих и восходящих спинальных проводящих путей. Двигательные воздействия надсегментарных структур головного мозга у человека и высших животных передаются в основном по четырем нисходящим путям: кортикоспинальному, руброспинальному, ретикулоспинальному и вестибулоспинальному. Ныне установлена рефлекторная

природа тонической мышечной активности как у человека, так и у высших животных, на развитие которой влияют проприоцептивные импульсы от самих мышц. Именно с помощью ЭМГ было установлено качественное сходство колебаний электромагнитных сигналов и при тонической, и при физической формах мышечной активности [12].

В фундаментальных исследованиях Р. С. Персон [13] и Б. М. Гехт [14] установили, что биоэлектрическая активность здоровой мышцы в основном представлена низкочастотными электромагнитными колебаниями. При развитии патологических состояний в мышце количество функционирующих двигательных единиц изменяется, соответственно изменяется и частота их импульсов, что и создает характерный вид электромиограммы [13–15]. Величина потенциала, генерируемого мышечным волокном, обусловлена его диаметром, а суммарный электрогенез определяется диаметром отдельных волокон.

Морфологически различают два главных типа мышечных волокон — медленные и быстрые, а также четыре типа промежуточных миофибрилл [14]. Медленные мышечные волокна иннервируются малыми мотонейронами с наиболее тонкими аксонами. Обладая высоким сопротивлением, эти аксоны имеют низкий порог возбуждения, т. е. являются легковозбудимыми. При стимуляции медленные двигательные единицы развивают относительно небольшое усилие, но весьма устойчивы к утомлению. Исследования паравертебральных мышц здоровых волонтеров также подтверждают большую выносливость мышечных волокон I типа [16].

Мышечные волокна II типа — быстрые, с гликолитическим типом обмена, большого диаметра, хорошо миелинизированные, иннервируются крупными мотонейронами, которые обладают низким входным сопротивлением и высоким порогом возбуждения. Поэтому быстрые двигательные единицы трудновозбудимы, хотя обладают меньшим временем сокращения и развивают относительно высокую силу, а кроме того, быстро утомляемы [17].

Боль в области поясничного отдела позвоночника (БПОП) является мультифакториальной проблемой [18], включающей патоанатомические, нейрофизиологические, соматические и психосоциальные аспекты. Причины, источники и механизмы развития поясничной боли до настоящего времени остаются недостаточно изученными [19–21].

Потенциальный источник боли — первичное микроразрушение элемента позвоночного двигательного сегмента (межпозвоночного диска, замыкательной пластинки или сухожилия) — продуцирует

нейтрофильную аккумуляцию и воспаление [22], микрповреждение связочных коллагеновых структур и рефлекторную повышенную возбудимость многораздельных мышц, направленную на защитную фиксацию сегмента и, таким образом, ускорение репаративных процессов [23]. В то же время чрезмерная жесткость многораздельных мышц изменяет уровень стимуляции их мышечных механорецепторов, что уменьшает амплитуду мышечной активации во время свободного сокращения [24]. Активация ноцицептивных рецепторов, в свою очередь, ингибирует афферентные проприоцептивные сигналы с мышечных веретен [25], пролонгируя латентный период мышечного сокращения [26] и нарушая интерпретацию сигналов в центральной нервной системе (ЦНС) и эфферентные мышечные ответы. Развивается мышечная дисфункция, приводящая в конечном итоге к ухудшению физического состояния мышц [27, 28], т. е. к снижению их силы, выносливости и нарушению контроля активных движений с изменением амплитуды и частоты мышечного сокращения.

В связи с противоречивыми данными относительно этиологической роли паравертебральных мышц в развитии хронической поясничной боли, К. Crossman и соавт. [29] попытались выяснить, является ли чрезмерная утомляемость паравертебральных мышц у пациентов с хронической поясничной болью отражением низкого содержания волокон I типа. В результате проведенного исследования авторы сделали вывод, что без гистологического анализа ЭМГ не позволяет достаточно точно определить доминирующий тип мышечных волокон в составе паравертебральных мышц, хотя можно допустить, что этот вопрос будет уточнен в результате большого проспективного исследования.

Индивидуальное распределение типов волокон в основном детерминировано генетически, и доля волокон I типа в паравертебральных мышцах может варьировать от 10 до 90 % [30]. Онтогенетическое превращение одного типа волокон в другой, например под влиянием тренировок, весьма спорно, но физические упражнения могут существенно повлиять на метаболизм мышцы [31].

Так, окислительные возможности волокон I типа возрастают под влиянием тренировок на выносливость, а гликолитические возможности волокон II типа увеличиваются в анаэробных режимах тренировок [32].

В условиях дегенеративных заболеваний межпозвонковых дисков наблюдаются сопутствующие изменения морфогенеза миофибрилл. Так,

на уровне пораженного двигательного сегмента в многораздельной мышце гистологически и морфометрически обнаружена атрофия мышечных волокон II типа [33, 30] и внутренние структурные изменения волокон I типа [30]. При динамическом наблюдении в течение пяти лет после хирургического лечения наблюдалась атрофия мышечных волокон II типа в многораздельных мышцах у всех пациентов — и с клиническим улучшением, и с отсутствием клинического эффекта. В то же время в группе с отрицательными результатами лечения отмечался более высокий процент волокон I типа с аномальной структурой по сравнению с больными с положительным эффектом операции [30]. У пациентов с БПОП при гистологических исследованиях глубоких паравертебральных мышц некоторые авторы обнаружили относительную сохранность мышечных волокон I типа в сочетании с атрофией волокон II типа [34].

Необходимо выяснить, влияет ли морфология мышцы на ее электрогенез и каким образом. Любое уменьшение способности мышцы генерировать электрическую активность и сократительную способность вследствие мышечной работы определяется как утомление, которое имеет центральные и локальные механизмы [8, 35].

Причинами нарушений электрогенеза мышц могут быть трофические и метаболические изменения в тканях позвоночных двигательных сегментов, а также функциональные отклонения в системе нисходящего нервного контроля двигательных функций [36]. Центральное двигательное утомление связано с развитием тормозящих процессов в ЦНС, что приводит к уменьшению количества вовлекаемых двигательных единиц в работающей мышце. Периферическое утомление локализовано в самой двигательной единице и происходит вследствие нарушения синтеза нейромедиаторов, угнетения синаптической передачи и нарушения распространения потенциала действия по мышечному волокну. При субъективном утомлении ведущими факторами являются мотивация, страх боли и порог чувствительности к боли и дискомфорту [40]. Субъективное чувство утомления оценивают с помощью опросников и оценочных шкал.

Метод ЭМГ позволяет различить функциональные состояния паравертебральных мышц пациентов с БПОП и здоровых субъектов [1–4]. В пробах на выносливость показано, что утомляемость разгибателей спины является предвестником болей [37]. Выделяют субъективное (снижение бодрости, живости и мотивации), объективное (снижение работоспособности) и физиологическое (изменение

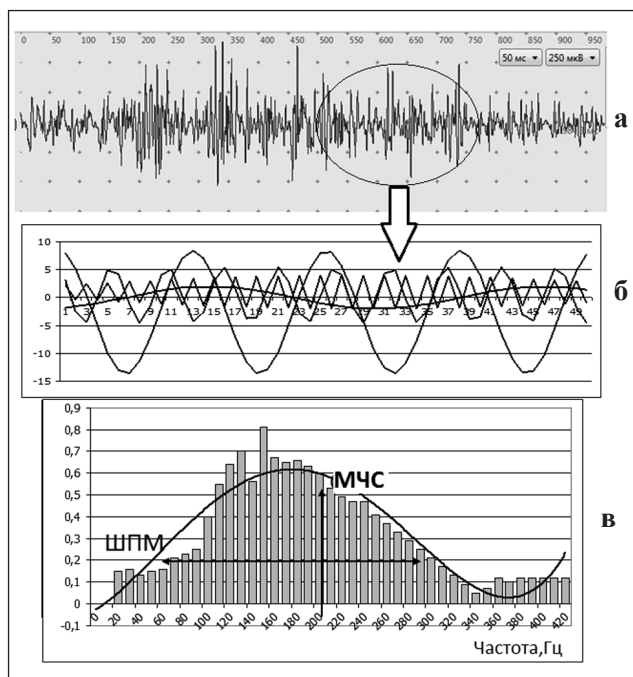


Рис. 1. Интерференционная миограмма произвольного напряжения мышцы (а) [15]. Разложение электромиографического сигнала на гармоники (б) [42]. Гистограмма частотного спектра сигнала. МЧС — медиана частоты спектра, ШПМ — ширина полумаксимума, ширина спектра частот при половине максимальной амплитуды спектра (в) [35–38]

физиологических процессов) утомление [4, 36, 38]. Например, во время изометрического напряжения мышца постепенно утомляется и в какой-то момент наступает точка отказа, когда мышца больше не может удерживать нагрузку [35]. Этот момент, отчетливо видимый на ЭМГ, можно считать объективным утомлением, т. е. неспособностью мышцы выполнить целевое напряжение [35].

Однако метаболические процессы в мышце начинаются с началом напряжения в виде биохимических, физиологических и биоэлектрических изменений, которые можно считать объективной оценкой физиологического утомления, даже когда мышечное усилие еще управляемо [4, 35]. Физиологическое утомление включает накопление молочной кислоты и других метаболитов, а также снижение скорости проведения по мышечному волокну и темпа его сокращения. Причем понимание, какой из этих процессов первичен, неоднозначное [8, 39].

Отдельные авторы предлагают определить утомление как зависимый от времени процесс в соответствии с физиологическими и биохимическими изменениями [39]. И это дает преимущество ЭМГ-исследованию, т. к. можно с его помощью отслеживать изменения в мышце от начала напряжения, а субъекту не обязательно удерживать напряжение до полного истощения.

Поверхностная (глобальная, интерференционная) электромиограмма представляет собой суммарную разность биоэлектрических потенциалов всех мышечных волокон, расположенных в проекции на кожного электрода. Частота и амплитуда сигнала меняются случайным образом и зависят от количества вовлеченных двигательных единиц и синхронности их активации [13, 14]. В результате произвольного мышечного напряжения регистрируют сложную интерференционную кривую (рис. 1, а).

В начале сокращения амплитуда может несколько увеличиваться вместе с вовлечением и синхронизацией максимального количества двигательных единиц, затем, по мере развития утомления, амплитуда постепенно снижается. Классический метод анализа представляет миограмму как набор потенциалов двигательных единиц и включает расчет средней амплитуды и частоты миограммы. Амплитуду можно оценивать по-разному — как величину от пика до пика основных колебаний или от изолинии до пика лишь в одну сторону [13], или как расстояние между поворотами кривой [41]. Частоту рассчитывают по количеству пересечений с изолинией или по числу поворотов кривой [41]. Выбор оценки не имеет принципиального значения, и анализ дает интегральную характеристику амплитуды и частоты всего периода измерения [14, 15]. Более перспективным является рассмотрение интерференционной миограммы как совокупности периодических синусоидальных колебаний (гармоник) различного периода и амплитуды (рис. 1, б) [42, 43]. Это позволяет представить миограмму как временной ряд, т. е. процесс изменения случайной величины (частоты и амплитуды) во времени. Одной из математических моделей такого подхода является анализ преобразований Фурье (или спектральный анализ), который дает возможность распознать существенные компоненты периодической активности двигательных единиц [42–44]. Предпочтительно выполнять спектральный анализ по частоте сигнала как по более устойчивой величине по сравнению с амплитудой [42]. Частоты, генерируемые мышцей, лежат в довольно широком диапазоне от 20 до 400 Гц [14], а преобладание определенных частот связано с ее функциональным состоянием [44, 45]. Результат разложения сложного сигнала миограммы можно представить как гистограмму, где по оси абсцисс откладывают частоты распознанных гармоник, а по оси ординат — их амплитуды (рис. 1, в). Для описания спектра частот пользуются такими определениями, как средняя частота спектра (СЧС); медиана частоты спектра (МЧС), которая делит область спектра на

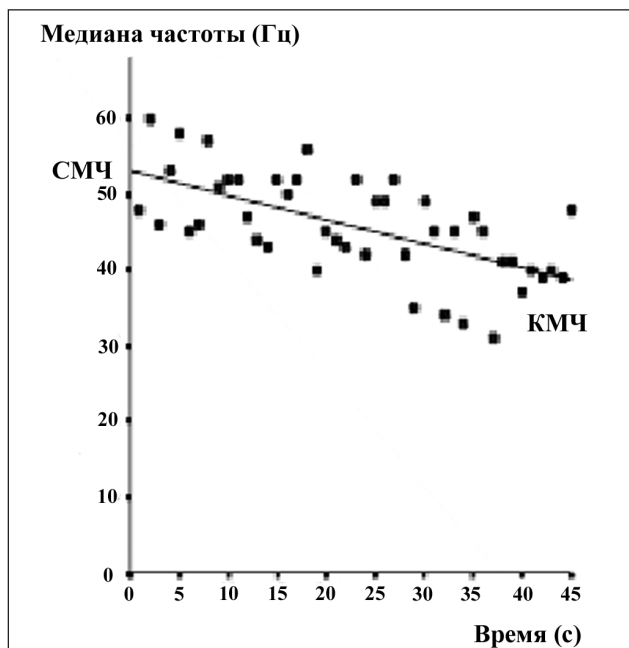


Рис. 2. Типичный пример динамики медианы частоты в течение 45 с мышечного напряжения. Облако точек соответствует показателям МЧС, рассчитанной для каждого фрагмента записи. Прямая — линия регрессии медианы частоты. СМЧ — стартовая медиана частоты, КМЧ — конечная медиана частоты. Наклон линии регрессии равен $-0,32$ Гц [38]

две равные части, среднееквадратическое значение функции (СКВ), относительно которого рассчитывают максимум и минимум; ширина спектра частот при половине максимальной амплитуды спектра или ширина полумаксимум (ШПМ) (рис. 1, в). В англоязычной литературе этим определениям соответствуют: СЧС — MPF (mean power frequency), МЧС — MF (median frequency), СКВ — RMS (root mean square), power density spectrum, ШПМ — HW (half width — spectral width at half maximum amplitude) [1–3, 35–38]. Спектральный анализ проводят не для всего периода измерения, а разбивая запись последовательно на короткие интервалы времени — 0,5–2 с [42, 35–38]. Если показатели медиан каждого отрезка расположить на плоскости координат, получим облако величин, отражающих динамику сокращения (рис. 2) [38]. Аппроксимация с помощью прямой дает линию, называемую линией регрессии медиан частот (ЛРМЧ) (англ. MF-slope). Точка пересечения линии регрессии с осью ординат характеризует исходное состояние напряжения и называется стартовой медианой частоты СМЧ (англ. IMF — initial median frequency), соответственно конечная точка характеризует конечную медиану частоты КМЧ [36–37].

Степень наклона ЛРМЧ используют как меру утомления мышцы [35–38]. Использование МЧС связано с тем, что этот показатель оказался менее

зависимым от шумов, всегда присутствующих в записи, и более чувствительным к электрическим процессам, происходящим в мышце во время напряжения [46]. При экстраполяции результатов на клинический уровень необходимо помнить о том, что активность мышечных волокон не является периодической в математическом смысле, т. к. интервалы между отдельными импульсами всегда варьируют [14, 42, 43]. Несмотря на некоторую искусственность разложения ЭМГ-сигнала на синусоидальные составляющие, этот подход все же является достаточно перспективным. Так, в ряде работ показано, что НЛРМЧ демонстрирует сдвиг плотности мощности спектра в сторону низких частот [35–38], что связано с метаболическими факторами утомления. Физиологически более утомляемые и сильные волокна II типа вовлекаются при значительном мышечном усилии, что приводит к накоплению ионов водорода в мышечной мембране и расширению зоны деполяризации [16].

В клинических исследованиях установлена надежность и воспроизводимость этих признаков, которые могут быть получены в процессе рутинного ЭМГ-исследования [4, 47–50]. Другие авторы отметили достаточную надежность СМЧ, ШПМ и СКВ спектрального анализа частот миограммы, хотя СКВ оказался более зависимым от нагрузки [46].

При сравнении результатов ЭМГ-исследования пациентов с люмбалгией и здоровых лиц обнаружено повышение утомляемости мышц, сопровождающееся более резким снижением НЛРМЧ [51, 52], а также асимметрией спонтанной биоэлектрической активности [53].

Значительный наклон ЛРМЧ у пациентов с хронической поясничной болью по сравнению со здоровыми лицами отметили и другие исследователи [2, 3, 39, 54, 55].

Представлены работы, направленные на изучение данных ЭМГ с прогностической целью. J. M. Stevenson и соавт. [56] обследовали 149 промышленных рабочих и сообщили о прогностической ценности признака СМЧ. В то же время М. А. Adams и соавт. [57], наблюдавшие 430 рабочих за период более трех лет, отметили отсутствие прогностической ценности наклона ЛРМЧ. Разногласия результатов этих исследований, по-видимому, связаны с различиями условий, в которых они проводились. Поэтому А. Heydari и соавт. [58] провели независимый комплексный анализ показателей СМЧ, НЛРМЧ и ШПМ для определения их прогностической ценности в развитии поясничной боли. В результате они установили ведущую роль паравертебральных мышц в развитии люмбалгии, продемонстрировав

возможности ЭМГ-исследования для выделения в популяции группы с более высоким риском. Обнаружено увеличение риска возникновения люмбагии с повышением показателей ШПМ. Величина СМЧ также потенциально значима в прогнозировании риска возникновения хронической поясничной боли [56, 58], а прогностическая ценность НЛРМЧ минимальна [58].

В другой работе проанализировали надежность и воспроизводимость показателей. С этой целью при помощи ЭМГ трижды с интервалом в неделю исследовали 39 пациентов с БПОП. Каждое обследование включало несколько проб изометрических напряжений длинного разгибателя спины (уровень $L_{IV}-L_V$) с разными грузами с последующим спектральным анализом миограмм. Обнаружено, что наиболее надежными показателями в течение времени являются МЧ, ШПМ и СКВ. Наиболее воспроизводимыми оказались показатели МЧ и ШПМ, которые в достаточной степени индивидуальны у разных людей и мало зависят от нагрузки [46].

Функциональные изменения в паравертебральных мышцах после спондилодеза также могут приводить к возникновению поясничной боли независимо от степени дегенерации межпозвонкового диска [59].

Причиной мышечной атрофии может также являться компрессия нервных корешков вследствие дегенеративных процессов позвоночника или ятрогенного повреждения [60]. Хирургическая инвазия несомненно приводит к травме мышц в области вмешательства. Травма обусловлена как непосредственным повреждением мышц, резекцией костей в местах прикрепления мышц, так и денервацией. Риск денервации при заднем доступе достаточно высокий, т. к. задние ветви спинальных нервов короткие и ригидно фиксированы к межпоперечным связкам [61, 65]. Поэтому скелетирование задних отделов позвонков во время операции и отведение мышц в стороны может приводить к повреждению задних ветвей спинальных нервов [62, 65].

Электромиографическое снижение амплитуды ЭМГ-сигналов и гистологические изменения паравертебральных мышц, возникающие в результате спондилодеза, установлены в эксперименте на взрослых кроликах [61]. По данным других исследований, в процессе обследования животных после операций определялась гипотрофия паравертебральных мышц и уменьшение объема миофибрилл, что электромиографически подтверждалось снижением показателей СКВ и МЧ [63, 64].

Малоинвазивные чрескожные операции существенно не влияли на показатели СКВ и МЧ, кото-

рые через 6 мес. после вмешательства примерно соответствовали дооперационным величинам [61]. На основе этих данных можно предположить, что при вмешательствах без спондилодеза позвоночного двигательного сегмента происходит восстановление предоперационного статуса оперированных мышц. В группе животных с выполнением спондилодеза отмечено значительное уменьшение СКВ и МЧ на уровне спондилодеза [61].

Выводы

Таким образом, спектральный анализ ЭМГ-сигнала позволяет объективно и неинвазивно оценивать функцию мышц спины, а также наблюдать динамические характеристики мышечного напряжения. К преимуществам метода ЭМГ можно отнести тот факт, что показатели частотного анализа информативны и при минимальном напряжении, и при более значительном, что снижает влияние фактора мотивации пациента. Кроме того, это дает возможность исследовать пациентов с болевыми синдромами. Показателем утомления считают МЧ, а наиболее индивидуальными показателями являются величины СМЧ и ШПМ. Тем не менее исследователи высказывают неоднозначные мнения по поводу информативности и надежности отдельных показателей. Это указывает на необходимость проведения дополнительных исследований.

Понимание механизмов мышечных расстройств на фоне дегенеративных заболеваний позвоночника поможет в выборе наилучшего способа хирургического лечения, а также в разработке индивидуального и адекватного протокола реабилитационного послеоперационного лечения.

Список литературы

1. Power spectrum analyses of electromyographic activity. Discriminators in the differential assessment of patients with chronic low-back pain / H. J. Biedermann, G. L. Shanks, W. J. Forrest, J. Inglis // *Spine*. — 1991. — Vol. 16 (10). — P. 1179–1184.
2. Comparison of spinal mobility and isometric trunk extensor forces with electromyographic spectral analysis in identifying low back pain / A. B. Klein, L. Snyder-Mackler, S. H. Roy, C. DeLuca // *Phys. Ther.* — 1991. — Vol. 71(6). — P. 445–454.
3. Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation / S. H. Roy, C. J. De Luca, M. S. Emley, R. J. Buijs // *Spine*. — 1995. — Vol. 20 (1). — P. 38–48.
4. Roy S. H. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain / S. H. Roy, C. J. De Luca, D. A. Casavant // *Spine*. — 1989. — Vol. 14 (9). — P. 992–1001.
5. Static back endurance and the risk of low-back pain / H. Alaranta, S. Luoto, M. Heliovaara, H. Hurri // *Clin. Biomech.* — 1995. — Vol. 10 (6). — P. 323–324.
6. Cooper R. G. Radiographic demonstration of paraspinal muscle wasting in patients with chronic low back pain / R. G. Cooper, W. St. Clair Forbes, M. I. Jayson // *Br. J. Rheum.* —

1992. — Vol. 31 (6). — P. 389–394.
7. Lee J. H. Measurement of muscle strength of the trunk and lower extremities in subjects with history of low back pain / J. H. Lee, Y. Ooi, K. Nakamura // *Spine*. — 1995. — Vol. 20 (18). — P. 1994–1996.
8. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of mm. erector spinae in men with and without low back pain / G. Hultman, M. Nordin, H. Saraste, H. Ohlsen // *J. Spinal. Dis.* — 1993. — Vol. 6 (2). — P. 114–123.
9. Боер В. А. Методы диагностики вертеброгенных нейро-компрессионных поражений / В. А. Боер, А. В. Полищук // *Український нейрохірургічний журнал*. — 2003. — № 4. — С. 16–22.
10. Lumbar trunk muscle endurance testing: an inexpensive alternative to a machine for evaluation / T. Ito, O. Shirado, H. Suzuki [et al.] // *Arch. Phys. Med. Rehabil.* — 1996. — Vol. 77 (1). — P. 75–79.
11. Movement control tests of the low back; evaluation of the difference between patients with low back pain and healthy controls / H. Luomajoki, J. Kool, E. D. de Bruin, O. Airaksinen // *BMC Musculoskeletal Disorders*. — 2008. — Vol. 9. — P. 170, doi: 10.1186/1471-2474-9-170.
12. Юсевич Ю. С. Электромиография тонуса скелетной мускулатуры человека в норме и патологии / Ю. С. Юсевич. — М.: Гос. изд-во медицинской литературы, 1963. — 162 с.
13. Персон Р. С. Электромиография в исследованиях человека / Р. С. Персон // *Электромиография в исследованиях человека*. — М., 1969. — 228 с.
14. Гехт Б. М. Теоретическая и клиническая электромиография / Б. М. Гехт // *Теоретическая и клиническая электромиография*. — Л.: Наука, 1990. — 230 с.
15. Функціональний стан паравертебральних м'язів при дегенеративних захворюваннях хребта / Д. Р. Дуплій, І. В. Котульський, А. Г. Скіданов, Н. П. Ісаєва: зб. наук. праць XVI з'їзду ортопедів-травматологів України (Харків, 3–5 жовтня 2013 р.) / Міністерство охорони здоров'я України, Національна академія медичних наук України, ВГО «Українська асоціація ортопедів-травматологів». — Харків, 2013. — С. 600.
16. The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measures of back muscle fatigability / A. F. Mannion, G. A. Dumas, J. Stevenson, R. G. Cooper // *Spine*. — 1998. — Vol. 23 (5). — P. 576–584.
17. Relevance of muscle fiber type to fatigue in short intense and prolonged exercise in man / J. Karlsson, B. Sjodin, I. Jacobs [et al.] // *Human muscle fatigue: physiological mechanisms* / J. Porter, R. Whelan, eds. — London: Pitman Medical Ltd.; 1981. — P. 59–70.
18. The biopsychosocial classification of non-specific low back pain: a systematic review / C. J. McCarthy, F. A. Arnall, N. Strimpakos [et al.] // *Physical. Therapy Reviews*. — 2004. — Vol. 9 (1). — P. 17–30.
19. A prospective evaluation of preemployment screening methods for acute industrial back pain / S. J. Bigos, M. C. Battie, L. D. Fisher [et al.] // *Spine*. — 1992. — Vol. 17 (8). — P. 922–926.
20. Garg A. Prevention strategies and the low back in industry / A. Garg, J. S. Moore // *Occup. Med.* — 1992. — Vol. 7. — P. 629–640.
21. Gibson E. The value of preplacement screening radiography of the low back / E. Gibson // *Occup. Med.* — 1988. — Vol. 3. — P. 91–107.
22. mRNA expression of cytokines and chemokines in herniated lumbar intervertebral discs / S. H. Ahn, Y. W. Cho, M. W. Ahn [et al.] // *Spine*. — 2002. — Vol. 27 (9). — P. 911–917.
23. Neuromuscular dysfunction elicited by cyclic lumbar flexion / L. N. Claude, M. Solomonow, B. H. Zhou [et al.] // *Muscle Nerve*. — 2003. — Vol. 27(3). — P. 348–358.
24. Voluntary control of human back muscles during induced pain / M. Zedka, A. Prochazka, B. Knight [et al.] // *J. Physiol.* — 1999. — Vol. 520, Pt. 2. — P. 591–604.
25. Effects of postural anxiety on the soleus H-reflex / K. M. Sibley, M. G. Carpenter, J. C. Perry, J. S. Frank // *Hum. Mov. Sci.* — 2007. — Vol. 26 (1). — P. 103–112.
26. Capra N. F. Experimental muscle pain produces central modulation of proprioceptive signals arising from jaw muscle spindles / N. F. Capra, J. Y. Ro // *Pain*. — 2000. — Vol. 86 (1–2). — P. 151–162.
27. Extensive reorganization of primary somatosensory cortex in chronic back pain patients / H. Flor, C. Braun, T. Elbert, N. Birbaumer // *Neuroscience Letters*. — 1997. — Vol. 224 (1). — P. 5–8.
28. Mechanisms explaining the association between the low back trouble and deficits in information processing. A controlled study with follow-up / S. Luoto, S. Taimela, H. Hurri, H. Alaranta // *Spine*. — 1999. — Vol. 24 (3). — P. 255–261.
29. Chronic low back pain-associated paraspinal muscle dysfunction is not the result of a constitutionally determined “adverse” fiber-type composition / K. Crossman, M. Mahon, P. J. Watson [et al.] // *Spine*. — 2004. — Vol. 29 (6). — P. 628–634.
30. The lumbar multifidus muscle five years after surgery for a lumbar intervertebral disc herniation / J. Rantanen, M. Hurme, B. Falck [et al.] // *Spine*. — 1993. — Vol. 18 (5). — P. 568–574.
31. McArdle W. D. Exercise physiology. Energy, nutrition and human performance / W. D. McArdle, F. L. Katch, V. L. Katch. — 4th ed. — Baltimore: Williams & Wilkins, 1996. — 201 p.
32. Enoka R. M. Morphological features and activation patterns of motor units / R. M. Enoka // *J. Clin. Neurophysiol.* — 1995. — Vol. 12 (6). — P. 538–559.
33. The multifidus muscle in patients with lumbar disc herniation. A histochemical and morphometric analysis of intraoperative biopsies / M. Mattila, M. Hurme, H. Alaranta [et al.] // *Spine*. — 1986. — Vol. 11 (7). — P. 732–738.
34. Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients / A. F. Mannion, L. Kaser, E. Weber [et al.] // *Eur. Spine J.* — 2000. — Vol. 9 (4). — P. 273–281.
35. Ng J. K.-F. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test / J. K.-F. Ng, C. A. Richardson, G. A. Jull // *Physical Therapy*. — 1997. — Vol. 77 (9). — P. 954–961.
36. Gandevia S. C. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue / S. C. Gandevia // *Physiol. Rev.* — 2001. — Vol. 81 (4). — P. 1725–1789.
37. EMG analysis of lumbar paraspinal muscles as a predictor of the risk of low-back pain / A. Heydari, A. V. Nargol, A. P. Jones [et al.] // *Eur. Spine J.* — 2010. — Vol. 19 (7). — P. 1145–1152, doi: 10.1007/s00586-010-1277-1.
38. Elfving B. Lumbar muscle fatigue and recovery: evaluation of electromyography in patients with long-term low-back pain and in healthy subjects: PhD dissertation // B. Elfving. — 2002. — 51 p.
39. Roy S. H. Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers / S. H. Roy, C. J. De Luca, L. Snyder-Mackler // *Med. Sci. Sport. Ex.* — 1990. — Vol. 22. — P. 463–469.
40. Pain-related fear is more disabling than pain itself: evidence on the role of pain-related fear in chronic back pain disability / G. Crombez, J. W. S. Vlaeyen, T. G. Heuts, R. Lysens // *Pain*. — 1999. — Vol. 80 (1–2). — P. 329–339.
41. Николаев С. Г. Атлас по электромиографии / С. Г. Николаев. — Иваново: ИПК «ПресСто», 2010. — 468 с.
42. Андреева Е. А. Спектральный метод анализа электрической активности мышц / Е. А. Андреева, О. Е. Хуторская // *Спектральный метод анализа электрической активности*

- мышц. — М.: Наука. — 1987. — 145 с.
43. Селиванова К. Г. Математическое моделирование электромиографического сигнала / К. Г. Селиванова, О. Г. Аврунин, А. А. Гелетка // Вісник НТУ «ХПІ». — 2014. — № 36 (1079). — С. 31–39.
 44. Носова Т. В. К вопросу моделирования электромиографического процесса / Т. В. Носова, Т. В. Жемчужкина, В. И. Радченко // Восточно-Европейский журнал передовых технологий. — 2008. — Вып. 5/5 (35). — С. 33–36.
 45. Бых А. И. Поиск информативных количественных показателей электромиографического сигнала. Сообщение 1 / А. И. Бых, Т. В. Жемчужкина, Т. В. Носова // Бионика интеллекта. — 2007. — Т. 1 (66). — С. 118–125.
 46. Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue / A. V. Nargol, A. P. Jones, P. J. Kelly, C. G. Greenough // Spine. — 1999. — Vol. 24 (9). — P. 883–888.
 47. Biedermann H. J. Median frequency estimates of paraspinal muscles: reliability analysis / H. J. Biedermann, G. L. Shanks, J. Inglis // Electromyogr. Clin. Neurophysiol. — 1990. — Vol. 30 (2). — P. 83–88.
 48. Mannion A. F. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue / A. F. Mannion, P. Dolan // Spine. — 1994. — Vol. 19 (11). — P. 1223–1229.
 49. Thompson D. A. Electromyographic power spectrum analysis of the paraspinal muscles. Long-term reliability / D. A. Thompson, H. J. Biedermann // Spine. — 1993. — Vol. 18 (15). — P. 2310–2313.
 50. The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function / A. F. Mannion, B. Connolly, K. A. Wood [et al.] // J. Rehab. Res. Dev. — 1997. — Vol. 34. — P. 427–439.
 51. Increased central drive during fatiguing contractions of the paraspinal muscles in patients with chronic low back pain / R. G. Cooper, M. J. Stokes, C. Sweet [et al.] // Spine. — 1993. — Vol. 18. — P. 610–616.
 52. Active therapy for chronic low back pain part I. Effects on back muscle activation, fatigability, and strength / A. F. Mannion, S. Taimela, M. Muntener, J. Dvorak // Spine. — 2001. — Vol. 26 (8). — P. 897–908.
 53. Oddsson L. I. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain / L. I. Oddsson, C. J. De Luca // J. Appl. Physiol. — 2003. — Vol. 94. — P. 1410–1420.
 54. Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment. A comparison of normals with deconditioned patients / T. G. Mayer, G. V. Kondraske, V. Mooney [et al.] // Spine. — 1989. — Vol. 14(9). — P. 986–991.
 55. Nicolaisen T. Trunk strength, back muscle endurance and low back trouble / T. Nicolaisen, K. N. Jirgensen // Scand. J. Rehab. Med. — 1985. — Vol. 17. — P. 121–127.
 56. A longitudinal study of the development of low back pain in an industrial population / J. M. Stevenson, C. L. Weber, J. T. Smith [et al.] // Spine. — 2001. — Vol. 26 (12). — P. 1370–1377.
 57. Adams M. A. Personal risk factors for first-time low back pain / M. A. Adams, A. F. Mannion, P. Dolan // Spine. — 1999. — Vol. 24 (23). — P. 2497–2505.
 58. EMG analysis of lumbar paraspinal muscles as a predictor of the risk of low-back pain / A. Heydari, A. V. Nargol, A. P. Jones [et al.] // Eur. Spine. J. — 2010. — Vol. 19 (7). — P. 1145–1152, doi: 10.1007/s00586-010-1277-1.
 59. Paraspinal muscle activities of patients with scoliosis after spine fusion: an electromyographic study / W. W. Lu, Y. Hu, K. D. Luk [et al.] // Spine. — 2002. — Vol. 27. — P. 1180–1185.
 60. Stokes M. J. The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness / M. J. Stokes, A. Young // Clin. Sci. — 1984. — Vol. 67. — P. 7–14.
 61. Histologic and electrophysiological changes of the paraspinal muscle after spinal fusion. An experimental study / Y. Hu, H. B. Leung, W. W. Lu, K. D. Luk // Spine. — 2008. — Vol. 33 (13). — P. 1418–1422, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181753bea.
 62. Local denervation atrophy of paraspinal muscles in postoperative failed back syndrome / T. Sihvonen, A. Herno, L. Paljarvi [et al.] // Spine. — 1993. — Vol. 18 (5). — P. 575–581.
 63. Roy S. H. Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography / S. H. Roy, L. I. Oddsson // Phys. Ther. — 1998. — Vol. 78. — P. 838–851.
 64. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity / E. J. Kupa, S. H. Roy, S. C. Kandarian [et al.] // J. Appl. Physiol. — 1995. — Vol. 79. — P. 23–32.
 65. Surface electromyographic-verified muscle damage associated with the open dorsal approach to the lumbar spine / M. Kramer, P. Katzmaier, R. Eisele [et al.] // Eur. Spine. J. — 2001. — Vol. 10. — P. 414–420.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720151104-113>

Статья поступила в редакцию 26.01.2015

SPECTRAL ANALYSIS OF ELECTROMYOGRAMS IN ASSESSMENT OF THE FUNCTIONAL STATE OF THE BACK MUSCLES IN DEGENERATIVE DISEASES OF THE SPINE (LITERATURE REVIEW)

A. G. Skidanov, D. R. Dupliy, V. A. Kolesnichenko, V. O. Radchenko

SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv