

© Группа авторов, 2002

**Изменения параметров вызванной биоэлектрической активности соматосенсорной коры головного мозга у ортопедических больных с односторонними укорочениями верхних конечностей в условиях дистракционного остеосинтеза: теоретические и методические аспекты (предварительное сообщение)**

**А.П. Шейн, М.С. Сайфутдинов, Т.В. Сизова**

**Changes of the parameters of the evoked bioelectrical activity of the somatosensory cerebral cortex in orthopaedic patients with unilateral shortenings of the upper limbs under distraction osteosynthesis: theoretical and methodical aspects (preliminary report)**

**A.P. Shein, M.S. Saifutdinov, T.V. Sizova**

Государственное учреждение науки

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

---

Данное сообщение открывает цикл работ, посвященных изложению результатов тестирования методом ССВП (соматосенсорные вызванные потенциалы) большой группы ортопедических больных в условиях удлинения верхних конечностей методом дистракционного остеосинтеза. Настоящую работу следует рассматривать в качестве теоретического и методического введения в работу специалистов различного профиля, заинтересованных в глубоком теоретическом обосновании используемых и разрабатываемых клинических методик удлинения конечностей. В частности, в исследовании затронуты такие аспекты, как общие и специальные условия ССВП-тестирования, определения характеристик тестирующего сигнала, условий тестирования, продолжительности процедуры, выбора объектов тестирования, места отведения ССВП, модальности и параметров раздражающих стимулов, а также технологии анализа ССВП.

Ключевые слова: дистракционный остеосинтез, соматосенсорный вызванный потенциал, вызванная биоэлектрическая активность.

This work starts the series of works, devoted to stating of testing results using SSEP method (somatosensory evoked potentials) in a large group of orthopaedic patients during upper limb lengthening by the method of distraction osteosynthesis. This work should be considered as theoretical and methodical introduction to the problem of different specialists, interested in deep theoretical substantiation of the being used and developed clinical techniques for limb lengthening. Specifically, the work affects such aspects as general and special conditions of SSEP-testing, determinations of testing signal characteristics, of testing conditions, duration of the procedure, selection of testing objects, point of SSEP-drawing aside, modality and parameters of irritating stimuli and also technology for SSEP analysis.

Keywords: distraction osteosynthesis, somatosensory evoked potential, evoked bioelectrical activity.

---

Проведенные в клинике РНЦ "ВТО" комплексные электрофизиологические [1, 2, 3] и морфологические [4, 5, 6] исследования нейромоторного аппарата конечностей у ортопедических пациентов и экспериментальных животных продемонстрировали его сложную многокомпонентную реакцию на хроническое дозированное растяжение [7]. На настоящий момент в достаточной степени изученными оказались процессы, протекающие непосредственно в зоне удлинения, в то время как центральный компонент реакции исследован фрагментарно [8]. Его опи-

сание остается во многом на уровне гипотез. Между тем этот вопрос имеет не только теоретическое, но, в связи с внедрением методов функционального биоуправления [9], и практическое значение. Основой и пусковым механизмом реакции центральной нервной системы (ЦНС) на удлинение конечности, несомненно, является состояние соматосенсорной и ноцицептивной афферентации, которая служит источником информации для генерации внутренних моделей (сенсорных образов) объектов внешнего мира, в том числе собственного тела.

Создание и трансформация таких сенсорных образов лежит в основе управляющей деятельности мозга.

При длительных нарушениях естественной структуры двигательной афферентации в случае врожденной или возникшей в раннем детстве ортопедической патологии, в ЦНС формируется система патологических связей, что приводит к прогрессирующему усилению имеющихся двигательных нарушений. Так, по мнению В.Д. Дедовой и Т.И. Черкасовой (1973), одной из причин асимметрии электромиографических (ЭМГ) параметров мышц при односторонних укорочениях нижних конечностей является "неправильная статика больного" [10]. Оформляются патологические моторные программы, степень жесткости которых со временем растет. Функционируя, они, в свою очередь, порождают вторичные нарушения структуры двигательной афферентации. Данная ситуация оценивается О.В. Богдановым (1986) как "порочный круг" [11] с прогрессирующим усилением устойчивого патологического состояния. В этих условиях нарушение сложившегося сенсорного баланса в процессе дистракционного остеосинтеза по Г.А. Илизарову приводит к временной дезинтеграции имеющихся патологических моторных программ [12], то есть ослаблению, а затем и перестройке жесткой системы центральных связей под влиянием изменившейся структуры афферентного притока. По-нашему мнению, оперативное удлинение конечностей может служить адекватной клинической моделью для изучения роли специфической соматосенсорной афферентации в ее взаимодействии с неспецифической активностью при формировании новой системы сенсорных коррекций двигательных актов [13] и дает уникальную возможность целенаправленной коррекции этих процессов [14, 15, 16]. Наиболее простой ситуацией изначального локального, но длительного нарушения структуры восходящей двигательной афферентации представляется одностороннее укорочение верхних конечностей у ортопедических больных, не сопровождаемое, помимо дефицита продольных размеров, иными значительными анатомическими и функциональными нарушениями в системе опорно-двигательного аппарата и ЦНС.

По мнению А.М. Иваницкого с соавторами (1984), в настоящее время основным инструментом изучения функциональных связей "периферийных процессов" с событиями в ЦНС и изучения переработки информации в высших ее отделах является метод вызванных потенциалов (ВП) [17]. В частности, получение соматосенсорных вызванных потенциалов (ССВП) при соблюдении необходимых требований унификации позволяет тестировать состояние афферентных проводников на всем протяжении от периферии до первичной проекционной коры

мозга [18]. Его конфигурация и значения параметров отражают определенным образом влияние каждого из уровней перцептивной системы [18], т.е. позволяют охватить как периферическую, так и центральную части сенсорной системы.

В настоящее время ВП разной модальности широко применяются для исследования сенсорных систем и в клинике с диагностическими целями [18]. При частичном поражении периферических нервов наблюдается обеднение структуры ССВП за счет уменьшения разной степени выраженности отдельных его компонентов, вплоть до их выпадения [18] или полного отсутствия ССВП, что наблюдается при анатомическом перерыве нервного ствола. Показатели динамики амплитудно-временных характеристик и конфигурации ССВП служат прогностическими признаками при развитии и инволюции патологических изменений в периферической [19] и центральной нервной системе [20]. Однако в ортопедо-травматологической клинике (в частности, в условиях чрескостного остеосинтеза) диагностическое использование ССВП не получило должного распространения. В связи с этим целесообразно подробнее остановиться на ряде теоретических и методических аспектов применения этого метода в диагностике интра- и постдистракционных функциональных изменений в соматосенсорном отделе нервной системы.

Использование ВП требует ясного представления о том, какого рода информацию исследователь или врач ожидает получить [18]. Выбор схемы применения ВП должен быть четко детерминирован конкретной диагностической задачей и строго обоснован патогенетически [18]. "Ткань" методологии использования ВП для тестирования состояния и функции анализаторов составляют **общие и специальные условия**. К первым мы относим степень изоляции пациента и общую длительность проведения обследования, ко вторым - выбор объектов тестирования и их количество, способов и места отведения вызванной биоэлектрической активности (ВБА), а также **характеристик тестирующего сигнала**: его модальности, параметров раздражителя (длительность и амплитуда), частоты стимуляции и количества усреднений. Результаты предварительных исследований и существующие вариации применения ВП в клинике нервных болезней [18] определяют адекватность выбора вышеперечисленных методических условий регистрации ВП у больных в процессе оперативной коррекции длины конечностей.

Рассмотрение **общих условий тестирования** целесообразно начать со **степени изоляции пациента**, что связано с потребностью в защите от электромагнитных помех и посторонних сенсорных раздражителей. Современные анализа-

торы биопотенциалов мозга предъявляют менее жесткие, по сравнению с первыми ЭЭГ-системами, требования к электромагнитному фону и окружающей обстановке. Однако в каждом конкретном случае целесообразно исходить из реальных условий, в которых производится обследование, а именно степени соответствия заземляющего контура существующим стандартам, наличия или отсутствия поблизости мощных генераторов электромагнитных помех и совпадения времени их работы со временем обследования пациента. Исходя из этих соображений, наличие экранированной камеры в одних случаях представляется желательным, а в других - необязательным.

Другим важным фактором, влияющим на характеристики **ВП** является состояние внимания пациента. Его нарушение (при наличии сенсорных помех или посторонней деятельности), как правило, сокращает зону регистрации ответа, уменьшает число компонентов **ВП** и меняет другие его характеристики [21]. Традиционный способ ограждения пациента от сенсорных помех - размещение его в темном, звукоизолированном помещении (экранированной камере). Однако было отмечено [22], что сенсорная изоляция вызывает у пациента флуктуации уровня бодрствования, что отражается на вариативности полученных **ВП**. Сосредоточение его внимания на раздражающих стимулах, напротив, ведет к облегчению корковых **ВП**, усложнению их формы и расширению области регистрации [23, 24]. Для этого используются разные приемы привлечения внимания к раздражителю - счёт стимулов или их отслеживание нажатием кнопки и т.д. [25, 17, 18]. Первый способ предпочтительнее, поскольку проще.

Ведущим фактором, лимитирующим продолжительность процедуры тестирования, являются флуктуации функционального состояния **ЦНС**. Чем продолжительнее процедура тестирования, тем их больше, и, соответственно, выше вариативность **ВП** [22]. Избыточные по продолжительности процедуры тестирования приводят к развитию у пациента состояния утомления, резко влияющего на восприятие стимулов. Иными словами, результаты последних тестов будут резко отличаться от первоначальных. Поскольку длительность процедуры обследования определяется количеством тестируемых объектов и продолжительностью отдельных тестов, целесообразно минимизировать их число и длительность по критериям воспроизводимости **ВП**, утомляемости пациента и информативности получаемых результатов.

В качестве объектов тестирования могут выступать нервные стволы и/или рецептивные поля. Последние используются для получения информации о состоянии отдельных порций нерва [18]. В нашей работе выбор конфигурации теста (т.е. объектов раздражения) обусловлен

попыткой отдифференцировать влияние факторов дозированного растяжения на магистральные участки афферентных нервных волокон и непосредственно на зону локализации кожных рецепторов. Как уже отмечалось выше, общее количество объектов тестирования лимитируется временем обследования. При удлинении верхних конечностей анатомические особенности расположения п. radialis делают его наиболее чувствительным к distrакции, в связи с чем иннервируемые им кожные рецептивные поля представляются нам наиболее адекватными объектами стимуляции при регистрации **ССВП**. Чрескожная стимуляция непосредственно ствола п. radialis достаточно затруднительна по анатомическим причинам (относительно большая глубина залегания нерва) и практически невозможна в период distrакции и фиксации (резко затруднен доступ к точке стимуляции нерва в присутствии аппарата Илизарова и асептических повязок).

Выбор способов и места отведения обусловлен возможностью получения максимально полной информации о состоянии соматосенсорного анализатора. У здорового бодрствующего человека ранние и поздние компоненты **ВП** проецируются на весь мозг [18]. Однако проявляемость компонентов **ВП** в различных отведениях неодинакова и зависит от модальности стимула. Общим правилом является несколько большая их выраженность в зоне соответствующей первичной кортикальной проекции анализатора полушария мозга, контралатерального по отношению к тестируемой стороне [18, 26, 24]. Здесь общая конфигурация **ВП** более устойчива, чем в ассоциативных зонах [27]. Требования к отводящим электродам те же, что и при регистрации электроэнцефалограммы (**ЭЭГ**) [18].

Выбор тестового сигнала производится по критерию соответствия его модальности свойствам изучаемого анализатора. При тестировании состояния соматосенсорной системы в качестве раздражающих стимулов адекватной модальности могут рассматриваться электрический импульс и тактильный стимул [18]. Обе разновидности сигнала имеют свои преимущества и недостатки. Выбирая модальность раздражителя, мы учли наличие ряда методических аспектов и технических трудностей, присущих использованию тактильной стимуляции. К ним относится, прежде всего, отсутствие серийного стандартного оборудования. В то же время, электростимуляторами комплектуются все современные системы ЭМГ/**ВП**, электрическое раздражение поддается точной дозировке и имеет клинические стандарты. В настоящее время в практической клинико-нейрофизиологической диагностике для получения **ССВП** используется исключительно

электрическое раздражение. В отличие от тактильной стимуляции, позволяющей избирательно воздействовать на рецепторы определенного вида, электрическое раздражение активирует весь пул рецепторов и позволяет отследить переход от тактильного ощущения к дискомфортному, т.е. воспринимаемому пациентом как «боль» в случаях неодинакового изменения порогов чувствительности разных групп рецепторов.

Выбор параметров тестирующего сигнала должен производиться с учетом особенностей восприятия данной модальности её физической природы как раздражителя сенсорных структур. Пространственная и временная дисперсия сенсорного потока определяют признаки поступающих в ЦНС сигналов [21]. Тестовый стимул короткой длительности, близкой к постоянной времени рецепторов, и достаточной амплитуды способен вызвать синхронный афферентный залп [21], характеризуемый значительно меньшей степенью дисперсии, чем в естественных сенсорных потоках. Это обстоятельство делает более рельефными биоэлектрические феномены, сопровождающие его приход в сенсорную кору [21]. С уменьшением длительности однородного тестового сигнала происходит унификация формы **ВП** разных модальностей [21], что позволяет осуществить привязку во времени компонентов **ВП** к моменту нанесения раздражения и снимает вопрос о соответствии отдельных элементов **ВП** разным частям сигнала [18]. В результате возрастает точность количественной обработки результатов тестирования. При использовании электрических импульсов большой длительности и (или) при монополярном способе раздражения может наблюдаться значительное удлинение артефактного электрического потенциала, возникающего в результате раздражения и накапливающегося при усреднении, в результате чего ранние компоненты **ВП** могут быть грубо искажены. Поэтому применение короткой длительности импульса в сочетании с биполярным способом раздражения позволяет свести к минимуму артефакт раздражения. Наиболее часто используемая в исследовательских и клинических целях длительность прямоугольного электрического стимула - 0,1 мс [18, 25].

Зависимость амплитуды различных компонентов **ВП** от интенсивности раздражения характеризуется выраженной специфичностью [17]. При изменении величины тестового сигнала одни компоненты **ВП** увеличиваются, другие выходят "на плато", а третьи уменьшаются. Сверхинтенсивные раздражители вызывают угнетение первичного ответа [21] вследствие возрастания т.н. «внутреннего шума» и, соответственно, потери информации в анализаторе [28]. В связи с этим обстоятельством интеграль-

ная оценка состояния соматосенсорного анализатора по совокупности характеристик **ССВП** возможна при использовании нескольких значений интенсивности раздражения. С другой стороны, с увеличением количества тестовых проб каждое предыдущее воздействие в большей степени будет влиять на результат последующего. При этом значительно возрастет время обследования, что противоречит требованию его минимизации. Компромиссным решением проблемы является такой подбор интенсивности раздражения, чтобы соответствующий ей афферентный залп выделялся из общего потока сенсорных импульсов [21] и был способен в достаточной степени активировать специфическую и неспецифическую подсистемы соматосенсорного анализатора. Следует подчеркнуть, что поиски объективного метода контроля и меры дозировки интенсивности раздражителя по-прежнему остаются актуальными. Некоторые результаты таких поисков приведены в соответствующих руководствах [18]. В частности, исследователю рекомендуется ориентироваться прежде всего на субъективные ощущения испытуемого, которое может варьировать в зависимости от уровня бодрствования. Далее следуют рекомендации, основанные на обеспечении постоянства силы тока в серии импульсов, т.е. установке фиксированных значений индикаторных табло, отражающих значение интенсивности стимулов. При этом необходимо помнить о сложности и нестабильности импедансных свойств живых тканей как объемного проводника. Иными словами, этот метод также не обеспечивает стабильность интенсивности раздражения и его субъективного восприятия испытуемым. Другим индикатором постоянства интенсивности раздражения является стабильность амплитуды и формы моторного ответа (**М-ответа**). Однако он имеет ряд существенных недостатков: а) значительное различие в длительностях **М-ответов** и **ВП**, порождающее несовпадение развертки монитора при регистрации, что ведет к дополнительному усложнению установки для тестирования; б) флуктуации порогового и субмаксимального **М-ответов**; в) различия в генезе **ССВП** при субмоторной и супрамоторной стимуляции; г) стабильность **М-ответа** не исключает возможности флуктуаций тока, незначительных для моторной, но существенных для сенсорной фракции волокон. Визуальный контроль по характеристикам вызванных двигательных реакций сохраняет большинство трудностей, возникающих при использовании **М-ответа** (кроме проблем с разверткой) и является гораздо менее точным, чем последний. По нашему мнению, из приведенных способов контроля и дозировки интенсивности тестового сигнала целесообразно сочетание из первых двух. Их преимуществом перед осталь-

ными является простота использования, а недостатки представляются менее значимыми и легче компенсируются.

Независимо от способа контроля и дозирования интенсивности раздражителя очевидной является необходимость учёта характера и интенсивности ощущений, возникающих у пациента под воздействием электрокожной стимуляции. Однако ощущение, даже измеренное в баллах, все же остается слишком субъективным критерием, поскольку окончательно не разрешен вопрос о связи интенсивности ощущений, соответствующих стимулам разной интенсивности, с параметрами вызванного потенциала. Рассогласование характера ощущений и показаний индикатора амплитуды раздражения наиболее выражены при пороговых тактильных и болевых, а также супромаксимальных стимулах (в последнем случае это связано со скачкообразным снижением импеданса кожных покровов) Таким образом, диапазон соответствия интенсивности раздражения и вызываемого им тактильного ощущения приходится на некоторые промежуточные значения амплитуд электрических стимулов. С нашей точки зрения, наибольший интерес представляет её значение, равное двойному сенсорному (перцептивному) порогу. При этом пациент четко осознает ощущение, которое не является болезненным (исключает активацию ноцицепторов), сохраняется постоянным на протяжении всего временного интервала тестирования и остается ниже моторного порога соседних мышц.

Благодаря возможностям цифрового усреднения вызванной биоэлектрической активности [18, 24, 26] при использовании транскраниального способа ее отведения удалось получить **ВП** - стабильный электрофизиологический феномен, специфичный по своей конфигурации выбранной модальности раздражителя, воспроизводящийся у конкретного пациента при нескольких последовательных тестированиях. Это открыло дорогу для интенсивного использования данной группы электрофизиологических тестов в клинике [18]. Процедура цифрового усреднения сводится к многократному алгебраическому суммированию участков **ЭЭГ**, следующих после момента подачи тестирующего стимула. При этом предполагается, что для цифрового массива мгновенных амплитудных значений **ЭЭГ**, имеющего вид распределения, близкого к случайному [24], амплитуда усредненных величин будет стремиться к нулю. В то же время относительно стабильные компоненты **ВП**, когерентно интерферируя, будут непрерывно возрастать на фоне минимизации амплитуды усредненной нестационарной активности. Таким образом, усредненный **ВП** складывается из большого числа индивидуальных **ВП**. Степень потери и искажения информации в процессе усреднения во многом зависит от частоты стимуляции и количества усреднений, так как после

нанесения раздражения наблюдается изменение возбудимости корковых нейронов, причем в наибольшей степени эти изменения влияют на поздние компоненты **ВП** [18]. В связи с этим, слишком частая подача стимулов приводит к искажению вызванного биоэлектрического ответа.

При подаче стимулов с фиксированным постоянным интервалом между ними в процессе цифрового усреднения может возникать накопление элементов фоновой **ЭЭГ**, непосредственно не связанных с тестовым сигналом, которые будут маскировать форму собственно **ВП**. Это обстоятельство особенно существенно в условиях сенсорной депривации (камера, закрытые глаза), когда максимально проявляется присущая фоновой **ЭЭГ** периодичность. Для минимизации влияния этого феномена применяется аритмическая подача стимулов с использованием генераторов псевдослучайных чисел или кнопки ручного запуска стимулятора. Опыт показывает, что оптимальным интервалом между стимулами является 1-2 секунды [26, 29]. Чем длительнее процесс усреднения, тем больше вероятность изменения состояния мозга и, соответственно, **ЭЭГ**, а значит, трансформации полезного сигнала [30], то есть вариативность **ВП** [22]. Этим обстоятельством лимитируется количество усреднений в одном тестировании. В литературе приводятся различные значения этого параметра при эпохе анализа - 500 мс [17, 25]. Они, как и частота стимуляции, выбираются авторами в зависимости от того, какие компоненты их больше интересуют.

Проведенное выше рассмотрение методических особенностей показывает некоторую искусственность **ВП** как электрофизиологического феномена, что вовсе не препятствует его использованию в качестве инструмента тестирования состояния анализаторов [21]. Из данных литературы [21, 24, 26], следует, что условия регистрации **ВП** человека менее стандартизованы. **ВП**, отводимые от поверхности головы человека, по сравнению с использованием т.н. кортикальных электродов в эксперименте на животных, имеют более сложную конфигурацию и характеризуются более высокой стохастичностью. Прямые параллели между электрофизиологической природой **ВП**, полученных на животных и на человеке, также встречают ряд затруднений [21]. Тем не менее **ВП** несомненно содержит значительную долю ценной информации, в разной мере замаскированной шумом эндогенного и экзогенного происхождения, т.е. порождаемым непосредственно в **ЦНС**, а также связанным с неизбежными вариациями биофизических факторов и методики тестирования [18]. Степень ее доступности определяется выбором способов анализа ВП, что, в свою очередь, зависит от теоретических представлений о его нейрофизиологической природе. В литера-

туре с переменной интенсивностью продолжается дискуссия о том, следует ли считать **ВП** кодом деятельности или кодом состояния мозговых структур [31, 32].

Накопилось достаточно фактов, дающих основание полагать, что отдельные фазы **ВП** преимущественно отображают активность определенных структур **ЦНС** [18, 21, 24, 26]. Они получили название «компоненты **ВП**», соответствующие чередованию последовательных фаз де- и гиперполяризации в нейронных популяциях и включению все большего числа мозговых структур [33] в процесс анализа поступающей в мозг информации. В соответствии с этими представлениями, **ВП** является кодом деятельности анализатора, что позволяет производить оценку роли афферентного фона в процессах дезинтеграции прежних и формирования новых моторных программ в условиях дистракционного остеосинтеза. Вытекающий из данной теории способ анализа **ВП** основан на описании его компонентов. В настоящее время единого мнения о номенклатуре компонентов **ВП** не сложилось [21]. Подробный обзор способов их обозначения с разбором достоинств и недостатков приведен в руководстве [18] Л.Р. Зенкова, М.А. Ронкина (1991). Этот же вопрос обсуждается в монографиях [24, 26] Э.М. Рутман (1979) и Ч. Шагаса (1975). Каждый компонент **ВП** характеризуется латентным периодом, амплитудой и полярностью. Поскольку первые два параметра подвержены вариациям, мы предпочитаем обозначать компоненты, указывая их полярность заглавной латинской буквой **P** (позитивные) и **N** (негативные) и порядковый номер **P[1]** - первая позитивная компонента коркового генеза; **N[3]** - третья негативная компонента коркового генеза.

Амплитуда компонентов **ВП**, как кода деятельности, характеризует интенсивность соответствующих фаз обработки сенсорной информации в нейронных ансамблях корковых проекций. Она измеряется либо от пика до изолинии, либо от пика до пика [18]. В первом случае потеря информации возможна в результате смещения изолинии, а во втором - проблема заключается в сложностях идентификации разнополярных комплексов компонентов, которые должны быть достаточно устойчивыми и физиологически интерпретированными. А.М. Иваницкий с соавторами (1984), отмечая трудность идентификации и измерения количественных параметров ранних компонентов, связанную с их малой амплитудой, настаивают на измерении амплитуды компонентного комплекса от пика до пика [17]. Такого способа количественной оценки придерживаются и некоторые другие авторы [19]. Аналогом последнего способа количественной оценки интенсивности протекающих нейродинамических процессов в проекционной зоне коры больших полушарий головного

мозга является интегрирование **ВП**, т.е. вычисление площади, ограниченной изолинией и его огибающей [18]. Он менее избирателен, чем измерение амплитуды в заданном участке электрограммы **ВБА**, но характеризует более обширные сдвиги активности нейронных ансамблей. Другой важной характеристикой компонентов является их латентный период. Невозможность определения точной границы между ними вынуждает определять его по точке максимума волны на электрограмме **ВБА**, соответствующей данному компоненту. Количественные характеристики компонентов в их последовательности, по определению А.М. Иваницкого с соавторами (1984), составляют сущность информационного анализа [17].

При варьировании места отведения меняется характерное для **ВП** соотношение между амплитудными и временными характеристиками компонентов, создающее в нашем восприятии ту или иную его конфигурацию [27]. Цифровое усреднение позволило получить **ВП**, сопоставимый для разных испытуемых и при последовательном тестировании формой. Было отмечено некоторое визуальное сходство контуров **ВП** при разных модальностях тестового сигнала [18]. В результате обобщения этих данных была выделена наиболее часто встречающаяся в норме форма **ВП**, что позволило сформировать представление о стандартной конфигурации **ВП** [18], для которой общей тенденцией можно считать постепенное увеличение амплитуды компонентов с ростом их латентного периода. При этом увеличивается длительность отдельных фаз, так что ранние компоненты - низкоамплитудные колебания с короткой длительностью, а поздние - медленные (большой протяженности) и высокой амплитудой [18]. Конфигурация **ВП**, как структурно-функционального единства последовательности его компонентов, есть функция совокупности их амплитудно-временных характеристик. Иными словами, она является интегративным показателем, отражающим физические характеристики стимула [18] и изменение состояния **ЦНС** [34].

Оценка конфигурации **ВП** и интегралов отдельных его фрагментов дает сведения не только о динамике информационных процессов в высших отделах тестируемого анализатора, но и о его общем функциональном состоянии, т.е. позволяет интерпретировать **ВП** как код состояния. Поскольку та или иная мозговая деятельность всегда связана с функциональным состоянием соответствующих нейронных сетей, мы полагаем отсутствие оснований для противопоставления точек зрения на **ВП**, трактующих их как коды деятельности или коды состояния. Приведенные выше способы "дешифровки" **ВП** позволяют при их рациональном комбинировании получать сведения о функциональном со-

стоянии анализатора и о протекающих в нем процессах переработки сенсорной информации.

Данным сообщением мы открываем цикл работ, посвященный изложению результатов тестирования методом **ССВП** большой группы ортопедических больных в условиях удлинения конечностей методом дистракционного остеосинтеза. Настоящую работу следует рассматривать в качестве теоретического введения в проблему для широкого круга физиологов и врачей-ортопедов, заинтересованных в глубоком теоретическом обосновании используемых и разрабатываемых клинических методик. Первые статьи будут посвящены описанию элементов неспецифической реакции соматосенсорного анализатора на хроническое дозированное растяжение. Основные теоретические представления об этой реакции были получены при тестировании рецептивных полей пациентов с односторонними укорочениями верхних конечностей, поскольку локализация соответствующих проекционных

зон более благоприятна для отведения **ВБА**, и в литературе имеется больше сведений о **ССВП**, полученных при раздражении именно верхних конечностей. Тестирование рецептивных полей верхних конечностей в условиях дистракционного остеосинтеза по Илизарову связано с преодолением меньшего числа методических и технических затруднений. Последующие работы указанного цикла мы планируем посвятить обсуждению распространения полученных представлений на больных других нозологических групп и аспектам их практического использования в современной ортопедической клинике, в частности, в целях профилактики гипертракционных повреждений нервных стволов и обоснования для внедрения современных реабилитационных технологий - методов функционального биоуправления и функциональной электростимуляции в комплекс лечебно-реабилитационных мероприятий.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Шейн А.П., Криворучко Г.А., Калякина В.И. Электрофизиологическое исследование функциональных характеристик срединного и локтевого нервов в условиях оперативного удлинения плеча. // Чрескостный компрессионный и дистракционный остеосинтез в ортопедии и травматологии: Сб. науч. тр. – Вып. 6. - Курган, 1980. - С.70-76.
2. Криворучко Г.А., Шейн А.П. Электромиографический контроль пластических перестроек нервных стволов и мышц в условиях дистракционного остеосинтеза по Илизарову // Лечение ортопедо-травматологических больных в стационаре и поликлинике методом чрескостного остеосинтеза, разраб. в КНИИЭКОТ: Тез. докл. всесоюз. научн.-практ. конф. - Курган, 1982. - С. 79-82.
3. Влияние оперативного удлинения плеча на электрофизиологические характеристики дистальных нервно-мышечных структур / А.П. Шейн, В.И. Калякина, Г.А. Криворучко, М.С. Сайфутдинов // Чрескостный компрессионно-дистракционный остеосинтез по Илизарову в травматологии и ортопедии: Сб. науч. тр. - Вып. 10. - Курган, 1985. - С.124-132.
4. Илизаров Г.А., Щудло М.М. Изменения нервов голени при ее удлинении в эксперименте // Лечение ортопедо-травматологических больных в стационаре и поликлинике методом чрескостного остеосинтеза, разраб. в КНИИЭКОТ: Тез. докл. всесоюз. науч.-практ. конф. - Курган, 1982. - С. 198 -201.
5. Карымов Н.Р. Механизмы роста миелиновых нервных волокон в нервах удлиняемой по Илизарову конечности // Гений ортопедии. - 1996. - № 2-3. - С.134.
6. Кузнецова А.Б., Берко В.Г. Влияние дистракции по методу Илизарова на состояние нервного аппарата мышц в эксперименте // Теоретические и практические аспекты чрескостного компрессионного и дистракционного остеосинтеза : Тез. докл. Всесоюз. науч.-практ. конф. - Курган. - С. 62-64.
7. Электрофизиологические признаки реконструктивных изменений в нервно-мышечных структурах удлиняемой конечности / А.П. Шейн, Г.А. Криворучко, М.С. Сайфутдинов, Н.Р. Карымов, Н.К. Чикорина // Актуальные вопросы травматологии и ортопедии. - Екатеринбург, 1997. - С.209-215.
8. Метод вызванных потенциалов головного мозга в анализе функционального состояния афферентных структур удлиненной конечности / А.П. Шейн, М.С. Сайфутдинов, А.В. Попков, Г.Х. Судияров // Значение открытых Г.А. Илизаровым обще-биологических закономерностей в регенерации тканей: Сб. науч. тр. - Вып.13. - Курган, 1988. - С. 89-98.
9. Шейн А.П. Сайфутдинов М.С. Методы функционального биоуправления в коррекции сенсомоторных расстройств при удлинении по Илизарову верхних конечностей // Удлинение конечностей и замещение дефектов костей: Материалы докл. 1-й международ. и 5-й республ. науч.-практ. конф. травматол.-ортопед. Крыма "Крымские вечера". - Ялта, 1996. - С. 95-96.
10. Дедова В.Д., Черкасова Т.И. Оперативное удлинение укороченных нижних конечностей у детей. - М.: Медицина, 1973. -128 с.
11. Богданов О.В. Функциональное биоуправление в лечебной физкультуре // Вопросы курортологии физиотерапии и лечебной физкультуры. – 1986. - № 6. - С. 26-30.
12. Шейн А.П. Исследование произвольного управления напряжением скелетных мышц с измененными сократительными свойствами: Автореф. дис... канд. биол. наук. – Казань, 1981. – 25 с.
13. Бернштейн Н.А. О построении движений // Физиология движений и активность. - М.: Наука, 1990. - С. 11-242.
14. Шейн А.П. Механизмы дезинтеграции в системе «сенсомоторный аппарат – схема тела» периферического генеза на модели удлинения конечностей // Гений ортопедии. – 1998. - № 4. – С. 65-71.
15. Средства и способы контроля и прогнозирования функционального состояния центральных и периферических структур двигательного аппарата в условиях чрескостного дистракционного остеосинтеза по Илизарову / А.П. Шейн, Г.А. Криворучко, А.Н. Ерохин, М.С. Сайфутдинов, Т.В. Сизова // Травматология и ортопедия России. - 1994. - № 2. - С.100-106.
16. Некоторые особенности функциональной организации сенсомоторного аппарата удлиненной конечности / А.П. Шейн, Г.А. Криворучко, А.Н. Ерохин, М.С. Сайфутдинов // Сборник трудов II Всероссийской конференции по биомеханике. - Нижний Новгород, 1994. - Том 1. - С.194-195.
17. Иваницкий А.М., Стрелец В.Б., Корсаков И.А. Информационные процессы мозга и психическая деятельность. - М., 1984. - 200 с.
18. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней. - М.: Медицина, 1991. - 640 с.
19. Биоэлектрическая активность коркового отдела слухового анализатора в норме и при нарушениях звукопроводения / Т.П. Зайцева, Э.А. Бакай, Ю.А. Сушко, И.В. Марчук // Физиология человека. - 1980. - Т.6, № 5. - С. 785-789.
20. Варежкин Ю.П. Роль соматосенсорных вызванных потенциалов в прогнозировании восстановления двигательных расстройств при использовании в лечении больных с цереброваскулярным поражением средств электростимуляции // Применение электро-

- стимуляции в клинической практике. - М., 1978. - С.69-71.
21. Коган Б.А. Электрические проявления деятельности коры головного мозга // Частная физиология нервной системы. - Л.: Наука, 1883. - С. 629-649.
  22. Применение вызванных потенциалов для оценки эффекта премедикационных доз препаратов нейролептанальгезии / М.И. Кузин, Э.М. Рутман, Н.А. Осипова и др. // Материалы Всесоюзной конференции по электрофизиологии центральной нервной системы. - Л.: Наука, 1971. - С. 128.
  23. Зенков Л.Р., Мельничук П.В. Центральные механизмы афферентации. - М., 1985. - 247 с.
  24. Шагас Ч. Вызванные потенциалы мозга в норме и патологии. - М.: Мир, 1975. - 314 с.
  25. Стрелец Б.В. Вызванные потенциалы мозга на стимулы разной интенсивности в норме и при истерической психопатии // Журн. невропатол. психиатрии. - 1978. - Т. 78, № 6. - С. 888-894.
  26. Рутман Э.М. Вызванные потенциалы в психологии и психиатрии. - М., 1979. - 216 с.
  27. Бетелева Т.А. Участие проекционной и непроекционных областей коры в сенсорном анализе у детей 3-10 лет // Физиология человека. - 1980. - Т. 6, № 5. - С. 776-783.
  28. Тамар. Г. Основы сенсорной физиологии. - М.: Мир, 1976. - 514 с.
  29. Зенков Л.Р., Мельничук П.В. Функциональная диагностика нервных болезней: Руководство для врачей. - М.: Медицина, 1982. - 280 с.
  30. Гехман Б.И. Вызванная электрическая активность. Проблемы и перспективы методологии // Физиологический журнал имени И.М. Сеченова. - 1994. - Т.80, № 8. - С.30-41.
  31. Физиологические корреляты состояний и деятельности в центральной нервной системе / Н.П. Бехтерева, П.В. Бундзен, Ю.Л. Гоголицин и др. // Физиология человека. - 1980 - Т.6, № 5. - С. 877-893.
  32. Илюхина В.А., Михайлова Г.С. Основные результаты исследований 1978-1979 г.г. по разделу «Принципы и механизмы деятельности мозга человека» в рамках программы «Мозг» АН СССР и перспективы их дальнейшего развития // Физиология человека. - 1980. - Т.6, №.5. - С. 907-922.
  33. Иваницкий А.М. Нейрофизиологические механизмы восприятия и памяти: Вызванные потенциалы // Механизмы деятельности мозга человека. - Л., 1988. - Ч.1. - С. 151-170.
  34. Попова Н.С., Наумов Т.С. Анализ природы условнорефлекторных изменений параметров и конфигураций вызванных потенциалов // Материалы Всесоюзной конференции по электрофизиологии центральной нервной системы. - Л.: Наука, 1971. - С. 214-215.

Рукопись поступила 21.04.01.