

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
РОССИЙСКИЙ НАУЧНЫЙ ЦЕНТР
МЕДИЦИНСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ И КУРОРТОЛОГИИ

УТВЕРЖДАЮ

Директор
ФГБУ «Российский научный центр
Медицинской реабилитации и курортологии
Министерства здравоохранения
Российской Федерации

д.м.н., профессор **М.Ю. Герасименко**

« 31 »



**ПРИМЕНЕНИЕ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО И
СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКОГО МЕТОДОВ В ВЫЯВЛЕНИИ
РАЗНОВЫСОКОСТИ ДЛИН ОПОРЫ**

Учебно-методическое пособие

Москва

2017

УДК 616.711
ББК 54.581.95
Щ 61

Организация-разработчик – ФГБУ «РНЦ МРиК» Минздрава России

директор – д.м.н., профессор М.Ю. Герасименко

Авторы:

С.Л. Щербин, к.б.н.

С.М. Щербина,

Д.Д. Болотов, к.м.н., доцент,

М.А. Ерёмускин, д.м.н., профессор

Рекомендуется к изданию Ученым Советом ФГБУ «РНЦ МРиК» Минздрава России (протокол № 1 от 31.01.2017)

Применение электронейромиографического и стабилметрического методов в выявлении разницы высот длин опоры: учебно-методическое пособие / С.Л. Щербин, С.М. Щербина, Д.Д. Болотов, М.А. Ерёмускин; ФГБУ «Российский научный центр медицинской реабилитации и курортологии». – М.: ФГБУ РНЦ МРиК, 2017. – 92 с.

Целью учебно-методического пособия является обучение преподавателей и специалистов подходам по выявлению функциональными методами разницы высот (укорочения) нижних конечностей для её последующей коррекции с целью восстановления оптимального тонусо-силового баланса паравертебральной мускулатуры, что является важнейшей составляющей частью комбинированного лечения дорсопатий.

В учебно-методическом пособии изложены основные принципы выявления укорочения нижних конечностей электронейромиографическим и стабилметрическим методами, их корреляция с пальпаторным тестом больших пальцев по Щербину- Piedalu с целью выявления асинхронно-асимметричного напряжения и движения паравертебральных мышц и кожи спины для подбора высоты корректоров под стопу и/или проекцию седалищного бугра.

Материалы учебно-методического пособия предназначены для специалистов в области медицинской реабилитации, травматологов-ортопедов, хирургов, протезистов и слушателей, обучающихся на циклах усовершенствования по медицинской реабилитации.

Рубрикация по МКБ-10: Класс XIII Болезни костно-мышечной системы и соединительной ткани (M00-M99), группа 6 (M40-M43) деформирующие дорсопатии.

Ил. 22., Табл. 1., Библиогр.: 57 назв.

Рецензенты: заведующий сектором мануальной терапии ФГБУ РНЦ Медицинской реабилитации и курортологии Минздрава России, доктор медицинских наук

А.Е. Саморуков

Заведующий кафедрой Российского национального исследовательского медицинского университета имени Н.И. Пирогова, главный специалист Минздрава России по спортивной медицине, президент Российской Ассоциации по спортивной медицине и реабилитации больных и инвалидов, доктор медицинских наук, заслуженный врач Российской Федерации

Б.А. Поляев

© ФГБУ «РНЦ МРиК» МЗ РФ, 2017

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

АД – артериальное давление

ГОП – грудной отдел позвоночника

КТ – компьютерная томография

МКБ – международная классификация болезней

МРТ – магнитно-резонансная томография

МСКТ – многослойная спиральная компьютерная томография

ОДС – опорно-двигательная система

ОЦМ – общий центр масс

ПДС – позвоночно-двигательный сегмент

ПДС – позвоночно-двигательный сегмент

ПИРМ – постизометрическая релаксация мышц

ПИТР – постизотоническая релаксация мышц

ПНС – периферическая нервная система

ПОП – поясничный отдел позвоночника

СКТ – спиральная компьютерная томография

УЗИ – ультразвуковое исследование

ЦД – центр давления

ЧСС – частота сердечных сокращений

ШОП – шейный отдел позвоночника

ЭМГ – электромиография

ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение.....	5
1. Общие сведения об электромиографическом и стабилOMETрическом методах объективного обследования опорно-двигательной и вестибулярной систем человека.....	10
Контрольные вопросы к главе 1.....	22
2. Методика проведения электромиографии при выявлении разновысокости длин опоры.....	23
Контрольные вопросы к главе 2.....	29
3. Графический вид динамики электромиограммы в норме и при разновысокости длин опоры.....	31
Контрольные вопросы к главе 3.....	40
4. Клиническое наблюдение пациентки с применением электромиографического и стабилOMETрического метода	41
5. Методика проведения стабيلографии	51
Контрольные вопросы к главе 5.....	53
6. Клиническое наблюдение пациентки с применением стабилOMETрического и электромиографического методов	54
7. Некоторые аспекты механизмов физиологической адаптации при разновысокости длин опоры.....	63
Контрольные вопросы к главе 7.....	67
8. Электронейромиография как метод косвенного подтверждения возможных причин возникновения дисфункций и патологий внутренних органов.....	69
Контрольные вопросы к главе 8.....	70
9. Сроки применения корректора под опорную плоскость в зависимости от возраста и дисфункций в опорно-двигательной системе человека.....	71
Контрольные вопросы к главе 9.....	75
Выводы.....	76
Заключение.....	79
Глоссарий.....	81
Список литературы	
Основная.....	83
Дополнительная.....	84
Приложение.....	90

ВВЕДЕНИЕ

О физиологических адаптациях и возможностях организма, связанных с изменением длины («удлинением» и «укорочением») нижних конечностей, литературные клинические и экспериментальные данные, появились достаточно давно, но с появлением цифровой аппаратуры и функционально-метрологической технологии, выявляющей разновысокость длин опоры, знания по данному вопросу стали гораздо глубже. Первый вклад в точное определение длины конечностей внесли рентгенологи. Они же первые и констатировали изменения длины конечностей при различных патологических состояниях. Так, С.А. Рейнберг в 1964 г. (28), ссылаясь на данные Д.Г. Рохлина, подтверждённые А.И. Кочергиным и Е.И. Чкариули, описывал наблюдения по некоторому изменению роста костей у молодых раненых в возрасте 18-22 лет. В соответствии с полученными ими данными, по времени примерно от полугода до полутора лет в ещё растущем организме у бойцов после ранений периферических нервов можно рентгенологическим методом наблюдать энхондральное окостенение на стороне поражения, опережающее соответствующее окостенение на контрлатеральной конечности. В результате данного процесса возможно формирование укорочений (удлинений) конечности, различных его отделов (голень, бедро и т.д.), за счёт разных адаптивных и компенсаторных механизмов. Кроме того, в результате таких ранений, как пишет Самуил Аронович Рейнберг, может выявляться и «феномен сегментарной реперкуссии, т.е. формирование аналогичного укорочения в пределах нескольких миллиметров «здоровой» конечности на противоположной стороне. Возможность в ранних стадиях после перерезки нерва удлинения кости, а в поздних – её укорочения в растущем организме безупречно доказал экспериментально ещё в 1884 г. В.И. Разумовский. Так, что современные рентгенологи на основании своих клинико-рентгенологических наблюдений могли только подтвердить у человека эти замечательные старые и забытые данные» (28).

Вместе с тем, асинхронно-асимметричная работа паравертебральных мышц, ассоциированная с изменением длины опорных конечностей, встречается при заболеваниях и дисфункциях внутренних органов, что не связано с травмами опорно-двигательной системы. Данный факт говорит о том, что асинхронно-асимметричная работа паравертебральных мышц, является интегральным показателем неблагополучия в опорно-двигательной системе, а зачастую и в организме человека в целом, так как опорно-двигательная система, по сути, помимо своей основной функции, является и рецепторным полем, отражающим взаимосвязь всех функций организма.

Не выявленная и не устраненная функциональная или истинная разноравность длин опоры очень часто является патогенетическим звеном, создающим, провоцирующим и отягощающим течение разных заболеваний и дисфункций опорно-двигательной системы, внутренних органов, формирующим симптомокомплекс «боль в спине» и анталгический (неоптимальный) двигательный стереотип.

Функциональное изменение длины опорных конечностей встречается крайне часто и является поддерживающим и отягощающим патогенетическим звеном, огромного количества хронических *рецидивирующих* заболеваний опорно-двигательной системы и синдромов при ближайшем, персональном их рассмотрении. Так, К.Р. Kaufman (1996), при обследовании тысячи абсолютно здоровых военнослужащих армии США, выявил разницу в длине ног в пределах 0,5 см у 51% служащих (53). При сформированной сколиотической деформации А.М. Вейн и М.Я. Авруцкий (1997) разноравность длин опоры наблюдали в 92% случаев. Примерно эту же цифру приводит В.Н. Проценко (2002, 2003) при констатации сколиотических деформаций позвоночника во фронтальной плоскости (26, 27).

Максимально допустимой величиной укорочения конечности в ортопедии наиболее часто называют величины от 0,5 до 2 см, при этом основным критерием является отсутствие нарушения походки. В то же время большинством авторов указывается, что отсутствие хромоты связано при

данной величины укорочениях с включением компенсаторных механизмов организма (эквинусной установки стопы, опущения таза, избыточного «изгибания позвоночника» и т.д.). При этом по мнению Х.С. Liu (1998), с соавторами (55), симметричность походки возможна и при величине укорочения ноги до 2,3 см, т.е. данная величина для них характеризует предел, за которым происходит биомеханическая декомпенсация *походки*.

Вместе с тем, как нам сегодня известно, в статике даже гораздо меньшее укорочение ноги вначале ведёт к функциональной перегрузке опорно-двигательной системы, которая при хроническом воздействии приводит к формированию и активному прогрессированию вторичных деформаций и дегенеративно-дистрофических заболеваний позвоночника, таза, крупных суставов конечностей, стопы (17, 34, 35), а затем естественным образом закономерно создаёт разные «новые миофасциальные болевые синдромы», что в свою очередь приводит к снижению качества жизни.

Наиболее точное определение укорочения конечности, как уже было сказано выше, принадлежит лучевым методам исследования. Наиболее информативными считаются 3 из них: *телерентгенография*, позволяющая одновременно визуализировать дистальный отдел позвоночника, таз и нижние конечности; *ортодиаграфия*, заключающаяся в выполнении как правило не менее 3 снимков: области тазобедренного, коленного и голеностопного сустава с последующей их склейкой или подсчетом длины по специальной линейке или сетке (входящих в стандартную кассету); и, наиболее точный, *рентгеновская компьютерная томография*. Существует так же ряд методов (Мартыненко Д.В., Шерман Л.А., Волошин В.П., 2013; Yoder S.A., Brand R.A., Pedersen D.R., O`Gorman T.W., 1998), включающих расчет укорочений длины конечности по рентгенографии только таза в одной или двух проекциях.

Однако, все вышеперечисленные методы, при высокой точности обследования, одновременно имеют и ряд недостатков:

- лучевую нагрузку;

- определенную сложность применения, связанных с доступностью и ценой исследования;

- не в самой полной мере характеризуют несоответствие длин опор конечностей при сочетании анатомического, относительного и функционального укорочений;

- не являются функциональными (не отражают изменение длин опор при движении: сгибании или ходьбе);

- не ориентированы на восстановление синхронности работы паравертебральной мускулатуры.

Следует отметить, что клиницисты зачастую назначают целый перечень рентгенологических исследований для объективизации патологии, но это не является темой данного учебно-методического пособия.

В то же время при статическом сколиозе позвоночника и симптомокомплексе «боль в спине» связанным с разностью длин нижних конечностей, эффективная динамическая (постоянно проводимая при необходимости) коррекция разности длин опоры позволяет предотвращать развитие множества патологических процессов – профилактировать «рукотворные» обострения и их существующие разнообразные течения. Наиболее показательно применение корректоров в структуре комплексной терапии именно сколиотической деформации позвоночника, появляющейся в раннем возрасте, позволяет предотвратить формирование как минимум грубых деформаций, и как следствие, избежать последующей инвалидизации.

Поэтому так важно своевременно выявлять разницу длин опоры и максимально точно компенсировать её в динамике, осуществляя подбор корректора оптимальной высоты.

Отметим, что лучевые методы исследования, помимо создания лучевой нагрузки, не учитывают собственные функциональные адаптации организма, удлиняющие (укорачивающие) опору в ответ на применяемый корректор, что резко ограничивает их применение в современной медицинской практике.

Вместе с тем и привычный нам метрологический метод, и многие появившиеся в последние годы аппаратные методы, включающие подографию, методы В.Н. Проценко, Ю.Н. Алейникова, оптическую компьютерную томографию и т.д. также не способны достоверно выявить разновысокость длин опоры, а тем более с точностью в 1 мм (5, 14, 22, 26, 27, 34, 35), а соответственно в динамике лечебно-диагностических мероприятий подобрать корректор оптимальной высоты под укороченную опору. В связи с этим важное значение приобрели не лучевые функциональные методы исследования. В качестве скринингового и основного клинического метода, выявляющего разновысокость длин опоры можно использовать наиболее точный, эффективный и при этом малозатратный пальпаторный метод больших пальцев по Щербину-Piedalu (1, 4, 5, 6). Вместе с тем, в научных исследованиях и при проведении экспертно-реабилитационной диагностики (получении цифровой количественной оценки) и в случаях затруднений можно использовать электронейромиографический и стабилметрический методы (1, 2, 3, 4, 5, 8, 10, 18, 24, 29, 31, 34).

Следует заметить, что каждый из вышеописанных методов имеет свои значимые преимущества и отдельные недостатки, связанные в основном с затратами на исследование и самой возможностью проводить эти исследования в силу разных причин.

Задачей данного учебно-методического пособия является, обоснование и внедрение в процесс восстановительного лечения функционально-метрологической технологии как принципиально нового метода динамического выявления и коррекции разновысокости длин опоры, которая позволит выявлять асинхронно-асимметричное движение паравертебральных мышц и разновысокость длин опоры, что уже в свою очередь позволит в **динамике подбирать высоту** корректора оптимальной высоты под стопу и/или проекцию седалищного бугра или **отменять** его при необходимости, что в конечном итоге позволяет по нашим данным получить естественным путём вероятно максимально возможный положительный результат коррекционного лечения статического сколиоза и симптомокомплекса «боль в спине» в 92-95% случаев.

1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ ОБ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОМ И СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКОМ МЕТОДАХ ОБЪЕКТИВНОГО ОБСЛЕДОВАНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ И ВЕСТИБУЛЯРНОЙ СИСТЕМ ЧЕЛОВЕКА

К электромеханическим компьютеризированным комплексам относятся стабิโลграфы различных модификаций с возможностью электромиографии, как отечественного, так и зарубежного производств Стабилан-01-02, а также отечественные электронейромиографы MG 440 фирмы «Микромед», «Феникс» фирмы «НейроТех» (г. Таганрог), зарубежный Nicolet spirit фирмы «Nicolet» и многие другие. Создание высококачественных усилителей, дающих линейные характеристики в диапазоне высоких частот и разработка методов катодной, а в последние годы электростатической регистрации, обеспечивающей неискажённое воспроизведение высокочастотных составляющих электрического потенциала до диапазона 20 000 Гц, привели к существенному прогрессу в области клинического применения электромиографии (9, 42). Определённым недостатком в использовании данных приборов является ограничение квалифицированных кадров по их использованию. Так, А.Н. Ремизов, А.Г. Максина, А.Я. Потапенко (2003) в своей книге пишут, что медицинские измерения проводятся технически неподготовленным персоналом (врачами, медсестрами). По их мнению, необходимо создавать медицинские приборы, в которых измерительная информация получается за короткое время и является законченной и полной с точки зрения физических величин и этим противоречивым требованиям удовлетворяют компьютеризированные измерительные комплексы. Тем не менее, сегодня, по мнению Б.М. Гехта (1990), электромиография является единственным, объективным и информативным методом исследования функционального состояния нервно-мышечной системы. Кроме того, электромиографическое исследование позволяет объективно контролировать эффективность лечения, прогнозировать время и этапы восстановления. Наиболее важным достижением электромиографии (Ю.С. Юсевич, 1958; J.E. Desmedt, 1966, 1973) является

создание современной концепции морфофункциональной организации нервно-мышечной системы, позволившей адекватно интерпретировать наблюдаемые в физиологических и патологических состояниях изменения электрогенеза мышц (42, 46, 47).

Принцип техники отведения и регистрации электромиограмм не отличается от техники электроэнцефалографии, электрокардиографии и других электрографических методов. Система состоит из электродов, отводящих потенциалы с мышц, усилителя этих потенциалов и регистрирующего устройства (Рубин Л.Р., 1962). Еще в работе Л.А. Водолазского (1966) было показано, что при осуществлении электромиографии используются два вида электродов: поверхностные и игольчатые (8). Поверхностные электроды представляют собой металлические пластины или диски площадью 0,2-1 см², обычно вмонтированные попарно в фиксирующие колодки, обеспечивающие постоянство расстояний между отводящими электродами, что важно для оценки амплитуды регистрируемой активности. Такие электроды накладывают на кожу над областью двигательной точки мышцы. Кожу перед наложением электрода протирают спиртом и смачивают изотоническим раствором хлорида натрия. Электрод фиксируют над мышцей с помощью резиновых полос, манжет или лейкопластыря. При необходимости длительного исследования, на область кожно-электродного контакта наносится специальная электродная паста. Большой размер поверхностного электрода и его удалённость от мышечной ткани позволяют регистрировать суммарную активность мышц, представляющую собой интерференцию потенциалов действия многих сотен и даже тысяч мышечных волокон. Преимуществом этого метода являются атравматичность, отсутствие риска инфекции, простота обращения с электродами. Отсутствие вмешательств и болезненности при исследовании не налагает ограничений на количество исследуемых за один раз мышц, делает этот метод предпочтительным при обследовании детей, физиологическом контроле в спортивной медицине или при исследовании с применением массивных и сильных движений. Этот метод также предпочтителен в случаях

поражений на супрануклеарном уровне, когда параметры активности отдельных двигательных единиц не изменены и нарушения касаются главным образом общей организации активности мышечной систем. Недостаток метода, по мнению Л.Р. Зенкова и М.А. Ронкина, (1991) состоит в том, что он не позволяет исследовать отдельные мышечные потенциалы (16). Следует отметить, что Г.А. Иваничев (1997) рекомендует проводить глобальную электромиографию для получения исчерпывающих сведений о функциональном состоянии мышц (17).

Игольчатые электроды бывают концентрическими, биполярными и монополярными. В первом варианте электрод представлен полый иглой, диаметром около 0,5 мм внутри которой проходит отделённый от неё слоем изоляции проволочный стержень из платины или нержавеющей стали. Разность потенциалов измеряют между корпусом иглы и кончиком центрального стержня. Иногда, для увеличения локальности отведения, иглу изолируют также снаружи, причём неизолированной оставляют только её эллиптическую поверхность по плоскости среза. Площадь отводящей поверхности осевого стержня стандартного концентрического электрода (Гехт Б.М. с соавт., 1980) составляет 0,007 мм² (10). Приводимые в современных публикациях параметры потенциалов электромиографии относятся к электродам этого типа и размера. При существенном увеличении площади контакта отводящего электрода параметры потенциалов могут существенно меняться. Биполярный электрод содержит внутри иглы два одинаковых изолированных друг от друга стержня, отстоящие друг от друга на десятые доли миллиметра, между которыми и измеряют разность потенциалов. Монополярный электрод представляет собой иглу (Buchal F., 1957), изолированную на всём протяжении, кроме заострённого конца, оголённого на протяжении 1-2 мм (44).

Независимо от типа электродов различают два способа отведения электрической активности – моно и биполярный. В электромиографии монополярным называется такое отведение, когда один электрод располагается непосредственно вблизи исследуемого участка мышц, а второй – в удалённой

от него области (кожа над костью, мочка уха и др.). Преимуществом монополярного отведения является возможность определить форму потенциала исследуемой структуры и истинную фазу отклонения потенциала. Недостаток заключается в том, что при большом расстоянии между электродами в запись вмешиваются потенциалы от других отделов мышцы или даже от других мышц. Биполярное отведение – это такое отведение, при котором оба электрода находятся на достаточно близком и одинаковом расстоянии от исследуемой области мышцы. Оно проводится с помощью биполярных или концентрических игольчатых электродов или с помощью пары поверхностных электродов, зафиксированных в одной колодке. Поверхностные электроды регистрируют интерференционную активность многих взаимоналагающихся потенциалов действия двигательных единиц. Кроме электродов, разность потенциалов которых подаётся на вход усилителя потенциалов, на кожу исследуемого устанавливается поверхностный электрод заземления, который присоединяют к соответствующей клемме на панели электромиографа. Цепь этого электрода закорачивает ёмкостную разность потенциалов между телом больного и землёй и способствует ликвидации ёмкостных токов, возникающих в результате действия полей переменного промышленного тока (Рубин Л.Р., 1962). Разность потенциалов от электродов подаётся на вход усилителя напряжения. Усилитель снабжён ступенчатым переключателем коэффициента усиления, позволяющим регулировать уровень усиления в зависимости от амплитуды регистрируемой активности. В некоторых моделях миографов сетка на регистрирующей бумаге приведена в определённое соответствие с чувствительностью прибора, так что при любом установленном уровне одно деление соответствует определённой амплитуде. При регистрации на фотобумагу предварительно записывается подающийся на усилитель блока калибровки калибровочный сигнал стандартной амплитуды. Этот сигнал в дальнейшем используют как эталон (Водолазский Л.А., 1966) при измерении амплитуды записи (8).

Приборы настоящего периода, как правило, в значительной степени упрощают интерпритацию получаемых данных за счет компьютерной

обработки и хранения информации, в т.ч. и использования определённого математического языка, например такого как MATLAB (сокращённо от MATrix - LABORATORY – матричная лаборатория (Дьяконов В.П., 2002 и др.), повышая скорость получения и доступность информации (13).

Стабилография (стабилометрия) - это метод исследования (Скворцов Д.В., 2000) функции равновесия человека в вертикальной стойке и ряда переходных процессов посредством регистрации положения, отклонений и других характеристик проекции общего центра тяжести на плоскость опоры (30). Поддержание равновесия при стоянии или сидении – процесс динамический. Тело человека совершает иногда практически невидимые, а иногда хорошо заметные колебательные движения в различных плоскостях около некоторого среднего положения. Характеристика колебаний их амплитуда, частота, направление, а так же среднее положение в проекции на плоскость опоры, являются чувствительными параметрами, отражающими состояние различных систем, включённых в поддержание баланса. Колебания тела происходят во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Сагиттальная плоскость имеет наибольшую амплитуду колебаний центра давления (ЦД) в норме.

Стабилография, как метод исследования в клинической практике, используется относительно недавно, не более 20 лет (24). Активные исследования в этой области привели к формированию нескольких различных школ: европейской, американской, японской. Как любая методика клинического исследования, стабилометрия имеет свои требования, которые были собраны и сформулированы (Kapteyn T.S. et. al., 1983) в рекомендациях Международного общества исследования основной стойки в 1983 году (52). В 1986 году расширяется Международное общество постурологии и вследствие этого изменяется его название: теперь это Международное общество исследования положения тела и походки (International Society for Postural and Gait Research). Как отмечает известный американский исследователь F. Horak (1997) стабилометрия ещё не достигла своего полного потенциала как

клинический инструмент (51). В качестве метода исследования функции равновесия, проприорецептивной системы, зрительного анализатора, вестибулярного аппарата и других функций организма, прямо или косвенно связанных с поддержанием равновесия, стабилметрия и её варианты применяются во многих областях медицины: ортопедии-травматологии, неврологии, оториноларингологии, офтальмологии, реабилитологии, мануальной медицине и т.д. (Кондратьев И.В. с соавт., 1999). В своей работе J.M. Furman (1995) отмечает, что стабилметрия, не даёт возможности определить этиологию или локализацию повреждения, однако это функциональное исследование помогает выяснить состояние вестибулярного аппарата и позволяет клиницисту правильно выбрать лечение и консультировать пациента (49). Динамическая стабилметрия – чрезвычайно полезный инструмент при исследовании больных с вестибулярной патологией. Данные исследования не всегда согласуются (Furman J.M., 1994) с клиническими или другими лабораторными исследованиями (48). Несогласованность этих данных с данными других методов исследования показывает, что получаемая посредством стабилметрии информация не дублируется (Скворцов Д.В., 2000) и представляет совершенно иной пласт знаний (30).

Такие авторы, как T. Sahlstrand, R. Ortengren, A. Nachemson (1978) в своих исследованиях баланса тела при сколиозе показали, что равновесие при юношеском идиопатическом сколиозе существенно отличается от такового у здоровых (57). Так, пациенты с изгибом позвоночника влево показали большие количественные реакции, чем с искривлением вправо. При исследовании пациентов с меньшим искривлением были зарегистрированы значительно увеличенные колебания ЦД, чем у пациентов с большим искривлением. Различия более существенны в условиях, когда предъявляются большие требования к проприорецепции. Группой шведских исследователей (Lidstrom J. et.al. 1988) были обследованы три группы детей: больных сколиотической болезнью, их родных братьев и сестёр и контрольной группы. Результаты

показали, что родные братья и сёстры больных сколиотической болезнью имеют существенные отличия от других групп: девиация ЦД в этой группе меньше, чем в других, но положение ЦД значительно более асимметрично, чем в группе сколиозов и контрольной (54). Если общий центр давления смещён назад, то это говорит о том, что пациент имеет болевой синдром в структурах задней стороны конечности. Отклонение туловища назад производит разгрузку мышечно-связочного аппарата (разгибателей голеностопного сустава, сгибателей тазобедренного сустава, а так же связок). При смещении общего центра масс (ОЦМ) назад за межлодыжечную линию (Скворцов Д.В., 2000), баланс тела при стоянии поддерживается не взаимным действием сгибателей и разгибателей, а только увеличением или уменьшением напряжения сгибателей голеностопного и разгибателей тазобедренного суставов (30). P. Murrel, M.W. Cornwall, S.K. Doucent (1991) при обследовании людей, имеющих разность длины нижних конечностей не менее 9,5 мм, показали, что эта группа имеет такие же характеристики, как и контрольная (56).

Для того, чтобы проводить исследования в основной стойке (Скворцов Д.В., 1996), должны быть соблюдены определённые условия: ноги обследуемого ставятся на ширине клинической базы - расстояния между передневерхними осями таза во фронтальной плоскости (29). Клиническое измерение данного расстояния облегчается при использовании акушерского циркуля. Стопа обследуемого имеет ось баланса проходящую в передней части через промежуток между вторым и третьим пальцами стопы и середину пяточного бугра сзади (Kiene R.H., Johnson K.A., 1983). Эта ось в передней части равноудалена от головок первой и пятой плюсневых костей. Основная стойка здорового человека характеризуется тем, что линия вектора тела или вертикаль, проходящая через общий центр масс, опускается из центра головы (уровень которого соответствует отверстию ушной раковины), проходит на один сантиметр кпереди от тела четвёртого поясничного позвонка, через центр тазобедренного сустава, впереди коленного и ложится на плоскость опоры на 4-5 см кпереди от линии внутренних лодыжек. В этом состоянии тазобедренный

и коленный суставы замыкаются пассивно и не требуют расхода энергии. Голеностопный сустав замыкается активно напряжением трёхглавой мышцы голени. Таким образом, действия голеностопного сустава контролируют баланс тела в основной стойке. Именно движения в голеностопных суставах (Гурфинкель В.С., 1965; Horak F., Nashner L., 1986) являются для нормальной стойки основными балансирующими (12, 51). Очевидно, что эти балансирующие движения преимущественно контролируются двумя мышцами: *tibialis anterior* и *triceps surae*. При этом трёхглавая мышца выполняет силовую работу, а передняя большеберцовая – коррекционную. Обратная связь от ОДС в ЦНС на поддержание основной стойки, происходит от зрительной, проприорецептивной и вестибулярной систем.

Основная механическая особенность условий баланса в сагиттальной плоскости – это наличие только одной оси, в которой происходят колебания. Это обстоятельство делает всю кинематическую цепь весьма неустойчивой, что отражается на регистрируемых параметрах. Так, если в норме девиации центра тяжести в сагиттальной плоскости больше чем во фронтальной, то механические условия баланса тела в основной стойке во фронтальной плоскости отличаются от таковых в сагиттальной. При стойке близкой к естественной (стопы обследуемого параллельны на уровне ширины таза) возможные колебания туловища во фронтальной плоскости реализуются сразу в четырёх суставах – тазобедренных, подтаранных, шопаровых и в незначительной степени голеностопных. Здоровые коленные суставы не имеют значимых движений в этой плоскости в основной стойке. Расстояние, на котором находятся стопы, играет существенную роль в способности поддерживать баланс тела и называется базой опоры. Широкая база опоры (трапеция) даёт более стабильные взаимоотношения сегментов тела. Даже содружественное действие всех четырёх суставов не имеет таких последствий, поскольку требуется изменение сразу обеих конечностей. Одна из них должна стать относительно короче, другая – длиннее. Изменение относительной длины конечностей в этом положении может произойти за счёт сгибаний сразу во всех

суставах более короткой конечности и разгибании их на стороне относительно более длинной. При изначально выпрямленных ногах (Скворцов Д.В., 2000) относительное удлинение имеет два основных механизма: разгибание в голеностопном суставе и наклон таза (30). Узкая база опоры характеризуется так же трапецией, но перевернутой основанием вверх. И требует в случае реальной балансировки (канат и т.д.) совершенно других ресурсов для изменения взаимоотношений центров масс сегментов тела (от ног до головы). Понятно, что при уменьшении базы опоры уменьшается и устойчивость. Так, британские учёные (Day B.L. et al., 1990) выяснили, что при расширении базы опоры стабильность увеличивается, но только во фронтальной плоскости (45). Расширение базы опоры снижает скорость перемещения центра давления (ЦД) преимущественно во фронтальной плоскости. После того, как расстояние между внутренними лодыжками увеличивается до 16 см и более (Скворцов Д.В., 2000), стойка обследуемого становится максимально стабильной (30). Методом изучения простой геометрической модели стоящего человека были получены численные взаимоотношения между изменением положения ЦД и расстоянием между стопами обследуемого. Если (Gahery Y., 1999) для сагиттальной плоскости перемещения общего центра масс проецируются в отношении 1:1, то для фронтальной – увеличение нагрузки на одну ногу на 50% приводит к изменению положения ЦД на 25% расстояния между центрами стоп (50). Перемещение ОЦМ у здорового человека в среднем укладывается в площадь около 100 мм². При этом система контроля баланса реагирует точнейшим образом (Скворцов Д.В., 2000) на самые незначительные внешние или внутренние возмущения (30).

Тенденции развития методов обследования и патологии опорно-двигательной системы (Ушаков А.Н., 2004) зависят от объективности исследований и современных требований, предъявляемых к объективности и безопасности, в том числе и со стороны страховой медицины (38). Эти тенденции отражены в темах научных направлений фундаментальной и прикладной медицинской физики таких, как физические аспекты контроля и

гарантии качества лечебных технологий, физические аспекты контроля и гарантии качества диагностических технологий (Костылёв В.А., 2002). Такие авторы, как Т.Т. Батышева, Д.В. Скворцов, А.Н. Бойко (2002) считают, что в последнее время в решении вопросов контроля над функциями опорно-двигательной системы и равновесия как аппаратного, так и методического обеспечения имеется очевидная положительная тенденция (6).

Электромиография (ЭМГ) паравертебральных мышц и стабилметрические исследования позволяют объективно выявлять разновысокость длин нижних конечностей или их равенство, а соответственно корректировать высоту нижних конечностей, эффективно и наглядно контролировать процесс лечения.

Согласно изобретению Усачёва В.И., (патент РФ №2175851, 2001 год) введённый им в стабилметрию такой показатель как «качество функции равновесия» математически формируется из вершины всех векторов, предварительно приведенные в центр оси координат, разделяют концентрическими кругами равной площади на несколько зон, после чего производят подсчет количества вершин векторов, попавших в каждую зону, определяют относительную частоту вершин векторов в каждой зоне и строят график кумулятивной зависимости относительной частоты вершин векторов в зоне от порядкового номера зоны, затем аппроксимируют полученный график по экспоненциальному закону, при этом коэффициент принимают за показатель, характеризующий качество функции равновесия (34). Подчеркнём, что качество функции равновесия (КФР) является интегральным показателем, который существенно изменяется в зависимости от функционального состояния вестибулярной системы.

Таким образом, стабилметрический метод позволяет получить достаточно разностороннюю информацию о характере движения тела человека при поддержании им статического равновесия:

- описать параметры движения тела в норме;

- проанализировать характер изменения функции равновесия в онтогенезе;
- выделить патогномоничные симптомы поражения различных сенсорных, центральных и эффекторных элементов статокINETической системы организма и использовать их в целях диагностики ее заболеваний;
- разработать метод скрининговой экспресс-диагностики различных типов статической атаксии;
- оценить индивидуальные свойства статокINETической системы и изменение функционального состояния организма, что позволяет успешно применить заявленную методику оценки стабИлографической информации в целях профотбора летчиков, моряков, космонавтов, высотников, артистов балета, спортсменов, проведения предрейсового контроля операторов движущихся устройств, прогнозирования и контроля профессионального роста артистов балета и экспресс-оценки функционального состояния водителей автотранспорта, при осуществлении медико-социальной экспертизы и оценки результатов проведенной медицинской реабилитации.

Оценка функциональных методов исследования определения разницы длин нижних конечностей был бы неполным без напоминания о возможностях клинического пальпаторного метода: флексионного теста больших пальцев по Щербину-Piedallu подробно описанного в Патенте (Щербин С.Л., Патент РФ № 2268700), автореферате и монографии (1, 4, 5). Данный тест проводится при сгибании и разгибании туловища при необходимости до и после мануальной терапии (или других расслабляющих методик, например приемов постизометрической релаксации мышц или массажа, которые частично купируют напряжение и укорочение мышц) и позволяет выявлять:

- во-первых: разницу длин опоры из положений стоя и сидя, высоту корректора под стопу и проекцию седалищного бугра с точностью 1 мм на момент каждого исследования по критерию синхронности-симметричности в работе паравертебральных мышц и кожи спины, так как динамика процесса

адаптаций требует повторных проверок вследствие изменения высоты, т.е. «удлинения» опоры;

- во-вторых: сторону укорочения (левая или правая), что не всегда возможно сделать на «глаз» при помощи визуализации симметричностей (несимметричностей) ориентиров тела и классическим метрологическим методом, а кроме того, предложенный метод позволяет выявлять блоки в позвонково-двигательных сегментах разных уровней;

- в-третьих: определить вид разницы длин нижних конечностей и положения седалищных бугров - функциональный или истинный.

В тех случаях, когда в результате индивидуального для каждого пациента по длительности периода применения корректора и одновременного проведения восстановительного лечения наступает полная его отмена в силу наступившего отсутствия потребности в нём (происходит, как правило, более активное в начале процесса и постепенное в его окончании восстановление тонусо-силового баланса, проявляющееся симметричностью сокращения паравертебральной мускулатуры при движении) мы характеризуем как **функциональное укорочение**. А при сохранении необходимости применения пусть даже незначительного по высоте корректора, после относительно длительного периода и окончания индивидуального курса восстановительного лечения – **истинное укорочение**. При этом следует отметить, что при применении ЭМГ в отличие от случаев, когда использовали только пальпаторный тест больших пальцев, возможность выяснить характер укорочения (функциональный или истинный) появлялась в значительно более ранний период, вместе с тем это может говорить о более длительной необходимости в его применении.

Нужно помнить, что «общая тенденция» для любой возрастной группы при применении корректора оптимальной (правильной) высоты во времени - это уменьшение высоты корректора, т.е. восстановление одинаковости длин и симметричности за счёт резервных возможностей организма. Основное достоинство пальпаторного метода больших пальцев по Щербину-Piedalu,

являющегося функциональным и чувствительным тестом, в простоте исследования, что позволяет применять его как скрининг тест при массовых обследованиях опорно-двигательной системы человека на предмет оптимальности или не оптимальности двигательного стереотипа.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ К ГЛАВЕ 1

1. От каких аспектов зависит качество жизни современного человека?
2. Какие метрологические методы выявления относительной разницы длин нижних конечностей Вы знаете?
3. Существует ли «норма» для укорочения одной из нижних конечностей?
4. В чем заключается принцип превентивного подхода в лечении?
5. Какой вид сколиоза наиболее распространен?
6. В каком возрасте наиболее часто выявляется сколиотическая деформация?
7. Имеется ли корреляционная зависимость от времени появления сколиоза и степенью выраженности сколиотической деформации к концу периода роста?
8. Перечислите группы мышц, которые производят: сгибание, разгибание, ротацию позвоночника, обеспечивают сбалансированную функцию задних и передних мышц, стабильность позвоночника спереди, замыкают мышечный корсет и поддерживают осанку.
9. Назовите функциональные методы выявления разницы длин опоры.
10. Какие из вышеперечисленных методов можно отнести к скрининговым?
11. Какие виды электродов используются при записи ЭМГ?
12. Какие способы отведения электрической активности используются при проведении ЭМГ?
13. Какие подвиды игольчатых электродов Вы знаете?
14. Какие условия необходимо выполнить при исследовании в основной стойке методом стабилографии?

2. МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ ПРИ ВЫЯВЛЕНИИ РАЗНОВЫСОКОСТИ ДЛИН ОПОРЫ

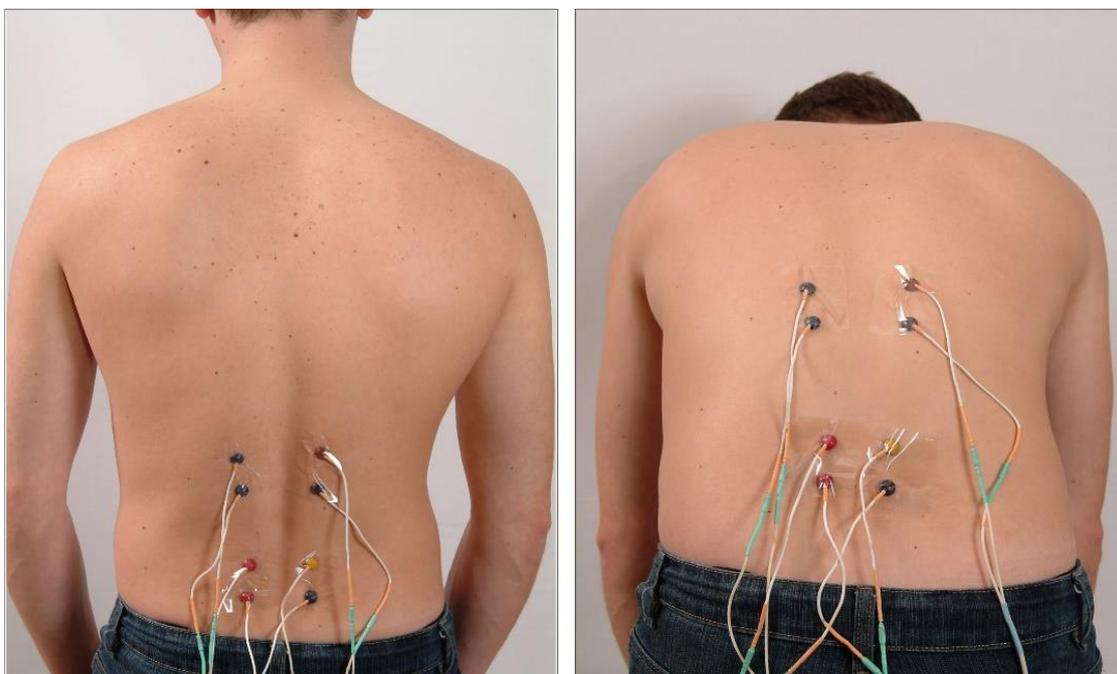
Электромиографическое исследование сокращающихся паравертебральных мышц мы проводили на электронейромиографе производственно-научной фирмы «НЕЙРОТЕХ» изготовленным в городе Таганроге, имеющим стандартные электрические параметры как по безопасности, так и по предлагаемым методикам. Этой фирмой для нас была доработана компьютерная программа, позволяющая быстро оценить результат, а этот метод интерференционного исследования мы назвали анализ реципрокности. Нами использовался накожный (поверхностный) интерференционный метод исследования мышц 4-мя каналами одновременно. Чувствительность 100-500 мкВ; Развёртка 100-500 мс; ВЧ среза 3 Гц; НЧ среза 5 кГц.

Активный электрод устанавливался при выпрямленной спине на паравертебральных мышцах разных уровней (техника описана ниже) позвоночно-двигательных сегментов (ПДС), имеющих высокую степень сократимости, проверенную пальпаторным способом, а пассивный - на двадцать миллиметров выше. Горизонтальный уровень электродов на уровне поясничного отдела позвоночника (ПОП) или грудного отдела позвоночника (ГОП) справа и слева был одинаков (рис. 1). Кожу пациентов обрабатывали 96° спиртом. Под электроды наносили электродный контактный гель (элкогель) с их фиксацией при помощи лейкопластыря. Электроды представляют собой металлические диски площадью до 1 см². Заземляющий (общий) электрод крепился к правому предплечью. Обследования проводили при температуре воздуха 22° по Цельсию.

Импеданс под электродами не превышал 10 кОм. Исследование проводилось из исходного положения пациента как стоя, так и сидя, сгибание и разгибание пациент осуществлял по команде врача, т.е. как и пальцевое исследование. Электромиографически мы исследовали функцию мышц только в процессе разгибания. При этом для определения правильности выбора высоты

примерочного корректора на укороченной стороне при пошаговом (шаг 1 мм) ЭМГ исследовании (т.е. постепенно по 1 мм увеличивали высоту корректора).

Рис.1. Сгибание-разгибание



Сгибание-расслабление-разгибание пациент проводил так же, как и при пальпаторном методе исследования (рот закрыт, челюсти не сомкнуты). Сам процесс сгибания-расслабления-разгибания занимал до 1-3 секунд. Если у нас имелись сомнения в правильности выбора укороченной стороны, то пошаговые (шаг 1 мм) ЭМГ исследования с помощью примерочного корректора проводили с одной стороны, а затем с другой.

Разработанное нами пошаговое ЭМГ исследование высоты корректора проводилось в спокойном ритме, по три сгибания-разгибания на исследование одного шага (шаг 1 мм). Временной интервал между исследованиями одного шага был около 7-10 секунд, это делалось для адаптации (стабилизации) ОЦМ и уменьшения артефактов при изменении высоты корректора. А так же в связи с тем, что у пациентов мышцы могут сохранять повышенный тонус, за счёт чего в фазу расслабления (рефрактерный период) может регистрироваться

продлённая их активность, т.е. невозможность быстрого расслабления мышцы после максимального сокращения с невозможностью ЭМГ разделения графического изображения сгибания и разгибания.

Плоскость, на которой стоял или сидел пациент, была строго горизонтальной (измерена уровнем в двух направлениях). Сегментарные уровни, на которых проводилось исследование, были следующими - SinL5-DexL5; SinL3-DexL3; SinL2-DexL2; SinTh12-DexTh12. Латинские буквы L, Th обозначают уровни исследования позвоночно-двигательных сегментов. Первый канал слева (Sin), второй справа (Dex), третий слева (Sin), четвёртый справа (Dex). Одновременно исследовались два уровня.

Во всех исследованиях мы использовали следующие формулы:

1. L5-L3(T1) Sin - L5-L3(T1) Dex = время от начала сокращения паравертебральных мышц при разгибании позвоночника между первыми визирами I-го и II-го канала (мс);

2. L2-Th12(T1) Sin - L2-Th12(T1) Dex = время от начала сокращения паравертебральных мышц при разгибании позвоночника между первыми визирами III-го и IV-го канала (мс).

Визир (T1) обозначает начальное время, а (T2) конечное время разгибания позвоночника. Также вычисляется конечное время сокращения этих мышц, которое вычисляется между T2 визирами. По представленным формулам может быть получено число со знаком плюс или минус (Щербин С.Л., Щербина С.М. (Россия). Патент РФ № 2335239, 2006 год), где знак плюс показывает, что паравертебральные мышцы левой стороны начинают сокращаться позже, а правой стороны раньше, и соответственно знак минус показывает, что паравертебральные мышцы правой стороны начали сокращаться позже, а левой раньше (2).

Показателем формирования оптимального двигательного стереотипа является изменение длины укороченной подвздошно-поясничной мышцы в тесте Менел II после её постизометрического растяжения и применения корректоров. Тест Менел II проводится в положении лёжа на спине. Одна нога

свисает с кушетки, а другая подтянута к животу и удерживается руками пациента. В таком положении мануальный терапевт фиксирует расстояние (в сантиметрах или пальцах) между задней поверхностью бедра и кушетки до и после постизометрического растяжения. Чем больше это расстояние, тем сильнее укорочение подвздошно-поясничной мышцы, а чем меньше (в т.ч. конечность может быть ниже уровня кушетки, на которой находится пациент) это расстояние после растяжения, тем меньше укорочение этих мышц.

Для выявления «скрытых» асимметрий, вызывающих статический сколиоз позвоночника, мы сравнили пациентов I группы с известной разницей длин опоры и со статическим сколиозом и II группы которые не ассоциировались с наличием разницы длин нижних конечностей (им проводилось для выявления укорочения длины конечностей измерение традиционным методом с использованием сантиметровой ленты). Нами установлено, что практически у всех пациентов II группы отмечались выраженные изменения в синхронности работы паравертебральных мышц, что сопровождалось и нарушением стабилметрических характеристик. Сразу отметим, что пальпаторное исследование выявило наличие десинхронных и ассиметричных сокращений паравертебральных мышц и ассиметричное движение кожи практически у всех пациентов II группы (у 302 из 314, что составило 96,1%), при этом смешанный тип нарушений до мануальной коррекции позвоночника отмечался в 71% случаев, тогда как односторонний – в 29%, после применения мануальных техник тип нарушений был только односторонний (т.е. снижение мышечной активности было только с одной стороны, но на разных уровнях позвоночника).

Как мы уже отмечали выше, приблизительно такие же соотношения фиксировались и в группе пациентов с выраженным и верифицированным функциональным статическим сколиозом (табл. 1).

Сравнительная характеристика различных параметров
у пациентов с верифицированным и «скрытым» статическим сколиозом

Показатели		Группа I (верифицированный сколиоз), n = 86	Группа III («скрытый» сколиоз) n = 314	Достоверн. Различия
Миограмма (уровень ПДС в абс. значениях, мсек)	L5-L3 стоя	298±29,4	266±24,8	t=0,91; p>0,1
	L2-Th12 стоя	203±20,9	181±18,5	t=0,96; p>0,1
	L5-L3 сидя	175±16,7	173±15,9	t=0,11; p>0,1
	L2-Th12 сидя	106±13,4	117±12,6	t=0,35; p>0,1
Стабилограмма	Площадь эллипса рассеивания, мм ²	129±13,7	114±12,5	t=0,76; p>0,1
	Средний разброс, мм	4,93±0,84	4,69±0,75	t=0,23; p>0,1
	Качество функции равновесия, %	82,4±3,80	83,0±3,92	t=0,08; p>0,1

Анализ инструментальных показателей, характеризующих согласованность (симметричность) работы паравертебральной мускулатуры и «качество функции равновесия», позволил убедительно доказать равнозначный

характер нарушений у пациентов I группы (с верифицированным диагнозом сколиоза позвоночника 86 человек) и II группы (314 человек), у которых не было значимых различий в длине нижних конечностей при измерении метрическим методом с использованием сантиметровой ленты.

Таким образом, можно сделать вывод о том, что традиционный метод выявления разницы длин конечностей сантиметровой лентой у пациентов с функциональным сколиозом позвоночника не позволяет с уверенностью судить о высоте корректора и степени биомеханических нарушений, что, в свою очередь, может привести к выбору неправильной тактики лечения, которая в основном сводится к подбору высоты корректора «на глаз» по выравниванию уровней надплечий, ключиц, углов лопаток, гребней подвздошных остей, подколенных ямок так же с использованием корректора разной высоты.

Вместе с тем, не следует забывать о том, что у пациентов с функциональным характером патологии при статическом сколиозе позвоночника процесс развивается в течение длительного времени и двигательный стереотип у них является результатом реализации приспособительных реакций организма к этому заболеванию. Поэтому не исключено, что метрологическое отсутствие значимой разницы в длине нижних конечностей у таких пациентов может быть объяснено адаптивной перестройкой мышечного корсета вокруг позвоночного столба, которая маскирует истинные проявления биомеханических последствий функциональных нарушений, создавая условия для прогрессирования «скрытого сколиоза» и «скрытой разницы длин нижних конечностей», которые очень часто возникают и при симптомокомплексе «боль в спине».

Таким образом, традиционно применяемая метрическая система оценки вероятной разницы длин нижних конечностей не позволяет подобрать корректоры оптимальной высоты в силу достаточно неточного измерения. Измерить метрически асимметричность положения седалищных бугров в положении сидя нельзя вообще, в связи с чем подбор высоты корректора проводится без научно обоснованной методики.

Кроме того, само по себе анатомическое измерение разницы длин нижних конечностей, как бы оно не проводилось, не даёт представления о функциональных мышечно-тонических изменениях (в том числе и компенсаторных), поскольку разница длин нижних конечностей «маскируется» функциональными асимметричными напряжениями в паравертебральных и других мышцах, формируя функциональный статический сколиоз, что и является результатом компенсаторной адаптации (с использованием вестибулярной системы) для поддержания вертикальной позы.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ К ГЛАВЕ 2

1. Выше или ниже и на каком расстоянии от активного электрода устанавливается пассивный электрод при проведении электромиографии с целью выявления разницы длин опоры?
2. На какие мышцы устанавливают электроды при проведении электромиографии с целью выявления разницы длин опоры?
3. Какие требования к позвоночно-двигательному сегменту предъявляются при проведении электромиографии с целью выявления разницы длин опоры?
4. Какие виды обработки кожи применяют перед установкой электродов?
5. В каком (каких) исходном положении находится пациент перед началом исследования?
6. Какое средство применяют с целью снижения числа артефактов при обследовании методом электромиографии?
7. В процессе сгибания или разгибания исследуется функция паравертебральных мышц?
8. С каким шагом изменяется высота корректора при устранении разницы длин опоры?
9. Назовите примерный временной период 1 полного цикла (сгибание-расслабление-разгибание)?

10. Назовите приблизительный временной интервал между исследованиями одного шага для адаптации общего центра масс и достижения рефрактерности?
11. Допускается ли при исследовании наклон плоскости, на которой стоит или сидит пациент?
12. В каком положении пациента производится тест Менел II?
13. Дает ли измерение длины конечностей представление о функциональных мышечно-тонических изменениях паравертебральной мускулатуры?
14. Обоснуйте необходимость расслабления после сгибания перед возвращением в исходную позицию для оценки функции паравертебральных мышц.

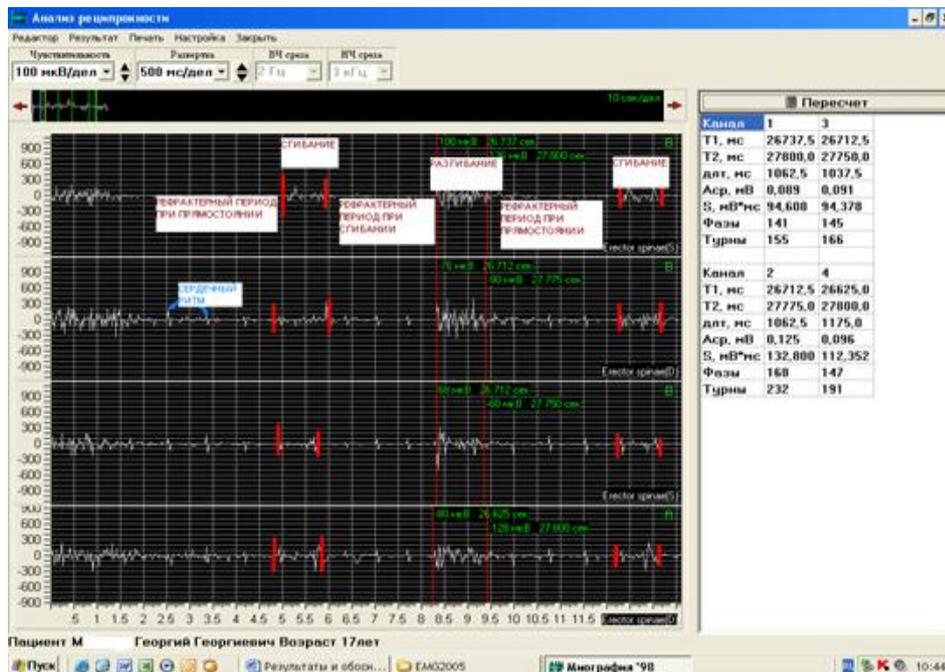
3. ГРАФИЧЕСКИЙ ВИД ДИНАМИКИ ЭЛЕКТРОМИОГРАММЫ В НОРМЕ И ПРИ РАЗНОВЫСОКОСТИ ДЛИН ОПОРЫ

Истинная разница длин опоры электромиографически выглядит как отсутствие расслабления мышц, т.е. отсутствие рефрактерного периода между сгибанием и разгибанием туловища, что в большей степени характерно для положения наклона вперед. В положении стоя расслабившись, мы так же отмечаем отсутствие расслабления на некоторых уровнях ПДС (рис. 4-9), за счёт не разделения ЭМГ сигналов при сгибании-расслаблении-разгибании-расслаблении туловища рис. 4-8. Наиболее выражена данная особенность на рис. 5 и 9. Исходя из условий проведения теста, пациент в вертикальном положении и в положении наклонившись вперед должен расслабиться, если это не фиксируется по данным обследования, то является электромиографическим признаком наличия истинной разницы длин опор и основным отличием от функциональной разницы длин опор.

На всех ЭМГ рисунках видны высокоамплитудные единичные осцилляции до 900 - 1200 мкВ. Нашими ЭМГ и стабилметрическими исследованиями, проведенными в едином масштабе времени, выявлено, что они происходят при разгибании туловища, и связаны с изменением тонусно-силового баланса и девиациями общего центра масс. Вместе с тем, амплитуда фоновых осцилляций до 2-5 мкВ, имеющих при расслаблении туловища при истинной разновысокости длин опоры, увеличивается при его разгибании до 150-300 мкВ. У спортсменов эти показатели могут быть гораздо меньше, так как их мышцы более специализированы на работу, и их активация рекрутирует меньшее количество мотонейронных пулов двигательных единиц.

Вместе с тем, при истинной разновысокости длин опоры «синхронность» по начальному времени на исследуемых уровнях редко лежит в границах -35 и +35 мс, она обычно немного выше, что мы и видим на некоторых ниже представленных рисунках, хотя пальпаторно выявлялась синхронность-симметричность.

Рис. 2. ЭМГ норма, исследование проведено без корректора



На рис. 2-3 показана ЭМГ норма по начальному времени разгибания туловища I-II каналы (T1-T1 sin) 25 мс уровень исследования ПДС L-4; III-IV каналы (T1-T1 dex) 87,5 мс уровень исследования ПДС L-2 и конечному времени I-II каналы показали (T2-T2 sin) 25 мс уровень исследования ПДС L-4, III-IV каналы (T2-T2 dex) 50 мс уровень исследования ПДС L-2, а также почти отсутствие в рефрактерном периоде характерных для напряжения мышц потенциалов низкой амплитуд (возможно присутствие потенциалов ритмичных сокращений сердца, рис. 2). ЭМГ норма определяется по синхронному начальному и по конечному времени сокращения паравертебральных мышц **при разгибании** туловища, что является наиболее демонстративным при оценке функции данным методом.

На рис. 3 показана ЭМГ норма по начальному времени сокращения паравертебральных мышц при разгибании туловища I-II (T1-T1 sin) каналы 50 мс уровень исследования ПДС L-4; III-IV каналы (T1-T1 dex) 25 мс уровень исследования ПДС L-2 и конечному времени разгибания I-II каналы (T2-T2 sin)

38,5 мс уровень исследования ПДС L-4, III-IV каналы (T2-T2 dex) 38,5 мс ПДС L-2.

На ЭМГ рис. 4-9 показаны характерные признаки истинной разницы длин нижних конечностей.

На рис. 4 представлена ЭМГ асинхронность по начальному времени сокращения паравертебральных мышц при разгибании туловища I-II каналы (T1-T1 sin) = 90 мс уровень исследования ПДС L-4; III-IV каналы (T1-T1 dex) = 220 мс уровень исследования ПДС L-2 и конечному времени разгибания I-II каналы (T2-T2 sin) = -190 мс уровень исследования ПДС L-4, III-IV каналы (T2-T2 dex) = 830 мс ПДС L-2.

Рис. 3. ЭМГ норма с корректором высотой 3мм под пяткой

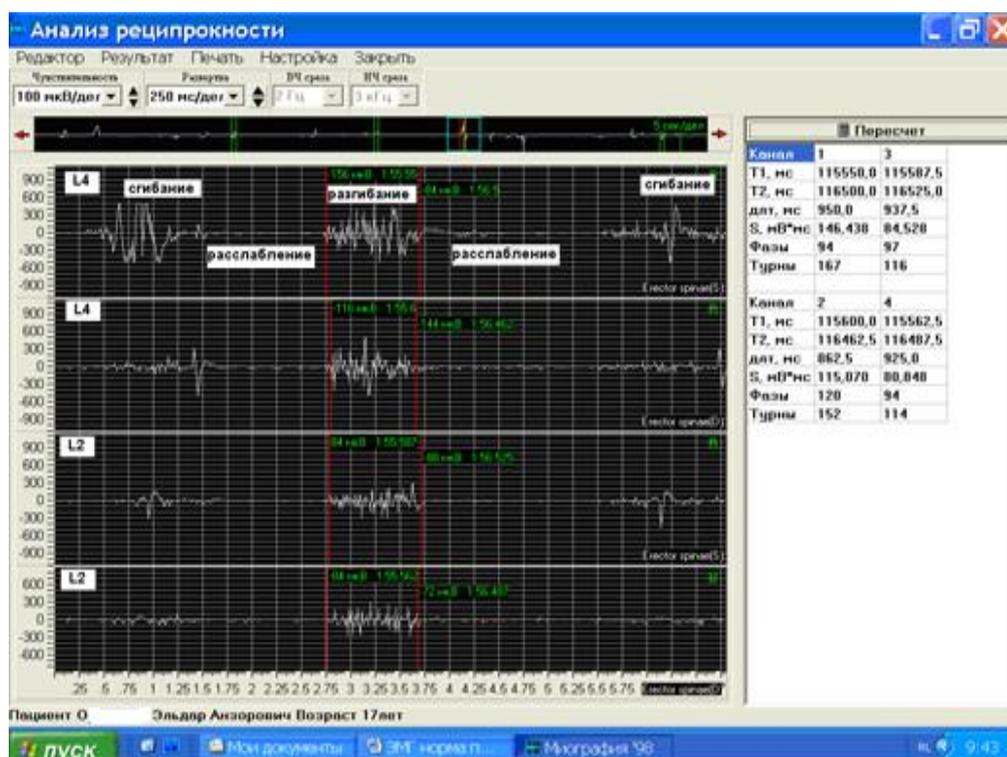
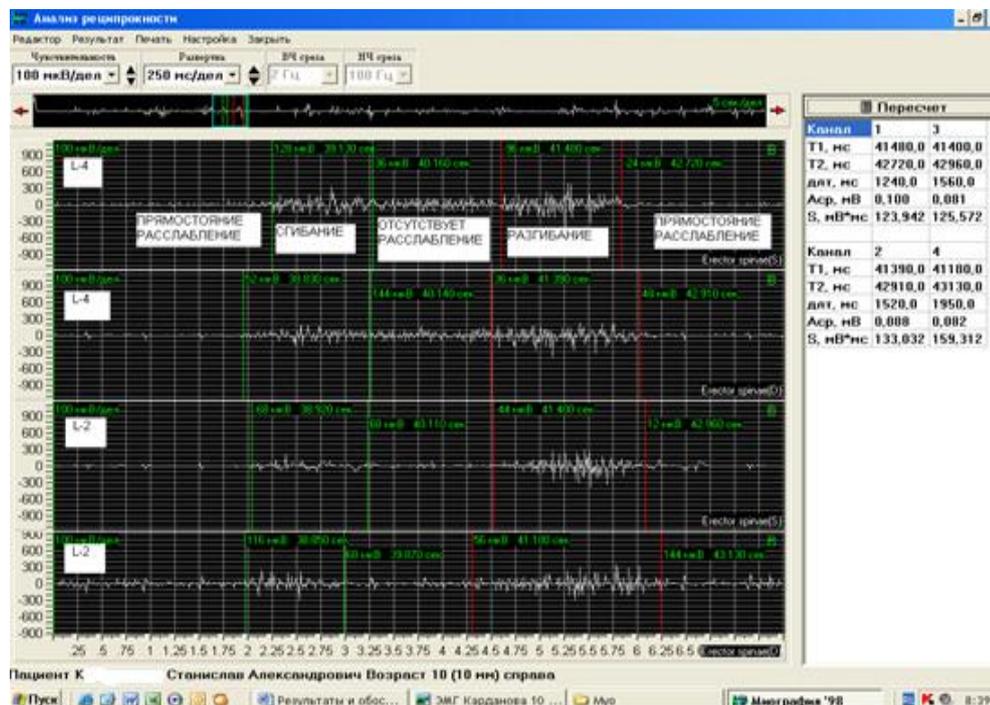


Рис. 4. Без корректора - разница длин нижней конечности в пятке и носке справа составляет соответственно 10 и 3 мм

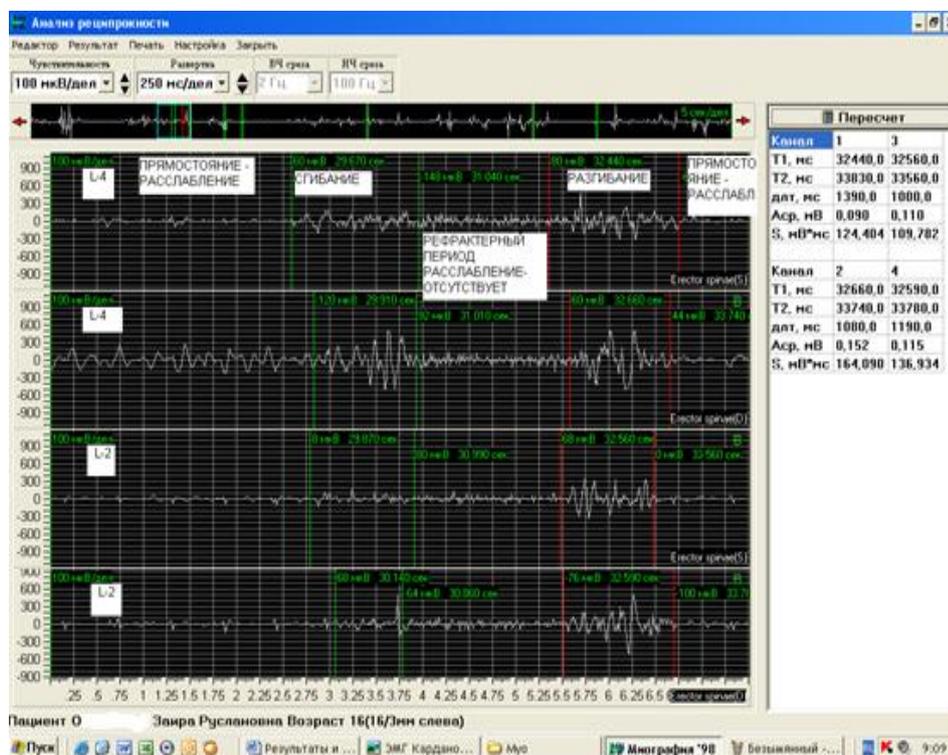


Наши исследования и практика показали, что «истинная» разновысокость длин опоры понятие относительное: с одной стороны анатомическое, а с другой функциональное. Поэтому даже если по данным электромиограммы мы видим характерные признаки «истинной» разницы длин опоры на момент исследования, то к моменту окончания восстановительного лечения это утверждение может оказаться ложным. Проведение лечебно-диагностических мероприятий с применением корректора оптимальной высоты может изменить рефрактерный период электромиограммы до нормы, а длительный период его применения и адаптации могут «выровнять» длину опор, что в значительной мере характеризует организм как самонастраиваемую с ортопедической точки зрения биомодель! Поэтому только применение корректора очень длительно по времени (2-4 года) позволяет в какой-то степени судить об «истинной» разнице длин конечностей, так как даже большая высота корректора (в 10-15 мм) не гарантирует в итоге наличия «истинного» характера патологии при статическом сколиозе. Отмены корректора подобной высоты «случались» в нашей практике

и через год, и через два после начала его применения, в связи с чем необходимо длительное (не обязательно частое) наблюдение у специалиста. Таким образом, синдром «разновысокости длин опоры», или как его называют некоторые авторы, «*истинной разновысокости длин нижних конечностей*», может быть установлен лишь после достаточного длительного периода применения восстановительного лечения и наблюдения.

На рис. 5 показана ЭМГ асинхронность по начальному времени сокращения паравертебральных мышц при разгибании туловища I-II каналы (T1-T1 sin) = -220 мс уровень исследования ПДС L-4; III-IV каналы (T1-T1 dex) = -30 мс уровень исследования ПДС L-2 и конечному времени разгибания I-II каналы (T2-T2 sin) = 90 мс уровень исследования ПДС L-4, III-IV каналы (T2-T2 dex) = -220 мс ПДС L-2.

Рис. 5. Без корректора - разница длин нижней конечности в пятке и носке слева составляет соответственно 16 и 3 мм



На рис. 6 показана ЭМГ асинхронность по начальному времени сокращения паравертебральных мышц при разгибании туловища I-II каналы (T1-T1 sin) = 70 мс уровень исследования ПДС L-4; III-IV каналы (T1-T1 dex) = 130 мс уровень исследования ПДС L-2 и конечному времени разгибания I-II каналы (T2-T2 sin) = -200 мс уровень исследования ПДС L-4, III-IV каналы (T2-T2 dex) = -310 мс ПДС L-2.

На рис. 7 показан переходный компенсаторный процесс при применении корректора и ЭМГ «синхронность» по начальному времени сокращения паравертебральных мышц при разгибании туловища I-II каналы (T1-T1 sin) = -120 мс уровень исследования ПДС L-4; III-IV каналы (T1-T1 dex) = 0 мс уровень исследования ПДС L-2 и конечному времени разгибания I-II каналы (T2-T2 sin) = 60 мс уровень исследования ПДС L-4, III-IV каналы (T2-T2 dex) = -35 мс ПДС L-2.

Рис. 6. Без корректора - разница длин нижней конечности в пятке и носке справа составляет соответственно 10 и 3 мм

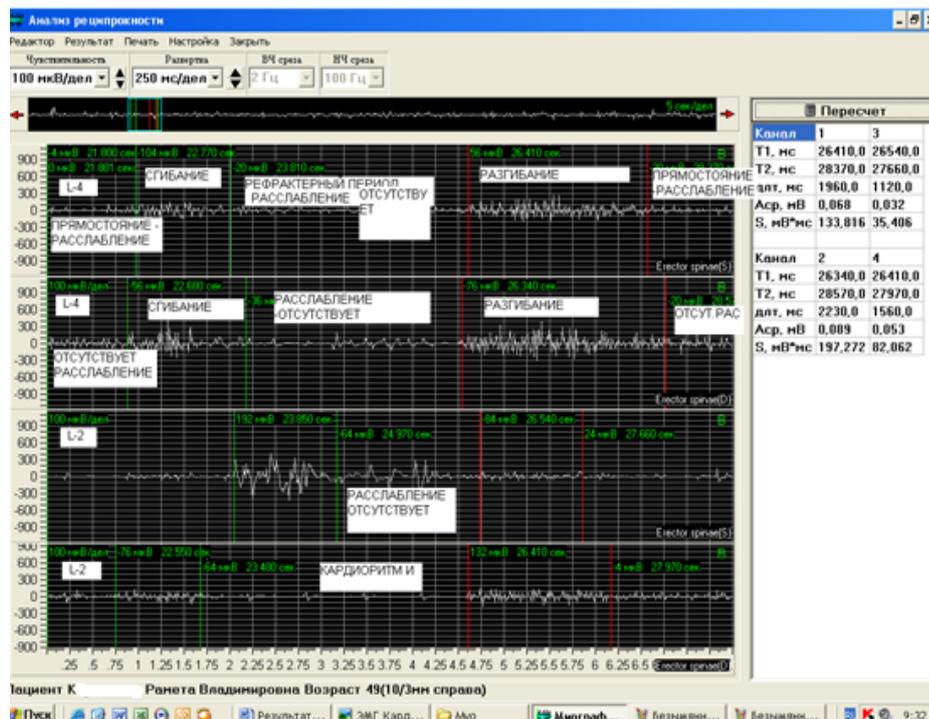
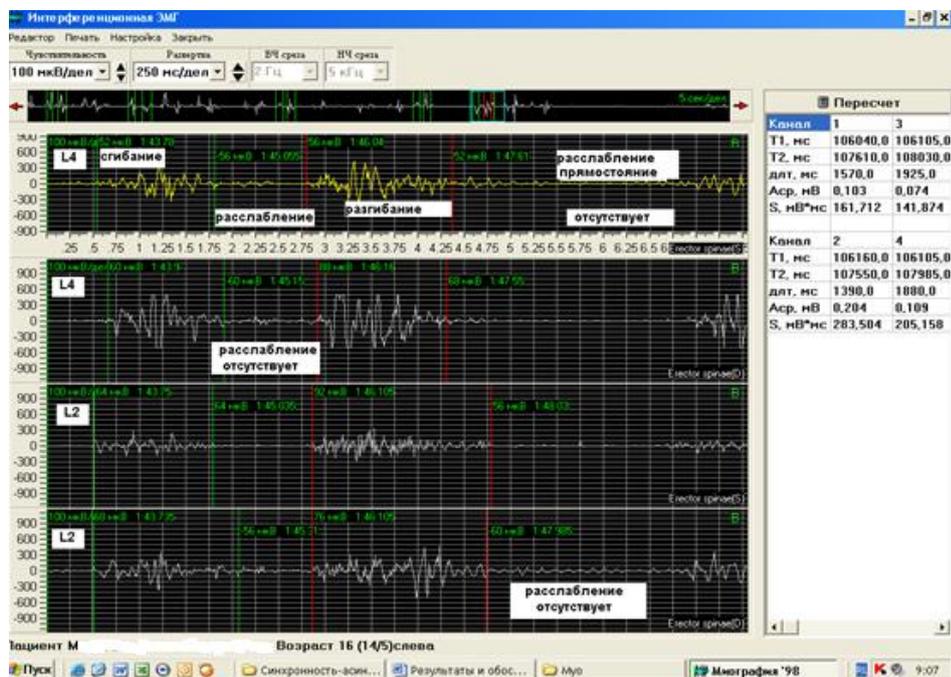


Рис. 7. С корректором оптимальной высоты в пятке и носке слева соответственно 14 и 5 мм



На рис. 8. ЭМГ того же пациента, но без корректора: показана ЭМГ асинхронность по начальному времени сокращения паравертебральных мышц при разгибании туловища I-II каналы (T1-T1 sin) = -165 мс уровень исследования ПДС L-4; III-IV каналы (T1-T1 dex) = 175 мс уровень исследования ПДС L-2 и конечному времени разгибания I-II каналы (T2-T2 sin) = - 600 мс уровень исследования ПДС L-4, III-IV каналы (T2-T2 dex) = - 400 мс ПДС L-2.

На рис. 9 показан переходный компенсаторный процесс на применение корректора в виде отсутствия рефрактерного периода, но присутствия ЭМГ «синхронности» по начальному времени сокращения паравертебральных мышц и при сгибании туловища I-II каналы (T1-T1 sin) = 20 мс уровень исследования ПДС L-4; III-IV каналы (T1-T1 dex) = -50 мс уровень исследования ПДС L-2 и конечному времени разгибания I-II каналы (T2-T2 sin) = 240 мс уровень исследования ПДС L-4, III-IV каналы (T2-T2 dex) = 40 мс ПДС L-2.

Рис. 8. ЭМГ того же пациента, но без корректора в 14/5 мм

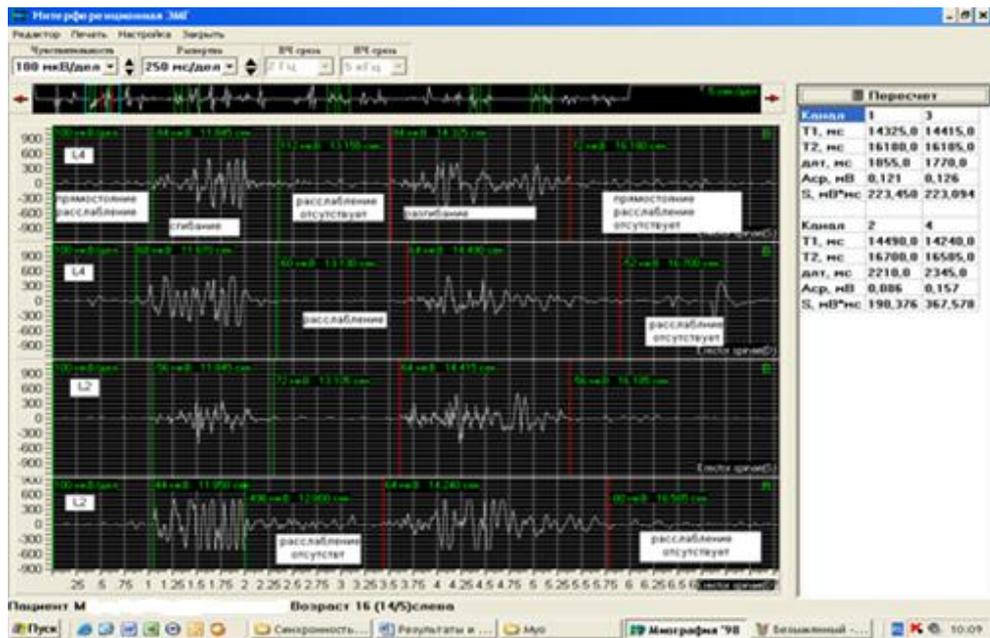
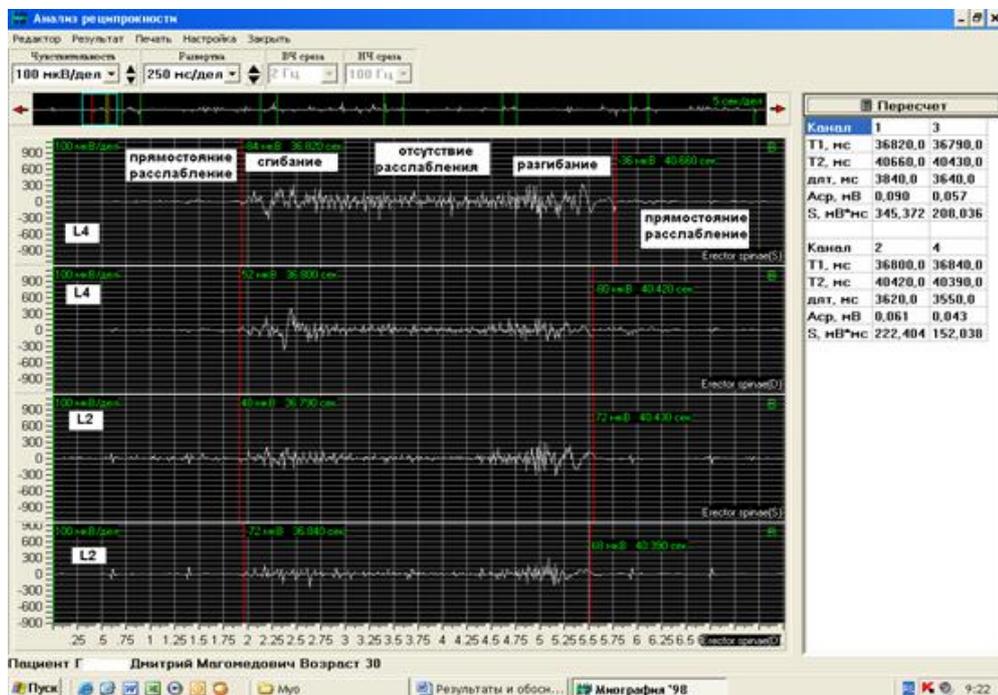


Рис. 9. С корректором в пятке и носке высотой соответственно 11 и 3 мм



Электромиографическая синхронность клинически сопоставима с синхронностью-симметричностью при пальпаторном исследовании

паравертебральных мышц по Щербину-Piedalu. По начальному времени сокращения паравертебральных мышц при разгибании туловища ЭМГ норма лежит в пределах от -35 до 35 мс (у пациентов со стелькой под стопу (до 5 мм) и без него, с подставкой под проекцию седалищного бугра и без неё (схематично показано на рис. 10-11). Напомним, что математический знак «+» говорит о том, что при разгибании туловища при проведении ЭМГ исследования, паравертебральные мышцы левой стороны включаются позже, а правой раньше. Математический знак «-» говорит об обратном.

Рис. 10. Диапазон ЭМГ синхронности и асинхронности паравертебральных мышц, выявленная у пациентов из положение стоя

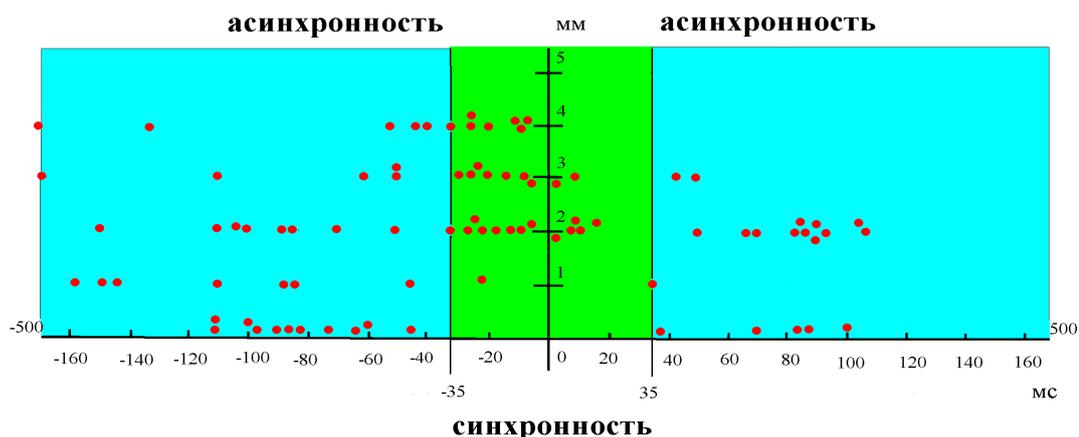
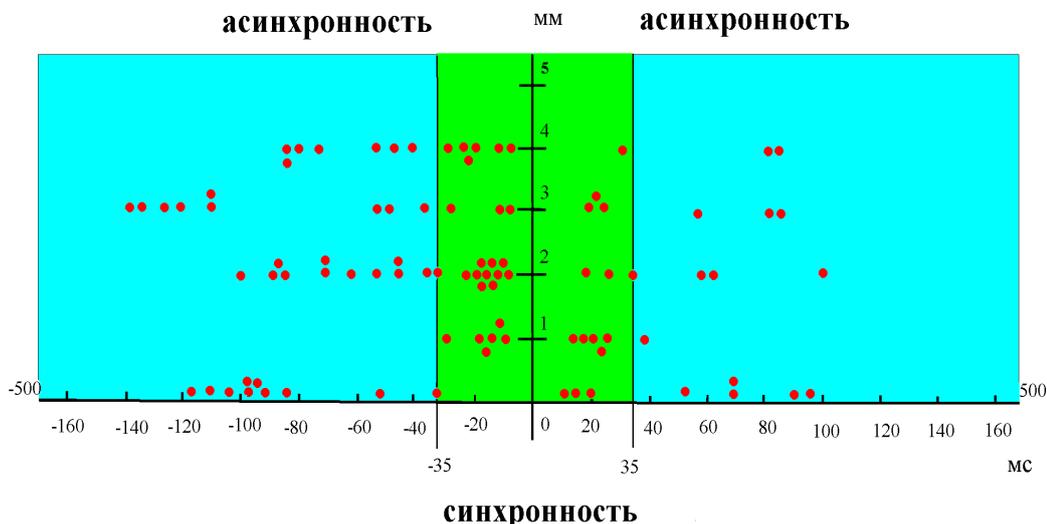


Рис. 11. Диапазон ЭМГ синхронности и асинхронности паравертебральных мышц, выявленная у пациентов в положении сидя



В конце этого раздела хочется сказать, что «функциональная» асимметричность седалищных бугров встречается реже, так как таз сам по себе является более жёсткой и устойчивой структурой в сравнении с нижними конечностями.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ К ГЛАВЕ 3

1. Как выглядит на электромиограмме истинная разница длин опоры в положении стоя?
2. В каких случаях наблюдается отсутствие разделения электромиографических сигналов при сгибании-расслаблении-разгибании-расслаблении туловища?
3. Как выглядит на электромиограмме истинная разница длин опоры в положении наклона вперед с расслаблением мышц?
4. Какая особенность электромиограмм при проведении исследования у спортсменов?
5. Может ли изменяться в процессе лечения высота изначально тщательно подобранного корректора?
6. Какова длительность применения корректора под стопу?
7. После какого периода можно судить об «истинной» разнице длин конечностей?
8. Сопоставима ли электромиографическая синхронность с синхронностью-симметричностью при пальпаторном тесте больших пальцев по Щербину-Piedalu?
9. При измерении разницы длин опоры в каком исходном положении «функциональная» асимметричность седалищных бугров встречается чаще: стоя или сидя и почему?

4. КЛИНИЧЕСКОЕ НАБЛЮДЕНИЕ ПАЦИЕНТКИ С ПРИМЕНЕНИЕМ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО И СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКОГО МЕТОДА

Продемонстрируем анализ реципрокности ЭМГ исследования в положении стоя (рис. 12 и 13), сидя (рис. 14 и 15) до и после назначения корректора, а также стоя через три месяца (рис. 16) после применения корректора пациентки М.

Пациентка М., 1989 года рождения, обратилась за консультацией 14.02.2003 г. При обследовании предъявляла жалобы на «тяжесть», боли в шейном, грудном и поясничном отделах позвоночника преимущественно в шейном отделе слева, усиливающиеся после статической и динамической нагрузки, сильные боли в области правого тазобедренного сустава и в паху. Возникновение болей связывает с длительными нагрузками в статике (танцы), но в настоящий период боль возникает как в положении стоя, так и сидя. В предыдущие годы боли в области спины купировались массажем, мануальной терапией и водолечением, но эффект был кратковременным. Последние 2 года вышеуказанные жалобы сохраняются практически постоянно. В течение последнего года появилось множество нестойких болезненных проявлений в виде периодических головных болей, чувства «бегания мурашек» в как верхних, так и нижних конечностях, периодические головокружения, которые проходили самостоятельно после отдыха. Передвигается без дополнительных средств опоры и фиксации, в обычной обуви. Раздевается и одевается самостоятельно, темп обычный.

Пациентка правильного телосложения, среднего питания. Кожные покровы физиологической окраски. Сознание ясное. Соматически без особенностей. АД – 110/65 мм рт. ст., ЧСС – 70 ударов в минуту. Выявлены выраженная гипермобильность всех суставов верхних и нижних конечностей, голубой цвет склер, готическое небо. Своды стоп резко уплощены с двух сторон с вальгусной их установкой. В положении стоя голова незначительно

наклонена и ротирована влево, выраженная асимметрия надплечий, лопаток (D>S), треугольников талии. В поясничном отделе позвоночника остистые отростки смещены влево, умеренно ротированы, в грудном отделе смещены вправо, ротация незначительная. Выраженный дефанс мышц в поясничном отделе справа, в грудном слева. Активная пальпация вызывает боль, тонус при этом сохраняется. Пальпация остистых отростков, паравертебральных точек с наибольшей болезненностью в области нижнегрудных позвонков. Неврологическое исследование без особенностей. Патологических рефлексов нет.

Боковые наклоны влево 22 вправо 20 гр., проба Стибора: дуга кпереди 6, кзади 3 см. Высота крыльев подвздошных костей D>S 0,7 см с ротацией и наклоном таза, устраняется при подкладывании подставки соответствующей длины без полной коррекции наклона таза. Кифоз при поднимании рук и прогибе кзади полностью не устранялся. Сила мышц живота и спины по методике Крауза-Вебера 10 баллов для всех групп мышц.

Мануальное исследование выявило функциональные блоки в ШОП, ГОП, ПОП, болезненные триггерные точки, расположенные у медиального края обеих лопаток, в паравертебральных мышцах грудного отдела позвоночника на уровне от Th6 до Th9, боль при пальпации грушевидных и подвздошно-поясничных мышц с обеих сторон. Количественная оценка по Меннел II показала укорочение подвздошно-поясничных мышц слева + 5 пальцев, справа + 3. Тест больших пальцев по Щербину-Piedalu выявил асинхронно-асимметричное движение кожи и паравертебральных мышц на всех 4 уровнях ПДС позвоночника. ЭМГ исследование выявило асинхронные сокращения паравертебральных мышц на двух уровнях ПДС (рис. 12, 14), которые значительно уменьшились но сохранились после применения корректора (рис. 13, 15, 16). Кроме того, по данным ЭМГ, до проведения мануальной коррекции позвоночника и применения корректора, отмечались блоки проведения импульсов в проксимальных отделах (уровень корешков) по нервам нижних конечностей, преимущественно малоберцовым. Пальпаторным и ЭМГ

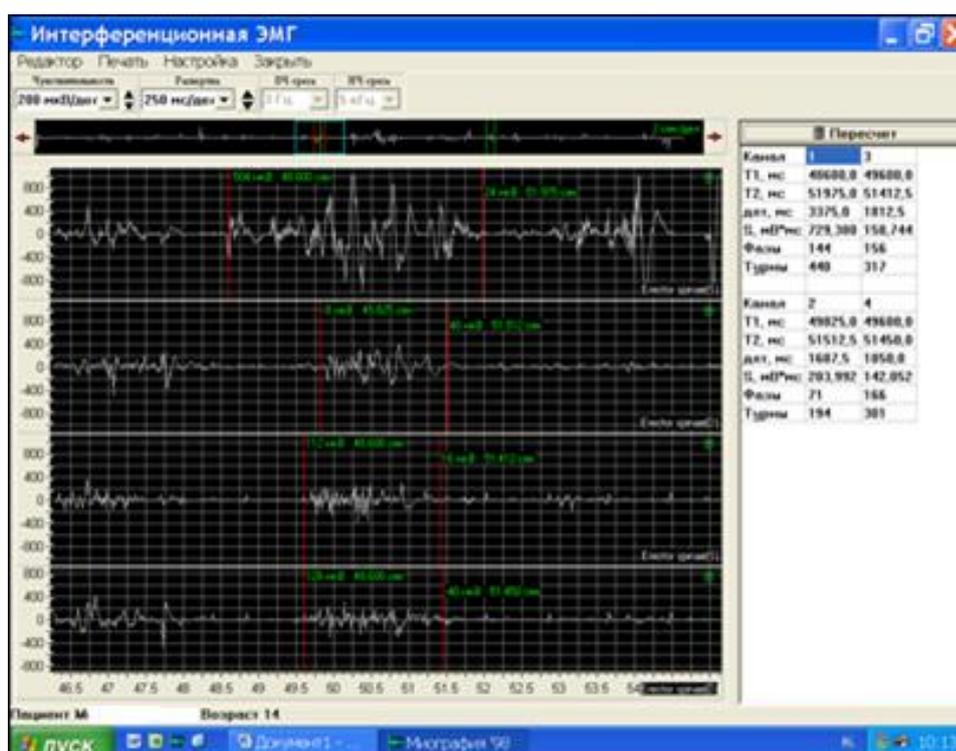
исследованием выявлена разница длин опор слева 14 мм (рис. 12) и асимметричность положения седалищных бугров слева 7 мм (рис. 14). Был назначен корректор под левую нижнюю конечность высотой в 14 мм в пятке и 8 мм в передней части ступни и под проекцию левого седалищного бугра 7 мм (рис. 13 и 14).

Таким образом, у пациентки на фоне диспластического синдрома развился S-образный сколиоз позвоночника 2 степени со стабильным течением. Плоско-вальгусная деформация стоп с двух сторон. Скрученный асимметричный таз (подвздошно-крестцовое смещение). Синдром грушевидной мышцы справа. Функциональные блоки в ШОП, ГОП, ПОП. Односторонняя разновысокость длин опоры в положении стоя и сидя.

На графическом изображении рис. 12 и 14 (без корректора стоя и сидя,) нет чёткого разделения ЭМГ сигнала между комплексом сгибания и разгибания, на уровне съёма сигнала – L5 отмечается его высокая амплитуда свыше 900-1200 мкВ при исследовании паравертебральных мышц из положения стоя, и 800 мкВ сидя. Огромная разница во времени между началом сокращения паравертебральных мышц L5 уровня справа и слева составляет - 1225 мс, на уровне L2 – 0 (ноль) мс. Полученные данные свидетельствуют о мощных компенсаторных асимметричных напряжениях в паравертебральных мышцах при поддержании вертикальной позы. Высокоамплитудные многократные ЭМГ колебания, растянутые во времени, отражают процесс колебания общего центра давления, т.е. без корректора организмом для поддержания вертикальной позы затрачивается большее количество энергии, а значит меньше остаётся резервных возможностей для адаптации и может произойти их срыв.

До применения корректора стабилметрические показатели баланса тела были следующими: площадь эллипса (S) 140,8 мм²; средний разброс 4,5 мм; качество функции равновесия 80,4%.

Рис. 12. ЭМГ до применения корректора (стоя)



Расчёт по формулам:

1. $48600,0 - 49825,0 = -1225$ мс; 2. $49600,0 - 49600,0 = 0$ мс.

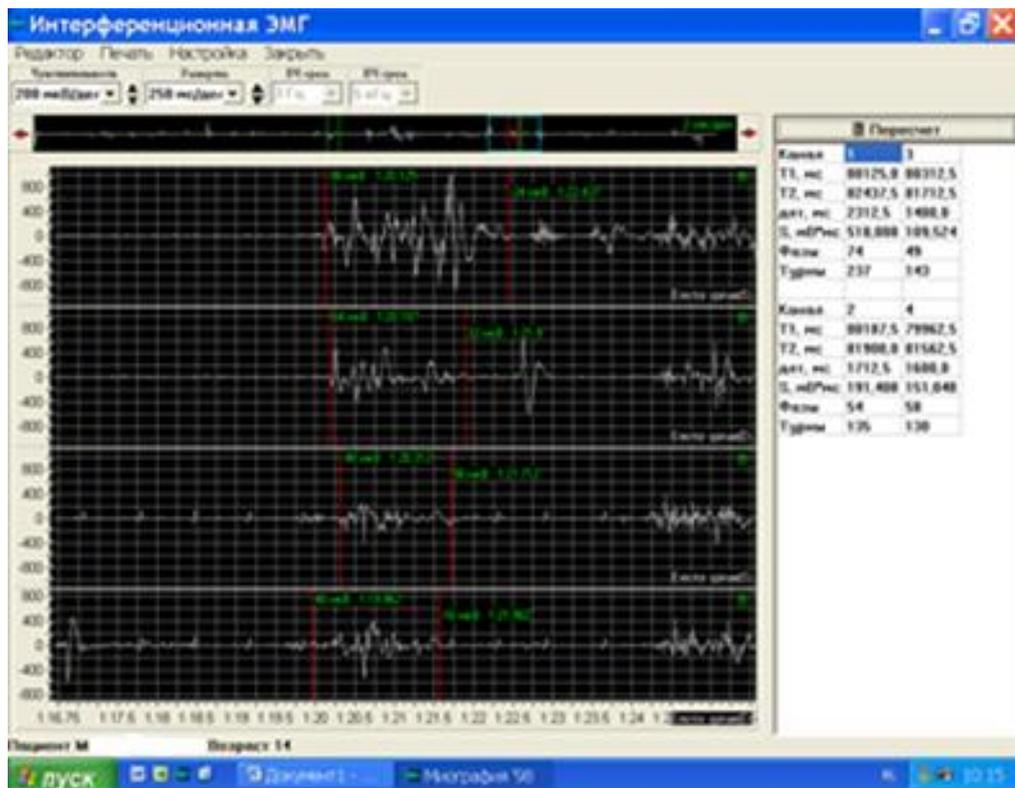
После начала применения корректора рис. 13 и 15 мы видим чёткое разделение ЭМГ сигнала между комплексами сгибания и разгибания, уменьшилось количество высокоамплитудных колебаний (что говорит об улучшении равновесия), и сама амплитуда снизилась до 850 мкВ при обследовании стоя, и до 600 мкВ при обследовании сидя.

При применении корректора стабилметрические показатели баланса тела улучшились и стали следующими: площадь эллипса (S) 55,2 мм²; средний разброс 3,1 мм; качество функции равновесия 89,5%.

Разница во времени между началом сокращения паравертебральных мышц L5 уровня справа и слева на порядки уменьшилась и составила - 62,5 мс, а на уровне L2 выросла в три раза и составила – 350 мс. Эти данные говорят о уменьшении асимметричных напряжений в паравертебральных мышцах, что увеличивает резервные возможности адаптации. Высокоамплитудные ЭМГ

колебания носят единичный характер, и могут говорить о компенсаторных колебаниях тела человека и о ступенчатости в работе мышц при сгибании-разгибании туловища.

Рис. 13. ЭМГ после начала применения корректора высотой соответственно 14 и 8 мм (стоя)

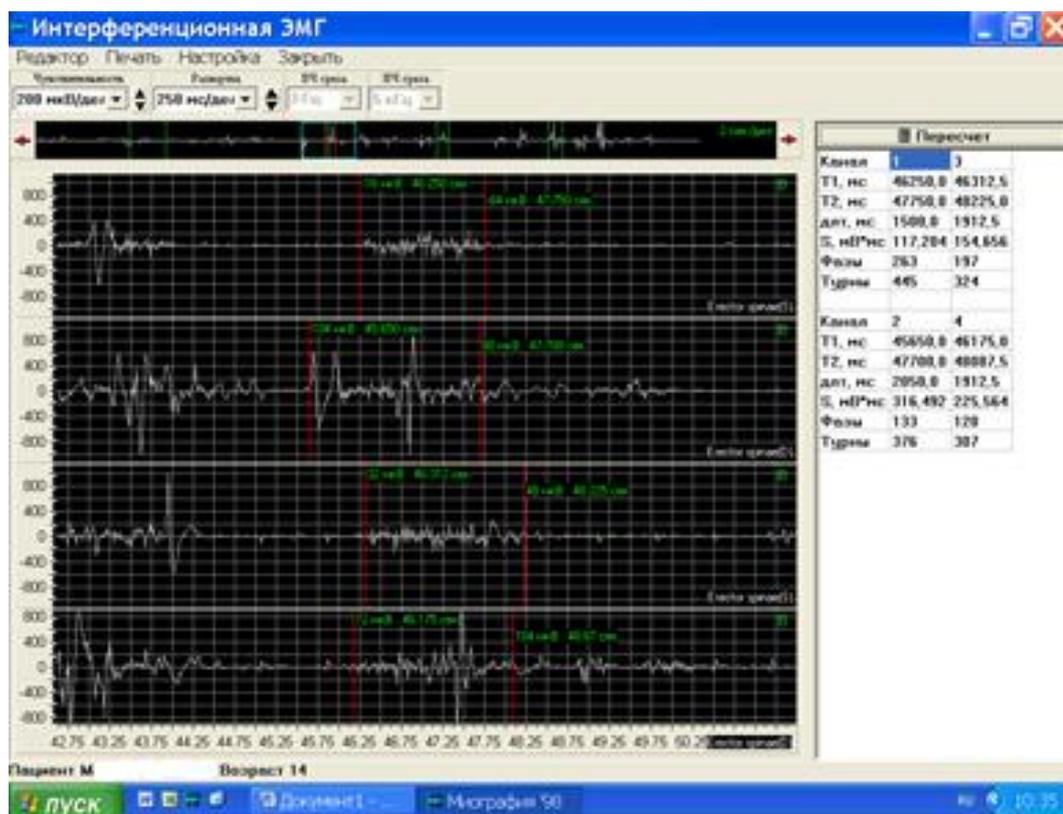


Расчёт по формулам:

$$1.80125,0-80187,5=-62,5 \text{ мс}; 2.80312,5-79962,5=350 \text{ мс.}$$

Показатели теста Меннел II (укорочение подвздошно-поясничной мышцы) стали отрицательными (ниже уровня горизонта), что говорит об уменьшении асимметричной напряжённости в мышцах таза. Уменьшилась боль и чувство дискомфорта в опорно-двигательной системе.

Рис. 14. ЭМГ до применения корректора (сидя без корректора)

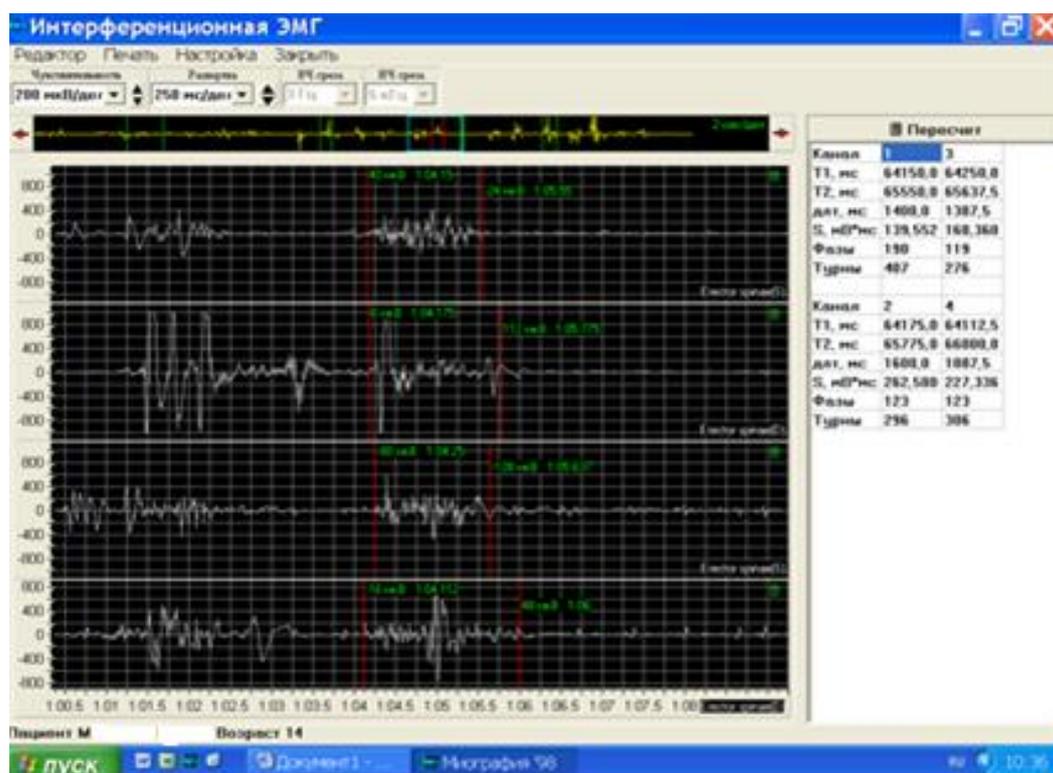


Расчёт по формулам: $1.46250,0-45650,0=600$ мс; $2.46312,5-46175,0=140$ мс.

Применение корректора через три месяца (рис. 16) показало чёткое разделение сигнала между комплексами сгибания и разгибания, одно высокоамплитудное колебание, с амплитудой до 600 мкВ (до применения корректора - 850 мкВ) при обследовании стоя.

На рис. 17 показана рентгенограмма S-образного статического сколиоза позвоночника 2 степени (20°), до применения корректора, а на рис. 18 – значительное улучшение (почти отсутствие) S-образного сколиоза, после применения стельки оптимальной высоты под левую стопу соответственно в 14 и 8 мм в пятке и носке – 1 степени (3°).

Рис. 15. ЭМГ после начала применения корректора слева 7 мм (сидя)



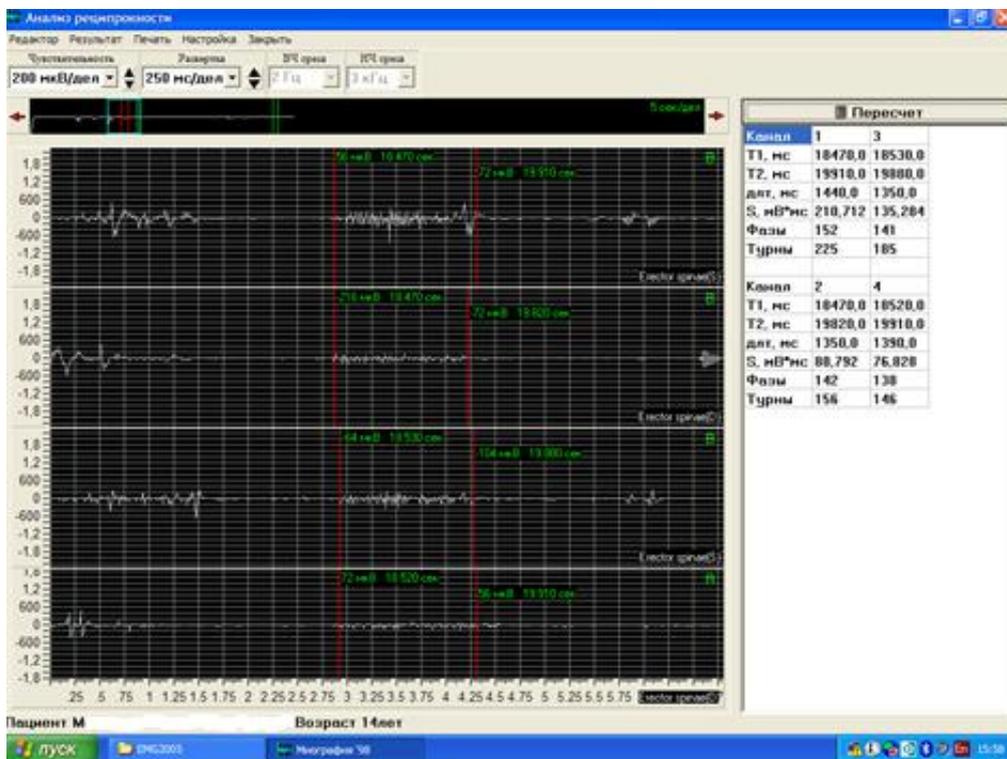
Расчёт по формулам: $1.64150,0-64175,0=-25$ мс; $2.64250,0-64112,5=137,5$ мс.

Следует отметить, что при обращении в возрасте 13 лет (т.е. в IV период стадии оссификации апофизов тел позвонков) сколиоз и боли в спине фиксировались уже на протяжении нескольких лет (что является неблагоприятным прогностическим признаком), при этом боли имели постоянный характер с кратковременным эффектом от проводимого восстановительного лечения, а в течение последних 2 лет пациентка отмечала стойкий болевой синдром.

При пальпаторном исследовании тестом больших пальцев отсутствует асимметричность-асинхронность в движениях кожи и мышц спины. Электромиографическое исследование синхронности работы паравертебральных мышц показало, что разница во времени между началом сокращения мышц L5 уровня справа и слева на порядки уменьшилась и составила 0 мс, а на уровне L2 – 10 мс. Менел II отрицательный – отсутствует укорочение подвздошно-поясничных мышц. Стабилометрические данные:

улучшение показателей баланса тела - площадь эллипса (S) 17,6 мм²; средний разброс 2,3 мм; качество функции равновесия 95,5%. При осмотре осанки небольшая S-образность позвоночника сохраняется, жалоб при этом пациентка не предъявляет. Самочувствие хорошее. Продолжает применять корректор высотой соответственно 14 и 8 мм и подставку под ягодицу высотой в 7 мм.

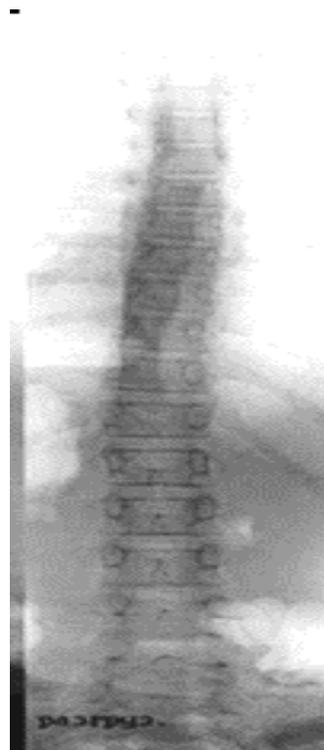
Рис. 16. ЭМГ через три месяца применения корректора соответственно 14 и 8 мм (стоя с корректором)



Расчёт по формулам:

$$1.18470-18470=0 \text{ мс}; 2.18530-18520=10 \text{ мс}.$$

Рис. 17. До применения корректора Рис. 18. После применения корректора



На момент последнего осмотра предварительный диагноз подтверждается. Продолжено наблюдение и коррекция разновысокости опор, следующий приём назначен через 3 месяца. Учитывая стойкое достижение синхронности работы паравертебральной мускулатуры стоя, дополнительно на данный период времени были рекомендованы физические упражнения с отягчением за счет применения круглого диска весом в 5 кг 2 раза в день до 40-50 движений за один подход, вися на турнике широким хватом и занятий с роликом для пресса из положения стоя.

Основная задача данного периода: синхронизация и укрепление мышечных цепей, которые включают косые мышцы живота и мышцы выпрямляющие спину. В связи с этим, возможно применение и других упражнений. Высокая степень эффективности достигается за счет использования подвесных систем. В ряде случаев мы рекомендуем применение эластичных лент отдельно или в сочетании с нестабильной опорой.

В других случаях при сколиозе позвоночника, особенно при болевом синдроме, выявленной нестабильности, необходимо применение жёстких

корсетов Шено или LSO-981. При этом хороший практический результат дает, на наш взгляд, только применение *жёстких* корсетов, в том числе и функциональных. Полужесткая фиксация в виде ортопедических ортезов и корсетов не дает требуемого эффекта.

Для более глубокого понимания причины заболевания, формирования ответственности пациента по применению корректора (стельки), её роли в получении максимально возможного результата выздоровления, добросовестного её ношения и необходимости повторных консультаций с проведением лечебно-диагностических мероприятий, пациенту вручается памятка (Приложение 1).

При сочетании с патологией сосудов, суставов и т.д. в курс восстановительного лечения вводили упражнения на разработанном нами (Болотов Д.Д., Щербин С.Л., Щербина С.М., Патент на полезную модель РФ № 142582. «Устройство для реабилитации пациентов с заболеваниями позвоночника, органов малого таза, суставов и сосудов нижних конечностей») устройстве (23).

5. МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ СТАБИЛОГРАФИИ

Билатеральные исследования распределения веса (по Николаеву), проведённые нами на предварительном этапе изучения процесса измерения баланса тела человека совершенно не удовлетворяли своими функциональными возможностями, так как свидетельствовали лишь о распределении веса человека между левой и правой сторонами тела, передними и задними отделами стоп с проведением их на двух (четырёх) весах и не являлись в полной мере стабилметрическими. Анализ данных исследований показал, что эта информация некорректна, приблизительна и в последующем нами не использовалась.

Стабилметрические билатеральные исследования проводились по разработанной нами методике (Щербин С.Л., Щербина С.М., Козьминов С.Г., Слива С.С. (Россия). Патент РФ № 2336804, 2006 год) на стабิโลграфе научно-производственной фирмы ОКБ «Ритм» Стабилан-02 города Таганрога (3).

Так, как стабилметрия является методом исследования процесса поддержания человеком вертикальной позы, т.е. функции равновесия, то в нашей работе мы использовали следующие векторные показатели: площадь эллипса ($S_{мм^2}$), средний разброс (мм), качество функции равновесия (КФР). Площадь доверительного эллипса характеризует рабочую площадь опоры человека. Увеличение площади опоры говорит об ухудшении устойчивости, а уменьшение – об улучшении. Средний разброс – это средний радиус отклонения центра давления. Увеличение этого показателя свидетельствует об уменьшении устойчивости пациента в обеих плоскостях, а уменьшение этого показателя говорит об увеличении устойчивости в этих плоскостях. Качество функции равновесия – это показатель, который оценивает, насколько минимальна скорость при перемещении ЦД. Чем выше качество функции равновесия, тем лучше адаптационные возможности организма. Но, он не может быть 100%, так как абсолютно высокий этот показатель говорит о скованности мышц.

Для проведения пошагового исследования колебаний ОЦМ так же использовались корректоры стандартной толщины в 1 мм.

Первое исследование проводилось без корректора после мануальной коррекции с целью устранения функциональных блоков и укорочения подвздошно-поясничных мышц при их наличии, а так же других необходимых данному пациенту процедур.

Второе исследование проводилось с корректором под укороченную нижнюю конечность, который на один миллиметр был меньше, чем известная разница длин нижних конечностей, определённая пальпаторным и ЭМГ методом.

Третье исследование проводилось с известной разницей длин нижних конечностей в 3 мм и высотой корректора 3 мм, определённой пальпаторным и ЭМГ методами на момент исследования.

Четвёртое исследование было нагрузочным. Оно заключалось в том, что мы подняли корректор на один миллиметр больше искомой высоты и он стал 4 мм. Это исследование проводилось для того, чтобы увидеть компенсаторные реакции вестибулярной и опорно-двигательной систем на назначенный корректор. Каждое исследование длилось 20 секунд и проводилось в положении пациента стоя, соблюдались общие и специфические определённые условия: рот закрыт, но зубы не сомкнуты, до и после мануальной коррекции.

Сами по себе все стабилметрические результаты являются нормой, «изменяющейся» в количественном выражении при повторных исследованиях, независимо от проведения мануальной коррекции, в отличие от стабильных пальпаторных и ЭМГ показателей. На стабилметрические показатели могут влиять как внутреннее состояние пациента, так и окружающая обстановка (звук, освещение, внимание и т.д.), что требует наличия специально оборудованного компьютеризированного кабинета.

Вместе с тем, компенсаторные адаптации самого организма при разновысокости длин опоры (и не только) способны так перераспределить тонусно-силовой баланс человека, что результат этого исследования будет –

неправильным или некорректным, при выявлении разновысокости длин опоры в отличие от пальпаторного и ЭМГ метода ориентированных на асинхронно-асимметричную работу паравертебральных мышц и кожи спины.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ К ГЛАВЕ 5

1. Равнозначны ли в диагностическом плане электромиографический и стабилографический методы?
2. Возможно ли применение стабилографического метода без применения других функциональных методов выявления разницы длин опоры?
3. В чем заключается билатеральное исследование распределения веса по Николаеву?
4. О чем свидетельствуют увеличение площади эллипса при проведении стабилографии?
5. Что характеризует показатель «средний разброс» при проведении стабилографии?
6. О чем свидетельствует увеличение показателя средний разброс?
7. Что характеризует показатель «качество функции равновесия»?
8. При возрастании показателя качество функции равновесия устойчивость повышается или снижается?
9. О чем свидетельствует приближение показателя качество функции равновесия к 100%?
10. Имеет ли принципиальное отличие методика проведения стабилографии для определения разновысокости длин опоры от пальпаторного и электромиографического методов?
11. С каким шагом производят изменение высоты корректора под стопу?
12. В чем заключается нагрузочное исследование?
13. С какой целью проводится нагрузочное исследование?
14. Какие внешние факторы могут влиять на стабилографические показатели?

6. КЛИНИЧЕСКОЕ НАБЛЮДЕНИЕ ПАЦИЕНТКИ С ПРИМЕНЕНИЕМ СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКОГО И ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКОГО МЕТОДОВ

Для выявления разницы длин опоры и контроля за оптимальностью высоты корректора и балансом тела нами были использованы пальпаторный тест больших пальцев по Щербину-Piedalu, электромиографическое и стабилметрическое обследование пациентки А., 28 лет, обратившейся за консультацией 15.07.2005 г.

На рис. 19 а-б показано стабилметрическое исследование баланса тела (стоя) до применения корректора, на рис. 20 а-б – с корректором в 3 мм под правую нижнюю конечность, рис. 21 а-б – с корректором в 4 мм, и рис. 22 а-б – без корректора через три месяца.

Жалобы при обращении на боли в шейном отделе позвоночника, чувство дискомфорта в позвоночнике, 2-3 раза в месяц беспокоит сильное головокружение. Возникновение болей связывает с длительными нагрузками в статике – белит потолки, в положении стоя, длительно запрокинув голову вверх. В предыдущие годы чувство дискомфорта в области спины и головокружение купировались медикаментозной терапией, массажем, мануальной терапией, электрофорезом, но эффект был не стабильный. Последние 1,5 года жалобы на головокружение участились и протекали с большой интенсивностью, проводимая терапия не давала ожидаемых результатов, был выявлен функциональный сколиоз позвоночника и разница длин нижних конечностей, функциональные блоки в ШОП, ГОП и ПОП.

Данные объективного исследования. Пациентка правильного телосложения, среднего питания. Кожные покровы физиологической окраски. В соматическом статусе патологии не выявлено. АД – 130/80 мм рт. ст., ЧСС – 78 ударов в минуту. Неврологическое исследование без особенностей. Патологических рефлексов нет. Сознание ясное. Мануальное исследование выявило функциональные блоки в ШОП, ГОП, ПОП, болезненные триггерные

точки, расположенные у медиального края обеих лопаток, в паравертебральных мышцах грудного отдела позвоночника на уровне от Th4 до Th6, боль при пальпации подвздошно-поясничной мышцы слева. Количественная оценка по Меннел II показала укорочение подвздошно-поясничной мышца слева + 4 пальца. По данным электронейромиографии, до проведения мануальной коррекции позвоночника и применения корректора, отмечались блоки проведения импульсов в проксимальных отделах (уровень корешков) по нервам верхних конечностей, преимущественно по локтевым и срединным, более выраженные справа.

После мануальной коррекции позвоночника первое пальпаторное исследование: тест больших пальцев по Щербину-Piedalu выявило асинхронно-асимметричное движение кожи и паравертебральных мышц на всех 4 уровнях ПДС позвоночника. Первое пошаговое ЭМГ исследование выявило асинхронные сокращения паравертебральных мышц на двух уровнях ПДС L5=84 мс; L2=68 мс. В положении сидя пальпаторная методика не выявила асимметрично-асинхронных движений кожи и мышц спины, а ЭМГ показатели для уровня ПДС L5 были – 20 мс, и L2 – 14 мс. Эти данные говорят об отсутствии функционально значимой асимметричности в положении седалищных бугров. До применения корректора (рис. 19 а-б) стабилметрические показатели баланса тела были следующими: площадь эллипса (S) 306,4 мм²; средний разброс 6,36 мм; качество функции равновесия (КФР) 83,6%.

Такая площадь эллипса, средний разброс и КФР (качество функции равновесия) на фоне асинхронно-асимметричной работы паравертебральных мышц говорят о напряжённой работе вестибулярной системы для сохранения равновесия, отражённой в асинхронной работе паравертебральных мышц по ЭМГ данным. Данные пальпаторного и ЭМГ исследования выявили разницу длин нижних конечностей в 3 мм.

Рис. 19 а. До применения корректора (площадь эллипса, средний разброс значений)

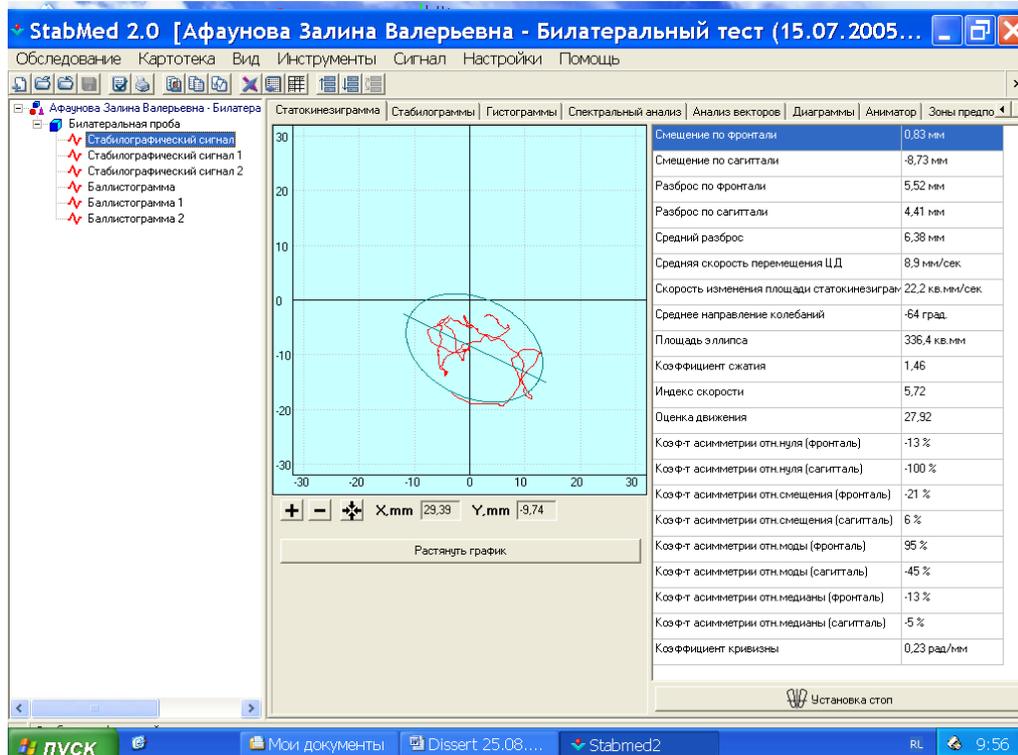
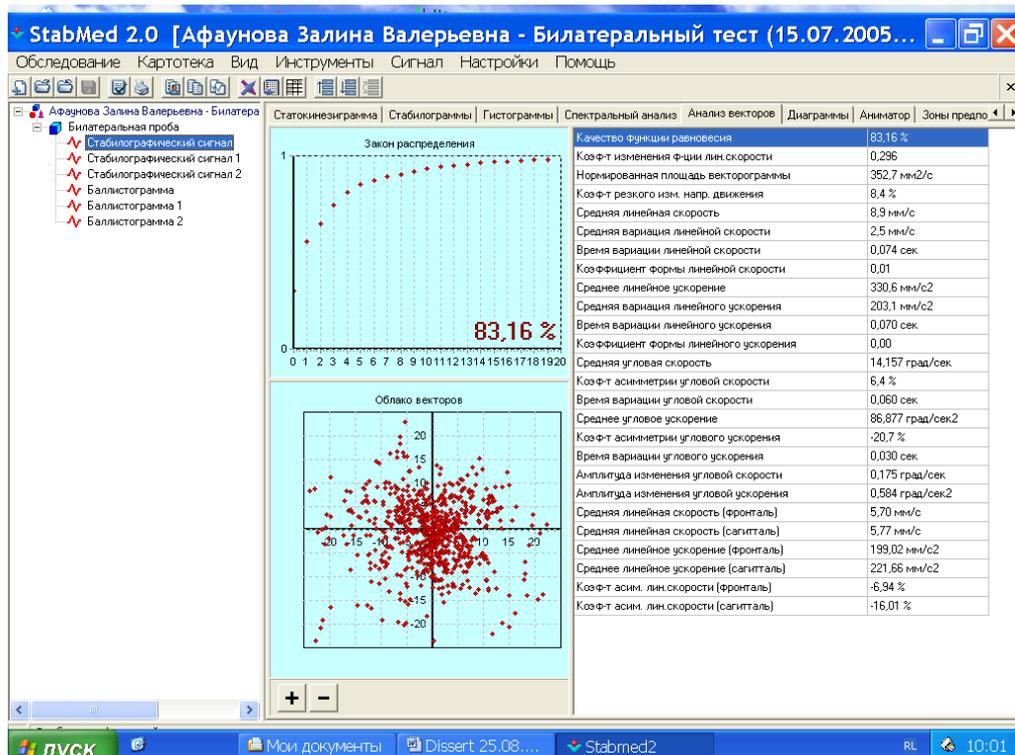
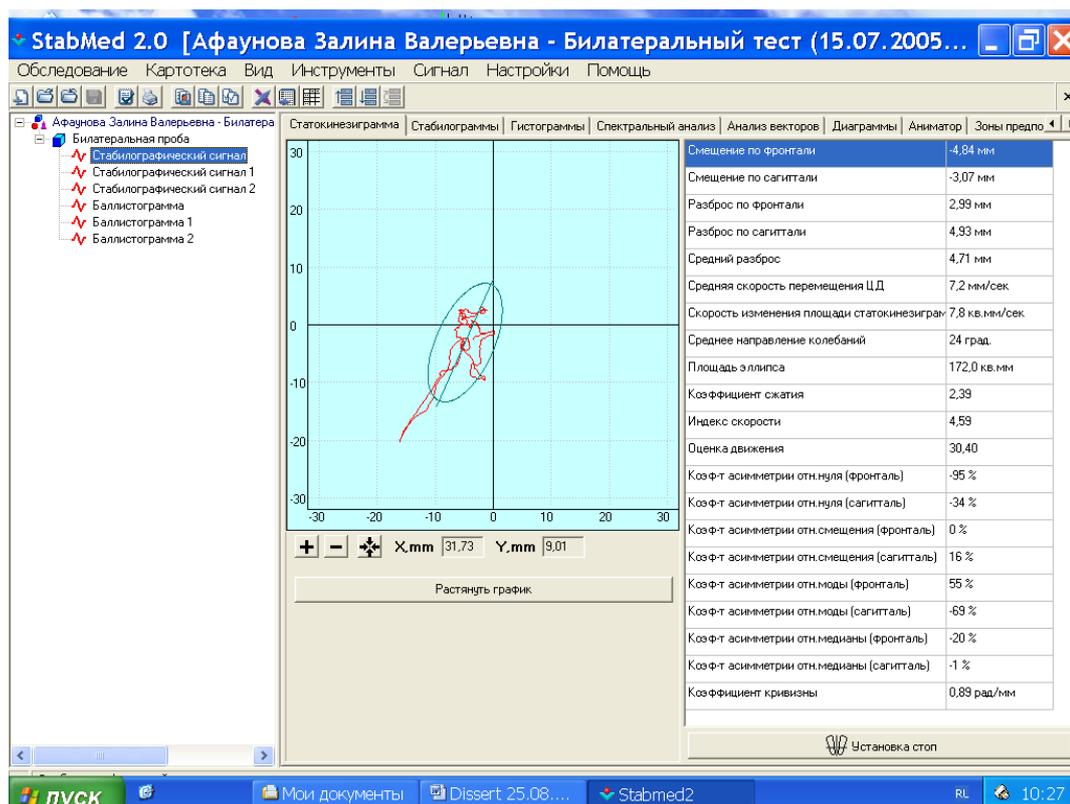


Рис. 19 б. До применения корректора (качество функции равновесия)



Был назначен корректор под правую нижнюю конечность высотой в 3 мм в пятке. ЭМГ разница во времени между началом сокращения паравертебральных мышц L5 уровня справа и слева уменьшилась и составила - 52 мс, на уровне L2 – 50 мс. Стабилометрические показатели равновесия были следующими: площадь эллипса (S)122,5 мм²; средний разброс 4,03 мм; качество функции равновесия 88,43% (рис. 20 а-б). Меннел II показал уменьшение укорочения подвздошно-поясничной мышцы слева на 2 пальца, что в результате составило + 1,5 см. Головокружение и чувство дискомфорта уменьшились, но полностью не прошли.

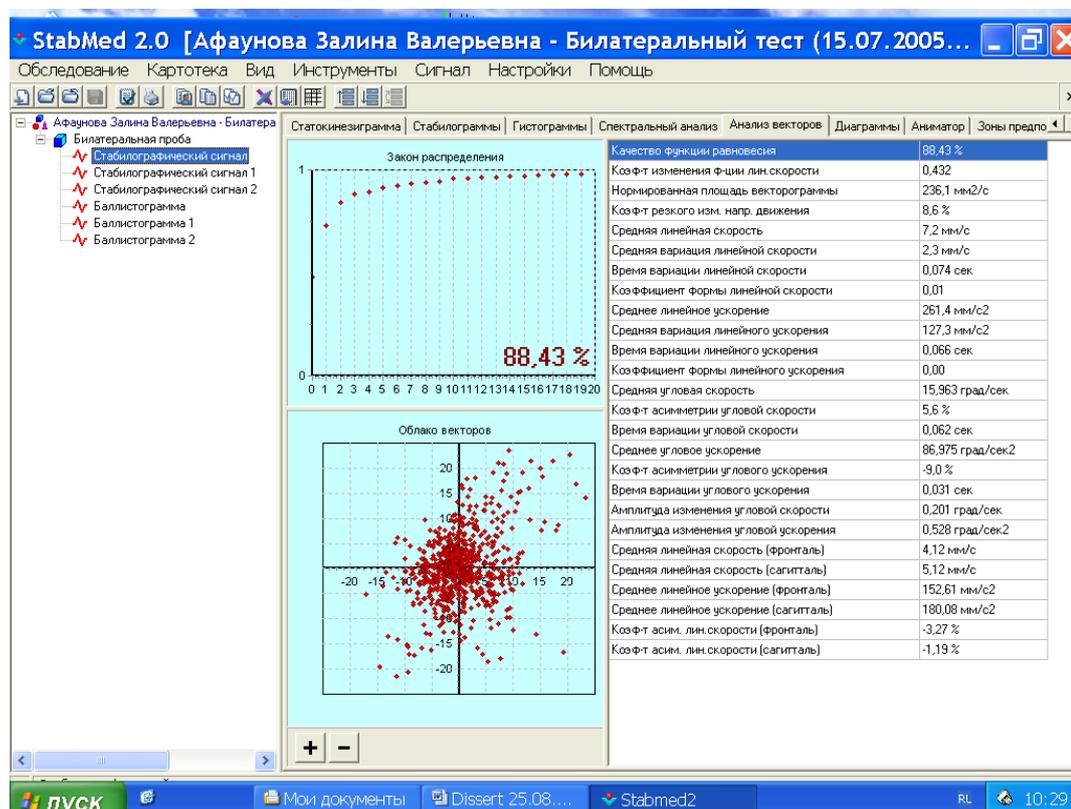
Рис. 20 а. С корректором под правой пяткой 3 мм (площадь эллипса, средний разброс)



Через неделю после проведённой мануальной коррекции при пальпации были выявлены асимметрично-асинхронные движения кожи и паравертебральных мышц и корректор был поднят ещё на 1 мм, что составило 4

мм (рис. 21 а-б). ЭМГ разница во времени между началом сокращения паравертебральных мышц L5 уровня справа и слева составила -30 мс, на уровне L2 – 24 мс. С корректором в 4 мм стабилметрические показатели баланса тела стали следующими: площадь эллипса (S) 122,5 мм²; средний разброс 4,03 мм; качество функции равновесия 88,43%. Меннел II показал отсутствие укорочения подвздошно-поясничной мышцы слева. Головокружения нет, боли в ШОП купировались.

Рис. 20 б. С корректором под правой пяткой 3 мм (качество функции равновесия)



Через две недели применения корректора высотой в 4 мм возникла ЭМГ асинхронность в работе паравертебральных мышц и чувство дискомфорта при его применении, с выявлением синхронной функции мышц справа и слева без применения корректора, поэтому корректор был отменён.

Рис. 21 а. С корректором под правой пяткой 4 мм (а – площадь эллипса, средний разброс)

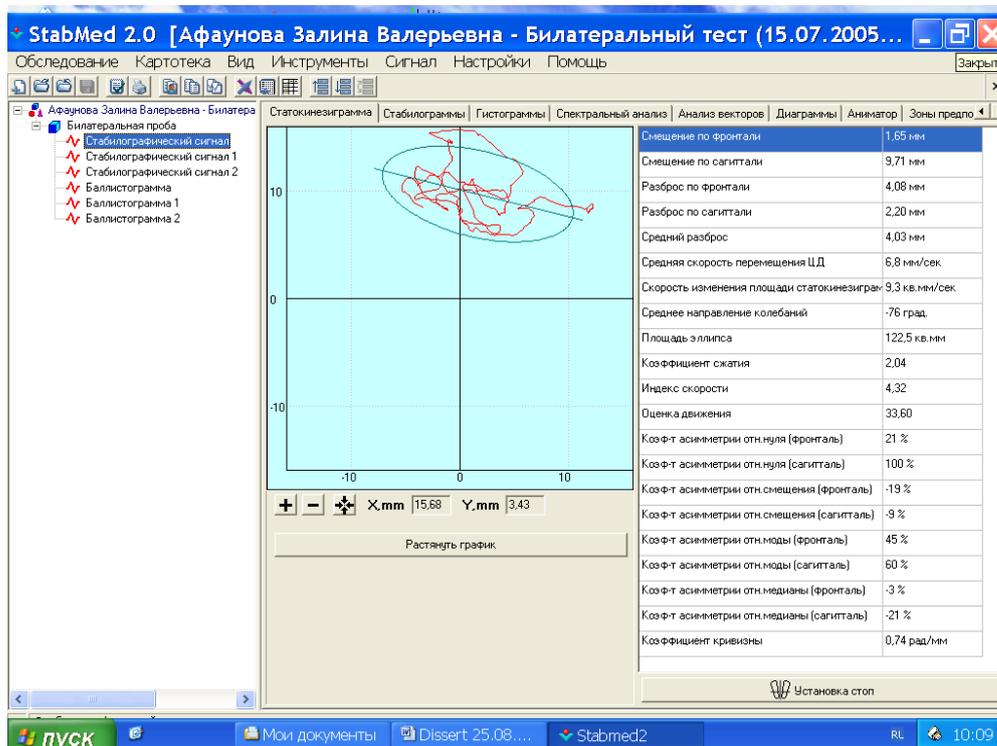
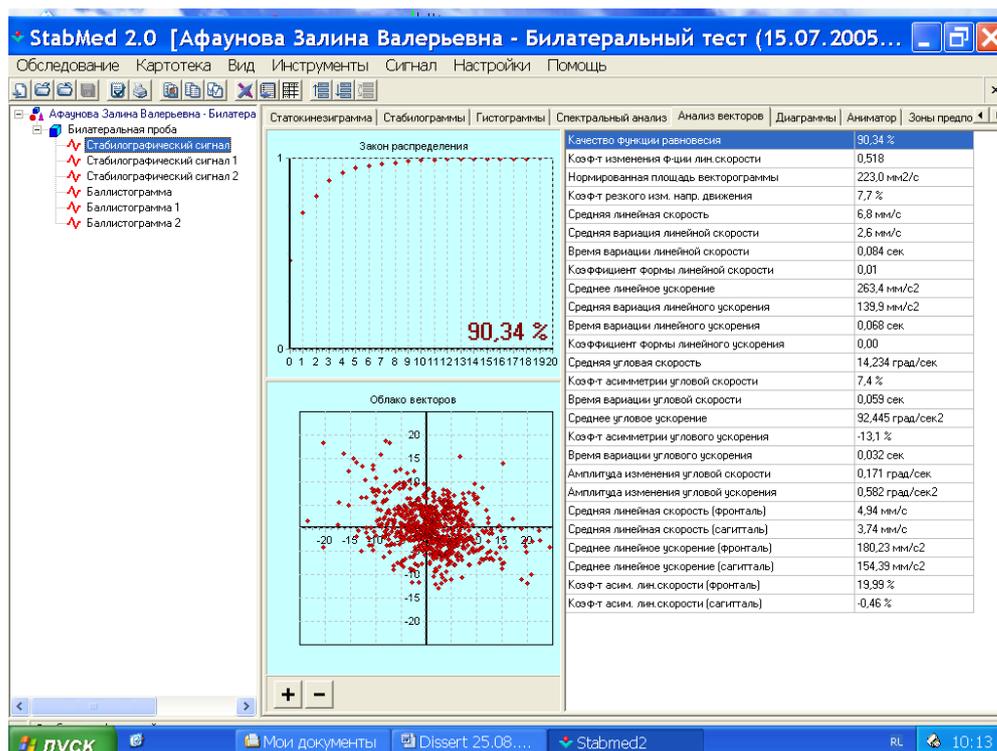


Рис. 21 б. С корректором под правой пяткой 4 мм (б – качество функции равновесия)



Ещё через неделю, повторная проверка до и после мануального лечебно-диагностического мероприятия показала сохраняющуюся синхронно-симметричную работу паравертебральных мышц при пальпаторном их исследовании.

Ещё через месяц, до и после мануального лечебно-диагностического мероприятия положение не изменилось, пациент чувствует себя комфортно.

Через три месяца, до и после мануального лечебно-диагностического мероприятия пальпаторное исследование тестом больших пальцев по Щербину-Piedalu не выявило асимметрично-асинхронные движения кожи и паравертебральных мышц (рис. 22 а-б), что свидетельствовало об отсутствии разницы длин нижних конечностей и оптимальном двигательном стереотипе. Необходимости применения корректора не возникло.

ЭМГ разница во времени между началом сокращения паравертебральных мышц L5 уровня справа и слева составляет -20 мс, на уровне L2 – 12 мс, что также говорит об отсутствии разницы длин нижних конечностей. Без корректора (рис. 22 а-б) стабилметрические показатели баланса равновесия были следующими: площадь эллипса (S) 93,0 мм²; средний разброс 3,41 мм; качество функции равновесия 92,19%.

Равновесие пациента качественно и количественно по данным стабилметрии улучшились в сравнении с исходными, т.е. вначале без применения корректора на фоне жалоб пациента они были (S мм²) - 306,6; средний разброс – 6,36 мм; (КФР) 83,6%, а стали после его отмены (S мм²) 93,0; средний разброс – 3,41 мм; (КФР) 92,19%.

Тест Меннел II показал отсутствие укорочения подвздошно-поясничной мышцы слева. Жалоб на головокружение, боли в шейном отделе позвоночника и чувство дискомфорта нет. В домашнем режиме назначено тракционное вытяжение ШОП на петле Глиссона. Самочувствие хорошее. Наблюдение продолжается, повторный приём ещё через 3 месяца, затем через полгода.

Рис. 22 а. Без корректора через 3 месяца (площадь эллипса, средний разброс)

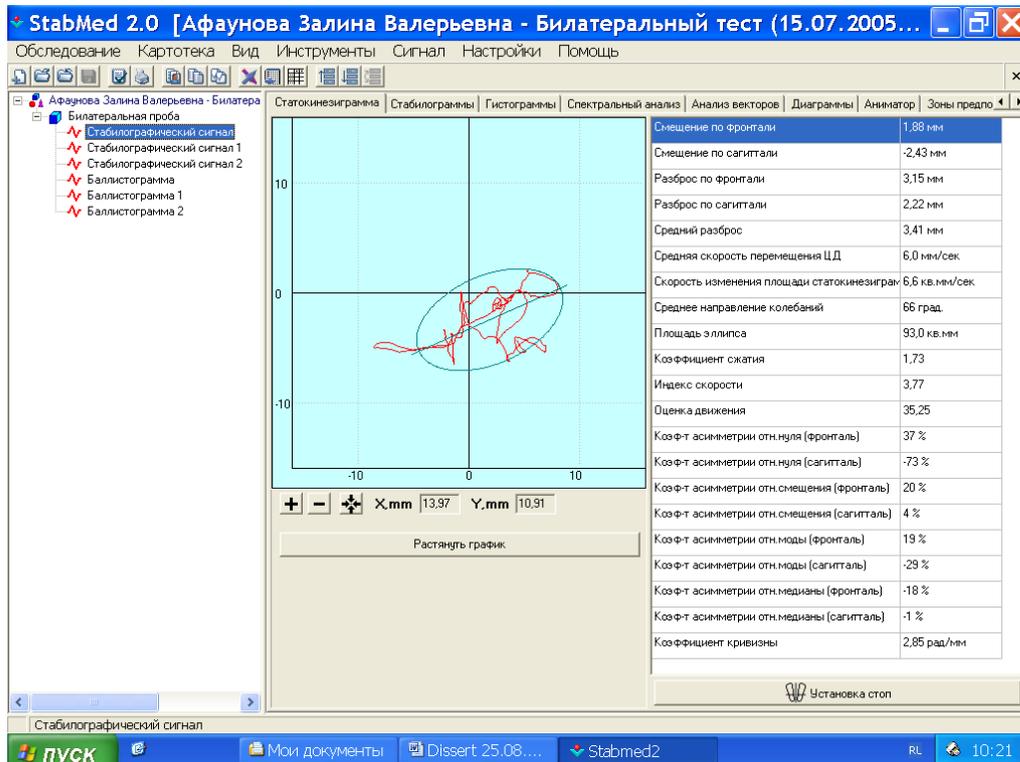
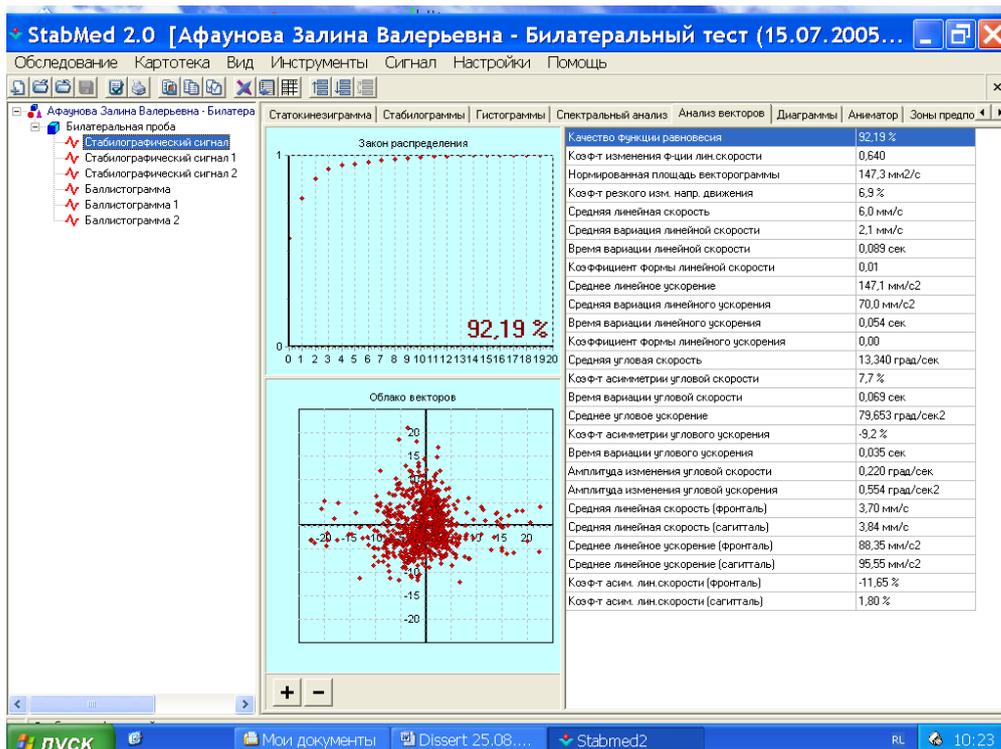


Рис. 22 б. Без корректора через 3 месяца (качество функции равновесия)



Так как корректор высотой в 4 мм через две недели его применения был отменён и следующие проверки также не выявили асинхронной работы паравертебральных мышц без него, то разница длин нижних конечностей была функциональной. Однако заранее сделать такой вывод нельзя.

Индивидуальные по срокам адаптационные процессы, «увеличивающие» укороченную опору или «уменьшающие» удлинённую, могут разворачиваться в течение короткого промежутка времени (дни, недели, месяцы) или более длительного - год или годы. Такая особенность адаптаций (см. следующую главу, Приложение 1, пальпаторный метод по Щербину-Piedalu, описанный в Патенте РФ № 2268700 или Монографию по применению функционально-метрологической технологии) требует периодического проведения дополнительных проверок и лечебно-диагностических мероприятий (1, 5). Исходя из вышесказанного, **при применении корректора** оптимальной высоты, мы ориентируем пациента на приход к нам на консультацию либо в конкретные сроки по требованию врача, исходя из особенностей скорости адаптаций которые мы наблюдаем, либо по **вдруг** возникающему ухудшению самочувствия пациента среди «полного» здоровья ОДС.

7. НЕКОТОРЫЕ АСПЕКТЫ МЕХАНИЗМОВ ФИЗИОЛОГИЧЕСКОЙ АДАПТАЦИИ ПРИ РАЗНОВЫСОКОСТИ ДЛИН ОПОРЫ

В организме существует функциональная взаимосвязь всех органов, структур и систем, так или иначе влияющих друг на друга. В условиях патологии это правило работает точно так же. Конечно же, имея определенный пусковой механизм в виде формирования одного порочного круга, со временем при его *некупировании* происходит формирование многих порочных кругов, и наложение их влияния друг на друга.

Вместе с тем, процесс коррекции разницы длин опор сопровождается рядом ответных реакций и изменений в организме, уже адаптированном к функционированию в состоянии временно достигнутого тонусно-силового баланса мышц, их избыточного сокращения и гипертрофии с одной стороны и перерастяжения с другой, торсии позвонков, компенсаторной латерализации стопы, коленной и голеностопной стратегии и т.д. В своей повседневной практике при подборе корректора мы уже столкнулись с большим перечнем таких реакций организма, одни из которых встречаются относительно редко, другие уже являются относительно типичными.

Так, вестибулярная система после мануальной коррекции и применения корректора становится более чувствительной, поэтому пациент, как правило, ощущает процессы «увеличивающие» укороченную опору (!), в виде чувства дискомфорта в опорно-двигательной системе и редко в виде вновь появившейся боли, хотя до этого месяцами и годами пациент этой разницы не замечал, так как его антиноцицептивная система временно справлялась со своей задачей. Ощущенческие «вестибулярные» реакции в опорно-двигательной системе пациента возникают и тогда, когда высота корректора становится неоптимальной. В этом случае для поддержания вертикальной позы и сохранения оптимального равновесия вестибулярной системе приходится перестраивать тонусно-силовой баланс мышц, активизируя адаптационную коленную и/или голеностопную стратегию с латерализацией стопы,

увеличивающих укороченную опору, что и вызывает ощущение реакции у пациента. Организм в вертикальном положении стремится минимизировать свои энергозатраты, а при разновысокости длин опоры необходимы дополнительные усилия организма, поэтому вестибулярная система и перестраивает функцию опорно-двигательной системы.

Вместе с тем, медленное и длительное развитие «разновысокости длин опоры» в виде причины или следствия, перестраивает не только опорно-двигательную систему, но и антиноцицептивную, что выражается в усиленной выработке стресс гормона и т.д., и в итоге приводит к отягощению характера течения заболевания и нередко инвалидизации, так как до какого-то момента маскирует биомеханическую проблему (асимметрию). Взаимное влияние друг на друга этих систем в вертикальном положении тела является очевидным. Отметим, что антиалгическая медикаментозная «терапия» с течением времени, также приводит к отягощению характера патологии, так как биомеханические причины возникшей проблемы в опорно-двигательной системе не купируются, а купируется на ранних этапах развития патологии естественный сигнал о проблеме - боль.

Изменение тонусно-силового баланса мышц с периодическим «укорочением» нижней конечности то в большую, то в меньшую сторону характерна для нестабильности в позвоночно-двигательных сегментах поясничного отдела позвоночника L3-L5 при псевдо- или истинном спондилолистезе 1-2 степени и лестничном листезе (Щербин С.Л., Щербина С.М., 2013), которые могут быть параклиническим маркером для назначения самого жёсткого корсета (41). В нашей практике хороший фиксирующий результат показал корсет типа LSO-981 фирмы Орлетт. При необходимости (например, дополнительной коррекции сколиотической деформации) возможно изготовление индивидуального протезно-ортопедического изделия. Возникновение разновысокости длин опоры за счёт укорочений мышц и блоков в ПДС шейного и других отделах позвоночника с формированием

симптомокомплекса «боль в спине» было подробно разобрано в посвященной данному вопросу изданной ранее монографии (5).

Хочется отметить, что отсутствие в рефрактерном периоде ЭМГ расслабления паравертебральных мышц, должно настроить специалиста на *длительный период коррекционного лечения*, а пациента на неукоснительное выполнение предписанного лечения, чтобы наступил регресс статического сколиоза позвоночника и надолго купировался «симптомокомплекс боль в спине», а пациент избежал участи инвалида.

Практика показывает, что для успешного коррекционного лечения опорно-двигательной системы каждый «вновь» возникающий симптомокомплекс «боль в спине», есть смысл рассматривать как *самостоятельный*, т.е., возникающий от «нового» патогенерирующего фактора. Причина возникновения симптомокомплекса «боль в спине» не всегда очевидна по клиническим признакам, поэтому и необходимы дополнительные исследования, например компьютерная томография или устранение асимметрий и ограничений подвижности в опорно-двигательной системе в максимально достижимом объеме. Другими словами, необходимо формировать собственное клиническое мышление.

Согласно нашим наблюдениям, асинхронно-асимметричные сокращения кожи и паравертебральных мышц мы констатируем при проведении пальпаторного флексионного теста больших пальцев по Щербину-Piedalu преимущественно слева (зафиксировано всего 3 случая выявления сокращения справа, но через два года, у одной пациентки из указанных он появился как обычно, слева), хотя при проведении ЭМГ анализа реципрокности мы отмечали асинхронные движения паравертебральных мышц и слева и справа. По всей видимости, пальпаторный тест больших пальцев в большей степени отражает движение кожи спины, в то время как ЭМГ тест, работу паравертебральных мышц. Эти тесты (Команцев В.Н., Заболотных В.А., 2001) хоть и отражают единый процесс, но с физиологической точки зрения это не одно и то же, так как кожа движется при сгибании-разгибании туловища *линейно*, а мышца в

естественных условиях работает в *асинхронном* режиме, синхронность же возможна только при электрической активации нерва (19).

Вместе с тем, между движением кожи спины, относительно мышц спины имеется «люфт» при сгибании-разгибании туловища. Данные специалисты полагают, что «для свободного неограниченного движения мышцы, а, следовательно, и сустава совершенно необходимо свободное движение фасции, но этому компоненту мышцы обычно не уделяется должного внимания. Фасция отделяет мышцы друг от друга, уменьшает трение при движении и формирует сухожилие, с помощью которого мышца прикрепляется к костному скелету». Смещение кожи относительно паравертебральных мышц может уменьшаться при напряжении паравертебральных мышц, за счёт повышения тургора кожи (например, за счёт отёка и т.д.) и уменьшения её эластической растяжимости, что приводит кожу и паравертебральные мышцы к одновременной «синхронной» работе при проведении тестов.

На наличие такого «люфта», как показали наши опыты, соответствуют известному иглорефлексотерапевтам феномену «дрейфа» уколотой акупунктурной точки (видимый визуально), со временем меняющей своё местоположение на 0,5-1 сантиметр относительно предыдущего места укола.

Так как этот феномен наблюдается не только в точках спины, но и в точках нижних и верхних конечностей, то можно говорить об увеличении подвижности в коже всей опорно-двигательной системы человека. Физиологическое смещение («люфт») кожи, по всей видимости, имеет определённое функциональное значение: он позволяет коже при движении или наклонах работать в какой-то степени независимо от мышц, но если «люфт» отсутствует, то движение кожи раздражает рецепторы мышц, они напрягаются и укорачиваются, в связи с чем даже небольшое движение (равно как и другие факторы) может вызывать «боль» или участвовать в её поддержании. В свою очередь увеличение «люфта», которое наблюдается при коррекционном лечении, может быть маркером, говорящем о начале изменения тонусно-

силового баланса и расслабления напряжённых мышц, но до известного предела.

На интерференционной электромиограмме отражаются колебания центра масс в виде высокоамплитудных осцилляций и, как мы уже говорили, имеется ступенчатая вовлекаемость паравертебральных мышц в процесс сгибания-разгибания туловища, что затрудняет интерпритацию данных периода начала и конца сокращений паравертебральных мышц при сгибании-разгибании туловища при проведении ЭМГ анализа реципрокности. Пальпаторный же тест (5) сглаживает этот процесс, как бы «загрубляет» его и облегчает интерпритацию данных исследования, а результаты этих тестов коррелируют между собой в 99,9% случаев, что мы доказали в своей работе.

Таким образом, функционально-метрологическая технология и её методы являются очень чувствительным инструментом, не имеющим аналогов в современной медицине в выявлении разновысокости длин опоры и переходных процессов в опорно-двигательной системе человека.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ К ГЛАВЕ 7

1. Каковы действия пациента при появлении после начала использования корректора необычных ощущений: головокружения, шаткости походки, иррадиирующих в конечности болей и т.д.?
2. Имеются ли ответные реакции со стороны различных органов и систем организма в процессе коррекции разновысокости длин опоры или все изменения происходят только на уровне позвоночника?
3. Что в Вашем понимании означает понятие «полиморфизм клинических проявлений»?
4. Перечислите несколько «типичных» и несколько «относительно редких» на Ваш взгляд ответных реакций организма, которые могут встретиться при коррекции разновысокости длин опоры?

5. Какая система реагирует в первую очередь на изменение «длины» опорных конечностей?
6. Может ли пациент почувствовать после подбора «оптимальной» высоты корректора(ов) в процессе их использования, что высота данного корректора(ов) стала «неоптимальной»? Его действия в данном случае?
7. Для какого состояния характерно изменение тонусо-силового баланса мышц, требующих периодического изменения высоты корректора(ов) в ту или иную сторону? Какие действия необходимо провести специалисту в данном случае?
8. Какой тип корсета (жесткий или полужесткий) применяется при комплексном лечении пациентов с нестабильностью в позвоночно-двигательном сегменте поясничного отдела позвоночника?
9. На уровне каких позвоночно-двигательных сегментов поясничного отдела наиболее часто встречается нестабильность и на Ваш взгляд почему?
10. С какой стороны (слева или справа) наиболее часто встречается асинхронно-асимметричное смещение кожно-мышечного дерматома при проведении теста больших пальцев по Щербину-Piedalu?

8. ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЯ КАК МЕТОД КОСВЕННОГО ПОДТВЕРЖДЕНИЯ ВОЗМОЖНЫХ ПРИЧИН ВОЗНИКНОВЕНИЯ ДИСФУНКЦИЙ И ПАТОЛОГИЙ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ

Известно, что при проведении электронейромиографических исследований нижних или верхних конечностей имеет значение и проверяется не только скорость проведения импульса, но и реализация самих импульсов, их количество, в процентном отношении. Нервная система человека (любого биологического объекта) регулирует просвет сосудов, увеличивая их или сужая, в зависимости от внешних и внутренних условий среды с целью сохранения кровообращения (лимфообращения) на приемлемом для работы органов и систем уровне. В свою очередь изменение кровообращения может обеднять кровью одни ткани и органы и переполнять другие, тем самым извращая трофику тканей. В случаях грубого нарушения изменения кровообращения фиксируются с помощью МСКТ ангиографии, сосудистой программы МРТ и УЗИ сосудов, но не все случаи носят грубый характер, поэтому они и не могут быть выявлены вышеназванными методами, так как процесс обкрадывания или переполнения органов и тканей идёт латентно, при нарушенной реализации нервных импульсов, а может быть и скорости их проведения.

ЭМГ не может исследовать иннервацию внутренних органов (как впрочем и любые другие методы), но опосредовано она может свидетельствовать об изменениях в периферической нервной системе, фиксируя реализацию импульсов, которая в свою очередь говорит о нарушении процессов проводимости. Уменьшение реализации импульсов F-ответа от нормы и изменение длительности, амплитуды, площади и формы M-ответа, происходящие в опорно-двигательной системе при патологии, пусть косвенно, но свидетельствуют о том, что «ишемические» хронические инервационные несоответствия могут влиять на трофику внутренних органов.

Вместе с тем, сегодня нет исследований связанных с выявлением зависимости между диаметром кровеносного сосуда, сатурацией кислородом

органа и его электрической обеспеченностью, кроме пожалуй ЭКГ сердца, но, по всей видимости, это исследования будущего.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ К ГЛАВЕ 8

1. В какой взаимосвязи находятся трофическое обеспечение того или иного органа и вегетативной нервной системы?
2. Применение каких методов позволяет фиксировать грубые локальные нарушения кровообращения?
3. Может ли электромиография косвенно свидетельствовать об изменении трофики органа за счет изменения его иннервации?
4. О чем может косвенно свидетельствовать уменьшение реализации импульсов F-ответа от нормы и изменение длительности, амплитуды, площади и формы M-ответа?

9. СРОКИ ПРИМЕНЕНИЯ КОРРЕКТОРА ПОД ОПОРНУЮ ПЛОСКОСТЬ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ВОЗРАСТА И ДИСФУНКЦИЙ В ОПОРНО- ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЕ ЧЕЛОВЕКА

Применимо к детям (Шулутко Л.И., 1963; Неретина Е.В., 2001), существует такое понятие, как «асимметричный рост ребёнка» и связано оно с особенностями физиологии роста индивидуума (22, 39). У детей бывают периоды бурного роста, и периоды его относительной «остановки». В связи с этими и другими физиологическими особенностями, при имеющейся разницы длин нижних конечностей, время применения корректора всегда будет индивидуальным, зависящим от многих *внутренних и внешних факторов*, выраженности *компенсаторных адаптаций организма*, что необходимо учитывать при применении корректора и сроках проверки его высоты. Это необходимо и для того, чтобы в связи со ставшей уже не оптимальной высотой корректора не продолжилось формирования статического сколиоза позвоночника, но уже на фоне его применения! Вместе с тем, у ребёнка до 3-5 лет чрезвычайно трудно измерить разницу длин опоры электромиографическим методом функциональной метрологии в силу разных обстоятельств, но и за счёт того, что вестибулярная система функционально ещё только формируется. Однако при определённом опыте работы с детьми, пальпаторным методом (5) функциональной метрологии можно выявить разницу длин опоры в этом возрасте, учитывая и вторичные её признаки, если они имеются. «Асимметричный рост ребёнка» понятие, которое включает в себя и функциональные асимметрии и может служить как фактором адаптации, так и дезадаптации. Подчёркнём, что физиологическая функциональная «вестибулярная недостаточность» у ребёнка, является естественным адаптационным механизмом при нивелировании проблем в опорно-двигательной системе, связанных с вертикализацией тела и формировании лордозов и кифозов, благодаря которому, до поры до времени не формируется статический сколиоз, несмотря на имеющуюся разницу

длин опоры. У взрослых этими механизмами являются коленная стратегия, голеностопная стратегия с латерализацией стопы увеличивающая её длину и т.д. Асимметричный рост ребёнка в условиях нарушения осанки (наличие которой определяется почти у каждого современного школьника) может пройти без последствий и незамеченным, а может развиваться в сколиоз позвоночника. С практической точки зрения необходимо обращать внимание в том числе и на то, как стоит ребёнок, и если он часто переминается с одной ноги на другую или опирается только на одну ногу, то это может быть признаком разницы длин конечностей и необходимо проводить пальпаторное (5) или ЭМГ пошаговое исследование для выявления (не выявления) асинхронной работы мышц спины и соответственно разницы длин опоры. Для взрослых данное правило так же действует, однако у них чаще всего признаком дисфункции является болевой синдром.

После 5 лет выявить разницу длин опоры пальпаторным методом по Щербину-Riedalu проще, а в 7 лет ещё проще, однако главное в данном процессе - не опоздать! Выявление разницы длин опоры у ребёнка можно улучшить, если тренировать его опорно-двигательную систему, назначив общие физические адекватные и специальные нагрузки из арсенала нейромышечной активации (включающие нестабильные опоры, подвесы, упражнения с применением ролика для пресса из положения стоя, гидрокинезотерапию и т.д.).

Продолжая тему скажем, что начиная с самого раннего возраста при наличии разницы длин опоры (и без неё) можно выявить различные сосудистые реакции, в виде усиления сосудистого рисунка, а также уменьшения или увеличения объёма мягких тканей нижней конечности вследствие дисфиксационных проблем в поясничном отделе позвоночника, произошедших за счёт формирования неоптимального поясничного лордоза при вертикализации тела ребёнка и возникновении ликвородинамического блока при несформировавшихся костях таза. В таких случаях особое внимание следует уделять наличию функционального блока, возникающему в пояснично-

крестцовом переходе и подвздошно-крестцовых суставах и купированию его (другие блоки так же должны устраняться безопасно для пациента в ШОП, ГОП!!!), пока этот переход и подвздошно-крестцовые суставы ещё не потеряли большую подвижность. Именно манипуляция, позволяет устранить этот блок. Перед мобилизацией крестца и манипуляцией на пояснично-крестцовом переходе и подвздошно-крестцовых суставах необходимо провести массаж, постизометрическую релаксацию подвздошно-поясничных и др. мышц и/или другие физиопроцедуры. Проводить манипуляцию необходимо одномоментным общеизвестным приёмом с появлением характерного звука (раз в неделю, месяц и т.д.) в положении ребёнка лёжа на животе, пока она не перестанет проводиться. Главное не усердствовать в амплитуде одновременного компрессионного движения своей ладони!!! Одновременное проведение манипуляции на пояснично-крестцовом переходе и подвздошно-крестцовых суставах возможно только у детей с несформировавшимися костями таза.

Ещё раз подчеркнём - данная проблема решается консервативно – манипуляцией на пояснично-крестцовом переходе (**необходимо провести мобилизацию крестца, и завершить её низкоамплитудной манипуляцией!!!**) с последующим проведением физиотерапевтических процедур, лечебной физкультуры, массажа. Примечательно, что физиотерапевтическое воздействие (в т.ч. неоднократное) без манипуляции эффективности не имеет.

Из всего сказанного следует, что процесс «асимметричного развития» ребёнка может протекать скрытно, он непредсказуем *по длительности, периодичности и характеру асимметричности*, и поэтому если назначен корректор (стелька), то его высота может меняться однократно или периодически и в большую и в меньшую сторону, что требует неоднократных проверок в течении трёх-шести-двенадцати или 24 месяцев и т.д. что зависит от динамики адаптационных процессов в организме. Помимо сезонного наблюдения у специалиста в конце каждого периода бурного общего роста ребёнка, который может способствовать и росту укороченной опоры (а может и

нет), корректор запускает механизмы, удлиняющие саму укороченную конечность, поэтому приход на проверку к врачу *вначале должен измеряться днями, но неоднократно*, например, через день-два в течение 2-3 недель. Вместе с тем, *периодическое применение* корректора в течение этого и большего времени связано как с индивидуальным «асимметричным» ростом ребёнка, так и с травмами, статичным положением тела в школе, функциональными блоками в шейном и других отделах позвоночника и т.д. Следует помнить, что у детей болевой порог находится на очень высоком уровне, поэтому формирование статического сколиоза для них проходит незаметно и только своевременный осмотр может выявить проблему начального формирования сколиоза и разницы длин опоры.

У взрослых по срокам применения корректора ситуация схожа с детьми, но так как нет бурного роста и сезонности этого процесса, то «удлинение» укороченной конечности происходит, за счёт других физиологических механизмов, подробно описанных в опубликованной ранее монографии (5). Так как у взрослых укорочение длин опоры чаще всего связано с травмами, дисфункциями внутренних органов, стресс факторами, с невыявлением в детстве или длительно существующим симптомокомплексом «боль в спине», то требуется купирование этого симптомокомплекса и других проблем, в том числе стелькой и/или подставкой под проекцию седалищного бугра оптимальной высоты, что также может определять сроки их применения.

Говорить о том, что купированная разницы длин опоры была функциональной или истинной можно лишь по отмене или применению корректора, через большой промежуток времени, а именно – годы. Вместе с тем периодическое возникновение функциональной разницы длин опоры может говорить о периодически возникающих дисфункциях в организме, требующих дополнительных параклинических исследований и санации.

Таким образом, *профилактика* заболеваний и инвалидизации требует наиболее раннего устранения асимметрий в опорно-двигательной системе

различными в основном физическими лечебно-диагностическими мероприятиями.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ К ГЛАВЕ 9

1. Какова длительность применения корректора под стопу у взрослых?
2. Каковы действия пациента при появлении после начала использования корректора необычных ощущений: головокружения, шаткости походки, иррадиирующих в конечности болей и т.д.?
3. При отмене корректора под стопу всегда ли требуется отмена корректора в области седалищного бугра?
4. Особенность назначения корректора с целью устранения асимметрии движения паравертебральных мышц при разницы длин опоры у детей?
5. В чем заключается физиологическая перестройка опорно-двигательной системы у детей?
6. В сравнении со взрослыми, сроки применения корректора(ов) продолжительнее или короче?
7. Может ли быть разницы длин опоры функциональной и являться следствием симптомокомплекса боль в спине?

ВЫВОДЫ

1. **Асинхронно-асимметричная функция паравертебральных мышц любой этиологии**, возникающая в том числе и за счёт разницы длин опоры человека, вызывает сколиозирование и сколиоз позвоночника, формирует разные биомеханические и дисфиксационные неоптимальности в его работе, рано или поздно приводит пациента к симптомокомплексу «боль в спине», миофасциальным и неврологическим синдромам, что отражает функциональную взаимосвязь разных систем организма.

2. Напряжения в коже, подвздошно-поясничных, паравертебральных и других мышцах, их укорочение, блоки в позвоночно-двигательных сегментах маскируют **асинхронно-асимметричную функцию паравертебральных мышц** и разницу длин опоры.

3. Постизометрическая релаксация подвздошно-поясничных мышц, массаж, купирование функциональных блоков в позвоночно-двигательных сегментах шейного, грудного и поясничного отделов позвоночника на фоне проведения других физиотерапевтических методов коррекции позволяет **выявить асинхронно-асимметричную функцию паравертебральных мышц** и подобрать корректор оптимальной высоты.

4. Разница длин опоры приводит к разным дисфиксационным механизмам развития симптомокомплекса «боль в спине» и сколиозу позвоночника за счёт возникающей асимметричной вертикальной нагрузки на позвоночник и купируется коррекционными лечебно-диагностическими мероприятиями, стелькой под укороченную нижнюю конечность, либо подставкой под проекцию седалищного бугра, в зависимости от течения компенсаторных адаптаций организма «удлиняющих» укороченную опору.

5. Так как в каждой истинной разнице длин опоры лежит и функциональная составляющая, то процесс применения или периодического изменения высоты корректора у одного и того-же пациента, то в большую, то в меньшую сторону может быть длительным, и требует наблюдения и повторных

проверок у специалиста, в значимые для компенсаторных адаптаций и индивидуальные для пациента сроки, что приводит к регрессу клинических проявлений функционального статического сколиоза, симптомокомплекса «боль в спине», стойкой ремиссии и профилактике обострений почти в 92-95% случаев.

6. Необходимость в изменении высоты корректора или его отмена может быть связана с появлением асинхронности в работе паравертебральных мышц и возникновением чувства дискомфорта у пациента при его применении, при появлении чувства дискомфорта в опорно-двигательной системе, пациент должен обратиться к лечащему его специалисту.

7. Нами по результатам электромиографического исследования установлено влияние мануальной коррекции на паравертебральные и другие мышцы и выявлена взаимосвязь между возникновением статического сколиоза и разницей длин нижних конечностей или асимметричным положением седалищных бугров при скрученном тазе, выражающаяся в асинхронном сокращении паравертебральных мышц свыше 35 мс мышц на исследуемых уровнях позвонково-двигательных сегментов.

8. По данным пошаговых электромиографических исследований, возникающая асинхронность функции паравертебральных мышц, за счёт разницы длин опоры и длительность этого процесса могут являться одним из основных механизмов, формирующим функциональный статический сколиоз позвоночника и симптомокомплекс «боль в спине», который в свою очередь может привести к возникновению истинного статического сколиоза, «истинной» разнице длин нижних конечностей и/или асимметричного положения седалищных бугров, запутывая причинно-следственные связи возникновения патологии, замыкая их в порочный круг, нередко приводя к инвалидизации.

9. Практика показывает, что даже малая до 6 мм разновысокость длин опоры бывает истинной, а большая в 10-15 мм может быть функциональной.

10. Электромиографические пошаговые исследования разницы длин нижних конечностей позволяют до и после мануальной терапии выявить «практически сразу» «истинную» или функциональную разницу длин нижних конечностей или асимметричность положения седалищных бугров, за счёт отсутствия рефрактерного периода в работе паравертебральных мышц при их расслаблении, но с известными оговорками в отношении «истинности» этого утверждения.

11. В эксперименте установлено, что стабилметрическим методом выявить разницу длин опоры нельзя, но вместе с пальпаторным методом он может быть использован для оценки и подбора корректора оптимальной высоты по динамике своих показателей.

12. Искусственно нагружая вестибулярную систему человека через корректор под опорную плоскость можно оптимизировать тонусно-силовой баланс всей опорно-двигательной системы человека и управлять им, за счёт корректора оптимальной высоты или гиперкоррекции в 1-2 мм.

13. Функционально-метрологическая технология, включающая в себя пальпаторную, электромиографическую и стабилметрическую методики, позволяет определить оптимальную высоту корректора с точностью до 1 мм, при этом ошибка в измерении на эту же величину существенно ухудшает синхронность функции паравертебральных мышц и снижает устойчивость пациентов.

14. Электромиографический и стабилметрический методы выявления разницы длин опоры являются дорогостоящими по аппаратной составляющей и сложными в интерпретации, в отличие от пальпаторного скрининг теста по Щербину-Piedalu применяемого каждодневно, но они незаменимы в исследовательской работе.

15. Даже при отсутствии явных вторичных признаков разницы длин опоры, необходимо проводить пальпаторный тест по Щербину-Piedalu на её скрытое наличие, что является профилактикой формирования сколиоза и в чём мы не раз убеждались.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Асинхронно-асимметричная функция паравертебральных мышц любой этиологии, в том числе возникающая за счёт разницы длин опоры человека, может явиться причиной развития сколиотической деформации позвоночника и симптомокомплекса «боль в спине», формируя различные биомеханические и дисфиксационные нарушения (неоптимальности) в его работе, которые в свою очередь рано или поздно приводят пациентов к полиморфизму клинических проявлений и жалоб.

Асинхронно-асимметричная функция паравертебральных мышц может быть не только следствием патологий или дисфункций в опорно-двигательной системе человека, но она может быть интегральным показателем дисфункций внутренних органов, что отражает функционально-анатомическую взаимосвязь различных систем организма и требует комплексного лечения.

Купируя проблемы опорно-двигательной системы, мы в какой-то мере решаем и проблемы внутренних органов и наоборот. Ответ на вопрос «в какой мере» сложен. Однако подчеркнём, что необходимость применения корректора, с последующей его отменой вследствие наступившей ненужности, а именно вследствие восстановления синхронности-симметричности функции паравертебральной мускулатуры, может однозначно говорить об имевшейся функциональной разнице длин опоры.

Наиболее эффективным то медицинское вмешательство, которое является профилактическим по своей сути, не допускает появления развернутой картины того или иного заболевания, воздействующих друг на друга порочных кругов, вторичных изменений, т.е. имеющее превентивный характер. Данное направление является и наиболее эффективным в экономическом плане. Поэтому применение функциональных методов выявления асинхронно-асимметричной работы паравертебральной мускулатуры, ассоциированной с изменением длины опорных конечностей, позволяет осуществлять раннюю

(доклиническую) диагностику целого ряда заболеваний, включающее столь сложную патологию, как сколиотическая деформация позвоночника.

В случаях применения методов функциональной диагностики при уже имеющихся заболеваниях, данные методы позволяют проводить в полном смысле комплексную коррекцию нарушений, причем как первичных, так и вторичных, при широком перечне различных нарушений.

Функциональные методы не имеют лучевой нагрузки, практически не имеют ограничений в применении, точны и достоверны. Их применение позволяет проводить как скрининговые (например, малозатратный пальпаторный метод больших пальцев по Щербину-Piedalu), так и углубленные исследования с получением цифровой количественной оценки, в динамике подбирать высоту корректора оптимальной высоты под стопу и/или проекцию седалищного бугра, что в итоге может позволить получать максимально возможный результат коррекционного лечения статического сколиоза и симптомокомплекса «боль в спине».

Дополнительно хочется сказать, что «функциональная» асимметричность седалищных бугров встречается реже, так как таз более устойчивая и жёсткая структура, не имеющая достаточно подвижных суставов в отличие от нижних конечностей.

ГЛОССАРИЙ

Асимметрия – отсутствие или нарушение симметрии.

Гониометрия – метод исследования двигательной функции суставов конечностей путем измерения амплитуды движения в них как в покое (с помощью угломера), так и в движении (различными аппаратными методиками) с целью измерения кинематических характеристик шага.

Динамометрия – метод измерения силы сокращения различных мышечных групп, при исследовании походки - регистрация реакций опоры.

Дисбаланс – векторная величина, характеризующая неуравновешенность вращающихся частей.

Дорсопатии (от лат. *dorsum* - спина) – дословно «заболевание спины», собирательный термин, применяющийся для обозначения не только всех возможных вариантов патологии позвоночника, но и поражений мягких тканей спины (паравертебральных мышц, связок и т.д.).

Игольчатая (локальная) ЭМГ – метод изучения биоэлектрической активности мышц, использующий для регистрации потенциалов игольчатый электрод, погруженный в мышцу.

Изокинетическое – сокращение представляет собой сокращение мышцы с постоянной скоростью при выполнении максимальной амплитуды движения.

Ихнометрия – измерение пространственных характеристик шага при ходьбе человека (длины шага, базы шага, угла разворота).

Корректор - (от лат. *corrector* — направитель, исправитель) – в примерочном варианте наборная стелька (может изготавливаться из различной толщины слоев, как правило, полимерных материалов) с толщиной в пятке на 1/3 (2/3) больше чем в носке для постоянного, включающего дома, ношение в обуви, а так же подставка под проекцию седалищного бугра.

М-ответ – вызванный ответ мышцы, являющийся суммарным синхронным разрядом двигательных единиц мышцы в ответ на электрическую стимуляцию нерва.

Н-рефлекс – рефлекторный ответ мышцы на раздражение чувствительных волокон нерва, иннервирующих данную мышцу.

Паравертебральные – околопозвоночные.

Поверхностная (глобальная, накожная, суммарная) ЭМГ – методика регистрации суммарной биоэлектрической активности мышц с помощью поверхностных электродов в покое и при различных режимах напряжения.

Подометрия – метод, включающий в себя измерение высоты свода стопы в покое, упругих колебаний дуг продольного свода стопы и временных характеристик шага.

Сколиоз – сложная деформация позвоночника при которой происходит его боковое искривление и скручивающее вращение вокруг своей оси.

Стабилометрия (стабиллометрия, стабиллография, постурография) – широкий спектр методических приемов, заключающихся в измерении координат центра давления, создаваемого человеком на плоскость опоры, в определенных условиях за определенный период времени, с целью количественной оценки двигательных возможностей или с целью создания биологической обратной связи по опорной реакции для реабилитационных или тренировочных упражнений.

Стимуляционная ЭМГ (электронейромиография) – комплекс методик регистрации биологической активности мышц возникающий в ней при прямой, не прямой и рефлекторной стимуляции с исследованием М-ответа, Н-рефлекса, F-волны, определение скорости проведения импульса по моторным и сенсорным волокнам, тестирование нервно-мышечной передачи и т.д.

Электромиография – метод исследования спонтанной и вызванной биоэлектрической активности мышечных и нервных волокон.

F-волна – ответ мышцы на возвратный разряд, возникающий в результате антидромного (распространение возбуждения по двигательным нервам к спинному мозгу) раздражения мотонейронов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

Основная

1. Патент РФ № 2268700. Способ мануальной диагностики и коррекции функционального состояния позвоночника. / Щербин С.Л. (Россия) / Заявка № 2004107593/14. Приоритет 15.03.2004. Зарегистрирован 27 января 2006 года. Опубликовано 27.01.2006. Бюлл. № 3.

2. Патент РФ № 2335239. Способ диагностики и коррекции функционального состояния позвоночника / Щербин С.Л., Щербина С.М. (Россия) / Заявка № 2006135602/14. Приоритет 09.10.2006. Зарегистрирован 10 октября 2008 года. Опубликовано 10.10.08. Бюлл. №28.

3. Патент РФ № 2336804. Способ мануальной диагностики и коррекции позвоночника и вестибулярной системы / Щербин С.Л., Щербина С.М., Козьминов С.Г., Слива С.С. (Россия) / Заявка № 2006138256/14. Приоритет 30.10.2006. Зарегистрирован 27 октября 2008 года. Опубликовано 27.10.08. Бюлл. №30.

4. Щербин С.Л. Разработка функциональных критериев диагностики и коррекции биомеханических нарушений при сколиозе позвоночника. Автореферат диссертации на соискание ученой степени кандидат биологических наук. – Москва, 2008. – 24 с.

5. Щербин С.Л. Функционально-метрологическая технология как принципиально новый метод динамического выявления и коррекции разновысокости длин опоры и профилактики развития статического сколиоза позвоночника. Часть I. Тест больших пальцев по Щербину-Piedalu: Практическое руководство для врачей–Нальчик: ООО «Печатный двор», 2012. – 88 с.

Дополнительная

6. Батышева Т.Т., Скворцов Д.В., Бойко А.Н. Методические рекомендации. Организация лаборатории клинического анализа движений и её работы в условиях поликлиники восстановительного лечения. ООО Связь-Принт в типографии «Радио и связь», 2002. – С. 3-4.

7. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. М. ЦНИИПП. 1998. – 271 с.

8. Водолазский Л.А. Основы техники клинической электрографии. – М.: Медицина, 1966. – С. 135-272.

9. Гехт Б.М. Синдромы патологической мышечной утомляемости. – М.: Медицина, 1974. – С. 200.

10. Гехт Б.М., Касаткина Л.Ф., Кевиш А.В. Электромиография с использованием игольчатых электродов в анализе структуры и функционального состояния двигательных единиц при нервно-мышечных заболеваниях // Невропатол и психиатр, 1980. – Т. 80. – № 6. – С. 822-829.

11. Гехт Б.М., Касаткина Л.Ф., Самойлов М.И., Санадзе А.Г. Электромиография в диагностике нервно-мышечных заболеваний. – Таганрог: Издательство ТРТУ. – 1997. – С. 70.

12. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л. Регуляция позы человека. – М.: Наука, 1965. – 256 с.

13. Дьяконов В.П. MATLAB 6/6.1/6.5 + Simulink 4/5. Основы применения. М.: СОЛОН-Пресс, 2002.

14. Епифанов В.А. Реабилитация в травматологии и ортопедии / В.А. Епифанов, А.В. Епифанов. – 2-е изд., перераб и доп. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2015. – 416 с.

15. Еремушкин М.А., Колбовский Д.А., Муравьева Н.В., Сырченко А.И. Программа комплексного лечения постуральных (позных) миоадаптационных синдромов остеохондроза позвоночника: Медицинская технология / М.А. Еремушкин, Д.А. Колбовский, Н.В. Муравьева, А.И.

Сырченко; ФГУ «Центральный научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова» Росмедтехнологий. – М.: ФГУ ЦНИИТО, 2009. – 25 с.

16. Зенков Л.Р., Ронкин М. А. Функциональная диагностика нервных болезней. – М.: Медицина, 1991. – С. 237-400, 465-623.

17. Иваничев Г. А. Мануальная терапия. Руководство, атлас. – Казань, 1997. – С. 22, 65, 70.

18. Касаткина Л.Ф., Гильванова О.В. Электромиографические методы исследования в диагностике нервно-мышечных заболеваний. Игольчатая электромиография. – М.: Медика, 2010. – 416 с.

19. Команцев В.Н., Заболотных В.А. Методические основы клинической электронейромиографии. Руководство для врачей. – Санкт-Петербург. – 2001. – 349 с.

20. Михайлова Л.К., Еремушкин М.А., Косов И.С., Михайлова С.А., Муравьева Н.В. Исследование показателей двигательных способностей и постурального статуса пациентов с гемигипоплазией Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова, 2014. – N 4. – С. 49-53.

21. Недзьведь Г.К., Михневич И.И. // Мед. новости. – 2006. – № 6. – С. 51-54.

22. Неретина Е. В. Диагностика и консервативное лечение асимметрии таза у детей: автореф. дисс. канд. мед. наук. Иркутск, 2001.

23. Патент на полезную модель РФ № 142582. Устройство для реабилитации пациентов с заболеваниями позвоночника, органов малого таза, суставов и сосудов нижних конечностей. / Болотов Д.Д., Щербин С.Л., Щербина С.М. (Россия) / Заявка № 2013158043. Приоритет 26.12.2013. Зарегистрирован 27 мая 2014 года. Опубликовано 27.06.14. Бюлл. №18.

24. Попов Г.И. Биомеханика: учеб. для студ. учреждений высш. проф. образования / Г.И. Попов. – 5-е изд., перераб. и доп. – М.: Издательский центр «Академия», 2013. – 256 с.

25. Проценко В.Н. Концептуальное обоснование принципиально нового взгляда на этиологию и патогенез заболеваний позвоночного столба. Мануальная терапия № 3 (11) 2003. - Обнинск. – С. 43-47.
26. Проценко В.Н. Неврологические и ортопедические аспекты формирования сколиотических деформаций позвоночного столба. Мануальная терапия № 3(7) 2002. – Обнинск. – С. 48-58.
27. Проценко В.Н. Роль структурных и функциональных асимметрий опорно-двигательного аппарата в формировании неврологических проявлений дегенеративно-дистрофической патологии поясничных позвоночных двигательных сегментов. Мануальная терапия №2(6) 2002. – Обнинск. – С. 34-39.
28. Рейнберг С.А. Рентгенодиагностика заболеваний костей и суставов. В 2-х книгах. Изд., 4-е, перераб. исправленное и доп. – М. Изд-во Медицина», 1964 – 573 с.
29. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений, анализ походки. М.: НМФ «МБН», 1996. – 344 с.
30. Скворцов Д.В. Клинический анализ движений. Стабилометрия. – М.: АОЗТ Антидор, 2000. – 189 с.
31. Скоблин А.А., Витензон А.С. Комплексная медицинская реабилитация больных с заболеваниями позвоночника. Клинико-биологическое исследование. Монография / Под ред. А.А. Скоблина. М.: САЙНС-ПРЕСС, 2013. – 400 с.
32. Соков Л.П., Соков Е.Л, Соков С.Л. Руководство по нейроортопедии, – М.: Издательство РУДН, 2002. – 231 с.
33. Стариков С.М., Поляев Б.А., Болотов Д.Д. Физическая реабилитация в комплексном лечении больных с дорсопатиями. Монография, М.: РМАПО 2011. – 137 с.
34. Травматология и ортопедия: Руководство для врачей / Под ред. Н.В. Корнилова: В 4 томах. – СПб.: Гиппократ, 2004. – Т. 1: Общие вопросы

травматологии и ортопедии / Под ред. Н.В. Корнилова и Э.Г. Грязнухина. – СПб.: Гиппократ, 2004. – 768 с.

35. Травматология и ортопедия: Учебник / Под ред. Проф. В.М. Шаповалова, А.И. Грицанова, доц. А.Н. Ерохова. – СПб: ООО «Издательство Фолиант», 2004. – 419 с.

36. Тревелл Дж. Г., Симонс Д.Г. Миофасциальные боли. – М., Медицина, 1989. – Т. 2. – 600 с.

37. Усачёв В.И. (Россия). Пат. №2175851. Способ качественной оценки функции равновесия. Заявка №99104974/14. Приоритет 15. 03. 1999. Оpubл. 20.11.2001.

38. Ушаков А.Н. Объективность исследований в патологии опорно-двигательного аппарата // Медицинский алфавит – М.: ООО Альфмед. – 2004. – № 5. – С. 30-32.

39. Шулутко Л. И. Боковое искривление позвоночника у детей (сколиоз). – Казань: Татполиграф. – 1963. – 104 с.

40. Щербин С.Л., Щербина С.М. Обзор основных диагностических и коррекционных ошибок влияющих на эффективное купирование физическими методами симптомокомплекса «боль в спине» / V Всероссийский съезд врачей мануальной медицины 19-20 октября: материалы. Подмосковье – 2013 г. С. 8-11.

41. Щербин С.Л., Щербина С.М. Решение вопроса динамического выявления относительной разновысокости длин опоры и управление оптимальной высотой корректора при коррекции и профилактике статического сколиоза позвоночника и симптомокомплекса «боль в спине» / V Всероссийский съезд врачей мануальной медицины. Актуальные вопросы мануальной терапии – 2013 г. – С. 42-43.

42. Юсевич Ю.С. Электромиография в клинике нервных болезней. М.: Медгиз. 1958. – 127с.

43. Янда В. Функциональная диагностика мышц / Владимир Янда. – М.: Эксмо, 2010. – 352 с.

44. Buchal F. An introduction to electromyography – Kobenhavn: Gyldendals 1957. – 43p.
45. Day B.L., Steiger M.J., Thompson P.D. et. al. Effect of stance width on body movement when standing // Xth Int. Symp. On Disorders of Posture and Gait-FRG: Munchen, 1990. – September 2-6. – P. 37-40.
46. Desmedt J.E. New developments in electromyography and clinical neurophysiology // Basel: Karger, 1973. - Vol. I. – P. 350-374.
47. Desmedt J.E. Presynaptic mechanisms in myasthenia graves // Ann.N.Y. Acad.Sci, 1966. – Vol. 135 art. I. – P. 209-246.
48. Furman J.M. Posturography: uses and limitations // Baillieres Clin. Neurol., 1994. – № 3. – Vol. 3. – P. 501-513.
49. Furman J.M. Role of posturography in the management of vestibular patients // Otolaryngol. Head Neck Surg., 1995. – № 112, Vol. I. – P. 8-15.
50. Gahery Y. Factors determining center of pressure movements in the standing position // Gait & Posture, 1999. – № 9. – Vol. – P. 41.
51. Horak F., Nashner I. Central Programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configuration // J. Neurophysiol., 1986. – № 55. – P. 1881-1885.
52. Kapteyn T.S., Bles W., Njikiktjien Ch.J. et. al. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography // Agressologie, 1983. – № 24. – Vol. 7. – P. 321-326.
53. Kaufman K.R., Miller L.S., Sutherland D.H. // J. Pediatr. Orthop. – 1996. – Vol. 16, N 2. – P. 144–150.
54. Lidstrom J., S. Friberg., L. Lidstrom et.al. Postural control in siblings to scoliosis patients and scoliosis patients // Spine, 1988. – № 3, Vol. 9. – P. 1070-1074.
55. Liu X.C., Fabry G., Molenaers G. et al. // J. Pediatr. Orthop. – 1998. – Vol. 18, N 2. – P. 187–189.
56. Murrell P., Cornwall M.W., Doucent S.K. Leg-lengths discrepancy: effect on the amplitude of postural sway // Arch. Phys. Med.Rehabil., 1991. – № 72, Vol. 9. – P. 646-648.

57. Sahlstrand T., Ortengren R., Nachemson A. Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis // Acta Orthop. Scand., 1978. – № 49. Vol. 4. – P. 354-365.

Приложение 1.

ПАМЯТКА ПО ПРИМЕНЕНИЮ КОРРЕКТОРА

Вследствие применения корректора/ов, в организме и опорно-двигательной системе в частности формируются собственные компенсаторные адаптации на «изменение» длины конечности. Так как в каждой истинной разнице длин конечностей лежит и функциональная ее составляющая, то процесс применения и периодического изменения высоты корректора то в большую то в меньшую сторону может быть длительным, требующим регулярного наблюдения у специалиста в индивидуальные для пациента сроки, что в итоге способствует устранению клинических проявлений функционального статического сколиоза, симптомокомплекса «боль в спине» и профилактике появления иных нарушений.

Наборность (многослойность) корректора позволяет легко менять его высоту. Под проекцию седалищного бугра лучше всего подкладывать наборную подставку (можно из любого материала, например тетради и т.д.).

Изменение толщины стельки и/или подставки под проекцию седалищного бугра в процессе лечебно-диагностических мероприятий наблюдается у всех пациентов, что связано с перераспределением тонусно-силового баланса и изменением длины укороченных мышц, связок, фасций и костей. Нужно учитывать и проседание («утаптывание») корректора. Вместе с тем, при стабильной высоте корректора, когда можно сделать заключение о длительном применении данной его высоты, корректор под стопу **можно изготовить из специального, более жёсткого материала в протезно-ортопедической мастерской.**

Особенно часто высота корректора может меняться у детей в периоды бурного роста, а так же при нестабильности в позвоночно-двигательных сегментах. Изменения формируются и в процессе лечебно-диагностических мероприятий, когда лечебная тактика включает усиление общих физических

нагрузок (ходьба, бег, массаж, душ Шарко, мануальная терапия, скипидарные ванны, плавание, электростимуляция и т. д.), лечебно-диагностические процедуры и лечебную физкультуру с укреплением мышц спины и косых мышц живота.

Ни в коем случае не отменяйте стельку самостоятельно!!! Обязательно приходите на осмотр для контроля высоты стельки или необходимости её отмены в **те сроки**, которые Вам назначит специалист!!! Необходимость в изменении высоты корректора или его отмена может быть связана с появлением асинхронности в работе паравертебральных мышц и чувства дискомфорта у пациента при его применении.

При появлении чувства дискомфорта в опорно-двигательной системе, пациент должен обратиться к лечащему его специалисту, даже если запланированный срок его прихода к нему ещё не подошёл!

ЩЕРБИН Сергей Леонидович
ЩЕРБИНА Светлана Михайловна
БОЛОТОВ Денис Дмитриевич
ЕРЕМУШКИН Михаил Анатольевич

ПРИМЕНЕНИЕ ЭЛЕКТРОНЕЙРОМИОГРАФИЧЕСКОГО И
СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКОГО МЕТОДОВ В ВЫЯВЛЕНИИ
РАЗНОВЫСОКОСТИ ДЛИН ОПОРЫ

Учебно-методическое пособие

Российский научный центр медицинской реабилитации и курортологии
ФГБУ «РНЦ МРиК» Министерства здравоохранения России
Ул. Новый Арбат, д. 32, Москва, 121099
Электронный адрес rncmrik@rncmrik.com

Отпечатано в соответствии с предоставленными материалами
в ООО «ШарПринт»
129347, г. Москва, Ярославское шоссе, 126А
Формат А5. Тираж 100 экз.