

Д.В.СКВОРЦОВ

СТАБИЛОМЕТРИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

(КРАТКОЕ РУКОВОДСТВО)

http://www.biomera.ru/education/skvortsov_dv.php

**Москва
Мера-ТСП
2010**

УДК 616.8-009.18-071

ББК 56.12

С42

Скворцов Д.В.

С42

INFORMATION ONLY

Руководство посвящено относительно молодому направлению в клинической практике — проведению стабилметрического исследования. Рассмотрены теоретические и практические основы стабилметрического исследования в его современном состоянии, физиологии, биомеханики и нейрофизиологии баланса в основной стойке. Обсуждены терминология, современные стандарты проведения исследования и дана другая необходимая информация. Приведены подробные нормативные параметры, их зависимость от различных условий исследования. Определены теоретические и практические основы клинического анализа стабилметрических данных. Подробно описаны методики исследования. Дана классификация и системный анализ стабилметрических данных с целью диагностики различных нарушений сферы равновесия. Описываемая патологическая симптоматика и двигательные феномены проиллюстрированы клиническими примерами.

Отдельный раздел посвящён методам тренировки баланса в вертикальной стойке с использованием принципов биологической обратной связи.

Руководство предназначено для практических врачей неврологов, ортопедов-травматологов, реабилитологов, оториноларингологов, артрологов, протезистов, окулистов, стоматологов, кардиологов и врачей других специальностей, а также научных работников.

УДК 616.8-009.18-071

ББК 56.12

© Скворцов Д.В., 2010

ISBN 978-5-91146-505-6 © Оформление. ООО «Мера-ТСП», 2010

Содержание

Введение.....	4
Области применения стабилотрии	6
Теоретические основы стабилотрии.....	12
Технические основы стабилотрии.....	38
Требования, предъявляемые к методике исследования.....	41
Основные термины и параметры	56
Общие принципы клинического анализа стабилотрических данных.....	71
Примеры клинического использования стабилотрии.....	100
Метод биологической обратной связи в восстановительном лечении больных с двигательной патологией.....	117
Список литературы	129

Внимание!

Это редакционный (допечатный) вариант методического пособия. В отредактированную и принятую к печати версию вошел раздел "послесловие" (Л.А.Лучихин), отсутствующий в представленном варианте. Сведения о рецензентах (Сквознова Т.М., Гладков А.В.) и точная информация о методическом пособии доступна на сайте www.biomera.ru [http://www.biomera.ru/education/skvortsov_dv.php]

====

При цитировании указывайте верную библиографию!

Скворцов Д.В. Стабилотрическое исследование
М.: Маска, 2010. 176 с. ISBN 978-5-91146-505-6

===

Владельцами авторских прав разрешена публикация данной электронной версии методического пособия на сайте www.biomera.ru для свободного распространения. Смотрите другие методические пособия по теме на сайте: <http://biomera.ru/education/method/>

Введение

Среди различных пока еще мало известных направлений функциональной диагностики, активно развивающихся в последнее десятилетие в отечественной медицине, можно отметить нового представителя. Общее название этого метода — стабилметрия — это метод регистрации проекции общего центра масс тела (ОЦМ) на плоскость опоры и его колебаний в положении обследуемого стоя, а так же при выполнении различных диагностических тестов. В ряде случаев метод применяется при использовании различных положений тела обследуемого, включая положение сидя и лежа.

Строго говоря, стабилметрия — один из базовых методов клинического и фундаментального научного направления известного как *постурология*.

Собственно термин «posture» в переводе с французского или английского — поза, положение тела. Более точно термин «posture» имеет значение как физическое расположение, размещение тела, приведение в порядок его частей и сегментов.

Как наука, постурология занимается изучением процессов сохранения, управления и регуляции баланса тела при его различных положениях и выполнении движений в норме и патологии. В клинической практике более всего остается востребованным исследование баланса обследуемого именно в положении основной стойки. Связано это, прежде всего, с тем, что такое исследование технически существенно проще и, в то же время, позволяет получить значительное количество клинически ценной информации. Поддержание равновесия, т.е. баланса тела при стоянии,— процесс динамический. Тело стоящего человека совершает иногда, практически невидимые, иногда хорошо заметные колебательные движения в различных плоскостях. Характеристика колебаний (их амплитуда, частота, направление, а так же среднее положение в проекции на плоскость опоры) являются чувствительными параметрами, отражающими состояние различных систем, включенных в поддержание баланса.

Действительно, баланс в основной стойке — активный процесс, в котором участвуют многие функциональные системы организма: опорно-двигательная, центральная и периферическая нервная системы. Среди органов чувств необходимо особенно выделить проприорецептивную и зрительную системы, которые физиологически несут основную нагрузку; имеет значение также и вестибулярный аппарат; в определен-

ных случаях в регуляцию процесса баланса тела подключаются другие органы и системы. Даже из этого краткого списка видно, что тестирование процесса баланса тела в основной стойке может дать информацию о функциональном состоянии значительной части опорно-двигательной и сенсорной систем.

Стабилометрия, как метод исследования в клинической практике, используется относительно недавно. Не более 20 лет. Тем не менее, этот метод приобретает все большее значение в самых различных областях практической медицины. Это происходит в силу следующих факторов:

- используемый двигательный тест, основная стойка, включает действие многих систем организма (опорно-двигательной, нервной, вестибулярной, зрительной, проприорецептивной и других);
- исследование занимает относительно мало времени (от нескольких секунд до минуты);
- не требует монтажа датчиков на теле обследуемого (за исключением специальных методик);

Именно поэтому стабилометрия сегодня широко представлена в практической медицине разных стран. Особенно в США, Франции, Японии, Италии и в других странах.

В 1969 г. было основано Международное общество постурологии. Основатели этого общества — исследователи, в основном, из Европы и Японии. С 1986 г. общество существенно расширило свои ряды. Следствием этого является изменение названия, теперь это — Международное общество исследования положения тела и походки (International society for postural and gait research). Его членами становятся ученые, занимающиеся различными аспектами движений человека: нейрофизиологи, инженеры, неврологи, отоларингологи, физиотерапевты и другие специалисты. Активные исследования в этой области привели к формированию нескольких различных школ: европейской, американской, японской.

В настоящее время регулярно проходят конференции и симпозиумы, издаются периодические журналы, проводятся дискуссии в Internet. Тем не менее, как отмечает известный американский исследователь [Horak F., 1997] стабилометрия еще не достигла своего полного потенциала как клинический инструмент.

В России стабилометрия, как клинический метод, еще только начинает свой путь в практическую медицину. Поэтому методические и методологические вопросы проведения исследования, получения ин-

формации являются наиболее острыми. Краткому освещению данной проблемы и посвящена эта работа.

Анализ публикаций в отечественной и зарубежной литературе за последние 45 лет показывает, что стабилметрия, как диагностический метод, вышла из узких рамок научных лабораторий и привлекает пристальное внимание специалистов различных отраслей медицины [Скворцов Д.В., 2000; 2007]. Это такие специальности, как ортопедия-травматология, неврология, вертеброневрология, мануальная медицина, протезирование, оториноларингология, офтальмология, реабилитация и ряд других смежных специальностей.

Области применения стабилметрии

Как метод исследования функции равновесия, проприорецептивной системы, зрительного анализатора, вестибулярного аппарата и других функций организма, прямо или косвенно связанных с поддержанием равновесия, стабилметрия и ее варианты применяются во многих областях медицины [Кондратьев И.В. с соавт., 1999]. Достаточно перечислить такие специальности как ортопедия-травматология, неврология, оториноларингология, офтальмология, реабилитация, мануальная медицина. Кроме того, стабилметрия является глобальной характеристикой баланса тела и находит применение как неспецифический индикатор функционального состояния опорно-двигательной и нервной систем.

В ортопедии-травматологии стабилметрические исследования позволяют определить наличие асимметрий опорно-двигательного аппарата, аномалий суставов и позвоночника. В травматологической практике стабилметрия дает возможность узнать функциональное состояние поврежденных нижних конечностей или позвоночника, определить опороспособность конечности [Погосян И.А., 1998; Скворцов Д.В., 2000]. Поскольку стабилметрическое исследование, это, во многом, исследование двигательной сферы, то оно нашло применение и при суставной патологии, такой генерализованной, как различные виды дорсопатий [Скворцов Д.В., 2000] или системной, как ревматоидный артрит [Ekdahl C., 1992].

В неврологии спектр применения стабилметрических исследований охватывает такие области как парезы, параличи, гиперкинезы, нарушения чувствительности различного рода, инсульты и их последствия, миодистрофии, различные дегенеративно-дистрофические заболевания центральной и периферической нервной системы, болезнь Паркинсона, дисциркуляторная энцефалопатия у пожилых, детский цереб-

ральный паралич, последствия черепно-мозговой травмы и др. [Васильев А.С., 2002; Дамулин И.В., Брыжахина В.Г., 2002; Донова Н.А. с соавт., 2004; Жаворонкова Л.А. с соавт., 2003; Кожевникова В.Т., 1999; Коновалова Н.Г., 2004; Кононова Е.Л., Ананьева Н.И., Балунов О.А., 2004; Мостовой Л.Я., 2004; Радзиковская Н.В., 2003; Черникова Л.А., 2004; Furman J.M., 1994; Gagey P.M., Weber B., 1995]. Основная цель — диагностика состояния функциональной сферы или дифференциальная диагностика, например, больных невритом вестибулярного нерва и с шейным остеохондрозом, с помощью стабилотрии [Karlberg M. et al., 1996]. В исследовании пациентов с болезнью Паркинсона или индуцированным медикаментозными средствами паркинсонизмом [Schaefer K.P. et al., 1990] имелось увеличение длины статокинезиограммы. Опыт других авторов показал, что стабилотрические тесты могут использоваться как дифференциально-диагностические от различных форм паркинсонизма [Trenkwalder C. et al., 1995]. При исследовании такой глобальной патологии как церебральный паралич посредством динамической стабилотрии у больных обнаружено вовлечение в движение мышц, иннервируемых черепно-мозговыми нервами, иннервации мышц, иннервируемых черепно-мозговыми нервами [198]. Для действия мышц оказалось одинаково важно как состояние центральной нервной системы, так и механические условия (взаиморасположение между суставами).

INFORMATION ONLY

Отечественные авторы [Сологубов Е.Г., Яворский А.Б., Кобрин В.И., 1996] успешно внедрили статическую стабилотрию в клиническую практику для выяснения особенностей статики больных церебральным параличом и воздействия различными лечебными факторами, в том числе костюмом «Адель».

Исследования группы пациентов с черепно-мозговой травмой [Geurts A.C. et al., 1996] показало, что колебания ЦД у этой группы более чем на 50% выше как для фронтальной, так и для сагиттальной плоскости, скорость ЦД на 20% ниже, чем в контрольной группе. Необходимо отметить, что французская школа постурологии выделяет синдром последствия сотрясения головного мозга, который регистрируется посредством статической стабилотрии. Характерным стабилотрическим симптомом его является увеличение площади статокинезиограммы свыше 200 мм². У всех больных с этим синдромом площадь статокинезиограммы превышает уровень 95% нормы. При этом часто выявляется увеличение девиаций в сагиттальной плоскости [Rubin A.M. et al., 1995].

Значительное место в современных исследованиях больных с различной патологией мозжечка занимает стабилотрия и некоторые

производные тесты. Тест Ромберга позволяет быстро обнаружить возросшую роль зрения в поддержании баланса, например у больных со спиноцеребеллярной дегенерацией [Ohashi N., Nakagawa H., Asai M., 1993]. Для мозжечковых расстройств оказалось более характерным увеличение девиаций во фронтальной плоскости [Saling M. et al., 1991].

Стабилометрическое исследование позволяет определить дифференциально-диагностические признаки различных форм наследственных атаксий [Asahina M. et al., 1994]. Авторами найдены стабилметрические критерии двух форм наследственной атаксии по величине девиаций ЦД и данным спектрального анализа. В другом случае, больные с патологией передней доли мозжечка при стоянии показали специфический тремор с частотой 3 Гц в передне-заднем направлении. Во фронтальной плоскости девиации были незначительны с доминирующей частотой 0.5 Гц, что было так же отмечено у больных спинальной атаксией [Mauritz K.H., Dichgans J., Hufschmidt A., 1979].

Далеко не всегда стабилметрия может выступать как дифференциально-диагностический инструмент. Врач может столкнуться с различной клинической патологией, имеющей близкие функциональные нарушения. В этих случаях стабилметрическое исследование несет функциональную информацию, указывающую на изменение в той или иной системе. Так, больные с односторонней вестибулярной гипофункцией и пароксизмальным позиционным головокружением показывают аномальные стабилметрические результаты в 50% случаев. При этом обнаруживается дефицит компенсации вестибуло-спинального уровня [Notre M.E., Forrez G., 1986].

Значительную ценность имеют данные стабилметрии у больных, перенесших инсульт головного мозга [Черникова Л.А. с соавт., 1999; Lee M.Y. et al., 1998].

Geurts A.C. с соавт. (1992) обследовал пациентов с наследственной нейропатией двух форм. Больные показали уменьшение возможности сохранения баланса в обоих направлениях. Автоматические функции баланса не были изменены.

Barrett R. с соавт. (1988) обследовал детей с мышечной дистрофией Дюшена. Девиации ЦД у данной категории больных были увеличены. После проведения ортезирования ЦД возвращался в положение ближе к нормальному, но девиации его во фронтальной плоскости оставались высокими, также как и частоты колебаний в обеих плоскостях.

В отличие от нейропатии Дюшена, диабетическая нейропатия характеризуется увеличением скорости ЦД и его девиаций [Boucher P. et al., 1995]. Тяжесть изменений коррелировала с клиническими проявлениями полинейропатии.

В реабилитации возможности метода стабилотрии расширяются от контрольно-диагностического до непосредственно реабилитационного прибора. Чувствительность метода позволяет определять в течение одних суток или часов эффективность проведенного воздействия (медикаментозного, физического, лечебной физкультуры, мануальной терапии и других). С другой стороны, развитие методов реабилитации у больных с расстройствами равновесия на принципах биологической обратной связи посредством информации о положении и движениях (ОЦМ) больного позволяет проводить эффективное восстановительное лечение [Авакян Р.К., 2001; Зиновьева Г.А., 2001; Скворцов Д.В., 2000; Устинова К.И., 2000].

В последние годы значительное место стабилотрия стала занимать в такой специальности как оториноларингология, поскольку позволяет провести исследование функции вестибулярного аппарата [Ганичкина И.Я., 2002; Лучихин Л.А., 1991; Лучихин Л.А., Дороница О.М., Ганичкина И.Я., 2004; Лучихин Л.А., Кононова Н.А., Горбушева И.А., 2004; Миронов В.Г., 1997]. Так исследование 180 больных с болезнью Меньера [Navia M., Kentala E., Ryykko I., 2004] посредством регистрации скорости ЦД не обнаружило достоверных отличий среди больных с различной длительностью заболевания. По мере увеличения продолжительности заболевания количество пациентов с нормальной скоростью ЦД падает с 78% до 38%, но эта находка не получила статистического подтверждения. В целом, у 58% имелась нормальная скорость ЦД при открытых глазах и у 55% — при закрытых. При исследовании слуха обнаружено, что для группы с тоном 41-70 дБ была больше скорость ЦД для обоих положений (ГО и ГЗ) чем для пациентов в группе с тоном ниже 25 дБ. В другом исследовании [Lacour M. et al., 1997] у 50 больных с односторонним синдромом Меньера был исследован баланс до и после хирургического лечения (вестибулярная невротомия). Данные сравнивались с контрольной группой из 26 здоровых лиц. До невротомии пациенты показывали значительное увеличение площади статокинезиограммы при ГО +52% и при ГЗ +93%. Как среди больных, так и среди нормальных 54% при ГЗ увеличивали амплитуду и площадь колебаний ЦД. Остальные 46% не имели изменений. Данный результат нашел статистическое подтверждение. Таким образом, в обеих группах были две подгруппы одна с визуальной стратегией, другая с невизуальной. В группе здоровых процент различий площади статокинезиограммы +36% для тех, у кого визуальная стратегия и -6.2% для тех, у кого невизуальная стратегия. Аналогично процент различий площади в 45% и -4.2% имелись для группы больных. У всех пациентов площадь статокинезиограммы при ГО увеличивалась в ранние сроки после невротомии

мии (1-2 недели) и возвращалась к преоперативным значениям позднее. В противоположность площади стаатокинезиограммы, равно как и процент различия были отличными в обеих подгруппах пациентов при ГО в течение ранних стадий восстановления. Пациенты с не визуальной стратегией имели большую амплитуду колебаний ЦД, в то время как пациенты с визуальной стратегией меньше даже в положении ГЗ. Это говорит о том, что пациенты изменяли стратегию с условием их дооперационного состояния.

Один из западных исследователей [Furman J.M., 1994] отмечает, что стабилметрия не дает возможности определить этиологию или локализацию повреждения, однако это функциональное исследование помогает выяснить состояние вестибулярного аппарата, проводить направленное лечение и позволяет клиницисту правильно выбрать лечение и консультировать пациента. В целом, применение стабилметрии для диагностики функционального состояния больных с патологией вестибулярного аппарата способствовало существенному развитию всего направления, определяемого как вестибулология [Лучихин Л.А., 1991; Лучихин Л.А., Доронина О.М., Ганичкина И.Я., 2004; Gagey P.M., Weber B., 1995].

Динамическая стабилметрия — чрезвычайно полезный инструмент при исследовании больных с вестибулярной патологией. Тем более что данные такого исследования не всегда согласуются с клиническими или другими лабораторными исследованиями [Furman J.M., 1994]. Такая несогласованность, показывает, что, получаемая посредством стабилметрии, информация не дублируется и представляет совершенно иной пласт знаний.

В офтальмологической практике стабилметрия показала полезность для оценки функционального результата той или иной коррекции зрения. При этом оценивается не острота зрения, а то отклонение, которое повлекла за собой коррекция зрения в изменении балансировочных реакций. Как оказалось, острота зрения может быть восстановлена, но коррекция может иметь дефекты более тонкие, чем правильная фокусировка изображения на сетчатке глаза. Такие дефекты могут вызывать различные синдромы хронического головокружения [Синельникова А.Н., 1999; Скворцов Д.В., 2000; Gagey P.M., Weber B., 1995]. Стабилметрическое исследование и тест Ромберга (стабилметрический вариант) позволяют обнаружить такие причины.

В психиатрической практике метод стабилметрии используется относительно недавно [Скворцов Д.В., 2000; Kohen Raz R., Volkmar F.R., Cohen D.J., 1992; Schaefer K.P., Kukowski B., Sub K.J., 1990; Teasdale N. et al., 1993; Yardley L. et al., 1999], несмотря на то, что

оказание влияния эмоционально-психической сферой на двигательные реакции не подлежит сомнению. Обнаружены характерные особенности баланса различных психиатрических больных, в том числе и с такой патологией как аутизм [Kohen Raz R., Volkmar F.R., Cohen D.J., 1992]. Существенное влияние на функцию равновесия оказывает состояние сферы внимания и вообще когнитивные расстройства [Redfern M.S., Jennings J.R., Furman J.M., 1999; Teasdale N. et al., 1993; Yardley L. et al., 1999]. В противоположность ранее известным данным посредством объективных стабилметрических исследований обнаружено, что величина девиаций ОЦМ уменьшается, если сознание обследуемого не занято выполнением какого-либо задания [Yardley L. et al., 1999].

Стабилометрия находит применение и в такой области медицины как анестезиология [Gupta A. et al., 1991] для оценки результата анестезии с помощью стабилметрии. Впрочем, этим методом начинают все чаще пользоваться и фармакологи.

Известно активное влияние на баланс основной стойки состояния зубочелюстной системы [Погосян И.А., 1998; Gagey P.M., Weber B., 1995; Marino A., 1999]. Собственно состояние зубочелюстной системы способно существенно изменять тонус мышц, участвующих в поддержании вертикальной стойки. Это влияние значительно при врожденной патологии [Погосян И.А., 1998]. Результаты стабилметрического исследования могут помочь дантисту обнаружить скрытые дефекты протезирования [Gagey P.M., Weber B., 1995].

Совершенно особое значение стабиллометрия приобрела в области остеопатии [Gagey P.M., Weber B., 1995].

Врачи других медицинских специальностей также начинают находить в стабиллометрии ценный источник до того неизвестной функциональной информации.

Чувствительность стабиллометрического метода и качество получаемой информации позволяют использовать этот метод для определения текущего функционального состояния пациента не только при заболеваниях непосредственно связанных с двигательной сферой, хотя именно последние дают наиболее яркую картину, но и при болезнях других систем и органов. Например, при обследовании большой группы пациентов старше 60 лет с различными неврологическими расстройствами [Ojala M., Matikainen E., Juntunen J., 1989] обнаружено, что длина статокинезиограммы и девиации центра давления были у этой группы больше, по сравнению с контрольной. В то же время, анализ спектра частот и коэффициент Ромберга не дали существенных корреляций между группами.

Такое широкое применение одного метода в различных отраслях медицины позволяют сделать заключение, что сегодня стабилметрия — это уже один из методов *функциональной диагностики двигательной патологии*. При этом данный метод позволяет получить врачу информацию недоступную посредством органов чувств или другими инструментальными способами.

Теоретические основы стабилметрии

В данном разделе приведены основные сведения о физиологии, нейрофизиологии, биомеханике баланса в основной стойке. Будут рассмотрены частные аспекты влияния дыхательных экскурсий и закономерностей колебаний ЦД в вертикальной плоскости.

Физиология и патофизиология баланса в основной стойке

Вектор веса тела, проходящий через центры суставов,— это теоретически идеальный случай действительно нейтрального положения суставов. Основная стойка здорового человека имеет несколько иные взаимоотношения. Линия вектора тела или вертикаль, проходящая через ОЦМ, опускается из центра головы (уровень которого соответствует отверстию ушной раковины), проходит на один сантиметр кпереди от тела четвертого поясничного позвонка, через центр тазобедренного сустава, впереди коленного и ложится на плоскость опоры на 4-5 см кпереди от линии внутренних лодыжек (рис. 1).

В этом состоянии тазобедренный и коленный суставы замыкаются пассивно и не требуют расхода энергии. Голеностопный сустав замыкается активно напряжением трехглавой мышцы голени. Таким образом, действия голеностопного сустава контролируют баланс тела в основной стойке.

Обратная связь на поддержание основной стойки происходит от зрительной, проприорецептивной и вестибулярной систем. Однако вестибулярная система участвует особым образом в медленных и высокоамплитудных движениях, которые отсутствуют в нормальной стойке здорового человека. Основная система управления балансом построена на сигналах, поступающих от мышечных рецепторов, суставных и механорецепторов. Значительную долю (в норме) занимает визуальная информация.

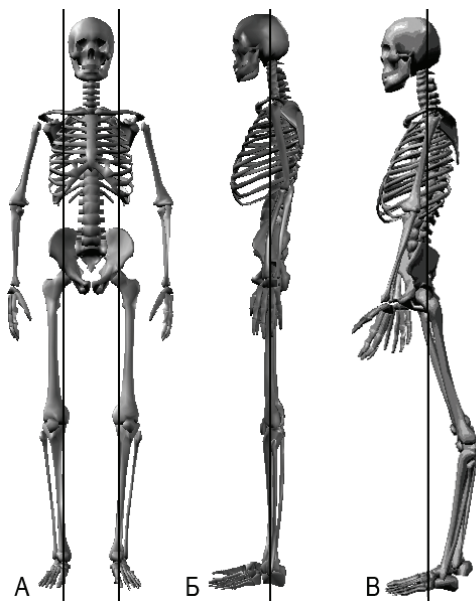


Рисунок 1. Положение суставов нижних конечностей: А — нейтральное во фронтальной, Б — в сагиттальной плоскостях, В — реальное нейтральное положение.

Совместное исследование французских и канадских ученых [Nougier V. et al., 1997] показало, что полное, центральное и периферическое зрение оказывают влияние на сохранение баланса различным образом. Центральное зрение оказывает большее влияние на контроль движений во фронтальной плоскости, в условиях, когда соматосенсорная информация недостаточна. Периферическое зрение в этих же условиях оказывает большее влияние на контроль колебаний в сагиттальной плоскости.

Положение ЦД у здорового человека имеет четко определенную позицию. Это положение соответствует показанному на рисунке 2.

Почему это положение является оптимальным? Очевидно, что в любой механической системе запас устойчивости определяется тем, насколько велика возможность баланса из некоторого среднего положения. Для стоящего человека его рабочая опорная поверхность, используемая для баланса, образуется пяточными буграми и головками плюсневых костей. Положение ЦД точно в геометрическом центре этой фигуры и будет физиологическим оптимумом.

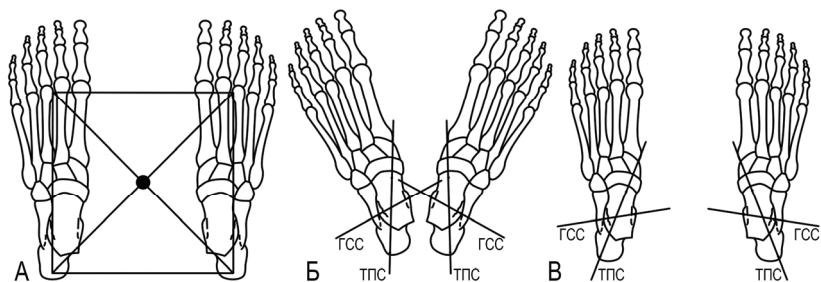


Рисунок 2. А — идеальное положение центра давления (ЦД) в норме. Б — взаиморасположение осей движений в голеностопном (ГСС) и таранно-пяточном (ТПС) суставах в европейской установке обследуемого. В — взаиморасположение осей голеностопного (ГСС) и таранно-пяточного (ТПС) суставов при американской установке обследуемого.

В этом положении, когда ЦД равноудален от любого края опорной поверхности, резерв сохранения баланса максимален. Именно это положение ЦД регистрируется при исследовании здоровых людей. Данное правило сохраняет свое действие при любом положении стоп относительно друг друга [Kirby R.L., Price N.A., MacLeod D.A., 1987]. Среднее положение центра давления у здорового человека находится на 45.5 ± 0.8 мм впереди линии голеностопных суставов [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965].

Очевидно, что информация об абсолютном положении ЦД в системе координат пациента является базовой для клинической интерпретации. Изменение положения ЦД от нормы в пределах площади опоры будет изменять и все другие характеристики (девиации, площади, длину и др.). Это связано с тем, что наступают совершенно иные взаимоотношения между сегментами тела и мышцами (при асимметричной установке) или только между мышцами (при симметричной установке). В любом случае эксцентричное положение ЦД требует затраты дополнительных энергетических ресурсов на поддержание баланса [Teasdale N., 1993].

Вышеизложенное доказывает, что абсолютное положение тела, точнее стоп обследуемого на платформе необходимо регистрировать при стабилметрическом исследовании, т.е. речь идет об установке пациента на платформу. Существует два основных традиционных подхода установки положения стоп пациента на платформе. Первый из них можно условно назвать европейским: пациент устанавливает стопы в положении пятки вместе, носки врозь (рис. 2Б).

Это положение отличается естественностью и максимальным удобством для пациента. Однако с точки зрения выделения стратегии поддержания баланса основной стойки такое положение приводит суставы нижней конечности в более сложное взаиморасположение. Преимущество состоит в том, что оси подтаранных суставов параллельны и направлены строго в сагиттальной плоскости. Поэтому контроль баланса во фронтальной плоскости осуществляется только работой данных суставов.

Таким образом, для наиболее используемой здоровым человеком голеностопной стратегии поддержания баланса значительная компонента движения в сагиттальной плоскости передается с голеностопного сустава на таранно-пяточный, Шопаров и суставы тарза.

Второй подход можно определить как американский; именно на этом континенте значительное число стабилметрических исследований производится при положении стоп на некотором расстоянии параллельно друг другу (рис. 2В).

Необходимо отметить, и это подтверждено нашим личным опытом, что американский способ постановки стоп оказался неудобным для большинства наших пациентов. Такая постановка стоп, несмотря на ее простоту, как естественная может быть воспринята лишь узким кругом профессий или спортсменов. Например, для людей практикующих различные виды восточных боевых искусств такая стойка не вызывает трудностей, поскольку является в них традиционной.

Для понимания того, как механически происходит балансировка тела человека в основной стойке, необходимо рассмотреть несколько упрощенную модель кинематических цепей, образующихся при стоянии человека в основной стойке. Рассмотрим две основные плоскости, в которых происходят колебания: фронтальную и сагиттальную.

Сагиттальная плоскость имеет наибольшую амплитуду колебаний ЦД в норме. Схематично кинематическую модель колебаний стоящего здорового человека можно представить в виде перевернутого маятника с осью вращения в голеностопных суставах. Именно движения в голеностопных суставах являются для нормальной стойки основными балансировочными [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965; Horak F., Nashner L., 1986].

Таким образом, в идеальном случае механического маятника на его частоту колебаний оказывает влияние только длина плеча маятника. Чем она больше, тем частота колебаний меньше. Аналогичную зависимость от плеча маятника имеет амплитуда его колебаний и обратную от величины начального отклонения.

Отметим, что закономерностям механического маятника, с определенными оговорками, соответствуют колебания ЦД здорового человека. В случае патологии взаимоотношение амплитуд и частот колебаний существенно изменяется.

Для основной стойки здорового человека характерно то, что коленные и тазобедренные суставы находятся в положении пассивного замыкания и удержание их в этом положении не требует затрат энергии. Туловище находится в вертикальном положении и также не принимает участия в поддержании баланса. Таким образом, балансирующие движения осуществляются только в голеностопных суставах. Очевидно, что последние могут контролироваться преимущественно двумя мышцами: *tibialis anterior* и *triceps surae*.

Центр тяжести тела находится несколько впереди *promontorium* таза и его вертикальная проекция проходит впереди оси движений голеностопных и коленных суставов и позади тазобедренных. В этом положении имеется наружный (в результате силы тяжести) момент силы, который стремится разогнуть тазобедренные суставы. Оба сустава замкнуты мощной Бертиниевой связкой и удерживаются без затраты энергии в этом положении. Коленные суставы также имеют наружный вращающий момент сил, стремящийся разогнуть их, и замыкаются пассивно натяжением связок задней поверхности сустава и суставной капсулой. Голеностопные суставы имеют свой наружный вращающий момент, стремящийся произвести сгибание, которое при фиксированной к опоре стопе реально является наклоном голени вперед. Этому вращающему моменту нет адекватного противодействия со стороны связочного аппарата. Все балансирующие движения происходят в пределах рабочей амплитуды голеностопного сустава. В описанном положении сустав может замыкаться только активно — действием трехглавой мышцы голени. При этом трехглавая мышца выполняет силовую работу, а передняя большеберцовая — коррекционную. Сама трехглавая мышца состоит из камбаловидной, контролирующей сгибание в голеностопном суставе, и двух икроножных, являющихся двусуставными, работающими как на сгибание коленного, так и на разгибание голеностопного сустава. В силу таких физиологических и анатомических особенностей данных мышц основная функция контроля баланса отводится камбаловидной мышце. Такой физиологический тип поддержания баланса в основной стойке получил название ***голеностопная стратегия*** [Horak F., Nashner L., 1986].

Для представления о голеностопной стратегии на стабилметрическом исследовании приводится пример обследования здорового испытуемого 46 лет (рис. 3).

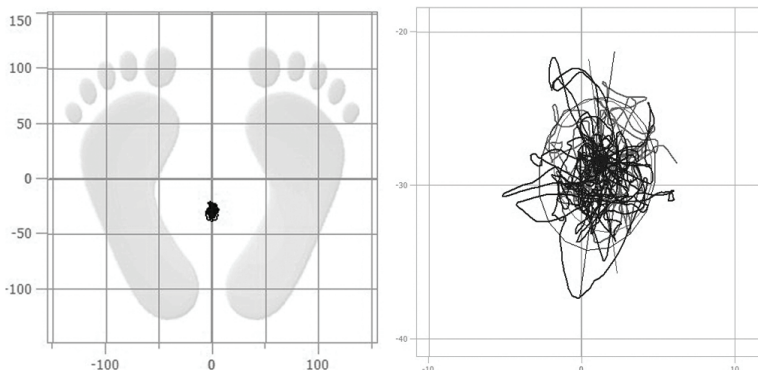


Рисунок 3. Представлены две статокинезиограммы (тест Ромберга). Слева — положение ЦД в системе координат пациента (Европейский стандарт) — положение ЦД в норме. Справа — статокинезиограмма. Колебания ЦД незначительно превышают 10 мм в сагиттальной плоскости и менее этой величины для фронтальной (размер клетки разметки равен 1 см).

Как видно из приводимого графика, положение ЦД находится в пределах нормы. По сантиметровой сетке можно оценить величину колебаний ЦД, которая для сагиттальной плоскости не превышает величину в 10 мм, исключая случайные выбросы вперед и назад для положения «глаза закрыты».

Более подробное изучение статокинезиограммы показывает, что колебания плавные, без резких изменений направления. Статокинезиограмма разрежена (низкая плотность траектории ЦД), соотношение сагиттальных колебаний к фронтальным также в пределах нормы.

На стабиллограмме имеется характерная картина (рис. 4) плавных колебаний незначительной амплитуды, как для сагиттальной, так и для фронтальной плоскости. Имеется слабо выраженная периодичность медленных колебаний от 1 до 5 секунд.

График спектра частот (рис. 5) представлен колебаниями средней амплитуды. График спектра частот имеет вид остроконечной вершины (слева) круто спускающейся к оси абсцисс. Таким образом, для нормального баланса характерны колебания низкой частоты и малой амплитуды.

Некоторые стабиллометрические параметры данного исследования представлены в таблице 1.

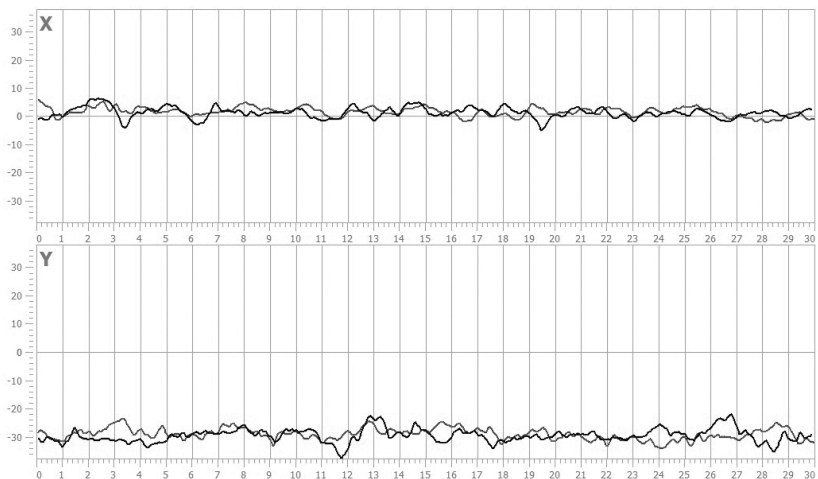


Рисунок 4. Стабилограммы колебаний ЦД во фронтальной плоскости —верху и в сагитальной —внизу для положения «глаза открыты» (светлая линия) и «глаза закрыты» (темная). Колебания незначительной амплитуды, плавные, без резких изменений.

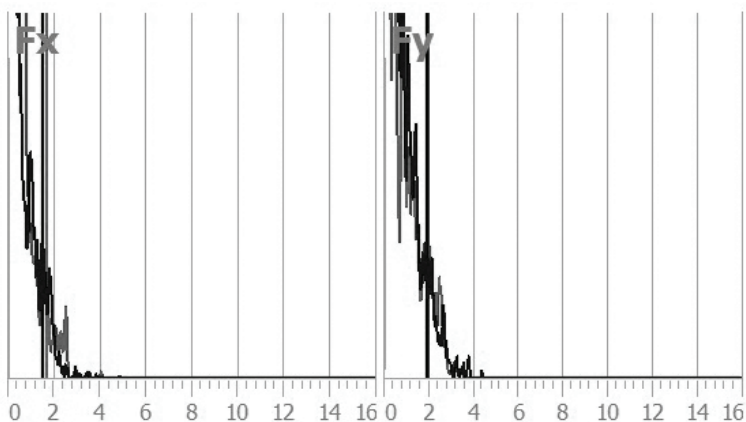


Рисунок 5. Спектрограмма колебаний во фронтальной и сагитальной плоскости. Основные по амплитуде колебания находятся в низкочастотной части спектра, далее количество и величина колебаний быстро убывает и снижается до минимума.

Таблица 1. Основные параметры стабилметрического исследования

Параметр	Обозн.	Глаза открыты	Глаза закрыты
Коэффициент Ромберга	QR	136	
Среднее положение ЦД по X	~ X	1.37	1.0
Среднее положение ЦД по Y	~ Y	-28.7	-29.3
Дисперсия ЦД по Y	D Y	1.61	1.9
Дисперсия ЦД по X	D X	2.24	2.26
Средн. скорость ЦД	V	6.47	8.4
Основная частота колеб. по X	F X	1.97	1.57
Основная частота колеб. по Y	F Y	1.53	1.57
Ур. 60% энергии спектра по X	F60 X	0.40	0.5
Ур. 60% энергии спектра по Y	F60 Y	0.2	0.3
Площадь статокинезиограммы	S	44.6	60.6
Отношение длины статокинезиограммы к ее площади	LFS	6.52	5.48

Особого внимания заслуживает параметр скорости, который не должен существенно превышать нормативное значение. Уровни мощности спектра частот для обеих плоскостей находятся в пределах низких частот, как и максимальные амплитуды.

В отличие от физиологической голеностопной стратегии для колебаний в сагиттальной плоскости этими же авторами обнаружена и патологическая **тазобедренная стратегия**. Тазобедренная стратегия названа так потому, что в этом случае баланс сохраняется благодаря резким амплитудным движениям в тазобедренных суставах. Поскольку тазобедренная стратегия встречается только в случае тяжелой патологии, то ниже приводится характерный пример такой стратегии.

Пациентка Д.Н.П-а, 66 лет, диагноз: последствия ОНМК в левом полушарии, спастический глубокий парез правой ноги, легкий парез левой ноги.

Больная с трудом сохраняет равновесие, возможно исследование только в положении с открытыми глазами. Данный случай интересен тем, что баланс сохраняется посредством тазобедренной стратегии. Уже по статокинезиограмме видно, что в сагиттальной плоскости имеются резкие амплитудные колебания с наклоном слева на право. Поскольку парез двусторонний, то ЦД лишь незначительно отклонен вправо, т.е. правая нога является статически более способной.

График спектра частот колебаний в сагиттальной плоскости (рис. 7) отчетливо демонстрирует наличие данных колебаний на частоте от 2.1 Гц. Характерно, что до частоты в 4 Гц имеются колебания средних и малых амплитуд.

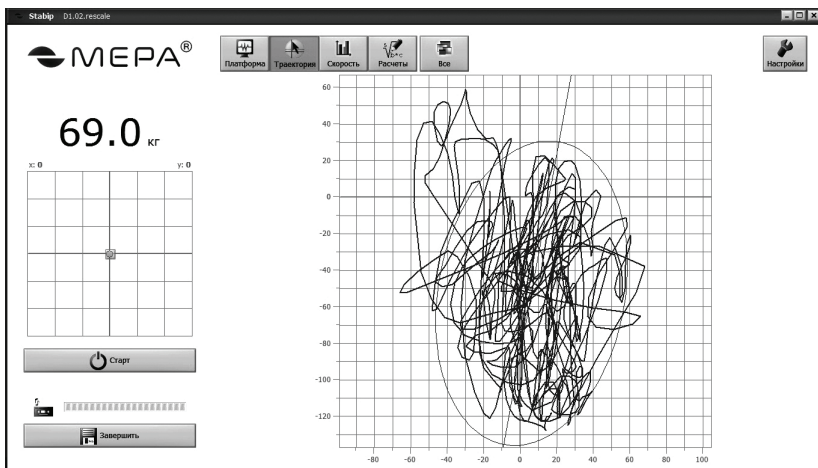


Рисунок 6. Статокинезиограмма характеризуется значительными амплитудными колебаниями, как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскости. Основное направление колебаний — спереди назад.

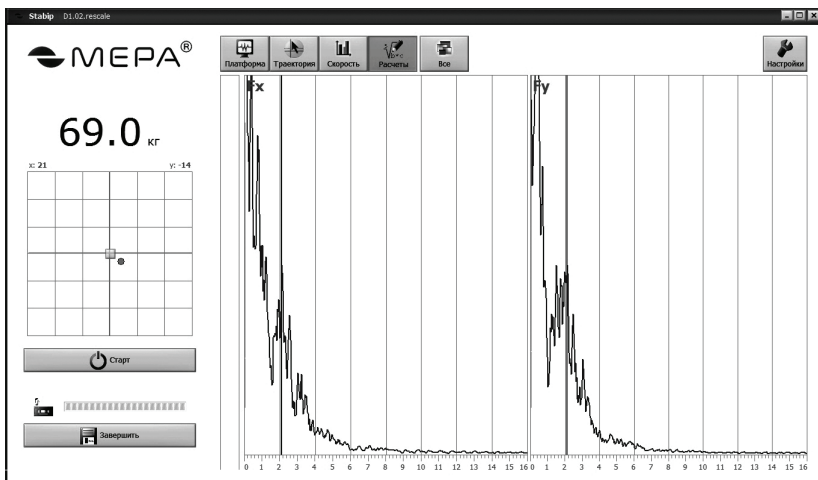


Рисунок 7. График спектра частот колебаний в сагиттальной плоскости. Хорошо видны пики колебаний на частоте 2.1 Гц и выше этой частоты для обеих плоскостей.

Таблица 2. Основные параметры стабилметрического исследования больной Д.Н.П-а

Параметр	Обозн.	Значение
Среднее положение ЦД по X	~ X	6.15
Среднее положение ЦД по Y	~ Y	-52.5
Дисперсия ЦД по Y	D Y	3.03
Дисперсия ЦД по X	D X	5.4
Средн. скорость ЦД	V	27.3
Основная частота колеб. по X	F X	2.1
Основная частота колеб. по Y	F Y	2.1
Ур. 60% энергии спектра по X	F60 X	3.0
Ур. 60% энергии спектра по Y	F60 Y	2.7
Площадь статокинезиограммы	S	13549.8
Отношение длины статокинезиограммы к ее площади	LFS	0.57

Таким образом, при тазобедренной стратегии больным совершается значительная работа по удержанию равновесия, которая требует напряжения двигательных ресурсов организма. Полученные графические данные подтверждаются соответствующими стабилметрическими параметрами (табл. 2).

Таким образом, мы видим терминальный баланс, поддержание которого предъявляет условия к опорно-двигательной системе, которые могут быть удовлетворены только посредством напряжения близкого к предельному. При этом положение ЦД в сагиттальной плоскости близко к границе зоны стабильности.

Основная механическая особенность условий баланса в сагиттальной плоскости — это наличие только одной оси, в которой происходят колебания. Оси движений голеностопных суставов правой и левой сторон совпадают, т.к. находятся в одной проекции. Это обстоятельство делает всю кинематическую цепь весьма неустойчивой, что отражается на регистрируемых параметрах. Так, в норме девиации центра тяжести в сагиттальной плоскости больше, чем во фронтальной.

Механические условия баланса тела в основной стойке во фронтальной плоскости совершенно отличные от таковых для сагиттальной. Рассмотрим положение сегментов тела при стойке, близкой к естественной (рис. 8). Стопы стоят параллельно на уровне ширины таза. В этом положении возможные колебания туловища во фронтальной плоскости реализуются содружественными движениями сразу в четырех

суставах — тазобедренных и подтаранных¹. Здоровые коленные суставы не имеют значимых движений в этой плоскости в основной стойке. Из всех возможных вариантов показанный на рисунке с параллельным положением механических осей нижних конечностей будет наименее устойчивым. Однако и в этом случае блокада движений в любом из четырех суставов во фронтальной плоскости приведет к резкому повышению стабильности, так как замыкание любого угла в прямоугольнике не дает ему возможности трансформироваться в параллелограмм (рис. 8).

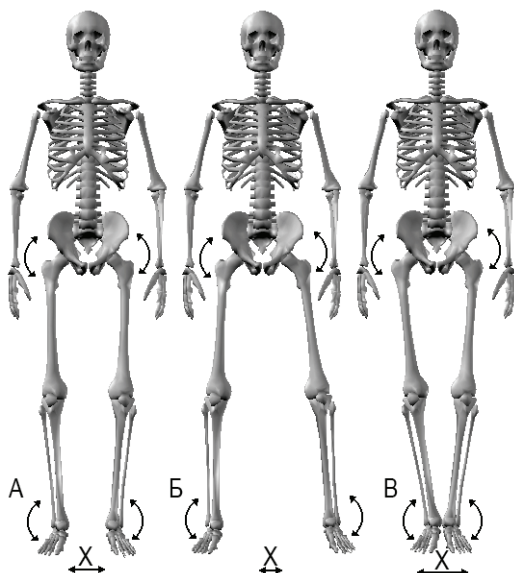


Рисунок 8. Механизм изменения положения центра тяжести тела во фронтальной плоскости за счет работы тазобедренных и подтаранных суставов. Регуляция происходит свободно при содружественном движении во всех четырех суставах и затруднена при замыкании любого сустава. Схематическое изображение изменения стабильности основной стойки при различной установке стоп. А — нормальное, Б — более устойчивое, В — менее устойчивое. Величина «X» показывает величину нестабильности в каждом положении.

Для исследования баланса стоящего человека расстояние, на котором находятся его стопы, оказалось существенно значимой величиной. Эта величина получила особое название — *база опоры*.

¹Реально в этом принимают еще участие Шопаров сустав, суставы среднего тарза и в незначительной степени голеностопный.

Из нашей повседневной жизни, например при езде в общественном транспорте стоя, известно, что изменение базы опоры (в данном случае расстояния между стопами) позволяет существенно увеличить или уменьшить способность к сохранению баланса. Очевидно, что в отличие от стойки с параллельными осями нижних конечностей, когда сегменты тела образуют прямоугольник, фигуру, легко трансформируемую при внешнем или внутреннем воздействии в параллелограмм, стойка с иным положением ног будет иметь другие механические условия. В данном случае образуемая геометрическая фигура дает трапецию (рис. 8) с широким основанием (Б) или узким (В).

Широкая база опоры дает более стабильные взаимоотношения сегментов тела. Даже содружественное действие всех четырех суставов не имеет таких последствий, поскольку требуется изменение длины сразу обеих конечностей. Одна из них должна стать относительно короче, другая — относительно длиннее. Изменение относительной длины конечностей в этом положении может произойти за счет сгибаний сразу во всех суставах более короткой конечности и разгибании их на стороне относительно более длинной. При изначально выпрямленных ногах относительное удлинение имеет два основных механизма: разгибание в голеностопном суставе и наклон таза.

При узкой базе опоры (рис. 8Б) кинематически мы имеем также трапецию, но перевернутую основанием вверх. Казалось бы, механические условия почти одинаковы. Но в этом положении (стопы вместе) база опоры становится настолько узкой, что при существующей пластичности изменения живого человеческого организма и многих степенях свободы, образованной кинематической цепи, основание трапеции физиологически приближается к величине, сравнимой с точечным основанием, при котором поддержание баланса становится трудной задачей. В случае реальной балансировки, например на канате, требуются совершенно другие ресурсы для изменения взаимоотношений центров масс сегментов тела (от ног до головы). Например, использование шеста или опоры во внешней среде (воздух) с помощью большого веера.

Уменьшение стабильности баланса тела во фронтальной плоскости при сужении базы опоры обнаружено многими исследователями. Так, британские ученые [Day B.L. et al., 1990] выяснили, что при расширении базы опоры стабильность увеличивается, но только во фронтальной плоскости. 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 выше стойка обследуемого становится максимально стабильной. Методом изучения простой геометрической модели стоя-

шего человека были получены численные взаимоотношения между изменением положения ЦД и расстоянием между стопами обследуемого. Если для сагиттальной плоскости перемещения общего центра масс (ОЦМ) 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 [Gahery Y., 1999].

В отношении анатомической и особенно функциональной системы, которая контролирует сохранение баланса тела в основной стойке, существуют многолетние дискуссии. Очевидно, что контроль баланса при ходьбе и других локомоциях существенно отличается от такового при спокойном стоянии. Действительно, перемещение центра давления в основной стойке у здорового человека в среднем укладывается в площадь около 100 мм^2 , т.е. в один квадратный сантиметр. При этом система контроля баланса реагирует точнейшим образом на самые незначительные внешние или внутренние возмущения. Французская стабилметрическая школа предлагает выделить данную систему контроля баланса и обозначить как самостоятельное функциональное образование¹. Эта гипотетическая система получила название the fine postural control system — система тонкого контроля баланса вертикальной стойки.

Известно, что изменение положения стопы в основной стойке приводит к модуляции потока импульсов от трехглавой мышцы голени, что в свою очередь дает изменения электроэнцефалограммы [Askermann H. et al., 1990]. Это не единственный пример. Непосредственное влияние на девиации ЦД обнаружено со стороны сердечной деятельности, но это не колебания с частотой пульса, а гораздо более медленные, с частотой один раз в минуту [Imamura K., Mano T., Iwase S., 1990]. Эти движения — своеобразный насос для венозной крови нижних конечностей. Их приводящий механизм — трехглавая мышца голени. Более поздние исследования этих же авторов [Imamura K., Mano T., Iwase S., 1999] подтверждают, что колебания ЦД при стоянии играют значительную роль в поддержании гомеостаза сердечно-сосудистой системы.

Известно активное влияние на баланс основной стойки состояния зубочелюстной системы [Palano D. et al., 1994; Gagey P.M., Weber B., 1995; Погосян И.А., 1999; Magino A., 1999]. Собственно состояние зубочелюстной системы способно существенно изменять тонус мышц, участвующих в поддержании вертикальной стойки. Это влияние значительно при врожденной патологии [Погосян И.А., 1999]. Результаты

¹ Речь идет о функциональном образовании, т.к. анатомический субстрат ее многообразен и включает различные системы и органы.

стабилометрического исследования могут помочь дантисту обнаружить скрытые дефекты протезирования [Gagey P.M., Weber B., 1995]. Другой известный фактор — состояние психоэмоциональной сферы [Ekdahl C., 1992; Kohen-Raz R., Volkmar F.R., Cohen D.J., 1992; Schaefer K.P. et al., 1990] и выполнение различных когнитивных задач [Redfern M.S., Jennings J.R., Furman J.M., 1999; Teasdale N., 1999; Yardley L. et al., 1999]. В противоположность предшествующим исследованиям обнаружено, что величина девиаций ЦД уменьшается, если сознание обследуемого не занято выполнением какого-либо задания [Yardley L. et al., 1999].

Японский исследователь S.Mori (1990) предлагает разделить все механизмы управления и поддержания баланса на три основных типа: рефлекс, синергии и стратегии. Его соотечественник [Fukuda T., 1981] в своих исследованиях выделяет весьма сложные рефлекторные балансирующие действия человека с включением всего опорно-двигательного аппарата.

К рефлексам авторы относят автоматические ответы нервной системы на изменяющиеся условия. Понятие синергий, т.е. классов движений с близкими кинематическими характеристиками, было введено нашим соотечественником Н.А.Бернштейном в его классических трудах [Бернштейн Н.А., 1990]. Понятие стратегий включает сложные движения, выполняемые бессознательно или осознанно для получения необходимого результата (уровни С, D, E по Н.А.Бернштейну). Распространение этого понятия в постурологии связано с работами американских исследователей [Hogak F., Nashner L., 1986]. Ими были введены понятия о голеностопной и тазобедренной стратегиях для поддержания баланса в основной стойке. В последующем была обнаружена и аналогичная стратегия балансирующих движений в тазобедренных суставах, но во фронтальной плоскости [Lekhel H. et al., 1994].

Отечественный ученый [Денискина Н.В., 1999] на основании специального исследования сделала вывод о том, что основную роль в поддержании баланса во фронтальной плоскости несут мышцы бедра.

Группа исследователей из Швейцарии, Нидерландов и Канады [Allum J.H.J. et al., 1998], проведя исследования баланса в основной стойке, в условиях изменения положения плоскости опоры совместно с ЭМГ, выдвинула следующие предположения. Проприорецептивное управление балансом со стороны рецепторов бедра и туловища более важно, чем со стороны нижней конечности в целом, включая подошвенную поверхность стопы. В условиях изменения опорной поверхности происходит генерация основных ориентированных по направлению образцов балансирующих движений, основанных на импульсации со

стороны рецепторов бедра и туловища, и только вторично — с включением вестибулярного анализатора. Эти образцы движений характеризуются пространственно направленной активацией мышц. В целом, предлагается следующая иерархия рецепторов, оказывающих влияние на коррекцию баланса: проприорецепция бедра, всей нижней конечности и вестибулярная [Allum J.H.J., Carpenter M.G., Bloem B.R., 1999].

Изменение проприорецептивного чувства оказывает значительное влияние на стабильность баланса. Для его исследования применяется модуляция проприорецепторов посредством вибраторов. Так, японскими учеными [Nakagawa H. et al., 1993] проводилось стабилметрическое исследование при воздействии на ахиллово сухожилие вибратором 100 Гц. При этом девиации ЦД существенно возрастают как при стоянии с открытыми, так и с закрытыми глазами. Интересно, что частотный максимум спектра не снижался.

Более радикальный способ исследования — заставить вибрировать собственно стабилметрическую платформу [Starck J. et al., 1992]. Девиации ЦД в этом случае так же возрастают. Аналогичное влияние на стабильность основной стойки оказывает и гальваническая стимуляция вестибулярного нерва [Petersen H., 1994].

На стабильность баланса оказывает активное влияние профессиональная деятельность. Так, профессиональные танцоры имеют более стабильный баланс тела в основной стойке и менее зависимый от зрительного анализатора, чем нетренированные лица того же возраста [Golomer E. et al., 1999]. Другое исследование [Golomer E., Dupui P., Monod H., 1997] показало, что девушки-акробатки имеют меньшую зависимость от визуальной информации, чем балетные танцовщицы.

Нейрофизиология баланса в основной стойке

Постуральная система должна поддерживать три основных функции: поддерживать устойчивость основной стойки в условиях земной гравитации, генерировать мышечный ответ на внешние ожидаемые и неожиданные, а так же произвольные целенаправленные движения, иметь возможность к адаптации в изменяющихся внешних и внутренних условиях.

Нормальный баланс в основной стойке

Во время основной стойки (нормального спокойного стояния) сегменты тела совершают незначительные движения [Carr J.H., Shepherd R.B., 1990; Nashner L.M., 1985]. Нормальное физиологическое поло-

жение прямой стойки удерживается посредством напряжения камбаловидных мышц. Во фронтальном направлении колебания тела поддерживаются разнесенными в стороны стопами, в результате возникают диагональные силы реакции опоры. Плечевые суставы находятся в одной плоскости и непосредственно над тазобедренными, а голова и туловище выпрямлены [Carr J.H., Shepherd R.B., 1982]. В целом, нормальная основная стойка требует от здорового человека свободной возможности перемещать ЦТ из одного положения в другое (в пределах площади опоры) без использования поддержки посредством верхних конечностей как в передне-заднем, так и в боковом направлении [Carr J.H., Shepherd R.B., 1987]. Кроме этих движений всегда имеется потенциальная возможность свободных движений и в вертикальном направлении [Woollacott M.H., Shumway-Cook A., 1990]. Поддержание баланса в основной стойке при спокойном стоянии специфично еще и тем, что в этой ситуации отсутствует сознательный контроль действия мышц, регулирующих баланс [Епока R.M., 1994]. Если стоящий человек испытывает сторонние возмущения, нарушающие его равновесие, то такие внешние изменения контролируются тремя двигательными системами [Diener H.C., Dichgans S., 1986; Nashner L.M., 2001; Schmidt G.L., 1991; Schmidt G.L., Lee D.N., 1999]. Первый и самый быстрый ответ идет посредством спинальных промежуточных рефлексов натяжения (stretch reflex). Роль этих рефлексов состоит в восстановлении постуральной стабильности [Rothwell J., 1994] с помощью быстрого мышечного ответа. Любые движения тела, превышающие определенный порог, и которые могут привести к нарушению баланса, распознаются по афферентным импульсам от проприорецептивных рецепторов мышц и сухожилий, что приводит к первому быстрому действию соответствующей группы мышц. Данные рефлексы не способствуют напрямую восстановлению баланса [Nashner L.M., 2001]. Однако именно они являются первой автоматической реакцией на возмущение. Эта реакция не может быть четко отрегулированной в силу именно своей автоматической природы, но автоматизм позволяет им действовать очень быстро. Рабочим механизмом автоматизма являются среднелатентные реакции. Автоматические реакции координируются и передаются посредством вестибулоспинальных рефлексов и действуют на мышцы нижних конечностей, туловища, шеи [Allum J.H.J., Keshner E.A., 1986; Nashner L.M., 2001]. В дополнение к среднелатентным длиннелатентные ответы также были обнаружены для мышц антагонистов [Diener H.C., Dichgans J., 1986]. Автоматические ответы могут иметь цель создания избыточного ответа, который можно обозначить как рефлекс длинной петли, которые дают быстрый ответ для сопротивления возникающим возмущени-

ям [Diener H.C., Dichgans J., 1986; Nashner L.M., McCollum G., 1985]. Автоматические реакции зависимы от контекста и адаптируются к специфическим требованиям баланса, которые определяются окружающими и внутренними условиями. Так, координационные образцы действия могут быть изменены при модификации опорной поверхности [Nashner L.M., 2001]. В противоположность рефлекторным и автоматическим реакциям, произвольные движения основаны на сознательном контроле и высоковариабельны [Nashner L.M., 2001].

В норме постуральный контроль может быть определен тремя стратегиями. Голеностопная — в этом случае тело балансируется в голеностопном суставе и данную модель можно уподобить тугому обратному шарниру [Nashner L.M., 1985]. В другом типе стратегии, тазобедренной, основные движения производятся в тазобедренных суставах [Horak F.B., Nashner L.M., 1986]. Третий путь достижения баланса в положении стоя в более сложных условиях — это сделать шаг в сторону движения ЦТ [Carr J.H., Shepherd R.B., 1987; Horak F.B., Nashner L.M., 1986,]. Достоверно известно, что человек может синтезировать различные постуральные движения сочетанием стратегий и различных амплитуд, на что влияет еще и предшествующий индивидуальный опыт [Horak F.B., Nashner L.M., 1986].

Анатомические и функциональные структуры, участвующие в поддержании баланса:

- опорно-двигательная система включает мышцы верхней и нижней конечностей, мышцы туловища, шейные мышцы. Фактически, все основные мышечные ресурсы человеческого тела, так или иначе, задействованы в поддержании баланса, особенно при различных возмущающих воздействиях;

- сенсорная система включает вестибулярную систему (полукружные каналы, отолиты и др.), зрительную систему, проприорецептивную (рецепторы мышц, сухожилий, суставов), чувствительные рецепторы кожи;

- ЦНС включает рефлексы натяжения, длиннопетлевые рефлексы, перепрограммированные реакции (обучаемые навыки), синергетические действия;

- сенсорная система дает информацию о взаимоположении органов и частей тела в пространстве, информация от рецепторов передается в ЦНС посредством афферентных путей, сенсорные рецепторы конвертируют энергию различной формы (свет, давление, температура, звук и др.).

Каждая из перечисленных систем имеет свою уникальную роль в процессе поддержания баланса.

Роль зрения и проприорецепции

Визуальная информация первично регистрируется рецепторами сетчатки глаза и далее передается, как минимум, в две различные зоны мозга, которые специализированы на анализе визуальной информации (идентификация объектов и контроля движения) [Schmidt R.A., 1991; Trevarthen C.B., 1968]. При этом роль зрения в поддержании стабильности и баланса оказывается весьма значительной в физиологических условиях [Lee D.N., Aronson E., 1974]. Тем не менее, несмотря на высокую важность зрительного анализатора, он может быть компенсирован другими сенсорными системами [Brandt T., Paulus W., Straube A., 1986]. Зрительные импульсы являются запускающим механизмом для активации мышц, участвующих в постуральном контроле. Эффективность зрения в постуральном контроле зависит от визуальной активности [Paulus W.M., Straube A., Brandt T., 1984] визуального контраста [Leibowitz H.W., Rodemer C.S., Dichgans J., 1979], дистанции до объекта [Brandt T., Paulus W., Straube A., 1986] и общей освещенности помещения (при условии нормального зрения). Поэтому наилучшие условия для визуальной системы в контексте контроля баланса, если дистанция до видимых ориентиров не превышает 2 метров [Brandt T., Paulus W., Straube A., 1986]. Данная информация может быть напрямую использована для исследований при открытых глазах, когда необходимо максимально снизить влияние зрительного анализатора.

Вестибулярная система

Основные рецепторы вестибулярной системы или еще статокINETического анализатора — полукружные каналы, которые ориентированы в трех взаимно перпендикулярных плоскостях. Естественный раздражитель для полукружных каналов — инерционные смещения эндолимфы, которые развиваются под действием линейных или угловых ускорений при движении головы в пространстве. Другие составные части вестибулярного анализатора: афферентные и эфферентные проводящие пути, промежуточные центры и корковые отделы.

Полукружные каналы имеют чувствительность к скорости изменения движения на частотах от 0.2 до 10 Гц. Таким образом, они активны только в начале и конце движения. В то время как отолиты работают на частотах менее чем 5 Гц и дают информацию о линейном ускорении, включая ускорение свободного падения [Markham C.H., 1987; Torppila E., Ruukkö I., 2000]. Информация от отолитов и полукружных каналов передается вестибулярным ядрам мозжечка, которые так же получают информацию и от других сенсорных систем. Зрительно-вестибулярный рефлекс стабилизирует зрение путем производства содружественных движений глаз в противоположном направлении дви-

жению головы [Baloh R.W., Jacobson K.M., Socotch T.M., 1993]. Основная цель вестибуло-спинальных рефлексов заключается в стабилизации головы и туловища. И хотя вестибулярная система играет очень существенную роль в постуральном контроле при различных движениях, она не имеет значимого влияния при спокойной основной стойке [Fitzpatrick R., McCloskey D.L., 1994]. Таким образом, баланс в спокойной основной стойке (без поворотов головой и других амплитудных действий) регулируется в отсутствие активного действия вестибулярной системы.

Проприорецептивная и экстерорецептивная системы

Соматосенсорная система дает информацию о положении тела с помощью proprioreцепторов и экстерорецепторов. Проприорецептивные рецепторы находятся в мышцах, сухожилиях и суставах. Они дают информацию о положении сегментов конечностей, тела и растяжении мышц. Проприорецепторы, включая мышечные веретена (типы: первый «а» и второй «б») и суставные рецепторы. Экстерорецептивная информация поступает из рецепторов различного типа на подошвенной поверхности стоп. Данные рецепторы находятся в коже и непосредственно под ней [Johansson R., Vallbo Å., 1980]. Наиболее значимы из них тела Мейснера и диски Меркеля, которые находятся очень близко к поверхности кожи. Тела Руффини и Пачиниан находятся глубже в коже [Latash M.L., 1998]. В то время как рецепторы в капсуле суставов дают информацию о движениях и положениях сегментов тела относительно друг друга, их роль в контроле равновесия остается еще не совсем ясной. Мышечные веретена продуцируют информацию относительно изменений в длине мышцы и их напряжении и они могут также быть активированы пассивно растяжением мышцы. В дополнение к этому афферентная система интрафузальных волокон в мышечных веретенах также получает эфферентный сигнал от мотонейрона [Епока R.M., 1994]. Рецепторы давления обнаруживают колебания тела, в то время как механорецепторы могут определить локализацию, скорость, ускорение, давление и их изменение [Johansson R., Vallbo Å., 1980; Magnusson M. et al., 1990]. Кроме этого учитывается и положение голеностопных суставов, и движение в них. Информация с мышц шеи дает также необходимую информацию о положении и движении головы относительно туловища. И, наконец, рецепторы мышц глаз отображают положение глаз относительно головы [Spirduto W.W., 1995].

Скелетно-мышечная система

Вообще, в процессе поддержания баланса тела в основной стойке принимает участие практически весь опорно-двигательный аппарат.

Тем не менее, в физиологической основной стойке определенные мышцы играют особую роль. Трехглавая (более конкретно камбаловидная мышца) активируется первой для поддержания постурального контроля во время движений тела [Nashner L.M., 1983]. Существуют и другие мышцы, активируемые в первую очередь,— это мышцы шеи, полуперепончатая и полусухожильная, супраспинальные мышцы [Nashner L.M., 1983]. Отдельно от них несколько мышц участвуют в рефлекторных движениях с различным латентным временем [Nashner L.M., 1983] и произвольными движениями тела. Растяжение мышц раздражает проприорецептивные рецепторы, которые сигнализируют об изменении длины мышцы центральному механизму системы постурального контроля [Prochazka A., Wand P., 1980; Spirduso W.W., 1995]. При этом постуральный контроль требует точно координированных мышечных действий многих групп мышц одновременно [Johansson R., Magnusson M., 1991]. Согласованность действия мышц необходима для адекватного мышечного ответа на имеющееся воздействие [Era P. et al., 1996]. Наибольшая роль принадлежит мышцам голеностопного, тазобедренного и коленного суставов согласно выделенным стратегиям. В соответствии с пассивной тугой моделью контроля баланса: тугой голеностопный сустав есть результат действия ЦНС посредством установленного мышечного тонуса, который и стабилизирует изначально нестабильную механическую систему [Winter D.A. et al., 1998]. Однако другие исследователи не находят активный механизм постуральной стабилизации в равновесной, сбалансированной основной стойке [Johansson R., Magnusson M., Åkesson M., 1988; Morasso P.G., Schieppati M., 1999]. По мнению P.G.Morasso, M.Schieppati (1999) именно мышцы и рецепторы подошвенной поверхности стопы играют основную роль. Тем не менее, в настоящее время для спокойной основной стойки считается общепринятой модель перевернутого маятника, в котором стабилизация баланса достигается посредством работы камбаловидной мышцы.

Центральная нервная система

И головной и спинной мозг участвуют в поддержании баланса в основной стойке. Входные импульсы в кортикальные нейроны приходят в основном из таламических ядер, которые передают информацию из спинного мозга, базальных ганглиев и мозжечка от парietальных и фронтальных областей тела. Первые и наиболее быстрые ответы на изменение положения тела инициируются посредством спинальных рефлексов [Allum J.H.J., Keshner E.A., 1986]. Возбуждение ЦНС производится через синапсы, включающие афферентные волокна нейронов. Ингибирующие синапсы используют специальные медиаторы, интернейроны. Произвольные движения нуждаются в балансировании и пла-

нировании с участием головного мозга. Исходящие команды посылаются мышцам посредством пирамидной и экстрапирамидной систем. Пирамидные клетки передают информацию спинальным мотонейронам и интернейронам, которые контролируют произвольные движения и сегментарные рефлекссы, нужные для балансирования положения тела [Jäntti P., 1993]. Выходная информация корковых моторных зон также включает отображение базальных ганглиев, мозжечка и красного ядра. Базальные ганглии составляют основной компонент экстрапирамидной системы. Они связаны с тремя ядерными группами (хвостатое ядро, путамен и глобус паллидус). Базальные ганглии и группа ядер облегчают планирование и произвольных, и рефлекторных движений при поддержании равновесия. Мозжечок и его связи позволяют координировать и сглаживать избыточность рефлекторных движений и регулировать произвольные.

ЦНС выполняет сложную функцию по анализу всей поступающей информации от различных сенсорных систем: визуальной, проприорецептивной, вестибулярной, экстерорецептивной. Общее количество информации оказывается весьма значительным, хотя для поддержания равновесия в спокойной основной стойке достаточно только трех видов входной информации [Rothwell J., 1994].

Антропометрические факторы

Для адекватного биомеханического моделирования представление модели тела с учетом его фактических размеров имеет непосредственное значение. Для такого моделирования особую роль имеют рост и расстояние между основными суставами [Winter D.A., 1990]. Наиболее важные практические результаты такой работы состоят в том, что получаемые данные могут быть нормализованы к росту обследуемого [Kinney LaPier T.L., Liddle S., Bain C., 1997]. Известны методы нормализации антропометрических параметров и к другим антропометрическим данным. Биомеханическая модель может быть использована для сегментарного анализа [Benvenuti F. et al., 1999], при этом антропометрические значения напрямую влияют на измеряемые параметры. К примеру, в модели баланса перевернутого маятника [Nashner L.M., 1985] исследуемый с более высоким ростом дает большие колебания, чем с меньшим ростом. Имеет значение и размер поверхности опоры, т.е. размер стопы, который имеет определенное соотношение с ростом и полом. Кроме того, индивидуальные антропометрические соотношения имеют значение при определенных условиях для выбора двигательной стратегии при поддержании баланса [Woollacott M.H., Shumway-Cook A., 1990].

Так, низкий рост и малая дистанция от опоры до коленных суставов была найдена как увеличивающая риск падения на значительном статистическом материале (для японских женщин) [Davis J.W. et al., 1999]. Меньший вес тела также способствует более совершенному балансу, что также было подтверждено на большом статистическом материале [Era P. et al., 1996].

Влияние различия в длине нижних конечностей на баланс по данным исследователей не позволяют сделать однозначное заключение, поскольку противоречат друг другу [Mahar R.K., Kirby R.L., MacLeod D.A., 1985; Murrell P., Cornwall M.W., Doucet S.K., 1991].

В отношении влияния роста имеется предположение, что более высокий рост мужчин относительно женщин способствует их меньшей стабильности [Kinney LaPier T.L., Liddle S., Bain C., 1997]. Этому способствует и отличие в стратегиях поддержания равновесия, что было обнаружено посредством анализа движений [Yoshida K., Iwakura H., Inoue F., 1983].

Возраст и пол

Антропометрические факторы имеют самую тесную связь со следующими базовыми параметрами: пол, конституция, возраст.

Одно из ранних исследований, посвященное изменению равновесия с возрастом, было проведено в 1976 г. G.M.Shambes. В данном исследовании девятилетние дети показали большую стабильность, более отчетливые мышечные реакции и меньшую степень двигательной активности в конечностях во время выполнения тестов, чем четырехлетние. Близкие результаты описаны M.Roncesvalles (2002). Другие авторы [Slobounov S., Newell K., 1994] также установили более успешный постуральный контроль в положении глаза открыты. Ими же обнаружено, что пятилетние дети имеют выраженные компенсаторные двигательные реакции. Другими авторами [Streepey J., Angulo-Kinzler R., 2002] не найдено существенных различий у детей разного возраста по положению ЦД и его колебаниям, что противоречит большинству аналогичных исследований. C.Riach, K.Hayes (1987) нашли, что после 7 лет дети имеют постуральные реакции уже аналогичные таковым у взрослых. Близкие результаты получены P.Odenrick, P.Sandstedt (1984). Также обнаружено, что у мальчиков стабильность ниже, чем у девочек. Однако с возрастом амплитуда колебаний ЦД у мальчиков уменьшается, чего не наблюдается у девочек. Итальянскими исследователями [Schmid M. et al., 2005] при обследовании 148 здоровых детей от 7 до 11 лет обнаружено, что стабилометрические параметры чувствительны к возрасту. Кроме того, площадь статокинезиограммы с возрастом убывает. Аналогичное исследование, выполненное ранее [Peterka R.J., Black F.O., 1990],

но с нормализацией стабилметрических параметров к росту показало отсутствие возрастных изменений. Посредством сложных аналитических методов другими итальянскими учеными [Chiari L., Rocchi L., Carpello A., 2002] при обследовании 50 здоровых молодых людей из 55 различных стабилметрических параметров было селективно выбрано 11, которые были полностью независимы от роста, веса, расстояния между стопами и некоторыми другими показателями.

Исследование баланса традиционной стабилметрической методикой показало, что амплитуды и скорость ЦД имеют меньшие значения у женщин, чем у мужчин [Ekhdahl C., Jarnlo G., Andersson S., 1989; Juntunen J. et al., 1987; Ojala M., Matikainen E., Juntunen J., 1989; Suomi R., Kojeca D.M., 1994]. Исследования других авторов [Overstall P.W. et al., 1977] входят в противоречие с вышеприведенными. Тем не менее, пожилые женщины падают чаще, чем мужчины того же возраста. Так, L.Wolfson с соавт. (1994), проведя исследование с подвижной платформой (движения вперед и назад, наклон вверх и вниз), обнаружил следующее: отсутствие отличий при простом стоянии или при манипулировании отдельно поверхностью опоры или окружающим пространством; наличие отличий, когда оба параметра изменялись, особенно при движении назад, но при третьем повторе они сглаживались и становились такими же, как и у мужчин. Женщины чаще теряли баланс и при повороте платформы (наклон вверх или вниз). Женщины показали меньший угловой момент, чем мужчины, при ротации платформы вперед.

То, что для взрослых стабильность баланса в основной стойке убывает с возрастом подтверждено многими исследованиями [Black F.O. et al., 1982; Brocklehurst J.C. et al., 1982; Ekhdahl C., Jarnlo G., Andersson S., 1989; Era P., Heikkinen E., 1985; Gill J. et al., 2001; Hageman P., Leibowitz J., Blanke D., 1995; Kinney LaPier T.L., Liddle S., Bain C., 1997; Matheson A., Darlington C., Smith P., 1999; Melzer I., Benjuya N., Kaplanski J., 2001]. В исследовании P.Hageman, J.Leibowitz, D.Blanke (1995) не было обнаружено влияния пола на стабильность, но подтверждено отчетливое влияние возраста. С его увеличением возрастает величина колебаний ЦД. Увеличивается и скорость ЦД [Hytönen M. et al., 1993]. Однако сквозного исследования по одной методике и на одном оборудовании до настоящего времени выполнено не было. Имеются исследования довольно значительного контингента мужчин различных возрастных групп от молодого (31 год) до старшего (75 лет) возраста общим числом в 318 человек [Era P., Heikkinen E., 1985], которые показывают снижение стабильности с возрастом. A.Matheson, C.Darlington, P.Smith (1999) также показали наличие возрастного дефи-

цита стабильности. Вероятная причина этого — дегенеративные изменения в нервной системе, развивающиеся с возрастом [McChesney J., Woolacott M., 2000]. Возрастной распад нервной системы приводит к искажениям и потерям в визуальном и проприорецептивном анализаторах [Teasdale N., Simoneau M., 2001]. Страдает и система реализации движений, в которой снижается проводимость нервных волокон и количество двигательных единиц в мышцах [Rankin J. et al., 2000].

Визуальная, вестибулярная и соматосенсорная функции также снижаются с возрастом [Teasdale N., 1991; Woollacott M., Shumway-Cook A., Nashner L.M., 1986; Wolfson L., Whipple R., Amerman P., 1986]. При этом происходят два направленных процесса. С одной стороны снижается сенсорная информация, с другой — двигательный ответ. Снижение сенсорной чувствительности само по себе уменьшает сенсорный ответ [Baloh R.W. et al., 1994]. С возрастом накапливаются хронические заболевания и последствия, перенесенных ранее заболеваний, интоксикаций, последствий медикаментозных воздействий и другие вредные факторы, которые также ограничивают возможности сохранять равновесие [Tinetti M.E., Speechley M., Ginter S.F., 1988; Winter D.A., 1995]. С возрастом снижаются возможности ЦНС к обработке информации, соответственно уменьшается скорость анализа поступающей информации от различных сенсорных систем [Manchester D. et al., 1989; Stelmach G.E., Worringham C.J., 1985; Stelmach G.E. et al., 1989; Teasdale N. et al., 1991; Woollacott M., Shumway-Cook A., Nashner L.M., 1986]. В любом случае, способность к поддержанию баланса падает с возрастом [Hay L., 1995; Quoniam C. et al., 1995], нарастает количество различных аберраций сенсорных систем, что приводит к усугублению состояния сенсорного конфликта. Конфликт между визуальной и соматосенсорной системами приводит у пожилых к неполноценному балансу, начинает возрастать компенсаторная роль зрения [Baloh R.W. et al., 1993; Hay L. et al., 1996; Hytönen M. et al., 1993; Woollacott M., Shumway-Cook A., Nashner L., 1986]. В отношении изменений с возрастом в работе вестибулярной функции имеются противоречивые данные. Так, в исследованиях P.DiZio, J.R.Lackner (1990), G.D.Paige (1991), R.J.Peterka, F.O.Black, M.B.Schoenhoff (1990) было обнаружено, что чувствительность вестибулярного аппарата увеличивается к старшему возрасту. В определенной степени этому противоречит исследование F.O.Black, L.M.Nashner (1985), а также общая динамика нарастания сенсорных аберраций в процессе старения.

«Дыхательная» частота колебаний стабиллограммы

Вопрос о том, что одна из низких частот в спектре колебаний ЦД, особенно в сагиттальной плоскости является дыхательной, обсуждался неоднократно в литературе. Так, S.Bouisset, J.L.Duchêne (1994) утверждают, что дыхательный ритм около 0.2 Гц должен быть виден на стабиллограмме без дополнительных методов анализа. Дыхательные экскурсии ЦД с частотой, близкой к 0.2 Гц, были обнаружены в независимых исследованиях в разных странах и в разное время [Bouisset S., Duchêne J.L., 1994; Hunter I.W., Kearny R.E., 1981; Vuillermé N., 1997; Watanabe I., Okubo J., Kadoka S. et al., 1976]. Однако работы целого ряда авторов не подтверждают этого положения [Gagey P.M. 1986; Gagey P.M., Toupet M., 1997, 1998; Gurfinkel V.S., Kots Y.M., Paltsev E., 1971]. Отечественный исследователь В.С.Гурфинкель с соавт. (1971) приводит убедительные данные синхронной регистрации дыхательных экскурсий, движений в тазобедренных суставах и стабиллограмм, которые показывают, что дыхательные движения успешно компенсируются в тазобедренных суставах (рис. 9).

В случае патологии дыхательный ритм может не компенсироваться соответствующей синкинезией, или другое название, данное еще Н.А.Бернштейном, синергией. В этом случае он будет регистрироваться при стабиллометрическом исследовании [Gagey P.M., 1986; Gagey P.M., Toupet M., 1998]. Таким образом, эти данные позволяют сделать вывод, что в норме дыхательный ритм подавляется другими противофазными с ним движениями и не регистрируется на стабиллограмме [Gagey P.M., Toupet M., 1997; Namaoui A. et al., 2002].

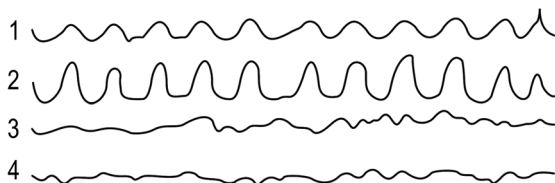


Рисунок 9. Дыхательные движения — 1, движения в тазобедренном суставе — 2, стабиллограмма в сагиттальной плоскости — 3, стабиллограмма во фронтальной плоскости — 4. [По V.S.Gurfinkel, Y.M.Kots, E.Paltsev, 1971].

Другие исследователи также подтвердили, что ритм с частотой, близкой к 0.2 Гц существует у больных с люмбаго [Guillemot A., Duplan B., 1995], аналогичные изменения были зарегистрированы на большом статистическом материале [Gagey P.M., 1986; Gagey P.M., Toupet M., 1997].

pet M., 1997]. В последующих исследованиях V.S.Gurfinkel, A.M.Elner (1973) показали, что ритм около 0.2 Гц становится хорошо виден на стабิโลграмме у обследуемых с патологией и может быть обнаружен без использования разложения по методу Фурье. Увеличение этого пика на частоте 0.2 Гц они объяснили тем, что существующая в норме двигательная синергия, осуществляемая в тазобедренном суставе подавляет дыхательный ритм и он не обнаруживается при исследовании колебаний ЦД, но данная ситуация имеет место только в норме. Более позднее исследование [Hodges P.W. et al., 2002] также подтвердило существование дыхательной синергии, компенсирующей соответствующие движения туловища. Другие исследователи косвенно подтвердили существование данной синергии [Hunter I.W., Kearny R.E., 1981; Bouisset S., Duchêne J.L., 1994] и участие в ней тазобедренных суставов. Другое косвенное свидетельство в пользу такого механизма высказал [Tardy D., 1997], который предположил, что эта синергия осуществляется на том же анатомическом уровне, где она и происходит, т.е. на уровне туловища и грудной клетки.

В довершение в работе J.F.Thayer с соавт. (1996) были установлены пределы дыхательного ритма, которые имеют место на частоте от 0.16 до 0.24 Гц.

Для выяснения наличия дыхательных колебаний на стабิโลграмме неоднократно использовалась наиболее показательная и легко воспроизводимая техника эксперимента с апноэ. Это регистрация стабิโลметрических данных во время нормального дыхания и в состоянии апноэ, т.е. его произвольной задержки. Такая техника эксперимента, в частности, была использована I.Watanabe с соавт. (1976), N.Vuillermé (1997), P.M.Gagey, A.Scheibel (<http://pmsgagey.club.fr/Testez-a.htm>). Однако в данных исследованиях не проводился анализ всех составляющих стабิโลметрического исследования, включая вертикальную составляющую — баллистограмму. Исследования спектрального состава самих стабิโลграмм имели технические [Gagey P.M., Scheibel A. (<http://pmsgagey.club.fr/Testez-a.htm>)] или методические [Vuillermé N., 1997; Watanabe I. et al., 1976] ограничения.

Таким образом, непосредственного представительства колебаний, вызванных дыханием в спектре стабิโลграмм, в норме не представлено. Это не отвергает предположения авторов [Bouisset S., Duchêne J.L., 1994; Watanabe I. et al., 1976; Yates B.J., Miller A.D., 1998], что мышечный контроль очень тесно связан с дыханием. Получено прямое подтверждение ранее высказанного предположения, что, вероятно, дыхание оказывает непосредственное влияние на баланс в основной стойке [Yardley L. et al., 1999]. Конечно, кроме рассматриваемых воздействий

могут быть и другие [Yardley L. et al., 1999], где обнаружено увеличение колебаний ЦД во время выполнения когнитивных тестов. Не было найдено подтверждения данным [Hodges PW et al., 2002], что дыхательные движения имеют высокую корреляцию с ритмом дыхания и низкую с движениями ЦД. Однако эксперимент не ставил такой задачи. Авторы утверждают, что движения ЦД никогда не были зарегистрированы синхронно с дыхательными [Gagey P.M., Toupet M. (<http://pmsgagey.club.fr/infracanaliculaire-a.htm>)]. В противовес им M.Schmid с соавт. (2004) подтверждают наличие высокой синхронизации между дыхательными движениями и колебаниями ЦД. Данные, полученные O.Caron с соавт. (2004) частично подтверждают приведенное исследование, было также зафиксировано возмущающее действие дыхания на стабильность в основной стойке. Однако наибольшее возмущающее действие обнаружено для фронтальной составляющей. Близкий результат имеется и в исследовании B.Y.Jeong (1991), в котором зарегистрировано увеличение колебаний ЦД при произвольном усилении и учащении дыхания.

Таким образом, дыхательные движения увеличивают амплитуду колебаний ЦД и снижают их частоту, непосредственно частота дыхания не имеет собственной репрезентации на спектре частот колебаний в сагиттальной или фронтальной плоскости.

Технические основы стабилотрии

Известно большое количество методов исследования, предназначенных для изучения функции равновесия и баланса тела в основной стойке, например регистрация движений головы в горизонтальной плоскости, которые значительно коррелируют с движениями центра давления [Sakaguchi M. et al., 1995], в том числе и с помощью безконтактных ультразвуковых датчиков [Takaguchi T. et al., 1990]. Сравнительный анализ данных стабилотрии и регистрации движений головы и туловища [Kilburn K.H., Warshaw R.H., Hanscom B., 1994] показал, что стабилотрия и регистрация движений головы дают сходный результат. Авторы утверждают, что регистрация движений головы имеет преимущества, так как в меньшей степени зависит от веса и роста. Таким образом, сокращаются проблемы нормирования итоговой информации.

Находят применение и такие, достаточно экзотичные методы регистрации колебаний тела в основной стойке, как магнитометрические [Dean E.M., Griffiths C.J., Murray A., 1995]. Группа британских авторов [FitzGerald J.E., 1993] на основании сравнения данных исследования на

стабилометрической платформе и с помощью магнитометрических датчиков утверждает, что магнитометрическая методика является более чувствительной.

Из других методов исследования основной стойки применяется регистрация ускорений тела в двух или трех взаимно перпендикулярных областях [Amblard B. et al., 1985; Kamen G. et al., 1998]. Однако ведущее место занимает изучение функции баланса тела с помощью платформ с датчиками, чувствительными к вертикальной нагрузке.

Принцип действия стабилометрической платформы следующий. На жестком основании закрепляются датчики, чувствительные к силе, прилагаемой к ним по вертикали. Сверху на датчики устанавливается жесткая плита. Датчиков может быть три или четыре, в зависимости от конструкции платформы.

Нетрудно понять, что вычисление равнодействующей, приложенной к платформе силы, можно произвести, используя значение ее на каждом из датчиков. При спокойном стоянии пациента на платформе равнодействующая будет показывать проекцию по вертикали на платформу общего центра тяжести обследуемого

Так как основная стойка — процесс динамический, то, производя измерения с некоторой постоянной частотой (например, 30 раз в секунду), можно получить траекторию перемещения равнодействующей нагрузки, т.е. колебаний *проекции общего центра масс* (ОЦМ) в течение всего обследования.

Необходимо отметить, что в действительности *центр давления* (ЦД) не всегда может совпадать с проекцией центра тяжести [Gurfinkel V.S., 1973; Winter D.A., 1995; Смирнов Г.В., 1994].

В идеальном случае они полностью совпадают, если обследуемый совершенно неподвижен. В реальном исследовании как больного, так и совершенно здорового человека отмечаются колебания, при которых центр тяжести имеет различные ускорения. Если ОЦМ совершает колебание с частотой, превышающей 0.2 Гц, то проекции ОЦМ и ЦД могут быть различны [Gurfinkel V.S., 1973; Winter D.A., 1995]. Для решения обратной задачи получения из данных стабилометрии проекции ОЦМ тела на вертикаль используются математические модели различной степени сложности [King D.L., Zatsiorsky V.M., 1997; Kuczinski M., 1999].

Стабилометрическая платформа

Специализированный прибор для регистрации колебаний общего центра масс тела получил название *стабилометрическая платформа* или *стабилометр* (иногда, стабилораф).

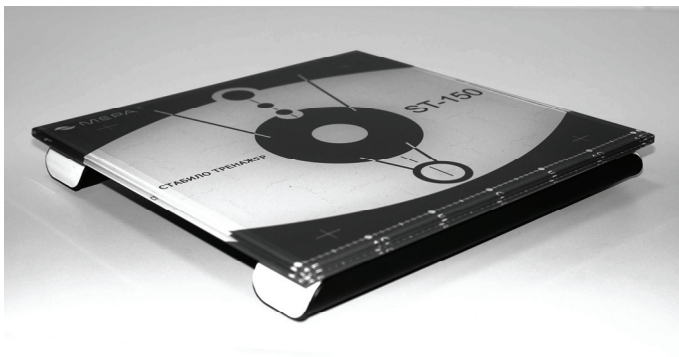


Рисунок 10. Общий вид стабилометрической платформы ST-150.



Рисунок 11. Диагностическое исследование (слева) и вариант тренировки с биологической обратной связью с применением очков виртуальной реальности (справа).

Стабилометрическая платформа состоит из основной плиты, на которую и встает обследуемый, и фиксированных к ней силоизмерительных датчиков, которые являются одновременно и элементами опоры (рис. 10). Усилие, приходящееся на каждый датчик, позволяет вычислять проекцию общего центра масс тела на плоскость опоры.

Одни из существенных отличительных свойств платформы ST-150 это малые габариты и вес. Так как плита платформы жесткая и выполнена из толстого, прочного стекла, то корректность и точность регистрации не страдают. На рисунке 11 представлены оба варианта применения платформы: диагностический и реабилитационный.

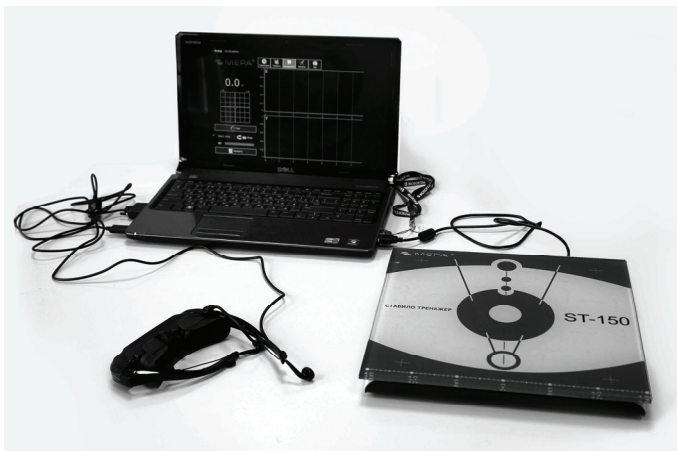


Рисунок 12. Комплект платформы с портативным компьютером.

Использование в комплекте портативного компьютера позволяет получить мобильный комплекс общим весом до 5 кг (рис. 12).

Сама платформа напрямую подключается к USB порту компьютера, от которого так же и питается. Поэтому такой комплекс может быть использован и в походных условиях, когда отсутствует постоянное электроснабжение.

Требования, предъявляемые к методике исследования

Как и любая методика клинического исследования, стабилметрия имеет свои требования. Основные требования были собраны и сформулированы в рекомендациях Международного общества исследо-

вания основной стойки в 1983 г. [Kapteyn T.S. et al., 1983]. В последующие годы были опубликованы многочисленные авторские дополнения. Ниже приводится их перечень, известный к моменту написания данного справочника с учетом личного опыта автора.

Помещение и его оборудование. Для проведения стабилметрических исследований должно быть выделено специальное помещение. Минимальная площадь его не менее $3 \times 4 \text{ м}^2$ для предотвращения акустической ориентации пациента в пространстве. Стабилметрическая платформа устанавливается не менее чем в 1 метре от какой-либо стены. Помещение оборудуется плотными жалюзи на окне (окнах) для регулировки потока естественного освещения, умывальником и сигнализацией для пациентов и персонала о возможности войти во внутрь в данный момент.

Во время исследования не должно быть никаких звуков, указывающих на пространственное положение тела. Общий уровень шума в комнате не может превышать 40 Дб (по ISO). Во время исследования должны быть исключены любые резкие звуки (стук в дверь, телефонный зуммер, речь, музыка и др.).

Таблица 3. Индивидуальные параметры обследуемого, используемые при расчете ряда стабилметрических характеристик

Параметр	Единицы	Описание
Длина стопы	мм	Длина стопы измеряется в сагитальной плоскости как расстояние от задней поверхности пяточного бугра до ногтевой фаланги наиболее выступающего вперед пальца стопы.
Расстояние лодыжка-носок	мм	Расстояние лодыжка-носок измеряется в сагитальной плоскости как расстояние от проекции на плоскость опоры вершины наружной лодыжки до ногтевой фаланги наиболее выступающего вперед пальца стопы.
Ширина стопы	мм	Расстояние между наружным и внутренним краем стопы в ее наиболее широкой части (как правило, соответствует расстоянию между головками первой и пятой плюсневых костей). Измеряется в направлении перпендикулярном оси стопы. Применяется для вычисления площади опоры.
Клиническая база	мм	Расстояние между передне-верхними осями таза (измеряется акушерским циркулем).
Рост	мм	Параметр роста применяется для вычисления ряда показателей третьей группы.

Для корректного проведения стабилметрического исследования с открытыми глазами в комнате устанавливается нормальное диффузное освещение как минимум 40 люкс. Лучше применять лампы накаливания с цельными матовыми плафонами молочно-белого цвета. При ярком солнце необходимо приглушить световой поток с помощью жалюзи. Маркер для фиксации взгляда пациента или второй монитор компьютера не могут находиться напротив окна или быть обращены экранной поверхностью к нему.

В течение регистрации с закрытыми глазами освещение приглушается до уровня 20 люкс.

Измерение антропометрических параметров пациента. Большинство базовых параметров вычисляются с использованием антропометрических данных пациента, по ним же определяется и система координат пациента, в которой строится отчет. Все линейные параметры измеряются в миллиметрах. Перечень их приведен в таблице 3.

Ниже приведены схемы измерения параметров: клиническая база, длина и ширина стопы, расстояние лодыжка-носок (рис. 13, 14).



Рисунок 13. Общая схема определения клинической базы. Это расстояние между передне-верхними осями таза (расстояние в проекции на фронтальную плоскость, а не по поверхности живота).

Установка стоп пациента на платформу. Пациент должен устанавливаться на платформу босиком. По крайней мере, это необходимо соблюдать для клинических исследований, если задачей исследования не ставится определение влияния конкретного типа обуви или ортеза на функцию баланса. Имеются две основные установки стоп пациента на платформе. Так называемая европейская традиция (в положении пятки вместе, носки разведены на угол в 30 градусов) и американская тради-

ция (стопы ног параллельны). Расстояние между стопами для такой установки нормировано. Нормирование предполагает привязку данного расстояния к собственным антропометрическим параметрам пациента. Ранее было предложено нормированное расстояние, получившее название *клиническая база*, т.е. расстояние между осью баланса стопы, равное расстоянию между передне-верхними осями таза [Скворцов Д.В., 1996]. Реально это расстояние очень близко к дистанции между центрами тазобедренных суставов — истинной базой между осями нагрузки на нижние конечности.

Для установки в европейском варианте пациент ставит обе стопы на платформу пятками вровень к линии с сантиметровой разметкой. Внутренние края пяток должны быть вровень с вертикальными линиями (расстояние между ними равно двум сантиметрам). Внутренний край стоп выравнивается по линиям с наклоном в 15 градусов. В результате стопы оказываются в развороте по внутреннему краю на требуемые 30 градусов с расстоянием между пятками в 2 см.

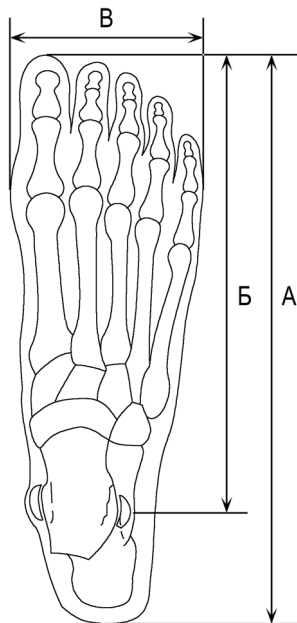


Рисунок 14. Схема определения длины стопы (A), расстояния лодыжка-носок (Б) и ширины стопы (B).

Для установки по американскому варианту стопы устанавливаются параллельно друг другу, симметрично относительно центра платформы на расстоянии клинической базы друг от друга. Для этого существует сантиметровая шкала на горизонтальной линейке. Шкала симметрична и показывает в сантиметрах расстояние до одноименных точек. Например, риска с указанием 20 см находится на расстоянии 10 см от центральной линии по обе ее стороны. Таким образом, установка одной стопы на эту риску (имеется в виду, что клиническая база гипотетического пациента равна 20 см) и другой стопы на такую же, по другую сторону, дает расстояние равное 20 см.

Основой регистрации данных является система координат самой платформы (рис. 15).

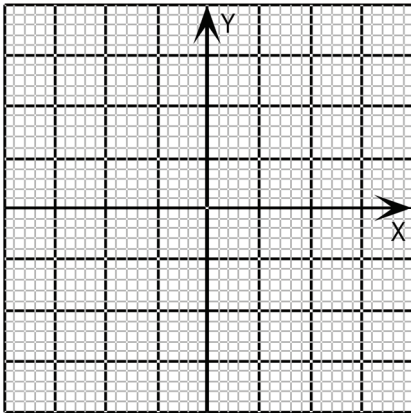


Рисунок 15. Система координат платформы. Центр системы координат совпадает с центром платформы.

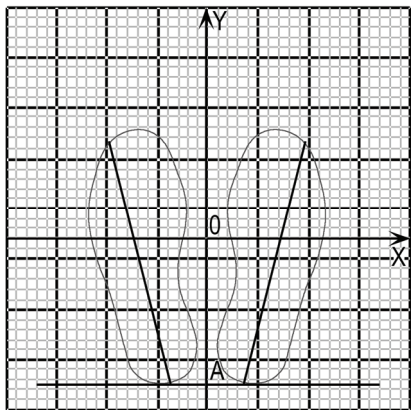


Рисунок 16. Система координат при европейской установке. Положение центра координат вычисляется по формуле: $0-A=0.59p-1.8$, где расстояние $0-A$ определяет центр системы координат, «р» — длина стопы в сантиметрах.

Все получаемые данные сохраняются и представляются графически именно в этой системе координат. Однако использовать эту систему координат для представления итоговых данных в большинстве стандартных исследований будет неправильно, поскольку это система координат платформы, а не пациента. Таким образом, если отчет будет представлен в системе координат платформы, то это не позволит проводить сравнения (по базовым параметрам) исследования разных пациентов. Корректно будет только сравнение результатов одного и того же пациента. Для того чтобы избежать такого существенного ограничения для формирования отчета используется система координат пациента, которая отличается в зависимости от типа установки стоп пациента. Как было уже сказано ранее, существуют две наиболее распространенные традиционные установки — европейская и американская.

Европейская система координат «привязана» к положению стоп и их размеру у данного пациента (рис. 16).

Фактически, центр системы координат является производной величиной из длины стопы с применением несложных коэффициентов. С учетом симметричности положения стоп изменяется лишь место оси «Х». Поэтому для выполнения исследования в данном стандарте необходимо только значение длины стопы, которое и должно быть введено в карточку исследования.

В результате все значения координаты ЦД по оси «У» для нормы имеют отрицательные значения.

Проведение исследования. После установки стоп на платформу пациент принимает вертикальное положение, по возможности, прямо. До начала регистрации врач инструктирует пациента о том, куда направить взгляд, что нужно делать и какие действия следует исключить. В процессе регистрации с открытыми глазами пациент фокусирует взгляд на специальном маркере (круг с диаметром 5 см на дистанции 3 метра прямо перед глазами пациента). Во время исследования пациент стоит, по возможности, ровно и прямо, но в удобном для себя положении. Исключаются любые средства дополнительной опоры.

Пациент во время стабилметрического исследования должен исключить следующие действия: покашливания, почесывания, повороты головы, вопросы и вообще любую речь, изменение направления взгляда. Для структуризации времени и внимания лучше дать задание ему медленно считать про себя с частотой, примерно, один счет в секунду [Gagey P.M., Weber B., 1995].

Время регистрации, от момента готовности пациента к исследованию и до его начала должно пройти не менее 10 с [Картеун T.S. et al., 1983]. Исследования [Winter D.A., 1995] показали, что время выдержки

должно быть не менее 20 с, для того чтобы избежать изменения параметров от переходных процессов. Аналогично определяется и собственно время регистрации, которое не должно быть меньше 20 с. Однако такое время регистрации можно рассматривать лишь как минимально возможное для получения относительно корректных результатов. Реальное время регистрации желательно иметь не менее 30 с. От времени исследования зависит и величина ряда стабилметрических параметров. Так, длина статокинезиограммы, при прочих равных условиях растет прямо пропорционально времени исследования. Время исследования является важным параметром и для определения нормативных данных. В настоящее время применяются следующие варианты времени регистрации стабилметрических данных: 30, 60 и 51.2 с. Для французской школы время регистрации составляет 51.2 с. Такое время выбрано с целью получения четного количества значений в получаемом массиве информации с учетом частоты опроса каждого датчика. Это дробное время регистрации восходит к ранним стабилметрическим комплексам, но по причине значительной нормативной базы сохраняется в определенной конфигурации методик и в настоящее время.

С целью получения корректных данных проводится несколько повторных исследований. Потому, что различные артефакты не являются редкостью при стабилметрическом исследовании. Кроме того, имеются некоторые устойчивые эффекты для подтверждения или исключения которых требуется проведение дополнительного исследования.

Показания к проведению стабилметрического исследования.

- Диагностика: с целью определения функциональных нарушений со стороны опорно-двигательной, нервной систем, вестибулярного и зрительного анализаторов, зубочелюстной системы.
- Управление восстановительным лечением: контроль эффективности проводимых лечебных мероприятий.
- Экспертиза: обследование клинически сложных больных.
- Активная реабилитация пациентов с различными нарушениями равновесия и баланса тела.

Противопоказания к проведению стабилметрического исследования.

- Пациент не может удержать равновесие во время исследования самостоятельно (без средств дополнительной опоры).
- Пациент не может выполнить все необходимые для проведения исследования инструкции.
- Имеются визуальные, шумовые помехи или какие-либо перемещения людей или предметов во время исследования, резкие изменения яркости освещения и др.

Из других возможных противопоказаний следует отметить возраст обследуемых. Определенный рубеж, в этом смысле, имеется в раннем детском и пожилом возрасте. Например, отечественные исследователи [Осипенко Т.Н., 1997] предлагают проводить стабилметрические исследования в возрасте не моложе четырех лет. Для обеих категорий очевидно важен не сам возраст, а физические и интеллектуальные возможности пациента к проведению исследования, к пониманию инструкций и способности к их выполнению.

Специальные и комбинированные методики

В целом стабилметрию разделяют на статическую и динамическую. **Статическая стабилметрия** представлена тестами на равновесие. Проводят исследования на платформе с открытыми и закрытыми глазами, а также с использованием между платформой и стопой обследуемого различных геометрических предметов, уменьшающих устойчивость (ролики, пирамиды и др.). **Динамическая стабилметрия** исследует основную стойку в изменяющихся внешних условиях (перемещение и наклоны платформы, движение окружающего пациента пространства).

Тест Ромберга является наиболее часто используемым. Этот тест был предложен Romberg только для качественного определения изменения проприорецепции. Обследуемый становится в положение стопы вместе, глаза закрыты. Врач визуально определяет стабильность сохранения положения тела. Типичный вариант этого теста при стабилметрии состоит в том, что пациент остается в положении основной стойки, но закрывает глаза. Регистрация стабилограммы производится далее при закрытых глазах. Смысл использования этого теста в том, что при исследовании исключается влияние зрительного анализатора. Пациент сохраняет вертикальное положение исключительно за счет проприорецепции. Отметим, что при физиологической регуляции основной стойки величина колебаний тела человека меньше порога, воспринимаемого вестибулярным аппаратом [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965; Gagey P.M., Weber B., 1995].

Традиционный клинический тест Ромберга используется для дифференциальной диагностики сенсорной и мозжечковой атаксии. В отличие от сенсорной атаксии мозжечковая может быть компенсирована и таким образом не приводит к потере баланса в положении «глаза закрыты».

При проведении теста Ромберга, как и собственно стабилотметрии, необходимо отметить в карточке исследования два важных момента: характеристику зрения и сторону преимущественного развития (левша, правша). Нормальная реакция со стороны системы контроля баланса тела на выключение зрительного анализатора — увеличение колебаний центра давления. Это происходит только при нормальном зрении. Если обследуемый имеет существенные степени патологии рефракции, изменение поля зрения, нарушение содружественности действия глаз и другую патологию, то зрение не играет такой роли в поддержании баланса в основной стойке. В этом случае мы можем получить девиации ЦД, меньшие по амплитуде, чем при открытых глазах. Стабильность повышается за счет того, что пациент опирается преимущественно на проприорецепцию. Действие зрения, в данном случае является только возмущающим (рис. 17).

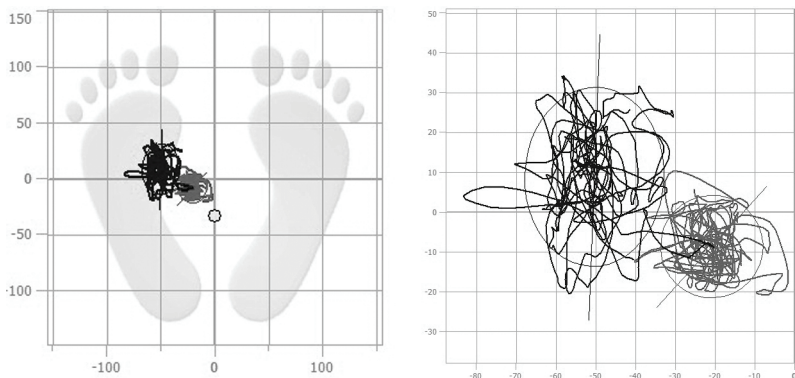


Рисунок 17. Фрагмент отчета теста Ромберга у пациента с правосторонним гемипарезом в результате черепно-мозговой травмы. Хорошо видно влияние зрительного анализатора на стабильность вертикальной стойки. При закрытых глазах ЦД смещается еще больше вперед и влево. Слева — положение ЦД в системе координат пациента, справа — статокинезиограммы.

При проведении этого теста имеет значение, каким образом происходит выключение зрения. Наиболее распространенный способ, когда обследуемый просто закрывает глаза. Другой способ, когда глаза закрывают повязкой. Дело в том, что сам факт (открыты глаза или закрыты) оказывает влияние на стабิโลграмму, даже если обследование производится в абсолютной темноте [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965].

Последующие исследования баланса здоровых испытуемых при стоянии с закрытыми и открытыми глазами показали, что существует два варианта контроля вертикальной стойки посредством зрительного анализатора — открытый и закрытый [Collins J.J., De Luca C.J., 1995]. Открытый цикл контроля позволяет уменьшить эффективность стохастической активности и уменьшить колебания ЦД в обеих плоскостях. Закрытый цикл контроля увеличивает эффективность стохастической активности только в сагиттальной плоскости. Тем не менее, оба механизма позволяют уменьшить активность мышечной системы для поддержания баланса.

В литературе описано множество вариантов проведения теста Ромберга, в основном, это касается изменения положения конечностей и тела пациента. Одним из популярных вариантов является, так называемый в западной литературе, «тандем Ромберг». При проведении этого теста обследуемый ставит стопы одну перед другой (пятка к носку) и поддержание баланса во фронтальной плоскости усложняется. Это же положение может быть использовано и при открытых глазах. Другой вариант — это стойка на одной ноге также с открытыми и закрытыми глазами.

Оптокинетическая проба. Классическая оптокинетическая проба — метод исследования функции зрительно-вестибулярного анализатора, основанный на изучении характера нистагма, возникающего при фиксации взгляда на непрерывно перемещающихся предметах, например на черных и белых полосах. Обычно для этого используется специальный вращающийся барабан или проектор. Стабилометрическая оптокинетическая проба — модификация, когда во время чередования контрастных полос производится синхронно регистрация стабилотраграмм, т.е. реакции сенсорно-двигательной системы на визуальную стимуляцию. По сути, это исследование реакции со стороны системы контроля баланса тела на выведение из равновесия с помощью визуальной стимуляции. Для выполнения этой пробы необходимо установить на определенном расстоянии перед глазами пациента монитор компьютера, на котором будут идти последовательно друг за другом следующие визуальные стимулы: фоновая засветка монитора голубым цветом, движение калиброванных черных и белых полос с заданной скоростью вниз, вверх, слева направо и справа налево.

Пациент при этом исследовании стоит ровно, прямо, как и при стабилотрии и смотрит в центр монитора если зрительная стимуляция выводится на компьютерный монитор. Важными условиями являются прямое положение головы обследуемого, положение центра монитора на уровне глаз и соблюдение заданного расстояния между глазами и

монитором. Несоблюдение этих условий существенно искажает получаемые данные. Например, изменение расстояния между глазами пациента и монитором ведет к визуальному увеличению или уменьшению угловой скорости движения полос; а изменение положения головы смещает внутреннюю систему координат пациента.

В комплексе платформы очки виртуальной реальности могут быть использованы в качестве второго монитора. В этом случае оптокинетическая проба проводится в более корректных условиях, поскольку практически исключено влияние периферического зрения. Правда, для этого требуются достаточно качественные очки виртуальной реальности.

Пример оптокинетической пробы пациента А.С.Л-ова с черепно-мозговой травмой в анамнезе приведен на рисунке 18.

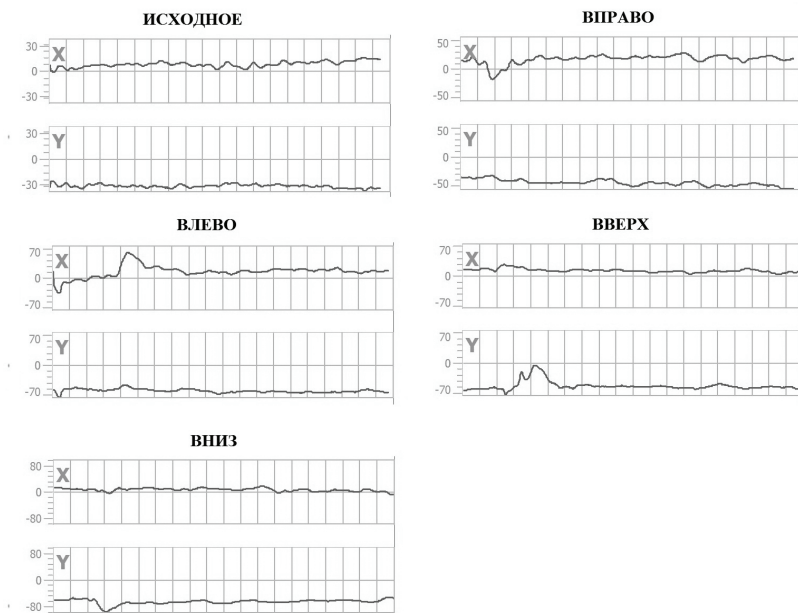


Рисунок 18. Стабилограммы во время проведения оптокинетической пробы. Для последовательных проб: исходное положение, движение полос вправо, влево, вверх и вниз. Явная реакция на различную стимуляцию. Так для движений полос вправо-влево имеется обратное их движению отклонение ЦД во фронтальной плоскости. Аналогичные феномены, но с большей задержкой, представлены в сагиттальной плоскости.

Варианты реакции на оптокинетическую стимуляцию могут быть весьма разнообразны. Вообще, данная тема требует отдельного рассмотрения. На характер и степень реакции оказывают влияние многие факторы:

- базовые индивидуальные,
- тип конституции,
- заболевания текущие и в анамнезе: неврологические, оториноларингологические, зубочелюстного аппарата, зрительного анализатора,
- временные,
- общее физическое состояние,
- эмоциональное состояние.

В зависимости от конституционального типа или вида нистагма, реакция обследуемого на движение полос может быть различна. Так, на движение полос сверху вниз, обследуемый может реагировать отклонением ЦД вперед или назад, либо вообще не иметь никакой реакции.

Кроме визуального анализа можно получить статистически обработанные цифровые параметры.

Так можно оценить степень сложности задачи удержания равновесия при воздействии различными стимулами.

Тем не менее, значительно большую ценность представляют не средние параметры по каждой стимуляции, а специальные, характеризующие реакцию со стороны ЦД на стимуляцию, т.е. визуальный анализ собственно стабилотграмм.

Другие тесты. Кроме различного вида тестов на зрительную стимуляцию, существуют тесты на частичное снижение проприорецептивного чувства. Для этого на стабилотметрическую платформу кладется коврик из мягкой пенистой резины или полимера с аналогичными свойствами. При стоянии на такой опорной поверхности снижается импульсация от механорецепторов давления на подошвенной поверхности стоп, которые имеют существенное значение для коррекции колебаний тела. В исследовании американских авторов [Chiang J.H., Ge Wu, 1997] было обнаружено, что стояние на мягком коврике изменяет условия работы механорецепторов подошвы стоп и суставных рецепторов, но не влияет на работу рецепторов мышц.

Развитие направления изучения влияния проприорецепции на функцию баланса привело к разработке клинического теста сенсорного взаимодействия и баланса [Shumway-Cook A., Horak F., 1986; Horak F., 1987]. В этом тесте производится шесть регистраций стабилотграммы в следующих условиях: обследуемый стоит на платформе глаза открыты; глаза закрыты (повязкой); глаза открыты, но на голову надет купол, ос-

тавляющий только нижнюю часть периферического поля зрения, внутри купола перед глазами имеется специальный маркер. В результате, маркер движется вместе с головой, чем достигается визуальный конфликт. Последующие три теста в тех же положениях, но на платформу кладется мягкий коврик. Тест с куполом рекомендуется для обследования пациентов, имеющих различные синдромы, связанные с нарушением функции вестибулярного аппарата, головокругением и нарушением равновесия после черепно-мозговых травм и пароксизмальным позиционным нистагмом.

Иной подход предложен известным американским исследователем: L.Nashner (1993) использует как провоцирующий момент наклоны стабилметрической платформы во время исследования со стоящим на ней пациентом и движение окружающего пространства (ширма вокруг платформы). Этот тест называется «тест сенсорной организации». Он состоит из шести последовательных исследований: первые три производятся на неподвижной платформе: окружающее пространство стабильно, глаза открыты; глаза закрыты повязкой; глаза открыты, окружающее пространство подвижно, последующие три проводятся на платформе, совершающей наклоны вперед-назад: окружающее пространство стабильно, глаза открыты, глаза закрыты, глаза открыты; окружающее пространство нестабильно.

Пробы с поворотом головы. Эта проба включает, в качестве провоцирующего момента, поворот головы в правую и левую стороны. В данный тест входит комплекс рефлекторных реакций, с включением шейно-тонического рефлекса, вестибулярного аппарата, проприорецепции зрительного анализатора (исследование проводится с открытыми и закрытыми глазами). Кроме того, значительно влияние могут оказывать окклюзионные заболевания вертебральных артерий. На стабилграмме отражается ответ системы контроля баланса на возмущающее воздействие поворота головы. Распространенность пробы с поворотом головы среди клиницистов дает основание предполагать, что этот тест может стать одним из стандартных для клинической диагностики.

Известно, что стабильность существенно нарушается при отклонении головы назад. Найдены корреляции между состоянием шейного отдела позвоночника и степенью стабильности в основной стойке. Отклонение головы назад увеличивает движения ЦД в сагиттальной плоскости [Hlavacka F. et al., 1992]. При повороте головы влево стабильность уменьшается больше, чем при повороте вправо, но эти различия недостоверны [De Benedittis G., Petrone D., De Candia N., 1991].

В пробе с поворотом головы, как и в оптокинетической, также значительную ценность представляют параметры, характеризующие переходные процессы из одного состояния в другое.

Стандартизация технических параметров стабилметрической платформы и методики исследования в настоящее время позволяет получать полностью сравнимые клинические данные, выполненные разными исследователями и в разных странах, что нельзя недооценить, особенно для практической лечебной работы.

Сбор анамнеза и клиническое исследование

До проведения собственно стабилметрического исследования необходимо выполнить предварительное клиническое исследование, включая сбор анамнеза и просмотр результатов других инструментальных методов.

Сбор анамнеза. До начала стабилметрического исследования необходимо собрать детальную информацию о текущем состоянии пациента и перенесенным им заболеваниями. От этого будет зависеть не только получаемый результат, но и условия проведения исследования. Чувствительность метода стабилметрии такова, что регистрируемые компоненты могут быть обнаружены в результате использования обследуемым различных ортопедических приспособлений, очков, принимаемых медикаментов и др. На изучаемые параметры влияет и эмоциональное состояние пациента на момент исследования.

При сборе анамнеза нужно выяснить имелись ли заболевания с поражением опорно-двигательного аппарата и нервной системы (деформации костного скелета, нарушения осанки, сколиоз, разная длина конечностей, деформации стоп и других отделов, последствия различных заболеваний и травм со стойкой ортопедической деформацией, перенесенные корешковые синдромы и другие симптомы остеохондроза позвоночника; последствия перенесенных инсультов, параличей, парезов, черепно-мозговых травм, интоксикаций с поражением различных отделов центральной и периферической нервной системы, имеет ли пациент различные трофические нарушения кожных покровов, например при длительном течении сахарного диабета, изменения артериального давления).

Очень важным показателем является острота зрения. В норме, при стоянии с открытыми глазами, зрение существенно используется для поддержания равновесия в основной стойке. Поэтому важно подробно узнать остроту зрения обоих глаз, имелись ли в прошлом и на-

стоящем различные виды косоглазия, в том числе и скрытое, другие заболевания органов зрения. Если пациент постоянно носит очки, то его необходимо обследовать в этих очках или контактных линзах, но только в том случае, если он их носит постоянно, а не надевает только для чтения или вождения автомобиля.

Существенное влияние на стабильность основной стойки пациента могут оказывать различные заболевания внутреннего уха и слухового нерва, врожденные аномалии челюстно-лицевой области [Palano D. et al., 1994; Gagey P.M., Weber B., 1995; Погосян И.А., 1999], состояние прикуса, отсутствие зубов или наличие дополнительных зубов.

Из прочих индивидуальных особенностей следует отметить доминирующую сторону (правша, левша, амбидекстр). Известно, что у правой руки имеется тенденция к смещению ЦД на незначительную величину в правую сторону, т.е. на сторону опорной конечности. У обследуемого нужно осведомиться принимает ли он в настоящее время какие-либо медикаменты. Если обследование не преследует специальных задач на выяснение эффекта различных лекарств, то следует избегать проводить исследование на фоне действия барбитуратов, нейролептиков, препаратов, влияющих на психоэмоциональную сферу, любых, даже незначительных доз алкоголя или наркотиков.

На регистрируемые параметры способны существенно влиять физиотерапевтические процедуры, лечебная физкультура и вообще значительная физическая или интеллектуальная нагрузка. Следует, по возможности, избегать проводить исследование пациента в неуравновешенном эмоциональном состоянии. До начала исследования нужно выяснить имеются ли у пациента какие-либо проблемы с сохранением равновесия, бывают ли падения в гололед или при других условиях¹, имеются ли различные бытовые неудобства, связанные с координацией движений и другие симптомы.

Клиническое исследование. Реально, это большая прикладная область, которая требует от врача твердых навыков проведения различных видов обследований: ортопедического, неврологического, офтальмологического, оториноларингологического, стоматологического. Однако базовыми остаются две специальности, которые вообще в медицине находятся в постоянном взаимодействии,— ортопедия и неврология. Прежде всего, при осмотре пациента необходимо обратить внимание на

¹ В быту существует мнение, что периодические падения человека, т.е. потеря равновесия, является чем-то неизбежным, а потому нормальным явлением. Из быта это мнение перекочевало и во врачебную сферу. Однако следует помнить, что для взрослого, здорового, физически развитого человека потеря равновесия, сопровождающаяся падением — явление исключительное.

наличие видимых деформаций и, особенно, асимметрий между правой и левой сторонами в основной стойке (это могут быть нарушения осанки, сколиоз, анталгический сколиоз у больных с острым болевым синдромом при остеохондрозе позвоночника, измененное положение таза, плечевого пояса и головы). Эта информация позволит сделать ряд предположений относительно тех результатов, которые могут быть получены. Далеко не всегда клинически видимые изменения могут быть адекватно прогнозированы. Часто приходится получать совершенно неожиданные результаты. Впрочем, этим и ценен метод стабилотриии.

До проведения стабилотриического исследования также нужно определить, на основании различных клинических проб на координацию движений, и способность пациента сохранять равновесие. Число применяемых сегодня проб значительно, начиная с самых простых, пальце-носовая проба, стойка на одной ноге и других. В западной медицине для этой цели применяются специальные последовательные пробы, объединенные в один тест. Один из наиболее популярных — функциональный тест оценки баланса — тест Тинетти [Tinetti M.E., 1986; Tinetti M.E., Ginter S.F., 1988]. Существует несколько разновидностей подобных тестов, которые во многом повторяют друг друга. Ценность их в том, что уже при клиническом исследовании можно будет сделать предположение, за счет какой системы проявляются двигательные нарушения и решить вопрос, с помощью каких стабилотриических методик проводить исследование пациента.

Основные термины и параметры

Стабилотриия, как клиническая и научная дисциплина, имеет свои сложившиеся понятия и терминологию. Впервые попытка стандартизации как методики, так и терминологии была предпринята международным постурологическим обществом в 1983 г. [Kapteyn T.S. et al., 1983]. Как и в любой науке, в данном случае так же существуют различные подходы, школы и традиции. С учетом того, что первая и последняя до настоящего издания монография по этой тематике на русском языке была издана в 1965 г. [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965] отображение современного состояния этой науки является не простой задачей.

Постурология — наука, занимающаяся изучением баланса тела человека в основной стойке, ходьбе и других переходных процессах. Основной метод исследования — стабилотриия. Это название происходит от читаемого по-русски слова *posturology* (от латинского корня

posture — поза, положение). Нельзя сказать, что это слово в полной мере отражает предмет данной науки, но произведенный от него и употребляемый уже десятилетия термин наполняется собственным значением по мере развития данного направления.

Стабилометрия — метод регистрации положения и колебаний проекции общего центра тяжести тела на плоскость опоры посредством специального устройства — стабилометрической платформы (стабилометра). В ряде источников употребляется еще один производный термин, связанный с тем, что метод в его современном состоянии не отделен от компьютерных технологий регистрации, обработки и сохранения полученных данных, — **компьютерная стабилометрия** (КС).

Стабилометр — специализированная (однокомпонентная) динамометрическая платформа, позволяющая проводить регистрацию положения и движений ЦД во время стояния на ней пациента [Kapteyn T.S. et al., 1983].

Общий центр масс (ОЦМ) — это гипотетическая точка, находящаяся на 2-3 см впереди мыса таза *promontorium*, соответствующая общему центру масс тела.

Центр давления (ЦД) — точка, локализуемая на вертикальной проекции или векторе [Winter D.A., 1995] реакции опоры, т.е. ЦД — это равнодействующая, производимая массой тела и его перемещениями, на стабилометрическую или динамометрическую платформу. Таким образом, ЦД представляет собой среднее положение равнодействующей давления тела на опору в пределах площади опоры. ЦД в целом физически не зависит от ОЦМ. Тем не менее, при спокойном стоянии ЦД и ЦМ лежат на одной вертикали. С определенным допущением можно сказать, что ЦД — это вертикальная проекция ЦМ на плоскость опоры. Если одна стопа находится на опоре, то ЦД будет лежать в пределах площади опоры данной стопы. Если обе стопы на опоре, то ЦД будет лежать в некотором месте между стопами. И его положение будет зависеть от того, какой вес будет перенесен на ту или другую ногу.

Поза — термин, описывающий ориентацию любого сегмента тела относительно вектора силы тяжести [Winter D.A., 1995].

Баланс — общий термин, описывающий динамику позы для предотвращения падения. Это относится к инерциальным силам, действующим на тело и инерциальным характеристикам сегментов тела [Winter D.A., 1995]. Другими словами баланс можно определить, как способность поддерживать положение тела над его базой опоры [Berg K. 1989; Spirduso W.W., 1995].

Баланс или состояние равновесия [Becker E.L. et al., 1986] в последующем были разделены на две составляющих: **статический ба-**

ланс и динамический баланс [Spiriduso W.W., 1995]. Состояние статического или динамического баланса определяется по базе опоры. В первом случае она неподвижна, во втором — перемещается. Подвижность и неподвижность базы опоры понимается двояко. Человек может стоять неподвижно, но опорная поверхность с ним вместе может совершать движения, что происходит особенно явно при разгоне и торможении транспорта. В этом случае мы имеем динамический баланс, хотя положение стоп может и не измениться. При ходьбе, когда база опоры перемещается, также имеет место динамический баланс. Оба вида баланса являются условным разделением, так как тело живого человека не может быть абсолютно стабильно даже в положении лежа.

Статическая опороспособность — это термин, характеризующий опороспособность нижних конечностей (правой или левой) в основной стойке. Употребляется, в основном, при клиническом анализе данных и его корни происходят от двухвесовой пробы. Таким образом, если пораженная конечность может принять порядка 50% веса тела в основной стойке, что соответствует положению ЦД по сагитальной линии координат, то можно говорить о сохранении статической опороспособности. В противном случае статическая опороспособность окажется снижена.

Контроль баланса и поструральный контроль. Оба термина, по сути, равнозначны и равноупотребимы. Значение их в современной литературе — удержание тела в зоне равновесия [Karlsson A., Frykberg G., 2000]. Простое и отчетливое определение контроля баланса было дано американским ученым [Nashner L.M., 1985]: «поддержание пострурального контроля означает держать центр тяжести тела, не выходя за края базы опоры». Более узкое определение, которое так же используется в литературе,— поддержание прямостояния в основной стойке [Pyykkö I. et al., 1988; Torpila E., Pyykkö I., 2000].

Основная стойка — положение, при котором стопы пациента установлены на стабилметрической или динамометрической платформе соответственно методике: ноги выпрямлены в суставах (насколько это возможно для данного пациента), туловище выпрямлено (в соответствии с возможностями обследуемого), голова держится ровно, прямо, взгляд направлен вперед, руки свободно свисают по сторонам. Положение основной стойки используется для стандартизации проведения клинической стабилметрии.

Система координат — система двухмерного графического представления данных и координат положения ЦД: внешняя система координат; система координат платформы; система координат пациента.

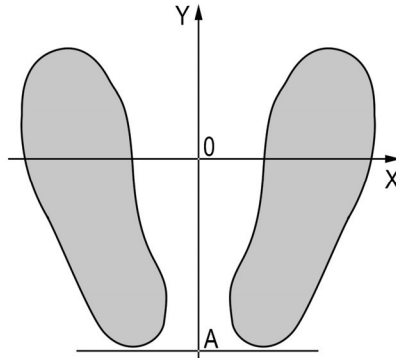


Рисунок 19. Система координат при установке стоп пациента по европейской традиции. Сагиттальная координата — по оси Y, фронтальная координата — по оси X. Расстояние 0-A определяется индивидуально для каждого пациента по размеру стопы.

Для установки стоп пациента по европейской традиции система координат выглядит следующим образом (рис. 19).

Ось Y проходит строго по середине между стопами. Важный момент — расстояние между пятками. Для всех исследований и пациентов любого возраста оно равно 2 см. Ось X — фронтальная, проходит на строго определенном расстоянии 0-A для каждого пациента и рассчитывается в соответствии с размером его стопы по формуле:

$$0-A=0.59p-1.8, \text{ где}$$

p — длина стопы в сантиметрах, 1.8 — вычитаемая длина в см.

Данная формула носит достаточно искусственный характер. Это просто некоторая договоренность о той системе координат, в которой будет производиться расчет и представление данных. Тем не менее, нельзя уменьшать значение такой договоренности. Благодаря этому и применению стабилметрических платформ, удовлетворяющих представленным выше техническим требованиям на европейском континенте, стало возможным существенное накопление опыта, поскольку результаты различных исследований стали сопоставимы.

Стабилограмма — графики перемещения ЦД, представленные как функция от времени для фронтальной и сагиттальной плоскости (рис. 20). Ось времени при этом располагается горизонтально.

Движения ЦД вперед и вправо имеют положительное значение по вертикальной оси. Р.М.Gagey, В.Weber (1995) делают существенное дополнение: стабилограмма — это график изменения положения ЦД в сагиттальной и фронтальной плоскости во времени в системе координат

нат, включающей положение стоп обследуемого. К пониманию этого важнейшего принципа пришли независимо друг от друга клиницисты разных школ и направлений.

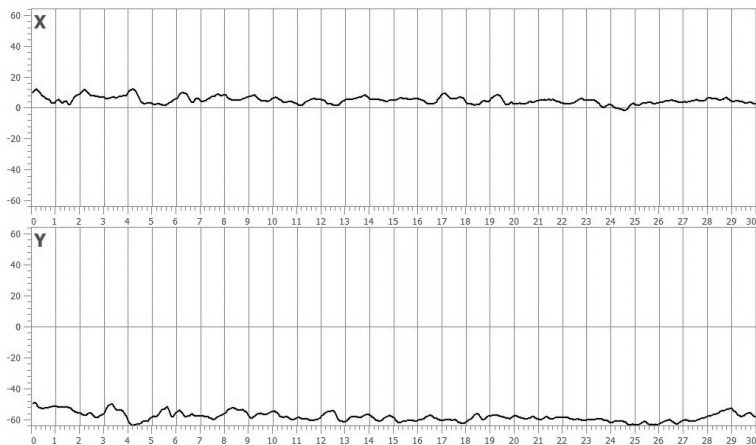


Рисунок 20. Пример графического изображения стабิโลграмм. Верхняя стабילוграмма — колебания ЦД во фронтальной плоскости, нижняя — в сагиттальной. Справа — шкала в сантиметрах. Время исследования — 30 с

Положение ЦД в клинических методиках измеряется в миллиметрах, в отличие от чисто научных, где принята метровая шкала [Winter D.A., 1995].

Статокинезиограмма — графическое представление траектории движения ЦД в проекции на горизонтальную плоскость. Может быть представленной в двух системах координат: в системе координат платформы или в системе координат пациента (рис. 21).

Сама статокинезиограмма в системе координат обследуемого показывает положение ЦД относительно стоп пациента и его колебания (рис. 22).

Клиническая база — расстояние между передне–верхними осями таза во фронтальной плоскости [Скворцов Д.В., 1995, 1996]. Это расстояние легко измеряется клинически, особенно с использованием акушерского циркуля. Данное расстояние почти соответствует расстоянию между центрами тазобедренных суставов, т.е. базе между нижними конечностями. Используя это расстояние, мы можем установить каждого пациента на платформу, при этом оси их нижних конечностей будут параллельны. Таким образом, мы получаем единые условия функцио

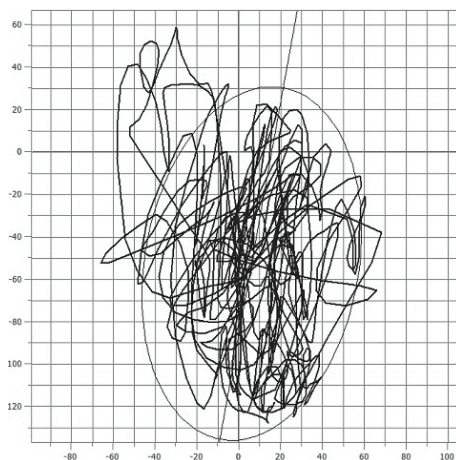


Рисунок 21. Пример графического изображения статокинезиограммы. Собственно статокинезиограмма — это траектория колебаний ЦД за время исследования. Окружность (частный случай эллипса) представляет собой 95% доверительный интервал для положения ЦД. Размерность одной клетки — 1 см.

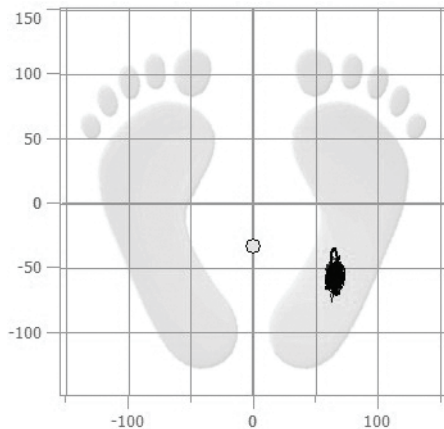


Рисунок 22. Статокинезиограмма, представленная в системе координат пациента (в данном случае включает и положение стоп обследуемого), позволяет сделать вывод о реальном положении проекции центра тяжести тела.

нирования опорно-двигательной системы и, следовательно, на физиологическом уровне унифицируются и стандартизируются условия проведения исследования.

Время выдержки. От момента готовности пациента к исследованию и до его начала должно пройти не менее 20 с, чтобы избежать изменения параметров от переходных процессов. Однако это средний ориентир. В клинической практике приходится увеличивать это время, если позволяет состояние пациента. При очевидных затруднениях сохранения стабильной основной стойки у пациента, время выдержки принудительно сокращается или вообще приходится отказываться от обследования. Время выдержки необходимо давать при каждом изменении ситуации обследования. Например, при тесте Ромберга после закрывания глаз необходимо выждать до начала регистрации. В этом случае будут получены корректные данные. При необходимости (если были артефакты) исследование нужно повторить с увеличением времени выдержки. В ряде случаев, например при оптокинетической пробе, главной целью исследования являются именно переходные процессы. Тогда регистрация продолжается непрерывно. Врач может произвольно задавать момент начала регистрации и в тесте Ромберга, если его интересуют происходящие после выключения зрительного анализатора переходные процессы.

Время регистрации должно быть не менее 30 с. При использовании европейской установки пациента это время рекомендуется соблюдать строго в соответствии с программным обеспечением в 51.2 с. В любом случае время регистрации должно иметь постоянное значение, за исключением специальных методик.

Установка пациента. Этот термин применяется к обозначению положения стоп, туловища и других частей тела во время стабилметрического исследования. В более узком плане данный термин подразумевает только установку стоп пациента. В настоящее время используются следующие основные установки стоп пациента:

- европейская,
- американская,
- американская–2,
- промежуточная,
- стопы вместе,
- тандем Ромберг,
- на одной ноге,
- произвольная,
- определенная патологически.

Стабильность основной стойки характеризуется случайными передне–задними и боковыми девиациями центра тяжести относительно фиксированной базы опоры. Эти движения представляются в угловой величине относительно вертикали, как определено ориентацией гипотетической линии, соединяющей центр тяжести с центром базы опоры. Клинически стабильность обычно определяется по площади статокинезиограммы.

Симметричность основной стойки. Имеется в виду симметричность во фронтальной стойке, т.е. такое положение тела, при котором проекция ОЦМ находится в сагиттальной плоскости. Естественно, что при этом вес тела распределяется между конечностями в пропорции 50% на 50%. Несимметричная стойка будет характеризоваться существенно отличным распределением веса тела между нижними конечностями. В зарубежной литературе применяется еще один термин для его обозначения: гармоничная и дисгармоничная стойка [Gagey P.M., Weber B., 1995].

Клинически симметричность основной стойки определяется по величине параметра положения ЦД во фронтальной плоскости «Y».

Двигательная стратегия поддержания основной стойки характеризует применяемый тип согласованных движений в голеностопном, коленном и тазобедренном суставах применительно к контролю положения центра тяжести для сагиттальной плоскости. Если проприорецептивная система не имеет патологии и для поддержания баланса требуются незначительные по амплитуде движения, то применяется голеностопная стратегия, т.е. балансировочные движения происходят только в голеностопных суставах. При необходимости производить для сохранения баланса движения быстрые или большой амплитуды балансировочные движения, включают тазобедренные суставы (тазобедренная стратегия). Балансировочные движения ЦД в этом случае сравнимы с размерами площади опоры. Эта стратегия может быть применена, если вестибулярный аппарат не поврежден. Имеются и промежуточные стратегии с включением коленных суставов. Аналогичные стратегии обнаружены и для фронтальной плоскости.

Нестабильность. Данное понятие характеризует избыточные колебания ЦД. Соответственно, нестабильность может быть **изолированной** (нестабильность в одной определенной плоскости или направлении); **общей** (нестабильность в обеих плоскостях).

Собственно, по плоскостям имеется **фронтальная нестабильность**, т.е. изолированная нестабильность во фронтальной плоскости и **сагиттальная нестабильность** — изолированная нестабильность в сагиттальной плоскости. При значительной степени нестабильности в

обеих плоскостях, как правило, обнаруживается **вертикальная нестабильность**, которая видна по графику веса тела обследуемого.

Гиперстабильность — противоположная нестабильности ситуация, когда движения ЦД существенно меньше нормативных. Как и нестабильность, состояние гиперстабильности может иметь изолированный характер и общий. Также изолированная гиперстабильность может иметь формы: **фронтальная гиперстабильность** и **сагиттальная гиперстабильность**.

Смещение ЦД — частая находка при обследовании больных. В соответствии с системой координат пациента смещение ЦД может быть во фронтальной плоскости и сагиттальной. Во фронтальной плоскости ЦД может быть смещен вправо или влево, а в сагиттальной — вперед или назад.

Сенсорный конфликт — состояние, при котором имеется рассогласованность информации от различных органов чувств. В обычных условиях состояние сенсорного конфликта может иметь место во многих случаях. Одна из наиболее частых причин — поездка в транспорте. Если во время поездки взгляд фиксирован на объектах внутри транспортного средства или, например, человек читает книгу, то при торможениях, ускорениях, поворотах транспортного средства уже имеет место сенсорный конфликт. Вестибулярные и проприорецептивные анализаторы будут регистрировать, возникающие ускорения, при конечном их анализе в ЦНС будет иметь место противоречие между данными вестибулярного, проприорецептивного анализатора и зрительным. Именно потому, что посредством зрения никаких перемещений зарегистрировано не было (взгляд фиксирован в книгу). В норме данная ситуация безболезненно разрешается. Однако уже при незначительном различии между информацией от полукружных каналов (левого и правого) возникает явление головокружения, тошноты и других вегетативных реакций известных, как транспортное укачивание.

Нормативы

Несмотря на многообразие методов математической обработки стабилметрического сигнала существует ряд параметров, которые с точки зрения клинического анализа имеют доминирующее значение. Эти параметры используются в подавляющем большинстве клинических исследований, а именно:

- абсолютное положение центра давления (в системе координат пациента);
- девиации центра давления около среднего положения;
- средняя скорость движения центра давления;
- средняя площадь статокинезиограммы;
- показатели спектра частот.

Кроме этих параметров используются и другие производные коэффициенты, автокорреляции. Однако такого рода анализ данных остается пока мало востребованным, поскольку сложные (не прямые) способы обработки дают потерю прямого соотношения их с действиями пациента во врачебном сознании. Как отмечают [Gagey P.M., Weber B., 1995] количество простых (прямых) параметров более чем достаточно, чтобы перегрузить информацией практического врача.

Нормативные данные, полученные французским постурологическим обществом в 1985 г. [Normes 85, 1985] представлены в табл. 4, 5. Нормативы сгруппированы по виду параметра, возрасту и полу для положения с открытыми и закрытыми глазами. Время исследования составило 51.2 с. Кроме того, имеются подробные нормативные данные отечественных авторов.

Таблица 4. Среднее положение центра давления для взрослых при проведении исследования в положении основной стойки с открытыми глазами. Параметры даны в мм, среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала

Параметры	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	X	Y	X	Y	X	Y
Средний	1.1	-29.2	1.3	-33.2	0.8	-25.2
СКО	5.4	14.1	5.5	13.6	5.4	13.7
+95%	11.7	-1.5	12.1	-6.6	11.4	1.6
-95%	-9.6	-57.0	-9.5	-59.8	-9.8	-52.1

Положение ЦД при спокойном стоянии взрослого человека с открытыми глазами в европейской системе координат описывается двумя

показателями: *координаты X и Y* (табл. 4). Единица измерения — миллиметр [Normes 85, 1985].

Для оценки изменения регуляции баланса при тесте Ромберга эти же показатели приводятся в положении основной стойки, глаза закрыты (табл. 5).

Таблица 5. Среднее положение центра давления для взрослых при проведении исследования в положении основной стойки с закрытыми глазами. Параметры даны в мм, среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала

Параметры	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	X	Y	X	Y	X	Y
Средний	0.3	-27.5	0.3	-31.7	0.9	-23.3
СКО	5.4	12.2	5.7	12.8	5.4	10.0
+95%	11.1	-3.6	10.8	-6.6	11.4	-3.7
-95%	-10.5	-51.4	-11.4	-56.7	-9.6	-43.0

Площадь статокинезиограммы (S) — часть плоскости, ограниченная кривой статокинезиограммы; показатель, характеризующий поверхность, занимаемую статокинезиограммой. Измеряется в квадратных миллиметрах. Это еще один показатель, зависящий сразу от многих изолированных параметров. Статокинезиограмма может иметь очень сложную траекторию. Современная компьютерная техника легко справляется с вычислением площади таких поверхностей. Существует и другой подход, когда результат вычисляется как площадь статистически обработанной статокинезиограммы, т.е. эллипса. S — площадь эллипса, образуемого при математической обработке статокинезиограммы. Статистическая обработка, используемая в данной методике, представляет 90% площади статокинезиограммы. Единица измерения — квадратный миллиметр (табл. 6).

Таблица 6. Поверхность эллипса (S), 90% обработанной статокинезиограммы. Параметры даны в мм², среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала, с открытыми (ГО) и закрытыми (ГЗ) глазами

Параметр	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Средний	99.5	258.4	96.1	260.1	102.9	257.8
СКО	42.2	145.7	39.7	142.8	44.7	150.1
+95%	182.2	544.6	174.0	539.9	190.5	552.0
-95%	16.8	-26.7	18.3	-19.7	15.3	-36.4

Коэффициент LFS. Французская постурологическая школа на основе длины статокинезиограммы и ее площади предлагает комплекс-

ный коэффициент: длина пути за единицу площади (табл. 7). Как отмечают [Gagey P.M., Weber B., 1995] длина пути статокинезиограммы и ее площадь далеко не так тесно связаны, как это может показаться. Реально, коэффициент корреляции между ними составляет только 0.243. Таким образом, внутри одинаковой площади длина пути может быть разной. Именно по этой причине был предложен комплексный коэффициент LFS.

Таблица 7. Коэффициент LFS для взрослых в положении глаза открыт и закрыты. Среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала с открытыми (ГО) и закрытыми (ГЗ) глазами

Параметр	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Средний	1.014	1.02	0.998	1.048	1.031	0.993
СКО	0.174	0.191	0.198	0.176	0.145	0.202
+95%	1.355	1.394	1.387	1.394	1.315	1.388
-95%	0.674	0.647	0.609	0.703	0.747	0.597

Скорость перемещения ЦД (V) — величина, определяющаяся отношением длины пути ЦД за время исследования ко времени исследования. Этот параметр является комплексным. На него оказывают влияние два основных фактора: величина девиаций ЦД и частота, с которыми они происходят. Скорость перемещения ЦД является удобным сборным, зависимым параметром. В клинической практике измеряется в мм/с. При увеличении амплитуды колебаний и их частоты скорость движения ЦД будет возрастать (табл. 8).

Таблица 8. Скорость перемещения центра давления при исследовании обследуемого при открытых и закрытых глазах. Параметры даны в мм/с, среднее значение, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя границы 95% доверительного интервала, с открытыми (ГО) и закрытыми (ГЗ) глазами

Параметр	Взрослые все		Мужчины		Женщины	
	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Средний	10.6	11.5	11.4	12.6	9.7	10.4
СКО	3.7	3.4	3.8	3.2	3.3	3.3
+95%	17.7	18.2	19.0	18.8	16.1	16.9
-95%	3.4	4.8	4.0	6.4	3.3	3.9

Коэффициент Ромберга применяется для количественного определения соотношения между зрительной и проприорецептивной системами для контроля баланса в основной стойке. В 1840 г Moritz von Romberg разработал клинический тест, названный потом его именем для диагностики сенсорных атаксий. Тест Ромберга нашел, в последующем

широкое применение в клинической практике. Одно из первых сообщений об использовании стабилметрического варианта теста Ромберга относится к 1967 году [Henriksson N.G. et al., 1967]. В настоящее время Тест Ромберга в его стабилметрическом инструментальном варианте широко используется в клинической практике [Кривошей И.В. с соавт. 2006; Лучихин Л.А. с соавт. 2006; Lanska D.J., 2002].

В литературе известно несколько вариантов расчета коэффициента, показывающего разность стабилметрических показателей при открытых и закрытых глазах. Наиболее часто употребляемая формула европейских исследователей представлена ниже [Gagey P.M., Weber B., 1995]:

INFORMATION ONLY

Умножение на 100 производится для определения первых двух десятичных знаков.

Средние значения коэффициента Ромберга для взрослых и детей приведены в таблице 9, 10.

Таблица 9. Значения коэффициента Ромберга для взрослых. В таблице даны средние значения, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя граница 95% доверительного интервала

Параметр	Взрослые все	Мужчины	Женщины
Средний	288	304	271.7
СКО	152	165.5	136.6
+95%	677	628.6	539.6
-95%	112	-20	3.8

Таблица 10. Значения коэффициента Ромберга для детей. В таблице даны средние значения, среднеквадратическое отклонение — СКО, верхняя и нижняя граница 95% доверительного интервала

Параметр	Дети все	Мальчики	Девочки
Средний	155	159	152.6
СКО	58.5	57	61
+95%	270	271	272
-95%	41	46.7	33

Существенные различия между верхней и нижней границами доверительного интервала объясняются тем, что статистическое распределение этой величины не является нормальным.

В заключение отметим, что такие параметры как координаты ЦД, длина и площадь статокинезиограммы или девиации ЦД, выраженные в миллиметрах или других линейных единицах не являются 100% срав-

нимыми именно в силу того, что они выражены в абсолютных единицах. При обследовании пациентов разной конституции, роста степень сравнимости данных может подвергаться сомнению. Отечественные авторы [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965] не обнаружили какого-либо влияния роста обследуемого на получаемые параметры. Однако последующие исследования дают противоречивые результаты. Поэтому исследователи нередко прибегают к нормированию, с учетом антропометрических данных пациента. Например, девиации ЦД выражаются в градусах угла отклонения (нормирование по росту), скорость перемещения ЦД также может нормироваться с учетом роста пациента [Pai Y.C., Patton J., 1997]. Dick R.B., Bhattacharya A., Shukla R. (1990) используют нормирование с учетом роста и веса обследуемого. Данный подход особенно распространен на североамериканском континенте. В этом контексте очень интересно исследование сравнения лабораторных и клинических установок регистрации стабиллограммы [Baker C.P. et al., 1998]. Оказалось, что на результаты измерения клинических стабиллометрических систем влияние оказывает именно рост обследуемого, а лабораторные установки наиболее чувствительны к возрасту. Влияние роста обследуемого на регуляцию основной стойки было обнаружено и немецкими исследователями [Berger W. et al., 1992]. Американскими учеными Peterka R.J., Black F.O. (1990, 1991) при исследовании влияния возраста на стабиллометрические параметры обнаружены очень незначительные возрастные различия, обнаруживаемые только после нормирования параметров к росту пациента.

Рост пациента — это одна из антропометрических характеристик, которая используется для нормирования. Другая очевидная антропометрическая величина, используемая для нормирования — длина стопы [King M.B., Judge J.O., Wolfson L., 1994]. Колебания ЦД во фронтальной и сагиттальной плоскости выражаются как отношение к длине стопы. Однако если колебания в сагиттальной плоскости могут быть отнесены к длине стопы, то фронтальные — к базе опоры. Применение нормирования к длине стопы оставляет влияние роста не скорректированным. В целом, вопрос нормирования стабиллометрических параметров еще ждет своего решения.

Некоторые нормативы, полученные отечественными исследователями

Нормативы для положения стоп в Европейской установке представлены в таблице 11.

Нормативные данные (тест Ромберга) для положения стопы вместе с длительностью регистрации 51 с для 26 человек (10 мужчин и 16 женщин) получены И.В.Кривошей с соавт. (2006) (табл. 12).

Полученные нормативные данные по основным параметрам (коэффициент Ромберга, положение ЦД во фронтальной и сагиттальной плоскости, площадь статокинезиограммы и скорость ЦД) находятся в пределах, известных в литературе [Gagey P.M., Weber B., 1995; Normes 85], однако амплитуда колебаний, их скорость и положение ЦД во фронтальной плоскости имеют более высокие пределы, поскольку положение в основной стойке стопы вместе является заведомо менее устойчивым.

Принимая во внимание значения стандартного отклонения и коэффициента вариации, можно сделать вывод о том, что большинство рассматриваемых нами параметров отличается большой вариабельностью. Небольшой вариабельностью отличаются лишь скорость перемещения ЦД (коэф. вар. 13.70% для открытых и 20.43% для закрытых глаз) и значения уровня 60% мощности спектра по вертикальной составляющей (коэф. вар. 10.72 для открытых и 18.68 для закрытых глаз).

Таблица 11. Нормативные данные для европейской установки

Обозначение	Глаза открыты		Глаза закрыты	
	Среднее	m	Среднее	m
QR	217.19	20.470		
~ X	-6.06	0.902	-7.28	1.113
~ Y	-53.48	2.275	-53.33	2.469
D Y	4.26	0.563	7.56	1.022
D X	7.59	1.014	15.70	2.259
V	6.20	0.128	9.52	0.437
F X	0.17	0.021	0.21	0.022
F Y	0.13	0.014	0.17	0.018
F60 X	0.26	0.020	0.29	0.024
F60 Y	0.20	0.014	0.27	0.019
S	37.98	3.764	78.38	9.452
∠	14.98	0.177	9.29	0.208
LFS	10.86	8.771	8.60	6.324

Таблица 12. Нормативные данные (тест Ромберга) для положения стопы вместе

Обозн. (ед.)	Глаза открыты		Глаза закрыты	
	Среднее	m	Среднее	m
QR	190.02	18.376		
~ X	-2.50	1.191	-0.82	0.894
~ Y	-28.97	2.062	-24.42	1.909
D Y	8.71	0.942	18.36	1.618
D X	14.89	1.700	19.03	1.528
V	9.14	0.246	14.97	0.600
F X	0.16	0.025	0.20	0.022
F Y	0.14	0.016	0.16	0.018
F60 X	0.34	0.026	0.31	0.019
F60 Y	0.22	0.020	0.27	0.020
S	81.09	8.249	133.89	10.157
Le/We	1.40	0.080	1.18	0.043
∠	23.63	9.925	45.77	10.365
LFS	7.10	0.648	6.64	0.640

Значения же параметров, характеризующих устойчивость вертикальной позы, величина среднеквадратического отклонения ЦД в сагиттальной плоскости (y) и во фронтальной плоскости (x), площадь статокинезиограммы (S), наоборот отличаются значительной вариабельностью и при открытых, и при закрытых глазах. Коэффициент Ромберга также значительно варьирует (коэф. вар. — 49.31%).

Полученные нами значения параметров для нормы практически не отличаются от значений нормы для европейского варианта установки стоп, описанных в литературе. Так, нормативы, опубликованные французским постурологическим обществом (1985 г) во многом близки к полученным нами результатам.

Ряд первичных и производных параметров имеют существенно меньшие пределы вариабельности. К ним относятся такой базовый параметр, как скорость ЦД V (вариабельность 13%), уровень 60% мощности спектра в сагиттальной плоскости F60 Y (вариабельность 10.72%).

Общие принципы клинического анализа стабилметрических данных

Стабилометрия — это еще и метод функциональной диагностики двигательной и сенсорной патологии. Отличие ее от других видов состоит в том, что она позволяет исследовать различные системы и органы, а не является моновалентной, как, например, ЭКГ, ЭЭГ, РВГ и др., и

в том, что в стабилотрии используется в качестве исследуемого процесса баланс вертикальной стойки. Информация, получаемая с помощью исследования какой-либо функции организма, как правило, не дает оснований к прямой постановке клинического диагноза в том понимании, к которому врач привык. Такие специальности как ортопедия-травматология, неврология, оториноларингология, офтальмология и некоторые другие не избалованы функциональными методами. Это связано с тем, что в данных специальностях большое значение имеет двигательная функция, для которой адекватные клинические методы исследования появились только в последние 20 лет. Поэтому восприятие функциональной информации связано с различными трудностями. Типичные из них — ошибки восприятия. Параметры, характеризующие двигательную функцию, воспринимаются как технические дубликаты распространенных клинических тестов, а не как самостоятельный функциональный метод. Типичное восприятие таково, что часто ожидаются параметры, из которых непосредственно следует клиническая формулировка диагноза. Однако это может быть не так часто. В основном параметры используются для постановки функционального диагноза.

Действительно, существующая система образования не дает необходимых функциональных знаний, но это связано только с тем, что в отличие от стран центральной и западной Европы или северной Америки данные методики в России пока остаются в рамках научно-исследовательских лабораторий. Отсутствие функциональной информации (за исключением довольно примитивных клинических тестов) приводит к тому, что в клиническом мышлении практически нет функциональных категорий.

Наличие компьютера в комплексе приводит некоторых врачей к мысли, что компьютер должен выдавать врачебное заключение или, по меньшей мере, клинический диагноз. Издержки высокой скорости технического прогресса.

В действительности, после проведения стабилотрического исследования мы получаем функциональные параметры, характеризующие состояние различных систем организма. Но, это совершенно иные, новые для врача функциональные параметры, не похожие ни на один из тех, которые клиницист привык использовать в своей практике.

В целом, основой клинического анализа являются нормативные данные. Они оказывают существенное влияние при оценке динамики изменения обнаруженных симптомов. Изучение того, в какую сторону произошло изменение параметров (улучшение или ухудшение), может помочь в решении многочисленных вопросов лечебной тактики и эф-

фективности выполненного воздействия (медикаментозного, физическими методами, лечебной физкультурой, мануальной терапией, назначением приспособлений для коррекции зрения и т.д.). Однако не всегда просто определить общую тенденцию, так как изменения могут быть разнонаправленные.

Абсолютное положение центра давления

Абсолютное положение центра давления (ЦД) — характеристика положения ЦД в системе координат базы опоры (или в системе координат пациента). Абсолютное положение ЦД относится к основным параметрам и показывает глобальные характеристики баланса тела (смещение нагрузки влево или вправо, вперед или назад от нормального положения). Так как ЦД имеет постоянные колебания около некоторого среднего положения, то при расчете абсолютного положения ЦД имеет смысл давать его среднее положение во время исследования. Естественно, что абсолютное положение ЦД информативно только в системе координат, включающей стопы обследуемого.

Система координат построена в соответствии с рекомендациями по стандартизации [Bizzo G. et al., 1985] и принятым сегодня подходам: сагиттальная плоскость S-S проходит посередине расстояния между стопами; фронтальная плоскость F-F — через межлодыжечную линию. Фактически это соответствует положению оси голеностопного сустава, т.е. проекции линии, через которую происходит передача нагрузки с голени на стопу. Пересечение линий соответствует нулевой отметке. Положение ЦД впереди фронтальной (межлодыжечной) линии соответствует положительным значениям ЦД в предне-заднем направлении, т.е. в сагиттальной плоскости S-S. Позади нее — отрицательным. Для фронтальной плоскости все положения ЦД справа от средней линии S-S будут иметь положительные значения, слева — отрицательные. Измерение абсолютного положения ЦД в данной системе координат производится в миллиметрах. Положение ЦД во фронтальной плоскости обозначается заглавной буквой F, а в сагиттальной — S.

Первое условие, значительно влияющее на клинические проявления и большинство остальных стабилметрических параметров,— это положение ЦД в системе координат пациента. При этом нормативные данные далеко не всегда могут являться ориентиром.

Положение ЦД во фронтальной плоскости. Положение ЦД во фронтальной плоскости отражает асимметрию нагружения конечностей, вызванную различной патологией, от подошвенной поверхности стопы

до головы включительно. Рассмотрим клинический пример. Вы обследовали пациента, с какой-либо острой патологией, выраженной преимущественно с одной стороны (болевой синдром, корешковый синдром, суставная патология или др.). Получен следующий результат (рис. 23).

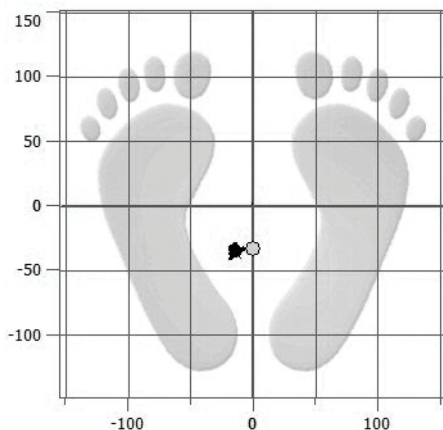


Рисунок 23. Положение ЦД пациента (левее нормального) и его девиации.

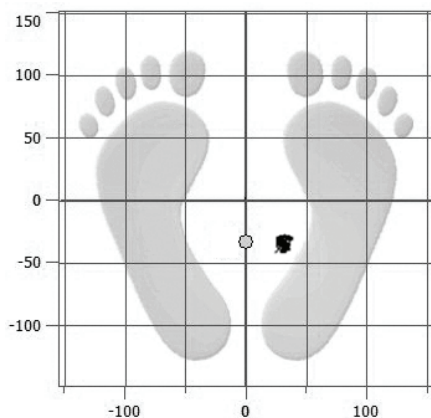


Рисунок 24. Возможное положение ЦД при левосторонней патологии и включении физиологических механизмов разгрузки больной стороны.

Данный результат: положение ЦД и его девиации практически соответствуют норме, но его нельзя интерпретировать как норму или

отсутствие патологии. Больной имеет клинически выраженную степень патологии. Предположим, односторонний патологический очаг у данного пациента слева. Что означает показанный выше результат? При левостороннем процессе физиологическим механизмом компенсации будет разгрузка больной стороны. Таким образом, правильная работа компенсаторных механизмов должна дать результат, аналогичный показанному на рисунке 24.

При левостороннем болевом синдроме происходит смещение ЦД на правую сторону и, таким образом, достигается разгрузка больной стороны. Степень разгрузки может быть различной. Для острой патологии характерна значительная разгрузка больной стороны до 30 и менее процентов веса тела на больную сторону. Поэтому в рассматриваемом нами случае (рис. 23) можно предположить, что естественный физиологический механизм разгрузки больной стороны нарушен.

Следующий этап — поиск причины срыва компенсаторных реакций, направленных на разгрузку больной стороны. Опишем лишь наиболее общие подходы. Первое, что может дать результат,— это клиническое исследование и сбор анамнеза о существующих у обследуемого заболеваниях. Причиной изменения компенсаторных реакций могут быть различные ортопедические заболевания: сколиоз, разная длина конечностей, заболевания суставов правой нижней конечности, сопровождающиеся болями непосредственно в период обследования. Другая возможная патология, например пяточная шпора правой стопы, т.е. различные состояния, не позволяющие полноценно нагружать правую ногу. Аналогичный результат может быть получен у больного, перенесшего в прошлом полиомиелит, закончившийся недостаточностью правой нижней конечности, нейродистрофические процессы, вследствие коreshковых расстройств, последствия инсульта и другой патологии.

При отсутствии в анамнезе диагностируемой патологии, не по основному заболеванию, результат, показанный выше (рис. 23), можно с определенной долей риска отнести к тому, что у данного пациента произошел срыв естественных физиологических механизмов разгрузки больной стороны. Поэтому следует обратить внимание на то, какое лечение данный пациент получает. Например, при поясничном остеохондрозе назначение корсета далеко не всегда приводит к объективному снижению симптоматики, в том числе диагностируемой и с помощью стабилотрии.

Применение различных физических и медикаментозных воздействий может нарушить естественные саногенетические реакции организма. При этом можно получить обратный результат, диагностируемый объективно с помощью стабилотрии (рис. 25).

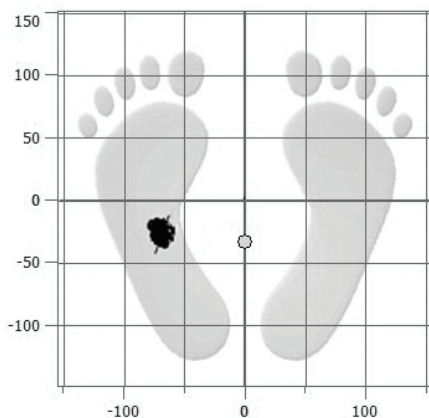


Рисунок 25. Пример парадоксальной реакции: смещение ЦД в сторону больной конечности.

В данном случае происходит перегрузка больной стороны. Естественно, что априори терапевтические мероприятия могут иметь меньший эффект, в отличие от того, если бы имелся физиологический компенсаторный механизм разгрузки.

Приведенный выше пример показывает относительность параметра при его интерпретации. Укладываемый в пределы нормы параметр может означать существенную патологию. В свою очередь, далеко выходящий за рамки нормативов показатель может являться свидетельством естественного саногенетического процесса.

В силу чувствительности метода особое значение имеет динамика перемещений ЦД во фронтальной плоскости. В целом, можно придерживаться простого правила: изменение положения ЦД в сторону центра расценивать как положительную динамику и, соответственно, движение последнего от центра — как отрицательную. Данный принцип не является однозначным. Рассмотрим динамику изменения ЦД на том же примере. Первое исследование (рис. 23) и повторное исследование (рис. 24). Динамика может расцениваться как положительная (при левостороннем болевом синдроме), а тактика лечения — как правильная. Таким образом, положительной динамикой будет любое изменение, изначально направленное на включение естественных компенсаторных реакций, и затем постепенное приведение к центру.

Положение ЦД в сагиттальной плоскости. Положение ЦД в сагиттальной плоскости во многом показывает стабильность стойки и применяемую двигательную стратегию. Рассмотрим пример (рис. 26).

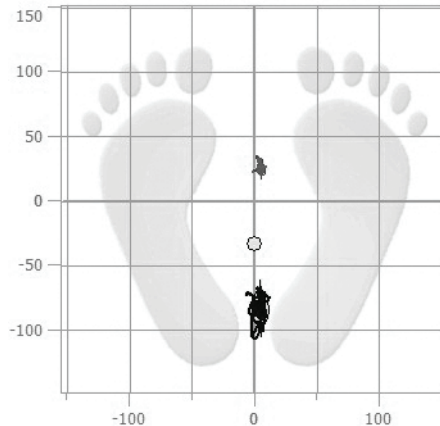


Рисунок 26. Три различных положения ЦД в сагиттальной плоскости (сверху вниз): смещение вперед, нормальное положение ЦД, абсолютное смещение назад.

Положение ЦД в центре (рис. 26) соответствует нормальному. Возможности сохранения баланса в этом положении максимальны. Используется голеностопная стратегия поддержания баланса.

Положение ЦД в верхней точке (рис. 23) отличается только тем, что имеется смещение вперед относительно нормального. В этом положении возможность поддержания баланса ограничена. При любом смещении вперед ЦД может быстро достичь гипотетической линии, соединяющей головки плюсневых костей. Далее в процесс поддержания баланса будут вовлекаться пальцы стоп, что уже является крайней формой и очень не выгодно энергетически. В любом случае сохранение основной стойки в таком положении длительное время невозможно. Однако при данном положении ЦД (если при девиациях не достигается линия головок плюсневых костей) сохраняется физиологический механизм поддержания основной стойки: балансировка в голеностопных суставах за счет работы трехглавой мышцы голени.

Смещение ЦД вперед может обуславливаться многими причинами. Обозначим лишь основные направления поиска: болезненность пяточной области (пяточная шпора, трофические расстройства и др.), эквинусная деформация стоп, контрактура голеностопных суставов в положении разгибания, различные виды деформаций позвоночника, сопровождающиеся недостаточностью компенсации наклона туловища вперед за счет нижних конечностей и других отделов опорно-двигательного аппарата, неврологические расстройства, сопровождае-

мые изменениями в проприорецепции, афферентной иннервации и другими изменениями.

Положение ЦД в крайней нижней точке (рис. 26), существенно отличается от предшествующих тем, что при смещении ЦД назад за межлодыжечную линию невозможно использовать физиологическую голеностопную стратегию поддержания баланса. Независимо от причин вызвавших эту ситуацию трехглавая мышца голени должна быть выключена из процесса поддержания равновесия, т.к. ее действие может окончательно нарушить баланс с опрокидыванием пациента назад. Таким образом, смещение ЦД назад может иметь два физиологически разных типа. Первый — смещение ЦД до уровня межлодыжечной линии обозначим как *смещение ЦД назад*, а второй вариант — смещение в положение сзади межлодыжечной линии как *абсолютное смещение ЦД назад*. Смещение ЦД назад всегда обозначает, что ЦД находится в положении, в котором возможно¹ осуществление физиологической стратегии поддержания основной стойки, а абсолютное смещение ЦД назад характеризует положение, при котором осуществление физиологического механизма балансировки заведомо невозможно.

Абсолютное смещение ЦД назад при всей его нефизиологичности не является редкой находкой. Наиболее часто это положение ЦД приходилось наблюдать у больных с поясничной дорсопатией в острой и подострой стадии течения [Скворцов Д.В., 1996; Батышева Т.Т. с соавт., 2003]. Такой же эффект могут вызвать стойкие деформации позвоночника, например сколиоз и заболевания стоп различного генеза с нарушением опороспособности переднего отдела стоп, различные неврологические синдромы, сопровождающиеся нарушением равновесия.

Оценка динамики изменения положения ЦД включает один важный момент — направление движения. Если движение происходит в сторону нормального положения ЦД, то такая динамика оценивается как положительная. Если расстояние между ЦД и его нормативным положением увеличивается, то это — отрицательная динамика и, соответственно, необходимо изменить тактику лечения.

Клинический пример. Пациент И.Н.Д.-о, 50 лет, ишемический инсульт, правосторонний гемипарез 3 степени. Положение ЦД в системе координат пациента и статокинезиограммы до и после лечения представлены на рисунках 27, 28.

При анализе статокинезиограмм можно увидеть, что плотность их существенно отличается и до лечения она значительно выше. По-

¹ Это значит, что при данном положении ЦД не всегда может применяться голеностопная стратегия.

сколько время регистрации одно и то же, то это значит в несколько раз более высокую скорость ЦД у пациента до проведения курса лечения, что подтверждается данными таблицы (табл. 13). После лечения статокинезиограммы имеют более «спокойный» вид.

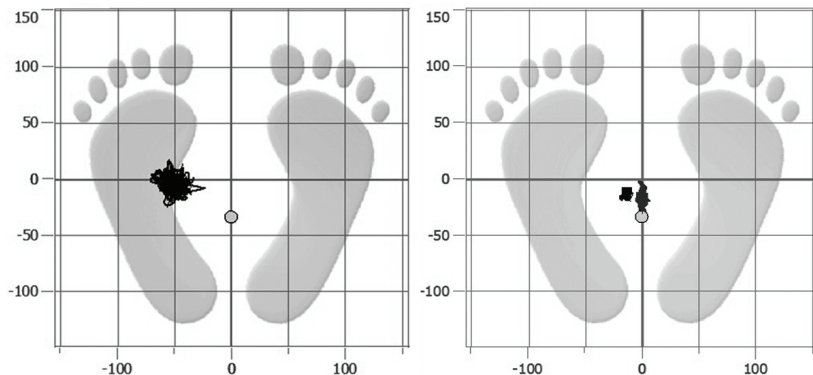


Рисунок 27. Положение ЦД в системе координат пациента. Слева — до лечения, справа — после окончания курса лечения. Видно изменение положение ЦД из асимметричного на симметричное, центральное.

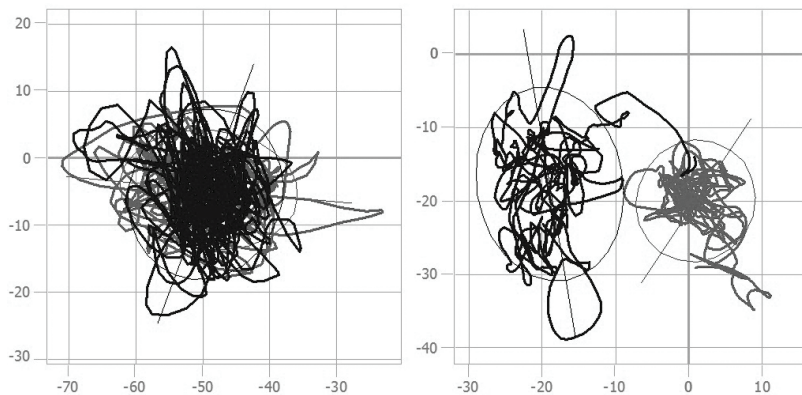


Рисунок 28. Статокинезиограммы: слева — до лечения, справа — после окончания курса лечения.

Как видно из представленных иллюстраций до начала лечения ЦД имел стойкое смещение влево (49 мм). Амплитуда колебаний ЦД умеренно увеличена (табл. 13). Смещение ЦД влево имеет компенсаторный характер, как механизм разгрузки паретичной правой стороны.

В результате реабилитационных мероприятий статическая опороспособность правой ноги восстановлена настолько, что положение ЦД приходит к нормальному. При этом в положении глаза открыты ЦД лежит строго по центру и, только при депривации зрения ЦД, «уходит» влево, но незначительно (8 мм против 23 до лечения). Это свидетельство того, что в результате курса лечения влияние зрительно-моторной связи возросло, и она играет не только стабилизирующую, но и отчасти корректирующую роль.

Таблица 13. Некоторые стабилметрические параметры пациента И.Н.Д-о

Параметр	Обозн. (ед.)	До лечения		После лечения	
		ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Коэффициент Ромберга	QR	123		196	
Среднее положение ЦД по X	~ X	-49.10	-49.60	0.95	-19.00
Среднее положение ЦД по Y	~ Y	-4.71	-5.36	-20.00	-17.70
Макс. ампл. колеб. по X	Max X	49.10	49.60	10.20	20.00
Макс. ампл. колеб. по Y	Max Y	13.10	21.90	20.50	21.20
Дисперсия ЦД по Y	D Y	21.00	41.30	14.80	45.40
Дисперсия ЦД по X	D X	47.20	28.90	10.20	24.30
Отклонение ЦД по X	SqD X	6.87	5.37	3.19	4.93
Отклонение ЦД по Y	SqD Y	4.58	6.43	3.85	6.74
Коэфф. ковариации	CovXY	-2.42	-5.38	-5.61	3.69
Основная частота колеб. по X	F X	1.87	1.93	1.80	1.80
Основная частота колеб. по Y	F Y	1.53	1.63	1.60	1.53
Ур. 60% энергии спектра по X	F60 X	6.73	7.70	2.67	5.50
Ур. 60% энергии спектра по Y	F60 Y	3.40	3.63	8.77	7.53
Средн. скорость ЦД	V	51.30	66.60	17.80	21.70
Средн. направл. колебаний	∠	95.20	20.40	33.70	-9.64
Площадь статокинезиограммы	S	375.00	462.00	213.00	418.00
Средний вес	W	94.30	94.40	94.10	94.20
Отношение длины эллипса к его ширине	Le/We	0.67	0.88	0.95	0.75
Отношение длины к площади	LFS	4.10	4.32	2.50	1.56
Индекс стабильности	Si	7.80	6.00	22.50	18.40
Энергоиндекс	Ei	92.90	169.00	7.90	14.00

Таким образом, можно уверенно отметить позитивную динамику у данного пациента. Это подтверждается и данными анализа спектра частот колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскости (рис. 29). Изменяется и характер спектра частот колебаний, что особенно заметно для сагиттальной плоскости (Y).

До лечения колебания ЦД для обеих плоскостей имеют место до 4-х Гц и выше. В области 3-4 Гц в сагиттальной плоскости имеются зна-

чительные по амплитуде колебания в положении ГЗ. После проведенного лечения график имеет типичный низходящий вид с практически одинаковыми колебаниями, как для положения ГО, так и положения ГЗ. При этом все колебания заканчиваются к рубежу 4 Гц, в положении ГЗ частота колебаний повышалась.



Рисунок 29. Графики спектра частот в сагиттальной и фронтальной плоскостях. Сверху — до лечения, снизу — после проведенного лечения. Имеется общее снижение частоты колебаний.

До начала лечения имелся значительно больший компонент колебаний на частотах превышающих 0.5 Гц, что подтверждается уровнем

60% энергии спектра (табл. 13). В положении «глаза закрыты» произошло увеличение высокочастотных компонент колебаний, что является типичной реакцией. Частота колебаний после проведенного лечения значительно снизилась для фронтальной составляющей. Правда, в сагиттальной плоскости произошло увеличение частоты колебаний, что характерно при уменьшении их амплитуды.

В результате лечения ЦД сместился еще больше вперед, амплитуда колебаний значительно выросла, что особенно заметно в положении глаза закрыты. Скорость ЦД также значительно возросла после курса лечения.

Коэффициент Ромберга после лечения увеличил свое значение, т.е. большую роль для стабилизации стало играть зрение. Произошло снижение максимальных амплитуд колебаний во фронтальной плоскости. Средняя величина колебаний (дисперсия) в обеих плоскостях так же уменьшилась. При этом параметр уровня 60% энергии спектра в сагиттальной плоскости «У» увеличил значение — результат снижения амплитуды колебаний. Очень выраженный характер имеет снижение средней скорости ЦД, которая уменьшилась с 51.3 до 17.8 мм/с для положения «глаза открыты» и с 66.6 до 21.7 мм/с для положения «глаза закрыты». Показатель скорости, как один из основных индикаторов, в данном случае, демонстрирует свою чувствительность. Среди других интегральных показателей выделяется энергоиндекс, который также существенно изменяет свое значение в несколько раз. Именно уменьшение энергетических затрат на поддержание вертикальной стойки является одним из лучших и объективных доказательств улучшения физического состояния пациента и эффективности лечения.

Таким образом, объективные данные позволяют оценить результат лечения больного как положительный, что нельзя сказать о другом пациенте.

Больной Е.И. И-ва, 63 года; геморрагический инсульт перенесен 3 года назад. В настоящее время имеется правосторонний спастический гемипарез 3 ст. с очень высоким тонусом. Данные исследования до и после лечения представлены на рисунках 30, 31.

Уже беглый взгляд на положение ЦД и его колебания позволяет сделать вывод о наличии отрицательной динамики лечения в данном случае. До лечения ЦД смещался на здоровую левую сторону и, типично для постинсультных больных, вперед относительно нормального значения. Колебания ЦД как при открытых, так и при закрытых глазах избыточны для обеих плоскостей (табл. 14).

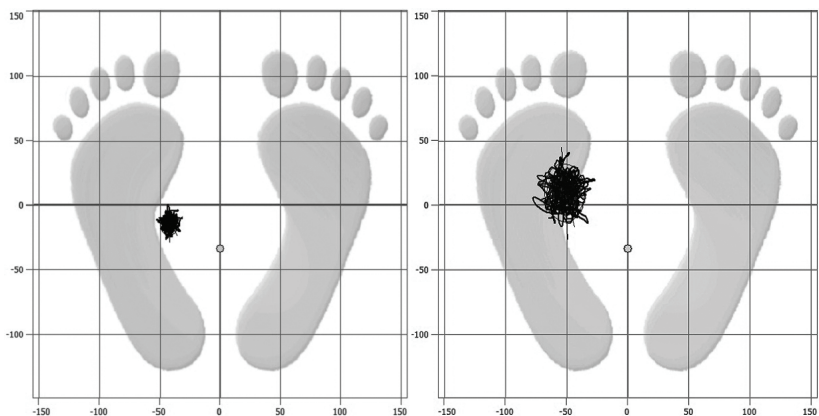


Рисунок 30. Положение ЦД в системе координат пациента. Слева — до лечения, справа — после проведенного лечения. По окончании лечения ЦД имеет смещение еще больше вперед, смещение влево осталось практически неизменным, существенно возросла нестабильность.

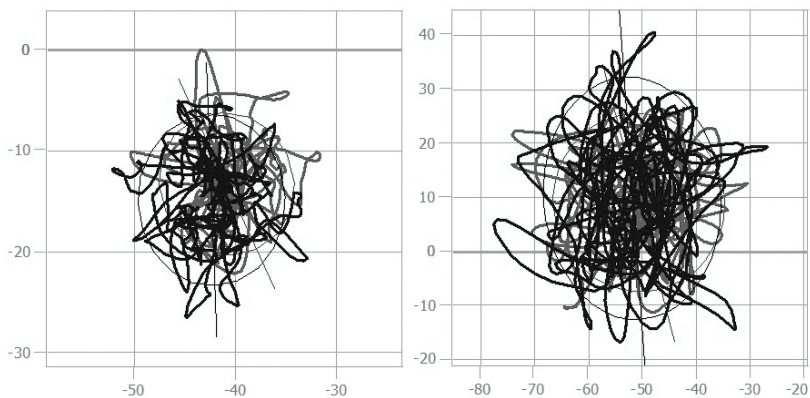


Рисунок 31. Статокинезиограммы до лечения (слева) и после лечения (справа).

Таблица 14. Некоторые стабилметрические параметры пациентки Е.И. И-ва (тест Ромберга) до и после проведенного лечения

Параметр	Обозн. (ед.)	До лечения		После лечения	
		ГО	ГЗ	ГО	ГЗ
Коэффициент Ромберга	QR	202		131	
Среднее положение ЦД по X	~ X	-0.62	11.20	-40.90	-42.30
Среднее положение ЦД по Y	~ Y	-45.20	-46.60	-13.20	-14.90
Макс. ампл. колеб. по X	Max X	9.45	11.20	40.90	42.30
Макс. ампл. колеб. по Y	Max Y	45.70	47.10	13.70	15.40
Дисперсия ЦД по Y	D Y	11.20	16.80	12.60	18.80
Дисперсия ЦД по X	D X	11.90	10.40	9.99	13.90
Отклонение ЦД по X	SqD X	3.45	3.23	3.16	3.72
Отклонение ЦД по Y	SqD Y	3.34	4.10	3.55	4.34
Козфф. ковариации	CovXY	-2.02	-6.37	1.50	0.19
Основная частота колеб. по X	F X	1.53	1.67	1.63	1.53
Основная частота колеб. по Y	F Y	1.63	1.63	1.97	1.90
Ур. 60% энергии спектра по X	F60 X	4.83	6.83	9.77	9.70
Ур. 60% энергии спектра по Y	F60 Y	9.83	10.10	6.53	8.00
Средн. скорость ЦД	V	10.20	9.69	16.40	16.20
Средн. направл. колебаний	∠	130.00	31.70	-24.60	-2.19
Площадь статокинезиограммы	S	115.00	232.00	150.00	195.00
Средний вес	W	94.10	94.30	93.50	93.50
Отношение длины эллипса к его ширине	Le/We	0.99	0.93	0.93	0.86
Отношение длины к площади	LFS	2.66	1.25	3.29	2.49
Индекс стабильности	Si	39.20	41.30	24.40	24.70
Энергоиндекс	Ei	2.09	3.18	8.76	6.94

Спектр частоты колебаний в обеих плоскостях также имеет выраженные изменения (рис. 32).

Самые значительные изменения имеют место для фронтальной составляющей, где возрос удельный вес высокочастотных колебаний. Появились дополнительные колебания в диапазоне 2 Гц. Энергетические затраты так же возросли после курса лечения.

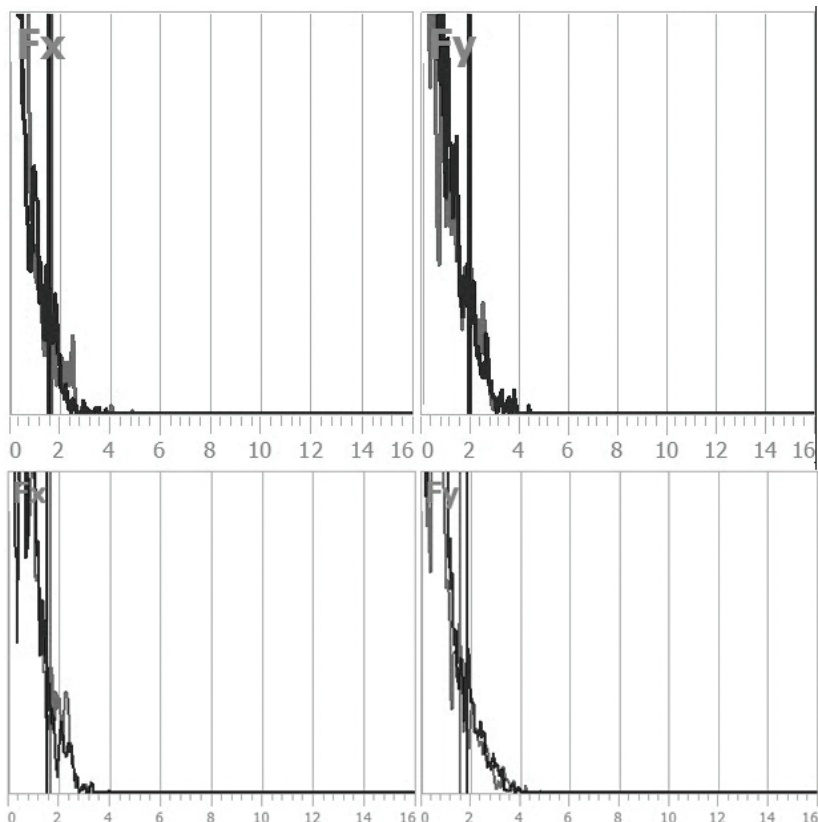


Рисунок 32. Графики спектра частот в сагитальной и фронтальной плоскостях. Сверху — до лечения, снизу — после проведенного лечения. Имеется общее снижение частоты колебаний. Наряду с увеличением амплитуд, возросла и частота колебаний ЦД.

В данном случае, отсутствует предмет дискуссии на тему: лучше стало больному или хуже. Объективные данные стабилметрического исследования показывают, что состояние пациента значительно ухудшилось.

Колебания центра давления

Колебания ЦД — параметры, характеризующие колебания ЦД во фронтальной или сагиттальной плоскости. Математически девиации ЦД в соответствии с рекомендациями [Bizzo G. et al., 1985] и общепринятыми правилами выражаются в среднеквадратическом отклонении от среднего положения. Для клинических целей важно представить не только количественное значение девиаций ЦД, но и дать представление о пределах колебаний ЦД на базе опоры. Добавление нормативных параметров позволяет провести качественную визуальную оценку стабильности основной стойки обследуемого.

Математическая обработка колебаний ЦД и последующее графическое построение пределов его колебаний с 95% уровнем достоверности, т.е. включающим 95% всех вероятных колебаний, в соответствии с теорией статистики, дает эллипс. Как правило, эллипс вытянут в передне–заднем направлении. В силу того, что колебания происходят в различных направлениях, а не только строго во фронтальной или сагиттальной плоскости, эллипс может иметь наклон вправо или влево в зависимости от преимущественного направления колебаний.

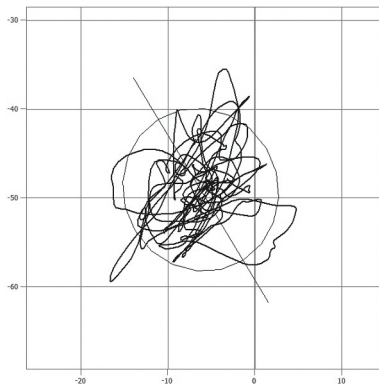


Рисунок 33. Пример статокинезиограммы с математической обработкой колебаний ЦД и построением эллипса с 95% уровнем достоверности. Линия неправильной формы внутри и вне эллипса — статокинезиограмма. Стрелками указана линия продольной и поперечной оси эллипса. Перекрестье осей эллипса показывает среднее положение ЦД. Сторона клетки равна 1 см.

Измерение девиаций ЦД производится в миллиметрах для обеих плоскостей. Реализация этого подхода показана на рисунке 33. Обычно

в отчете приводится значение одного среднеквадратического отклонения.

Динамика изменений величины девиаций ЦД оценивается по изменению относительно предшествующего значения и норматива. Например, если при первом исследовании значение девиаций, превышающих норму в два раза, а при последующем, через три дня, измерении величина девиаций составила величину 1.5 раза от нормы, то мы имеем положительную динамику. Если же величина девиаций увеличилась — динамика явно отрицательная и требуется пересмотр лечебных мероприятий. Возможен и обратный результат, когда величина девиаций будет меньше нижней границы нормы. Девиации могут не превышать 1.5-2 мм. Такая стабильность у обычного человека, не имеющего специальной тренировки, как например, спортсмены-стрелки, не является положительной симптоматикой. Такие результаты можно видеть при болевых синдромах, в том числе, связанных с остеохондрозом позвоночника, которые сопровождаются выраженным защитным мышечным дефансом. Однако при утомлении величина девиаций будет неуклонно возрастать.

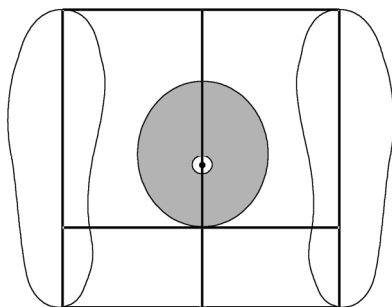


Рисунок 34. Ориентировочные границы стабильности перемещения ЦД (отмечены заштрихованным эллипсом).

Так как величина девиаций указывается в миллиметрах, т.е. в абсолютной величине, может встать вопрос о правомочности такого подхода. Возможна ли зависимость девиаций ЦД от различных условий и, прежде всего, от антропометрических показателей обследуемого? С механических позиций наиболее вероятным будет предположение о том, что абсолютная величина девиаций увеличивается с повышением роста обследуемого. На этот вопрос есть несколько точек зрения. Отечественные исследователи [Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.Л., 1965] не отмечают существенной корреляционной связи величины де-

виаций и роста обследуемого. В то же время известный американский исследователь L.Nashner применяет нормализованный к росту параметр девиаций в градусах. Таким образом, абсолютная величина переводится в относительную, нормированную к росту.

Вообще, положение ЦД и его девиации в значительной степени оказываются ответственными за стабильность баланса в основной стойке. Если ЦД не выходит за определенную нормативную зону, то это — *стабильный баланс*, при выходе за границы нормы в сторону увеличения — *нестабильный баланс*. Ориентировочно эту зону можно определить как эллипс (рис. 34).

Внутри зоны, показанной эллипсом, движения ЦД (его девиации с учетом его положения) не приводят к нарушению баланса. Если же ЦД выходит за границы данной зоны, то мы имеем дело с нестабильным балансом. Физиологически неблагоприятный нестабильный баланс появляется, если ЦД перемещается периодически или постоянно за межлодыжечную линию.

Параметр длины статокинезиограммы

Длина статокинезиограммы — параметр, характеризующий величину пути, пройденную ЦД за время исследования. На величину этого параметра оказывает влияние величина и частота девиаций. Соответственно, увеличение значения длины статокинезиограммы говорит о возрастании величины девиаций или смещение спектра частот в более высокочастотную область (если величина девиаций осталась прежняя) или об изменении обоих параметров. Тем не менее, длина статокинезиограммы определяется, при прочих равных условиях, скоростью ЦД. О том, что данный параметр устарел и потерял свое значение, приведена информация в соответствующих разделах.

Коэффициент Ромберга

Коэффициент Ромберга — параметр, характеризующий взаимоотношение между визуальной и проприоцептивной системами. Определяется отношением площади статокинезиограммы в положении «глаза открыты» к таковой в положении «глаза закрыты», взятый в %. Средние нормативные значения коэффициента Ромберга лежат в широких пределах от 150 до 300%. Соответственно, при таких значениях коэффициента Ромберга площадь статокинезиограммы больше в положении «гла-

за закрыты», чем при открытых глазах. Таким образом, положение с закрытыми глазами является менее стабильным, т.к. величина колебаний ЦД увеличивается. Увеличение амплитуды колебаний ЦД и площади статокинезиограммы в положении «глаза закрыты» является нормальной реакцией обследуемых с неизменной зрительной функцией. Зрение выполняет роль дополнительного стабилизатора баланса в вертикальной стойке. Поэтому при его выключении (закрывание глаз) и переориентации системы контроля баланса на проприорецепцию стабильность снижается, что приводит к увеличению колебаний ЦД и площади статокинезиограммы. Обратная ситуация наблюдается для здоровых испытуемых, которые имеют различные дефекты зрения. В этом случае изначально доминирует проприоцептивная система, а зрительная является дополнительной помехой. Для таких обследуемых коэффициент Ромберга будет иметь значения менее 100%.

При анализе данного показателя нужно обращать внимание на состояние зрительной системы. Таким образом, зная характеристику зрения можно ожидать получение коэффициента Ромберга в том или ином диапазоне. Хотя предпочтение между зрительной и проприоцептивной системами может изменяться день ото дня у одного и того же человека. Следует принимать во внимание повторяющиеся результаты. Так при дефекте зрения и нормальном коэффициенте Ромберга можно предположить патологию проприоцептивной системы. А при значениях коэффициента Ромберга менее 100% и нормальном зрении — недиагностированную патологию зрительной системы.

Анализ спектра частот

Анализ спектра частот (АСЧ) — способ математической обработки колебаний ЦД, определения основных частот и амплитуд колебаний ЦД. Любая стабилограмма состоит из хорошо видимых крупных волн, медленных изменений положения ЦД и накладывающихся на них колебаний средней и малой величины.

В спектральном анализе стабилограммы частоты измеряются в Герцах, амплитуды — в миллиметрах (рис. 35).

Различные колебания ЦД в основной стойке можно условно разделить по частоте на несколько типов. Медленные (как правило, высокоамплитудные), в полосе частот 0-0.3 Гц [Gagey P.M., Weber W., 1995] представлены базовыми движениями ЦД, установочными, коррекционными и др. Немаловажно, что низкочастотные колебания могут легко контролироваться сознательно.

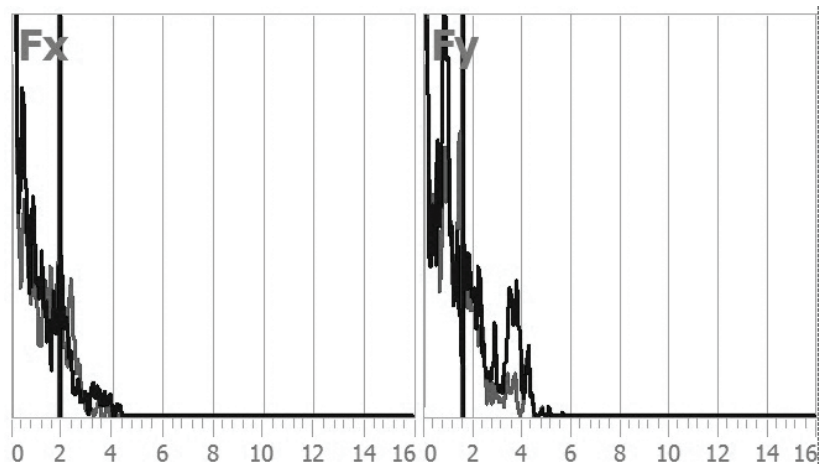


Рисунок 35. Пример графика спектра частот: слева — для фронтальной составляющей, справа — для сагитальной.

Средние колебания в полосе 0.5-1.5 Гц в большей степени представляют результаты сокращений больших групп мышц и значительно менее подвержены сознательному контролю. Колебания ЦД свыше 2 Гц определяются, как высокочастотные. У здорового человека компоненты этих частот представлены мало, но у больных, особенно с различной неврологической патологией, могут иметься значимые компоненты с частотами выше 3 Гц и более.

Надо отметить, что регистрируемый частотный спектр колебаний существенно зависит от технических параметров платформы, на которой производится исследование и частоты опроса ее датчиков. Так, если сама платформа имеет низкую собственную резонансную частоту, то регистрация компонент колебаний вблизи или за пределами резонансной частоты будет иметь недопустимые ошибки. Также невозможно полноценно регистрировать колебания ЦД, которые составляют $\frac{1}{2}$ и выше от частоты опроса датчиков платформы (в соответствии с теоремой Котельникова [Котельников В.А., 1933; Nyquist H., 1928; Shannon C.E., 1949]). Поэтому любое разделение колебаний по частотам [Soames R.W., Atha J., 1982] в конкретном эксперименте необходимо «привязать» к соответствующим техническим параметрам платформы и методики регистрации.

Естественно, что для анализа спектра частот необходимы не только графики, но и количественные показатели (амплитуда и частота) основных экстремумов для данной плоскости колебаний. Так как коле-

баний на различных частотах может быть значительное количество, то стандартно указываются колебания наибольшей амплитуды.

Кроме амплитудно-частотных параметров используются и комбинированные: граница 60% энергии спектра частот по данному направлению. Этот параметр позволяет в одной цифре оценить, в целом, какие компоненты частот преобладают среди колебаний в данной плоскости.

Человеческое тело в основной стойке имеет собственную частоту колебаний, которая составляет 0.3 Гц [Gagey P.M., Weber B., 1995]. Если система контроля баланса тела не справляется и не компенсирует (гасит) колебания тела, то эта частота начинает появляться как доминирующая в спектре частот. Как отмечают указанные ранее авторы, это отчетливый признак патологии, даже если все остальные показатели будут в норме. Дискуссия насколько эти колебания связаны с дыхательными движениями, все еще идет [Gagey P.M., Weber B., 1995]. На сегодня имеется достаточно доказательств, что в норме дыхательные экскурсии не имеют прямой репрезентации на стабилотограммах. Кроме того, обнаружены и более медленные волны, которые связаны с изменением во времени самого среднего положения ЦД — его миграции в пределах своего нормального положения и ряд других медленно текущих процессов.

Колебания, с частотой один раз в минуту, по исследованию японских авторов, являются механизмом, обеспечивающим функцию насоса для венозной крови нижних конечностей. Эти колебания вызываются действием трехглавой мышцы голени и синхронизируются с соответствующими движениями ЦД [Imamura K., Mano T., Iwase S., 1990]. В целом, основные колебания ЦД в норме находятся в области ниже 1 Гц. При исследовании стабилотограммы здоровых людей японским ученым Taguchi K. (1977) было предложено классификационное деление вариантов нормы по спектру частот на три группы. Однако все три группы показали результаты ниже 1 Гц. В норме спектр частот смещается в более высокочастотную область, если обследование проводится с закрытыми глазами [Jansen R.D., Nansel D.D., Szlazak M.J., 1990]. В этом случае увеличение энергии регистрируется в частотах от 0.14 до 0.66 Гц. Вообще, проба на депривацию зрения приводит к смещению спектра частот в более высокочастотную область.

Значительные изменения спектра в сторону увеличения энергии низких частот обнаружены у пациентов с болезнью Меньера [Ishizaki H., 1991]. Основные компоненты лежали в области ниже 0.5 Гц. Сделано предположение о том, что данный порог является патогномичным для вестибулярного анализатора. Другое исследование япон-

ских авторов [Asahina M. et al., 1994] показало, что различные клинические формы наследственной атаксии имеют разные компоненты доминирующих частот в спектре. Форма, характеризующаяся слабыми мозжечковыми симптомами и отсутствием соматосенсорных афферентных симптомов, показала выброс энергии спектра в области 3 Гц. Другая форма, имеющая сенсорные нарушения и сниженные рефлексы показала максимум энергии спектра в области 1 Гц, хотя некоторые из них имели его в области 3 Гц.

Итальянские исследователи [Giacomini P. et al., 1998] обнаружили, что при периферической диабетической нейропатии пациенты показывают максимальные значения при исследовании с открытыми и закрытыми глазами в области частот выше 1 Гц для обеих плоскостей. Группа пациентов с диабетической нейропатией продемонстрировала ограниченные высокочастотные (выше 1 Гц) колебания только для сагиттальной плоскости. И группа пациентов с чистой периферической вестибулопатией характеризовалась высокочастотными колебаниями во фронтальной плоскости.

Германские исследователи [Schaefer K.P. et al., 1990], обследуя контрольную группу и группу больных с различными психическими заболеваниями, обнаружили, что в контрольной группе 60% энергии спектра частот находится в области ниже 0.3 Гц. В группе пациентов, находящейся на длительном лечении высокими дозами нейролептиков, обнаружено, что 60% энергии спектра находится в области ниже 0.2 Гц. Девиации ЦД в этой группе были снижены, как и скорость, и длина статокинезиограммы. Исследования больных с хроническим алкоголизмом показали разнородные результаты, но отмечено, что основные спектры частот лежали в области 0.5 Гц и выше 2 Гц. В группе пациентов с психотическими синдромами также обнаружены границы спектра частот в области высоких значений, при этом тяжесть состояния коррелировала с данными стабилотрии.

Отечественный автор [Храмцов П.И., 1993] предлагает для диагностики нарушений осанки у детей применять критерий 50% рубежа спектральной плотности в диапазоне частот 0.05-0.15 Гц. У детей с нарушениями осанки спектральная плотность в данном диапазоне больше 50%, а у детей без патологии — меньше 50%.

Анализ спектра частот обладает очень высокой чувствительностью к различным воздействиям на человека.

При оценке спектра частот следует всегда учитывать величину девиаций ЦД. Большие колебания ЦД выражаются в смещении в сторону низких частот. Малые девиации ЦД характеризуются большим количеством высокочастотных колебаний. При увеличении амплитуды и

частоты колебаний во фронтальной плоскости спектральная картина продолжает уплотняться, равно, как и стадокинезиограмма.

Таким образом, величина колебаний может в некоторой степени определять спектрограмму. Если пациент делает произвольные или непроизвольные колебания низкой частоты¹, то они могут маскировать высокочастотные компоненты. Это — эффект, подобный статическим гиперкинезам, когда тремор исчезает во время движения и возвращается в покое.

В целом, вышеизложенное является фундаментальной характеристикой механического маятника. Согласно **правила соотношения амплитуды и частоты колебаний** высокоамплитудные колебания являются низкочастотными, а низкоамплитудные — высокочастотными.

При нормальной свободной стойке повторяемость результатов спектрального анализа у одного и того же испытуемого высокая [Liu S.H., Lawson D., 1995]. По нашему опыту характеристика спектра является устойчивой у данного человека, однако именно эта часть анализа является наиболее чувствительной к изменению состояния обследуемого.

Фундаментальная закономерность колебаний центра давления

При анализе амплитуд и частот колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях для групп нормы по данным анализа основных частот колебаний ЦД можно отметить одну фундаментальную закономерность. Чем ниже частота колебания, тем больше его амплитуда и, соответственно, чем выше частота колебания, тем ниже его амплитуда.

Именно по нисходящей происходит изменение амплитуд колебаний с увеличением частоты. Данная закономерность проявляет себя, как очень жесткое правило, которое продолжает соблюдаться и в случае патологии.

Как уже было отмечено выше, частота и амплитуда колебаний идеального механического маятника определяются длиной его плеча. Если бы колебания в основной стойке соответствовали модели простого однозвенного маятника, то частота колебаний могла быть только одна, определяемая формулой. Однако модель колебаний стоящего человека описывается посредством многозвенной модели, в которой число звень-

¹ Произвольно производить колебания высокой частоты (2 Гц и более) практически недоступно для обычного человека.

ев и величина их плеч постоянно изменяются, что в итоге, дает спектр колебаний. В соответствии с фундаментальной теоремой о равномерном распределении энергии по степеням свободы (теорема Больцмана): для тела находящегося в равновесии энергия распределяется равномерно между всеми степенями свободы.

Аналогичная закономерность для амплитуд и частот колебаний при исследовании движений сегментов верхней конечности была обнаружена В.А.Кай, Е.Л.Салтман, J.A.Kelso (1991), D.Delignieres, L.Lemoine, K.Torre (2004). Наличие такой закономерности для колебаний общего центра масс тела стоящего человека отмечено в исследовании С.Мaurer, R.J.Peterka (2005).

Данное явление представляет собой фундаментальную закономерность поведения любых флуктуирующих систем в биологии [Браже А.Р., 2006], механике, электронике, социологии. Такие хаотические флуктуации в технике получили название шум. Шум основной закономерностью, которого является обратная пропорциональность амплитуды к частоте в физических науках принято обозначать, как 1/f-шум. Другое часто употребляемое название такого шума «фликкерный шум» [Бочков Г.Н., Кузовлев Ю.Е., 1983] (от английского flicker — мерцание, трепетание, дрожание). В общем виде данная закономерность описывается формулой:

$$P(f) = \frac{1}{f}, \text{ где}$$

$P(f)$ — спектр энергии, f — частота колебаний.

Основное отличие фликкерного шума от других видов шумов — обратно пропорциональная зависимость спектральной плотности мощности от частоты, т.е. с увеличением частоты колебаний уменьшается их амплитуда. В соответствии с законом 1/f происходят флуктуации многих параметров, которые характеризуют динамику процессов в физико-химических системах и живых организмах. Объединяющим для всех процессов, протекающих по закону 1/f, является то, что такие системы имеют значительное количество различных элементов, способных накапливать энергию и высвобождать ее по достижении определенного порога. Такой системой является и человек. Состояние баланса стоящего вертикально человека реально определяется многозвенной механической моделью, включающей все суставы, кости, связки, мышцы и сухожилия, кроме того, на баланс оказывают влияние и внутренние органы грудной и брюшной полостей. Поэтому если на такую систему отсутствуют внешние или внутренние воздействия, то выделение энергии, в данном случае для обеспечения процесса баланса подчиняется закону

1/f. Несмотря на общую шумовую картину сигнала фликкер шум имеет отличия — это наличие ритмических изменений, которые связаны, как с внутренними процессами, так и с внешними воздействиями. Такие ритмы хорошо заметны и на стабиллограмме.

В отношении собственно колебаний ЦД во фронтальной и сагиттальной плоскостях. Поскольку разделению колебаний на низко и высокочастотные является лишь условным, то на практике это обозначает, что на графике спектра частот колебания более высокой амплитуды должны иметь меньшую частоту, чем колебания с меньшей относительно них амплитудой. В контексте колебаний ЦД человека, стоящего вертикально эта закономерность является, как можно убедиться из исследования групп нормы и групп больных, физиологической постоянной процесса баланса. Если для групп нормы такой характер колебаний является физиологичным, то для больных исследованных групп, где баланс изначально не является нормальным, обнаруженная последовательность колебаний и их частот может иметь место в случае успешной, физиологичной компенсации. Такое состояние имеет место далеко не всегда. Поэтому, если колебания ЦД не следуют описанной выше закономерности, то такое состояние можно рассматривать как нарушение естественных компенсаторных процессов.

Поскольку обнаруженная закономерность соотношения амплитуды и частоты колебаний носит физический, фундаментальный характер, то данное обстоятельство может быть использовано для анализа данных стабиллометрического исследования. Прежде всего, при анализе спектра частот колебаний подчинение спектра закону — ***величина амплитуды обратно пропорциональна значению частоты*** — говорит о том, что имеющиеся колебания носят свободный характер. В отличие от этого изменение данного соотношения колебаний и их амплитуд может носить только вынужденный характер, например, за счет неконтролируемого сознательно сокращения мышц (треморы, клонусы) или при изменении чувствительности сенсорного поля и других причин. При этом свободные колебания, как можно было убедиться из результатов исследования групп нормы и больных с правосторонним гемипарезом и пограничной психической патологией могут иметь место, как в норме, так и при патологии.

Таким образом, колебания во фронтальной и сагиттальной плоскостях ЦД здорового и отчасти больного человека в положении основной стойки подчиняются фундаментальному закону 1/f. Соответствие спектра частот колебаний данному закону у больного можно рассматривать, как физиологически компенсированное состояние и декомпенсированное при отсутствии такового.

Среднее направление колебаний

Среднее направление колебаний ЦД — это параметр, показывающий средне арифметическую плоскость, в которой происходят колебания ЦД. В норме основные колебания происходят в сагиттальной плоскости, т.е. в передне–заднем направлении. Величина отклонения среднего направления колебаний в норме зависит, как и многие другие параметры, от постановки стоп, но в среднем не превышает величины 10-15 градусов в обе стороны. Фактически этот показатель характеризует плоскость, в которой преимущественно происходят колебания ЦД.

Данный параметр, несмотря на его очевидность, довольно сложно вычисляется, так как колебания в каждый момент времени (более правильно между двумя моментами времени) имеют существенно отличающееся направление. Поэтому под средним направлением колебаний необоснованно принимается направление большой оси эллипса (рис. 36).

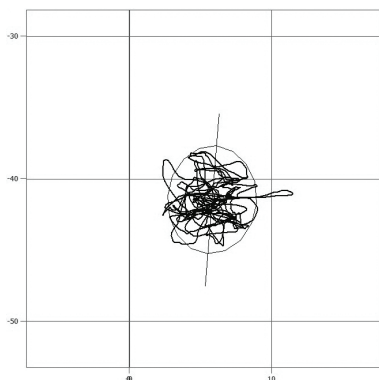


Рисунок 36. Статокинезиограмма. Жирной линией выделена большая ось эллипса ее, направление относительно сагиттальной плоскости составляет (12°). Положительное значение указывает на то, что линия имеет наклон вправо.

Угол среднего направления колебаний не является общепринятым параметром, хотя направление колебаний имеет клиническое значение. Например, нестабильность основной стойки пациента во фронтальной плоскости может быть обнаружена по девиациям ЦД, но только в случае, когда последние имеют значение, существенно превосходящее норму. Угол среднего направления колебаний позволяет обнаружить данный симптом на ранней стадии, так как при малых девиациях колебания будут совершаться преимущественно во фронтальной плоскости,

и данный параметр будет принимать значения близкие к -90° или 90° . В отдельных случаях этот показатель является очень чувствительным индикатором.

При решении каких-либо экспертных вопросов пациент с таким результатом, выходящим за пределы нормы, может быть подвергнут тщательному обследованию не только с привлечением других методов стабилόμεрии, но и ортопедическому, неврологическому и оториноларингологическому обследованию. При ортопедическом исследовании следует уделить особое внимание состоянию позвоночника, наличию врожденных и приобретенных деформаций.

Классификация стабилόμεрических параметров с клинической точки зрения

Для краткого описания обнаруженных изменений основных стабилόμεрических характеристик в ходе простого стабилόμεрического исследования приводится соответствующая классификация.

Положение ЦД	В сагиттальной плоскости	Смещен вперед
		Смещен назад
	Во фронтальной плоскости	Смещен вправо (на больную, здоровую конечность)
		Смещен влево (на больную, здоровую конечность)
Нормативное (не смещен)		
Колебания ЦД	В целом	Нормальная стабильность
		Нестабильность (общая (сагиттальная и фронтальная), изолированная (или сагиттальная, или фронтальная))
		Гиперстабильность (общая (сагиттальная и фронтальная), изолированная (или сагиттальная, или фронтальная))
	В сагиттальной плоскости	Стабильность не изменена
		Нестабильность
		Гиперстабильность
	Во фронтальной плоскости	Стабильность не изменена
		Нестабильность
		Гиперстабильность
	Соотношение сагиттальных колебаний к фронтальным	Норма
		Превалируют сагиттальные (при нормальных фронтальных), фронтальные (при нормальных сагиттальных) Недостаточны сагиттальные (при нормальных фронтальных), фронтальные (при нормальных сагиттальных)

Стратегия	Голенистопоная		
	Тазобедренная		
Скорость ЦД	Норма		
	Высокая		
	Низкая		
Плотность статики-незиограммы (параметр LFS)	Норма		
	Низкая		
	Высокая		
Спектр колебаний	В целом	Норма	
		Смещен в высокочастотную часть	
		Смещен в низкочастотную часть	
	Сагиттальная плоскость	Норма	
		Смещен в высокочастотную часть	
		Смещен в низкочастотную часть	
	Фронтальная плоскость	Норма	
		Смещен в высокочастотную часть	
Смещен в низкочастотную часть			
Наличие изолированных пиков колебаний	Имеются (амплитуда, частота), отсутствуют		
Соотношение амплитуд колебаний к частотам	Физиологичное (частоты соответствуют амплитудам)		
	Нефизиологичное (частоты не соответствуют амплитудам)	Частоты колебаний превышают соответствующие значения для имеющихся амплитуд (высокие амплитуды и высокие частоты)	
		Частоты колебаний не достают до значений соответствующих амплитудам (низкие амплитуды и низкие частоты)	
Вертикальная составляющая	Сердечные циклы	Выражены	
		Отмечаются	
		Не прослеживаются	
	Дыхательные циклы	Не прослеживаются	
		Отмечаются	
		Выражены	
	Наличие дополнительных колебаний	Имеются (частота, амплитуда)	
		Отсутствуют	
	Общая амплитуда колебаний	В пределах нормы	
		Превышает норму	
		Ниже нормы	
	Максимум основных амплитуд	В пределах нормы	
Превышают норму			
Ниже нормы			

Коэффициент Ромберга	В норме для данного состояния зрения	
	Дисбаланс зрительного и проприорецептивного анализатора	Преобладание зрительного анализатора (недостаточность проприорецептивного)
		Преобладание проприорецептивного анализатора (недостаточность зрительного)
		Относительное преобладание зрительного анализатора (функция проприорецептивного в пределах нормы)
	Относительное преобладание проприорецептивного анализатора (функция зрительного в пределах нормы)	

Данная классификация не является законченной, а только намечает основные действия для клинической оценки статического стабилметрического исследования и только по основным его параметрам. Расширение возможностей с включением других более сложных методов стабилметрического исследования остается за будущим.

При проведении клинического анализа стабилметрических данных представляется очень существенным выделить значимые для данного заболевания или состояния симптомы и общие симптомы нарушения стабильности, которые не являются специфичными именно в данном случае. В отношении неспецифичных симптомов для различных патологических состояний характерным является нарушение стабильности. Нестабильность основной стойки проявляется типичным симптомокомплексом:

- увеличение амплитуды колебаний ЦД,
- увеличение скорости движения ЦД,
- смещение частоты колебаний в низкочастотную часть спектра.

Данный симптомокомплекс неспецифической нестабильности, как правило, может иметь место при самых различных как патологических, так и физиологических состояниях. В то же время, дополнительные симптомы, сопровождающие данное состояние будут являться специфичными для диагностируемого заболевания, такие как смещение ЦД во фронтальной или (и) сагиттальной плоскости, изменение соотношений амплитуды колебаний во фронтальной и сагиттальной плоскостях, появление в спектре колебаний, не свойственных нормальному балансу частот (особенно в высокочастотной части спектра) и др. Фактически идет речь о детализации функционального характера нестабильности.

Примеры клинического использования стабиллометрии

Последние отечественные диссертационные работы также подтверждают далеко не исчерпанные возможности использования метода стабиллометрии в практической работе с различным контингентом больных. Так, в диссертации Н.А.Кононовой (2006) был разработан метод интегральной оценки статокINETической системы, позволяющий количественно оценить эффективность системы равновесия в норме и при различных патологических состояниях. Определены возрастные особенности баланса здорового человека. Данное исследование позволило обнаружить, что наиболее высокие показатели баланса имеются у лиц молодого и среднего возраста. После 50 лет качество равновесия начинает быстро снижаться, достигая минимальных значений к возрасту 70 лет. Обнаружены и половые особенности баланса. Так в возрасте от 19 до 40 лет статические и динамические показатели функции равновесия у женщин были выше, чем у мужчин. В возрасте 40-50 лет указанные величины выравнивались с последующим резким снижением функции равновесия у женщин в возрасте от 50 до 60 лет. При исследовании больных с вестибулярной дисфункцией обнаружено, что при периферическом поражении спектр частот колебаний смещается в область низких частот (от 0.1 до 0.5 Гц), и в область более высоких частот (от 0.3 до 2.0 Гц) при поражении центральных отделов анализатора. При смешанном поражении обнаруживались колебания как в области низких, так и высоких частот (от 0.2 до 1.6 Гц). Определены патогномичные стабиллометрические признаки поражения периферического и центрального отделов вестибулярного анализатора. Так, для больных с периферическим поражением вестибулярного анализатора, статокИнезиограмма имеет характерную форму и вытянута во фронтальном направлении (т.е. фронтальные колебания больше чем сагиттальные). Для больных с центральным поражением характерна статокИнезиограмма в виде круга. При смешанной патологии могут наблюдаться иные картины статокИнезиограммы, но общим для данного контингента является то, что нарушение функции баланса носит максимально выраженный характер.

В диссертационной работе Д.Г.Саенко (2005) обнаружены патологические изменения баланса и коррекционных ответов постуральной системы, развивающиеся в результате нахождения обследуемого в условиях реальной или модельной невесомости. Основные постуральные нарушения связаны с глубокими изменениями функции двух ведущих гравитационно-зависимых сенсорных систем опорной и вестибулярной. В

опорной системе происходит снижение тонуса постуральных мышц с развитием в последующем атрофических процессов в мышцах. Наступающие изменения в вестибулярной системе вызывают нарушения точностного контроля позных коррекций.

Диссертация Н.А.Юнищенко (2005) позволила найти, что при стабилметрическом исследовании больных с различными стадиями болезни Паркинсона — в начальных стадиях болезни возрастает нестабильность преимущественно во фронтальной плоскости. Для больных с третьей и четвертой стадиями увеличение амплитуды колебаний захватывает и сагиттальную плоскость. При этом величина площади статокинезиограммы коррелировала с продолжительностью заболевания, с выраженностью ригидности. В положении глаза закрыты имелась нормальная реакция увеличения амплитуды и скорости перемещения ЦД.

Работа Е.Л.Кононовой (2004) обнаружила при стабилметрическом исследовании больных с различными формами органической патологии головного мозга факт, что степень нарушения баланса зависит не только от локализации, но и от общего объема пораженной ткани мозга. Постуральная дисфункция наиболее выражена при структурных изменениях в лобно-теменных отделах полушарий большого мозга, правой гемисфере мозжечка, что характеризуется увеличением параметров скорости и площади статокинезиограммы более чем на 70% от заданных нормативов. При цереброваскулярных заболеваниях нарушения статики развиваются при поражении как вертебрально-базилярной, так и каротидной систем кровоснабжения. Увеличение стабилметрических показателей более чем на 35% от нормативных данных и тяжесть клинической симптоматики соответствуют выраженности регионарной недостаточности мозгового кровообращения. Наиболее высокие (более 70% от нормы) стабилметрические параметры, сочетающиеся с выраженными клиническими проявлениями астазии, получены при изменениях артерий каротидного бассейна. На нарушения равновесия при органической патологии головного мозга влияет степень выраженности сопутствующих расстройств интеллектуально-мнестической сферы, приводящих к неадекватной произвольной регуляции вертикальной позы. При этом происходит нарастание значений площади статокинезиограммы и скорости ЦД в последовательно проводимых стабилметрических исследованиях примерно в 1.5 раза по сравнению с исходными данными. Показатель скорости ЦД характеризует напряженность работы компенсаторных звеньев, а показатель площади статокинезиограммы соответствует клиническим проявлениям нарушений статики.

Исследование, выполненное И.В.Кирпичевым (2005) показало, что приспособление организма к сколиотическим изменениям позво-

ночника проявляется тремя типами: при первом типе регистрируется смещение ЦД во фронтальной плоскости в противоположную сторону от направления дуги деформации при С-образных сколиозах или в сторону меньшей дуги при S-образных сколиозах, увеличивающиеся при закрытых глазах; при втором типе наблюдается отклонение ЦД во фронтальной плоскости в направлении дуги деформации при С-образных сколиозах или в сторону основной дуги деформации при S-образных сколиозах, при закрытых глазах положение центра давления приближается к нормальному; третий тип характеризуется смещением ЦД в сторону направления дуги деформации при С-образных сколиозах или в сторону основной дуги при S-образных сколиозах, при закрытых глазах отклонение центра давления несколько увеличивается. В динамике сколиотической болезни возможен переход одного типа в другой. Сопряженность изменений стабилметрических и электромиографических параметров указывает на общность механизмов, регулирующих приспособительные функции при сколиозах, у детей с третьим типом стабилметрических изменений наблюдаются минимальные, со вторым — умеренные, с первым типом — выраженные нарушения в согласованной работе паравертебральных мышц. Их работа находится под контролем зрительного анализатора.

Исследование П.В.Давыдова (2006) позволило предложить критерии вертикализации у больных, перенесших инфаркт миокарда. Данная работа принципиально открывает возможность использования стабилметрии не только для больных ортопедо-неврологического или оториноларингологического профиля, но и терапевтического.

Докторская диссертация Т.Т.Батышевой (2005) посвящена системе реабилитации больных с двигательной патологией. В данной работе установлено, что биомеханическое, в целом, и стабилметрическое, в частности, исследования являются обязательными диагностическими процедурами для уточнения характера патологических изменений, определения реабилитационного диагноза, выбора стратегии и тактики реабилитационного лечения, больных рассеянным склерозом, ишемическим инсультом, дорсопатией. В работе определены специфические биомеханические синдромы двигательных нарушений при данных заболеваниях. Для больных рассеянным склерозом характерны: высокая степень нестабильности баланса в основной стойке в сагиттальной плоскости проприорецептивного генеза с преимущественным увеличением площади статокинезиограммы. Для пациентов, перенесших ишемический инсульт,— высокая асимметрия баланса в основной стойке со смещением ЦД в сторону здоровой конечности. Для больных с дорсопатией найдены критерии декомпенсации состояния. Выявлены общие

биомеханические симптомы двигательных нарушений у неврологических больных. Установлено, что технология и алгоритмы реабилитации двигательных нарушений у неврологических больных в условиях специализированной поликлиники должны строиться при рассеянном склерозе с учетом: коррекции баланса в основной стойке за счет формирования нового (зрительного) механизма биологической обратной связи. При лечении последствий ишемического инсульта одной из основных задач становится стабилизации баланса. При дорсопатии — необходимость перевода патологического статического двигательного стереотипа в физиологический (разгрузка пораженной стороны).

В докторской диссертации И.А.Погосян (2007) посредством стабилметрического исследования детей с врожденной челюстно-лицевой патологией удалось обнаружить, что данные больные характеризуются минимальными изменениями вестибулярной функции, но значительными асимметриями во фронтальной и сагиттальной плоскостях. У детей с сурдологической патологией отмечены нарушения как вестибулярного, так и проприорецептивного анализаторов и значительные отклонения ЦД в сагиттальной плоскости. Дети, занимающиеся фигурным катанием, имеют смещение ЦД вперед и влево при устойчивости вестибулярного и проприорецептивного анализаторов. В данной работе были впервые проанализированы клинко-биомеханические параллели, развивающиеся при мультифакторной ортопедической патологии. Предложена система диагностики, лечения и прогнозирования.

Неврологические заболевания

Это очень большая группа заболеваний человека, многие из которых сопровождаются теми или иными нарушениями двигательной сферы, в том числе и равновесия.

Чувствительность стабилметрического метода и качество получаемой информации позволяют использовать этот метод для определения текущего функционального состояния пациента не только при заболеваниях непосредственно связанных с двигательной сферой, хотя именно последние дают наиболее яркую картину, но и при болезнях других систем и органов. Например, при обследовании большой группы пациентов старше 60 лет с различными неврологическими расстройствами [Ojala M., Matikainen E., Juntunen J., 1989] обнаружено, что длина статокинезиограммы и девиации ЦД были у этой группы больше по сравнению с контрольной. В то же время, анализ спектра частот, коэффициент Ромберга не дали существенных корреляций между группами.

Последний результат можно признать закономерным. Анализ спектра частот относится к тонким методам анализа. Когда выборка больных планируется только по одной или нескольким нозологиям, без учета множества других соматических факторов, отсутствие корреляции — естественный результат. Тем более что в старшем возрасте, как правило, имеются сопутствующие заболевания.

В другом исследовании [Schaefer K.P. et al., 1990] пациентов с болезнью Паркинсона или индуцированным медикаментозными средствами паркинсонизмом имелось увеличение длины статокинезиограммы. К сожалению, авторы ограничились исследованием незначительного количества параметров. Опыт других авторов показал, что стабилметрические тесты могут использоваться как дифференциально-диагностические от различных форм паркинсонизма [Trenkwalder C. et al., 1995]. При исследовании такой глобальной патологии как церебральный паралич посредством динамической стабилметрии у больных обнаружено увеличение в двигательный ответ мышц-антагонистов и уменьшение активации мышц туловища [Burtner P.A., Qualls C., Woollacott M.H., 1998]. Для действия мышц оказалось одинаково важно как состояние центральной нервной системы, так и механические условия (взаиморасположение между суставами).

Отечественные авторы [Сологубов Е.Г., Яворский А.Б., Кобрин В.И., 1996] успешно внедрили статическую стабилметрию в клиническую практику для выяснения особенностей статики больных церебральным параличом и воздействия различными лечебными факторами, в том числе костюмом «Адель».

Исследования группы пациентов с черепно-мозговой травмой [Geurts A.C. et al., 1996] показало, что колебания ЦД у этой группы более чем на 50% выше как для фронтальной, так и для сагиттальной плоскости, скорость ЦД на 20% ниже, чем в контрольной группе. Необходимо отметить, что французская школа постурологии выделяет синдром последствия сотрясения головного мозга, который регистрируется посредством статической стабилметрии. Характерным стабилметрическим симптомом его является увеличение площади статокинезиограммы свыше 200 мм². У всех больных с этим синдромом площадь статокинезиограммы превышает уровень 95% нормы. При этом часто выявляется увеличение девиаций в сагиттальной плоскости [Rubin A.M. et al., 1995].

Значительное место в современных исследованиях больных с различной патологией мозжечка занимает стабилметрия и некоторые производные тесты. Тест Ромберга позволяет быстро обнаружить возросшую роль зрения в поддержании баланса, например у больных со

спиноцеребреллярной дегенерацией [Ohashi N., Nakagawa H., Asai M., 1993]. Для мозжечковых расстройств оказалось более характерным увеличение девиаций во фронтальной плоскости [Saling M. et al., 1991].

Стабилометрическое исследование позволяет определить дифференциально-диагностические признаки различных форм наследственных атаксий [Asahina M. et al., 1994]. Авторами найдены стабилметрические критерии двух форм наследственной атаксии по величине девиаций ЦД и данным спектрального анализа. В другом случае, больные с патологией передней доли мозжечка при стоянии показали специфический тремор с частотой 3 Гц в передне-заднем направлении. Во фронтальной плоскости девиации были незначительны с доминирующей частотой 0.5 Гц, что было так же отмечено у больных спинальной атаксией [Mauritz K.H., Dichgans J., Hufschmidt A., 1979].

Далеко не всегда стабилметрия может выступать как дифференциально-диагностический инструмент. Врач может столкнуться с различной клинической патологией, имеющей близкие функциональные нарушения. В этих случаях стабилметрическое исследование несет функциональную информацию, указывающую на изменение в той или иной системе. Так, больные с односторонней вестибулярной гипофункцией и пароксизмальным позиционным головокружением показывают аномальные стабилметрические результаты в 50% случаев. При этом обнаруживается дефицит компенсации вестибуло-спинального уровня [Notte M.E., Forrez G., 1986].

Значительную ценность имеют данные стабилметрии у больных, перенесших инсульт головного мозга [Черникова Л.А. с соавт., 1999; Lee M.Y. et al., 1998].

A.C.Geurts с соавт. (1992) обследовал пациентов с наследственной нейропатией двух форм. Больные показали уменьшение возможности сохранения баланса в обоих направлениях. Автоматические функции баланса не были изменены.

Barrett R. с соавт. (1988) обследовал детей с мышечной дистрофией Дюшена. Девиации ЦД у данной категории больных были увеличены. После проведения ортезирования ЦД возвращался в положение ближе к нормальному, но девиации его во фронтальной плоскости оставались высокими, также как и частоты колебаний в обеих плоскостях.

В отличие от нейропатии Дюшена, диабетическая нейропатия характеризуется увеличением скорости ЦД и его девиаций [Boucher P. et al., 1995]. Тяжесть изменений коррелировала с клиническими проявлениями полинейропатии.

Травмы и заболевания нижней конечности

Значительное количество современных стабилметрических исследований посвящено спортивной травме. Это не случайно. В спорте предъявляются повышенные функциональные требования к опорно-двигательному аппарату, а стабилметрия позволяет проводить диагностику функциональной недостаточности нижних конечностей на ранних этапах. В связи с этим, применяются пробы с большей функциональной нагрузкой на опорно-двигательный аппарат, (например, стабилметрия стоя на одной ноге) [Friden T. et al., 1989].

Исследование при стоянии на одной ноге баскетболистов с закрытыми частичными повреждениями связок голеностопного сустава выявило большие значения девиаций на стороне поражения и большую площадь статокинезиограммы [Leanderson J., Wykman A., Eriksson E., 1993]. В то же время, другое исследование, проведенное в аналогичных условиях для спортсменов и не спортсменов после травмы голеностопного сустава, обнаружило, что в группе спортсменов различий не было обнаружено. Для нетренированных был зафиксирован результат, показывающий худшую, по сравнению со спортсменами, устойчивость [Goldie P.A., Evans O.M., Bach T.M., 1994]. Если последний результат не является неожиданностью, то первый — явно противоречит предшествующему исследованию. В основе различия лежит принцип формирования групп, противоречащий исследованиям других авторов [Golomer E., Dupui P., Bessou P., 1994], которые при аналогичном исследовании спортсменов с односторонней травмой голеностопного сустава обнаружили увеличение длины статокинезиограммы и энергии в спектре частот 2-20 Гц на стороне поражения, по сравнению со здоровой стороной. Традиционное стабилметрическое исследование при стоянии на двух ногах показывает иной результат.

Группа шведских исследователей [Gropp H., Ekstrand J., Gillquist J., 1984], обследуя футболистов, имевших и не имевших повреждения голеностопных суставов в анамнезе, обнаружили, что первая группа спортсменов не имеет признаков нестабильности основной стойки. Таким образом, у спортсменов в обычной стойке имеется полноценная компенсация. В то же время, спортсмены имеют значительно больший риск получения травмы голеностопных суставов, если результаты стабилметрического исследования показывают выход параметров за пределы двух среднеквадратичных отклонений от нормы. В результате, предшествующие травмы голеностопных суставов не увеличивают нестабильность основной стойки, но нестабильность как таковая увеличивает риск их повреждения.

Для спортивных травм крестообразных связок коленного сустава [O'Connel M., George K., Stock D., 1998] исследования показали достоверное ухудшение баланса при стоянии с закрытыми глазами на поврежденной ноге по сравнению со здоровой.

Если спортсмены в период активных тренировок демонстрируют полноценную компенсацию, то чистые клинические случаи имеют более манифестную симптоматику. Нарушения баланса после ампутации или облитерирующих заболеваний нижних конечностей имеют двойную природу: нарушение двигательной и проприорецептивной функции. При исследовании двух групп пациентов после ампутации одной конечности на уровне голени и больных с поражением артериальных сосудов нижних конечностей обнаружено, что после ампутации возрастает амплитуда колебаний преимущественно в сагиттальной плоскости, а больные с сосудистыми расстройствами характеризовались увеличением колебаний во фронтальной плоскости, относительно контрольной группы [Hermodsson Y. et al., 1994]. Тяжелые травмы нижних конечностей оставляют симптомы, регистрируемые стабилметрически в отдаленные сроки после травмы. Например, после перелома бедренной кости стабилметрическое исследование показывает уменьшение стабильности баланса в основной стойке, симптомы которого сохранялись по прошествии двух лет после травмы [Jarnlo G.B., Thorngren K.G., 1991].

Инттоксикации и курение

Очень полезным оказалось стабилметрическое исследование при регистрации функциональных изменений в результате интоксикаций, и воздействия различными лечебными препаратами. Например, очень чувствительным методом оказался для определения алкогольной интоксикации. Обнаружено, что изменения баланса регистрируются, начиная с концентрации алкоголя в крови от 0.6 мг/мл [Thyssen H.H., Brynskov J., Jansen E.C., 1981]. Проведенное исследование [Kubo T. et al., 1989] показало, что среди всех параметров, включая биохимические, наиболее чувствительные — стабилметрические. Из них наиболее чувствителен показатель — площадь статокинезиограммы, которая увеличивалась соответственно концентрации алкоголя в крови, при этом коэффициент Ромберга оставался прежним. Корреляционные коэффициенты были также высокими для площади статокинезиограммы, девиаций в обеих плоскостях с концентрацией алкоголя в крови. Исследование больных с хроническим алкоголизмом показало, что девиации ЦД у них не отличаются от нормы, но длина статокинезиограммы была зна-

чительно выше. У большей части больных на спектральном анализе имеются основные частоты в области 0.5 Гц, число больных, основной спектр частот которых превышал 2 Гц, было также значительно [Schaefer K.P. et al., 1990]. Аналогичный результат был получен [Itoh A., Sakata E., 1996]. Длина статокинезиограммы достоверно больше у больных хроническим алкоголизмом. Однако это отличие исчезает при исследовании с открытыми глазами. Данные по спектру частот в этом исследовании значительно отличаются от предшествующего. Спектр частот тяготеет к величине 0.2 Гц. При закрытых глазах основной спектр частот в сагиттальной плоскости находится в пределах 2-3 Гц.

Другая популярная интоксикация, курение, имеет свои маркеры, связанные с нарушениями регуляции баланса в основной стойке. Оказалось, что интенсивность никотиновой интоксикации существенно коррелирует со средней скоростью ЦД. На симптоматику в результате курения не оказывает влияния возраст, но имеется достоверная зависимость от стажа или интенсивности курения. Существенное различие было обнаружено между группами некурящих и средне и много курящих [Pki M. et al., 1994].

Производственные интоксикации — другая сторона нарушений баланса. Существенное ухудшение баланса в основной стойке обнаружено у рабочих, имеющих хроническую производственную интоксикацию свинцом [Chia S.E. et al., 1994]. Основные параметры, включая положение ЦД и его девиации, площадь статокинезиограммы и др., выходили за пределы нормы. Другое исследование подростков, имеющих хроническую интоксикацию свинцом [Bhattacharya A., Linz D.H., 1991] показало, что колебания ЦД у интоксигированных больше чем в контрольной группе, при этом физическое и неврологическое исследование не обнаружило никакой специфики их состояния, объясняющей этот факт. Таким образом, можно сделать вывод о существенной, по сравнению с обычными клиническими исследованиями, чувствительности стабилотрии.

Другое исследование [Yokoуama K. et al., 1997] обнаружило патогномичный признак наличия отравления — изменение функционирования вестибулярного аппарата в спектре частот 0.5-2 Гц в сагиттальной плоскости при исследовании с открытыми глазами.

Производственная интоксикация пестицидами имеет другую симптоматику [Sack D. et al., 1993]: обнаруженные изменения имели проприорецептивный характер и корректировались за счет зрения.

Японским авторами [Yokoуama K. et al., 1998] проведено стабилотрическое исследования женщин, ставших жертвами отравления боевым отравляющим веществом в Токийском метро, через 6-8 месяцев

после события. Результаты показывают, что площадь статокинезиограммы у обследованной группы при открытых глазах значительно превышает этот показатель, определенный при проведении обследования при закрытых глазах. Основным спектр колебаний лежит в зоне 0-1 Гц, кроме того, данное исследование показало, что (возможно) женщины являются более чувствительными к примененному отравляющему веществу, чем мужчины.

Другое исследование этих авторов [Yokooyama K. et al., 1997] обнаружило, что рабочие обувной фабрики, постоянно имеющие контакт с производственными ядовитыми жидкостями, имеют девиации ЦД при исследовании с открытыми глазами, значительно превышающими показатели контрольной группы, в обеих плоскостях. Основные компоненты спектра частот колебаний ЦД лежат в области 2-4 Гц. Аналогичный результат показало исследование и с закрытыми глазами, однако спектр частот в этом случае смещался в низкочастотную область 0-1 Гц.

Патология вестибулярного аппарата

Хотя вестибулярный аппарат и не оказывает (в норме при спокойной стойке) влияния на контроль баланса в основной стойке, в случае патологии стабилметрические исследования являются очень полезным инструментом для выяснения различных аспектов нарушения функций.

Одним из первых попытался провести классификацию типов девиаций ЦД по данным спектрального анализа К. Taguchi (1979) при заболеваниях вестибулярного аппарата. Им обнаружены три типа девиаций и два типа характерных спектров частот.

Японский исследователь К. Yagi (1989) использовал площадь статокинезиограммы, ее длину, девиации ЦД, скорость и ускорение ЦД и среднюю частоту колебаний для разделения больных с периферическими и центральными вестибулярными нарушениями по функциональным группам.

Другие японские авторы [Yoneda S., Tokumasu K., 1986] использовали данные спектрального анализа стабилограммы для дифференциальной диагностики пациентов с болезнью Меньера, пароксизмальным позиционным головокружением и вестибулярным невритом. Еще один японский автор Н. Ishizaki (1991) обнаружил характерные колебания ЦД у пациентов с болезнью Меньера, которые идут по диагонали справа-слева вперед-направо.

Для исследования вестибулярного аппарата большое значение приобретают специальные пробы: Ромберга, оптокинетическая, с поворотами головы и др. Например, P. Ghilardi с соавт. (1990) предложил для исследования пациентов с односторонним вестибулярным дефицитом тесты с качанием головы и откидыванием ее назад.

Некоторые заболевания вестибулярной системы имеют характерные особенности, хорошо видимые на стабиллограмме. Пациенты с двусторонней пониженной возбудимостью лабиринтов показывают скрытую быструю периодичность движений в сагиттальной плоскости, нерегулярные движения во фронтальной плоскости [Tokita T. et al., 1989]. Другие исследователи [Redfern M.S., Furman J.M., 1994] обнаружили существенно большую длину статокинезиограммы с применением специального теста Flow у больных с вестибулярными расстройствами. Авторы предполагают, что контроль основной стойки у этой категории больных производится в значительной степени зрительно. К такому же выводу пришла группа авторов [Umemura K. et al., 1989] при обследовании пациентов с вестибулярными расстройствами на стабиллометрической платформе с применением пробы Ромберга. Впрочем, этот факт является общеизвестным. Однако [Gagey P.M., Weber B., 1995] при обследовании 182 пациентов с вестибулярным невритом с применением пробы Ромберга обнаружили, что 60% обследованных не использовали визуальную информацию для стабилизации положения.

Обследование большого количества пациентов с различными формами посткоммоционного синдрома и периферической вестибулярной дисфункцией [Woolley S.M. et al., 1993] показало, что стабиллометрические данные различны между группами и каждая имеет характерные отличия от нормы. Отмечено, что измерение девиаций в передне-заднем направлении показывает наибольшие различия.

В качестве эксперимента проводятся и такие исследования, как влияние гипервентиляции на баланс больных с двусторонним отсутствием вестибулярной функции [Sakellari V., Bronstein A.M., 1997]. Увеличение длины статокинезиограммы и девиаций ЦД не явилось неожиданным результатом. Примечательно, что скорость ЦД остается практически неизменной.

Влияние звука на стабильность стойки у больных с различной патологией внутреннего уха исследовалось [Pyukko I. et al., 1993]. Использование клинического теста сенсорного взаимодействия и баланса позволило обнаружить у больных с головокружением результаты существенно отличающиеся от обычных клинических [Kantner R. et al., 1991]. Показатели имели существенные отличия в зависимости от клинического диагноза. Пациенты с периферической или центральной дисфункцией

ей имели большие девиации, чем другие категории особенно при закрытых глазах или при тесте с куполом на голове и стоянии на мягкой поверхности. Результаты показывают, что центральная и периферическая вестибулярные дисфункции могут быть дифференцированы статистически, если применены исследования при закрытых глазах или с куполом и мягкой поверхностью на платформе. Контрольная и психогенная группы не могут быть дифференцированы статистически, кроме одного теста — стабилметрия при открытых глазах и на мягкой поверхности. При этом тесте у психогенной группы отмечаются большие девиации в сагиттальной плоскости.

Оториноларингологическая патология

Особое значение приобрели в последние годы стабилметрические исследования в области диагностики и реабилитации оториноларингологической патологии. Такие заболевания, как болезнь Меньера (БМ), средний отит и другие, являются факторами, значительно нарушающими баланс тела в основной стойке и при различных локомоциях. Так, исследователи M.Navia, E.Kentala, I.Pyykko (2004) провели стабилметрическое обследование 180 больных с БМ. Регистрировали скорость ЦД. Не обнаружено достоверных отличий среди больных с различной длительностью заболевания. По мере увеличения продолжительности заболевания количество пациентов с нормальной скоростью ЦД падает с 78% до 38%, но данная находка не получила статистического подтверждения. В целом, у 58% обследованных имелась нормальная скорость ЦД при открытых глазах и у 55% при закрытых. При исследовании слуха обнаружено, что для группы с тоном 41-70 дБ скорость ЦД была выше ЦД для обоих положений (ГО и ГЗ), чем для пациентов в группе ниже 25 дБ. Другая группа исследователей из Нидерландов [El-Kahky A.M. et al., 2000] обнаружила, что значительные индивидуальные вариации стабиллопараметров являются существенным ограничивающим фактором. Обследования были проведены на грани индивидуального лимита стабильности при изменяющихся сенсорных условиях, т.е. при тесте сенсорной организации ТСО. Всего обследовано 97 здоровых и 107 больных из них 25 с травматическим поражением, БМ — 28, острая форма головокружения — 28 и прогрессирующая форма головокружения — 26. И для пациентов и для здоровых в группе контроля положение с закрытыми глазами сопровождалось максимальными колебаниями, то же было и при использовании вибрационной стимуляции ахилловых сухожилий. Другие возмущающие факторы бы-

ли менее эффективны. Комбинации возмущающих воздействий уменьшала баланс больше чем отдельно взятые. В среднем группа здоровых показала, что зрение имеет примерно 37% влияния, проприорецепция — 26%, лабиринтный аппарат — 44%, на контроль баланса. Но это верно только для условий теста. Исследование [Fukuoka Y. et al., 1999] показало, что визуальный контроль обладает значительным временным отставанием. Таким образом, только за счет визуальной системы сохранять равновесие очень трудно. Значительная вариабельность также была обнаружена. Контроль баланса любой из групп пациентов был меньше, чем у здоровых во всех сенсорных условиях и не слишком отличался для каждой группы. Таким образом, данный тест оказался с низкой специфичностью для этих групп пациентов, что особенно важно, результат баланса не коррелировал с клиническим, выполненным посредством стандартного вестибулярного исследования. Это противоречит данным [Soto A. et al., 2004]. В данном случае использован также ТСО и обследовано 75 больных с БМ. Обнаружены достоверные корреляции между данными аудиального исследования и баллами на ТСО. В исследовании [Niam S. et al., 1999] обнаружено, что результаты исследования по клинической шкале баланса коррелируют с параметром скорости ЦД и частотой его колебаний в передне-заднем направлении. Другие исследователи [Pyukko I. et al., 1999] обследовали 93 пациента с БМ, которые принимали курс лечения гентамицином посредством интратимпанальных инъекций. До лечения 47 пациентов показали отчетливую постуральную нестабильность. После лечения только 19 пациентов. Начальная скорость ЦД была 27 мм/с, через две недели после лечения скорость еще увеличилась до 33 мм/с, после чего медленно стала убывать и достигла 31 мм/с через два года после лечения. В целом стабильность пациентов через два года после лечения значительно увеличилась. В данном исследовании за счет длительного срока наблюдения обнаружена достаточно сложная и не прямая зависимость изменения скорости ЦД от проводимого лечения и других факторов.

Интересный результат получен М. Lасour с соавт. (1997) который обследовал 50 больных с односторонним синдромом Меньера. Проанализирован баланс до и после хирургического лечения (вестибулярная невротомия). Данные сравнивались с 26 здоровыми испытуемыми. До невротомии пациенты показывали значительное увеличение площади статокинезиограммы при ГО — +52% и при ГЗ — +93%. Как среди больных, так и среди здоровых 54% при ГЗ увеличивали амплитуду и площадь колебаний ЦД. Остальные 46% не имели изменений. Данный результат статистически подтвержден. Таким образом, в обеих группах были две подгруппы одна с визуальной стратегией, другая — с про-

приорецептивной стратегией. В группе здоровых % различий площади статокинезиограммы +36% для обследуемых с визуальной стратегией и 6.2% — с проприорецептивной. Аналогично 45% и -4.2% — для группы больных. У всех пациентов площадь статокинезиограммы при ГО увеличивалась в ранние сроки после невротомии (1-2 недели) и возвращалась к преоперативным значениям позднее. В противоположность, площадь статокинезиограммы, равно как и процент различия были отличными в обеих подгруппах пациентов при ГО в течение ранних стадий восстановления. Пациенты с проприорецептивной стратегией имели большую степень нестабильности, в то время как пациенты с визуальной стратегией — меньшую степень нестабильности ГЗ. Это говорит о том, что пациенты изменяли стратегию с условием их дооперационного состояния.

Патология вестибулярного аппарата другой этиологии также приводит к нарушению контроля баланса. В исследовании 20 больных с односторонним вестибулярным невритом [Alessandrini M. et al., 2003] в сравнении с нормой, обнаружено, что у пациентов с отсутствием головокружений, используются для компенсации нарушений баланса механизмы, управляемые ЦНС. Интересное исследование проведено J.Негеман с соавт. (2005). Больным с полной двусторонней потерей вестибулярных каналов проведено протезирование данной функции на основе БОС, осуществляемой по слуховому каналу. В результате, при звуковой обратной связи площадь статокинезиограммы становилась меньше, чем без БОС. Несмотря на то, что после тренировок БОС, имелось значительное улучшение баланса, последнее не достигало нормы. Другое исследование [Magnusson M. et al., 1995] семи пациентов для последующей кохлеарной имплантации и в качестве контроля 21 здоровый испытуемый. Стабилометрическое исследование проводилось при различных провокациях: вибрация, гальваническая стимуляция вестибулярных нервов и др. Обнаружено, что у данных обследуемых гальваническая стимуляция не вызывала значимых изменений по сравнению с нормой. Японскими исследователям была сделана попытка выяснить роль различных рецепторов в контроле баланса [Yasuda T. et al., 1999]. Было проведено стабилметрическое исследование с закрытыми глазами (10 пациентов с билатеральной патологией лабиринтов, 9 — с проприорецептивной патологией и 10 здоровых с выключенными подошвенными рецепторами за счет гипотермии). Пациенты с лабиринтной патологией показали, что площадь статокинезиограммы увеличивается больше чем ее длина. С проприорецептивными поражениями длина увеличивается больше чем площадь. У здоровых при использовании анестезии увеличивается площадь больше чем длина. Это позволяет

сделать вывод, что лабиринт выполняет роль монитора площади колебаний, а проприорецепция является монитором скорости ЦД. Подошвенные механорецепторы также мониторируют площадь колебаний, но в меньшей степени, чем лабиринт.

Особое значение имеет функция лабиринтного аппарата при движениях головы, поэтому при его патологии исследуется влияние произвольного поворота головы на функцию баланса [Koseja D.M., Allway D., Earles D.R., 1999]. Обследовано 10 молодых добровольцев и 10 пожилых. Исследования проводились в положениях: стоя глаза открыты, стоя глаза закрыты, стоя с поворотом головы глаза открыты, стоя с поворотом головы глаза закрыты. Измерялись колебания в мм: ЦД, стандартное отклонение в сагиттальной и фронтальной плоскостях и частота колебаний. Стоя (без поворотов) молодые показали меньшие колебания ЦД, чем пожилые как с открытыми, так и с закрытыми глазами. У пожилых увеличивались боковые колебания при открытых глазах и передне-задние — при закрытых. По частоте колебаний не было обнаружено различий для обеих групп. При повороте головы пожилые показали значительное увеличение амплитуды и уменьшение частоты колебаний. Молодые и в этом тесте не показали существенных различий.

H.Suarez с соавт. (2000) обследованы пациенты с различными вестибулярными заболеваниями. Регистрировалась площадь статокинезиограммы и скорость ЦД без стимуляции со стимуляцией синусоидальным током 0.2 Гц и с оптокинетической стимуляцией. У пациентов с центральными вестибулярными расстройствами имелось достоверное увеличение площади и скорости статокинезиограммы для всех трех тестов по сравнению с нормой. Пациенты с односторонними периферическими поражениями не показали значимых отличий. Для контрольной группы (норма) наибольшие колебания имелись в передне-заднем направлении и по частоте ниже 0.4 Гц. Пациенты с центральными поражениями и поражениями мозжечка показали увеличение колебаний в обоих направлениях.

Вообще в исследованиях вестибулярных функций очень часто используется регистрация площади и скорости статокинезиограммы [Baloh R.W. et al., 1998]. Значительные нарушения функции баланса происходят у больных со средним отитом [Casselbrant M.L. et al., 1998]. Так, исследование детей с данной патологией показало значительное повышение скорости ЦД, чем в норме. Предварительные данные свидетельствуют, что дети со средним отитом более зависимые визуально с точки зрения баланса, чем здоровые. Это особенно заметно при визуальной стимуляции на частоте 0.25 Гц. Наибольшее значение для диаг-

ностики различной патологии, в том числе и ЛОР, имеют значение функциональные пробы, которые позволяют в условиях соответствующей провокации обнаружить более отчетливые изменения, чем обычное клиническое исследование [Guergaz M. et al., 2001]. Обследован 21 пациент с визуальной дисориентацией. Для 17 из них было диагностировано визуальное вестибулярное расстройство, 16 пациентов с двусторонней лабиринтопатией и 25 здоровых, в качестве группы контроля. По клиническому опроснику группы не имели существенных различий. Не обнаруживалось существенных отличий и по клиническим данным. Стабилометрическое исследование выявило, что на визуальную вертикальную зрительную стимуляцию пациенты показали существенное смещение ЦД. Стабилизационный эффект зрения (т.е. коэффициент Ромберга) увеличивался для больных с лабиринтопатией, но не возрастал для больных с визуальным головокружением. Дестабилизационный эффект зрения увеличивался для больных с визуальным головокружением, но не имел такого эффекта для больных с лабиринтопатией. Близкие данные показало и другое аналогичное исследование [Querner V. et al., 2002]. В качестве функциональных проб используются и заведомо менее устойчивые положения, например тандем-Ромберг и исследование на резиновой подушке [Querner V. et al., 2000]. Однако некоторые результаты могут быть парадоксальными. Были обследованы 17 пациентов с фобическим головокружением и 15 здоровых. В нормальной стойке пациенты показали увеличение активности колебаний на частотах 0.1-19 Гц. В наиболее сложном положении тандем-Ромберг, при закрытых глазах не обнаружено отличий у больных и здоровых. Нашли применение и особые методики стимуляции посредством вибрации, которая позволяет увеличить отличия в исследуемых параметрах [Holmberg J. et al., 2003].

Стабилометрическое исследование позволяет исследовать и непосредственный эффект проводимого лечения, что особенно интересно для таких случаев, как репозиционный маневр, проводимый при позиционном головокружении. Авторами [Giacomini P.G., Alessandrini M., Maggini A., 2002] обследовано методом стабилометрии 20 пациентов с позиционным головокружением. Пациенты обследованы через час после диагностики и через 3 дня и 12 недель после репозиционного маневра. Исследование обнаружило существенно увеличенные колебания ЦД в обеих плоскостях. Репозиционный маневр позволил уменьшить боковые колебания ЦД, но сагиттальные остались без изменений. Через 12 недель после лечения была обнаружена нормализация и передне-задних колебаний.

Сколиоз

Исследования баланса тела при сколиотической болезни показывает, что равновесие при юношеском идиопатическом сколиозе существенно отличается от такового у здоровых [Sahlstrand T., Ortengren R., Nachemson A., 1978]. Различия более существенны в условиях, когда предъявляются большие требования к проприорецепции. Пациенты с изгибом позвоночника влево показали большие количественные реакции, чем пациенты с искривлением вправо. При исследовании пациентов с меньшим искривлением (которые только наблюдались, а не проходили лечение) были зарегистрированы значительно увеличенные колебания ЦД, чем у пациентов с большим искривлением. Другие авторы [Sawatzky B., Tredwell S., Sanderson D., 1997] отмечают, что у больных сколиотической болезнью имеются два вида нарушений баланса ввиду механических причин и изменения проприорецепции. Авторами обследованы больные сколиотической болезнью с преимущественным проприорецептивным нарушением баланса до оперативной имплантации корректора и в течение одного года после нее. Установлено, что в первые полгода после операции нарушение баланса усиливается и возвращается к прежнему или более высокому уровню не ранее чем через один год. Группой шведских исследователей [Lidstrom J., 1988] были обследованы три группы детей: больных сколиотической болезнью, их родных братьев и сестер, контрольная группа. Результаты показали, что родные братья и сестры больных сколиотической болезнью имеют существенные отличия от других групп: девиации ЦД в этой группе меньше, чем в других, но положение ЦД значительно более асимметрично, чем в группе сколиозов и контрольной. Интересно, что обследование людей, имеющих разность длины нижних конечностей не менее 9.5 мм, показало, что эта группа имеет такие же характеристики стабильности, как и контрольная [Murrell P., Cornwall M.W., Doucet S.K., 1991].

Контроль эффективности лечебных воздействий

Чувствительность метода стабилотрии позволяет осуществлять эффективный контроль над влиянием, которое оказывают различные лечебные факторы.

Стабилотрия оказалась полезной в мониторинге антиэпилептической терапии у детей [Franzoni E. et al., 1995].

Robin D.W. с соавт. (1991) применил с успехом стабилметрическое исследование для контроля действия триазолама (бензодиазепиновый ряд). Получен результат, показывающий зависимость площади стакинезиограммы от дозы (при увеличении дозировки площадь увеличивалась). Стабилметрическое исследование не только достоверно отражает действие медикамента, но и может использоваться для определения дозировки лекарства у людей с различными нарушениями, для контроля баланса в основной стойке, например у пожилых.

Успешно была применена стабилметрия для оценки резидуальных эффектов внутривенных анестетиков [Korttila K. et al., 1981].

Также успешно может быть осуществлен контроль над действиями различных физических факторов. При обследовании больных с односторонней ампутацией до и после реабилитации зарегистрировано улучшение контроля баланса с открытыми глазами, уменьшение визуальной зависимости, что свидетельствует о начале процесса соматосенсорной реинтеграции [Geurts A.C. et al., 1992].

Эффект шейного корсета на стабильность баланса у женщин изучали [Burl M.M., Williams J.G., Nayak U.S., 1992]. Исследование показало, что шейный корсет не изменяет баланса у здоровых женщин.

Другое исследование позволило выяснить влияние различных видов трости на баланс больных с гемиплегией [Milczarek J.J. et al., 1993]. Обнаружено, что при применении стандартной трости ЦД перемещается в сторону, на которой она используется, уменьшаются существенно девиации в обеих плоскостях. Положение ЦД в сагиттальной плоскости не меняется. Достоверно установлено, что трость с четырьмя опорными ножками не имеет преимуществ в разгрузке больной стороны перед обычной тростью. Ниже приводится ряд работ, посвященных оценке различных лечебных воздействий: медикаментозных, ЛФК, БОС посредством метода стабилметрии.

Метод биологической обратной связи в восстановительном лечении больных с двигательной патологией

Биологическая обратная связь (БОС), (в англоязычной литературе — biofeedback) — метод обучения произвольной регуляции различных физиологических функций и двигательных актов посредством их визуальной или звуковой репрезентации в реальном режиме времени. БОС метод использует, так называемый принцип «физиологического

зеркала», когда посредством специальных аппаратных средств пациент получает прямую информацию о различных физиологических функциях. Как правило, используются два сенсорных канала — зрительный и слуховой. Информация может быть представлена в различной форме: специальные мультимедийные игры, тренажеры и другие задания. Поэтому, пациент может, в зависимости от вида репрезентации, видеть и слышать, в том числе и не осознаваемые физиологические функции. Образование такого канала обратной связи позволяет больному обучаться как произвольной регуляции данной функции, так и непроизвольной, т.е. без участия сознания. Еще одно отличие процесса БОС-тренировки состоит в том, что пациент из пассивного объекта воздействия становится его активным субъектом [Труханов А.И., 2004]. В настоящее время это общепринятая точка зрения на то, что такое БОС. Особняком стоит мнение американского автора [Wall E.S., 1997], который считает, что БОС-метод — это не лечение, только тренировка.

Метод БОС стал формироваться в 50-х годах прошлого века. Ему предшествовали такие теоретические работы, как учение И.П.Павлова об условных рефлексах и регулирующей роли коры, которое в последующем было развито П.К.Анохиным. Известный ученый, родоначальник кибернетики N.Wiener (1948) дал определение обратной связи, как способу регулирования на основе непрерывного поступления новой информации о функции системы. В пятидесятых годах было разработано новое физиологическое направление — учение об инструментальных рефлексах. Свой вклад внесли исследования N.Miller о висцеральных условных рефлексах у животных, описанный J.Kamiya феномен произвольного изменения энцефалограммы в условиях наличия обратной связи.

Для своей реализации метод БОС требует, как минимум, наличия аппаратного средства получения физиологического параметра и средства его адекватной репрезентации для пациента посредством визуальных и (или) звуковых стимулов.

Рассмотрим общую схему БОС-метода на примере пациента после травмы, перенесшего длительную иммобилизацию конечности или имеющего центральный или периферический парез. Одна из существенных задач реабилитации у таких больных — восстановление управления работы отдельных мышц и их групп. Так при самом простом варианте длительной иммобилизации теряется связь между произвольным (корковым) сигналом, побуждающим мышцу или их группу к определенному действию, и ответом этой мышцы или группы. Теряется взаимосвязь между волевым приказом и последующим действием: изначально ввиду отсутствия таких сигналов, а в последующем — из-за не-

достаточно четкой дифференциации такого сигнала. После относительно непродолжительного периода бездействия мышцы, когда уже имеются симптомы ее атрофии, ослабевает и мышечный ответ, теряется четкая координация работы мышцы. Следующий этап, когда для пациента его сенсорных систем (визуальной и проприоцептивной) становится не дифференцируемым мышечный ответ на произвольный сигнал мышцы. Такое возможно в случае существенной атрофии тела мышцы, когда ее ответ на произвольную команду не приводит к видимому или осязательному движению. В этом случае происходит потеря, или лучше угасание, обратной связи между произвольной корковой командой на движение и результатом этой команды.

Во всех случаях нарушений обратной связи между произвольной центральной командой и ее периферическим результатом, восстановление этой связи является одной из основных реабилитационных задач. Общий принцип восстановления работы мышцы основан на том, что усиленный ЭМГ ответ мышцы, который может и не приводить к видимому или осязательному двигательному эффекту визуализируется на экране монитора компьютера, что может сопровождаться и соответствующим звуковым сопровождением. Таким образом, реакция мышцы на произвольный центральный сигнал становится видимой и слышимой для пациента.

Далее посредством тренажера или мультимедийной игры пациенту создается задача, желательно, с наличием позитивной мотивации. Сопоставлением соответствующих регулировок работа пациента в тренажере или игре оптимизируется таким образом, чтобы он имел возможность частично справляться с предложенной задачей, оставляя определенную мотивацию для повышения результата. На первом этапе виртуальная обратная связь помогает пациенту восстановить управление «потерянной» мышцей. В последующем, с возрастанием силы и физического эффекта действия мышцы становится возможным использовать другие нагрузки — движение в соответствующем суставе, создание необходимого усилия и др.

В настоящее время БОС-метод используется во многих медицинских специальностях. Соответственно в качестве первичного сигнала или **БОС-модальности** может быть ЭЭГ, ЭКГ, РВГ, ЭМГ, частота дыхания, температура, проводимость кожи, угол движения в суставе, сила мышцы или группы мышц, положение проекции центра тяжести тела и др. Таким образом, аппаратные методы, большей частью, призваны сделать доступной восприятию органами чувств информацию для них недоступную. Метод БОС-терапии получил распространение для лечения таких заболеваний, как гипертоническая болезнь, эпилепсия, диабет,

головная боль, включая мигрень, боли различного характера (менструальные, в позвоночнике, суставах), энурез, язвенная болезнь, рассеянный склероз, синдром Рейно, синдром дефицита внимания, сублюксация надколенника, алкоголизм, астма и др. Методы БОС начинают активно применяться на ранних стадиях предболезни для предотвращения ее развития (например, гипертоническая болезнь или депрессивные, панические расстройства). Однако использование БОС-технологий не ограничивается одной только медициной. Активное внедрение происходит в сфере педагогики и вообще преподавания различных предметов, спорта и других видов деятельности, сопровождающейся стрессами [Norris S.L., Currier M., 1999].

Теоретические основы БОС

Биологическая обратная связь — это обратная связь (ОС) в условиях живого организма. Основные принципы действия ОС в живых системах остаются такими же, как и для других видов ОС. ОС в технических приложениях, радиотехнике, кибернетике, теории управления — это функциональное состояние системы при котором результат влияет на ее входные параметры. Таким образом, основное отличие систем ОС в том, что на вход системы подается сигнал, имеющий определенную зависимость от ее выходного сигнала. ОС — это вариант системы регуляции. Необходимость регуляции работы живого организма очевидна, так как без систем регуляции невозможно, например, сохранение организмом состояния гомеостаза или адекватного реагирования на изменяющиеся внешние обстоятельства.

Сама ОС имеет знак и может быть соответственно двух видов: положительная или отрицательная.

Положительная обратная связь (ПОС) усиливает изменение выходного сигнала, что еще более отклоняет его от предшествующего значения. Отрицательная обратная связь (ООС) наоборот уменьшает его изменение и, таким образом, способствует стабилизации системы. В результате, системы ПОС характеризуются неустойчивым состоянием, а системы ООС — устойчивы к внешним изменениям. В живых организмах используются оба вида ОС, при этом поддержание гомеостаза происходит за счет работы ООС, а быстрые, активные ответы на внешние воздействия — посредством ПОС.

ОС имеет и степень глубины. Чем глубже, ООС, тем устойчивее система к внешним изменениям и, наоборот, при меньшей глубине ОС система менее устойчива.

Основные принципы отрицательной ОС были сформулированы русским физиологом Н.А.Беловым и получили название «параллельно-перекрестного взаимодействия». Экспериментальные работы по изучению этого явления были проведены крупнейшим русским биологом М.М.Завадовским и были им названы «взаимно противоречивым взаимодействием органов в теле животного или плюс-минус взаимодействия» [Завадовский М.М., 1941]. Им первым был обнаружен принцип ОС за семь лет до окончательной формулировки принципов ОС родоначальником кибернетики N.Wiener (1948). Однако, в том же 1948 г., когда была опубликована монография N.Wiener произошла известная августовская сессия ВАСХНИЛ. В тот же месяц Михаил Михайлович был уволен из МГУ, а его кафедра динамики развития закрыта. Ученый с мировым именем остался без работы. Только в 1954 г. его лаборатория в ВИЖе была вновь открыта, а через три года его не стало. Оба ученых и Н.А.Белов и М.М.Завадовский считали, что для живых организмов может иметь место только ООС. Однако позднее отечественным биологом А.А.Малиновским было доказано наличие всех видов ОС в живых организмах [Малиновский А.А., 1960].

В настоящее время в России наряду с БОС используется и термин биоуправление. Академик М.Б.Штарк определяет *биоуправление*, как «комплекс идей, методов и технологий, базирующихся на принципах БОС и направленных на развитие и совершенствование механизмов саморегуляции физиологических функций при различных патологических состояниях и в целях личностного роста». Таким образом сфера применения биоуправления выходит далеко за рамки только медицинского приложения.

Сегодня в мире имеется несколько научных и практических ассоциаций и сообществ, занимающихся тематикой БОС. Одна из таких организаций — Международная Ассоциация прикладной психофизиологии и БОС (The Association for Applied Psychophysiology and Biofeedback (AAPB)), — основанная в 1969 г. как общество исследования биологической обратной связи. AAPB дает БОС следующее определение: «Биологическая обратная связь — это тренировочная техника, при которой тренирующийся учится улучшению здоровья и выполнению различных действий посредством использования сигналов со своего тела». В трактовке М.Б.Штарк биоуправлению придается качественно иной уровень в отличие от сугубо прикладного в AAPB.

За рубежом регулярно издается научный журнал «Applied Psychophysiology and Biofeedback» («Прикладная психофизиология и биологическая обратная связь»). На сайте AAPB можно ознакомиться с Интернет-журналом новостей биологической обратной связи — Biofeed-

back-News Magazine. В США имеется даже институт БОС-сертификации и лицензирования (The Biofeedback Certification Institute of America (BCIA)), что показывает не только количественный, но и качественный уровень развития данного направления.

В России с 1999 г. издается отечественный журнал «Биологическая обратная связь» питерской компанией «Биосвязь».

По зарубежным данным на 1999 г. доверие к БОС-терапии таково, что до 80% расходов на ее проведение оплачивается страховыми компаниями [Laibow R., 1999]. Использование БОС методов позволяет снизить медикаментозную нагрузку в 1.5-2 раза, а в ряде случаев и вообще исключить лекарственную терапию [Ивашенко О.И., 2001].

БОС на основе стабилметрических параметров

Как было сказано выше существует еще одно применение стабилметрии, как непосредственно лечебного метода на основе БОС. Регистрируемый параметр (положение ЦД и его колебания) выводятся в различном виде на экран монитора или вызывают изменения зрительного и звукового сопровождения на мультимедийном мониторе. Таким образом, пациент в процессе работы на таком тренажере управляет происходящим на экране компьютера движениями своего тела. Пациент сам начинает выполнять роль игрового манипулятора. Данные тренажеры зарекомендовали себя как очень эффективные [Авакян Р.К., 2001; Жаворонкова Л.А. с соавт., 2003; Лучихин Л.А., Ганичкина И.Я., Доронина О.М., 2002; 2003; Лучихин Л.А., Доронина О.М., Ганичкина И.Я., 2004; Лучихин Л.А., Кононова Н.А., Горбушева И.А., 2004; Скворцов Д.В., 2000; Устинова К.И., 2000; Gagey P.M., Weber B. 1995; Wong A.M. et al., 1997].

Некоторые современные стабилметрические системы приспособлены только для проведения реабилитации или тренировки. Другие комплексы позволяют проводить и стабилметрические исследования, третьи — ориентированы исключительно на диагностические исследования. Совместить возможности исследовательской и реабилитационной системы технически возможно, но требования к каждому направлению предъявляются разные [Skvortsov D.V. et al., 1999].

Для проведения БОС посредством стабилметрических параметров используют различные способы визуализации статокинезиограммы, стабิโลграммы, или их эквивалентов, в реальном масштабе времени. Пациент может видеть перемещения собственного центра давления на экране монитора. В этом случае имеются две степени свободы (движе-

ния по вертикали и горизонтали), поэтому представление различных маркеров, целей и других препятствий и стимулов позволяет легко организовать задания на удержание ЦД в определенной зоне или координаторные. Такая тренировка обладает высокой эффективностью, даже если пациенту просто дается визуализация перемещений ЦД. После нескольких тренировок по две минуты стабильность баланса возрастает как в обычных условиях (глаза открыты, закрыты), так и в условиях визуальной биологической обратной связи [Hamann K.F., Krausen Ch., 1990]. Однако авторы отмечают, что успешность такого тренинга зависит от того, насколько пациенты с вестибулярными расстройствами могут осуществлять взаимодействие между вестибулярной и визуальной системами. Находит применение и звуковая информация для построения канала обратной связи [Petersen H. et al., 1996]. В ряде случаев используется только аудиоканал [Dozza M. et al., 2005]. Несмотря на всю важность визуальной системы в процессе поддержания баланса известно, что время ее реакции значительно дольше, чем это требуется для процесса поддержания баланса, поэтому тренировки одной этой системы (а посредством БОС метода, тренируется, как правило, только эта часть системы контроля баланса) достичь полного результата невозможно [Fukuoka Y. et al., 1999].

В любом случае, регистрируемый параметр должен получить адекватную репрезентацию посредством органов чувств. Обычно используются зрительный или звуковой каналы, или оба канала одновременно. Таким образом, в зависимости от изменений регистрируемого параметра будет изменяться изображение или действие (как правило, на экране компьютера) и его звуковое сопровождение. Работа на БОС тренажере предполагает наличие у пациента позитивной мотивации, которая создается чаще всего посредством игровых задач. В процессе тренировки происходит осознанное или бессознательное обучение волевому изменению тренируемой функции. Для двигательных параметров смысл БОС тренировки даже при недостаточности, например, проприорецептивной сферы остается более очевидным, чем для многих скрытых физиологических параметров.

Возможность легко изменять масштаб перемещений ЦД по экрану монитора позволяет регулировать сложность выполнения того или иного действия. Варьирование временными параметрами, необходимыми для выполнения того или иного задания также усложняет или упрощает его. Человек, находящийся на стабилметрической платформе или

ее аналоге¹ фактически выполняет роль игрового манипулятора (joystick). Возможности современных мультимедийных компьютеров позволяют создавать не только специализированные компьютерные тренажеры, но и весьма увлекательные трехмерные, наполненные звуковыми эффектами реабилитационные игры. На этом направлении сейчас сосредоточены значительные усилия. Как показал опыт многих исследователей, хорошего качества компьютерные игры и тренажеры одинаково эффективно могут быть использованы для детей, взрослых и людей старшего возраста.

Наиболее простыми реализуемыми методами реабилитации являются тренажеры равновесия. Это специальные компьютерные программы биологической обратной связи, основанные на визуализации положения центра давления или управления определенными действиями посредством перемещения обучаемым человеком. Основное направление тренажерных программ — развитие различных специализированных навыков координации балансирующих движений в основной стойке.

В ходе работы на тренажерах равновесия решаются задачи восстановления, развития опороспособности конечности и другие задачи, связанные с управлением движениями тела и его баланса. Кроме того, большой решает двигательные задачи, связанные с точностью движения, время движения (достижение цели к определенному времени), стабилизацию движения (удержание центра давления в определенной зоне заданное время).

Таким образом, существующие подходы к построению программ тренажеров равновесия, можно классифицировать следующим образом:

- простые программы, направленные на развитие только одного узконаправленного навыка (например, перенос тяжести тела с одной ноги на другую).
- комплексные тренажеры, направленные на овладение одновременно двумя и более навыками.

Иными словами, БОС-тренировка может производиться с использованием одной или двух степеней свободы движений пациента. При этом одна степень свободы (т.е. одно направление или управление только по одному параметру) используется для наиболее тяжелой категории больных или в случае если пациенту предлагается заведомо сложная двигательная задача. В данных случаях оправдано использование

¹ В состав специализированных реабилитационных комплексов, в которых отсутствуют диагностические возможности, могут входить простые устройства, которые способны грубо регистрировать зону, в которой находится ЦД.

управления только по одному каналу. В остальных случаях оправдано применение управления БОС-тренажером с использованием двух степеней свободы, т.е. перемещения ЦД как в сагиттальной, так и во фронтальной плоскости. Поскольку данные плоскости функционально не равнозначны и в норме, а у постинсультных больных эта особенность выражена значительно больше, то появляется необходимость в установках соответствующих масштабов отображения по каждому направлению.

Пациенту можно предложить двигательные задачи трех разных типов и тогда с помощью изменения масштабов решаются и другие задачи. Это управление значительными «маховыми» перемещениями ЦД, которые позволяют стабильно удерживать равновесие и обеспечиваются опороспособностью нижних конечностей. Во-вторых, — тонкие координаторные задачи. В-третьих, — высший тип — комбинированные махово-координаторные задачи.

Во всех случаях проведения балансотерапии используются два вида тренажеров равновесия: специализированные тренажеры и реабилитационные мультимедийные игры.

В зависимости от типа применяемого тренажера врач имеет различные возможности управления и регулирования процесса реабилитации, а также осуществлять контроль состояния пациента. Во время тренировки должно производиться необходимое непрерывное управление этим процессом. Тренажеры равновесия имеют в своей структуре автоматизированное управление процессом тренировки на принципе обратной связи. Данные о том, как пациент справляется с предлагаемым заданием, анализируются непосредственно во время тренировки. Сложность задания повышается, если пациент его выполняет и уменьшается, если он не справляется.

В целом имеются следующие возможности управления:

- изменение продолжительности тренировки;
- изменение масштаба отображаемых процессов;
- изменение критерия успеха;
- изменение частоты смены заданий.

Из других опций более узкой специализации можно выделить изменение зоны успеха во время тренировки.

Изменение продолжительности тренировки — это наиболее простой и очевидный инструмент. Любая тренировка эффективна, если она происходит достаточное время для того, чтобы начался процесс приобретения того или иного двигательного навыка. В то же время, развитие навыка затрудняется в условиях, когда пациент начинает чувствовать утомление. Стабилометрия в этом отношении выгодно отличается от многих других методов. Так как на одном и том же приборе можно про-

водить реабилитацию и контроль данного процесса. Имеется не только обратная связь для пациента, но и для врача. Изменение в сторону ухудшения какого-либо из параметров есть сигнал к тому, чтобы уменьшить скорость форсирования данного навыка или на некоторое время прекратить процесс тренировки.

Изменение масштаба отображаемых процессов — это очень мощный способ изменения условий тренировки. Например, тренажер «Мишень». Задачей данного тренажера является удержание ЦД в центре мишени. Изменение масштаба позволяет сделать так, что мишень будет занимать в координатах пациента практически всю площадь опоры или сосредоточена в зоне, площадью несколько квадратных миллиметров. При этом изображение мишени на экране монитора остается постоянным (рис. 37). В первом случае удержание ЦД в пределах мишени будет относительно простой задачей даже для человека, испытывающего явные проблемы баланса. Во втором — становится практически невыполнимой задачей даже для квалифицированного спортсмена-стрелка¹.

Физиологически процесс тренировки можно характеризовать тремя основными стадиями:

- поиск двигательной стратегии;
- тренировка двигательного навыка;
- утомление.

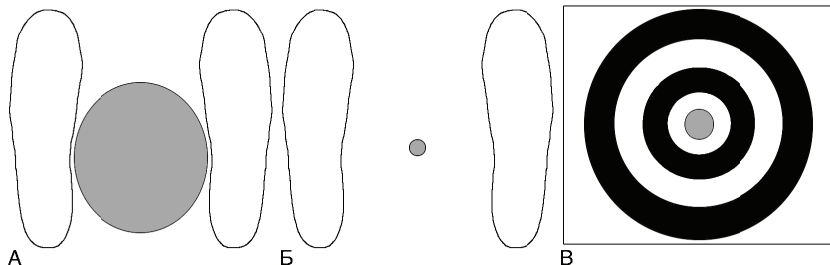


Рисунок 37. Различие масштабов зон передвижения ЦД в реальных условиях (закрашенная зона между стопами пациента) и на экране монитора. А — крупный масштаб, Б — мелкий, В — неизменный размер мишени, видимый на мониторе компьютера.

Тренировка на тренажере равновесия не представляет исключения. В процессе поиска двигательной стратегии пациент совершает раз-

¹ Именно в этом виде спорта стабильность стойки спортсмена во многом определяет результат выстрела. Имеются в виду разновидности стрелкового спорта, в которых стрельба происходит из положения стоя.

личные движения для того, чтобы определить сопоставимость их по направлению и по масштабу с изменениями, происходящими на экране компьютера. В этот период движения будут избыточными и потребуют применение крупных масштабов. По мере появления двигательного навыка и его тренировки пациент будет производить все более точные и своевременные движения, что потребует изменения масштаба и других характеристик. И, наконец, после определенного времени, которое индивидуально для каждого пациента, число ошибок будет возрастать и требуемая задача может быть выполнена, но уже в более легких условиях. На этом этапе тренировка должна быть закончена. В целом, данная ситуация повторяется при каждой тренировке имеются лишь вариации по времени, точности, масштабу.

При назначении БОС-тренировки, равно, как и других ее видов, например, лечебной физкультуры, необходимо учитывать периоды и фазы формирования двигательного навыка. Полная последовательность периодов и фаз построения двигательного навыка по Н.А.Бернштейну (1966; 1990; 1991) имеет следующие периоды и фазы:

- период выработки двигательного навыка (определение ведущего уровня, определение двигательного состава, выявление сенсорных коррекций, развёрстка сенсорных коррекций по адекватным уровням построения, автоматизация двигательного акта);
- период построения двигательного навыка (срабатывание фоновых коррекций, стандартизация, стабилизация).

Для относительно сохранных случаев, далеко не все периоды и фазы будут иметь место, так как необходимо не столько построить двигательный навык, сколько его восстановить. В этом случае БОС позволяет значительно оживить за счет привлечения дополнительных сенсорных ресурсов фазы выявления сенсорных коррекций и разверстки сенсорных коррекций по адекватным уровням построения. В случае невозможности использования в процессе реабилитации, включая его завершающие этапы, естественных для данного двигательного акта сенсорных коррекций, метод БОС-терапии позволяет заместить их другими. Так, поддержание баланса тела в вертикальной стойке у больных после перенесенного инсульта с очевидной недостаточностью проприоцептивного поля может существенно замещаться зрительной коррекцией.

Эффективность тренировок с применением различных тренажеров по данным различных авторов оказывается высокой. Например, американские исследователи Seidler R.D., Martin P.E. (1997) обнаруживают положительный и, что не маловажно, стойкий эффект улучшения баланса в основной стойке в результате короткого тренинга у людей

старшего возраста, хотя именно в старшем возрасте выработка двигательных навыков представляет существенные трудности. Вообще, в медицинской печати США значительное количество публикаций о методах и возможностях тренировки равновесия посвящено именно старшей возрастной группе [Dault M.C. et al., 2003; Lajoie Y., 2004; Sihvonon S.E., Sipila S., Era P.A., 2004; Wu G., 1997]. Аналогичные работы имеются и у отечественных авторов [Устинова К.И., Черникова Л.А., Иоффе М.Е., 2002; Труханов А.И., 2004].

Когда необходимые для человека действия или упражнения не просто наполняются смыслом, а становятся игрой, это стимулирует действия пациента во много раз. Именно поэтому компьютерные игры стали так часто использоваться для проведения различных видов активной реабилитации. Это не оставило в стороне и тренировку координации и равновесия в основной стойке. Игры данного типа имеют в своей основе имитацию на экране некоего окружающего пространства, в котором находится играющий¹. Используются два режима: ходьба и полёт. Режим ходьбы использует наклоны пациента на платформе следующим образом. Наклон вперед — движение вперед, наклон назад — движение назад, наклоны вправо и влево — повороты в соответствующие стороны. Режим полета имеет постоянную скорость; наклон вперед — движение вниз, наклон назад — движение вверх, наклоны вправо-влево — повороты в соответствующие стороны.

Во время проведения игры врач получает полную информацию о положении ЦД пациента его движениях и реакции на различные воздействия. Со своего рабочего места врач имеет возможность на основании имеющихся данных изменять режим работы пациента вне его сознательного контроля. Таким образом, в процессе игры происходит мягкое выведение пациента в требуемое функциональное состояние. Возможности управления БОС-процессом, как показала практика, существенно повышают его эффективность.

К особенностям невролого-ортопедических больных младшего возраста относятся не только слабость концентрации внимания, быстрая отвлекаемость, повышенная утомляемость, но и другие свойства, значительно влияющие на процесс тренировки равновесия. Такой особенностью является формирование специфического двигательного стереотипа, сформированного в результате поражения головного мозга.

Уже в ходе первого занятия у пациента должна быть создана мотивация к продолжению обучения. В этом значительная, ведущая роль

¹ При использовании шлемов виртуальной реальности имитация нахождения в другом пространстве получается достаточно натуральной.

отводится оператору реабилитационного комплекса и использованию в качестве реабилитационного процесса мультимедийных игр.

При анализе различных методов тренировки, отмечено, что тренировка через день не менее эффективна, чем каждодневная, а учитываемая сниженная нейропластичность больных с врожденной неврологической патологией, их повышенную истощаемость, проведение тренировок с перерывами является обоснованным. Общая длительность курса составляет 7-8 занятий в течение 14-20 дней. Такое «завышенное» на первый взгляд количество времени действительно необходимо для создания истинного терапевтического альянса врач-больной, когда возникает доверие к врачу-реабилитологу.

Список литературы

- Авакян Р.К. Применение биотренинга по стабилотрамме в комплексном лечении больных паркинсонизмом / Автореф. дис. канд. мед. н.— М., 2001.
- Аксенов В.В., Барболин В.В., Рожков Н.Ф. Информационная система для измерения и анализа параметров походки // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.6-12.
- Аруин А.С., Актон А.В., Корецкий А.В. Демпфирование ударных нагрузок при локомоциях // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— С.32-37.
- Баевский Р.М., Талаков А.А. Баллистокардиография.— София: Медицина и физкультура, 1971.— 264 с.
- Бальсевич В.К., Карнеев А.Т., Ковальчук Г.И. Генезис биомеханических структур локомоторных и баллистических движений // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.38-42.
- Баскакова Н.В., Витензон А.С. Влияние темпа и длины шага на основные параметры ходьбы человека // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— С.242-243.
- Батышева Т.Т. Система медицинской реабилитации двигательных нарушений у неврологических больных в амбулаторных условиях / Дисс. док. мед. н.— М., 2005.
- Батышева Т.Т., Русина Л.Р., Скворцов Д.В. и др. Функциональная симптоматика поясничного остеохондроза у амбулаторных больных по данным биомеханических исследований // Мануальная терапия.— 2003.— №3.— С.32-36.
- Батышева Т.Т., Русина Л.Р., Скворцов Д.В. и др. Функциональные показатели походки и основной стойки у постинсультных больных // Журн. неврол. и психиатр. им. С.С.Корсакова.— 2004.— Вып.10.— С.52-56.
- Батышева Т.Т., Скворцов Д.В., Труханов А.И. Современные технологии диагностики и реабилитации в неврологии и ортопедии.— М.: Медика, 2005.— 244 с.
- Белый К.П., Батуров З.К., Соболев И.П. и др. Биомеханические показатели стояния и ходьбы у больных после эндопротезирования тазобедренного сустава // Вопросы биомеханики реабилитации.— Рига, 1983.— С.16-19.
- Беленький В.Е., Савельев Л.А., Ермолаев А.С. Установка для автоматизированной обработки биомеханической информации // Ортопед. травматол.— 1985.— №7.— С.65-66.
- Бернштейн Н.А. Исследование по биодинамике локомоций. Книга первая.— М.: Изд. ВИЭМ, 1935.— 244 с.

- Бернштейн Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности.— М.: Медицина, 1966.— 147 с.
- Бернштейн Н.А. Физиология движений и активность.— М.: Наука, 1990.— 495 с.
- Бернштейн Н.А. О ловкости и ее развитии.— М.: Физкультура и спорт.— 1991.— 288 с.
- Бочков Г.Н., Кузовлев Ю.Е. Новое в исследованиях 1/f шума // Успехи физических наук.— 1983.— Т.141.— Вып. 1.— С.151-176.
- Браже А.Р. Фрактальный и вейвлет-анализ электрической активности нервных клеток / Автореф. дисс. канд. биол. н.— М., 2006.— 25 с.
- Букреева Д.П., Косилов С.А., Тамбиева А.П. Возрастные особенности циклических движений детей и подростков.— М.: Педагогика, 1975.— 159 с.
- Васильев А.А., Клименко В.А. Комплексная оценка стереотипа ходьбы у детей с ортопедическими заболеваниями // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.61-63.
- Васильев А.С. Периферические компоненты постинсультного двигательного пареза // Автореф. дисс. канд. мед. н.— М., 2002.
- Васильев А.С., Бабенков Н.В., Носенко Е.М. и др. Реабилитация и ведение больных с полушарным инсультом в свете новой концепции патогенеза постинсультного двигательного дефицита // Кремлевская медицина. Клинический вестник.— 2001.— №2.— С.34-37.
- Вейсман Ю.А., Лацис А.К. Артрография подтаранного сустава / Метод. рекоменд.— Рига, 1982.
- Вилка И.К. Биомеханический принцип управления периодом реабилитации в травматологии и ортопедии / Дисс. канд. мед. н.— Рига, 1978.
- Вилка И.К., Грасе А.А., Лапса Ю.Ю. Эффективность лечения больных с остеохондрозом позвоночника по данным структуры двойного шага // Вопросы биомеханики реабилитации.— Рига, 1983.— С.34-40.
- Витензон А.С. Исследование биомеханических и нейрофизиологических закономерностей нормальной и патологической ходьбы человека / Дисс. док. мед. н.— М., 1983.
- Витензон А.С., Морейнис И.Ш., Беленький В.Е. и др. Биомеханическая и иннервационная структура ходьбы на протезах после двусторонней ампутации бедра // Сб. тр. ЦНИИИП Протезирование и протезостроение.— 1979.— Вып.48.— С.12-33.
- Витензон А.С., Петрушанская К.А. От естественного к искусственному управлению локомоцией.— М.: НМФ «МБН», 2003.— С.438.
- Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека.— М.: ООО «Зеркало», 1998.— 271 с.
- Ганичкина И.Я. Функциональное состояние системы равновесия при острой кохлеовестибулярной патологии (клинико-стабилографический анализ) / Автореф. канд. мед. н.— М., 2002.
- Гафаров Х.З. Лечение деформаций стоп у детей.— Казань: Татарское книжное издательство, 1990.— 175 с.
- Гольденштейн И.З. Автоматизированная система обработки информации эксперимента // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.84-89.
- Гольденштейн И.З., Екабсон А.И., Жагаре Р.К. Способ отображения биомеханической информации и устройство для его осуществления // Тез. док. III Всес. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.36-37.
- Грасе А.А., Вилка И.К. Способ оценки объема движений в суставах // Тез. док. III Всес. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.40.
- Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик М.И. Регуляция позы человека.— М.: Наука, 1965.— 256 с.

- Давыдов П.В. Стабилометрия в вертикализации больных с острым инфарктом миокарда на стационарном этапе восстановительного лечения // Дисс. на соискание ученой степени канд. мед. н.— М., 2006.
- Дамулин И.В., Брыжакина В.Г. Нарушения равновесия и ходьбы у пожилых больных с дисциркуляторной энцефалопатией и сосудистой деменцией // Биомед. технология и радиоэлектроника— 2002.— №8.— С.42-48.
- Девিশвили В.М. Методы изучения движения человека.— М.: Изд-во МГУ, 1979.
- Денискина Н.В. Изучение роли мышц голени и бедра в регуляции позы человека во фронтальной плоскости при стоянии // Мат. Рос. конф. по биомеханике.— 1999.— №2.— С.45-46.
- Детлов И.Э., Грасе А.А., Корк О.Ю. и др. Биомеханические характеристики ходьбы у больных коксартрозом, леченных постоянным магнитным полем // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.105-110.
- Добрев Р.П., Малова В.К., Владимиров Б.М. и др. Метод исследования патологии локомоции человека // Вопросы биомеханики реабилитации.— Рига, 1983.— С.61-65.
- Донова Н.А., Орехова Г.Г., Чеченин А.Г. и др. Влияние краниосакральной терапии на стабิโลграфические характеристики отдаленного периода черепно-мозговой травмы // Мат. междунар. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.86-89.
- Донской Д.Д. Биомеханика физических упражнений // Физкультура и спорт.— М., 1958.— 279 с.
- Ефимов А.П. Биомеханическая диагностика и восстановительное лечение синдрома нарушения функции переднего толчка у больных с последствиями переломов нижних конечностей // Тез. док. III Всес. конф. по проблемам биомеханики— Рига, 1983.— Т.2.— С.128-220.
- Жаворонкова Л.А., Лукьянов В.И., Максакова О.А. и др. Оценка процесса реабилитации больных с черепно-мозговой травмой по стабิโลметрическим, энцефалографическим и клиническим показателям // Физиол. Человека.— 2003.— Т.29, №1.— С.38-47.
- Жуков Е.К., Котельникова Е.Г., Семенов Д.А. Биомеханика физических упражнений // Физкультура и спорт.— М., 1963.— 260 с.
- Журавлев А.М. и др. Хирургическая коррекция позы и ходьбы при детском церебральном параличе.— Изд. Айастан, 1986.— 231 с.
- Заболоцкий О.П. Ротационные движения в голеностопном сочленении при ходьбе детей в норме и на протезах // Сб. тр. ЦНИИПП Протезирование и протезостроение.— 1980.— Вып.52.— С.51-56.
- Завадовский М.М. Механизмы гормональных регуляций и роль обратных связей в явлениях развития и гомеостаза // Противоречивое взаимодействие в теле развивающегося животного — М., 1981.— С.17-84.
- Закурин Н.А., Скворцов Д.В. Новое устройство для измерения пространственных и временных характеристик шага // Тез. док. I Всерос. конф.-ярмарки Биомеханика на защите жизни и здоровья человека.— Новгород, 1992.— Т.2.— С.106.
- Закурин Н.А., Скворцов Д.В. Программно-аппаратный комплекс анализа походки «БИО-ОРТ» // Тез. док. I Всерос. конф.-ярмарки Биомеханика на защите жизни и здоровья человека.— Новгород, 1992.— Т.2.— с. 104-105.
- Зиновьева Г.А. Нарушения устойчивости вертикальной позы у больных пожилого возраста и их коррекция методом биоуправления по стабิโลграмме / Автореф. дис. канд. мед. н.— М., 2001.
- Зуев С.Л., Скворцов Д.В. Нормативные стабิโลметрические данные для «американской» установки стоп обследуемого // VII Всерос. конф. по биомеханике.— Новгород, 24-28 мая 2004.— Т.2.— С.63-64.

- Иванов В.В. Комплексный контроль в подготовке спортсменов // Физкультура и спорт.— М., 1987.— 256 с.
- Иванов В.И., Нерянов Ю.М. Клинико-биомеханическая оценка отдаленных результатов лечения сложных повреждений голеностопного сустава // Тез. док. II Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1979.— Т.4.— С.199-205.
- Ивашенко О.И. Перспективы использования метода биологической обратной связи в нейротерапии хронических заболеваний [электрон. ресурс].— М., 2001.— Режим доступа: <http://bos.com.ru/resources.htm>.
- Ильин Е.П. Структура психомоторных способностей // Психомоторика.— Л., 1976.— С.4-22.
- Исследования по биодинамике локомоций / Под ред. проф. Н.А.Бернштейна.— М.-Л.: Издательство ВИЭМ, 1935.— 243 с.
- Кирпичев И.В. Клинико-функциональная диагностика сколиотической болезни у детей / Автореф. дисс. канд. мед. н.— Иваново, 2005.— С.21.
- Кожевникова В.Т. Эффективность физических методов коррекции двигательных нарушений при детском церебральном параличе в форме спастической диплегии в поздней резидуальной стадии / Автореф. дисс. канд. мед. н.— М., 1999.
- Козловская И.Б., Попов Г.И. Влияние месячной гипокинезии на параметры локомоций здоровых людей // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.168-172.
- Кондратьев И.В., Слива С.С., Переяслов Г.А. и др. Об опыте использования компьютерных стабиланализаторов ОКБ «Ритм» // Мат. Рос. конф. по биомеханике— 1999.— №2.— С.69.
- Коновалова Н.Г. Клинико-стабилометрическая характеристика вертикальной позы инвалидов с нижней параплегией // Мат. междунар. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.108-115.
- Коновалова Н.Г., Кудрявцева Г.Ю., Кузнецова О.В. Влияние специальной тренировки «гимнастика для мозга» на поструральные реакции при цереброваскулярной болезни // Мат. междунар. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.115-120.
- Кононова Е.Л. Исследование клинико-МРТ-стабилометрических соотношений у больных с органической патологией головного мозга / Автореф. дисс. канд. мед. н.— СПб., 2004.— С.24.
- Кононова Е.Л., Ананьева Н.И., Балунов О.А. Нарушения статики при поражении структур мозжечка // Мат. междунар. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.121-126.
- Кононова Н.А. Функциональная компьютерная стабилометрия в дифференциальной диагностике периферических и центральных вестибулярных расстройств / Дисс. на соискание степени канд. мед. н.— М., 2006.— С.144.
- Коновалова Н.Г. Восстановление вертикальной позы инвалидов с нижней параплегией физическими методами / Автореф. дисс. канд. мед. н.— Томск, 2004.
- Корюкин В.И., Савельев Г.В., Лапаев М.И. и др. Устройство для регистрации длительности фаз шага при ходьбе человека // Сб. тр. ЦНИИИП Протезирование и протезостроение.— 1978.— Вып.44.— С.96-99.
- Котельников В.А. О пропускной способности эфира и проволоки в электросвязи // Мат. I Всес. съезда по вопросам технической реконструкции дела связи и развития слаботочной промышленности.— Всесоюзный энергетический комитет, 1933.
- Котельников Г.П., Краснов В.Ф., Цейтлин Д.М. Особенности походки у больных с сагитальной постравматической нестабильностью коленного сустава // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.172-177.

- Кравцова Г.В., Ревенко Т.А., Гаврилов И.М. и др. Некоторые биомеханические показатели в оценке результатов лечения застарелых переломо-подвывихов в области голеностопного сустава // Тез. док. III Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.224-226.
- Кравцова Г.В., Хоменко Б.Ф. Особенности ходьбы по данным подографии у больных с последствиями переломов бедренной кости и костей голени // Медицинская биомеханика.— Рига, 1975.— С.378-380.
- Кривошей И.В., Скворцов Д.В. «Больной выписан без видимых улучшений» или динамика функциональных показателей баланса у пациентов с депрессивно-невротическим синдромом // Современные технологии диагностики и реабилитации в неврологии и ортопедии.— М.: Медика, 2005.— С.244.
- Кривошей И.В., Скворцов Д.В., Шинаев Н.Н. и др. Динамика функциональных показателей баланса у пациентов с депрессивно-невротическим синдромом // Функциональная диагностика.— 2005.— №2.
- Кряжев В.Д., Ратов И.П., Павлов Л.В. и др. Управление движениями спортсмена в беге с целью реабилитации травмированного опорно-двигательного аппарата // Тез. док. III Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.129-130.
- Кууз Р.А., Фирсов Г.И. Проблемы стандартизации в постурологии // Мат. междунар. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.41-46.
- Лакин Г.Ф. Биометрия.— М.: Высшая школа, 1990.— 352 с.
- Лапутин А.Н., Лайуни Р.Б.Ш. Биокинематические особенности коленного сустава человека при спортивных локомоциях // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.213-216.
- Ленский В.М., Мякотина Л.И. Некоторые биомеханические показатели эффективности операции заднего артрореза голеностопного сустава // Ортопед. травматол.— 1966.— №1.— С.41-44.
- Лепехина Л.П., Крамаренко Г.Н. Особенности ходьбы больных с поперечным плоскостопием по данным подографии // Ортопед. травматол.— 1968.— №9.— С.66-69.
- Лисица И.Б. Роль фазы двойной опоры при нормальной ходьбе в произвольном темпе // Сб. тр. ЦНИИПП Протезирование и протезостроение.— 1984.— Вып.69.— С.105-113.
- Лучихин Л.А. Определение функциональной стабильности системы равновесия на основе ее статической и динамической характеристик // Вестн. оторинолар.— 1987.— №3.— С.24-29.
- Лучихин Л.А. Функция равновесия: клинические аспекты / Дисс. док. мед. н.— М., 1991.
- Лучихин Л.А., Ганичкина И.Я., Доронина О.М. Методика биологической обратной связи в реабилитации больных с нарушением функции равновесия // Вестн. оториноларингол.— 2002.— №2.— С.18-20.
- Лучихин Л.А., Ганичкина И.Я., Доронина О.М. Механизмы физической реабилитации пациентов с вестибулярными расстройствами // Вест. Оториноларингол.— 2003.— №4.— С.4-7.
- Лучихин Л.А., Доронина О.М., Ганичкина И.Я. Реабилитация вестибулярных расстройств с использованием стабилотрипсии // Мат. междунар. симпозиума Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.136-137.
- Лучихин Л.А., Кононова Н.А., Горбушева И.А. Постурография в ЛОР-практике // Мат. междунар. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.133-136.
- Лучихин Л.А., Скворцов Д.В., Кононова Н.А. и др. Постурографическая экспресс-диагностика функционального состояния системы равновесия в вестибулологии // Вестн. Оториноларингол.— 2006.— №1.— С.13-17.

- Макарова М.С., Конюхов М.П. Особенности результатов биомеханического обследования детей с врожденной плоско-вальгусной деформацией стоп // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.229-234.
- Малиновский А.А. Типы управляющих биологических систем и их приспособительное значение // Проблемы кибернетики.— 1960 —№4. —С.151-181.
- Милчева Д.С., Няголов Н.Б. Исследование походки у детей с глубокими ожогами нижних конечностей // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.251-256.
- Миронов В.Г. Диагностические возможности компьютерной стабиллографии в оценке нарушений функции равновесия у больных с патологией вестибулярного аппарата / Автореф. дисс. канд. мед. н.— СПб., 1997.
- Мителева З.М., Павленко С.И., Пилипенко Н.Н. Устройство для цифровой подографии // Ортопед. травматол.— 1986.— №6.— С.60-61.
- Мостовой Л.Я. Компьютерная стабиллометрия в диагностике и комплексной оценке двигательных нарушений при дисциркуляторной энцефалопатии у больных пожилого возраста / Автореф. дисс. канд. мед. н.— Саратов, 2004.
- Мякотина Л.И., Лавруков А.М. Биомеханические аспекты лечения голеностопного сустава методом артрореза // Тез. док. III Всесоюз. конф. по пробл. Биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.233-237.
- Николаев Л.П. Руководство по биомеханике в применении к ортопедии, травматологии и протезированию.— Киев: Гос. мед. изд. УССР, 1947.— 315 с.
- Николаева Л.Ф., Аронов Д.М. Реабилитация больных ишемической болезнью сердца // М.: Медицина, 1988.— С.288.
- Новик Б.А. Биомеханические особенности ходьбы детей при последствиях переломов костей стоп // Тез. док. II Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1979.— Т.4.— С.172-174.
- Новик Б.А. Переломы костей стопы у детей / Дисс. канд. мед. н.— ЛНИИТО им. Турнера, 1981.
- Осипенко Т.Н., Скворцов И.А., Матвеев Е.В. и др. Инструментальное исследование двигательных функций с помощью приборов «стабилотест» и «катакситест» у детей дошкольного возраста.— М.: Мед. техника, 1997.— С.20-25.
- Переяслов Г.А., Слива С.С. Особенности программно-методического обеспечения стабиллографического комплекса для биомеханических исследований // Мат. Рос. конф. по биомеханике.— 1999.— №2.— С.100-101.
- Погосян И.А. Ранняя диагностика и коррекция функциональных нарушений опорно-двигательной системы у детей с врожденной челюстно-лицевой патологией / Автореф. дисс. канд. мед. н.— Екатеринбург, 1998.
- Погосян И.А. Система диагностики и комплексного лечения нарушений опорно-двигательного аппарата у детей с мультифакторной патологией / Дисс. док. мед. н.— Пермь, 2007.
- Полиевктов И.А. Стопа человека в норме и патологии.— Дзауджикау: Изд. Северо-осетинской АССР, 1949.— 150 с.
- Полян М.П. Исследование пронационно-супинационных движений стопы при ходьбе в норме // Сб. тр. ЦНИИПП Протезирование и протезостроение.— 1968.— Вып.21.— С.115-120.
- Похабов Д.В., Абрамов В.Г. Сравнительная оценка параметров ходьбы у клинически здоровых лиц и больных с болезнью Паркинсона // Функциональная диагностика.— 2005.— №3.— С.68-71.
- Прокопишин Ю.А. Лечение переломов таранной кости и их последствия / Дисс. канд. мед. н.— Киев, 1972.
- Радзиковская Н.В. Стабиллометрия в клинике и диагностике легкой черепно-мозговой травмы / Автореф. дисс. кан. мед. н.— Пермь, 2003.

- Розенштейн Б.С., Пиастунуло К.И., Лаврентьева С.А. Особенности статики и ходьбы больного после тотального эндопротезирования тазобедренного сустава // Вопросы биомеханики и реабилитации.— Рига, 1983.— С.87-95.
- Розенштейн Б.С., Ярош И.Г., Василькова Е.Т. Биомеханическая оценка исходов проксимальной остеотомии большеберцовой кости при гонартрозе // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.299-303.
- Руководство по протезированию / Под ред. проф. Н.И.Кондрашина.— М.: Медицина, 1988.— 544 с.
- Савельев Л.А., Казьмин А.И., Беленький В.Е. Методы автоматизированной регистрации параметров ходьбы для оценки восстановительного лечения больных с последствиями травм ног // Тез. док. III Всесоюз. конф. по проблемам биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.86-88.
- Саенко Д.Г. Влияние микрогравитации на характеристики позных коррекционных ответов / Автореф. Дис. на соискание уч. ст. канд. мед. н.— М., 2005.— С.25.
- Саранцев А.В., Гербер С.Р., Лисица И.Б. Анализ взаимодействия подошвы обуви с опорой по временным характеристикам // Сб. тр. ЦНИИПП Протезирование и протезостроение.— 1983.— Вып.66.— С.108-116.
- Селиванов В.П. К вопросу о малой разницы высоты ног // Ортоп. травм. и протезир.— 1987.— №5.— С. 61-63.
- Синельников Р.Д. Атлас анатомии человека.— Т.1.— М.: Медицина, 1978.— 472 с.
- Синельникова А.Н. Взаимодействие зрительного и проприорецептивного анализаторов при поддержании вертикальной позы у больных с детским церебральным параличом / Автореф. дисс. канд. мед. н.— М., 1999.
- Ситенко А.Н. Функциональные взаимосвязи параметров движений нижних конечностей при ходьбе // Тез. док. III Всесоюз. конф. по пробл. биомех.— Рига, 1983.— Т.2.— С.88-89.
- Скворцов Д.В. Анализ походки. Проблемы и перспективы // Тез. док. I Всерос. конф. Биомеханика на защите жизни и здоровья человека.— Н.Новгород, 1992.— Т.1.— С.212-213.
- Скворцов Д.В. Клинический анализ движений: настоящее и будущее // Тез. док. II Всерос. конф. по биомеханике.— Н.Новгород, 1994.— Т.1.— С.172-173.
- Скворцов Д.В. Клинический анализ движений, анализ походки.— М., 1996.— 344 с.
- Скворцов Д.В. Стабилометрия человека: история, методология, стандартизация.— Таганрог: Медицинские информационные системы, 1995.— С.132-135.
- Скворцов Д.В. Клинический анализ движений, стабиллометрия.— М.: Антидор, 2000.— 189 с.
- Скворцов Д.В. Теоретические и практические аспекты современной постурологии // Мат. междунард. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.30-31.
- Скворцов Д.В. О «незримом» формировании новой медицинской специальности // Мед. помощь.— 2004.— №1.— С.21-24.
- Скворцов Д.В., Быков А.А. Биомеханические методы исследования в оценке эффективности мануальной терапии при поясничном остеохондрозе // Сб. науч. тр. Формирование здоровья текстильщицы.— Иваново, 1991.— С.104-107.
- Скворцов Д.В., Ларина В.Н., Быков А.А. Поясничный остеохондроз. Вероятная связь клиники и функционального состояния опорно-двигательного аппарата // Вертебрология.— 1993.— №1.— С.33-36.
- Славуцкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами.— М.: Медицина, 1982.— 288 с.
- Смирнов Г.В. Комплексная оценка устойчивости вертикальной позы человека в норме и при патологии / Автореф. дисс. канд. биол. н.— Н.Новгород, 1994.

- Смулевич А.Б. Депрессии при соматических и психических заболеваниях.— М.: Медицинское информационное агентство, 2003.— №44-46.— С.328-344.
- Современные технологии восстановительной медицины / Отв. ред. А.И.Труханов.— М.: Медика, 2004.— 280 с.
- Сологубов Е.Г., Яворский А.Б., Кобрин В.И. Значение зрительного анализатора в контроле позы стояния у лиц со спастической формой детского церебрального паралича при ношении костюма «Адель» // Авиакосмическая экологическая медицина.— 1996.— №30.— С.8-13.
- Суворов А.Ю. Постуральные функциональные пробы в процессе физической реабилитации больных с церебральным инсультом / Автореф. канд. мед. н.— М., 2006.— С.25.
- Тихоненков Е.С., Яковлева Т.А. Анализ походки у детей с прекоксартрозами и коксартрозами // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.320-325.
- Устинова К.И. Технология обучения больных с постинсультными гемипарезами производственному контролю вертикальной позы с использованием компьютерного биоуправления по стабิโลграмме / Автореф. дисс. канд. пед. н.— М., 2000.
- Устинова К.И., Черникова Л.А., Иоффе М.Е. и др. Стабилометрическая оценка вертикальной позы больных с постинсультными гемипарезами // Тр. конф. Биомедприбор 2000.— М., 2000.— Т.1.— С.56.
- Филатов В.И. Клиническая биомеханика / Под ред. проф. В.И.Филатова.— Л.-М., 1980.— 199 с.
- Фишкин И.В. Восстановительное лечение закрытых переломов пяточной кости с применением устройства для внешней фиксации // Дисс. канд. мед. н.— Иваново, 1986.
- Фишкин И.В., Скворцов Д.В. Особенности функции голеностопного и подтаранного суставов в норме и в отдаленные сроки переломов пяточной кости // Всесоюз. симп. с международ. участием Актуальные вопросы травматологии ортопедии.— Рига, 1987.
- Фишкин И.В., Скворцов Д.В. Объективизация оценки исходов лечения больных с переломами пяточной кости с помощью биомеханических методов исследования // Тез. док. науч. конф. молодых ученых ИГМИ им. А.С.Бубнова.— Иваново, 1987.— С.69.
- Фишкин В.И., Фишкин И.В., Скворцов Д.В. Некоторые особенности функционирования голеностопного и подтаранного суставов в норме и у лиц с последствиями внутрисуставных переломов пяточной кости // Сб. научн. тр. Реабилитация больных с травмами и заболеваниями опорно-двигательного аппарата.— Иваново, 1989.— Кн.2.— С.45-51.
- Хохол М.И. Биомеханические особенности компенсации нарушенных функций после ампутации голени // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.342-347.
- Храмцов П.И. Ранняя диагностика и прогнозирование нарушений осанки у младших школьников с помощью компьютерной стабิโลграфии // Гигиена и санитария.— 1993.— №9.— С.29-32.
- Черникова Л.А. Оценка постуральных нарушений в клинике нервных болезней // Мат. международ. симп. Клиническая постурология, поза и прикус.— СПб., 2004.— С.47-52.
- Черникова Л.А., Лукьянова Ю.А., Устинова К.И. и др. Оценка функции равновесия у больных с постинсультными гемипарезами // Мат. Рос. конф. по биомеханике.— 1999.— №2.— С.134.
- Черникова Л.А., Скворцов Д.В., Кадыков А.С. и др. Клинико-биомеханический анализ позы и ходьбы у больных с постинсультными гемипарезами // Тр. конф. Биомедприбор 2000.— Москва, 2000.— Т.1.— С.57.

- Чирсков М.Я. Задачи и методы экспериментального исследования механических параметров протезов / Автореф. дисс. канд. техн. н.— М., 1954.
- Чугунов В.С., Васильев В.Н. Неврозы. Неврозоподобные состояния и симпатоадреналовая система.— М.: Медицина, 1984.— С.128-133.
- Шендеров В.А., Негреева М.В. Особенности ходьбы больных коксартрозом в условиях, приближенных к естественным по данным подографии // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.357-362.
- Шток В.Н., Иванова-Смоленская И.А., Левин О.С. Экстрапирамидные расстройства.— М.: МЕДпресс-информ, 2002.— 608 с.
- Шувалов К.К., Мицкевич В.А. Некоторые параметры ходьбы с костылями у больных после переломов костей нижних конечностей // Медицинская биомеханика.— Рига, 1986.— Т.3.— С.363-345.
- Шуляк И.П., Вольская И.И. Икнография с самописцами в исследовании ходьбы в норме и после протезирования // Ортопед. травматол.— 1971.— №1.— С.67-69.
- Шуляк И.П., Ключков И.Б. Взаиморасположение осей суставов нижних конечностей у детей в проекции на горизонтальную плоскость // Сб. тр. ЦНИИПП Протезир. и протезостроение.— 1975.— Вып.34.— С.53-59.
- Юнищенко Н.А. Нарушения ходьбы и поструральной устойчивости при болезни Паркинсона / Автореф. дисс. канд. мед. н.— М., 2005.— С.26.
- Юсевич Ю.С. Очерки по клинической электромиографии.— М.: Медицина, 1972.— 95 с.
- Янсон Х.А. Биомеханика нижней конечности человека.— Рига: Зинатне, 1975.— 324 с.
- Яременко Д.А., Васильковская О.П. Биомеханические методы исследования в оценке трудоспособности лиц с последствиями переломов нижних конечностей // Тез. док. III Всесоюз. конф. по пробл. Биомеханики.— Рига, 1983.— Т.2.— С.96-98.
- Acharya K.R.; Harris G.F., Riedel S.A. et al. Force magnitude and spectral frequency content of heel strike during gait // IEEE Conf. Seattle.— 1989.— Vol.14, N316.— P.826-827.
- Adelsberg S. The tennis stroke: an EMG analysis of selected muscles with rackets of increasing grip size // Am. J. Sports Med.— 1986.— Vol.14, N2.— P.139-142.
- Alessandrini M., D'Erme G., Bruno E. et al. Vestibular compensation: analysis of postural rearrangement as a control index for unilateral vestibular deficit // Neuroreport.— 2003.— Vol.14, N7.— P.1075-1079.
- Alexander C.H., Geurts M.D., Nienhuis B. et al. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1983.— N74.— P.1144-1150.
- Allard P., Nagata S.D., Duhaime M. et al. The use of stereophotogrammetry and mathematical modeling to study foot and ankle kinematics // Proc. 11th An. Northeast Bioeng. Conf. Worcester Mass.— N.-Y., 1985.— P.293-296.
- Allum J.H.J., Bloem B.R., Carpenter M.G. et al. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts // Gait Posture.— 1998.— Vol.3, N8.— P.214-242.
- Allum J.H.J., Carpenter M.G., Bloem B.R. Organization of upper-body triggered balance corrections: Development of a directional concept from observations on pitch plane perturbations // Gait Posture.— 1999.— Vol.1, N9.— P.2.
- Allum J.H.J., Keshner E.A. Vestibular and proprioceptive control of sway stabilization // Disorders of posture and gait / Ed. by W.Bles, T.Brandt.— Amsterdam: Elsevier, 1986.— P.19-39.
- Amblard B., Cremieux J., Marchand A.R. et al. Lateral orientation and stabilization of human stance: static versus dynamic visual cues // Exp. Brain Res.— 1985.— Vol.61, N1.— P.21-37.
- Aminian K., Najafi B., Bula C. et al. Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes // J. Biomech.— 2002.— Vol.35, N5.— P.689-699.

- Andriacchi T.P. Dynamics of knee malalignment // *Orthop. Clin. North. Am.*— 1994.— Vol.25, N3.— P.395-403.
- Andriacchi T.P., Ogle J.A., Galante J.O. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements // *J. Biomech.*— 1977.— Vol.10, N4.— P.261-268.
- Antonsson E.K., Mann R.W. The frequency content of gait // *J. Biomech.*— 1985.— Vol.18, N1.— P.39-48.
- Arendt-Nielsen L., Sinkjaer T., Nielsen J. et al. Electromyographic patterns and knee joint kinematics during walking at various speeds // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1991.— N1.— P.89-95.
- Arkan M., Brull M.A. A fundamental characteristics of the Human body and Foot. The Foot ground pressure pattern // *J. Biomech.*— 1976.— N9.— P.453-457.
- Arndt A., Westblad P., Winson I., Hashimoto T., Lundberg A. Ankle and subtalar kinematics measured with intracortical pins during the stance phase of walking // *Foot Ankle Int.*— 2004.— Vol.25, N5.— P.357-64.
- Arsenault A.B., Winter D.A., Marteniuk R.G. Bilateralism of EMG profiles in human locomotion // *Am. J. Phys. Med.*— 1986.— N65.— P.1-16.
- Asahina M., Nakajima M., Kojima S. et al. Postural sway in patients with hereditary ataxia // *Rinsho Shinkeigaku.*— 1994.— Vol.34, N11.— P.1105-1110.
- Askermann H., Dichgans J., Guschibauer B. et al. Postural modulation of evoked cortical and motor potentials and its relationship to functional adaptation of postural reflexes // *Xth Int. Symp. on Disorders of Posture and Gait.*— Munchen, 1990.— P.76-81.
- Attinger D., Luethi S., Stuessi E. Objective evaluation of gait asymmetry (abstract) // *5th Meet. of the Europ. Soc. of Biomech.*— Berlin, 1986.— P.563-568.
- Augsburger S., Hoffinger S., Grraubert C. Evaluation of a 3D motion analysis system // *Proc. Clinical Gait Laboratory Conf.*— Rochester, Mayo Clinic.— 1993.— P.135-136.
- Bajd T., Stanic U., Trinkecy A. On-line electrogoniometric gait analysis // *Comp. Biomed. Res.*— 1976.— Vol.9, N5.— P.439-444.
- Baker M.P., Hudson J.E., Wolf S.L. A «feedback» cane to improve the hemiplegic patient's gait // *Physical Therapy.*— 1976.— Vol.59, N2.— P.170-171.
- Baker C.P., Newstead A.H., Mossberg K.A. et al. Reliability of static standing balance in nondisabled children: comparison of two methods of measurement // *Pediatr. Rehabil.*— 1998.— Vol.2, N1.— P.15-20.
- Baloh R.W., Fife T.D., Zwerling L. et al. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people // *J. Am. Geriatr. Soc.*— 1994.— N42.— P.405-412.
- Baloh R.W., Jacobson K.M., Beykirch K. et al. Static and dynamic posturography in patients with vestibular and cerebellar lesions // *Arch. Neurol.*— 1998.— Vol.55, N5.— P.649-654.
- Baloh R.W., Jacobson K.M., Enrietto J.A. et al. Balance disorders in older persons: quantification with posturography // *Otolaryngol. Head Neck Surg.*— 1998.— Vol.119, N1.— P.89-92.
- Baloh R.W., Jacobson K.M., Socotch T.M. The effect of ageing on visual-vestibulo-ocular responses // *Exp. Brain Res.*— 1993.— N95.— P.509-516.
- Bullock-Saxton J.E., Janda V., Bullock M.I. Reflex activation of gluteal muscles in walking. An approach to restoration of muscle function for patients with low-back pain // *Spine.*— 1993.— Vol.18, N6.— P.704-708.
- Barbier F., Allard P., Guelton K. et al. Estimation of the 3D center of mass excursion from force-plate data during standing // *IEEE Trans. Neural. Syst. Rehabil. Eng.*— 2003.— Vol.11, N1.— P.31-37.
- Barker S., Craik R., Freedman W. et al. Accuracy, reliability, and validity of a spatiotemporal gait analysis system // *Med. Eng. Phys.*— 2006.— Vol.28, N5.— P.460-467.

- Barnes S.C., Whittle M.W., Jefferson R.J. Gait dynamics in middle aged and elderly control subjects // Proc. Inf. Conf. Gait Anal. Med. Photogramm.— Oxford, Hiadington, 1987.— Vol.1-3.— P.12-13.
- Barnet C. A plastic pedograph // Lancet.— 1954.— Vol.2, N7.— P.273.
- Barrett R., Hyde S.A., Scott O.M. et al. Changes in center of gravity in boys with Duchenne muscular dystrophy // Muscle Nerve.— 1988.— N11.— P.1157-1163.
- Barsony I. The role of the stick in the prevention and treatment of locomotor diseases // Magyar Traumatol. Orthopaed. Helyreallito Sebeszet.— 1980.— Vol.23, N3.— P.209-212.
- Basler A. Über die Ausdehnung und Belastung der Sohlenstützpunkte beim Stehen // Z. Orthop. Chir.— 1927.— Bd.48, H.1.— S.98-124.
- Basmajian J.V. Electromyographic analysis of basic movement patterns // Exercise and Sport Scienc. Rev.— 1973.— N1.— P.259-284.
- Basmajian J.V. et al. Computers in Electromyography.— Butterworths, 1975.
- Basmajian J.V., DeLuca C.J. Muscles Alive: their functions revealed by electromyography.— Baltimore: Williams & Wilkins, 1986.
- Basmajian J.V., Stecko G.A. A new bipolar indwelling electrode for electromyography // J. Ap. Physiol.—1961.— N17.— P.849.
- Becker E.L., Butterfield W.J.H., Harwey M.C. et al. International dictionary of medicine and biology.— N.-Y.: John Wiley & Sons, 1986.
- Benink R.J. The constraint — mechanism of the human tarsus. A roentgenological experimental study // Acta Orthopaed. Scand.— 1985.— Vol.215, N56.
- Bennett B.C., Abel M.F., Granata K.P. Seated postural control in adolescents with idiopathic scoliosis.— Spine.— 2004.— Vol.29, N20.— P.449-454.
- Bennett L., Murray M.P., Murphy E.F., Sowell T.T. Locomotion assistance through cane impulse // Bull. of Prosth. Res.— 1979.— N10-31.— P.38-47.
- Benvenuti F., Mecacci R., Gineprari I. et al. Kinematic characteristics of standing disequilibrium: reliability and validity of a posturographic protocol // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1999.— N80.— P.278-287.
- Berg K. Balance and its measure in the elderly: a review // Physiotherapy.— 1989.— N41.
- Berg K.O., Wood-Dauphinee S., Williams J.I. et al. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument // Physiotherapy.— 1989.— N41.— P.304-311.
- Berger W., Trippel M., Discher M. et al. Influence of subjects' height on the stabilization of posture // Acta Otolaryngol.— 1992.— Vol.112, N1.— P.22-30.
- Bergmann G., Kolbel R., Rauschenbach N. et al. Walking with canes and forearm crutches. I. Reduction of loads at the hip and proximal end of the femur by one sided use of cane/crutch // Zeitschrift für Orthopaed. und ihre Grenzgebiete.— 1977.— 115, N2.— P.174-182.
- Berman A.T., Zarro V.J., Bosacco S.J. et al. Quantitative gait analysis after unilateral or bilateral total knee replacement // J. Bone Joint Surg.— 1987.— Vol.69A, N9.— P.1340-1345.
- Bhattacharya A., Linz D.H. Postural sway analysis of a teenager with childhood lead intoxication: a case study // Clin. Pediatr.— 1991.— Vol.30, N9.— P.543-548.
- Bhattacharya A., Shukla R., Dietrich K.N. et al. Functional implications of postural disequilibrium due to lead exposure // Neurotoxicol.— 1993.— Vol.14, N.2-3.— P.179-189.
- Biofeedback: principles and practice for clinicians / Ed. by J.V.Basmajian.— Baltimore: Williams and Wilkins, 1989.
- Bizzo G., Guillet M., Patat A. et al. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabiometry // Med. Biol. Eng. Comput.— 1985.— N23.— P.474-476.
- Black F.O., Nashner L.M. Postural control in four classes of vestibular abnormalities // Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium.— Basel: Karger, 1985.— P.271-277.

- Black F.O., Wall C., Rockette H. et al. Normal subject postural sway during the Romberg test // *Am. J. Otolaryngol.*— 1982.— N3.— P.309-318.
- Boccardi S., Chiesa G., Pedotti A. A new procedure for evaluation of normal and abnormal gait // *Am. J. Phys. Med.*— 1977.— Vol.56.— P.163-182.
- Bohannon R.W. Walking after stroke: comfortable versus maximum safe speed // *Int. J. Rehabil. Res.*— 1992.— Vol.15, N3.— P.246-248.
- Bojsen-Moller F., Lamoreux L. Significance of free dorsiflexion of the toes in walking // *Asta Ophthop. Scand.*— 1979.— Vol.50, N4.— P.471-477.
- Boucher P., Teasdale N., Courtemanche R. et al. Postural stability in diabetic polyneuropathy // *Diabetes Care.*— 1995.— Vol.18, N5.— P.638-645.
- Bouisset S., Duchene J.L. Is body balance more perturbed by respiration in seating than in standing posture? // *Neuroreport.*— 1994.— N5.— P.957-960.
- Bourgeois R., Desmet C., Van Remoortere P. et al. Automatic analysis of the human gait with a hybrid computer system // *Acta Orthop. Belg.*— 1980.— Vol.46.— P.534-544.
- Bowen A., Wenman R., Mickelborough J. et al. Dual-task effects of talking while walking on velocity and balance following a stroke // *Age Ageing.*— 2001.— Vol.30, N4. P.319-323.
- Bowes S.G., Charlett A., Dobbs R.J. et al. Gait in relation to ageing and idiopathic parkinsonism // *Scand. J. Rehabil. Med.*— 1992.— Vol.24, N4.— P.181-186.
- Bradley J.P., Tibone J.E. Electromyographic analysis of muscle action about the shoulder // *Clin. Sports Med.*— 1991.— Vol.10, N4.— P.789-805.
- Branch T.P., Hunter R., Donath M. Dynamic EMG analysis of anterior cruciate deficient legs with and without bracing during cutting // *Am. J. Sports Med.*— 1989.— Vol.17, N1.— P.35-41.
- Brand R.A., Crowninshield R.D. The effect of cane use on hip contact force // *Clin. Orthoped. Rel. Res.*— 1980.— Vol.147.— P.181-184.
- Brander V.A., Chang H.J., Chang R.W. Rehabilitation and biomechanics // *Curr. Opin. Rheumatol.*— 1992.— Vol.4, N2.— P.174-178.
- Brandt T., Paulus W., Straube A. Vision and posture // *Disorders of posture and gait / Ed by W.Bles, T.Brandt.*— Amsterdam: Elsevier, 1986.— P.157-175.
- Brantican I.W., Pedegana L.R., Lippert F.G. Instability of the subtalar joint. Diagnosis by stress topography in three cases // *J. Bone and Joint Surg.*— 1977.— Vol.59A, N3.— P.321-324.
- Brocklehurst J.C., Robertson D., James-Groom P. Skeletal deformities in the elderly and their effect on postural sway // *J. Am. Geriatr. Soc.*— 1982.— Vol.30, N8.— P.534-538.
- Brocklehurst J.C., Robertson D., James-Groom P. Clinical correlates of sway in old agesensory modalities // *Age Ageing.*— 1982.— Vol.11.— P.1-10.
- Bronstein A.M., Brandt T., Woollacott M.H. Clinical disorders of Balance, Posture and Gait.— N.-Y.: Oxford Univ. Press Inc., 1996.
- Brouwer B., Culham E.G., Liston R.A. et al. Normal variability of postural measures: implications for the reliability of relative balance performance outcomes // *Scand. J. Rehabil. Med.*— 1998.— Vol.30, N3.— P.131-137.
- Brown M., Holloszy J.O. Effects of walking, jogging and cycling on strength, flexibility, speed and balance in 60 to 72-year olds // *Ageing-Milano.*— 1993.— Vol.5, N6.— P.427-434.
- Buck P., Morrey B.F., Chao E.Y. The optimum position of arthrodesis of the ankle. A gait study of the knee and ankle // *J. of Bone and Joint Surgery.*— 1987.— Vol.69, N7.— P.1052-1062.
- Burl M.M., Williams J.G., Nayak U.S. Effects of cervical collars on standing balance // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1992.— Vol.73, N12.— P.1181-1185.

- Burtner P.A., Qualls C., Woollacott M.H. Muscle activation characteristics of stance balance control in children with spastic cerebral palsy // *Gait Posture*.— 1998.— Vol.8, N3.— P.163-174.
- Cahan L.D., Adams J.M., Perry J. et al. Instrumented gait analysis after selective dorsal rhizotomy // *Dev. Med. Child Neurol*.— 1990.— N32.— P.1037-1043.
- Cappozzo A., Figura F., Leo T. et al. Symmetry and asymmetry of gait: harmonic components as a language for evaluation of the characteristics of gait // *Rev. Europ. de Biotechnol. Med*.— 1979.— Vol.1, N5.— P.381-385.
- Carlsoo S. A method for studying walking on different surfaces // *Ergonom*.— 1962.— P.271-274.
- Carlsoo S. The Initiation of Walking // *Acta Anat*.— 1966.— Vol.65, N173.— P.1-9.
- Caron O., Fontanari P., Cremieux J. et al. Effects of ventilation on body sway during human standing // *Neurosci. Lett*.— 2004.— Vol.366, N1.— P.6-9.
- Carr J.H., Shepherd R.B. Motor relearning programme for stroke.— London: William Heineman Medical Books Ltd., 1982.
- Carr J.H., Shepherd R.B. A motor learning model for rehabilitation of the movement disabled // Key issues in neurological physiotherapy /Ed. by L.Ada, C.Canning.— Melksham: Redwood Press Ltd., 1990.— P.1-24.
- Carr J.H., Shepherd R.B. Movement science foundation for physical therapy in rehabilitation.— Maryland: Aspen Publishers Inc., 1987.— P.31-49.
- Carrera D.J., Sharpe M.H., Pearcy M.J. et al. The reliability of postural sway measures using the 3SPACE Tracker // *Clin. Biomech*.— 1996.— Vol.11, N6.— P.361-363.
- Casselbrant M.L., Redfern M.S., Furman J.M. et al. Visual-induced postural sway in children with and without otitis media // *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol*.— 1998.— Vol.107, N5, Pt.1.— P.401-405.
- Cavanagh P.R., Ae M. A technique for the display of pressure distributions beneath the foot // *J. Biomech*.— 1980.— Vol.13, N2.— P.69-75.
- Chambers R.B., Cook T.M., Cowell H.R. Surgical Reconstruction for Calcaneonavicular Coalition. Evaluation of Function and Gait // *J. Bone Joint Surg*.— 1982.— Vol.64A, N6.— P.829-836.
- Chao E.Y. Justification of triaxial goniometer for the measurement of joint rotation // *J. Biomech*.— 1980.— Vol.13, N12.— P.989-1006.
- Chao E.Y. Gait Analysis: a survey // *Basic. Appl. Res. Selec. Proc. 5th. Meet. Eur. Soc. Biomech*.— Berlin, 1986.— P.33-50.
- Chao E.Y., Hoffman R.R. Instrumented measurement of human joint motion // *I.S.A. Trans*.— 1978.— Vol.17, N1.— P.13-19.
- Chao E.Y., Laughman R.K., Schneider E. et al. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking // *J. Biomech*.— 1983.— Vol.16, N3.— P.219-233.
- Chao E.Y., Laughman R.K., Stauffer R.K. Biomechanical gait evaluation of pre and postoperative total knee replacement patients // *Arch. Orthop. Traumat. Surg*.— 1980.— Vol.97.— P.309-317.
- Cheung C., Wall J.C., Zelin S. A microcomputer-based system for measuring temporal asymmetry in amputee gait // *Prosth. Orthot. Int*.— 1983.— Vol.7, N3.— P.131-140.
- Chia S.E., Chua L.H., Ng T.P. et al. Postural stability of workers exposed to lead // *Occup. Environ. Med*.— 1994.— Vol.51, N11.— P.768-771.
- Chiang J.H., Ge Wu. The influence of foam surfaces on biomechanical variables contributing to postural control // *Gait Posture*.— 1997.— Vol.5, N3.— P.238-245.
- Chiari L., Cappello A., Lenzi D. et al. An improved technique for the extraction of stochastic parameters from stabilograms // *Gait Posture*.— 2000.— Vol.12, N3.— P.225-234.

- Chiari L., Rocchi L., Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement // *Clin. Biomech.*— 2002.— Vol.17.— P.666-677.
- Chien S.L., Lin S.Z., Liang C.C. et al. The efficacy of quantitative gait analysis by the GAITRite system in evaluation of parkinsonian bradykinesia // *Parkinsonism Relat. Disord.*— 2006.— Vol.12, N7.— P.438-442.
- Childs T.F. An analysis of swing-through crutch gait // *J. Am. Physical Therapy As.*— 1964.— Vol.44.— P.804-807.
- Clark B.C., Manini T.M., Ordway N.R. et al. Leg muscle activity during walking with assistive devices at varying levels of weight bearing // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 2004.— Vol.85, N9.— P.1555-1560.
- Close I.R., Inman V.T., Poor R.M. et al. The function the subtalar joint // *Clin. Orthop.*— 1967.— Vol.50.— P.159-179.
- Colborne G.R., Olney S.J., Griffin M.P. Feedback of ankle joint angle and soleus electromyography in the rehabilitation of hemiplegic gait // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1993.— Vol.74, N10.— P.1100-1106.
- Colborne G.R., Wright F.V., Naumann S. Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy: a controlled study // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1994.— Vol.75, N1.— P.40-45.
- Collins J.J., De Luca C.J. The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms // *Exp. Brain Res.*— 1995.— Vol.103, N1.— P.151-163.
- Conforto S., Schmid M., Camomilla V. et al. Hemodynamics as a possible internal mechanical disturbance to balance // *Gait Posture.*— 2001.— Vol.14, N1.— P.28-35.
- Cook T. The role of the upper extremity in gait: a survey of the forces applied to various assistive devices (progress report) // *Bul. Prosth. Res.*— 1981.— Vol.18, N1.— P.241.
- Csongradi J., Bleck E., Ford W.F. Gait electromyography in normal and spastic children, with special reference to quadriceps femoris and hamstring muscles // *Dev. Med. Child Neurol.*— 1979.— Vol.21.— P.738-748.
- Dabke H.V., Gupta S.K., Holt C.A. et al. How accurate is partial weightbearing? // *Clin. Orthop. Relat. Res.*— 2004.— Vol.282.— P.6.
- D'Andrea S., Tylkowski C., Losito J. et al. Three dimensional kinematics of the foot // *Proc. Clinical Gait Laboratory Conf.*— Rochester, Mayo Clinic.— 1993.— P.109-110.
- Davis B.L., Vaughn C.L. Phasic behavior of EMG signals during gait: use of multivariate statistics // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1993.— N3.— P.51-60.
- Davis J.W., Ross P.D., Nevitt M.C. et al. Risk factors for falls and for serious injuries on falling among older Japanese women in Hawaii // *J. Am. Geriatr. Soc.*— 1999.— N47.— P.792-798.
- Dault M.C., de Haart M., Geurts A.C. et al. Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients // *Hum. Mov. Sci.*— 2003.— N3.— P.221-236.
- 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.*— Munchen, 1990.— P.37-40.
- Dean E.M., Griffiths C.J., Murray A. Stability of the human body investigated by sway magnetometry // *J. Med. Eng. Technol.*— 1986.— Vol.10, N3.— P.126-130.
- De Benedittis G., Petrone D., De Candia N. Effect of the cervical reflex on the posture of normal subjects. Balance measurement study // *Boll. Soc. Ital. Biol. Sper.*— 1991.— Vol.67, N3.— P.303-309.
- Dejnabadi H., Jolles B.M., Aminian K. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes // *IEEE Trans Biomed. Eng.*— 2005.— Vol.52, N8.— P.1478-1484.

- Delignieres D., Lemoine L., Torre K. Time intervals production in tapping and oscillatory motion // *Hum. Mov. Sci.*— 2004.— N23.— P.87-103.
- De Luca C.J. The use of surface electromyography in biomechanics // *J. Ap. Biomech.*— 1997.— Vol.13, N2.— P.135-163.
- Dempster W.T. Space requirements of the seated operator // WADC Technical report TR-55-159.— 1955.
- Dewar M.E., Judge G. Temporal asymmetry as a gait quality indicator // *Med. Biol. Engin. Comp.*— 1980.— N18.— P.689-693.
- Diamond S., Epstein M.F. Biofeedback for headache // *Postgrad Med.*— 1982.— Vol.72, N1.— P.241-249.
- Diamond S., Sandweiss J.H. Biofeedback and its application to headache.— Berkeley: Pacific Institute, 1979.
- Diener H.C., Dichgans J. Long loop reflexes and posture // *Disorders of posture and gait* / Ed. by W.Bles, T.Brandt.— Amsterdam: Elsevier, 1986.— P.41-44.
- Dick R.B., Bhattacharya A., Shukla R. Use of a computerized postural sway measurement system for neurobehavioral toxicology // *Neurotoxicol. Teratol.*— 1990.— Vol.12, N1.— P.1-6.
- Dickstein R., Smolinski Z., Pillar T. Self-propelled weight-relieving walker for gait rehabilitation // *J. Biomed. Eng.*— 1992.— Vol.14, N4.— P.351-355.
- DiFabio R.P. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity // *Phys. Therapy.*— 1987.— N67.— P.43-48.
- DiZio P., Lackner J.R. Age differences in oculomotor responses to step changes in body velocity and visual surround velocity // *J. Gerontol.*— 1990.— N45.
- Dozza M., Chiari L., Chan B. et al. Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway // *J. Neuroengineer. Rehabil.*— 2005.— N2.— P.13.
- Drillis R. Objective recording and biomechanics of pathological gait // *Ann. N.-Y. Acad. Sci.*— 1958.— Vol.74, N1.— P.86-109.
- Dubo H.I.C., Malcolm P., Winter D.A. et al. Elektromyographic temporal analysis of gait: normal human locomotion // *Arch. Phys. Med. Rehab.*— 1976.— Vol.57.— P.415-420.
- Du Bois-Raymond E.H. Untersuchungen über thierische Elektrizität.— Berlin: Reimer, 1849.— Vol.2.— P.251-261.
- Du Chatinier K., Rozendal R.H. Temporal symmetry of gait of selected normal human subjects // *Biol. Med. Sci.*— 1970.— Vol.73, N4.— P.353-361.
- Dunne J.W., Hankey G.J., Edis R.H. Parkinsonism: upturned walking stick as an aid to locomotion // *Arch. Physical Med. Rehabil.*— 1987.— Vol.68, N6.— P.380-381.
- Du Pasquier R.A., Blanc Y., Sinnreich M. et al. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study // *Neurophysiol. Clin.*— 2003.— Vol.33, N5.— P.213-218.
- Dursun E., Hamamci N., Donmez S. et al. Angular biofeedback device for sitting balance of stroke patients // *Stroke.*— 1996.— N8.— P.1354-1357.
- Durward B.R., Rowe P.J., Wall J.C. The application of asymmetry indices to measurements of gait and posture // *Proc. Clinical Gait Laboratory Conf.*— Rochester, Mayo Clinic.— 1993.— P.87-88.
- Duchenne G.B. Physiologie des mouvements démontrée à l'aide de l'expérimentation électrique et de l'observation clinique, et applicable à l'étude des paralysies et des déformations.— Paris, 1867.
- Du Vries H.L. Surgery of the Foot.— St. Louis: C.V. Mosby Comp., 1959.
- Eberstein A., Beattie B. Simultaneous measurement of muscle conduction, velocity, and EMG power spectrum changes during fatigue // *Muscle Nerve.*— 1985.— N8.— P.768-773.

- Eisenstein S.M., Khodadadeh S., Patrick J.H. Gait analysis in chronic low back pain // Proc. Inf. Conf. Gait Anal. Med. Photogramm.— Oxford: Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.61-62.
- Ekh Dahl C. Postural control, muscle function and psychological factors in rheumatoid arthritis. Are there any relations? // Scand. J. Rheumatol.— 1992.— Vol.21, N6.— P.297-301.
- Ekh Dahl C., Jarnlo G., Andersson S. Standing balance in healthy subjects // Scand. J. Rehabil. Med.— 1989.— N21.— P.187-195.
- Elftman H. A cinematic study of the distribution of pressure in the human foot // Anat. Rec.— 1934.— N59.— P.481-487.
- Elftman H. The measurement of the external force in walking // Sci.— 1938.— N88.— P.152-153.
- Elftman H. Forces and energy changes in the leg during walking // Am. J. Physiol.— 1939.— N25.— P.339-356.
- Elftman H. The force exerted by the ground in walking // Arbeitsphysiol.— 1939.— Bd.10.— S.485-491.
- El-Kahky A.M., Kingma H., Dolmans M. et al. Balance control near the limit of stability in various sensory conditions in healthy subjects and patients suffering from vertigo or balance disorders: impact of sensory input on balance control // Acta Otolaryngol.— 2000.— Vol.120, N4.— P.508-516.
- Elliott C., Murray A. Repeatability of body sway measurements; day-to-day variation measured by sway magnetometry // Physiol. Meas.— 1998.— N19.— P.159-164.
- Ely D.D., Smidt G.L. Effect of cane on variables of gait for patients with hip disorders // Physical. Therapy.— 1977.— Vol.57, N5.— P.507-512.
- Engberg J.R. A biomechanical analysis of the talocalcaneal joint in vitro // J. Biomech.— 1987.— Vol.20, N4.— P.429-422.
- Engel J., Amir A., Messer E. et al. Walking cane designed to assist partial weight bearing // Arc. Physical Med. Rehabil.— 1983.— Vol.64, N8.— P.386-388.
- Engsberg J.R., Lee A.G., Patterson J.L. et al. External loading comparison between able-bodied and below-knee-amputee children during walking // Arc. Physical Med. Rehabil.— 1991.— Vol.72, N9.— P.657-661.
- Enoka R.M. Neuromechanical basis of kinesiology.— 1994.
- Era P., Heikkinen E. Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages // J. Gerontol.— 1985.— N40.— P.287-295.
- Era P., Schroll M., Ytting H. et al. Postural balance and its sensory — motor correlates in 75-year-old men and women: A cross-national comparative study // J. Gerontol. Med. Sci.— 1996.— Vol.51A.— P.53-63.
- Everly G.S., Rosenfeld R. The nature and treatment of the stress response.— N.-Y., London: Plenum Press, 1981.— P.160-169.
- Falconer K., Winter D.A. Quantitative assessment of co-contraction at the Ankle joint in walking // Electromyography.— 1985.— Vol.25, N2/3.— P.135-150.
- Figura F., Cama G., Capranica L. et al. Assessment of static balance in children // J. Sports Med. Phys. Fitness.— 1991.— Vol.31, N2.— P.235-242.
- FitzGerald J.E., Murray A., Elliott C. et al. Comparison of balance assessment by sway magnetometry and force platforms // Arch. Otolaryngol. Head Neck Surg.— 1993.— Vol.119, N1.— P.41-46.
- Fitzpatrick R., McCloskey D.I. Proprioceptive, visual and vestibular thresholds for the perception of sway during standing in humans // J. Physiol.— 1994.— Vol.478, 1.— P.173-186.
- Fogel G.R., Katon Y., Rand I.A. et al. Talonavicular arthrodesis for isolated arthrosis: 9.5-year results and gait analysis // Foot and Ankle.— 1982.— Vol.3.— P.105-113.

- Foxlin E., Naimark L. Miniaturization, calibration and accuracy evaluation of a hybrid self-tracker // *IEEE/ACM Int. Symp. on Mixed and Augmented Reality (ISMAR 2003)*.— Tokyo, 2003.
- Foxlin E. Motion tracking requirements and technologies // *Virtual Environment Technology / Ed. by K.Stanney.*— Lawrence Erlbaum Associates, 2002.
- Franzoni E., Crisanti A.F., Arcuri S. et al. Computerized stabilometry in the monitoring of anti-epileptic therapy in children // *Pediatr. Med. Chir.*— 1995.— Vol.17, N5.— P.407-409.
- Friden T., Zatterstrom R., Lindstrand A. et al. A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities // *Am. J. Sports Med.*— 1989.— Vol.17, N1.— P.118-122.
- Foudriat B.A., Di Fabio R.P., Anderson J.H. Sensory organization of balance responses in children 3-6 years of age: a normative study with diagnostic implications // *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*— 1993.— Vol.27, N3.— P.255-271.
- Fukuda T. *Statokinetic Reflexes in Equilibrium and Movement.*— Tokio: University of Tokio press, 1981.
- Fukuoka Y., Tanaka K., Ishida A. et al. Characteristics of visual feedback in postural control during standing // *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*— 1999.— Vol.7, N4.— P.427-434.
- Furman J.M. Posturography: uses and limitations // *Baillieres Clin. Neurol.*— 1994.— Vol.3, N3.— P.501-513.
- Furman J.M. Role of posturography in the management of vestibular patients // *Otolaryngol. Head Neck Surg.*— 1995.— Vol.112, N1.— P.8-15.
- Gabriel L.S., Mu K. Computerized platform posturography for children: test-retest reliability of the sensory test of the VSR System // *Phys. Occup. Therapy Pediatr.*— 2002.— Vol.22, N3-4.— P.101-117.
- Gage J.R. Clinical applications of Gait analysis // *Proc. Inf. Conf. Gait Anal. Med. Photograph.*— Oxford: Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.40-42.
- Gage J.R. Gait analysis in cerebral palsy.— Mac Keith Press, 1991.— P.206.
- Gage J.R. Gait analysis. An essential tool in the treatment of cerebral palsy // *Clin. Orthop.*— 1993.— Vol.288.— P.126-134.
- Gage J.R., Fabian D., Hicks R. et al. Pre- and postoperative gait analysis in patients with spastic diplegia: A preliminary report // *J. Pediatr. Orthop.*— 1984.— Vol.4, N6.— P.715-725.
- Gage J.R., Ounpuu S. Gait Analysis in Clinical Practice // *Sem.Orthopaed.*— 1989.— Vol.4, N2.— P.72-87.
- Gage J.R., Perry J., Hicks R.R. et al. Rectus femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy // *Dev. Med. Child Neurol.*— 1987.— N29.— P.159-166.
- Gagey P.M. Postural disorders among workers on building sites // *Disorders of posture and gait / Ed. by W.Bles, T.Brandt.*— Amsterdam: Elsevier.— 1986.— P.253-268.
- Gagey P.M. The «Posture-Ventilation» Mystery. <http://pmgagay.club.fr/Ventilation-a.htm>
- Gagey P.M., Scheibel A. Test in apnea your 0.2 Hertz frequency peaks. <http://pmgagay.club.fr/Testez-a.htm>
- Gagey P.M., Toupet M. Le rythme ventilatoire apparaît sur les stabilogrammes en cas de pathologie du système vestibulaire ou proprioceptif // *Posture et Environnement / Ed. by M.Lacour, P.M.Gagey, B.Weber.*— Sauramps, Montpellier, 1997.
- Gagey P.M., Toupet M. Étude des oscillations posturales anormales dans la bande de fréquence 0.2 Hertz. Y a-t'il une pathologie infracanaliculaire? // *Posture et Équilibre / Ed. by M.Lacour.*— Sauramps, Montpellier, 1998.
- Gagey P.M., Toupet M. Amplitude of postural sway in the 0.2 Hertz frequency band. <http://pmgagay.club.fr/AN02-a.htm>
- Gagey P.M., Toupet M. Is there an «infracanalicular» pathology? Study of the abnormal postural sway in the 0.2 Hertz frequency band. <http://pmgagay.club.fr/infracanaliculaire-a.htm>

- Gagey P.M., Toupet M. L'amplitude des oscillations posturales dans la bande de fréquence 0.2 Hertz: Étude chez le sujet normal // *Posture et Équilibre* / Ed. by M.Lacour.— Sau-ramps, Montpellier, 1998.
- Gagey P.M., Weber B. Posturologie. Regulation et dereglements de la station debout.— Paris: Masson, 1995.— 145 p.
- Gahery Y. Factors determining centre of pressure movements in the standing position // *Gait Posture*.— 1999.— Vol.9, N1.— P.41.
- Ganong W.F. Review of Medical Physiology.— Los Altos: Lange, 1981.
- Geurts A.C., Mulder T.W., Nienhuis B. et al. Postural organization in patients with hereditary motor and sensory neuropathy // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1992.— Vol.73, N6.— P.569-572.
- Geurts A.C., Mulder T.W., Nienhuis B. et al. Postural reorganization following lower limb amputation. Possible motor and sensory determinants of recovery // *Scand. J. Rehabil. Med.*— 1992.— Vol.24, N2.— P.83-90.
- Geurts A.C., Nienhuis B., Mulder T.W. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1993.— Vol.74, N11.— P.1144-1150.
- Geurts A.C., Ribbers G.M., Knoop J.A. et al. Identification of static and dynamic postural instability following traumatic brain injury // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1996.— Vol.77, N7.— P.639-644.
- Ghilardi P.L., Fattori B., Casani A. et al. Posturography in unilateral peripheral vestibular deficiency // *Acta Otorhinolaryngol. Ital.*— 1990.— Vol.10, N4.— P.347-356.
- Giacomini P.G., Alessandrini M., Magrini A. Long-term postural abnormalities in benign paroxysmal positional vertigo // *ORL J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec.*— 2002.— Vol.64, N4.— P.237-241.
- Giacomini P., Sorace F., Magrini A. et al. Alterazioni del controllo posturale: utilita dell'analisi spettroalein stabilometria // *Acta Otolaringol. Ital.*— 1998.— Vol.18, N2.— P.83-87.
- Giangarra C.E., Conroy B., Jobe F.W. et al. Electromyographic and cinematographic analysis of elbow function in tennis players using single-and double-handed backhand strokes // *Am. J. Sports Med.*— 1993.— Vol.21, N3.— P.394-399.
- Gill J., Allum J.H., Carpenter M.G. et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age // *J. Gerontol.*— 2001.— Vol.56A.— P.438-447.
- Giroux B., Lamontagne M. Comparisons between surface electrodes and intramuscular wire electrodes in isometric and dynamic conditions // *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*— 1990.— N30.— P.397-405.
- Glousman R.E., Barron J., Jobe F.W. et al. An electromyographic analysis of the elbow in normal and injured pitchers with medial collateral ligament insufficiency // *Am. J. Sports Med.*— 1992.— Vol.20, N3.— P.311-317.
- Glousman R., Jobe F., Tibone J. et al. Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder and glenohumeral instability // *J. Bone Joint Surg.*— 1988.— Vol.70A, N2.— P.220-226.
- Gola M.M., Gugliotta A. An improved experimental device for simplified gait analysis // *J. Biomech.*— 1987.— Vol.20, N8.— P.821.
- Goldgood J. Anatomical Correlates fo Clinical Electromyography.— Baltimore, 1984.
- Goldie P.A., Evans O.M., Bach T.M. Postural control following inversion injuries of the ankle // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1994.— Vol.75, N9.— P.969-975.
- Golomer E., Cremieux J., Dupui P. et al. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers // *Neurosci. Lett.*— 1999.— Vol.4, N3.— P.189-192.

- Golomer E., Dupui P., Bessou P. Spectral frequency analysis of dynamic balance in healthy and injured athletes // Arch. Int. Physiol. Biochim. Biophys.— 1994.— Vol.102, N3.— P.225-229.
- Golomer E., Dupui P., Monod H. The effects of maturation on self-induced dynamic body sway frequencies of girls performing acrobatics or classical dance // Eur. J. Appl. Physiol.— 1997.— Vol.76, N2.— P.140-144.
- Gowland C., De Bruin H., Basmajian J.V. et al. Agonist and antagonist activity during voluntary upper-limb movement in patients with stroke // Phys. Ther.— 1992.— Vol.72.— P.624-633.
- Gray E.G., Basmajian J. Electromyography and cinematography of leg and foot (normal and flat) during walking // Anat. Rec.— 1968.— Vol.161, N1.— P.1-15.
- Grieve D.W. Gait patterns and the speed of walking // Biomed. Engin.— 1968.— N3.— P.119-122.
- Grieve D.W., Miller D.L., Mitchelson D. et al. Techniques for the analysis of human movement.— Princeton, NJ: Princeton Book Club, 1976.
- Growney E., Cahalan T., Meglan D. et al. Comparison of goniometry and video motion systems for gait analysis // Conf. proceed. 17th An. Meeting Am. Soc. Biomech.— The university of Iowa, 1993.— P.179-180.
- Guerraz M., Yardley L., Bertholon P. et al. Visual vertigo: symptom assessment, spatial orientation and postural control // Brain.— 2001.— Vol.124, N8.— P.1646-1656.
- Guidera K.J., Smith S., Raney E. et al. Use of the reciprocating gait orthosis in myelodysplasia // J. Pediatr. Orthop.— 1993.— Vol.13, N3.— P.341-348.
- Guld C., Rosenfalck A., Willison R.G. Report of the Committee on EMG Instrumentation: technical factors in recording electrical activity of muscle and nerve in man // Electroencephal. Clin. Neurophysiol.— 1970.— N28.— P.399-413.
- Gundersen L.A., Valle D.R., Barr A.E. et al. Bilateral analysis of the knee and ankle during gait: an examination of the relationship between lateral dominance and symmetry // Physical. Therapy.— 1989.— Vol.69, N8.— P.640-650.
- Gupta A., Ledin T., Larsen L.E. et al. Computerized dynamic posturography: a new method for the evaluation of postural stability following anaesthesia // Br. J. Anaesth.— 1991.— Vol.66, N6.— P.667-672.
- Gurfinkel V.S. Physical foundations of stabilography // Agressologie.— 1973.— N14.— P.9-14.
- Gurfinkel V.S., Elnor A.M. On two types of static disturbances in patients with local lesions of the brain // Agressologie.— 1973.— N14.— P.65-72.
- Gurfinkel V.S., Kots Y.M., Paltsev E. The compensation of respiratory disturbances of the erect posture of man as an example of the organization of interarticular interaction // Models of the structural functional organization of certain biological systems / Ed. by V.S.Gurfinkel, S.V.Fomin, M.L.Tsetlin.— Cambridge: MIT Press, 1971.— P.382-395.
- Haas B.M., Whitmarsh T.E. Inter- and intra-tester reliability of the Balance Performance Monitor in a non-patient population // Physiother. Res. Int.— 1998.— Vol.3, N2.— P.135-147.
- Hacik L., Radil T. Asymmetry in gait timing in hemiparetics // Percept. Motor Skills.— 1990.— Vol.70, N3.— P.898.
- Hageman P.A., Leibowitz J.M., Blanke D. Age and gender effects on postural control measures // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1995.— Vol.76, N10.— P.961-965.
- Hamann K.F., Krausen Ch. Clinical application of posturography: Body tracking and biofeedback training // Xth Int. Symp. Dis. of Posture and Gait.— Munchen, 1990.— P.295-298.
- Hamaoui A., Do M.C., Poupard L. et al. Does respiration perturb body balance more in chronic low back pain subjects than in healthy subjects? // Clin. Biomech.— 2002.— N17.— P.548-550.

- Hamilton M. A rating scale for depression // *J. Neural. Neurosurg. Psychiatry.*— 1960.—N23.— P.56-62.
- Hamilton M. Development of a rating scale for primary depressive illness // *Brit. J. Soc. Clin. Psychol.*— 1967.— N6.— P.278-296.
- Hannah R.E., Chapman A.E., Morrison J.B. Kinematic symmetry of the lower limbs // *Proc. of Hum. Locomotion II.*— 1982.— N9.— P.14-15.
- Hannah R.E., Cooper D. Electrogoniometry and symmetry: an approach to clinical gait analysis // *Proc. Int. Conf. Rehabil. Engin.*— Toronto, 1980.— P.271-273.
- Hannah R.E., Morrison J.B., Chapman A.E. Kinematic symmetry of the lower limbs // *Arch. Physical Med. Rehabil.*— 1984.— Vol.65, N4.— P.155-158.
- Happee R. Goal-directed arm movements, I: analysis of EMG records in shoulder and elbow muscles // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1992.— N2.— P.165-178.
- Harless E. The static moments of human limbs (in German). *Treatises of the Math.-Phys // Class of the Royal Acad. of Sci. of Bavaria.*— 1860.— N8.
- Harless E. The static moments of the component masses of the human body // *Trans. of the Math-Phys., Royal Bavarian Ac. of Sci.*— 1860.— Vol.8, N1-2.
- Harley C., Boyd J.E., Cockburn J. et al. Disruption of sitting balance after stroke: influence of spoken output // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry.*— 2006.— Vol.77, N5.— P.674-676.
- Harris G.F., Salamon N.J., Weber R.C. Effects of subject position on balance platform measurements // *J. Biomech. Eng.*— 1981.— Vol.103, N3.— P.213-216.
- Harris G.F., Wertsch J.J. Procedures for gait analysis // *Arch. Physical Med. Rehabil.*— 1994.— Vol.75.— P.216-225.
- Havia M., Kentala E., Pyykko I. Postural instability in Meniere's disease // *J. Vestib. Res.*— 2004.— Vol.14, N1.— P.37-46.
- Hay L. Posture control and muscle proprioception in the elderly // *Changes in sensory-motor behaviour in aging. Advances in Psychology / Ed. by A.M.Ferrandez, N.Teadale.*— Amsterdam: Elsevier Science, 1995.
- Hay L., Bard C., Fleury M. et al. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly subjects // *Exp. Brain Res.*— 1996.— Vol.108.— P.129-139.
- Hefti F.L., Bauman I.U., Morscher E.W. Ankle joint fusion — determination of optimal position by gait analysis // *Arch. Orthop. Traumat. Surg.*— 1980.— Vol.96.— P.187-195.
- Hegeman J., Honegger F., Kupper M. et al. The balance control of bilateral peripheral vestibular loss subjects and its improvement with auditory prosthetic feedback // *J. Vestib. Res.*— 2005.— Vol.15, N2.— P.109-117.
- Helbostad J.L., Askim T., Moe-Nilssen R. Short-term repeatability of body sway during quiet standing in people with hemiparesis and in frail older adults // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 2004.— Vol.85, N6.— P.993-999.
- Helfand A.E., Josef Bruno P.T. *Clinics in Podiatry // Symp. on rehabil.of the foot.*— Philadelphia, London, Toronto, Mexico city, Rio de Janeiro, Sydney, Tokyo: W.B. Saunders Company, 1984.— Vol.1, N2.— P.261-277.
- Hendriks H.M., Spoor C.W., De Jong A.M. et al. Stability of sitting postures: the influence of degrees of freedom // *Ergonomics.*— 2006.— Vol.49, N15.— P.1611-1626.
- Henneman E., Somjen G., Carpenter D.O. Excitability and inhabitability of motoneurons of different sizes // *J. Neurophysiol.*— 1965.— Vol.28.— P.599-620.
- Hennig E.M., Cavanagh P.R., Albert H.T. et al. A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the Human Foot // *J. Biomed. Engin.*— 1982.— Vol.4, N3.— P.213-222.
- Henriksson N.G., Johansson G., Olsson L.G., Ostlund H. Electric analysis of the Romberg test // *Acta Otolaryngol.*— 1966.— Suppl.224.— P.272.

- Hermodsson Y., Ekdahl C., Persson B.M. Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects // *Prosthet. Orthot. Int.*— 1994.— Vol.18, N3.— P.150-158.
- Herzog W., Conway P.J. Gait analysis of sacroiliac joint patients // *J. Manipulat. Physiol. Ther.*— 1994.— Vol.17, N2.— P.124-127.
- Herzog W., Nigg B.M., Read L.J. et al. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait // *Med. Sci. in Sports and Exercise.*— 1989.— Vol.21, N1.— P.110-114.
- Herzog W., Nigg B.M., Robinson R.O. et al. Quantifying the effects of spinal manipulations on gait, using patients with low back pain: a pilot study // *J. Manipulat. Physiol. Ther.*— 1987.— Vol.10, N6.— P.295-299.
- Hesse S.A., Jahnke M.T., Bertelt C.M. et al. Gait outcome in ambulatory hemiparetic patients after a 4-week comprehensive rehabilitation program and prognostic factors // *Stroke.*— 1994.— Vol.25, N10.
- Hicks J.H. The mechanical of the foot // *J. Anatomy.*— 1953.— Vol.87, N4.— P.345-357.
- Hicks J.H. The mechanics of the foot. The plantar aponeurosis // *Arch. I. Anat.*— 1954.— Vol.88.— P.25-31.
- Hicks J.H. The three weight-bearing mechanisms of the foot // *Biomechanical studies of the musculoskeletal system / Ed. by F.Evans.*— Springfield, Ch. Thomas, 1961.— P.161-191.
- Hills A.P., Parker A.W. Locomotor characteristics of obese children // *Child Care Health Dev.*— 1992.— Vol.18, N1.— P.29-34.
- Hillstrom H.J., Triolo R.J. EMG theory // *Gait analysis: theory and application / Ed. by R.L.Craik, C.A.Oatis.*— St Louis: Mosby-Year Book; 1995.— P.271-292.
- Hlavacka F., Saling M., Krizkova M. et al. The effect of head position and functional status of the cervical spine on body sway in the upright posture // *Bratisl. Lek. Listy.*— 1992.— Vol.93, N6.— P.324-327.
- Hodges P.W., Bui B.H. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contractions using electromyography // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*— 1996.— Vol.101.— P.511-519.
- Hodges P.W., Gurfinkel V.S., Brumagne S. et al. Coexistence of stability and mobility in postural control: evidence from postural compensation for respiration // *Exp. Brain Res.*— 2002.— Vol.144, N3.— P.293-302.
- Hof A.L. Assessment of muscle force at complex movements by EMG // *Biomechanics / Ed. by G.De Groot et al.*— Amsterdam: Free University Press, 1988.— P.111-117.
- Hollis M., Waddington P. Lifting patients // *Nurs. Mirror.*— 1975.— Vol.140, N12.— P.70-72.
- Hollman J.H., Kovash F.M., Kubik J.J. et al. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking // *Gait Posture.*— 2006.
- Holmberg J., Karlberg M., Fransson P.A. et al. Phobic postural vertigo: body sway during vibratory proprioceptive stimulation // *Neuroreport.*— 2003.— Vol.14, N7.— P.1007-1011.
- Hong D.M., DeVita P., Hamill J. Effects of asymmetrical load carrying on ground reaction forces during walking (abstract) // *Proc. XIIth Int. Cong. Biomech.*— Los Angeles, California.— P.59.
- Hoppenfeld S. *Physical Examination of the Spine and Extremities.*— N.-Y.: Prentice-Hall Inc., 1976.
- Horak F. Clinical measurement of postural control in adults // *Phys. Ther.*— 1987.— Vol.67, N12.— P.1881-1885.
- Horak F. Clinical assessment of balance disorders // *Gait Posture.*— 1997.— Vol.6, N1.— P.76-84.
- Horak F.B., Nashner L.M. Central Programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configuration // *J. Neurophysiol.*— 1986.— N55.— P.1369-1381.

- Hsu L.C.S., Swanson L., Leong J. et al. Telemetric electromyographic analysis of muscle transferred to the os calcis // *Clin. Orthop.*— 1985.— Vol.201.— P.71-74.
- Huitema R.B., Hof A.L., Postema K. Ultrasonic motion analysis system measurement of temporal and spatial gait parameters // *J. Biomech.*— 2002.— Vol.35, N6.— P.837-842.
- Hunter I.W., Kearny R.E. Respiratory components of human postural sway // *Neurosci. lett.*— 1981.— N25.— P.155-159.
- Hytonen M., Pyykko I., Aalto H. et al. Postural control and age // *Acta Otolaryngol. Stockh.*— 1993.— Vol.113, N2.— P.119-122.
- Iki M., Ishizaki H., Aalto H. et al. Smoking habits and postural stability // *Am. J. Otolaryngol.*— 1994.— Vol.15, N2.— P.124-128.
- Illyes A., Kiss R.M. Method for determining the spatial position of the shoulder with ultrasound-based motion analyzer // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 2006.— Vol.16, N1.— P.79-88.
- Imamura K., Mano T., Iwase S. One minute wave of body sway related to muscle pumping during static standing in human // *Xth Internat. Symposium on Disorders of Posture and Gait. FRG: Munchen, 1990.- Sept. 2-6.- p.53-57.*
- Imamura K., Mano T., Iwase S. Role of postural sway as a compensatory mechanism for gravitational stress on the cardiovascular system // *Gait Posture.*— 1999.— Vol.9, N1.— P.5.
- Imms F.J., MacDonald I.C. Abnormalities of the gait occurring during recovery from fractures of the lower limb and their improvement during rehabilitation // *Scand. J. Rehabil. Med.*— 1978.— Vol.10, N4.— P.221-225.
- Inman V.T. *The Joints of the ankle.*— Baltimore: Williams and Wilkins, 1976.
- Inman V.T., Mann R.A. *Bio-Mechanics of the foot and ankle* // *DuViries Surgery of the foot* / Ed by R.A.Mann.— St. Louis, C.V.Mosby Company, 1978.
- Inman V.T., Ralston H.J., Told F. *Human Walking.*— Baltimore: Williams & Wilkins, 1981.— 154 p.
- Intiso D., Santilli V., Grasso M.G. et al. Rehabilitation of walking with electromyographic bio-feedback in foot-drop after stroke // *Stroke.*— 1994.— Vol.25, N6.— P.1189-1192.
- Ishizaki H. Nonsequential vector analysis of body sway in Meniere's disease // *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho.*— 1991.— Vol.94, N9.— P.1265-1279.
- Isman K.E., Inman V.T. Anthropometric Studies of the Human Foot and Ankle // *Bull. Prosthet Res.*— 1969.— Vol.10/11.— P.97-129.
- Isacson J., Gransberg L., Knutsson E. Three-dimensional electrogoniometric gait recording // *J. Biomech.*— 1986.— Vol.19, N8.— P.627-636.
- Ishizaki H., Pyykko I., Aalto H. et al. Repeatability and effect of instruction of body sway // *Acta Otolaryngol. Suppl.*— 1991.— Vol.481.— P.589-592.
- Itoh A., Sakata E. Neurological examination of patients with alcohol dependency // *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho.*— 1996.— Vol.99, N8.— P.1110-1118.
- Jacobs N.A., Skorecki J., Charnley J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait // *J. Biomech.*— 1972.— N5.— P.11-34.
- Jacson A., Glasgow M. Tarsal hypermobility after ankle fusion: fact or fiction // *J. Bone Joint Surg.*— 1979.— 61A.— P.470-473.
- Jansen R.D., Nansel D.D., Szlczak M.J. Power spectral and microvector frequency analysis of dynamic standing foot force patterns in a normal male subject // *J. Manipulat. Physiol. Ther.*— 1990.— Vol.13, N7.— P.361-369.
- Jäntti P. Falls in elderly // *Acta Univer. Tampere.*— 1993.— Vol.365.
- Jarnlo G.B., Thorgren K.G. Standing balance in hip fracture patients. 20 middle-aged patients compared with 20 healthy subjects // *Acta Orthop. Scand.*— 1991.— Vol.62, N5.— P.427-434.
- Jeong B.Y. Respiration effect on standing balance // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1991.— Vol.72, N9.— P.642-645.

- Jeong B.Y. Contour representation of sway area in posturography and its application // Arch. Phys. Med. Rehabil.— 1994.— Vol.75, N9.— P.951-956.
- Jobe F.W., Moynes D.R., Tibone J.E. et al. An EMG analysis of the shoulder in pitching: A second report // Am. J. Sports Med.— 1984.— Vol.12, N3.— P.218-220.
- Jobe F.W., Perry J., Pink M. Electromyographic shoulder activity in men and women professional golfers // Am. J. Sports Med.— 1989.— Vol.17, N6.— P.782-787.
- Jobe F.W., Tibone J., Perry J. et al. An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching // Am. J. Sports Med.— 1983.— Vol.11, N1.— P.3-11.
- Johansson R., Magnusson M., Åkesson M. Identification of Postural Dynamics // IEEE Trans. Biomed. Eng.— 1988.— Vol.35.— P.858-869.
- Johansson R., Magnusson M. Human postural dynamics // Biomed. Eng.— 1991.— Vol.18.— P.413-437.
- Johansson R., Vallbo Å. Spatial properties of the population of mechanoreceptive units in the glabrous skin of the human hand // Brain Res.— 1980.— Vol.184.— P.353-366.
- Johnson E.W. Practical Electromyography.— Baltimore: Williams and Wilkins, 1988.
- Johsson F., Waugh W. Evidence for compensatory gait in patterns right a valgus knee deformity // Acta Orthop. Belg.— 1980.— Vol.46, N45.— P.558-565.
- Joint motion. Method of measuring and recording.— Am. Acad. of Orthopedics Surg.— 1965.
- Joyce B.M., Kirby R.L. Canes, crutches and walkers // Am. Family Physician.— 1991.— Vol.43, N2.— P.535-542.
- Judge J.O., Lindsey C., Underwood M. et al. Balance improvements in older women: effects of exercise training // Phys. Ther.— 1993.— Vol.73, N4.— P.254-265.
- Juntunen J., Ylikoski J., Ojala M. et al. Postural body sway and exposure to high-energy impulse noise // Lancet.— 1987.— Vol.11.— P.261-264.
- Kadaba M.P., Ramakrishnan H.K., Wootten M.E. et al. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait // J. Orthop. Res.— 1989.— Vol.7.— P.849-860.
- Kadaba M.P., Wootten M.E., Gainey J. et al. Repeatability of phasic muscle activity: Performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis // J. Orthop. Res.— 1985.— Vol.3.— P.350-359.
- Kalman R.E. A new approach to linear filtering and prediction problems // J. Basic Eng.— 1960.— P.35-45.
- Kamen G., Patten C., Du C.D. et al. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway // Gerontol.— 1998.— Vol.44, N1.— P.40-45.
- Kamiya J. Conscious control of brain wave // Psychol. Today.— 1968.— Vol.1.— P.56-60.
- Kantner R.M., Rubin A.M., Armstrong C.W. et al. Stabilometry in balance assessment of dizzy and normal subjects // Am. J. Otolaryngol.— 1991.— Vol.12, N4.— P.196-204.
- Kantor E., Poupard L., Le Bozec S. et al. Does body stability depend on postural chain mobility or stability area? // Neurosci. Lett.— 2001.— Vol.308, N2.— P.128-132.
- Kapteyn T.S., Bles W., Njiokiktjen Ch.J. et al. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography // Agressologie.— 1983.— Vol.24, N7.— P.321-326.
- Karlberg M., Johansson R., Magnusson M. et al. Dizziness of suspected cervical origin distinguished by posturographic assessment of human postural dynamics // J. Vestib. Res.— 1996.— Vol.6, N1.— P.37-47.
- Karlsson A., Frykberg G. Correlations between force plate measurements for assessment of balance // Clin. Biomech.— 2000.— Vol.15.— P.365-369.
- Karmel-Ross K., Cooperman D.R., Van-Doren C.L. The effect of electrical stimulation on quadriceps femoris muscle torque in children with spina bifida // Phys. Ther.— 1992.— Vol.72, N10.— P.723-730.
- Karpovich P.V., Leighton M.D., Wilklow M.S. Goniometric study of the human foot in standing and walking // Ind. Med. Surg.— 1960.— Vol.29, N7.— P.339-347.

- Katoh M., Mochizuki T., Moriyama A. Changes of sagittal-plane ankle motion and ground reaction force (fore-aft shear) in normal children aged four to 10 years // *Dev. Med. Child Neurol.*— 1993.— Vol.35, N5.— P.417-423
- Kay B.A., Saltzman E.L., Kelso J.A. Steady-state and perturbed rhythmical movements: a dynamical analysis // *J. Exp. Psychol. Hum. Percept. Perform.*— 1991.— Vol.17, N1.— P.183-197.
- Keefe F.J., Hill R.W. An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients // *Pain.*— 1985.— Vol.21, N1, P.153-161.
- Keenan M.A., Creighton J., Garland D.E. et al. Surgical correction of spastic equinovarus deformity in the adult head trauma patient // *Foot Ankle.*— 1984.— Vol.5.— P.35-41.
- Keenan M.A., Perry J. Motion analysis: Upper extremity // *Orthopaedic Rehabilitation* / Ed. by V.L.Nickel, M.J.— N.-Y.: Churchill Livingstone, 1992.— P.243-256.
- Keenan M.A.E. Surgical decision making for residual limb deformities following traumatic brain injury // *Orthop. Rev.*— 1988.— Vol.27.— P.1185-1192.
- Keenan M.A.E., Haider T.T., Stone L.R. Dynamic electromyography to assess elbow spasticity // *J. Hand Surg.*— 1990.— Vol.15A.— P.607-614.
- Keenan M.A.E., Perry J. Evaluation of upper extremity motor control in spastic brain-injured patients using dynamic electromyography // *J. Head Trauma Rehabil.*— 1990.— Vol.5.— P.13-22.
- Keenan M.A.E., Romanelli R.R., Lunsford B.R. The use of dynamic electromyography to evaluate motor control in the hands of adults who have spasticity caused by brain injury // *J. Bone Joint Surg.*— 1989.— Vol.71, N1.— P.120-126.
- Kendall F.P., McCreary E.K. Muscles, testing and function.— Williams and Wilkins, 1983.
- Kepple T.M., Siegel K.L., Stanhope S.J. Simulation of human walking: A simple 3 Degree-of-freedom model // *Clin. Gait Laboratory Conf.*— Rochester, 1993.— P.81-82.
- Kettelkamp D.B., Johnson R., Smidt G. et al. An electrogoniometric study of knee motion in normal // *Gait. J. Bone Joint Surg.*— 1970.— Vol.52A, N4.— P.775-790.
- Kidder S.M., Harris G.F., Johnson J.E. et al. A kinematical model for clinical description of foot and ankle motion // *Clin. Gait Laboratory Conf.*— Rochester, 1993.— P.111-112.
- Kilburn K.H., Warshaw R.H., Hanscom B. Balance measured by head (and trunk) tracking and a force platform in chemically (PCB and TCE) exposed and referent subjects // *Occup. Environ. Med.*— 1994.— Vol.51, N6.— P.381-385.
- Kiene R.H., Johnson K.A. AAOS Symposium on the foot and ankle.— St. Louis, Toronto, London: C.V. Mosby Company, 1983.
- Kimura J. Electrodiagnosis in disease of nerve and muscle, principles and practice.— Philadelphia: F.Davis Co., 1989.
- King D.L., Zatsiorsky V.M. Extracting gravity line displacement from stabilographic recordings // *Gait Posture.*— 1997.— Vol.6, N1.— P.27-38.
- King M.B., Judge J.O., Wolfson L. Functional base of support decreases with age // *J. Gerontol.*— 1994.— Vol.49, N6.— P.M258-M263.
- Kinney LaPier T.L., Liddle S., Bain C. A comparison of static and dynamic standing balance in older men versus women // *Physiotherapy.*— 1997.— Vol.49.— P.207-213.
- Kirby R.L., Price N.A., MacLeod D.A. The influence of foot position on standing balance // *J. Biomech.*— 1987.— Vol.20, N4.— P.423-427.
- Kiss R.M., Kocsis L., Knoll Z. Joint kinematics and spatial-temporal parameters of gait measured by an ultrasound-based system // *Med. Eng. Phys.*— 2004.— Vol.26, N7.— P.611-620.
- Klenerman L. The foot and its disorders // Blackwell Scientific publications.— Oxford, London, Edinburgh, Melbourne, 1976.— 256 p.
- Klenerman L. The foot and its disorders.— Oxford, London, Edinburgh, Boston, Melbourne, 1982.— 240 p.

- Knutson L.M., Soderberg G.L., Ballantyne B.T. et al. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1994.— Vol.4.— P.47-59.
- Knutsson E., Richards C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients // *Brain.*— 1979.— Vol.102.— P.405-430.
- Knutzen K.M., Brilla L.R., Quinn K. et al. Ground reaction force symmetry in the gait of osteoarthritic women (abstract) // *Proc. XIIth Int. Cong. Biomechanics.*— UCLA, Los Angeles, California, 1989.— P.105.
- Ko Y.G., Van Emmerik R.E., Sprague R.L. et al. Postural stability, tardive dyskinesia and developmental disability // *J. Intellect. Disabil. Res.*— 1992.— Vol.36, N4.— P.309-323.
- Koceja D.M., Allway D., Earles D.R. Age differences in postural sway during volitional head movement // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1999.— Vol.80, N12.— P.1537-1541.
- Kofman J., Allard P., Dronin G. et al. Use of kinematics and kinetic gait simulation in the design of a flexible prosthetic foot for child amputees // *Med. Biomech.*— 1986.— Vol.3.— P.380-386.
- Koh T.J., Grabiner M.D. Evaluation of methods to minimize crosstalk in surface EMG // *J. Biomech.*— 1993.— Vol.26.— P.151-157.
- Kohen R.R., Volkmar F.R., Cohen D.J. Postural control in children with autism // *J. Autism. Dev. Disord.*— 1992.— Vol.22, N3.— P.419-432.
- Kollegger H., Baumgartner C., Wober C. et al. Spontaneous body sway as a function of sex, age, and vision: posturographic study in 30 healthy adults // *Eur. Neurol.*— 1992.— Vol.32, N5.— P.253-259.
- Komi P.V., Buskirk E.R. Reproducibility of electromyographic measurements with inserted wire electrodes and surface electrodes // *Electromyography.*— 1970.— Vol.4.— P.357-367.
- Korttila K., Ghoneim M.M., Jacobs L. et al. Evaluation of instrumented force platform as a test to measure residual effects of anesthetics // *Anesthesiol.*— 1981.— Vol.55, N6.— P.625-630.
- Kozin S.H., Keenan M.A.E. Using dynamic electromyography to guide surgical treatment of the spastic upper extremity in the brain-injured patient // *Clin. Orthop.*— 1993.— Vol.288.— P.109-117.
- Kressig R.W., Beauchet O. Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults // *Aging Clin. Exp. Res.*— 2006.— Vol.18, N2.— P.174-176.
- Kubo T., Sakata Y., Matsunaga T. et al. Analysis of body sway pattern after alcohol ingestion in human subjects // *Acta Otolaryngol. Suppl.*— 1989.— Vol.468.— P.247-252.
- Kuczinski M. The second order autoregressive model in the evaluation of postural stability // *Gait Posture.*— 1999.— Vol.9, N1.— P.50-56.
- Kuo W., Bhattacharya A., Succop P. et al. Postural stability assessment in sewer workers // *J. Occup. Environ. Med.*— 1996.— Vol.38.— P.27-34.
- Kwatney E., Thomas D.H., Kwatney H.G. et al. An application of signal processing techniques to the study of myoelectric signals // *IEEE Transactions on Biomed. Engin.*— 1970.— Vol.17.— P. 303-313.
- Lacour M., Barthelemy J., Borel L. et al. Sensory strategies in human postural control before and after unilateral vestibular neurotomy // *Exp. Brain Res.*— 1997.— Vol.115, N2. P.300-310.
- Lafond D., Corriveau H., Hebert R. et al. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 2004.— Vol.85, N6.— P.896-901.
- Laghrissi-Thode F., Pollock B.G., Miller M.C. et al. Double-blind comparison of paroxetine and nortriptyline on the postural stability of late-life depressed patients // *Psychopharmacol. Bull.*— 1995.— Vol.31, N4.— P.659-663.

- Langelaan E.J. A kinematical analysis of the tarsal joints. An X-ray photogrammetric study. // *Acta Orthop. Scand.*— 1983.— Vol.204, N54.— 150 p.
- Lanska D.J. The romberg sign and early instruments for measuring postural sway // *Semin Neurol.*— 2002.— Vol.22, N4.— P.409-418.
- Laassel E.M., Loslever P., Voisin P.H. et al. Analyse multidimensionnelle des forces de reaction du pied au cours de la marche normale // *Acta Orthop. Belg.*— 1992.— Vol.58, N3.— P.272-279.
- Laibow R. Medical applications of neurobiofeedback // *Introduction to quantitative EEG and Neurofeedback* // Ed. by J.R.Evans, A.Abarbanel.— Academic Press, 1999.— P.83-102.
- Lajoie Y. Effect of computerized feedback postural training on posture and attentional demands in older adults // *Aging Clin. Exp. Res.*— 2004.— N5.— P.363-368.
- Lamoreux L.W. Kinematic measurements in the study of human walking // *Bull. Prosthet. Res.*— 1971.— Vol.10, N15.— P.3-84.
- Latash M.L. Postural Control. Vision // *Human Kinetics. Neurophysiological Basis of Movement.*— Champaign, Illinois, 1998.— P.163-194.
- Latash M.L., Zatsiorsky V.M. *Classics in Movement Science.*— Human Kinetics Pub., 2001.— P.451.
- Laufer Y., Sivan D., Schwarzmann R. et al. Standing balance and functional recovery of patients with right and left hemiparesis in the early stages of rehabilitation // *Neurorehabil. Neural Repair.*— 2003.— Vol.17, N4.— P.207-213.
- Leanderson J., Wykman A., Eriksson E. Ankle sprain and postural sway in basketball players // *Knee Surg. Sports. Traumatol. Arthrosc.*— 1993.— Vol.1, N3-4.— P.203-205.
- Lee D.N., Aronson E. Visual proprioceptive control of standing in human infants // *Percept. Psychophys.*— 1974.— Vol.15.— P.529-532.
- Lee M.Y., Wong M.K., Tang F.T. et al. New quantitative and qualitative measures on functional mobility prediction for stroke patients // *J. Med. Eng. Technol.*— 1998.— Vol.22, N1.— P.14-24.
- Lee R., Laprade J., Fung E. A real-time gyroscopic system for three-dimensional measurement of lumbar spine motion // *Med. Eng. Phys.*— 2003.— Vol.25, N10.— P.817-824.
- Lehmann J.F. Push-off and propulsion of the body in normal and abnormal gait. Correction by ankle-foot orthoses // *Clin. Orthop.*— 1993.— Vol.288.— P.97-108.
- Leibowitz H.W., Rodemer C.S., Dichgans J. The independence of dynamic spatial orientation from luminance and refractive error // *Percept. Psychophys.*— 1979.— Vol.25.— P.75-79.
- Lekhel H., Marchand A.R., Assaïante C. et al. Cross-correlation analysis of the lateral hip strategy in unperturbed stance // *Neuroreport.*— 1994.— Vol.2, N5.— P.1293-1296.
- Levens A.S., Inman V.T., Blosser J.A. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion // *J. Bone Joint Surg.*— 1948.— Vol.30A, N4.— P.859-872.
- Li S., Armstrong C.W., Cipriani D. Three-point gait crutch walking: variability in ground reaction force during weight bearing // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 2001.— Vol.82, N1.— P.86-92.
- Liao H.F., Mao P.J., Hwang A.W. Test-retest reliability of balance tests in children with cerebral palsy // *Dev. Med. Child Neurol.*— 2001.— Vol.43, N3.— P.180-186.
- Liberson W. Biomechanics of gait: A method of study // *Arch. Phys. Med. Rehab.*— 1965.— Vol.46, N1A.— P.37-48.
- Lidstrom J., Friberg S., Lindstrom L. et al. Postural control in siblings to scoliosis patients and scoliosis patients // *Spine.*— 1988.— Vol.13, N9.— P.1070-1074.
- Lin P.Y., Yang Y.R., Cheng S.J. et al. The relation between ankle impairments and gait velocity and symmetry in people with stroke // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 2006.— Vol.87, N4.— P.562-568.

- Liu S.H., Lawson D. Power spectrum of the fast Fourier transform for measurement of standing balance // *Aust. J. Sci. Med. Sport.*— 1995.— Vol.27, N3.— P.62-67.
- Luinge H.J. Internal sensing of human movement // *Twente University Press*, 2002.— P.88.
- Luinge H.J., Veltink P.H. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers // *Med. Biol. Eng. Comput.*— 2005.— Vol.43, N2.— P.273-282.
- Macellari V.L.T., Cristilini P., Bugarini M. Comparison among remote sensing system for human movement measurement // *Bioengin.*— 1985.— Vol.1.— P.71-75.
- Magnusson M., Enbom H., Johansson R. et al. Significance of pressor input from the human feet in anterior-posterior postural control // *Acta Otolaryngol.*— 1990.—Vol.110.— P.182-188.
- Magnusson M., Petersen H., Harris S. et al. Postural control and vestibulospinal function in patients selected for cochlear implantation // *Br. J. Audiol.*— 1995.—Vol.29, N4.— P.231-236.
- Mahar R.K., Kirby R.L., MacLeod D.A. Simulated leg-length discrepancy: Its effect on mean center-of-pressure position and postural sway // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1985.— Vol.66.— P.822-824.
- Malouin F., Potvin M., Prevost J. et al. Use of an intensive task-oriented gait training program in a series of patients with acute cerebrovascular accidents // *Phys. Ther.*— 1992.— Vol.72, N11.— P.781-793.
- Mamo D.C., Pollock B.G., Mulsant B. Effects of nortriptyline and paroxetine on postural sway in depressed elderly patients // *Am. J. Geriatr. Psychiatry.*— 2002.— Vol.10, N2.— P.199-205.
- Manchester D., Woollacott M., Zederbauer-Hylton N. et al. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adults // *J. Gerontol.*— 1989.— Vol.44.— P.M118-M127.
- Mann R., Inman V.T. Phasic activity of intrinsic muscles of the foot // *J. Bone Joint Surg.*— 1964.— Vol.46A, N3.— P.469-481.
- Mann R.A., John L., Hagy O.R.E. The initiation of gait // *J. Bone Joint Surg.*— 1979.— Vol.61A, N2.— P.232-239.
- Manter L. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints // *Anat. Rec.*— 1941.— Vol.80, N4.— P.397-410.
- Marey E.J. *La methode graphique.*— Paris, 1885.
- Marey E.J. *Movement.*— London, 1895.
- Marino A. Postural stomatognathic origin reflexes // *Gait Posture.*— 1999.— Vol.9, N1.— P.S5.
- Markham C.H. Vestibular control of muscular tone and posture // *Can. J. Neurol. Sci.*— 1987.— Vol.14.— P.493-496.
- Matheson A., Darlington C., Smith P. Further evidence for age-related deficits in human postural function // *J. Vestibular Res.*— 1999.— Vol.9.— P.261-264.
- Matsumura K. Statistical analysis of child gait: temporal and distance factors // *Clin. Rehab.*— 1988.— Vol.2.— P.105-109.
- Mattacola C.G., Lebsack D.A., Perrin D.H. Intertester reliability of assessing postural sway using the chattecx balance system // *J. Athl. Train.*— 1995.— Vol.30, N3.— P.237-242.
- Maurer C., Peterka R.J. A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control // *J. Neurophysiol.*— 2005.— Vol.93, N1.— P.189-200.
- Mauritz K.H., Dichgans J., Hufschmidt A. Quantitative analysis of stance in late cortical cerebellar atrophy of the anterior lobe and other forms of cerebellar ataxia // *Brain.*— 1979.— Vol.102, N3.— P.461-482.
- Mazur J.M., Schwartz E., Simson S.R. Ankle arthrodesis. Long term follow-up with gait analysis // *J. Bone Joint Surg.*— 1979.— Vol.61A, N7.— P.964-975.

- McChesney J., Woolacott M. The effect of age-related declines in proprioception and total knee replacement on postural control // *J. Gerontol.*— 2000.— Vol.55A.— P.M658-M666.
- McCullough C.I., Burge P.D. Rotatory stability of the load-bearing ankle // *J. Bone Joint Surg.*— 1980.— Vol.62A, N4.— P.460-464.
- McDonough A.L., Razza-Doherty M. Some biomechanical aspects of crutch and cane walking: the relationship between forward rate of progression, symmetry, and efficiency: a case report // *Clin. Podiatry Med. Surg.*— 1988.— Vol.5, N3.— P.627-638.
- McGill S.M., Dainty D.A. Computer analysis of energy transfer in children walking with crutches // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1984.— Vol.65, N3.— P.115-120.
- Melzer I., Benjuya N., Kaplanski J. Age-related changes of postural control: effects of cognitive tasks // *Gerontol.*— 2001.— Vol.47.— P.189-194.
- Meinders M., Gitter A., Czerniecki J.M. The role of ankle plantar flexor muscle work during walking // *Scand. J. Rehabil. Med.*— 1998.— Vol.30, N1.— P.39-46.
- Menard M.R., McBride M.E., Sanderson D.J. et al. Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1992.— Vol.73, N5.— P.451-458.
- Milczarek J.J., Kirby R.L., Harrison E.R. et al. Standard and four-footed canes: their effect on the standing balance of patients with hemiparesis // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1993.— Vol.74, N3.— P.281-285.
- Milner-Brown H.S., Stein R.B. The relation between the surface electromyogram and muscular force // *J. Physiol.*— 1975.— Vol.246.— P.549-569.
- Michel V., Do M.C. Are stance ankle plantar flexor muscles necessary to generate propulsive force during human gait initiation? // *Neurosci. Lett.*— 2002.— Vol.325, N2.— P.139-143.
- Mitchelson D.L. Automated three dimensional movement analysis using the CODA-3 system // *Biomedizin. Tech.*— 1988.— Vol.33.— P.179-182.
- Miyazaki S., Yamamoto S., Ebina M. et al. A system for the continuous measurement of ankle joint moment in hemiplegic patients wearing ankle-foot orthoses // *Front. Med. Biol. Eng.*— 1993.— Vol.5, N3.— P.215-232.
- Morasso P.G., Schieppati M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? // *J. Neurophysiol.*— 1999.— Vol.83.— P.1622-1626.
- Mori S. Reflexes, synergies and strategies // *Xth Int. Symp. Disorders of Posture and Gait.*— FRG, Munchen, 1990.— P.76-81.
- Morris I.M. Biomechanics of the foot and ankle // *Clin. Orthop.*— 1977.— Vol.122.— P.10-17.
- Morris M., Jobe F.W., Perry J. et al. Electromyographic analysis of elbow function in tennis players // *Am. J. Sports Med.*— 1989.— Vol.17, N2.— P.241-247.
- Morton D.J. *The human foot: its evolution, physiology and functional disorders.*— N.-Y.: Columbia University Press, 1935.
- Moseley J.B., Jobe F.W., Pink M. et al. EMG analysis of the scapular muscles during a shoulder rehabilitation program // *Am. J. Sports Med.*— 1992.— Vol.20, N2.— P.128-134.
- Mueller M.J., Minor S.D., Sahrman S.A. et al. Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls // *Phys. Ther.*— 1994.— Vol.74, N4.— P.299-313.
- Muro M. et al. Surface EMG power spectral analysis of neuromuscular disorders during isometric and isotonic contractions // *Am. J. Physical Med.*— 1982.— Vol.61, N5.— P.244-253.
- Murray M.P., Drought A.B., Korry P.C. Walking patterns of normal men // *J. Bone Joint Surg.*— 1964.— Vol.46A, N2.— P.335-360.
- Murray M.P. Gait as a total pattern of movement // *Am. J. Physical Med.*— 1967.— Vol.46, N1.— P.290-333.

- Murray M.P., Clarkson B.H. The vertical pathways of the foot during level walking. II. Clinical examples of distorted pathways // *Physical Therapy*.— 1966.— Vol.46.— P.590-599.
- Murray M.P., Gore D.R. Gait of patients with hip pain or loss of hip joint motion // *Clinical Biomechanics* / J.Black et al.— 1984.— P.173-200.
- Murray M.P., Gutten G.N., Sepic S.R. et al. Function of the triceps surae during gait // *J. Bone Joint Surg.*— 1978.— Vol.60A.— P.473-476.
- Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H. Walking patterns in healthy old men // *J. Gerontol.*— 1969.— Vol.24.— P.169-178.
- Murray M.P., Kory R.C., Clarkson B.H. et al., Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men // *Am. J. Physical Med.*— 1966.— Vol.45.— P.8-23.
- Murray M.P., Kory R.C., Sepic S.B. Walking patterns of normal women // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1970.— Vol.51.— P.637-650.
- Murray M.P., Seireg A., Scholz R.C. Centre of gravity, centre of pressure and supportive forces during human activities // *J. Ap. Physiol.*— 1967.— Vol.23.— P.831-838.
- Murray M.P., Sepic S.B., Gardner G.M. et al. Walking patterns of men with parkinsonism // *Am. J. Physical Med.*— 1978.— Vol.57.— P.278-294.
- Murray M.P., Spurr G.B., Sepic S.B. et al. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate // *J. Ap. Physiol.*— 1985.— Vol.59.— P.87-91.
- Murrell P., Cornwall M.W., Doucet S.K. Leg-length discrepancy: effect on the amplitude of postural sway // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1991.— Vol.72, N9.— P.646-648.
- Nakagawa H., Ohashi N., Watanabe Y. et al. The contribution of proprioception to posture control in normal subjects // *Acta Otolaryngol. Suppl.*— 1993.— Vol.504.— P.112-116.
- Nakata M., Hagner I.-M., Jonsson B. Perceived musculoskeletal discomfort and electromyography during repetitive light work // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1992.— Vol.2.— P.103-111.
- Nakhla S.S., King A.J. Overground and treadmill ground reactions in normal gait // *Proc. 38th Annu. Conf. Med. Biol.*— Chicago, 1985.— Vol.27.— P.39.
- Nashner L.M. Analysis of movement control in man using the movable platform // *Motor control mechanism in health and disease* / Ed. by J.E.Desmedt.— N.-Y.: Raven Press, 1983.— P.607-619.
- Nashner L.M. Strategies for organization of human posture // *Vestibular and visual control on posture and locomotor equilibrium.*— Basel, N.-Y., 1985.— P.1-8.
- Nashner L.M. Computerized dynamic posturography / *Handbook of balance function and testing.*— St.Louis: Mosby Year book, 1993.— P.280-307.
- Nashner L.M., McCollum G. The organization of human postural movements: A formal basis and experimental synthesis // *Behav. Brain Sci.*— 1985.— Vol.8.— P.135-172.
- Nealy D. Common foot disorders.— Churchill, Livingstone, Edinburg, London, Melbourne, N.-Y., 1981.
- Neptune R.R., Kautz S.A., Zajac F.E. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking // *J. Biomech.*— 2001.— Vol.34, N11.— P.1387-1398.
- Neptune R.R., Sasaki K. Ankle plantar flexor force production is an important determinant of the preferred walk-to-run transition speed // *J. Exp. Biol.*— 2005.— Vol.208.— P.799-808.
- Nester C.J., Findlow A.F., Bowker P. et al. Transverse plane motion at the ankle joint // *Foot Ankle Int.*— 2003.— Vol.24, N2.— P.164-168.
- Neumann D.A. Hip abductor muscle activity in persons with a hip prosthesis while carrying loads in one hand // *Phys. Ther.*— 1996.— Vol.76.— P.1320-1330.
- Neumann D.A., Soderberg G.L., Cook T.M. Electromyographic analysis of hip abductor musculature in healthy right-handed persons // *Phys. Ther.*— 1989.— Vol.69.— P.431-440.

- Ng J.K., Richardson C.A., Jull G.A. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test // *Phys. Ther.*— 1997.— Vol.77.— P.954-961.
- Nichols D.S. Balance retraining after stroke using force platform biofeedback // *Phys. Ther.*— 1997.— Vol.77, N5.— P.553-558.
- Nichols D.S., Glenn T.M., Hutchinson K.J. Changes in the mean center of balance during balance testing in young adults // *Phys. Ther.*— 1995.— Vol.75, N8.— P.699-706.
- Nies N., Sinnott P.L. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction // *Spine.*— 1991.— Vol.16, N3.— P.325-330.
- Nigg B.M., Bell G.D., Kiefer G.N. et al. A quantitative assessment of the asymmetry of locomotion parameters in subjects with chronic anterior cruciate ligaments injuries // *Proc. Hum. Locomotion II*, 1982.— P.9-11.
- Nilsson J., Panizza M., Hallett M. Principles of digital sampling of a physiologic signal // *EEG Clin. Neurophysiol.*— 1993.— Vol.89.— P.349-358.
- Nishiwaki Y., Takebayashi T., Imai A. et al. Difference by instructional set in stabilometry // *J. Vestib. Res.*— 2000.— Vol.10, N3.— P.157-161.
- Nordahl S.H., Aasen T., Dyrkorn B.M. et al. Static stabilometry and repeated testing in a normal population // *Aviat Space Environ Med.*— 2000.— Vol.71, N9.— P.889-893.
- Normes 85.— France, Paris, 1985.
- Norre M.E., Forrez G. Posture testing (posturography) in the diagnosis of peripheral vestibular pathology // *Arch. Otorhinolaryngol.*— 1986.— Vol.243, N3.— P.186-189.
- Norris F.H. The EMG: a guide and atlas for practical EMG.— N.-Y.: Gruve and Stratton, 1963.
- Norris S.L., Currier M. Performance enhancement training through neurofeedback // *Introduction to quantitative EEG and neurofeedback* / Ed. by J.R.Evans, A.Abarbanel.— Academic Press, 1999.— P.223-240.
- Nougier V., Bard C., Fleury M. et al. Contribution of central and peripheral vision to the regulation of stance // *Gait Posture.*— 1997.— Vol.5, N1.— P.34-41.
- Nordahl S.H., Aasen T., Dyrkorn B.M. et al. Static stabilometry and repeated testing in a normal population // *Aviat. Space Environ Med.*— 2000.— Vol.71, N9.— P.889-893.
- Nyquist H. Certain topics in telegraph transmission theory // *Trans. AIEE.*— 1928.— Vol.47.— P.617-644.
- Nuber G.W., Jobe F.W., Perry J. et al. Fine wire electromyography analysis of muscles of the shoulder during swimming // *Am. J. Sports Med.*— 1986.— Vol.14, N1.— P.7-11.
- O'Connell M., George K., Stock D. Postural sway and balance testing: a comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees // *Gait Posture.*— 1998.— Vol.8, N2.— P.136-142.
- O'Conner N. Asymmetry in loading times between the natural and prosthetic limb in the above-knee amputee (abstract) // *North Am. Cong. Biomech.*— Montreal, Quebec, Canada, 1986.
- Odenrick P., Sandstedt P. Development of postural sway in the normal child / *Hum. Neurobiol.*— 1984. Vol.3.— P.241-244.
- Ohashi N., Nakagawa H., Asai M. Contribution of vision to the stabilization of body sway in patients with spinocerebellar degeneration // *Acta Otolaryngol. Suppl.*— 1993.— Vol.504.— P.117-119.
- Ohkoshi Y., Yasuda K., Kaneda K. et al. Biomechanical analysis of rehabilitation in the standing position // *Am. J. Sports Med.*— 1991.— Vol.19, N6.— P.605-611.
- Ojala M., Matikainen E., Juntunen J. Posturography and the dizzy patient: a neurological study of 133 patients // *Acta Neurol. Scand.*— 1989.— Vol.80, N2.— P.118-122.
- Olney S.L., Winter D.A. Predictions of knee and ankle moments of force in walking from EMG and kinematics data // *J. Biomech.*— 1985.— Vol.18, N1.— P.9-21.

- Olney S.J., Griffin M.P., McBride I.D. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach // *Phys. Ther.*— 1994.— Vol.74, N9.— P.872-885.
- Onell A. The vertical ground reaction force for analysis of balance? // *Gait Posture.*— 2000.— Vol.12, N1.— P.7-13.
- Osterbauer P.J., De-Boer K.F., Widmaier R. et al. Treatment and biomechanical assessment of patients with chronic sacroiliac joint syndrome // *J. Manipulative. Physiol. Ther.*— 1993.— Vol.16, N2.— P.82-90.
- Overstall P.W., Exton-Smith A.N., Imms F.J. et al. Falls in the elderly related to postural imbalance // *BMJ.*— 1977.— Vol.1.— P.261-264.
- Ounpuu S., Winter D.A. Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*— 1989.— Vol.72.— P.429-438.
- Pagnacco G., Heiss D.G., Oggero E. Muscular contractions and their effect on the vertical ground reaction force during quiet stance. Part I: Hypothesis and experimental investigation // *Biomed. Sci. Instrum.*— 2001.— Vol.37.— P.227-232.
- Pai Y.C., Patton J. Center of mass velocity-position predictions for balance control // *J. Biomech.*— 1997.— Vol.30, N4.— P.347-354.
- Paige G.D. The aging vestibulo-ocular reflex (VOR) and adaptive plasticity // *Acta Otolaryngol.*— 1991.— Vol.481.— P.297-300.
- Palano D., Molinari G., Cappelletto M. et al. The role of stabilometry in assessing the correlations between craniomandibular disorders and equilibrium disorders // *Bull. Group Int. Rech. Sci. Stomatol. Odontol.*— 1994.— Vol.37, N1-2.— P.23-26.
- Palano D., Molinari G., Cappelletto M. et al. The role of stabilometry in assessing the correlations between craniomandibular disorders and equilibrium disorders // *Bull. Group. Int. Rech. Sci. Stomatol. Odontol.*— 1994.— Vol.37, N1-2.— P.23-26.
- Pappas I.P., Popovic M.R., Keller T. et al. A reliable gait phase detection system // *IEEE Trans Neural. Sys. Rehabil. Eng.*— 2001.— Vol.9, N2.— P.113-125.
- Pardo R.D., Deathe A.B., Winter D.A. Walker user risk index. A method for quantifying stability in walker users // *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*— 1993.— Vol.72, N5.— P.301-305.
- Patrick J.H. Use of movement analysis in understanding abnormalities of gait in cerebral palsy // *Arch. Dis. Child.*— 1991.— Vol.66.— P.900-903.
- Paulus W.M., Straube A., Brandt T. Visual stabilisation of posture // *Brain.*— 1984.— Vol.107.— P.1143-1163.
- Pearcy M.J., Jones S.H., Attewell P.B. Three-dimensional rotations presented in two-dimensions // *Gait Anal. Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf.*— Oxford, Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.28-29.
- Pedotti A. A simple equipment used in clinical practice for evaluation of locomotion // *IEEE Trans. Biomed. Eng.*— 1977.— Vol.24.— P.456-451.
- Perry J. Kinesiology of lower extremity bracing // *Clin. Orthop.*— 1974.— Vol.102.— P.18-31.
- Perry J. Distal rectus femoris transfer // *Dev. Med. Child Neurol.*— 1987.— Vol.29.— P.153-158.
- Perry J. Gait analysis. Normal and pathological function.— SLACK Incorporated, 1992.— 524 p.
- Perry J., Easterday C.S., Antonelli D.J. Surface versus intramuscular electrodes for electromyography of superficial and deep muscles // *Phys. Ther.*— 1981.— Vol.61.— P.7-14.
- Peterka R.J., Black F.O., Schoenhoff M.B. Age-related changes in human vestibulo-ocular reflexes: sinusoidal rotation and calorimetric tests // *J. Vestibul. Res.*— 1990.— Vol.1.— P.49-59.
- Peterka R.J., Black F.O., Schoenhoff M.B. Age-related changes in human vestibulo-ocular reflexes: pseudorandom rotation tests // *J. Vestib. Res.*— 1990.— Vol.1.— P.61-71.

- Peterka R.J., Black F.O. Age-related changes in human posture control: motor coordination tests // *J. Vestib. Res.*— 1990-91.— Vol.1, N1.— P.87-96.
- Petersen H., Magnusson M., Fransson P.A. et al. Vestibular disturbance at frequencies above 1 Hz affects human postural control // *Acta Otolaryngol. Stockh.*— 1994.— Vol.114, N3.— P.225-230.
- Petersen H., Magnusson M., Johansson R. et al. Auditory feedback regulation of perturbed stance in stroke patients // *Scand. J. Rehabil. Med.*— 1996.— Vol.28, N4.— P.217-223.
- Piazza S.J. Mechanics of the subtalar joint and its function during walking // *Foot Ankle Clin.*— 2005.— Vol.10, N3.— P.425-442.
- Pierotti S.E., Brand R.A., Gabel R.H. et al. Are leg electromyogram profiles symmetrical? // *J. Orthop. Res.*— 1991.— Vol.9.— P.720-729.
- Pink M., Jobe F.W., Perry J. Electromyographic analysis of the shoulder during the golf swing // *Am. J. Sports Med.*— 1990.— Vol.18, N2.— P.137-140.
- Pink M., Perry J., Browne A. et al. The normal shoulder during freestyle swimming // *Am. J. Sports Med.*— 1991.— Vol.19, N6.— P.569-575.
- Pink M., Perry J., Jobe F.W. Electromyographic analysis of the trunk in golfers // *Am. J. Sports Med.*— 1993.— Vol.21, N3.— P.385-388.
- Pliquett F. Eine Methode zur Messung der Druckverteilung auf einer Fläche // *Z. Orthop.*— 1961.— Bd.94, H.2.— S.327-328.
- Pomeroy V.M., Evans B., Falconer M. et al. An exploration of the effects of weighted garments on balance and gait of stroke patients with residual disability // *Clin. Rehabil.*— 2001.— Vol.15, N4.— P.390-397.
- Pomeroy V.M., Chambers S.H., Giakas G. et al. Reliability of measurement of tempo-spatial parameters of gait after stroke using GaitMat II // *Clin. Rehabil.*— 2004.— Vol.18, N2.— P.222-227.
- Prochazka A., Wand P. Tendon organ discharge during voluntary movements in cats // *J. Physiol.*— 1980.— Vol.303.— P.385-390.
- Pyykkö I., Aalto H., Hytönen M. et al. Effect of age on postural control // *Proc. 9th Int. symp. Postural and Gait Research Posture and Gait: development, adaption and modulation.*— Marseille, 1988.— P.95-104.
- Pyykkö I., Aalto H., Starck J. et al. Postural stabilization on a moving platform oscillating at high frequencies // *Aviat. Space Environ. Med.*— 1993.— Vol.64, N4.— P.300-305.
- Pyykkö I., Eklund S., Ishizaki H. et al. Postural compensation after intratympanic gentamicin treatment of Meniere's disease // *J. Vestib. Res.*— 1999.— Vol.9, N1.— P.19-26.
- Pyykkö I., Ishizaki H., Aalto H. et al. Relevance of the Tullio phenomenon in assessing perilymphatic leak in vertiginous patients // *Am. J. Otol.*— 1992.— Vol.13, N4.— P.339-342.
- Quanbury A.O., Cooper J.E., Grahama R.E. An electrogoniometer for the measurement of thoracolumbar rotation // *J. Biomech.*— 1986.— Vol.19, N10.— P.791-797.
- Querner V., Krafczyk S., Dieterich M. et al. Patients with somatoform phobic postural vertigo: the more difficult the balance task, the better the balance performance // *Neurosci. Lett.*— 2000.— Vol.285, N1.— P.21-24.
- Querner V., Krafczyk S., Dieterich M. et al. Phobic postural vertigo. Body sway during visually induced roll vection // *Exp. Brain Res.*— 2002.— Vol.143, N3.— P.269-275.
- Quoniam C., Hay L., Roll J.P. et al. Age effects on reflex and postural responses to proprioceptive inputs generated by tendon vibration // *J. Gerontol.*— 1995.— Vol.50A.— P.B155-B165.
- Rankin J., Woollacott M.H., Shumway-Cook A. et al. Cognitive influence on postural stability: a neuromuscular analysis in young and older adults // *J. Gerontol.*— 2000.— Vol.55A.— P.M112-M119.
- Reber L., Perry J., Pink M. Muscular control of the ankle in running // *Am. J. Sports Med.*— 1993.— Vol.21, N6.— P.805-810.

- Rechtien J.J., Gelblum J.B., Haig A.J. et al. Technology review: dynamic electromyography in gait and motion analysis // *Muscle Nerve*.— 1999.— Vol.22.— P.S233-S238.
- Redfern M.S., Jennings J.R., Furman J.M. The influence of attention of postural control during stance // *Gait Posture*.— 1999.— Vol.9, N1.— P.S11.
- Redfern M.S., Furman J.M. Postural sway of patients with vestibular disorders during optic flow // *J. Vestib. Res.*— 1994.— Vol.4, N3.— P.221-230.
- Renstrom A.F. Mechanism, diagnosis, and treatment of running injuries // *Instr. Course Lect.*— 1993.— Vol.42.— P.225-234.
- Requejo P.S., Wahl D.P., Bontrager E.L. et al. Upper extremity kinetics during Lofstrand crutch-assisted gait // *Med. Eng. Phys.*— 2005.— Vol.27, N1.— P.19-29.
- Riach C.L., Hayes K.C. Maturation of postural sway in young children // *Dev. Med. Child. Neurol.*— 1987.— Vol.29, N5.— P.650-658.
- Rimmer K.P., Ford G.T., Whitelaw W.A., Interaction between postural and respiratory control of human intercostal muscles // *J. Appl. Physiol.*— 1995.— Vol.79.— P.1556-1561.
- Rinehart N.J., Tonge B.J., Iansek R. et al. Gait function in newly diagnosed children with autism: cerebellar and basal ganglia related motor disorder // *Dev. Med. Child Neurol.*— 2006.— Vol.48, N10.— P.819-824.
- Robin D.W., Hasan S.S., Lichtenstein M.J. et al. Dose-related effect of triazolam on postural sway // *Clin. Pharmacol. Ther.*— 1991.— Vol.49, N5.— P.581-588.
- Robinson R.O., Herzog W., Nigg B.M. Use of force platform variables to quantify the effects of chiropractic manipulation on gait symmetry // *J. Manipulat. Physiological Therap.*— 1987.— Vol.10, N4.— P.172-176.
- Rodano R., Santam Brogio G.C. Walking symmetry at different step frequencies: an analysis based on the ground reaction force processing (abstract) // *Proc. of the XIIth Int. Cong. Biomech.*— UCLA, Los Angeles, California, 1989.— P.299.
- Rogers M.W., Pai Y.C. Patterns of muscle activation accompanying transitions in stance during rapid leg flexion // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1993.— Vol.3.— P.149-156.
- Rosenrot P. Asymmetry of gait and the relationship to lower limb dominance // *Proc. of Canadian Soc. for Biomechanics.*— 1980.
- Roetenberg D., Luinge H.J., Baten C.T., Veltink P.H. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation // *IEEE Trans Neural Sys. Rehabil. Eng.*— 2005.— Vol.13, N3.— P.395-405.
- Rohrle H., Schalten R., Sigolotto C. et al. Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking // *J. Biomech.*— 1984.— Vol.17, N6.— P.409-424.
- Roncesvalles M., Woollacott M., Burtner P. Neural Factors underlying reduced postural adaptability in children with cerebral palsy // *Clin. Neurosci. Neuropathol.*— 2002.— Vol.13.— P.2407-2410.
- Rosano C., Brach J., Longstreth Jr. W.T. et al. Quantitative measures of gait characteristics indicate prevalence of underlying subclinical structural brain abnormalities in high-functioning older adults // *Neuroepidemiol.*— 2006.— Vol.26, N1.— P.52-60.
- Rose G.K., Welton E.A., Marshall T. The diagnosis of the flat foot in the child // *J. Bone Joint Surg.*— 1985.— Vol.67B, N1.— P.71-78.
- Rose S.A., Ounpuu S., DeLuca P.A. Strategies for the assessment of pediatric gait in the clinical setting // *Phys. Ther.*— 1991.— Vol.71.— P.961-980.
- Rothwell J. Control of human voluntary movement.— London: Chapman & Hall, 1994.— P.252-290.
- Rovick J.S., Childress D.S. Pendular model of paraplegic swing-through crutch ambulation // *J. Rehab. Res. Develop.*— 1988.— Vol.25, N4.— P.1-16.
- Rowley D.I., Ogilvie C. A simple system of measuring ankle function in disease // *Gait Anal. Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf.*— Oxford, Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.18-19.

- Ryan M.M., Gregor R.J. EMG profiles of lower extremity muscles during cycling at constant workload and cadence // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1992.— Vol.2.— P.69-80.
- Ryu R.K.N., McCormick J., Jobe F.W. et al. An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players // *Am. J. Sports Med.*— 1988.— Vol.16, N5.— P.481-485.
- Rubin A.M., Woolley S.M., Dailey V.M. et al. Postural stability following mild head or whiplash injuries // *Am. J. Otol.*— 1995.— Vol.16, N2.— P.216-221.
- Russe O.A., Gerhardt I.J., Foreword E. et al. International SFTR method of measuring and recording joint motion.— Stuttgart, Vienna: Hans Huber Pub. Bern, 1967.
- Sakaguchi M., Taguchi K., Ishiyama T. et al. Relationship between head sway and center of foot pressure sway // *Auris Nasus Larynx.*— 1995.— Vol.22, N3.— P.151-157.
- Sakellari V., Bronstein A.M. Hyperventilation effect on postural sway // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1997.— Vol.78, N7.— P.730-736.
- Saling M., Koprdova I., Hruby M. Quantitative evaluation of disorders of upright posture using stabilometry // *Cesk. Neurol. Neurochir.*— 1991.— Vol.54, N1.— P.14-21.
- Sartoris D.J., Feingeld M.L., Resnic D. Axial computed tomographic anatomy of the foot. Part III forefoot // *J. Foot Surg.*— 1986.— Vol.25, N1.— P.19-38.
- Sack D., Linz D., Shukla R. et al. Health status of pesticide applicators: postural stability assessments // *J. Occup. Med.*— 1993.— Vol.35, N12.— P.1196-1202.
- Sahlstrand T., Ortengren R., Nachemson A. Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis // *Acta Orthop. Scand.*— 1978.— Vol.49, N4.— P.354-365.
- Sakellari V., Bronstein A.M. Hyperventilation effect on postural sway // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1997.— Vol.78, N7.— P.730-736.
- Savolainen K., Linnavuo M. Effects of m-xylene on human equilibrium measured with a quantitative method // *Acta Pharmacol. Toxicol.*— 1979.— Vol.44, N4.— P.315-318.
- Sawatzky B., Tredwell S., Sanderson D. Postural control and trunk imbalance following Cotrel-Dubosset instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis // *Gait Posture.*— 1997.— Vol.5, N2.— P.116-119.
- Schaefer K.P., Kukowski B., Sub K.J. Psychiatry and posturography // *Xth Int. Symp. on Dis. of Posture and Gait.*— FRG, Munchen, 1990.— P.361-364.
- Schmid M., Conforto S., Bibbo D. et al. Respiration and postural sway: detection of phase synchronizations and interactions // *Hum. Mov. Sci.*— 2004.— Vol.23, N2.— P.105-119.
- Schmid M., Conforto S., Camomilla V. et al. The sensitivity of posturographic parameters to acquisition settings // *Med. Eng. Phys.*— 2002.— Vol.24, N9.— P.623-631.
- Schmid M., Conforto S., Lopez L. et al. The development of postural strategies in children: a factorial design study // *J. Neuroengin. Rehabil.*— 2005.— Vol.2.— P.29.
- Schmidt R.A. Motor learning and performance. Champaign, IL.: Human Kinetics, 1991.
- Schmidt R.A., Lee T.D. Motor control and learning. A behavioral emphasis. Champaign, IL.: Human Kinetics, 1999.
- Schwartz M. Biofeedback: a practitioner's guide.— The Guilford Press, 1987.— 518 p.
- Schwartz R.P., Heath A. The feet in relation the mechanics of human locomotion // *Physiother. Rev.*— 1936.— Vol.16.— P.46-49.
- Scott S.H., Winter D.A. Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking // *J. Biomech.*— 1991.— Vol.24, N8.— P.743-752.
- Scovazzo M.L., Browne A., Pink M. et al. The painful shoulder during freestyle swimming // *Am. J. Sports Med.*— 1991.— Vol.19, N6.— P.577-582.
- Seeger B.R., Caudrey D.J., Scholes J.R. Biofeedback therapy to achieve symmetrical gait in hemiplegic cerebral palsied children // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1981.— Vol.62, N8.— P.364-368.
- Segal L.S., Thomas S.E.S., Mazur J.M. et al. Calcaneal gait in spastic diplegia after heel cord lengthening: A study with gait analysis // *J. Pediatr. Orthop.*— 1989.— Vol.9.— P.697-701.

- Seidler R.D., Martin P.E. The effects of short term balance training on the postural control of older adults // *Gait Posture*.— 1997.— Vol.6, N3.— P.224-236.
- Seigler S. et al. Effect of myoelectric signal processing on the relationship between muscle force and processed EMG // *Am. J. Phys. Med.*— 1985.— Vol.64, N3.— P.130-149.
- Seireg A.H., Murray M.P., Scholz R.C. Method for recording the time, magnitude and orientation of forces applied to walking sticks // *Am. J. Phys. Med.*— 1968.— Vol.47.— P.307-314.
- Selected topics in surface electromyography for use in the occupational setting: expert perspectives / Ed. by G.L.Soderberg.— Rockville: US Dept. of Health and Human Services, Public Health Service, 1992.
- Shephard E. Tarsal movements // *J. Bone Joint Surg.*— 1951.— Vol.33B, N2.— P.258-263.
- Shambes G.M. Static postural control in children // *Am. J. Phys. Med.*— 1976.— Vol.55.— P.221-252.
- Shannon C.E. Communication in the presence of noise // *Proc. Institute of Radio Engin.*— 1949.— Vol.37, N1.— P.10-21.
- Shavi R. Electromyographic patterns in adult locomotion: A comprehensive review // *J. Rehab. Res. Dev.*— 1985.— Vol.22, N3.— P.85-98.
- Shavi R., Green N. Ensemble averaging of locomotor electromyographic patterns using interpolation // *Med. Biol. Eng. Comput.*— 1983.— Vol.21.— P.573-578.
- Shiavi R., Limbird T., Borra H. et al. Electromyography profiles of knee joint musculature during pivoting: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1991.— Vol.1.— P.49-57.
- Shiavi R., Zhang L.Q., Limbird T. et al. Pattern analysis of electromyographic linear envelopes exhibited by subjects with uninjured and injured knees during free and fast speed walking // *J. Orthop. Res.*— 1992.— Vol.10.— P.226-236.
- Shiokawa K. Dynamic roles of the upper extremity during axillary crutch gait // *Nippon. Seikeigeka. Gakkai. Zasshi.*— 1993.— Vol.67, N11.— P.1014-1025.
- Shoup T.E., Fletcher L.S., Merrill B.R. Biomechanics of crutch locomotion // *J. Biomech.*— 1974.— Vol.7, N1.— P.11-20.
- Shumway-Cook A., Horak F. Assessing the influence of sensory interaction on balance // *Phys. Ther.*— 1986.— Vol.66, N10.— P.1548-1550.
- Sicard-Rosenbaum L., Light K.E., Behrman A.L. Gait, lower extremity strength, and self-assessed mobility after hip arthroplasty // *J. Gerontol. Biol. Med. Sci.*— 2002.— Vol.57, N1.— P.M47-51.
- Sihvonen S.E., Sipila S., Era P.A. Changes in postural balance in frail elderly women during a 4-week visual feedback training: a randomized controlled trial // *Gerontol.*— 2004.— N2.— P.87-95.
- Simon M.D., Mann R.A., Hagy J.L. et al. Role of the posterior calf muscles in normal gait // *J. Bone Joint Surg.*— 1978.— Vol.60A, N4.— P.465-472.
- Simon S.R., Paul I.L., Mansour J. et al. Peak dynamic force in human gait // *J. Biomech.*— 1982.— Vol.14.— P.817-822.
- Sinkjaer T., Arendt-Nielsen L. Knee stability and muscle coordination in patients with anterior cruciate ligament injuries: an electromyographic approach // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1991.— Vol.1.— P.209-217.
- Skvortsov D.V., Fishkin I.V. Gait analysis of patients one year after calcaneal fractures // *Proc. Conf. Am. Soc. of Biomech.*— Iowa, 1993.— P.159-160.
- Skvortsov D.V., Larina V.N. Clinical and biomechanical correlations in patient's with low back pain using forceplate // *Conf. proc. 17th Annual Meeting.*— University of Iowa City, 1993.— P.161-162.
- Skvortsov D.V., Larina V.N. Gait and posture in patients with low back pain compare with clinical form // *Gait Posture*.— 1995.— Vol.2, N3.— P.85.

- Skvortsov D.V., Nekrasova T.S., Alekseev I.G. et al. Some approaches for stabilometry and posture biofeedback training // *Gait Posture*.— 1999.— Vol.9, N1.— P.547.
- Slobounov S., Newell K. Dynamics of posture in 3 and 5 year old children as a function of task constraints // *Hum. Movement Sci.*— 1994.— Vol.13.— P.861-875.
- Smidt G.L., Deusinger K.H., Arora J. et al. An automated accelerometry system for gait analysis // *J. Biomech.*— 1972.— Vol.10.— P.367-375.
- Smith B.T., Coiro D.J., Finson R. et al. Evaluation of force-sensing resistors for gait event detection to trigger electrical stimulation to improve walking in the child with cerebral palsy // *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*— 2002.— Vol.10, N1.— P.22-29.
- Smith K.U., Greene D. Scientific motion study and aging processes in performance // *Ergonomics*.— 1962.— P.155-164.
- Smith R., Rattanaprasert U., O'Dwyer N. Coordination of the ankle joint complex during walking // *Hum. Mov. Sci.*— 2001.— Vol.20, N4-5.— P.447-460.
- Snow C.J., Cooper J., Quanbury A.O. et al. Antagonist cocontraction of knee flexors during constant velocity muscle shortening and lengthening // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1993.— Vol.3.— P.78-86.
- Soames R.W., Atha J. The spectral characteristics of postural sway behaviour // *Eur. J. Appl. Physiol.*— 1982.— Vol.49, N2.— P.169-177.
- Soderberg G.L., Cook T.M. Electromyography in biomechanics // *Phys. Ther.*— 1984.— Vol.64.— P.1813-1820.
- Soderberg G.L., Cook T.M., Rider S.C. et al. Electromyographic activity of selected leg musculature in subjects with normal and chronically sprained ankles performing on a BAPS board // *Phys. Ther.*— 1991.— Vol.71.— P.514-522.
- Soderberg G.L., Knutson L.M. A guide for use and interpretation of kinesiological // *Electromyogr. Data Phys. Ther.*— 2000.— Vol.80, N5.— P.485-498.
- Solomonow M., Baratta R.V., D'Ambrosia R. EMG-force relations of a single skeletal muscle acting across a joint: dependence on joint angle // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1991.— Vol.1.— P.58-67.
- Solomonow M., Baratta R., Bernardi M. et al. Surface and wire EMG crosstalk in neighboring muscles // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1994.— Vol.4.— P.131-142.
- Solomonow M., Baten C., Smit J. et al. EMG power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies // *J. Ap. Physiol.*— 1990.— Vol.68.— P.1177-1185.
- Soriano R.M.G., Jefferson R.J., Whittle M.W. Determination of ankle Joint angles and moments // *Gait Anal. and Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf.*— Oxford, Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.20-21.
- Soto A., Labella T., Santos S. et al. The usefulness of computerized dynamic posturography for the study of equilibrium in patients with Meniere's disease: correlation with clinical and audiologic data // *Hear Res.*— 2004.— Vol.196, N1-2.— P.26-32.
- Soudan K. Standardization of gait kinematic data using a gait symmetry index and Fourier analysis // *Biomechanics: principles and applications* / Ed. by R.Huisjes, D.H. van Campen, J.R. de Wijn.— Martinus Nijhoff, The Hague, 1982.— P.135-140.
- Souza D.R., Gross M.T. Comparison of vastus medialis obliquus: vastus lateralis muscle integrated electromyographic ratios between healthy subjects and patients with patellofemoral pain // *Phys. Ther.*— 1991.— Vol.71.— P.310-320.
- Spirduso W.W. Physical dimensions of aging. Human kinetics.— Champaign, Illinois, USA, 1995.
- Stallard J., Major R.E. The case for lateral stiffness in walking orthoses for paraplegic patients // *Proc. Inst. Mech. Eng.*— 1993.— Vol.207, N1.— P.1-6.
- Standards for reporting EMG data // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1997.— Vol.7.

- Starck J., Pyykko I., Aalto H. et al. Measurements of postural stability: development of a force platform and some excitation systems // *Med. Prog. Technol.*— 1992-93.— Vol.18, N4.— P.209-215.
- Statham L., Murray M.P. Early walking patterns of normal children // *Clin. Orthopaed. Rel. Res.*— 1971.— Vol.79.— P.8-24.
- Steiger M.J., Berman P. Gait disturbances in the acute medically ill elderly // *Postgrad. Med. J.*— 1993.— Vol.69, N808.— P.141-146.
- Stelmach G.E., Teasdale N., Di Fabio R.P. et al. Age-related decline in postural control mechanisms // *Int. J. Aging Hum. Dev.*— 1989.— Vol.29.— P.205-223.
- Stelmach G.E., Worringham C.J. Sensimotor deficits related to postural stability. Implications for falling in the elderly // *Clin. Geriatr. Med.*— 1985.— Vol.1.— P.679-694.
- Stokes I.A.F. Forces under the hallux valgus foot before and after surgery // *Clin. Orthoped. Rel. Res.*— 1979.— N142.— P.64-72.
- Streepey J., Angulo-Kinzler R. The role of task difficulty in the control of dynamic balance in children and adults // *Hum. Mov. Sci.*— 2002.— Vol.21.— P.423-438.
- Stott J.R.R., Hutton W.C., Stores A.F. Forces under the foot // *J. Bone Joint Surg.*— 1973.— Vol.55B.— P.335-344.
- Suarez H., Muse P., Suarez A. et al. Postural behaviour responses to visual stimulation in patients with vestibular disorders // *Acta Otolaryngol.*— 2000.— Vol.120, N2.— P.168-172.
- Suomi R., Kocēja D.M. Postural sway patterns of normal men and women and men with mental retardation during a two-legged stance test // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1994.— Vol.75, N2.— P.205-209.
- Sutherland D.H., Santi M., Abel M.F. Treatment of stiff-knee gait in cerebral palsy: A comparison by gait analysis of distal rectus femoris transfer versus proximal rectus release // *J. Pediatr. Orthop.*— 1990.— Vol.10.— P.433-441.
- Sutherland D.H., Cooper L., Daniel D. The role of the ankle plantar flexors in normal walking // *J. Bone Joint Surg.*— 1980.— Vol.62A, N4.— P.354-363.
- Sutherland D.H., Olshen R.A., Biden E.N. et al. The development of mature walking.— Philadelphia, Pa: JB Lippincott Co, 1988.
- Sutherland D.H., Olshen R., Cooper L. et al. The development of mature gait // *J. Bone Joint Surg.*— 1980.— Vol.62A, N4.— P.336-353.
- Sutherland D.H. Gait disorders in childhood and adolescence. Baltimore, MD: Williams & Wilkins, 1984.
- Taguchi K. Spectral analysis of body sway // *ORL J. Otorhinolaryngol. Relat. Spec.*— 1977.— Vol.39, N6.— P.330-337.
- Taguchi K. Characteristics of body sway in patients with peripheral vestibular disorders // *Adv. Otorhinolaryngol.*— 1979.— N25.— P.144-148.
- Takaguchi T., Ule T., Yamamoto T. et al. Measurement of head sway using an ultrasonic system // *Xth Int. Symp. on Disorders of Posture and Gait.*— FRG, Munchen, 1990.— P.45-48.
- Tardieu C., Aurengo A., Tardieu B. New method of three-dimensional analysis of bipedal locomotion for the study of displacements of the body and body-parts centers of mass in man and non-human primates: evolutionary framework // *Am. J. Phys. Anthropol.*— 1993.— Vol.90, N4.— P.455-476.
- Tardy D. La synergie respi-statique ou «S.R.S.» // *Posture et environnement / Ed. by P.M.Gagey et al.*— Montpellier: Sauramps, 1997.
- Tata E.G., Peat J. Electromyographic characteristics of locomotion in normal children // *Physiother. Canada.*— 1987.— Vol.39.— P.161-175.

- Tata J.A., Quanbury A.D., Steinke T.G., Graname R.E. A variable axis electrogoniometer for the measurement of single plane movement // *J. Biomech.*— 1978.— Vol.11, N819.— P.421-425.
- Taylor K.D., Mottier F.M., Simmons D.W. An automated motion measurements system for clinical gait analysis // *J. Biomech.*— 1982.— Vol.15, N7.— P.505-516.
- Thapa P.B., Gideon P., Fought R.L. et al. Comparison of clinical and biomechanical measures of balance and mobility in elderly nursing home residents // *J. Am. Geriatr. Soc.*— 1994.— Vol.42, N5.— P.493-500.
- Thayer J.F., Peasley C., Muth E.R. Estimation of respiratory frequency from autoregressive spectral analysis of heart period // *Biomed. Sci. Instrum.*— 1996.— Vol.32.— P.93-99.
- Teasdale N. Cognitive process involved in the regulation of posture // *Gait Posture.*— 1999.— Vol.9, N.1.— P.S11.
- Teasdale N., Bard C., LaRue J. et al. On the cognitive penetrability of posture control // *Exp. Aging. Res.*— 1993.— Vol.19, N1.— P.1-13.
- Teasdale N., Stelmach G., Breunig A. et al. Age differences in visual sensory integration // *Exp. Brain Res.*— 1991.— Vol.85.— P.691-696.
- Teasdale N., Simoneau M. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory reintegration // *Gait Posture.*— 2001.— Vol.14.— P.203-210.
- Thapa P.B., Gideon P., Fought R.L. et al. Comparison of clinical and biomechanical measures of balance and mobility in elderly nursing home residents // *J. Am. Geriatr. Soc.*— 1994.— Vol.42, N5.— P.493-500.
- Thomas L.K., Hislop H.J., Waters R.L. Physiological work performance in chronic low back disability: effects of a progressive activity program // *Physical Ther.*— 1980.— Vol.60, N4.— P.407-411.
- Thyssen H.H., Brynskov J., Jansen E.C. Alcohol and postural imbalance. A force plate study // *Z. Rechtsmed.*— 1981.— Vol.87, N4.— P.257-260.
- Thyssen H.H., Brynskov J., Jansen E.C. et al. Normal ranges and reproducibility for the quantitative Romberg's test // *Acta Neurol. Scand.*— 1982.— Vol.66, N1.— P.100-104.
- Tinetti M.E. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients // *J. Am. Geriatr. Soc.*— 1986.— Vol.34.— P.119-126.
- Tinetti M.E., Ginter S.F. Identifying mobility dysfunctions in elderly patients. Standard neuromuscular examination or direct assessment // *JAMA.*— 1988.— Vol.259.— P.1190-1193.
- Tinetti M.E., Speechley M., Ginter S.F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community // *N. Engl. J. Med.*— 1988.— Vol.319.— P.1701-1707.
- Titianova E.B., Tarkka I.M. Asymmetry in walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infarction // *J. Rehabil. Res. Dev.*— 1995.— Vol.32, N3.— P.236-244.
- Tokita T., Miyata H., Takagi K. Analysis of standing posture in patients with bilateral loss of labyrinthine excitability // *Acta Otolaryngol. Suppl.*— 1989.— Vol.468.— P.187-190.
- Toppila E., Pyykkö I. Chaotic model of postural stability — a position and velocity dependent system? // *Automedica.*— 2000.— Vol.19.— P.115-134.
- Trenkwalder C., Paulus W., Krafczyk S. et al. Postural stability differentiates «lower body» from idiopathic parkinsonism // *Acta Neurol. Scand.*— 1995.— Vol.91, N6.— P.444-452.
- Trevarthen C.B. Two mechanisms of vision in primates // *Psychologische Forschung.*— 1968.— Vol.31.— P.299-337.
- Tropp H., Ekstrand J., Gillquist J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury // *Med. Sci. Sports. Exerc.*— 1984.— Vol.16, N1.— P.64-66.
- Tyburski D.J., Davis R.B., DeLuca P.A. Initial contact and toe off: a comparison of measurement technologies // *Proc. Clin. Gait Laboratory Conf.*— Rochester, 1993.— P.129-130.

- Turker K.S. Electromyography: some methodological problems and issues // *Phys. Ther.*— 1993.— Vol.73.— P.698-710.
- Umemura K., Ishizaki H., Matsuoka I. et al. Analysis of body sway in patients with cerebellar lesions // *Acta Otolaryngol. Suppl.*— 1989.— Vol.468.— P.253-261.
- Units, terms, and standards in the reporting of EMG research // *Rep. by the Ad Hoc Com. of the Int. Soc. of Electrophysiol. Kinesiol.*— Baltimore, Md: International Society of Electrophysiological Kinesiology; 1980.
- Van der Straaten J.H.M., Scholten P.J.M. Symmetry and periodicity in gait patterns of normal and hemiplegic children // *Biomechanics* / Ed. by E.Asmussen, K.Jorgensen.— Baltimore: University Park Press, 1978.— P.287-292.
- Van Emmerik R.E., Sprague R.L., Newell K.M. Quantification of postural sway patterns in tardive dyskinesia // *Mov. Disord.*— 1993.— Vol.8, N3.— P.305-314.
- Vaughan C.L., Bresser M., Sussman M. et al. Biomechanics of human gait / An electronic bibliography. *Gaitbib.*— Human Kinetics Publishers Inc., 1992.
- Vaughan C.L., Murphy G.N., Leon L. du Toit. Biomechanics of human gait / An annotated bibliography.— Human Kinetics Publishers Inc., 1987.— 230 p.
- Voloshin A., Wosk J. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system // *J. Biomech.*— 1982.— Vol.15, N1.— P.21-27.
- Vuillermé N. Influence du blocage de la respiration dans le contrôle postural orthostatique. *Mémoire STAPS.*— Grenoble: Université J. Fourier, 1997.
- Wall E.S. An overview of biofeedback / <http://www.7hz.com/1overview.html>.—1997.
- Wall J.C., Turnbull G.I. Gait asymmetries in residual hemiplegia // *Arch. Physical Med. Rehabil.*— 1986.— Vol.67, N8.— P.550-553.
- Watanabe I., Okubo J., Kadoka S. et al. Postural equilibrium and respiratory rhythm // *Agressologie.*— 1976.— Vol.17.— P.45-50.
- Watanabe Y., Assai M., Shimizu K. Evaluation for vestibular compensation by static and dynamic posturography // *Gait Posture.*— 1999.— Vol.9, N1.— P.S19.
- Waters R.L., Frazier J., Garland D.E. et al. Electromyographic gait analysis before and after operative treatment for hemiplegic equinus and equinovarus deformity // *J. Bone Joint Surg.*— 1982.— Vol.64.— P.284-288.
- Waters R.L., Yakura J.S., Adkins R.H. Gait performance after spinal cord injury // *Clin. Orthop.*— 1993.— Vol.288.— P.87-96.
- Weber W., Weber E. *Mechanics of the human walking apparatus.*— Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 1992.— 242 p.
- Weidenhielm L., Olsson E., Brostrom L.A. et al. Improvement in gait one year after surgery for knee osteoarthritis: a comparison between high tibial osteotomy and prosthetic replacement in a prospective randomized study // *Scand. J. Rehabil. Med.*— 1993.— Vol.25, N1.— P.25-31.
- Weintraub M.A., Bilander T., Simon S.R. QUAWDS: A composite diagnostic system for gait analysis // *Comput. Math. Programs. Biomed.*— 1990.— Vol.32, N1.— P.91-106.
- Weir R.F., Childress D.S. A portable, real-time, clinical gait velocity analysis system // *IEEE Trans Rehabil. Eng.*— 1997.— Vol.5, N4.— P.310-321.
- Weiss P.L., Kearey R.E., Hunter I.W. Position dependence of ankle joint dynamics. II Active mechanics // *J. Biomech.*— 1986.— Vol.19, N9.— P.737-751.
- Wells R.P. The kinematics and energy variations of swing-through crutch gait // *J. Biomech.*— 1979.— Vol.12, N8.— P.579-585.
- Wheelwright E.F., Minns R.A., Law H.T. et al. Temporal and spatial parameters of gait in children. I: Normal control data // *Dev. Med. Child Neurol.*— 1993.— Vol.35, N2.— P.102-113.
- Whittle M.W. *Gait analysis: an introduction.*— Butterworth Heinemann, 1991.— 230 p.

- Whittle M.W., Barnes S.C. Defining normal ranges for gait parameters // *Gait Anal. Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf.*—Oxford. Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.46-47.
- Whittle M.W., Jefferson R.J. The generation and transmission of the heelstrike transient and the effects of quadriceps paralysis // *Gait Anal. Med. Photogramm. Proc. Inf. Conf.*—Oxford, Headington, 1987.— Vol.1-3.— P.34-35.
- Wiener N. *Cybernetics: or control and communication in the animal and the machine.*—Cambridge, MA: MIT Press, 1948.
- Williams H.G., McClenaghan B.A., Dickerson J. Spectral characteristics of postural control in elderly individuals // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1997.— Vol.78, N7.— P.737-744.
- Wilson J.F., Gilbert J.A. Dynamic body forces on axillary crutch walkers during swing-through gait // *Am. J. Phys. Med.*— 1982.— Vol.61, N2.— P.85-92.
- Winter D.A. Pathologic gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1984.— Vol.65.— P.393-398.
- Winter D.A. Definitions, terms and conventions related to human gait // *Can. Soc. Biomech.*— 1986.
- Winter D.A. *The biomechanics and motor control of human gait.*— Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, 1988.
- Winter D.A. *Biomechanics and motor control of Human movement.*— N.-Y., Chichester, Toronto, Singapore: John Wiley & Sons, 1990.— 277 p.
- Winter D.A. *The biomechanics and motor control of human gait.*— Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, 1991.— 143 p.
- Winter D.A. Electromyogram recording, processing, and normalization: procedures and considerations // *J. Hum. Muscle Perform.*— 1991.— Vol.1.— P.5-15.
- Winter D.A. *The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological.*— Waterloo, Ontario: University of Waterloo Press, 1992.— 143 p.
- Winter D.A., Fuglevand A.J., Archer S.E. Crosstalk in surface EMG: theoretical and practical estimates // *J. Electromyograp. Kinesiol.*— 1994.— Vol.4, N1.— P.15-26.
- Winter D.A. A. B. C. of balance during standing and walking.— Univ. of Waterloo press, 1995.— 56 p.
- Winter D.A. Human balance and posture control during standing and walking // *Gait Posture.*— 1995.— N3.— P.193-214.
- Winter D.A., Patla A.E., Prince F. et al. Stiffness control of balance in quiet standing // *J. Neurophysiol.*— 1998.— Vol.80.— P.1211-1221.
- Winter D.A., Quanbury A.O., Hobson D.A. et al. Kinematics of normal locomotion. A. Statistical study based on TV Data // *J. Biomech.*— 1974.— Vol.7, N6.— P.479-486.
- Winter D.A., Rau G., Kadefors R. et al. Units, terms, and standards in the reporting of EMG research // A rep. by the AdHoc Com. of the Int. Soc. of Electrophysiol. and Kinesiol.— 1980.
- Winter D.A., Scott S.H. Technique for Interpretation of electromyography for concentric and eccentric contraction in gait // *J. Electromyograp. Kinesiol.*— 1991.— Vol.1, N4.— P.263-269.
- Winter D.A., Yack H.J. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*— 1987.— Vol.67.— P.402-411.
- Wright D.G., Desai S.M., Henderson W.H. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking // *J. Bone Joint Surg.*— 1964.— Vol.46A, N2.— P.361-382.
- Wolf S.L., Edwards D.I., Shutter L.A. Concurrent assessment of muscle activity (CAMA): a procedural approach to assess treatment goals // *Phys. Ther.*— 1986.— Vol.66.— P.218-224.

- Wolf S.L., Segal R.L., English A.W. Task-oriented EMG activity recorded from partitions in human lateral gastrocnemius muscle // *J. Electromyogr. Kinesiol.*— 1993.— N3.— P.87-94.
- Wolfson L., Whipple R., Amerman P. Stressing the postural response // *J. Am. Geriatr. Soc.*— 1986.— Vol.34.— P.845-850.
- Wolfson L., Whipple R., Derby C.A. et al. Gender differences in the balance of healthy elderly as demonstrated by dynamic posturography // *J. Gerontol.*— 1994.— Vol.49, N4.— P.M160-167.
- Wong A.M., Lee M.Y., Kuo J.K. et al. The development and clinical evaluation of a standing biofeedback trainer // *J. Rehabil. Res. Dev.*— 1997.— N3.— P.322-327.
- Woods J.J., Bigland-Ritchie B. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles: anatomical/functional argument for the existence of both // *Am. J. Phys. Med.*— 1983.—Vol.62.— P.287-299.
- Woollacott M.H., Shumway-Cook A. Changes in posture control across the life span. A systems approach // *Phys. Ther.*— 1990.— Vol.70.— P.799-807.
- Woollacott M., Shumway-Cook A., Nashner L.M. Aging and postural control: Changes in sensory organization in muscular coordination // *Int. J. Aging Hum. Dev.*— 1986.— Vol.23.— P.97-114.
- Woolley S.M., Rubin A.M., Kantner R.M. Differentiation of balance deficits through examination of selected components of static stabilometry // *J. Otolaryngol.*— 1993.— Vol.22, N5.— P.368-375.
- Wyller T. The axis of the Ankle joint and its importance in subtalar arthodesis // *Acta Orthop. Scand.*— 1961.— Vol.31, N3.— P.201-207.
- Wu G. Real-time feedback of body center of gravity for postural training of elderly patients with peripheral neuropathy // *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*— 1997.— N4.— P.399-402.
- Wu G., Cavanagh P.R. ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data // *J. Biomech.*— 1995.— Vol.28.— P.1257-1261.
- Wu G., van der Helm F.C., Veeger H.E. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion. Part II: shoulder, elbow, wrist and hand // *J. Biomech.*— 2005.— Vol.38, N5.— P.981-992.
- Wu G., Siegler S., Allard P. et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion. Part I: ankle, hip, and spine // *J. Biomech.*— 2002.— Vol.35, N4.— P.543-548.
- Yagi K. Multivariate statistical analysis in stabilometry in human upright standing (the first report) — age-related factor // *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho.*— 1989.— Vol.92, N6.— P.899-908.
- Yamashita T. Moving pattern of point of application of vertical resultant force during level walking // *J. Biomech.*— 1976.— Vol.9, N2.— P.93-99.
- Yang J.F., Winter D.A. Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1983.— Vol.64.— P.417-420.
- Yang J.F., Winter D.A. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1984.— Vol.65.— P.517-521.
- Yardley L., Bronstein A.M., Davies R. et al. Concurrent performance of mental tasks and dynamic control of balance: a comparison of healthy adults and patients with vestibular disorders // *Gait Posture.*— 1999.— Vol.9, N1.— P.S11.
- Yardley L., Gardner M., Leadbetter A. et al. Effect of articulatory and mental tasks on postural control // *Neuroreport.*— 1999.— Vol.10.— P.215-219.
- Yasuda T., Nakagawa T., Inoue H. et al. The role of the labyrinth, proprioception and plantar mechanosensors in the maintenance of an upright posture // *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.*— 1999.— Vol.256, Suppl.1.— P.S27-32.

- Yates B.J., Miller A.D. Physiological evidence that the vestibular system participates in autonomic and respiratory control // *J. Vestib. Res.*— 1998.— Vol.8.— P.17-25.
- Yokoyama K., Araki S., Murata K. et al. Postural sway frequency analysis in workers exposed to n-hexane, xylene, and toluene: assessment of subclinical cerebellar dysfunction // *Environ. Res.*— 1997.— Vol.74, N2.— P.110-115.
- Yokoyama K., Araki S., Murata K. et al. Subclinical vestibulo-cerebellar, anterior cerebellar lobe and spinocerebellar effects in lead workers in relation to concurrent and past exposure // *Neurotoxicol.*— 1997.— Vol.18, N2.— P.371-380.
- Yokoyama K., Araki S., Murata K. et al. A preliminary study on delayed vestibulo-cerebellar effects of Tokyo Subway Sarin Poisoning in relation to gender difference: frequency analysis of postural sway // *J. Occup. Environ. Med.*— 1998.— Vol.40, N1.— P.17-21.
- Yoneda S., Tokumasu K. Frequency analysis of body sway in the upright posture. Statistical study in cases of peripheral vestibular disease // *Acta Otolaryngol.*— 1986.— Vol.102, N1-2.— P.87-92.
- Yoshida K., Iwakura H., Inoue F. Motion analysis in the movement of standing up from and sitting down on a chair // *Scand. J. Rehabil. Med.*— 1983.— Vol.15.— P.133-140.
- Young S., Keenan M.A.E., Stone L.R. The treatment of spastic planovalgus foot deformity in the neurologically impaired adult // *Foot Ankle.*— 1990.— Vol.10, N6.— P.317-324.
- Young C.C., Rose S.E., Biden E.N. et al. The effect of surface and internal electrodes on the gait of children with cerebral palsy, spastic diplegic type // *J. Orthop. Res.*— 1989.— Vol.7.— P.732-737.
- Zuniga E.N., Simons D.G. Nonlinear relationship between averaged electromyogram potential and muscle tension in normal subjects // *Arch. Phys. Med. Rehabil.*— 1969.— Vol.50, N11.— P.613-620.

Краткое руководство

Доктор медицинских наук
Скворцов Дмитрий Владимирович

Стабилометрическое исследование

Информация о печатной версии: www.biomera.ru

===

Для свободного распространения. Ссылка на печатную версию обязательна!

===

Скворцов Д.В.

Стабилометрическое исследование

М.: Маска, 2010. 176 с. ISBN 978-5-91146-505-6

111250 г. Москва, ул. Красноказарменная, д. 17Г, стр. 3

Подписано в печать 19.07.2010. Формат 60x90/16.
Гарнитура «Times New Roman». Бумага офсетная №1.
Тираж 1000 экземпляров. Заказ № 392.

Отпечатано в ООО «ИПЦ „Маска“» Москва, Научный проезд, 20.
Тел. (495) 510-32-98 www.maska.su, info@maska.su