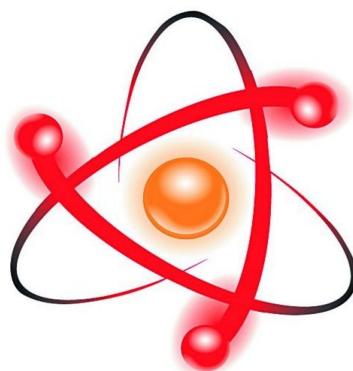


НПО УЧЕБНОЙ ТЕХНИКИ «ТУЛАНАУЧПРИБОР»

МЕТОДИЧЕСКОЕ РУКОВОДСТВО ПО ВЫПОЛНЕНИЮ
ЛАБОРАТОРНЫХ РАБОТ



ФМБ-10

**МОДЕЛЬ ЭМГ. ИЗУЧЕНИЕ ПРИНЦИПОВ РАБОТЫ
ЭЛЕКТРОМИОГРАФА.**

Тула, 2012 г.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА.

МОДЕЛЬ ЭМГ. ИЗУЧЕНИЕ ПРИНЦИПОВ РАБОТЫ ЭЛЕКТРОМИОГРАФА.

Цель работы: изучение принципа работы электромиографа, теории электромиографии и структурной схемы построения аппарата ЭМГ.

ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОПИСАНИЕ.

Общие представления о методических основах электромиографии.

Электромиография (ЭМГ) как метод диагностики в настоящее время все больше входит в клиническую практику, несмотря на свою трудоёмкость и высокую стоимость диагностического оборудования. По человеческим, временным затратам и стоимости расходных материалов ЭМГ можно считать одной из самых дорогих методик. Однако, в настоящее время она становится базовой во многих областных больницах и диагностических центрах.

Среди нейрофизиологов, невропатологов и врачей-миографистов нет единого подхода к анализу полученных при исследовании данных, что проявляется в неадекватной оценке электромиографических показателей. Зачастую цифровые значения этих показателей трактуются по-разному, нет единой системы написания заключения, зачастую выводы, представленные в клиническом резюме не соответствуют возможностям проводимых методик.

Электромиография — метод электрофизиологической диагностики поражений нервно-мышечной системы, состоящий в регистрации электрической активности (биоэлектрических потенциалов) скелетных мышц.

Различают спонтанную электромиограмму, отражающую состояние мышц в покое или при мышечном напряжении (произвольном или синергическом), а также вызванную, обусловленную электрической стимуляцией мышцы или нерва. ЭМГ позволяет проводить топическую диагностику поражения нервной и мышечной систем (надсегментарных пирамидных и экстрапирамидных структур, мотонейронов передних рогов, спинномозговых корешков и нервов, нервно-мышечного синапса и собственно иннервируемой мышцы), оценивать тяжесть, стадию, течение заболевания, эффективность применяемой терапии.

Таким образом, методика исследования электрической активности периферического нейромоторного аппарата получила название электромиографии (ЭМГ), а регистрируемая с её помощью кривая называется электромиограммой.

Основателем ЭМГ в России был известный невролог профессор Б.М. Гехт. Долгое время электромиографические методы исследования в нашей стране разделяли на две группы - ЭМГ с использованием концентрических игольчатых электродов, вводимых в мышцу и позволяющих изучать состояние мышечных волокон (игольчатая ЭМГ), и ЭМГ при которой регистрируют биоэлектрические потенциалы мышц и нервов в ответ на электрический стимул, позволяющие определять состояние аксонов периферических нервов и

нервно-мышечной передачи (стимуляционная ЭМГ, или электронейромиография - ЭНМГ). В настоящее время в большинстве ведущих нейрофизиологических лабораторий мира термин "электромиография" используют как собирательный, объединяющий оба исследования, то есть методы игольчатой ЭМГ, методы изучения скорости распространения возбуждения (СРВ) по периферическим нервам (nerve conduction studies) и методы изучения нервно-мышечной передачи (repetitive motor nerve stimulation) - декремент-тест, которые при проведении диагностических исследований, как правило, дополняют друг друга.

ЭМГ широко применяется в медицине как диагностический метод, позволяющий оценить состояние периферической нервной системы и судить о нарушениях, связанных с патологией мотонейронов спинного мозга, аксонов периферических нервов, нервно-мышечной передачи, мышц, кортико-спинального (пирамидного) тракта, постганглионарных вегетативных волокон, определить характер поражения, стадию процесса и оценить прогноз болезни.

Общие сведения о биопотенциалах нервов и мышц.

В электромиографии принято такое подключение пары электродов на входы усилителя, что отрицательное отклонение потенциала под активным электродом вызывает смещение на экране осциллографа, направленное вверх. Соответственно отклонение вниз от изолинии означает положительное колебание потенциала. При характеристике фазности потенциала указывают его полярность: положительное монофазное колебание, двухфазное положительно-негативное колебание и т. д.

Амплитуда колебаний измеряется в микровольтах или милливольтах между наиболее высокой и наиболее низкой точками электромиографической кривой (от пика до пика). Длительность потенциала измеряется от начального отклонения до возвращения его к изолинии, включая все фазы колебания. На рис. 1.1 приведен пример потенциала действия мышечного волокна.

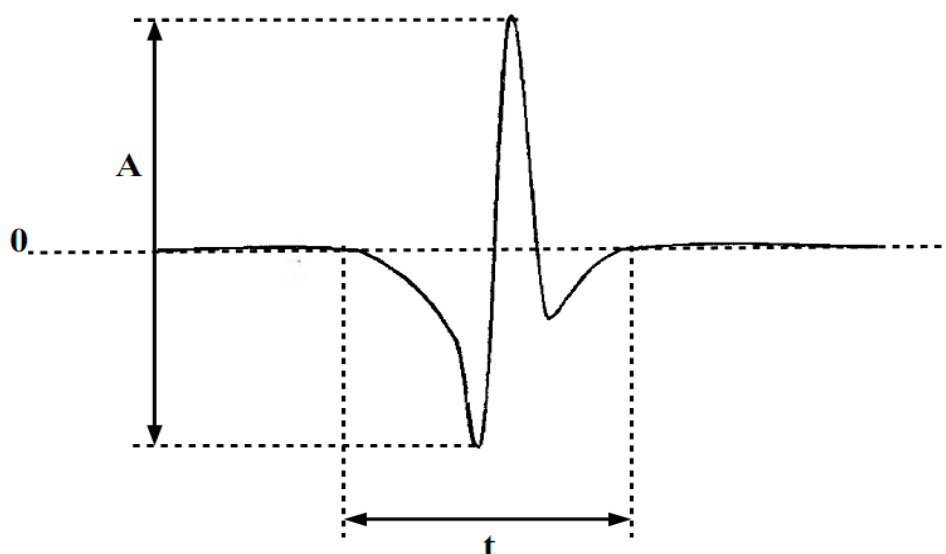


Рис. 1.1. Потенциал действия.

При возбуждении нервной клетки, в частности мотонейрона, в наиболее возбудимом месте (аксональный холмик) возникает ПД, который распространяется вдоль аксона. Распространение нервного импульса по аксону происходит за счет последовательной деполяризации соседних участков мембраны с образованием ПД (Рис. 1.2) со скоростью около 0,5 — 5 м/с.

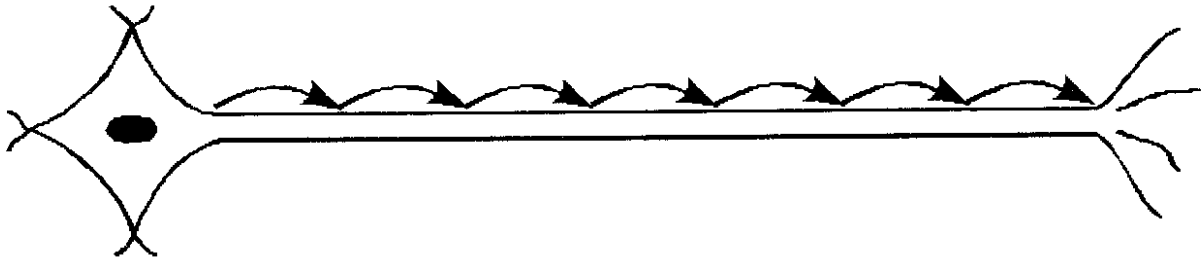


Рис. 1.2. Схема движения возбуждения по немиелинизированному волокну.

Данный механизм проведения характерен для немиелинизированного нервного волокна.

В миелинизированном нервном волокне аксон окружен особой оболочкой, называемой миелином. Миелин по своей структуре - мембранное образование, состоящее преимущественно из фосфолипидов и по электрическим свойствам являющееся диэлектриком. Удельное сопротивление миелина достигает величины 500-800 МОм/см². Другой важной особенностью миелина является малая величина удельной емкости (0.0025-0.005 мкФ/см²). Функции миелиновых оболочек в периферических нервах и в нервных волокнах головного и спинного мозга разнообразны и до конца не изучены. Это изолирующая, опорная, барьерная, возможно, трофическая функция, участие в передаче импульсов (Хохлов А.П., Савченко Ю.Н., 1990).

На всем протяжении нервного волокна через определенные промежутки (около 1 мм) миелиновая оболочка имеет перерывы. Данные немиелинизированные участки называют перехватами Ранвье. Отмечено, что в перехватах Ранвье возбудимость мембраны выше и больше плотность К-На насосов, чем на миелинизированных участках мембраны аксона. При прохождении возбуждения деполяризуется мембрана в зоне перехвата Ранвье и возникает потенциал действия, который по своей электрической природе является переменным током. Благодаря электрическим особенностям миелина, локальные токи возбуждения не выходят на межперехватном участке, а деполяризуют следующий перехват Ранвье. Таким образом, электрический импульс движется как бы "скачками" между перехватами или даже через 2-3 соседних перехвата (рис. 1.3), поэтому скорость проведения импульса по этим волокнам значительно выше (15-120 м/с).

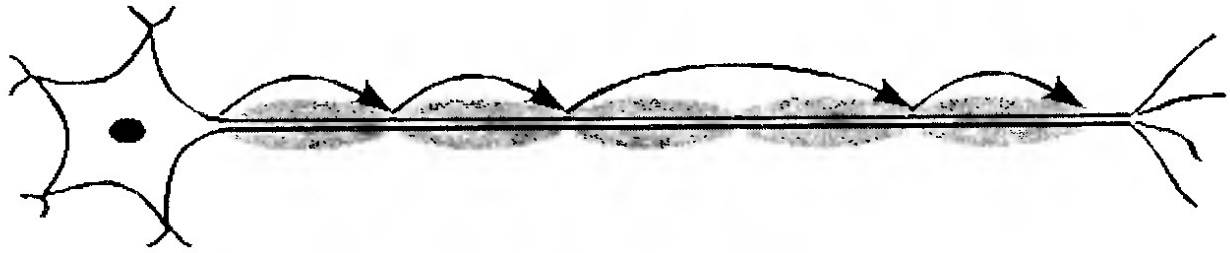


Рис. 1.3. Схема движения возбуждения по миелинизированному волокну.

Важным фактором, определяющим скорость проведения по миелинизированному волокну, является отношение амплитуды потенциала действия к пороговой величине деполяризации мембраны перехвата Ранвье. Данное соотношение имеет величину порядка 7. Уменьшение этого фактора безопасности любыми воздействиями приводит к снижению скорости проведения.

Дальнейшие исследования показали, что существует минимальный критический диаметр аксона, ниже которого периферические волокна у млекопитающих не миелинизируются. В обратном случае, при диаметре нервного волокна в несколько микрон, комплекс будет иметь столь высокое сопротивление, что проведение импульса станет невозможным. Данный критический диаметр для периферической нервной системы составляет 1 мкм. До этого критического диаметра скорость проведения по немиелинизированному волокну выше, чем по миелинизированному.

Известно, что аксон, идущий от мотонейрона, при входе в мышцу делится на терминалы соответственно количеству интернируемых им мышечных волокон. При этом суммарный диаметр данных терминалов не превышает диаметр аксона. Для обеспечения проведения импульса по этим волокнам они теряют миелиновую оболочку.

При подходе к мышечному волокну терминаль аксона образует систему, позволяющую переходить ПД на мышечное волокно. Данный аппарат называют нервно-мышечным синапсом.

Передача импульса в нервно-мышечном синапсе происходит с участием важнейшего нейромедиатора - ацетилхолина (АХ), выделение которого в синаптическую щель происходит в результате прихода импульса к нервному окончанию. Взаимодействие АХ с холинорецепторами постсинаптической мембраны (концевой пластинки) приводит к перераспределению ионов K^+ и Na^+ в мышечном волокне с формированием ПД мышечного волокна. Избыток АХ частично возвращается в везикулы пресинаптической мембраны, частично разрушается при участии холинэстеразы, некоторая доля АХ всасывается в кровь и, при определенных условиях, оказывает свое воздействие на мышечную ткань гуморальным путем.

Время синаптической передачи (нервно-мышечная синаптическая задержка) варьирует от 0.5 до 1 мс.

Концевые пластинки концентрируются в так называемых "двигательных точках", располагающихся чаще в месте максимального выбухания мышцы при произвольном сокращении. Знание этого факта необходимо, в частности, при исследовании прямой электровозбудимости мышц, так как при нанесении раздражения в данных точках можно получить максимальный моторный ответ при минимальной интенсивности стимуляции.

Потенциал действия мышечного волокна распространяется с небольшой скоростью (3 — 5 м/с) за счет постепенного вовлечения соседних участков мембраны.

Понятие двигательной единицы.

Нервно-мышечная система представляет собой функционально тесно связанный комплекс скелетных мышц и периферических образований нервной системы: мотонейронов и их аксонов. Функциональным элементом системы является **двигательная единица (ДЕ)**. Данное понятие впервые было введено Шеррингтоном Х.С. (1925) и до сих пор является физиологической основой ЭМГ. Под двигательной единицей подразумевают комплекс, состоящий из двигательной клетки, ее аксона и группы мышечных волокон, иннервируемых этим аксоном рис. 1.4.

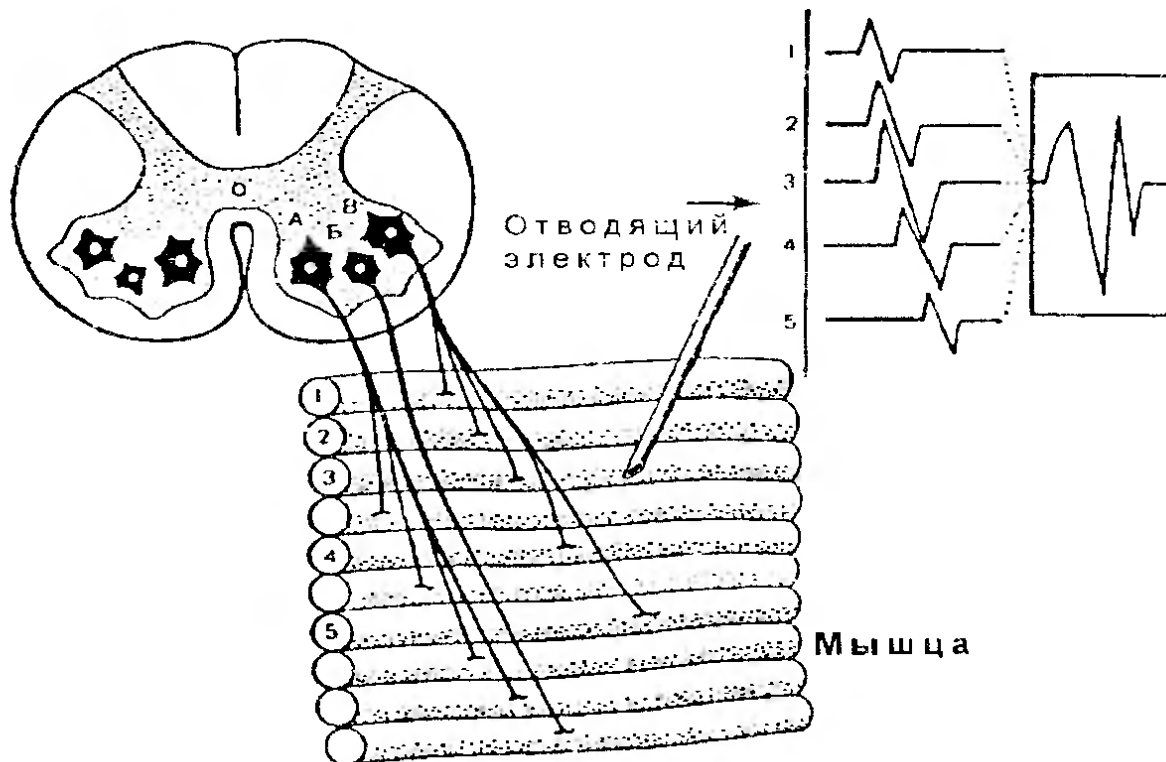


Рис. 1.4 Схема двигательной единицы мышцы

(По Л.О.Бадалян, И.А.Скворцову, 1986).

А, Б, В – мотонейроны передних рогов спинного мозга,

1, 2, 3, 4, 5 – мышечные волокна и соответствующие им потенциалы

I – потенциалы отдельных мышечных волокон,

II – суммарный потенциал условной двигательной единицы.

Каждый мотонейрон связан с мышечными волокнами таким образом, что территория двигательной единицы в пространстве не изолируется от соседних ДЕ, а находится в одном объеме с ними. Такой принцип расположения ДЕ в мышце, когда в любой точке объема мышцы находятся мышечные волокна нескольких ДЕ, позволяет мышце сокращаться плавно, а не рывками, что было бы при разграничении разных ДЕ друг от друга в пространстве.

ДЕ содержат разное количество мышечных волокон: от 10-20 в мелких мышцах, выполняющих точные и тонкие движения, до нескольких сот в крупных мышцах, выполняющих грубые движения и несущие антигравитационную нагрузку. К первой группе мышц можно отнести наружные мышцы глаза, ко второй мышцы бедра. Количество мышечных волокон, входящих в ДЕ, называют иннервационным числом.

По функциональным свойствам ДЕ бывают медленными и быстрыми. Медленные двигательные единицы иннервируются малыми альфа-мотонейронами, являются низкопороговыми, неустойчивыми, так как участвуют в тонических медленных движениях, обеспечивая антигравитационную функцию (поддержание позы). Быстрые ДЕ иннервируются большими альфа-мотонейронами, являются высокопороговыми, быстро утомляются, участвуют в быстрых (фазических) движениях. Во всех мышцах представлены как медленные, так и быстрые ДЕ, однако, в мышцах туловища, проксимальных отделов конечностей и камбаловидной мышце, участвующих в антигравитационной функции, преобладают медленные ДЕ, а в мышцах дистальных отделов конечностей, участвующих в выполнении точных произвольных движений, – быстрые ДЕ. Знание этих свойств ДЕ мышц важно при оценке работы мышцы в различных режимах произвольного напряжения. Игольчатая ЭМГ, которая производит оценку параметров одиночных двигательных единиц при минимальных усилиях, позволяет оценить в основном низкопороговые медленные ДЕ. Высокопороговые двигательные единицы, участвующие в фазических произвольных движениях, доступны для анализа только при максимальном произвольном усилии методом оценки интерференционного паттерна и анализа ПДЕ декомпозиционным методом. В исследовании уровня сегментарной возбудимости мотонейронов спинного мозга с помощью методики Н-рефлекса оценивают показатель возбудимости двух мышц голени: камбаловидной и икроножной. Камбаловидная является тонической мышцей, содержит больше медленных ДЕ, менее кортиколизована и отражает в большей степени регуляторные влияния со стороны спинного мозга. Икроножная мышца является фазической, больше содержит быстрых ДЕ, более кортиколизована и отражает регуляторные влияния со стороны головного мозга.

ЭМГ как метод функциональной диагностики.

Электромиографическое обследование является примером прикладной нейрофизиологии и, следовательно, функциональным исследованием, отвечающим на определенные клинические вопросы. Прежде всего, это касается патофизиологического состояния нервно-мышечного аппарата и целом с преобладанием поражения тех или иных элементов ДЕ.

В прикладном плане ЭМГ решает следующие задачи:

1. Научно-исследовательские.
2. Диагностические.
3. Прогностические.
4. Контроль эффективности лечения.

Основными целями ЭМГ как метода функциональной диагностики являются:

1. Выявление уровня поражения нервно-мышечного аппарата.
2. Определение топики поражения и распространенности процесса.
3. Определение характера поражения.
4. Определение степени выраженности патологического процесса.

ЭМГ (ЭНМГ) - полимодальный метод исследования, включающий в себя большое количество методик. По способу получения данных, характеру исследования и методам обработки данных в ЭМГ выделяют следующие методики обследования:

1. Интерференционная поверхностная ЭМГ.
2. Стимуляционная ЭМГ, включающая:
 - Исследование М-ответа и скорости распространения волны по моторным волокнам (СРВм).
 - Исследование потенциала действия нерва и скорости распространения волны по сенсорным волокнам (СРВс).
 - Исследование поздних нейрографических феноменов (F-волна, H-рефлекс, A-волна).
 - Исследование мигательного рефлекса.
3. Ритмическая стимуляция и определение надежности нервно-мышечной передачи (декремент-тест)
4. Игольчатая ЭМГ, включающая:
 - Исследование потенциалов двигательных единиц (ПДЕ).
 - Исследование интерференционной кривой с анализом по Вилли-сону.
5. Магнитная стимуляция:
 - Исследование центрального времени моторного проведения.
 - Исследование М-ответа и СРВм по глубоко расположенным нервным стволам.

Исходя из вышесказанного, можно дать следующее определение данного метода функциональной диагностики.

ЭМГ - это комплекс методов оценки функционального состояния нервно-мышечной системы, основанный на регистрации и качественно-количественном

анализе различных видов электрической активности нервов и мышц.

Это определение, на наш взгляд, наиболее полно определяет ЭМГ как метод функциональной диагностики.

Интерференционная поверхностная ЭМГ.

Методика основана на регистрации биоэлектрической активности мышц с помощью поверхностных (накожных) электродов. В литературе до настоящего времени встречаются термины "глобальная ЭМГ", "суммарная ЭМГ", которые до конца не определены в физиологическом плане.

При данной методике проводится регистрация произвольной (спонтанной) активности мышц поверхностными электродами. Если межэлектродное расстояние небольшое, потенциал отводится от определенного (ограниченного) участка мышцы. Общий объем ДЕ захватить практически невозможно, даже для мелких мышц кисти, не говоря уже о крупных мышцах или мышцах, имеющих сложное строение. Это определяется не только способом отведения, но и неспособностью пациента напрячь мышцу настолько, чтобы получить интерференционную активность всех мышечных волокон. Следовательно, в любом случае мы не имеем той самой "глобальности" (или "суммарности") электромиографического ответа мышцы при произвольном мышечном сокращении.

Получаемую кривую можно называть "суммарной", так как в конечном итоге она представляет суммарную активность тех ДЕ, которые в настоящее время возбуждены и активность которых достаточна, чтобы быть зарегистрированной поверхностными электродами.

В силу достаточно высокого субъективизма в оценке получаемых данных в настоящее время эта методика не имеет самостоятельного диагностического применения.

Исследование поверхностной ЭМГ позволяет ориентировочно оценить сократительную способность группы мышц. Достоинством метода является его неинвазивность, простота исследования, возможность суммарной оценки одновременно нескольких мышц (агонистов и антагонистов) в процессе движения. Сейчас данная методика широко используется в различных системах анализа движения, для оценки выраженности тремора, в динамике восстановительного лечения у больных с травматическим

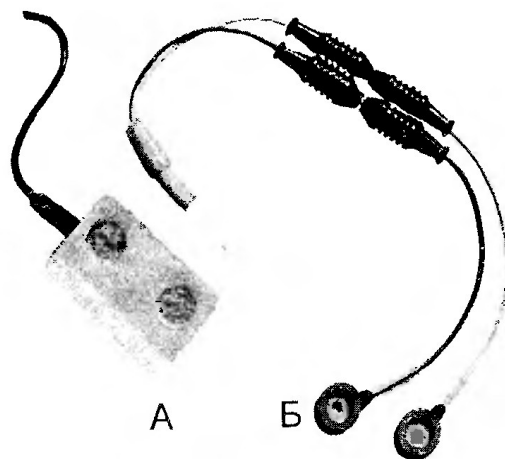


Рис. 1.5. Виды поверхностных электродов.

А — электродная колодка с фиксированным расстоянием;
Б — электроды с нефиксированным расстоянием.

поражением конечностей (Гусев С.В. с соавт., 1998).

Исследование проводится с помощью поверхностных электродов, которые представляют собой металлические диски или пластины площадью до 1 см², чаще вмонтированные в фиксирующую колодку для обеспечения постоянного расстояния между ними (15-20 мм); если применяются электроды со свободными пластинами, желательно сохранять рекомендуемое межэлектродное расстояние. Использование электродов с фиксированным расстоянием более предпочтительно, т. к. позволяет стандартизировать проведение методики (Рис. 1.5).

Кожа пациента обрабатывается спиртом и смачивается изотоническим раствором хлорида натрия. В случае длительного исследования лучше наносить электродные гели или пасты. При использовании электродов с произвольным межэлектродным расстоянием активный электрод располагается над брюшком мышцы (в проекции двигательной зоны), референтный - над сухожилием или костным выступом. Заземляющий электрод можно помещать на противоположной стороне конечности.

Основными параметрами поверхностной ЭМГ являются максимальная амплитуда сигнала при измерении ее от пика до пика, средняя амплитуда, средняя частота секундной реализации, средняя амплитуда сигнала. Важным является такой показатель, как амплитудно-частотный коэффициент. До сих пор остается актуальной визуальная оценка рисунка кривых.

Ниже на рисунках (Рис. 1.6 — 1.8) представлены типы поверхностной ЭМГ, выделенные Ю.С. Юсевич (1958).

I тип ЭМГ характерен для нормальной мышцы и отражает суммарную активность большого числа ДЕ при максимальном сокращении (Рис. 1.6). Частота интерференционной кривой в норме около 50 Гц, амплитуда 1-2 мВ. Выраженное их снижение свидетельствует о выпадении части мышечных волокон из ДЕ и наблюдается при первичных мышечных или аксональных процессах. С дифференциально-диагностическими целями в первом случае целесообразно исследование ПДЕ с помощью игольчатых электродов, во втором - оценка СРВ (скорость распространения возбуждения) и параметров вызванного ответа мышцы и нерва путем стимуляционной ЭМГ.

II тип ЭМГ характеризуется относительно редкой ритмической активностью, возникающей в покое. Па тип имеет частоту 6-200 Гц, амплитуду 50-150 мкВ, Пб тип - 21-50 Гц, 300-500 мкВ (Рис. 1.7). Подтипы Па и Пб характеризуют степень выраженности патологического процесса, причем Пб свидетельствует о менее грубом поражении мотонейронов и в начальных стадиях заболевания лучше выявляется при тонических пробах.

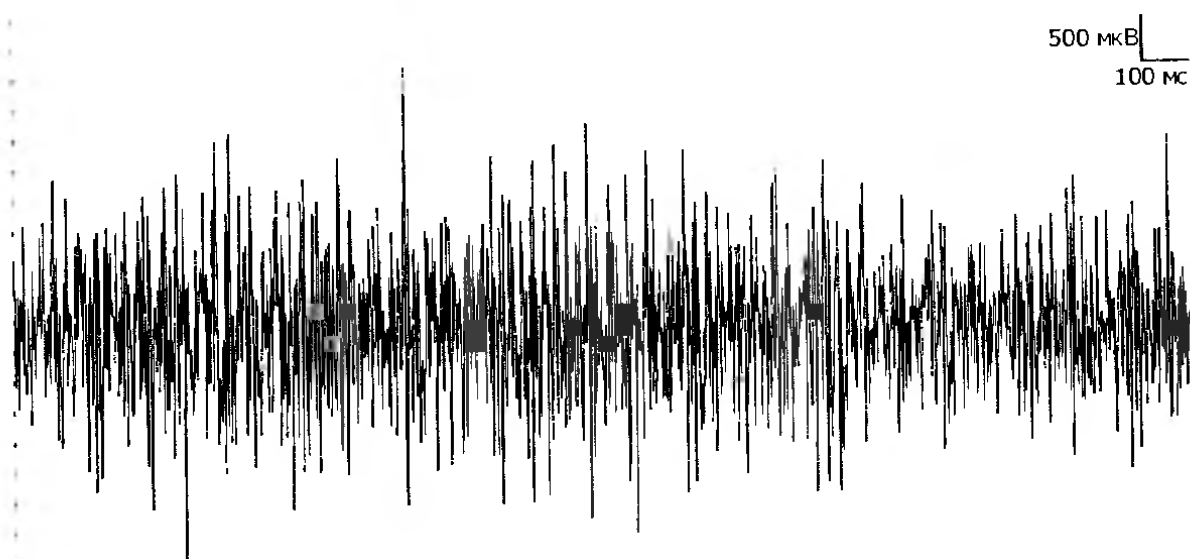


Рис. 1.6. I тип интерференционной ЭМГ, соответствует норме.

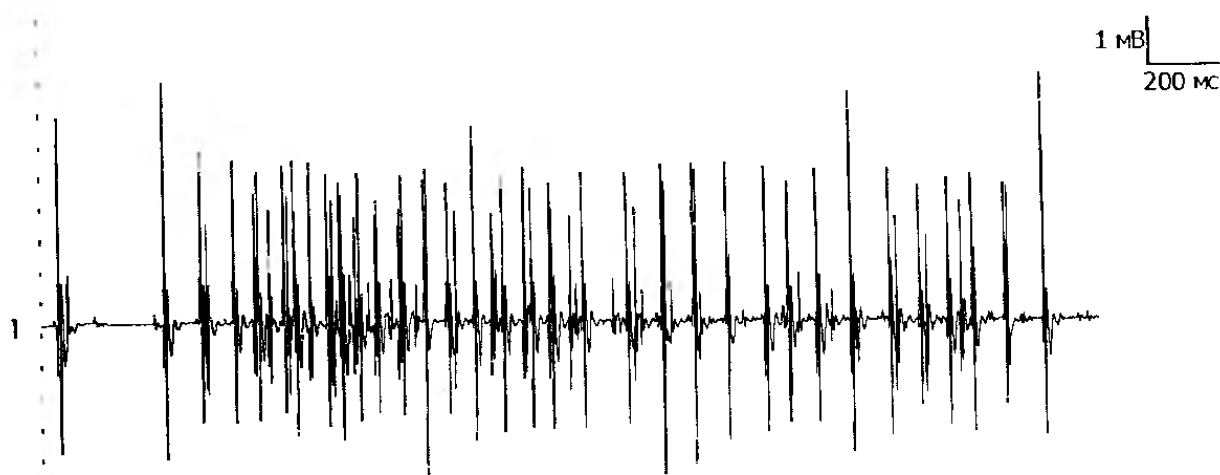


Рис. 1.7. II тип интерференционной ЭМГ. Разреженная ЭМГ при поражении мотонейронов.



Рис. 1.8. III тип интерференционной ЭМГ. Частые ритмические разряды при треморе.

III тип ЭМГ отмечается при супрасегментарных процессах и включает в себя два подтипа: частые ритмические разряды при треморе (Рис. 1.8) и усиление активности покоя при экстрапирамидной ригидности.

Гиперкинезы сопровождаются нерегулярными артефактными разрядами, соответствующими насильственным движениям.

Параметры СРВ и ПДЕ в этих случаях практически не изменяются, поэтому применение стимуляционной и игольчатой ЭМГ не обязательно.

IV тип ЭМГ характеризуется биоэлектрическим молчанием мышцы при попытке произвольного сокращения. Полный паралич может быть связан с острой невропатией, вялой стадией пирамидного паралича, атрофией мышечной ткани различного генеза. Для дифференциальной диагностики уровня поражения показано исследование СРВ по периферическим нервам и анализ параметров ПДЕ с применением игольчатых электродов.

Существующая типологическая классификация отражает крайние варианты нормы и патологии. При этом не учитываются переходные формы, пограничные и локальные поражения, что значительно ограничивает диагностические возможности методики.

Несмотря на это, поверхностная ЭМГ не потеряла своей ценности, особенно в педиатрической практике. Регистрация интерференционной активности с симметричных точек позволяет оценить способность мышцы к сокращению. При выраженном поражении мышц данное исследование может иметь дифференциальное диагностическое значение.

Стимуляционная электромиография.

В настоящее время в клинической практике наиболее распространён метод стимуляционной миографии. Стимуляционная ЭМГ основана на анализе вызванных электрических ответов мышцы, полученных путем прямой или не прямой электрической стимуляции периферического нерва.

Исследование моторного ответа и скорости распространения возбуждения по периферическим нервам.

Данная методика является наиболее распространенной, поскольку позволяет: 1) оценивать состояние нерва на разных его участках; 2) судить о характере поражения нерва (аксональное, демиелинизирующее); 3) выявить степень поражения нерва; 4) определять состояние терминалей аксонов; 5) оценивать состояние самой мышцы.

Исследование проводится с помощью накожных электродов. Кожа в месте наложения электродов обезжиривается спиртом. Активный электрод накладывают на моторную точку мышцы, референтный - на область сухожилия этой мышцы или на костный выступ, расположенный дистальнее активного электрода ("мышца-сухожилие" - "belli-tendon"). Заземляющий электрод размещается между отводящим и стимулирующим электродами. Импеданс под электродами рекомендуется установить от 5 до 10 кОм.

Стимулирующий биполярный электрод накладывают в проекции нерва, иннервирующего данную мышцу, в месте наиболее поверхностного его расположения. При этом катод (-) располагают дистальнее, а анод (+) проксимальнее, так как протекающий под анодом процесс деполяризации может вызывать "анодический блок", препятствующий распространению возбуждения к мышце.

Стимуляцию проводят прямоугольными импульсами обычно длительностью 0.2 мс, частотой 1 Гц, постепенно увеличивая силу тока, пока амплитуда получаемого М-ответа не перестанет нарастать. Определенная таким образом сила тока является максимальной. Для правильной оценки амплитудных и скоростных показателей используется супрамаксимальное (на 25-30% больше максимального) значение стимула. Необходимо получить стойкий по амплитуде и латентности вызванный ответ мышцы.

Исследование моторного ответа мышцы (М — ответ).

М-ОТВЕТ - суммарный потенциал мышечных волокон, регистрируемый с мышцы при стимуляции иннервирующего ее нерва одиночным стимулом. В норме он представляет собой двухфазную кривую: первая фаза отрицательная (направлена вверх), вторая положительная (направлена вниз) (Рис. 2.1). При супрамаксимальной стимуляции в мышце гарантированно "отвечает" максимальное количество двигательных единиц. Поэтому М-ответ стабилен по своим параметрам, что отличает его от других волн.

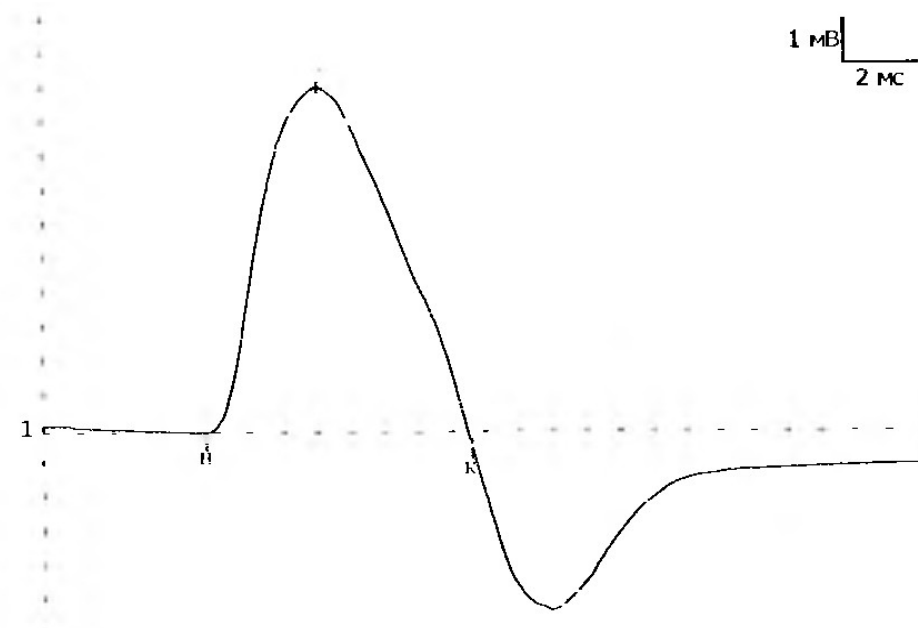
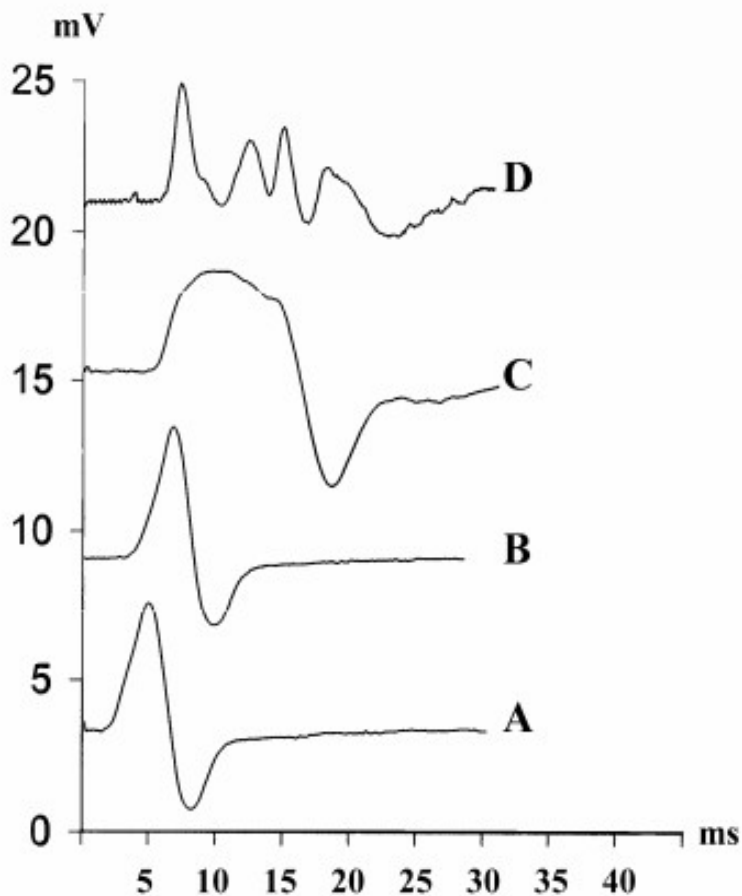


Рис. 2.1. М — ответ в норме. Вверху справа показан калибровочный сигнал для сопоставления длительностей (ось Ох) и амплитуд (ось Оу).

При выполнении методики надо следить., чтобы артефакт стимуляции был направлен вверх, что указывает на правильное расположение анода и катода.

При снижении амплитуды М-ответа, его растянутости, полифазности необходимо проверить правильность наложения отводящих электродов, так как эти изменения имеют диагностическое значение. При исследовании гипотрофичных мышц, мышц сложной формы рекомендуется в начале установить расположение двигательной точки мышцы.

Формы М — ответов в норме и при патологиях по данным различных литературных источников представлены на рис. 2.2.



А – М-ответ в норме,
 В – М-ответ с повышением латентности
 (поражение высокопроводящих волокон),
 С – М-ответ с увеличением длительности
 М-ответа (поражение низкопроводящих
 волокон с повышением дисперсии СПИ),
 D – полифазный М-ответ (асинхронная
 активация мышцы).

Рис. 2.2. Форма М — ответа в норме и при патологиях.

Двигательная точка мышцы - участок мышцы, имеющий наименьший порог возбуждения при ее прямой стимуляции. Анатомически соответствует зоне расположения концевых пластинок терминальных ветвлений аксонов.

Иногда М-ответ инвертирован. Причиной этого является либо неправильное наложение электрода (перепутаны активный и референтный электроды), либо неправильно выбранная точка стимуляции (стимулируется другой нерв), что можно видеть при стимуляции в области запястья. Причиной инверсии М-ответа может быть регистрация потенциала с соседних мышц, иннервируемых другим нервом, при наложении электродов на пораженную мышцу. Чаще всего это наблюдается при исследовании мелких мышц кисти при травмах длинных нервов. В этом случае при дистальной стимуляции М-ответ, как правило, не возникает (или крайне мал), а при стимуляции в проксимальной точке можно зарегистрировать инвертированный М-ответ от мышц, иннервируемых другим нервом. Это связано с тем, что в более проксимальных отделах длинные нервы конечностей, как правило, идут в одном сосудисто-нервном пучке (Рис. 2.3).

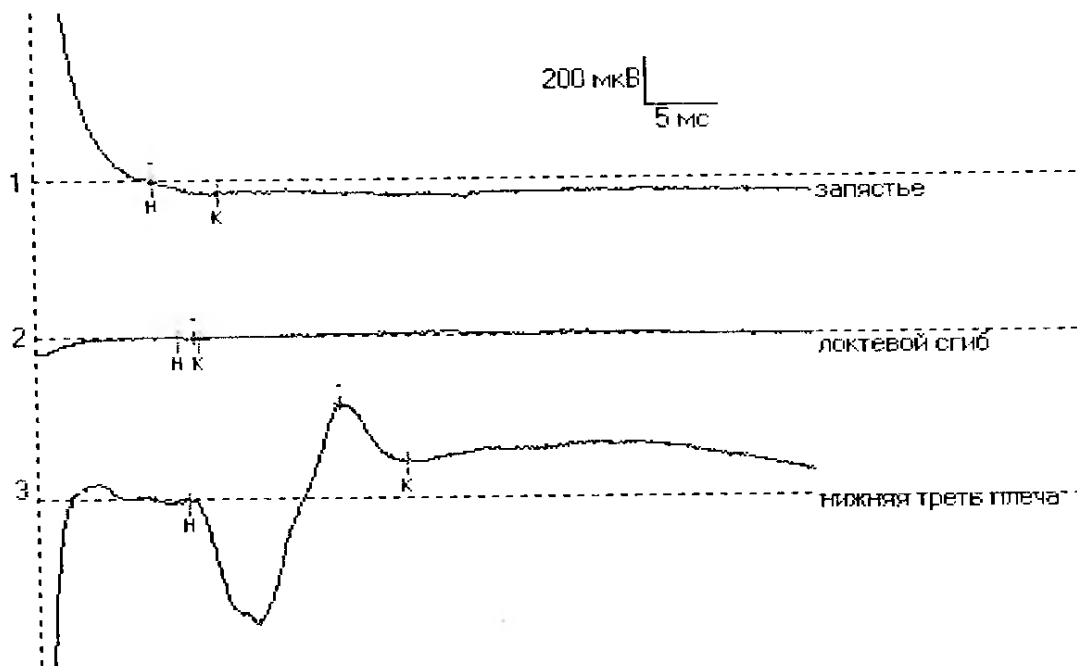


Рис. 2.3. Отведение от m. Abductor digiti minimi справа. Отмечается инверсия М-ответа при стимуляции в нижней трети плеча при полном анатомическом перерыве правого локтевого нерва (кривая 3). При более дистальной стимуляции (1 и 2 кривые) М-ответ не получен.

При анализе результатов исследования учитываются следующие показатели:

- порог раздражения - минимальная сила пока, при которой возникает М-ответ;
- амплитуда негативной фазы М-ответа при стимуляции в разных точках (у длинных нервов), длительность и площадь негативной фазы;
- форма М-ответа при стимуляции в разных точках;
- терминальная и резидуальная латентность;
- СРВм на разных участках;
- динамика показателей СРВм и амплитуды М-ответа при стимуляции в разных точках по исследуемому нерву.

ПОРОГ РАЗДРАЖЕНИЯ - минимальное значение стимула, способное вызвать М-ответ. Исследование проводят при усилении 100 мкВ/дел при шаге изменения стимула не более 0.1 мА.

В норме порог раздражения составляет 4-6 мА (до 10 мА) при плотном прижатии стимулирующего электрода к коже. Учитывают и значение раздражителя, вызывающего максимальный М-ответ. Показано, что пороговый и надпороговый М-ответ зависят от функционального состояния пула мотонейронов. Так, при реципрокном торможении спинального центра

происходит облегчение порогового М-ответа. Это связывают с нарастанием возбудимости и мышечных волокон (Старобинец М.Х., 1973).

Динамику М-ответа при постепенном увеличении амплитуды стимулирующего тока (с шагом нарастания тока не более 0.5 мА) можно использовать как метод для определения числа двигательных единиц (ДЕ) (McComas, 1971). Для подсчета числа ДЕ в мышце используют следующую формулу:

$$n = \frac{A}{a} \times 10,$$

где: n — число ДЕ в мышце,

A — амплитуда негативной фазы максимального М-ответа,

a — амплитуда негативной фазы примерно десяти градаций М-ответа.

Показатель "а" определяют следующим образом. При усилении 100 мкВ/дел, постепенно повышая силу тока с шагом не более 0.1 мА, вызывают первые 10 дискретных уровней (ступеней) нарастания М-ответа. Определяют амплитуду негативной фазы десятой ступени. Данное значение принимается за амплитуду ответа примерно десяти ДЕ.

Оценивая расчетные данные, необходимо помнить, что при стимуляции нерва потенциал отводится лишь от участка мышцы, находящегося под электродом, поэтому максимальное количество ПДЕ мы можем достоверно фиксировать только на мелких, компактных мышцах.

Амплитуда М-ответа. М-ответ - достаточно стабильный потенциал при супрамаксимальной стимуляции. Считается, что негативная фаза М-ответа возникает в момент сокращения мышцы и обусловлена процессами деполяризации, позитивная фаза определяется преимущественно процессами

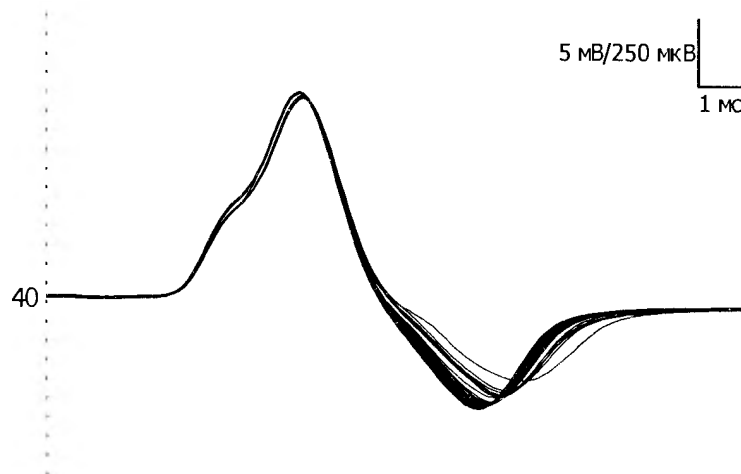


Рис. 2.4. Стабильность негативной фазы М-ответа и вариабельности позитивного пика при повторных стимулах.

реполяризации, которые менее синхронизированы (Рис. 2.4). Поэтому в настоящее время считается целесообразным проводить анализ амплитуды М-ответа по негативному пику (Гехт Б.М., Самойлов М.И., 1997).

При измерении амплитуды М-ответа от изолинии до негативного пика для характеристики нормы амплитуды М-ответа введено понятие минимально допустимого значения, ниже которого определяется явная патология (Таблица 1).

Таблица 1 Минимально допустимая амплитуда М-ответа мышц при стимуляции в дистальной точке (измерение от изолинии до негативного пика)

Стимулируемый нерв	Мышца, с которой идет регистрация	Минимально допустимая амплитуда
n. medianus	m. abductor pollicis brevis	3.5 мВ
n. ulnaris	m. abductor digiti minimi	6 мВ
n. peroneus	m. extensor digitorum brevis	3 мВ
n. tibialis	m. abductor hallucis	3 мВ
n. axillaris	m. deltoideus	3.5 мВ
n. facialis	мышцы лица	1 мВ

Показателем патологии является снижение амплитуды М-ответа при стимуляции в дистальной точке, что происходит при поражении аксонов, при мышечных процессах (как первичных, так и вторичных). Незначительно амплитуда снижается при демиелинизирующих поражениях, часто одновременно нарушается форма М-ответа, особенно при стимуляции нерва в проксимальных точках.

ФОРМА М-ОТВЕТА. По своей природе М-ответ является результатом алгебраической суммы всех ПДЕ данной мышцы. Форма и длительность М-ответа определяются, прежде всего, синхронностью возникновения ПДЕ. В норме возникающие ПДЕ имеют некоторую асинхронность, которая связана с функциональными особенностями нерва и различной длиной терминалей аксонов.

Нерв состоит из большого количества нервных волокон, которые различаются скоростью проведения, что закономерно вызывает асинхронность возникновения потенциала действия (ПД) в разных двигательных единицах (ДЕ). При большем удалении точки стимуляции от мышцы степень асинхронности возрастает, что приводит к некоторому изменению формы М-ответа и в норме. Но в целом форма ответа не меняется, и при правильном наложении электродов он имеет вид двухфазной кривой, первый пик которой

негативный.

При демиелинизации части нервных волокон значительно увеличивается асинхронность прихода импульсов, что приводит к возникновению сильно растянутого, зазубренного М-ответа. Амплитуда М-ответа снижается незначительно.

При аксональном поражении асинхронность возрастает мало, но в большей мере увеличивается амплитудная дисперсия сохранных ПДЕ, что приводит к резкому снижению амплитуды М-ответа, форма его также нарушится, но длительность уменьшится.

Терминальная и резидуальная латентность. Терминальная латентность (ТЛ) - временная задержка от момента стимуляции до возникновения М — ответа при стимуляции нерва в дистальной точке. Методически ТЛ зависит от расстояния между стимулирующим и активным отводящим электродами. Поэтому для унификации исследования введено понятие резидуальной латентности (РЛ).

Анатомо-физиологической основой данного понятия служит то, что нерв при входе в мышцу распадается на терминали. Терминали не имеют миелиновой оболочки, и скорость проведения импульса по ним относительно невелика. Следовательно, основную часть расстояния (от дистальной точки стимуляции до мышцы) импульс проходит по миелинизированному волокну и лишь небольшую - внутри мышцы по немиелинизированной терминали. Поэтому, если из ТЛ вычесть то время, за которое импульс проходит расстояние от точки стимуляции до мышцы, то полученная разность, называемая резидуальной латентностью (РЛ), будет отражать время прохождения импульса по терминалям аксонов. Время прохождения импульса по миелинизированной части рассчитывается как S/V , где S - терминальное расстояние, измеряемое от активного отводящего электрода до катода стимулирующего электрода, V - скорость проведения импульса в дистальном сегменте данного нерва.

$$РЛ = ТЛ - \frac{S}{V} \quad (1.1)$$

РЛ значительно возрастает при терминальных полиневропатиях, когда процесс начинается с синапсов и терминалей, при токсических поражениях.

По данным литературы, рекомендуется для нормирования РЛ использовать максимальное допустимое значение РЛ, которое для периферических нервов рук составляет около 2.5 мс, для ног — около 3.0 мс.

Расчет резидуальной латентности возможен только при анализе длинных нервов, которые можно стимулировать более чем в одной точке. При анализе проведения по коротким нервам сохраняет свое значение понятие терминальной латентности. К коротким можно отнести нервы, которые доступны для стимуляции только в одной точке (например, n. axillaris).

При исследовании М-ответа используют биполярный способ отведения: один электрод является активным, второй - референтным. Активный регистрирующий электрод располагают в области двигательной точки мышцы, иннервируемой исследуемым нервом; референтный электрод - в области сухожилия данной мышцы или в месте при крепления сухожилия к костному выступу (рис. 2.5).



Рис. 2.5. Исследование проводящей функции локтевого нерва. Наложение электродов: активный отводящий электрод располагается в двигательной точке мышцы, отводящей мизинец; референтный - на проксимальной фаланге V пальца; стимулирующий - в дистальной точке стимуляции на запястье ; заземляющий - чуть выше запястья.

При исследовании проводящей функции нервов используют стимулы супрамаксимальной интенсивности. Обычно М-ответ с нервов рук начинают регистрировать при величине стимула 6-8 мА, с нервов ног - 10-15 мА. По мере увеличения интенсивности стимула амплитуда М -ответа увеличивается за счёт включения в М -ответ новых ДЕ.

Плавное повышение амплитуды М -ответа связано с различной возбудимостью нервных волокон: сначала возбуждаются низкопороговые быстропроводящие толстые волокна, затем тонкие, медленнопроводящие волокна. Когда в М -ответ включаются все мышечные волокна исследуемой мышцы, при дальнейшем увеличении интенсивности стимула амплитуда М -ответа перестаёт увеличиваться.

Для достоверности исследования амплитуду стимула увеличивают ещё на 20-30%.

Порогом вызывания М -ответа называют интенсивность стимула, при которой появляется минимальный М-ответ. Обычно М-ответ с нервов рук начинает регистрироваться при амплитуде стимула 15 мА и длительности 200 мкс, с ног - 20 мА и 200 мкс соответственно.

Для демиелинизирующих полиневропатий, особенно для наследственных форм, при которых начальный М -ответ может появляться при интенсивности стимула 100 мА и 200 мкс, характерно повышение порога вызывания М -ответов. Низкие пороги стимуляции наблюдают у детей, у худых пациентов (3-4 мА). Изменения порогов вызывания М -ответов не должны рассматриваться как самостоятельный диагностический критерий - оценивать их необходимо в совокупности с другими изменениями.

Скорость распространения возбуждения по двигательным волокнам на разных участках нерва.

Длинные нервы конечностей доступны для не прямой стимуляции в нескольких точках. Поэтому, измеряя латентность М-ответов при стимуляции в дистальной и проксимальной точках, можно определить скорость проведения импульса (СПИ) на данном сегменте нерва (Рис. 2.6).

Расчет скорости распространения возбуждения по двигательным волокнам (СРВм или СПИ) проводится по формуле:

$$\text{СРВм} = \frac{S}{T_p - T_d} \quad (1.2)$$

где: СРВм – скорость распространения возбуждения по моторным волокнам в м/с,

S – расстояние между точками стимуляции в миллиметрах (все расстояния рекомендуется измерять с точностью до 5 мм),

T_p – латентность М-ответа при проксимальной стимуляции в миллисекундах,

T_d – латентность М-ответа при дистальной стимуляции.

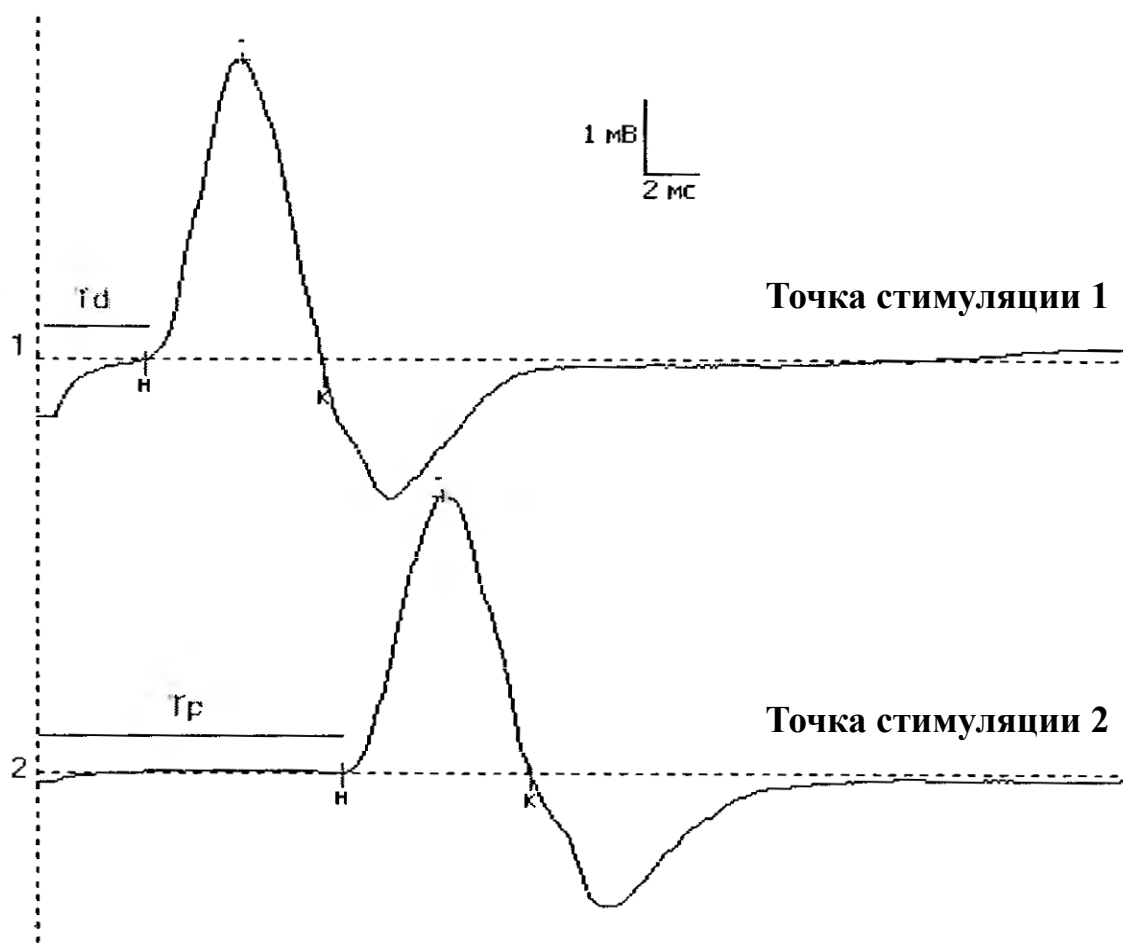


Рис. 2.6. Определение СРВм (СПИ). Точка стимуляции 1 расположена ближе к активному и референтному электродам, чем точка стимуляции 2.

Стимуляцию проводят в нескольких точках по ходу нерва (рис. 2.6). Желательно, чтобы расстояние между точками стимуляции было не менее 10 см. Регистрируют М-ответ в каждой точке стимуляции. Разность латентности М-ответов и расстояние между точками стимуляции позволяют вычислить СРВ по нерву (рис. 2.6, рис. 2.7).

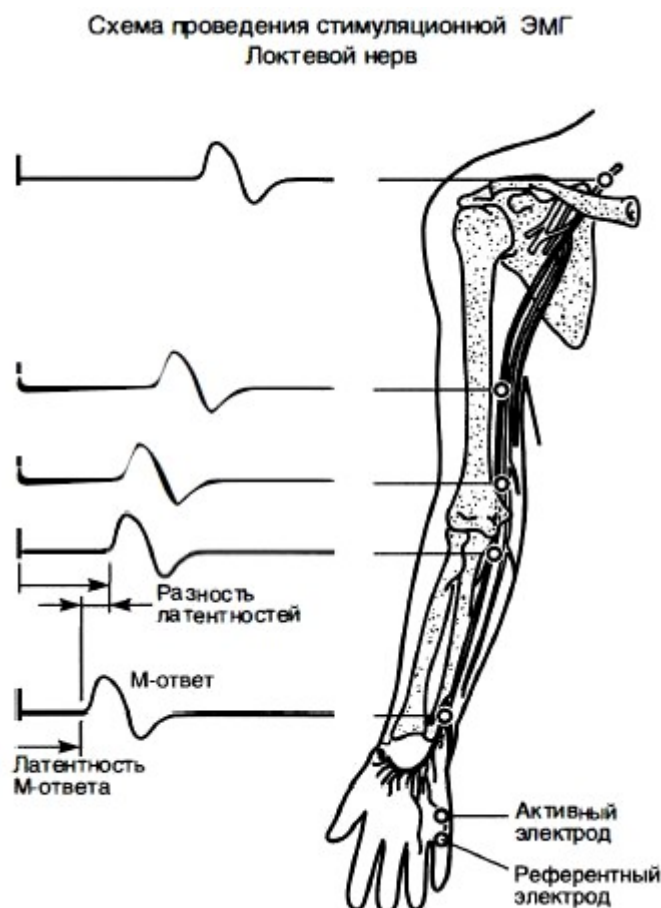


Рис. 2.7. Схема исследования проводящей функции локтевого нерва. Схематически изображены точки расположения отводящих электродов и точки стимуляции локтевого нерва. В дистальной точке стимуляции М-ответ имеет самую короткую латентность. По разнице латентностей между дистальной и более проксимальной точками стимуляции определяют СРВ.

Таким образом, СРВ определяют как расстояние, которое проходит импульс по нервному волокну за единицу времени, и выражают в метрах в секунду (м/с). Время между подачей электрического стимула и началом М-ответа, как указывалось выше, называется терминальной латентностью М-ответа.

СРВ снижается при демиелинизации (например, при демиелинизирующих полиневропатиях), так как на участках разрушения

миелиновой оболочки импульс распространяется не салтаторно, а последовательно, как в безмиелиновых волокнах, что вызывает увеличение латентности М-ответа.

Латентность М-ответа зависит от расстояния между стимулирующим и отводящим электродом, поэтому при стимуляции в стандартных точках латентность зависит от роста пациента. Вычисление СРВ позволяет избежать зависимости результатов исследования от роста пациента.

Исходя из формулы (1.2), СРВ на участке нерва вычисляют путём деления расстояния между точками стимуляции на разность латентностей М-ответов в этих точках:

$$\text{СРВ} = V = (D_2 - D_1) / (L_2 - L_1), \quad (1.3)$$

где V - скорость проведения по двигательным волокнам; D_2 - дистанция для второй точки стимуляции (расстояние между катодом стимулирующего электрода и активным отводящим электродом); D_1 - дистанция для второй точки стимуляции (расстояние между катодом стимулирующего электрода и активным отводящим электродом); $S = D_2 - D_1$ отражает расстояние между точками стимуляции; L_1 - латентность в первой точке стимуляции; L_2 - латентность во второй точке стимуляции рис. 2.8.

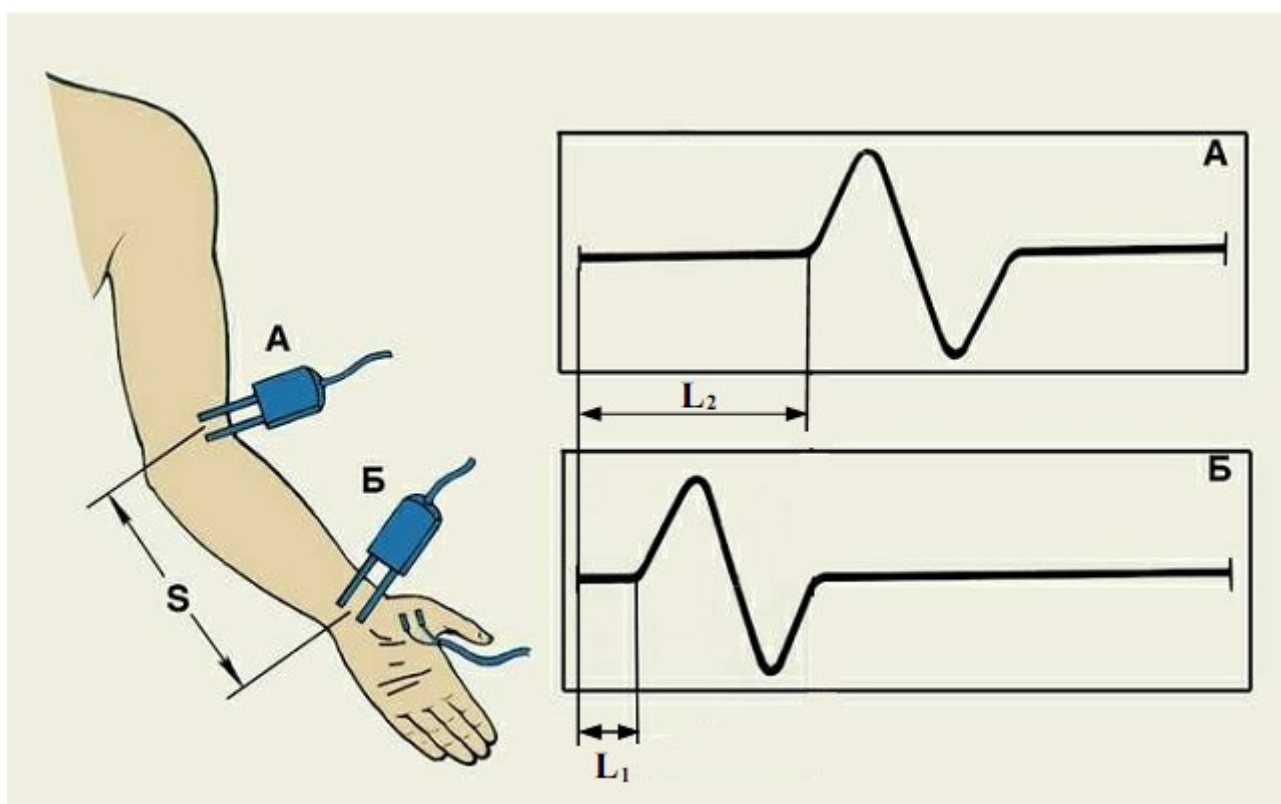


Рис. 2.8. Методика определения скорости проведения импульса по двигательным волокнам срединного нерва. А, Б— точки стимуляции нерва; В— отводящий электрод; $S = D_2 - D_1$ — расстояние между электродами; $T = L_2 - L_1$ — разность латентных периодов. В прямоугольниках показаны соответствующие электромиограммы.

Снижение СРВ является маркёром процесса полной или сегментарной демиелинизации нервных волокон при невритах, полиневропатиях, таких как острая и хроническая демиелинизирующие полиневропатии, наследственные полиневропатии (болезнь Шарко-Мари-Тус, кроме её аксональных форм), диабетическая полиневропатия, компрессия нерва (туннельные синдромы, травмы). Определение СРВ позволяет выяснить, на каком участке нерва (дистальном, среднем или проксимальном) имеют место патологические изменения.

Понятие резидуальной латентности было введено нами выше. Ей называют рассчитываемое время прохождения импульса по терминалям аксонов. На дистальном отрезке аксоны двигательных волокон ветвятся на терминали. Так как терминал и не имеют миелиновой оболочки, СРВ по ним значительно ниже, чем по миелинизированным волокнам. Время между стимулом и началом М-ответа при стимуляции в дистальной точке складывается из времени прохождения по миелинизированным волокнам и времени прохождения по терминалям аксона.

Чтобы вычислить время прохождения импульса по терминалям, нужно из дистальной латентности в первой точке стимуляции вычесть время прохождения импульса по миелинизированной части. Это время можно рассчитать, приняв допущение, что СРВ на дистальном участке приблизительно равна СРВ на сегменте между первой и второй точками стимуляции.

Таким образом, приняв допущение, изложенное выше, формула расчёта резидуальной латентности, получаемая из (1.1) примет вид:

$$R = L - \frac{D}{V_{1-2}} \quad (1.4)$$

где R - резидуальная латентность; L - дистальная латентность (время от стимула до начала М-ответа при стимуляции в дистальной точке); D - дистанция (расстояние между активным отводящим электродом и катодом стимулирующего электрода); V_{1-2} - СРВ на сегменте между первой и второй точками стимуляции.

Изолированное увеличение резидуальной латентности на одном из нервов считают признаком туннельных синдромов. Наиболее частый туннельный синдром для срединного нерва - запястный туннельный синдром; для локтевого - синдром канала Гийона; для большеберцового - тарзальный туннельный синдром; для малоберцового - сдавление на уровне тыла стопы.

Увеличение резидуальных латентностей на всех исследуемых нервах характерно для невропатий демиелинизирующего типа.

СРВм зависит от степени миелинизации и толщины аксона. Чем больше диаметр аксона и более миелинизировано волокно, тем больше СРВм. Поэтому сенсорные волокна имеют большую скорость проведения, чем моторные (в среднем на 5 м/с). При разрушении миелина на каком-либо участке

возбуждение проводится на порядок медленнее. Минимальное допустимое значение СРВм у здорового человека для периферических нервов рук - 50 м/с, ног - 40 м/с (Б.М. Гехт, М.И. Самойлов).

При клинической оценке результатов всегда необходимо учитывать, что снижение температуры кожи на 1°C может приводить к падению СРВм на 2-5 м/с.

Динамика показателей СРВм и амплитуды М-ответа при стимуляции в разных точках. В норме, при соблюдении техники исследования, выявляется следующая зависимость: СРВм, определенная в проксимальных отделах нерва, выше, чем в дистальных. Но в местах физиологических перегибов (суставы, сухожильные прижатия) СРВм может незначительно снижаться (на величину до 5 м/с). Для более адекватной оценки динамики СРВм очень удобно графическое представление данных (Рис. 2.9).

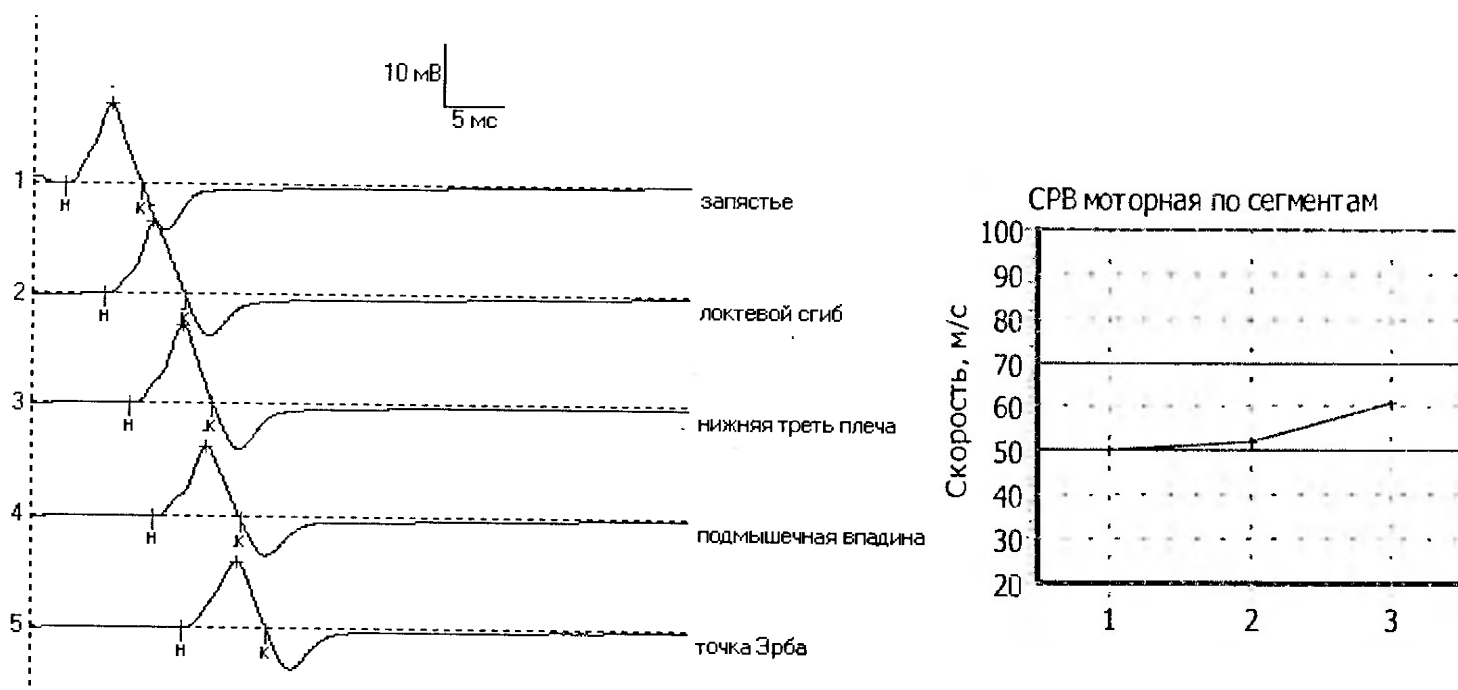


Рис. 2.9. Графическое представление динамики СРВм по точкам стимуляции. Линии отмечают границы нормальных значений СРВм. 1, 2, 3 - исследуемые сегменты нерва.

Динамика амплитуды М-ответа при стимуляции в разных точках по длине нерва имеет большое значение. В классическом представлении амплитуда М-ответа сохраняется одинаковой при стимуляции в разных точках. Но необходимо учитывать, что при более проксимальной стимуляции в ответе мышцы могут участвовать и другие мышцы, иннервируемые данным нервом. Кроме того, часто стимулируется и рядом лежащий нерв, что также изменяет амплитуду, а иногда и форму М-ответа. Поэтому при обследовании здорового нерва нередко наблюдается повышение амплитуды М-ответа при переходе от дистальной к более проксимальной точке стимуляции. Так, при стимуляции

срединного нерва в области запястья и в области локтевого сгиба отмечается одинаковая форма и амплитуда М-ответа. При стимуляции в более проксимальных точках повышается амплитуда и изменяется форма ответа за счет вовлечения в возбуждение волокон локтевого нерва рис. 2.10.

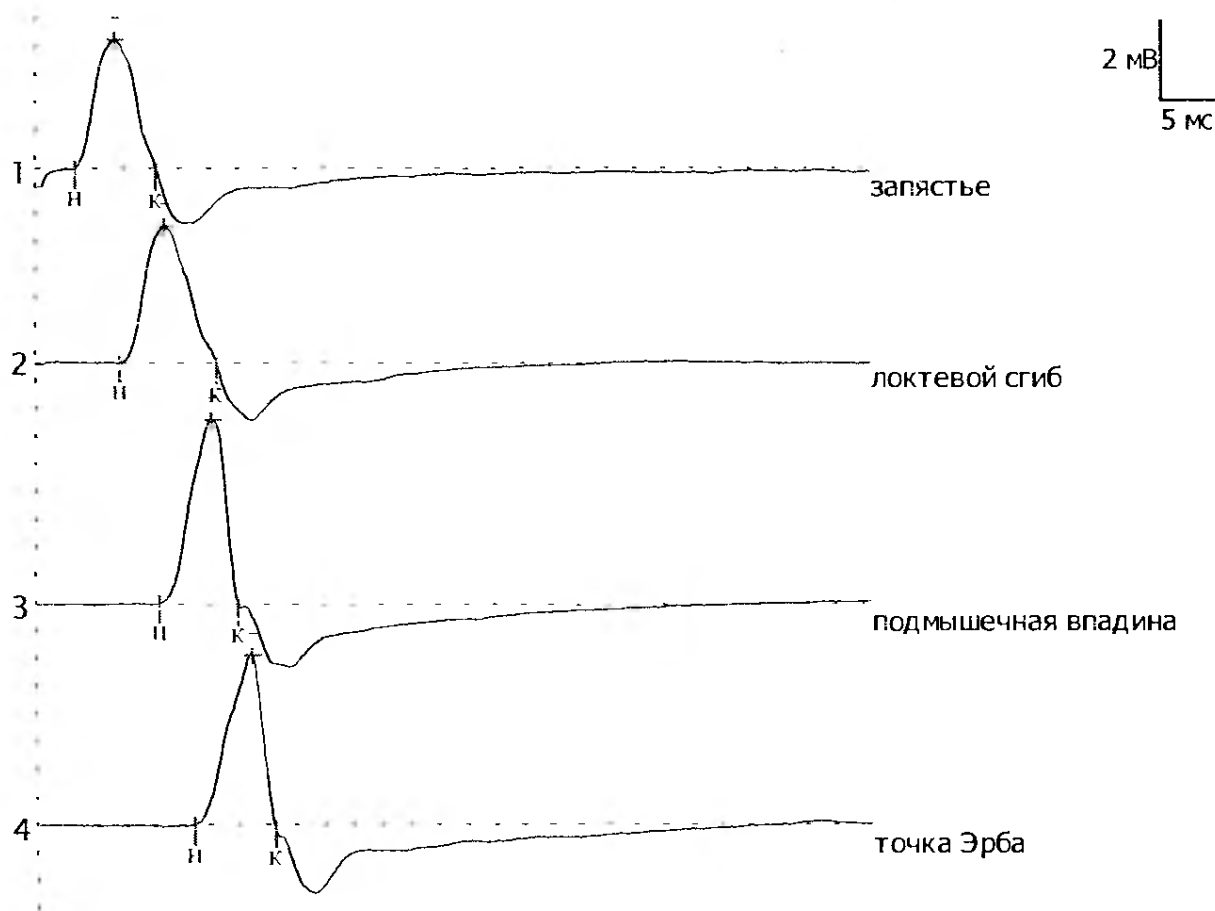


Рис. 2.10 Повышение амплитуды М-ответа при стимуляции в более проксимальных точках (исследование правого срединного нерва). Слева указаны точки стимуляции срединного нерва.

Проводя исследование, необходимо помнить, что при стимуляции в местах, где нервный ствол залегает глубоко в мышечных слоях (надключичная область, подколенная ямка, ягодичная складка), необходимого супрамаксимального раздражения всего нерва может быть и не достигнуто. Конечно, при большом увеличении силы стимулирующего тока можно достигнуть необходимой величины М-ответа, но это вызывает у больного значительные болевые ощущения. Кроме того, увеличивается погрешность в определении СРВм, так как идет заброс вихревого тока по длиннику нерва при стимуляции током большой силы и длительности.

При ограниченных патологических процессах (туннельные синдромы, вовлечение нерва в спаечный процесс или костную мозоль, травмы) стимуляция

выше зоны поражения может выявить снижение амплитуды и площади М-ответа. Часто это сопровождается падением СРВм, уменьшением площади негативной фазы. Происходит деформация М-ответа, увеличивается его длительность. Такое явление называют блоком проведения (Рис. 2.11). В норме допустимо падение амплитуды и площади М-ответа до 15% по сравнению с результатами стимуляции в более дистальной точке.

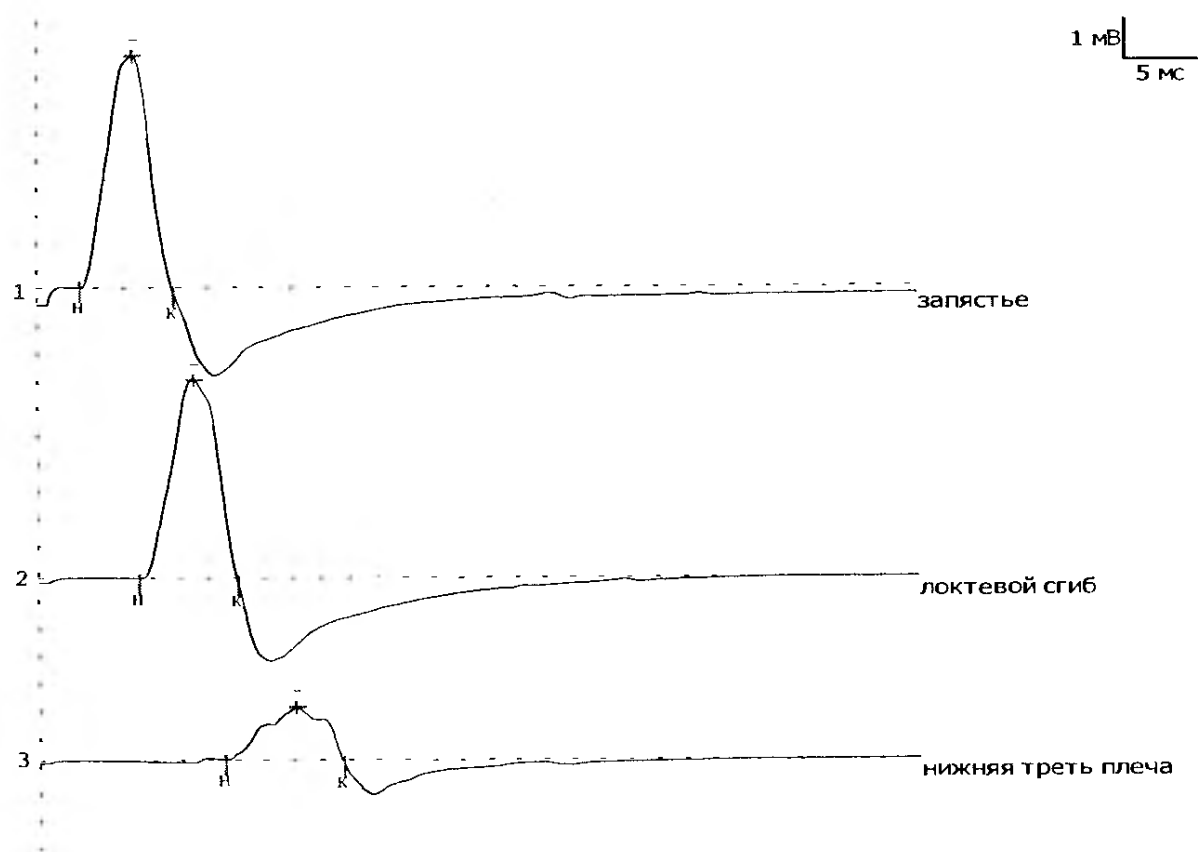


Рис. 2.11 Блок проведения по левому локтевому нерву на уровне кубитального канала. Отмечается достоверное снижение амплитуды М-ответа при стимуляции в нижней трети плеча (кривая 3).

Критерии нормальных значений М — ответа.

В клинической практике удобно использовать нижние границы нормы для амплитуды М-ответа и СРВ и верхние границы нормы для резидуальной латентности и порога вызывания М-ответа (табл. 2).

Таблица 2. Нормальные значения параметров исследования проводящей функции моторных нервов

Показатели	Длинные нервы верхних конечностей	Длинные нервы нижних конечностей
Амплитуда М-ответа	>3,5 мВ (срединный, лучевой) >6,0 мВ (локтевой)	>3,5 мВ
СРВ	>45 - 50 м/с	>35 - 40 м/с
Резидуальная латентность	<2,5 мс	<3,0 мс
Порог вызывания М-ответа	< 15 мА (200 мс)	<20 мА (200 мс)

В общем случае можно считать границами нормы амплитуды М-ответа в пределах 6–24 мВ. Амплитуда М-ответа ниже 3 мВ (кроме мышц лица) рассматривается как признак патологии.

В норме амплитуда М-ответа несколько выше в дистальных точках стимуляции, в проксимальных точках М -ответ несколько растягивается и десинхронизируется, что приводит к не которому увеличению его длительности и снижению амплитуды (не более чем на 15%). СРВ по нервам немного выше в проксимальных точках стимуляции

Снижение СРВ, амплитуды и десинхронизация (увеличение длительности) М -ответа свидетельствуют о поражении нерва. Исследование СРВ по двигательным волокнам позволяет подтвердить или опровергнуть диагноз и провести дифференциальную диагностику при таких заболеваниях, как туннельные синдромы, аксональные и демиелинизирующие полиневропатии, мононевропатии, наследственные полиневропатии.

F – волна.

F-волна впервые была продемонстрирована при исследовании периферических нервов ноги [от англ. foot - нога] в 1950 г. (Magladeri J.W., McDougal D.B., 1950). По современным данным, это двигательный ответ мышцы, периодически регистрируемый при супрамаксимальной стимуляции смешанного нерва и имеющий значительно большую латентность, чем М-ответ. По своей физиологической природе F-волна является ответом мышцы на возвратный разряд, возникающий в результате антидромного раздражения мотонейрона.

F-волна как электромиографический феномен может быть получена при изучении любой мышцы, но лучше всего регистрируется с мелких мышц кисти и стопы. Отводящие электроды накладываются, как при исследовании М-ответа. Большое значение для устранения артефактов имеет определение импеданса под электродами, который должен быть не более 10 кОм. Разность импеданса между активным и референтным электродами не более 3 кОм. Заземляющий электрод накладывают на исследуемую конечность проксимальнее места стимуляции.

Стимуляция производится в дистальном отделе в проекции исследуемого нерва. Вначале необходимо удостовериться, что стимуляция проводится точно в проекции нерва. Это определяется по стабильности и максимальной амплитуде М-ответа (делаются пробные стимуляции и находится оптимальная точка). Параметры стимуляции аналогичны полученным при М-ответе: длительность стимула 0.2 мс, частота 1 Гц, амплитуда - супрамаксимальная относительно моторного ответа. Катод располагается дистально, что методически облегчает выполнение методики и позволяет проводить исследование параллельно с исследованием М-ответа.

Далее проводится серия ритмической стимуляции. Для анализа предпочтительнее использовать 40 стимулов в серии, т. к. это повышает точность исследования. Для регистрации позднего ответа на руках эпоха анализа устанавливается 60-80 мс. При исследовании F-волны на ногах логично установить эпоху анализа не менее 80-100 мс.

Нервное волокно, являясь частью нейрона, представляет собой активный проводник электрического потенциала. При этом возбуждение распространяется по нему в обе стороны: ортодромно и антидромно. Достигая тела мотонейрона, антидромный заряд возбуждает его в самом функционально чувствительном месте (аксональный холмик) (Renshaw B., 1941), в результате чего нейрон генерирует ответный разряд. Достигая мышцы, этот стимул вызывает появление F-волны (Рис. 3.1).

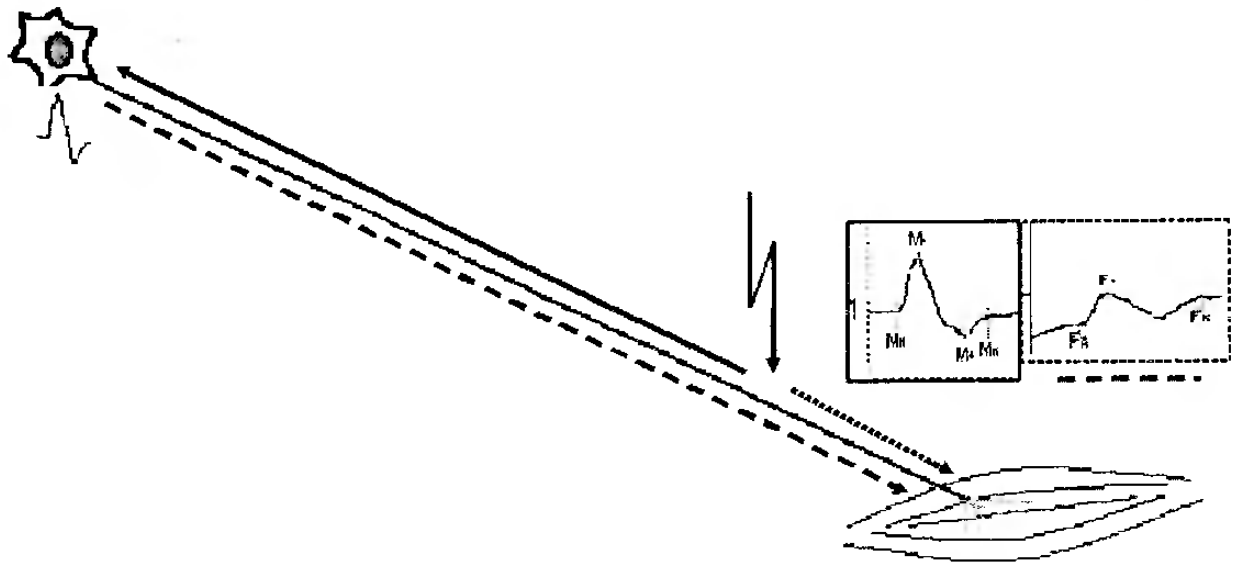


Рис. 3.1. Механизм генерации F – волны.

Возвратный ортодромный разряд мотонейрона может распространяться к мышце только после окончания периода рефрактерности аксона после прохождения по нему антидромной волны возбуждения. Центральную задержку, то есть время, необходимое на антидромное возбуждение мотонейрона и реализацию возвратного разряда, считают равной 1 мс.

Порог возбудимости у различных мотонейронов неодинаков, поэтому устойчивость появления F-волны и ее амплитуда возрастают при увеличении силы раздражения. Вместе с тем Бергманс (Bergmans, 1973) отмечает, что те мотонейроны, которые способны реализовать обратный разряд, осуществляют его весьма нерегулярно - лишь 1 раз на 10-100 стимуляций. В исследованиях Shiller H.H., Stalberg E. (1978), Jates S.K., Brown W.F. (1979) было показано, что только около половины мотонейронов способны хотя бы к одному возвратному разряду на 100-200-кратную стимуляцию. В среднем F-волна возникает в 1-5 процентах антидромно возбужденных мотонейронов (Kimura J., Yanagisawa H., Yamada T., Mitsudome A., Sasaki H., Kimura A. 1984, Kimura J., 1989). Поэтому комбинация двигательных единиц, участвующих в обеспечении F-волны, постоянно меняется от стимула к стимулу.

Вариабельность F-волны определяется особенностями организации нервно-мышечной системы. Как говорилось выше, основной структурной единицей нервно-мышечной системы является двигательная единица (ДЕ). ДЕ в своем составе неоднородны и разделяются на ДЕ 1 и 2 типа. Существуют и промежуточные варианты. Мотонейроны 1 типа имеют более медленно проводящие волокна, мотонейроны 2 типа - быстропроводящие волокна. Антидромный разряд достигает пула мотонейронов по всем этим волокнам, тогда как прохождение вторичного ортодромного разряда определяется той

комбинацией мотонейронов, которые были вторично возбуждены. Следовательно, импульс может идти как преимущественно по быстрым волокнам, так и по медленным. В каждой конкретной реализации F- волны данное сочетание будет разным, что обуславливает вариабельность латентности, амплитуды и формы.

Таким образом, в генерации F-волны принимают участие все отделы ДЕ, поэтому закономерности возникновения данного феномена являются интегральным отражением изменения функции нервно-мышечного аппарата в целом.

Вариабельность данного феномена определяется следующим:

- Дисперсией скорости проведения возбуждения по аксонам различных ДЕ.
- Неоднородностью и изменчивостью качественно-количественного состава мотонейронов, участвующих в генерации обратного ответа.
- Изменением функционального состояния мотонейронов в зависимости от степени спинальных и супраспинальных влияний.

Особенности возникновения F-волны как явления, отражающего состояние нервно-мышечной системы, определяются следующими моментами:

- Сохранностью и функциональными особенностями проводящей системы (аксонов периферического нерва), степенью миелинизации нервных волокон.
- Функциональным состоянием пула альфа-мотонейронов переднего рога спинного мозга, иннервирующего данную мышцу.
- Сохранностью и функциональным состоянием мышцы, с которой производится регистрация F-волны.

Можно выделить такие основные признаки F-волны:

- Вызывается при супрамаксимальной стимуляции.
- **Перед F-волной обязательно регистрируется стабильный по амплитуде и форме М-ответ.**
- При отведении поверхностными электродами амплитуда F-волны меньше амплитуды М-ответа.
- F-волна вариабельна по форме, амплитуде и латентности (при отведении поверхностными электродами).

Несмотря на детальное изучение F-волны, до сих пор остается проблема адекватного выделения этого феномена. Все дело в том, что недостаточно отличить F-волну от других поздних феноменов. При регистрации пациент активно участвует в процессе. Это вызвано болевыми ощущениями во время процедуры, невозможностью полностью расслабить мышцы, недостаточно удобным положением исследуемой конечности. Поэтому часто во время регистрации появляются биологические артефакты в виде напряжения исследуемой мышцы.

ДЛЯ АНАЛИЗА F-ВОЛНЫ РЕКОМЕНДУЕТСЯ ИСПОЛЬЗОВАТЬ СЛЕДУЮЩИЙ ПАРАМЕТРЫ:

1. Латентность F-волны - основной показатель, который первым был подвергнут анализу. Латентность дает представление о времени проведения по нерву в обе стороны. Измеряется от момента подачи стимула до начала отклонения потенциала (Рис. 3.2). Данный параметр зависит от роста пациента, длины конечности, что вызывает определенные сложности при выведении нормативных значений.

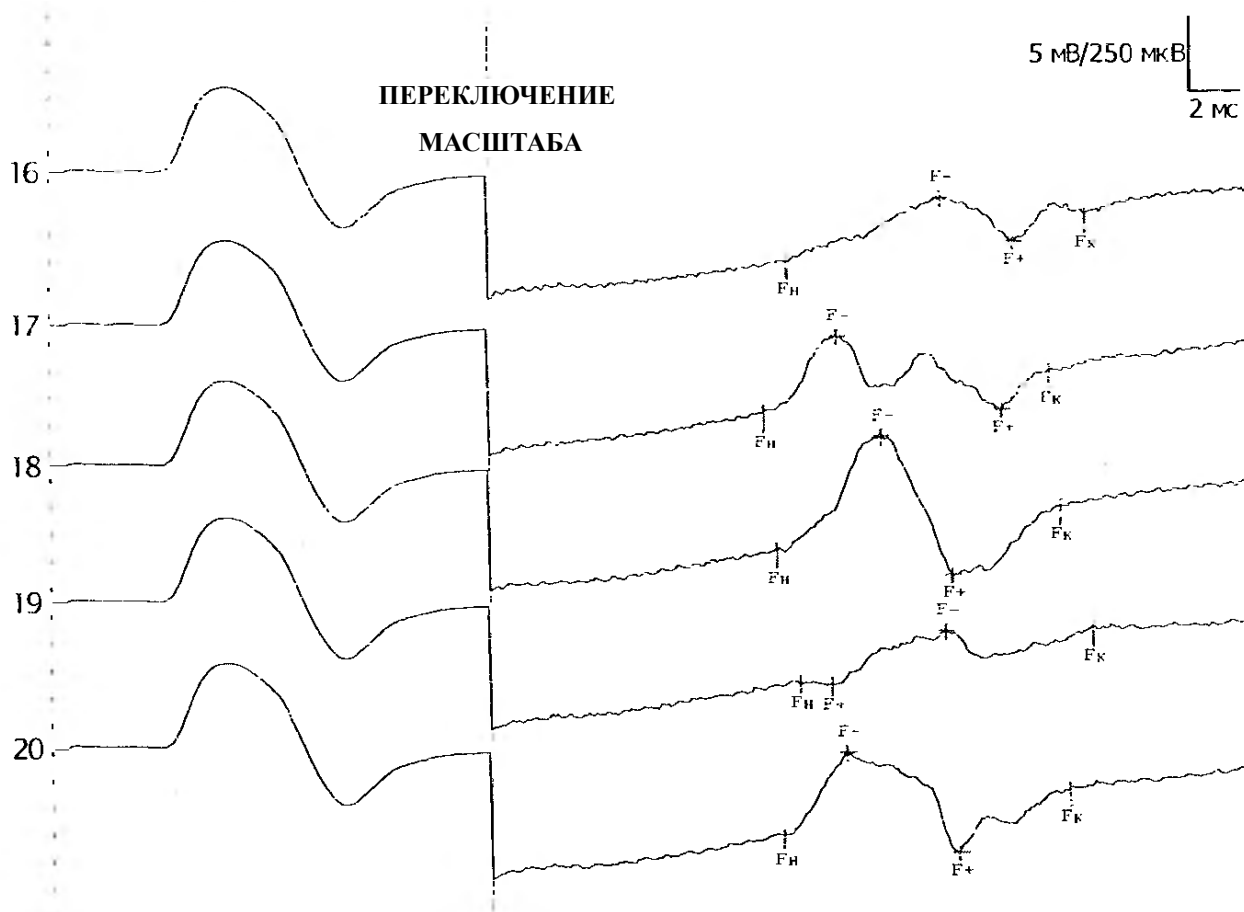


Рис. 3.2. Примеры измерения начала и амплитуды F-волны (фрагмент). Слева показана серия М — ответов, справа серия F — волн.

Обратим внимание, что на рис. 3.2 прибор автоматически переключает масштаб по оси амплитуд (Oy) на линии с подписью «ПЕРЕКЛЮЧЕНИЕ МАСШТАБА». Таким образом, для М — ответов, изображенных на рисунке слева масштаб составляет 5 мВ/деление, для F — ответа 250 мВ/деление и для времени по оси Oх при всех измерениях равен 2 миллисекунды/деление.

Латентность F-волны включает в себя время проведения от точки стимуляции до мотонейрона, задержку, необходимую для возбуждения мотонейрона, время проведения обратного разряда по нервным волокнам от мотонейрона до мышцы. Данный параметр изменчив в определенных пределах,

что позволяет выделить два основных параметра: минимальную и максимальную латентность. По результатам исследования латентности F-волн после 40 стимулов вычисляют среднюю латентность.

2. По латентности F-волны можно рассчитать моторную скорость проведения по самым проксимальным участкам нерва (CPBм.прокс.). Расчет проводят по формуле Кимура (Kimura J., 1974):

$$CPB_{\text{м.прокс.}} = \frac{2S}{T_F - T_M - 1(\text{мс})},$$

где: S – расстояние от стимулирующего электрода до позвонка, соответствующего проекции изучаемого сегмента спинного мозга, в миллиметрах (например, для n. ulnaris это расстояние до остистого отростка C_{VII} позвонка,);

T_F – латентность F-волны, мс;

T_M – латентность М-ответа, мс;

1(мс) – время генерации ПД мотонейрона.

Измерение расстояния от VII шейного позвонка до дистальной точки стимуляции на запястье проводится, когда испытуемый стоит, смотря вперед, руки отведены в стороны под углом 90° в положении супинации. Первоначально определяется остистый отросток VII шейного позвонка, на котором ставился маркер. Далее проводится измерение по прямой линии от остистого отростка VII шейного позвонка до точки стимуляции на запястье. Расстояние измеряется в миллиметрах с точностью ±5 мм.

Измерение расстояния для определения скорости проведения на ногах проводится в положении стоя, от остистого отростка XII грудного позвонка до точки стимуляции. При этом измерительную ленту (рулетку) располагают по межягодичной складке.

По минимальной и максимальной латентности рассчитывают максимальную и минимальную скорость проведения. При сохранности скоростных показателей на всех участках нерва снижение минимальной и максимальной скорости указывает на поражение нерва в самых проксимальных отделах нерва.

Минимальная латентность и максимальная скорость отражают проведение по наиболее быстро проводящим аксонам исследуемого нерва. Максимальная латентность (соответственно, минимальная скорость) отражает проведение по наиболее медленно проводящим аксонам исследуемого нерва.

3. Хронодисперсия - разность между минимальной и максимальной латентностью.

4. Тахеодисперсия - разница между минимальной и максимальной скоростями. Тахеодисперсия будет нарастать при скрытых невропатиях.

Это происходит преимущественно за счет снижения минимальной

скорости.

Параметры временной дисперсии отражают разброс значений проведения между быстро- и медленнопроводящими элементами. Позволяют суммарно оценить функцию проводящих элементов при сохранности других временных показателей.

5. Средняя скорость - важный параметр, является наиболее стабильным показателем, поэтому ее оценка эффективна при повторных измерениях, при сравнении правой и левой стороны при односторонних процессах. Отражает среднее проведение по нерву.

6. Амплитуда F-волны. Измеряется от пика до пика. В настоящее время рекомендуется способ измерения амплитуды от пика до пика при прямой изолинии. Если есть артефакт смещения изолинии, то измерение проводится от доминирующего негативного пика до самой позитивной точки F – волны рис. 3.3

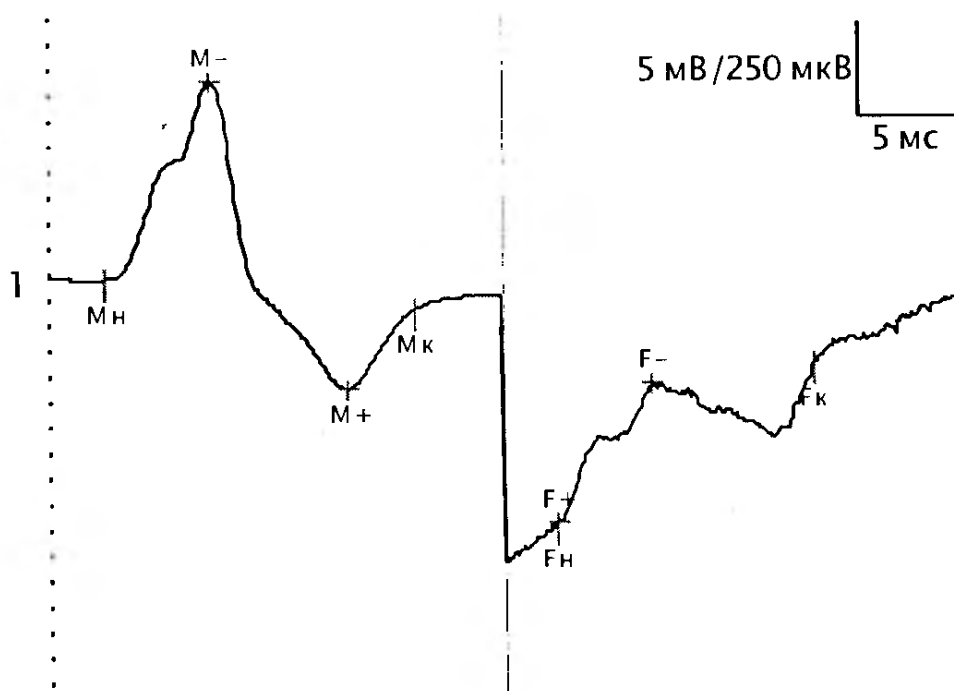


Рис. 3.3. Измерение амплитуды F-волны от доминирующего негативного пика до самой позитивной точки.

Определяются минимальная и максимальная амплитуды. Далее рассчитывается средняя амплитуда F-волны.

Амплитудное значение F-волны зависит от антидромной возбудимости мотонейронов, сохранности мышцы, с которой производится регистрация. При сохранной сократительной способности мышцы и проводящей системы отражает способность мотонейронов к генерации возвратного ответа. Является косвенным показателем поражения аксонов и проводящих элементов при сохранности мотонейронального пула.

7. *Соотношение величины F- и M-ответов* (амплитуда M-ответа измеряется в данном случае от пика до пика). Может измеряться в процентах или в F/M-соотношении. Оценивают максимальное и среднее F/M-соотношение.

Данные параметры не зависят от состояния мышцы и отражают, прежде всего, степень возбудимости мотонейрона. Соотношение средней амплитуды F-волны и амплитуды M-ответа косвенно характеризует состояние проводящей системы, так как при поражении проводящих элементов меньшее количество стимулов достигает мотонейрона, что приводит к относительному снижению амплитуды F-волны. Соотношение максимальной амплитуды F-волны и амплитуды M-ответа в большей степени отражает возбудимость мотонейронов. Параметр достаточно устойчивый при повторных измерениях.

8. *Анализ феноменов F-волн*, к которым относятся блоки F-волн (нереализованные волны), гигантские волны, повторные разряды (F-волны).

- Количество блоков F-волн (нереализованных волн). Блоком считается отсутствие F-волны при рассмотрении кривых с усилением в 100 мкВ/дел. Вычисляется в процентах от количества стимулов в серии. Число блоков F-волн, выраженное в процентах, отражает вероятность минимального ("нулевого") ответа при снижении антидромной возбудимости.
- Наличие гигантских F-волн. Гигантскими можно считать волны амплитудой более 1000 мкВ. Рассчитывается количество гигантских волн в серии 40 стимулов. Данный параметр отражает частоту возникновения максимального разряда в результате высокой антидромной возбудимости мотонейрона. В целом, это вероятность одномоментного ответа максимального количества мотонейронов.
- Постоянство F-волны определяется количеством повторных волн (разрядов). Повторными волнами называют реализации F-волн, которые максимально одинаковы по форме, а также латентности и амплитуде. Повторные волны не обязательно идут друг за другом в серии стимулов, а могут повторяться в различные моменты стимуляции. Интересен момент, что повторные волны могут быть в виде пар, трех одинаковых волн, четырех волн и т.д. Данный параметр отражает уровень синхронизации ответов мотонейронов в реализации F-волны.

Как видно, для анализа F-волны используется большое количество параметров, каждый из которых отражает преимущественное поражение того или иного отдела нервно-мышечного аппарата. Поэтому только комплексная оценка параметров позволит адекватно оценить состояние нервно-мышечного аппарата. Характеристика основных параметров F-волны, рекомендуемых для использования в практике, приведена в табличном виде (Николаев С.Г., 2001) (Таблица 3).

Таблица 3. Характеристика основных параметров F-волны

Параметр	Ед. изм.	Основная физиологическая значимость
Минимальная латентность	мс	Отражает проведение по наиболее быстро проводящим аксонам исследуемого нерва.
Максимальная латентность		Отражает проведение по наиболее медленно проводящим аксонам исследуемого нерва.
Средняя латентность		Общая, усредненная характеристика проведения по нерву. Является наиболее стабильным показателем, поэтому ее оценка эффективна при повторных измерениях.
Хронодисперсия		Отражает разброс значений проведения между быстро- и медленнопроводящими элементами. Позволяет суммарно оценить функцию проводящих элементов при сохранности других временных показателей.
Максимальная скорость	м/с	Данные параметры аналогичны временным (см. выше), но исключена зависимость от длины конечностей. Имеют меньший размах стандартного отклонения и являются более точным при однократном и повторном исследовании. Играют важную роль при сравнении правой и левой сторон.
Минимальная скорость		
Средняя скорость		
Тахеодисперсия		
Средняя амплитуда	мкВ	Зависит от антидромной возбудимости мотонейронов, сохранности мышцы, с которой производится регистрация. При сохранной сократительной способности мышцы и проводящей системы отражает способность мотонейронов к возвратному ответу. Является косвенным отражением поражения аксонов и проводящих элементов при сохранности мотонейронального пула.
Е _{ср.} /М амплитудное соотношение	%	Параметр не зависит от состояния мышцы и определяется, прежде всего, возбудимостью мотонейронов. Косвенно отражает состояние проводящей системы.
Е _{макс.} /М амплитудное соотношение	%	Не зависит от состояния мышцы. Отражает в большей степени антидромную возбудимость мотонейронов. Относительно устойчивый параметр при повторных измерениях.
"Гигантские" F-волны	шт.	Отражают частоту возникновения максимального разряда в результате высокой антидромной возбудимости мотонейрона. В целом, это вероятность одномоментного ответа максимального количества мотонейронов.
Блоки F-волн	% от числа стимулов	Отражает вероятность минимального ("нулевого") ответа при снижении антидромной возбудимости.
Повторные волны	% от числа стимулов	Отражает уровень синхронизации ответов мотонейронов в реализации F-волны.

Во многом техника регистрации аналогична таковой при исследовании проводящей функции моторных волокон. В процессе исследования моторных волокон после регистрации М - ответа в дистальной точке стимуляции исследователь переключается в приложение регистрации F-волны, при тех же параметрах стимула записывает F-волны, после чего продолжает исследование моторных волокон в остальных точках стимуляции рис. 3.2 «ПЕРЕКЛЮЧЕНИЕ МАСШТАБА»

F-волна имеет небольшую амплитуду (обычно до 500 мкВ). При стимуляции периферического нерва в дистальной точке на экране монитора появляется М-ответ с латентностью 3-7 мс, F-ответ имеет латентность около 26-32 мс для нервов рук и около 48-55 мс для нервов ног (рис. 3.4) . Стандартное исследование включает в себя регистрацию нескольких (обычно 20) F-волн.

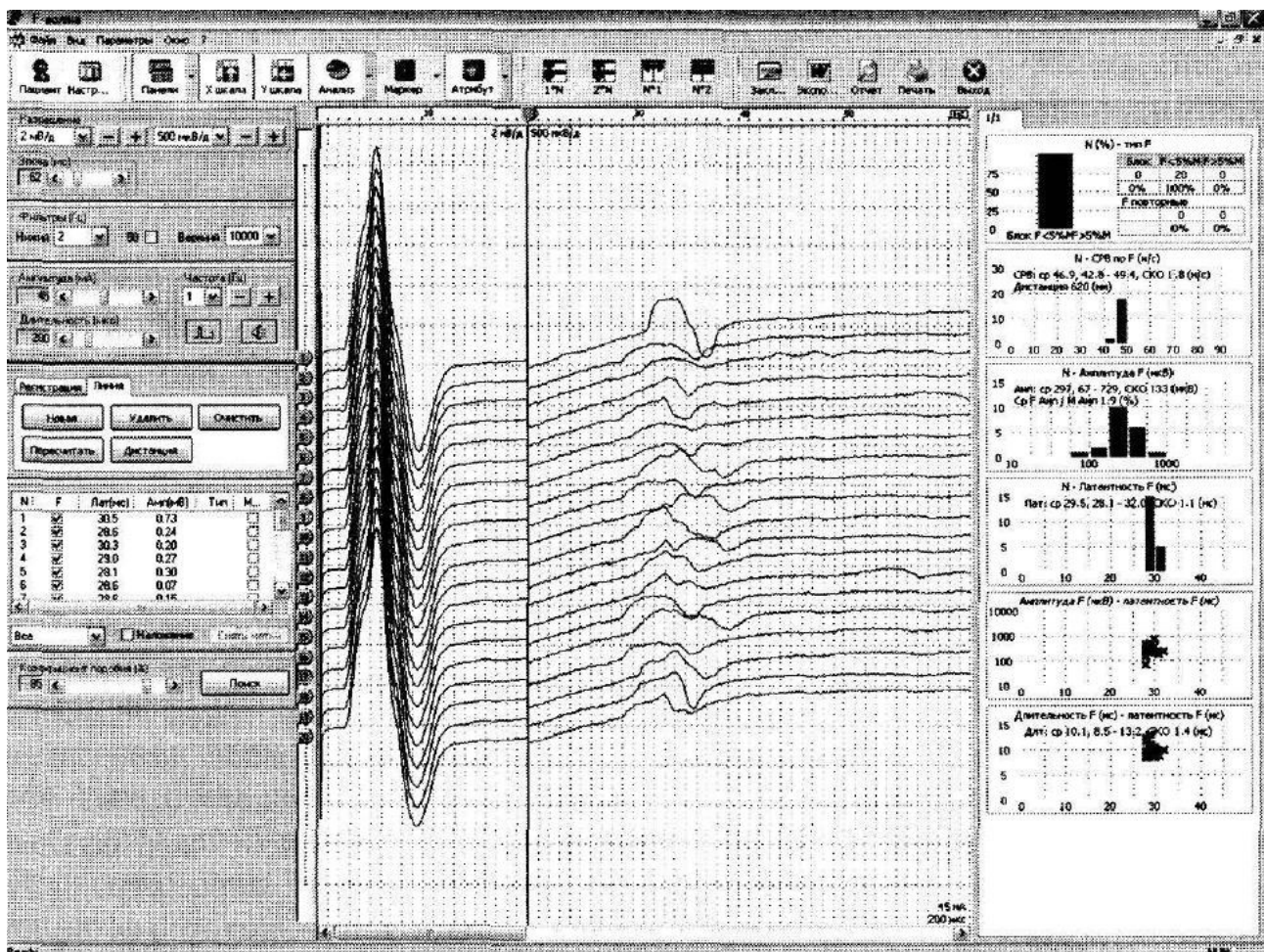


Рис. 3.4. Регистрация F-волны с локтевого нерва здорового человека. М-ответ зарегистрирован при усилении 2 мВ/Д, его амплитуда - 10,2 мВ, латентность - 2,0 мс; F-волны зарегистрированы при усилении 500 мкВ/д, средняя латентность составляет 29,5 мс (28,1 - 32,0 мс), амплитуда - 297 мкВ (67-729 мкВ), СВВ, определённая методом F-волн, - 46,9 м/с, диапазон скоростей - 42,8-49,4 м/с.

При выраженном демиелинизирующем процессе часто выявляют феномен "рассыпанных" F-волн (рис. 3.5), а в самых поздних стадиях возможно полное их выпадение. Причиной "рассыпанных" F-волн считают наличие множественных очагов демиелинизации по ходу нерва, которые могут стать своего рода "отражателями" импульса.

Доходя до очага демиелинизации, импульс не распространяется дальше антидромно, а отражается и ортодромно распространяется к мышце, вызывая сокращение мышечных волокон. Феномен "рассыпанных" F-волн является маркёром невритического уровня поражения и практически не встречается при нейрональных или первично-мышечных заболеваниях.

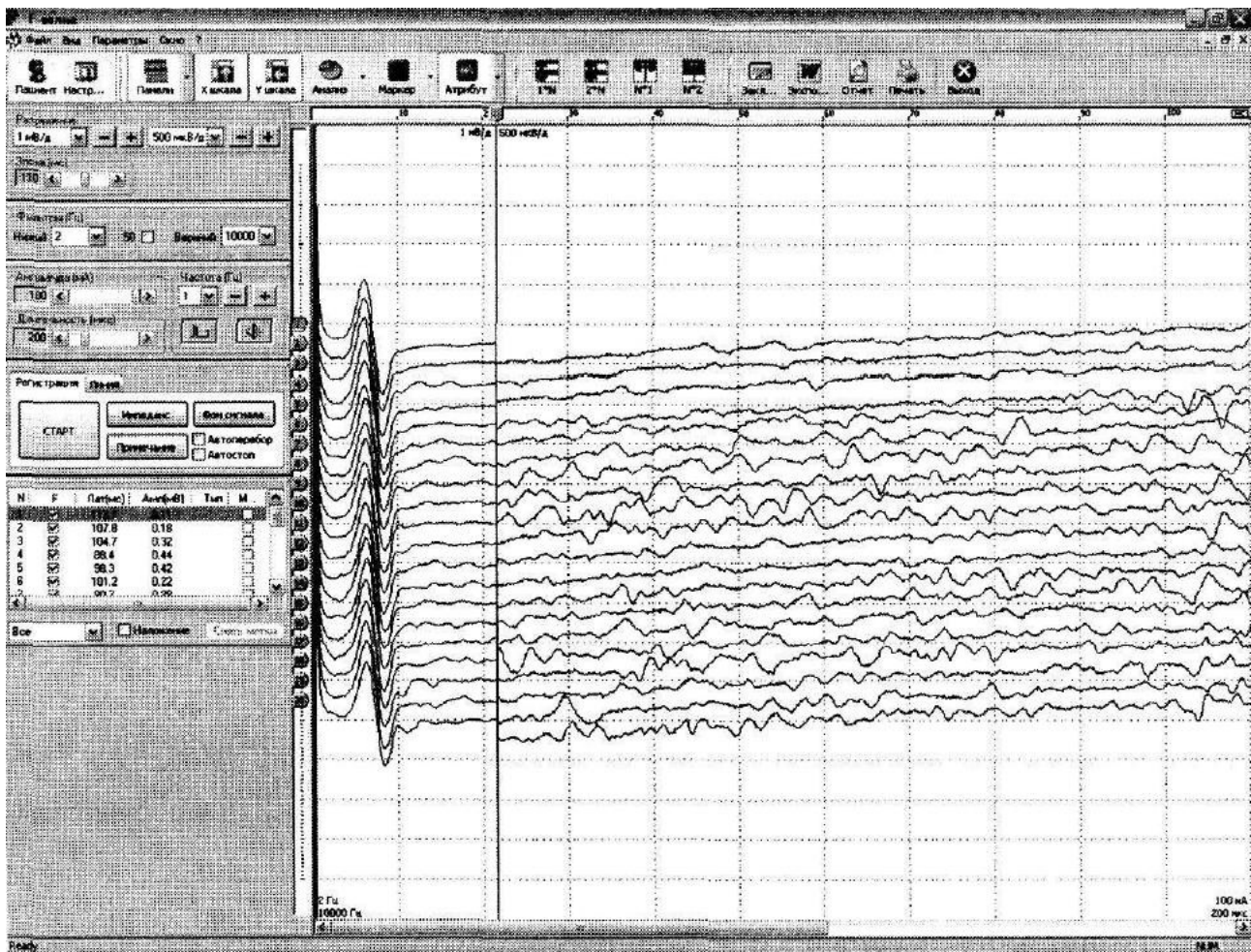


Рис. 3.5. Феномен "рассыпанных" F-волн. Исследование проводящей функции малоберцового нерва у больного 54 года с диабетической полиневропатией. Разрешение области М-ответа - 1 мВ/Д, области F-волн - 500 мкВ/д, развёртка - 1 0 мс/д. Определить диапазон СРВ в данном случае не представляется возможным.

Критерий нормальных значений F – волн.

У здорового человека принято считать допустимым, если появляется до 10% выпадений, "гигантских" и повторных F-волн. При определении диапазона скоростей минимальная скорость не должна быть ниже 40 м/с для нервов рук и 30 м/с для нервов ног (табл. 4). "Рассыпанных" F-волн и полного выпадения F-волн в норме не наблюдают.

Таблица 4. Нормальные значения амплитуды и скорости распространения F-волн

Параметр	Для нервов ног	Для нервов рук
Скорость распространения	>30 м/с	>40 м/с
Амплитуда минимальная	>50 мкВ	
Амплитуда максимальная	Не более 1 0% "КРУПНЫХ" F-волн	

Нормальные значения минимальных латентностей F-волн **в зависимости от роста** пред ставлены в табл. 5.

Таблица 5. Нормальные значения латентности F-волн, мс

Нерв/Рост	150 см	160 см	170 см	180 см	190 см
Срединный	25	26,5	28-28,5	29,6-30	31, 1 -32
Локтевой	25	26,8-27	28,5-29	30,2-31	32-33
Малоберцовый	43-43,5	46-47,8	49-52	51 -56,2	54-60,5
Большеберцовый	41 ,2-44	45,4-48	49,6-53	53,8-57	58-62

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ.

Аппаратная часть. Приборы и оборудование.

Для изучения принципов работы аппарата ЭЭГ и методов снятия электроэнцефалограммы предназначена учебная модель — лабораторная установка ФМБ-10К, имеющая сопряжение с персональным компьютером (ПК). Блок-схема учебной установки изображена на рис. 4.1.

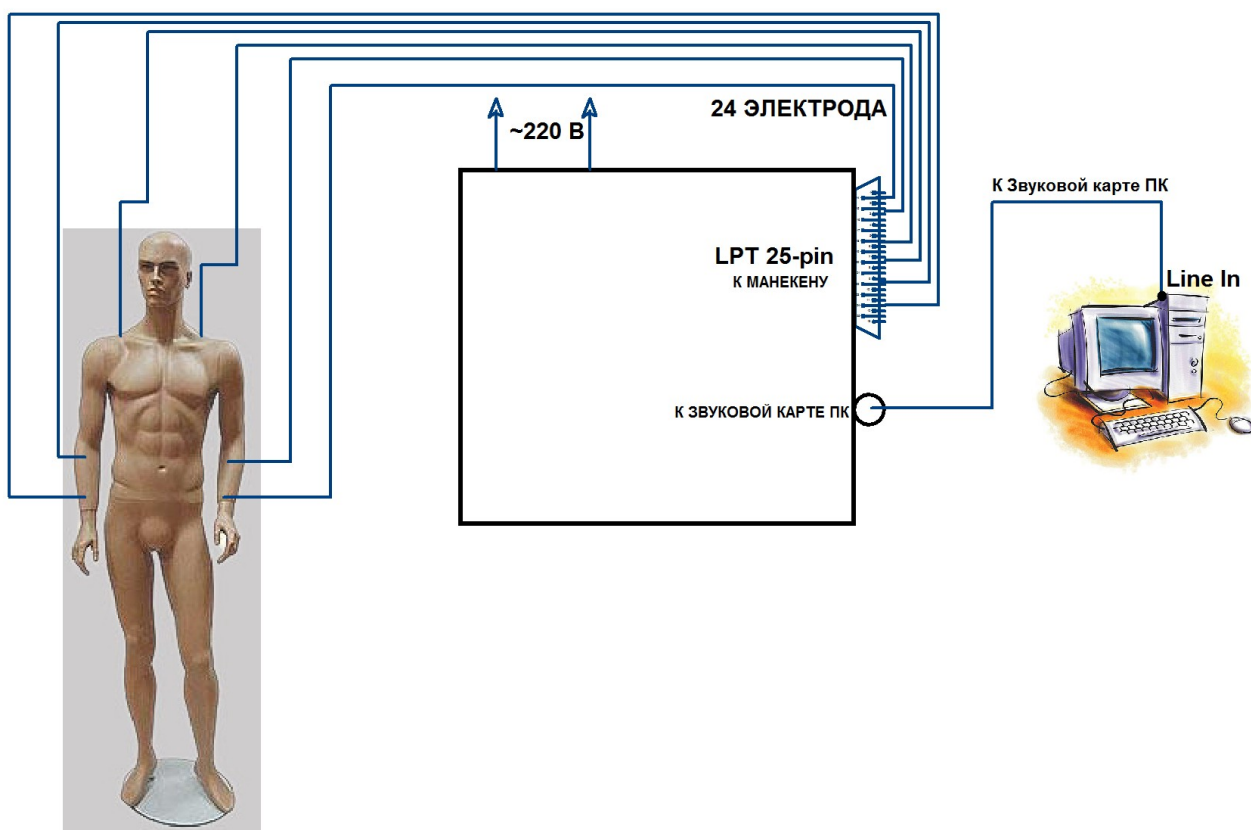


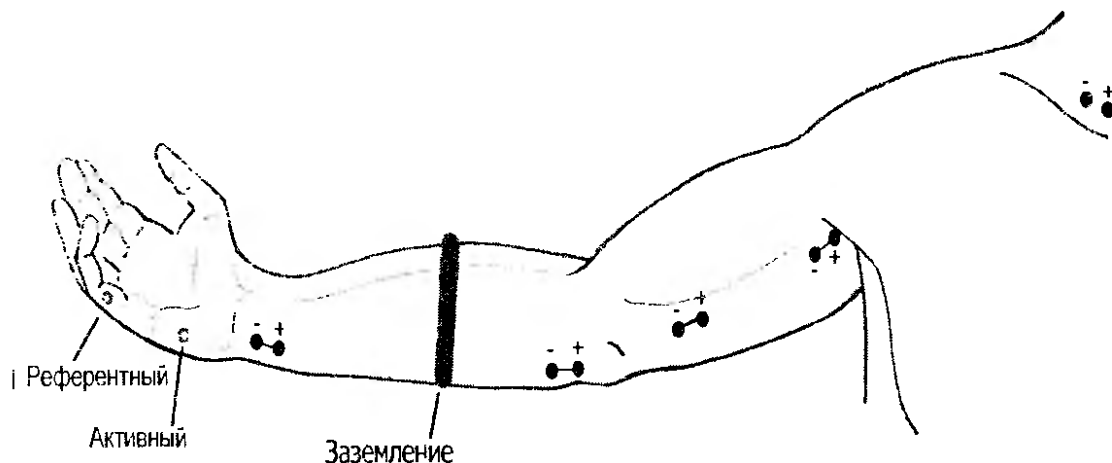
Рисунок 4.1. Принципиальная блок-схема учебной установки для исследования основ электромиографии.

Конструктивно учебная лабораторная установка состоит из манекена человека и «БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ», эмулирующего работу аппарата ЭМГ. На манекене в соответствующих местах выведены контакты, показывающие условно электроды, используемые для стимуляции и снятия биопотенциалов нервов и мышц в соответствующих точках. При подключении электродов манекена к «БЛОКУ УПРАВЛЕНИЯ» происходит моделирование снятия стимуляционной ЭМГ.

В работе моделируется исследование проводящей функции локтевого нерва для правой и левой руки человека. При этом для одной руки нерв считается условно здоровым, а для второй руки поврежденным в области локтевого сгиба. Схема исследования представлена на рис. 2.7 и рис. 4.2. Электрод заземления в манекене в целях упрощения конструкции не выведен.

Для подключения манекена к «БЛОКУ УПРАВЛЕНИЯ» используются соответствующие провода из комплекта. При этом 25-pin LPT вход блока

управления «К МАНЕКЕНУ» подключается концами типа «тюльпан» к соответствующим электродам, жестко вмонтированным по всей длине левой и правой рук (до точки Эрба).



n. Ulnaris. Регистрирующий электрод на *m. abductor digiti minimi*.

Рисунок 4.2. Схема исследования ЭМГ локтевого нерва человека.

Т. о. электрод манекена с подписью «P1» (референтный-1) должен быть подключен к «тюльпану» с подписью «P-1», электрод с подписью «A-1» (активный-1) должен быть подключен к «тюльпану» с подписью «A-1» и т. д.

При неправильном подключении электродов ко входу «БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ» установка не работает и выводится предупреждающая надпись «ERROR CONNECTION».

Для выбора точки стимуляции служат кнопки «ТОЧКА СТИМУЛЯЦИИ». Серия из 4-х стимулирующих импульсов длительностью 0,2 мс и частотой 1 Гц подаётся по нажатию кнопки «ЗАПУСК». При этом пара электродов (- +) рис. 4.2, на которые подаётся стимулирующий импульс указывается на LCD ЖКД дисплее по латински: *carpalis* (активна стимулирующая пара электродов на запястье); *subitalis* (активна стимулирующая пара электродов на локтевом сгибе); *brachialis* (активна стимулирующая пара электродов на нижней трети плеча); *axillaris* (активна стимулирующая пара электродов на подмышечной впадине); *punctus Erb* (активна стимулирующая пара электродов в точке Эрба). **Подача стимулирующего импульса сопровождается характерным звуковым сигналом.**

Сигнал, полученный с референтного и активного электродов, расположенных по схеме опыта рис. 4.2 (активный отводящий электрод располагается в двигательной точке мышцы, отводящей мизинец; референтный - на проксимальной фаланге V пальца), усиливается «БЛОКОМ УПРАВЛЕНИЯ», оцифровывается и подготавливается для передачи на линейный вход (LINE IN) звуковой карты ПК.

Кнопка «ВЫБОР/СТОП» служит для выбора режима работы: 1) Здоровый «healthy»; 2) Больной (повреждение локтевого нерва) «Patient» 3) Калибровка «Calibration»; а также осуществляет выход из режима калибровки.

Кнопка с фиксацией «РЕЖИМ КАЛИБРОВКИ» осуществляет переключение калибровочного импульса при исследовании здорового либо больного нерва. Это связано с тем, что амплитуда М — ответа у здорового нерва составляет около 10 мВ и регистрируется стабильный F — ответ, в то же время при повреждении нерва в одной из точек стимуляции наблюдается инвертированный М — ответ с низкой ~ 500 мкВ амплитудой, F — волны не регистрируются.

Для соединения учебной установки с компьютером используется экранированный провод «тюльпан»- «jack». Вывод тюльпан подключается к выходу «К ЗВУКОВОЙ КАРТЕ ПК» «БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ», другой конец провода, имеющий штекер типа «jack» подключается соответственно к линейному входу LINE IN звуковой карты ПК для наблюдения в режиме реального времени, записи и обработки сигналов ЭМГ.

Программная часть.

Визуализация и анализ экспериментальных данных.

Для визуализации и последующего анализа сигналов ЭМГ используются свободно распространяемые программные пакеты CoolEdit Pro либо Audacity. Рассмотрим принцип получения и анализа ЭЭГ на примере программы CoolEdit Pro. Для программы Audacity все действия аналогичны, программы различаются в основном только интерфейсом пользователя и обладают практически одинаковыми функциями.

Перед началом работы следует настроить линейный вход компьютера. При этом следует включить линейный вход звуковой карты в системе и настроить усиление Line In средствами операционной системы. Процедура настройки зависит от звуковой карты, в общем случае следует два раза щелкнуть правой кнопкой мыши на значок «ЗВУК», обычно располагающийся в системной области уведомлений и выбрать ПАРАМЕТРЫ → СВОЙСТВА → Устройства Записи. Для некоторых моделей звуковых карт регулировка линейного входа возможна с помощью программ, поставляемых в комплекте с драйверами для звуковой карты (например встроенные звуковые карты Realtek). При работе в Windows 7 следует проверить, включен ли линейный вход ПК. Для этого следует нажать правой кнопкой мыши на значок громкость в панели задач, щёлкнуть левой кнопкой «ЗАПИСЫВАЮЩИЕ УСТРОЙСТВА», в появившемся диалоговом окне щёлкнуть правой кнопкой мыши и поставить галочки «ПОКАЗАТЬ ОТКЛЮЧЕННЫЕ УСТРОЙСТВА» и «ПОКАЗАТЬ ОТСОЕДИНЁННЫЕ УСТРОЙСТВА» рис. 4.3.

Дважды щёлкнув левой кнопкой мыши в окне на значке линейного входа, открыть диалоговое окно настройки рис. 4.4, выбрать вкладку «УРОВНИ» и установить значение усиления 100 %. В процессе записи ЭМГ также можно поэкспериментировать с параметрами вкладки «УЛУЧШЕНИЯ», при этом программу для записи Cool Edit Pro следует перезапускать после каждого изменения.

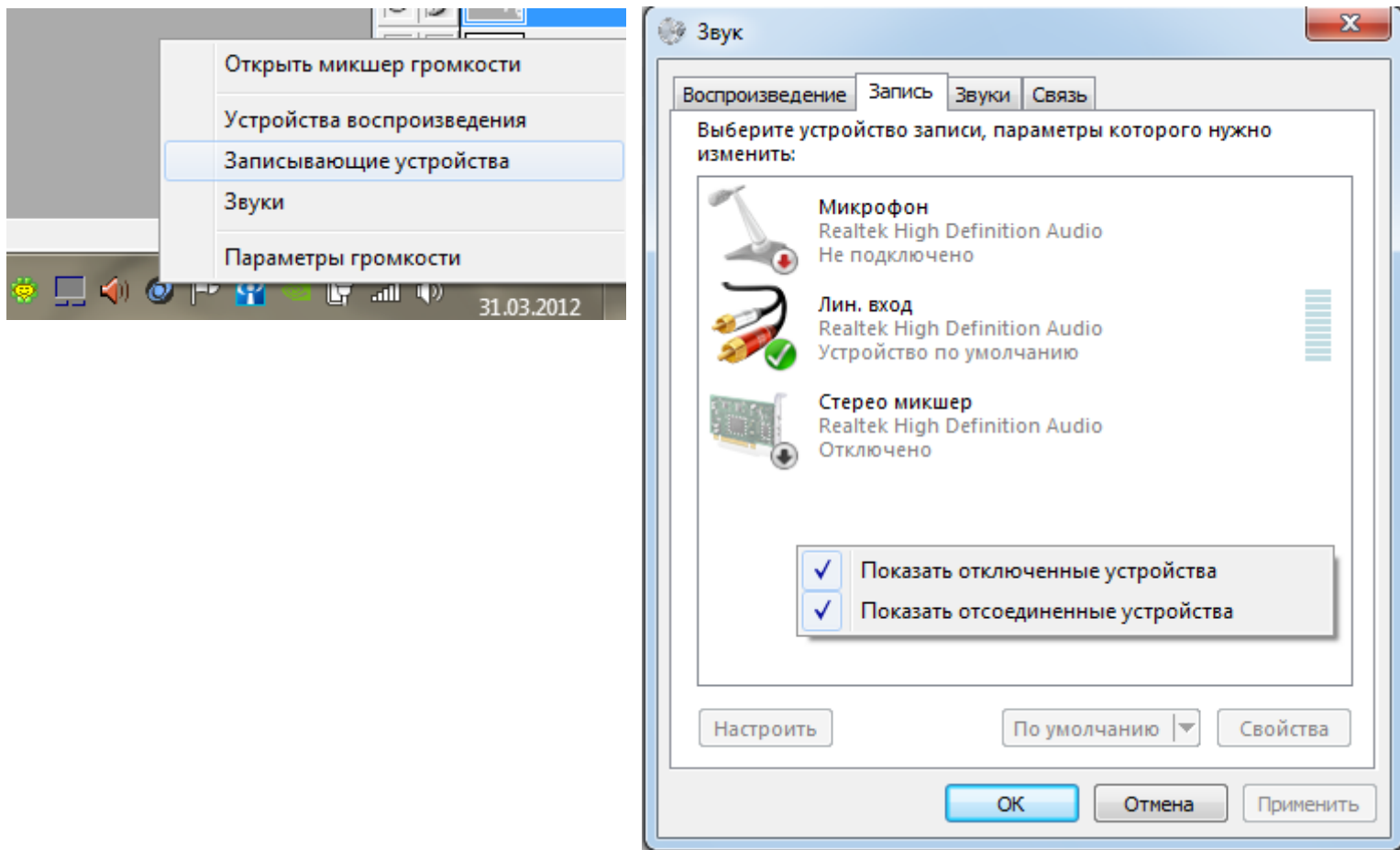


Рисунок 4.3. Настройка линейного входа звуковой карты ПК на ОС Windows 7.

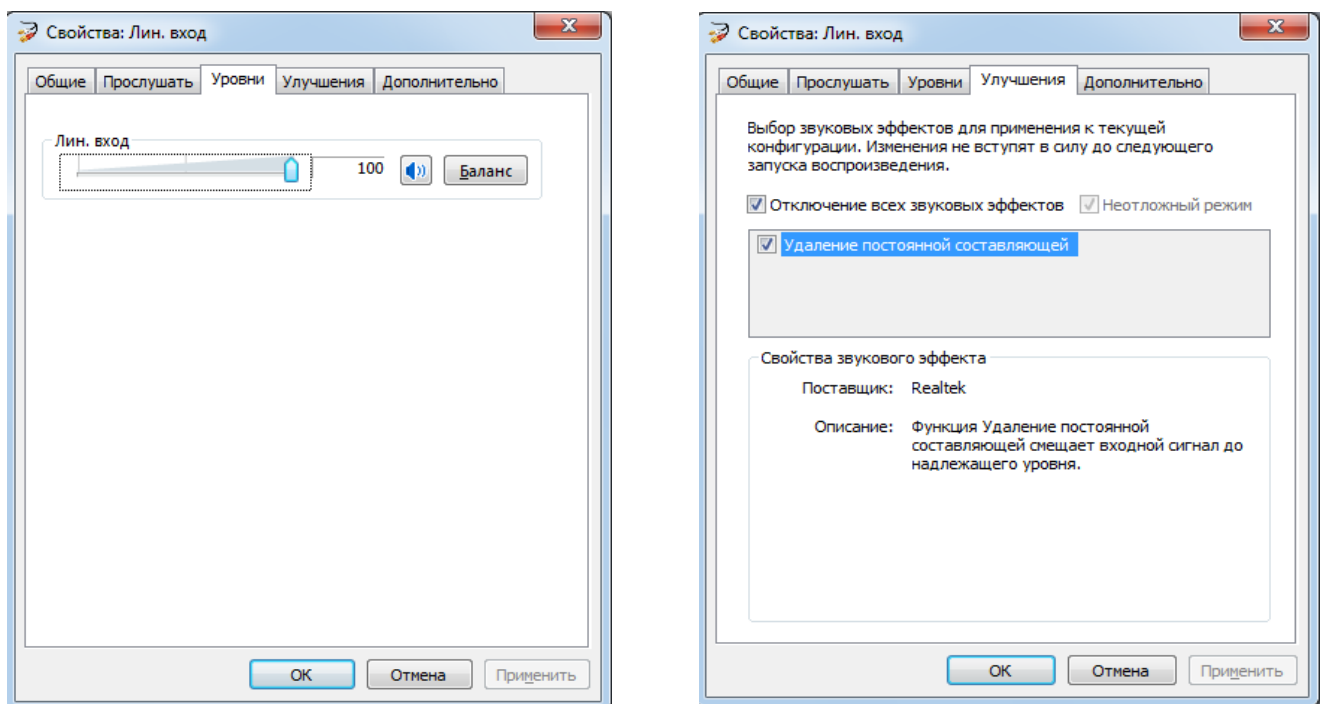


Рисунок 4.4. Дополнительные настройки линейного входа звуковой карты ПК на ОС Windows 7.

Перед началом работы необходимо настроить программу CoolEdit Pro для получения и отображения сигнала с устройства. Для этого следует воспользоваться главным меню программы, выбрав пункт Options → Settings и перейти на вкладку Devices. Откроется вкладка настройки устройства приема сигнала рис. 4.5 в котором следует выбрать необходимое устройство записи «WaveForm Record».

На вкладке General меню Settings следует поставить галочку «Live update during record» для отображения сигнала во время записи в режиме реального времени (рис. 4.5 стрелка).

После произведенных настроек желательно перезапустить программу.

Для проверки работоспособности программы и начала регистрации ЭМГ необходимо включить «БЛОК УПРАВЛЕНИЯ», предварительно соединив его с манекеном, при этом каждый электрод с манекена должен быть подключен к соответствующему каналу «ПУЛЬТА УПРАВЛЕНИЯ» проводом типа «25 pin LPT – тюльпан». Линейный вход ПК следует соединить соответствующим проводом типа «тюльпан - jack» с выходом «К ЗВУКОВОЙ КАРТЕ ПК» пульта управления.

В программе CoolEdit Pro необходимо создать новый проект, воспользовавшись командой File-New. В настройках проекта выбрать частоту дискретизации «Sample Rate» (рекомендуется 44100), Channel – режим «Mono» и Resolution – 16 Bit.

В главном меню учебной установки выбрать кнопками управления режим «Здоровый «healthy»; кнопками «ТОЧКА СТИМУЛЯЦИИ» выбрать стимулирующий электрод; запустить запись в программе Cool Edit Pro, нажав кнопку «ЗАПИСЬ» рис. 4.5; и подать серию из четырёх стимулирующих импульсов, нажав кнопку «ЗАПУСК» на пульте управления учебной установкой. При этом полученные сигналы М — ответа и F волны усиливаются «БЛОКОМ УПРАВЛЕНИЯ», оцифровываются и передаются на линейный вход (LINE IN) звуковой карты ПК. После окончания М — ответа и до начала F – волны прибор автоматически переключает чувствительность, так как амплитуды М — ответа и F – волн отличаются в десятки раз. После получения последних М и F – ответа после четвертого стимулирующего импульса нажмите на кнопку «ПАУЗА ||» в программе — самописце.

При необходимости, во время записи можно увеличить амплитуду записываемого сигнала с помощью кнопок управления амплитудой по оси Oy в программе (выделены эллипсом на рис. 4.5). При записи нормальной ЭМГ следует установить амплитуду сигнала такой, чтобы М — ответ по оси Oy занимал примерно три — четыре клетки (для наглядности).

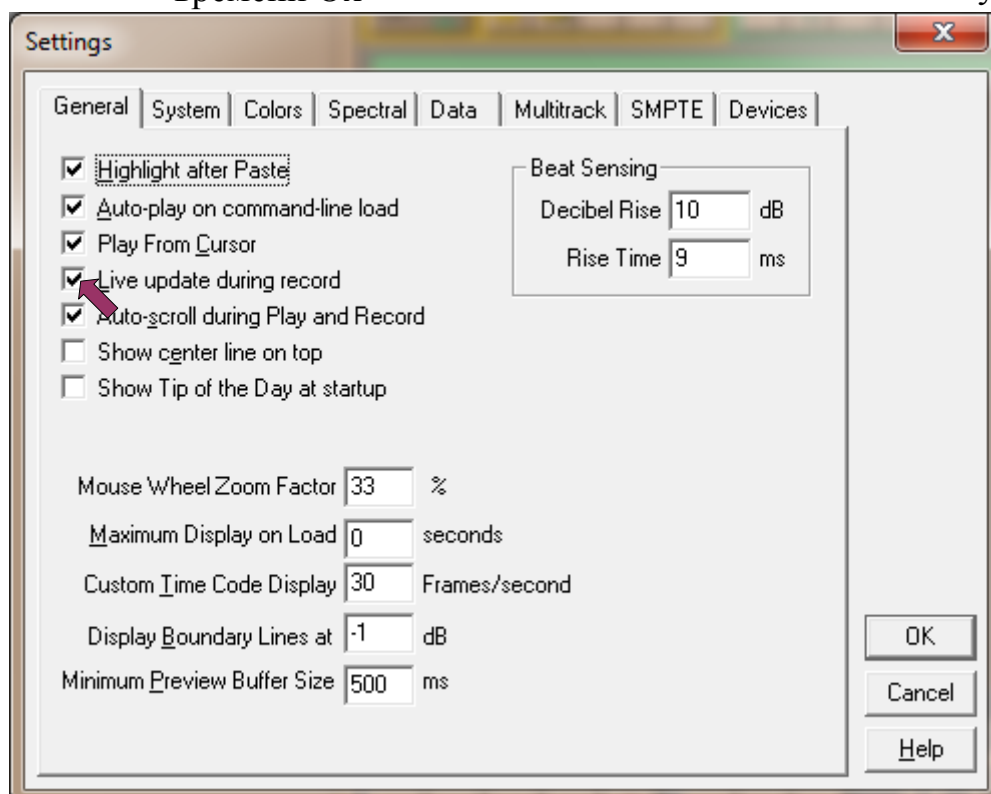
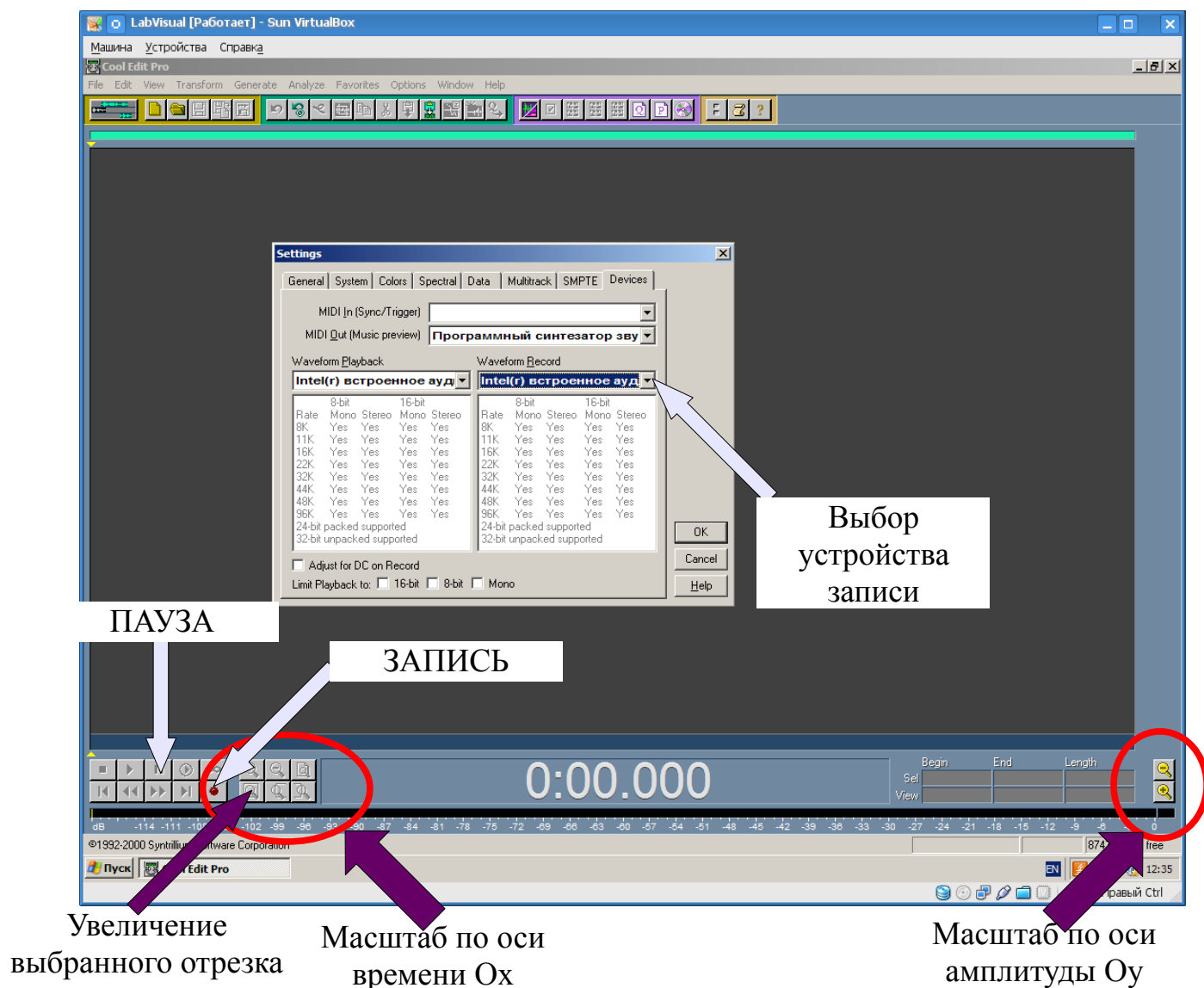


Рис.4.5. Настройка программы-самописца для регистрации сигнала ЭМГ.

По умолчанию в программе — самописце установлен масштаб по оси времени, не позволяющий детально рассмотреть полученные результаты, так как длительность М и F — ответов составляет всего десятки миллисекунд. Поэтому после записи серии из четырех стимулирующих импульсов и соответствующих им М и F — ответов будет получен результат, соответствующий рис. 4.6.

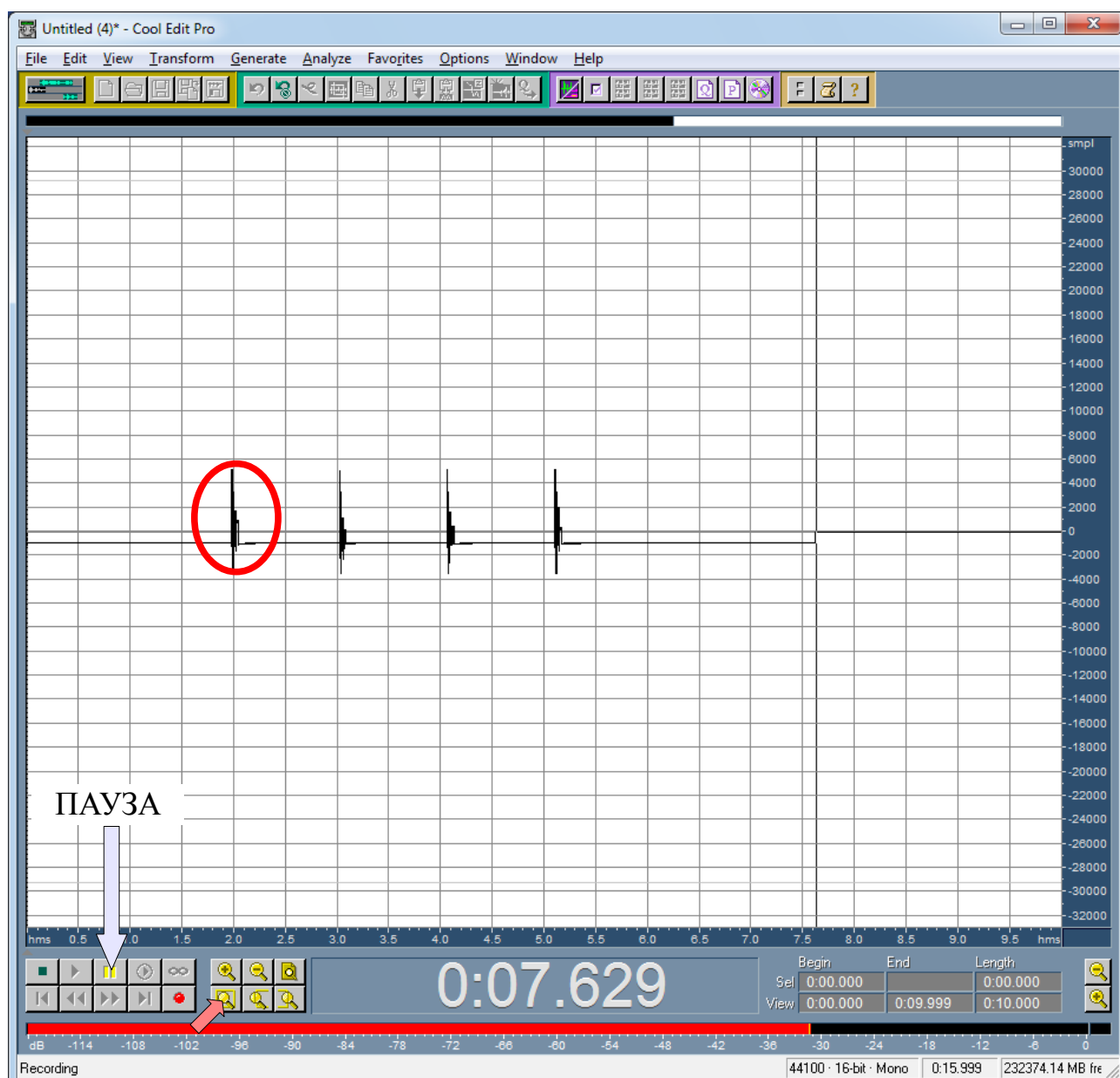


Рис.4.6. Результат записи ЭМГ без предварительной обработки.

Поэтому, для анализа полученных кривых необходимо провести предварительную обработку сигналов.

В Cool Edit Pro предусмотрена возможность выделения нужного фрагмента. Выделение осуществляется удерживая левую кнопку мыши, после

чего необходимо нажать кнопку «Zoom to Selection» (увеличение выбранного отрезка) в программе рис. 4.5, рис. 4.6. Таким образом, можно изменить масштаб по оси Ох (времени) и Оу (амплитуды) для наилучшего отображения сигнала. Текущее положение курсора указывается большими цифрами под графиком в формате **минуты:секунды.миллисекунды**.

Начало, конец и длительность выделения указывается табличке, расположенной справа от больших цифр: Sel Begin, Sel End, Sel Length.

Выделив первый участок записи, как на рис. 4.6, и увеличив его масштаб по оси времени Ох кнопкой «Zoom to Selection», получите результирующую запись для первого стимула. Для здорового нерва запись должна состоять из артефакта стимулирующего прямоугольного импульса, М — ответа и следующей за ним F — волны рис. 4.7.

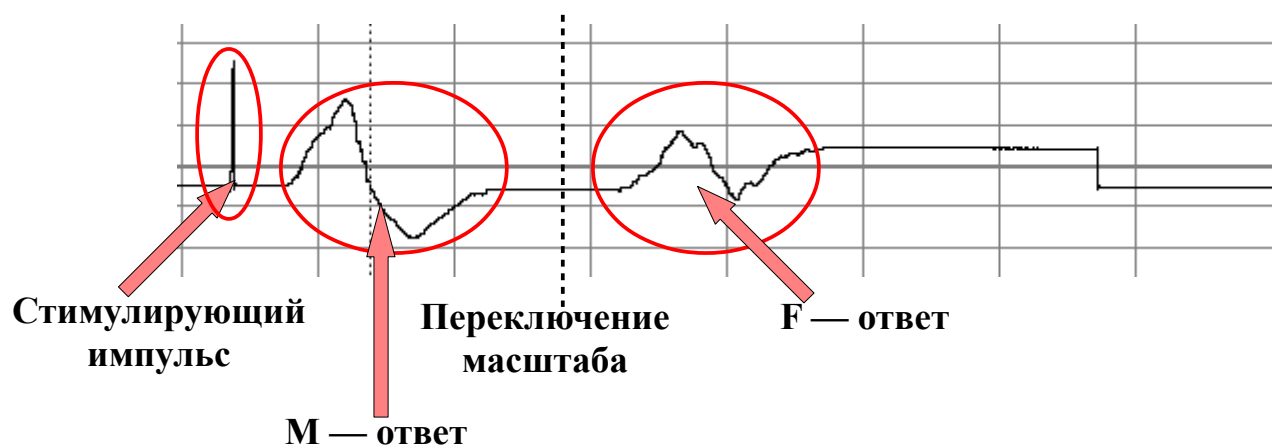


Рис.4.7. Результат записи ЭМГ, соответствующий первому стимулирующему импульсу.

В некоторых звуковых картах вход Line IN инвертирует входящий сигнал. Это легко заметить, так как в данном случае стимулирующий сигнал будет отображаться «перевернутым» рис. 4.8. В этом случае, после записи ЭМГ, следует выделить некоторый фрагмент кривой и в главном меню программы выбрать пункт Transform→Invert. При этом сигнал выбранного фрагмента проинвертируется и ЭМГ примет привычный вид рис. 4.7.

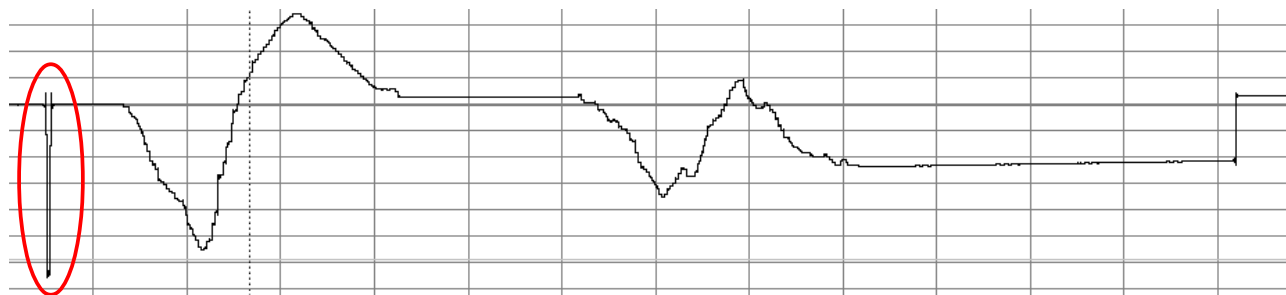


Рис.4.8. Инвертированный сигнал, получаемый на некоторых экземплярах звуковых карт. Выделите сигнал и выполните Transform→Invert в программа-осциллографе

Порядок выполнения.

1. Перед включением установки в сеть проверить целостность всех соединительных сигнальных и сетевых проводов. Все работы по подключению комплекса к компьютеру следует выполнять только при отключенных от сети приборах. Подключить 25-pin LPT вход блока управления «К МАНЕКЕНУ» концами типа «тюльпан» **к соответствующим электродам**, жестко смонтированным в манекен. Т. о. электрод манекена с подписью «Р1» (референтный-1) должен быть подключен к «тюльпану» с подписью «Р-1», электрод с подписью «А-1» (активный-1) должен быть подключен к «тюльпану» с подписью «А-1» и т. д. При неправильном подключении электродов ко входу «БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ» установка не работает и выводится предупреждающая надпись «ERROR CONNECTION».
2. Используя стандартный соединительный осциллографический экранированный провод «тюльпан»-«jack» подключить БЛОК УПРАВЛЕНИЯ к Line In входу звуковой карты компьютера. Разобраться с принципиальной блок-схемой опыта, в назначении кнопок, переключателей и ручек приборов.
3. Соединить монитор с системным блоком ПЭВМ, подключить клавиатуру и мышь к системному блоку используя стандартные провода для подключения. Подключить системный блок ПЭВМ и монитор к сети ~220 В.
4. Включить установку в сеть ~220 В с помощью прилагаемого силового сетевого кабеля евро-стандарта. Поставить переключатель «СЕТЬ» на панели учебного модуля в положение «ВКЛ», при этом должен загореться сигнальный индикатор «СЕТЬ».
5. Запустить программу-осциллограф для работы с учебной установкой для данного эксперимента пользуясь ярлыком на рабочем столе либо другим способом, указанным лаборантом.
6. Кнопкой «ВЫБОР/СТОП», служащей для выбора режима работы, выберите режим Здоровый «healthy». При этом условно считается, что локтевой нерв одной из рук является здоровым.
7. Кнопками «ТОЧКА СТИМУЛЯЦИИ» выбрать стимулирующий электрод carpalis (пара - + на запястье), ближайший к активному и референтному электродам.
8. Запустить запись в программе Cool Edit Pro, нажав кнопку «ЗАПИСЬ» рис. 4.5.
9. Подать серию из четырёх стимулирующих импульсов, нажав кнопку «ЗАПУСК» на пульте управления учебной установкой. При этом полученные сигналы М — ответа и F волны усиливаются «БЛОКОМ УПРАВЛЕНИЯ», оцифровываются и передаются на линейный вход (LINE IN) звуковой карты ПК. После окончания М — ответа и до начала F — волны прибор автоматически переключает чувствительность, так как

- амплитуды М — ответа и F — волн отличаются в десятки раз. После получения последних М и F — ответа после четвертого стимулирующего импульса нажмите на кнопку «ПАУЗА ||» в программе — самописце.
10. Кнопкой «ВЫБОР/СТОП», служащей для выбора режима работы, выберите режим калибровка «Calibration».
 11. Включите подачу калибровочных прямоугольных импульсов на линейный вход звуковой карты ПК, нажав кнопку «ЗАПУСК» на пульте управления учебной установки. При этом кнопка «РЕЖИМ КАЛИБРОВКИ» должна быть отжата и на дисплее отображаться «calibration for healthy».
 12. Продолжите запись, повторно нажав кнопку «ПАУЗА ||».
 13. После 2 — 3 секунд подачи калибровочного сигнала, остановить запись, нажав кнопку остановки записи «СТОП ■» в программе-самописце и выйдите из режима калибровки, нажав кнопку «ВЫБОР/СТОП» на учебной установке.
 14. Сохранить результаты работы в файл mp3, воспользовавшись командой File – Save As... и приступить к анализу снятой вами ЭМГ для данного положения стимулирующего электрода.
 15. Выделив первый сигнал из серии рис. 4.6, и увеличив его масштаб по оси времени Ох кнопкой «Zoom to Selection», получите результирующую запись для первого стимула. При необходимости можно увеличить амплитуду записываемого сигнала с помощью кнопок управления амплитудой по оси Оу в программе (выделены эллипсом на рис. 4.5), **затем в течение опыта для данной точки стимуляции масштаб по оси Оу не изменять**. При записи нормальной ЭМГ следует установить амплитуду сигнала такой, чтобы М — ответ по оси Оу занимал примерно три — четыре клетки (для наглядности). Для здорового нерва запись должна состоять из артефакта стимулирующего прямоугольного импульса, М — ответа и следующей за ним F — волны рис. 4.7.
 16. Если наблюдается инвертированный сигнал, аналогичный рис. 4.8, примените команду Transform→Invert к выделенному участку.
 17. Выделите участок от конца артефакта стимулирующего импульса до начала М-ответа и определите L_M латентность М — ответа по показаниям программы-самописца рис. 4.9. **Начало, конец и длительность выделения указывается табличке, расположенной справа от больших цифр: Sel Begin, Sel End, Sel Length.** На рис. 4.9 латентность М — ответа составила 3 мс.
 18. Выделите участок от конца артефакта стимулирующего импульса до начала F-ответа и определите L_F латентность F — ответа по показаниям программы-самописца рис. 4.9
 19. **Определите по клеткам амплитуды М и F ответа** (количество клеток может быть дробным). При этом, согласно принятым правилам амплитуда М-ответа определяется от изолинии (линии нуля) до негативного пика (пик с положительной амплитудой в терминологии ЭМГ является «негативным») рис. 4.9. Амплитуду F — волны следует определять от пика

до пика (расстояние по оси Оу от верхнего до нижнего пиков рис. 4.9). Учтите, что между М — ответом и F — волной прибор переключает чувствительность для более удобного наблюдения сигналов и на самом деле амплитуда F — ответа в десятки раз меньше М — ответа. Для сопоставления амплитудам реальных числовых значений введена процедура калибровки.

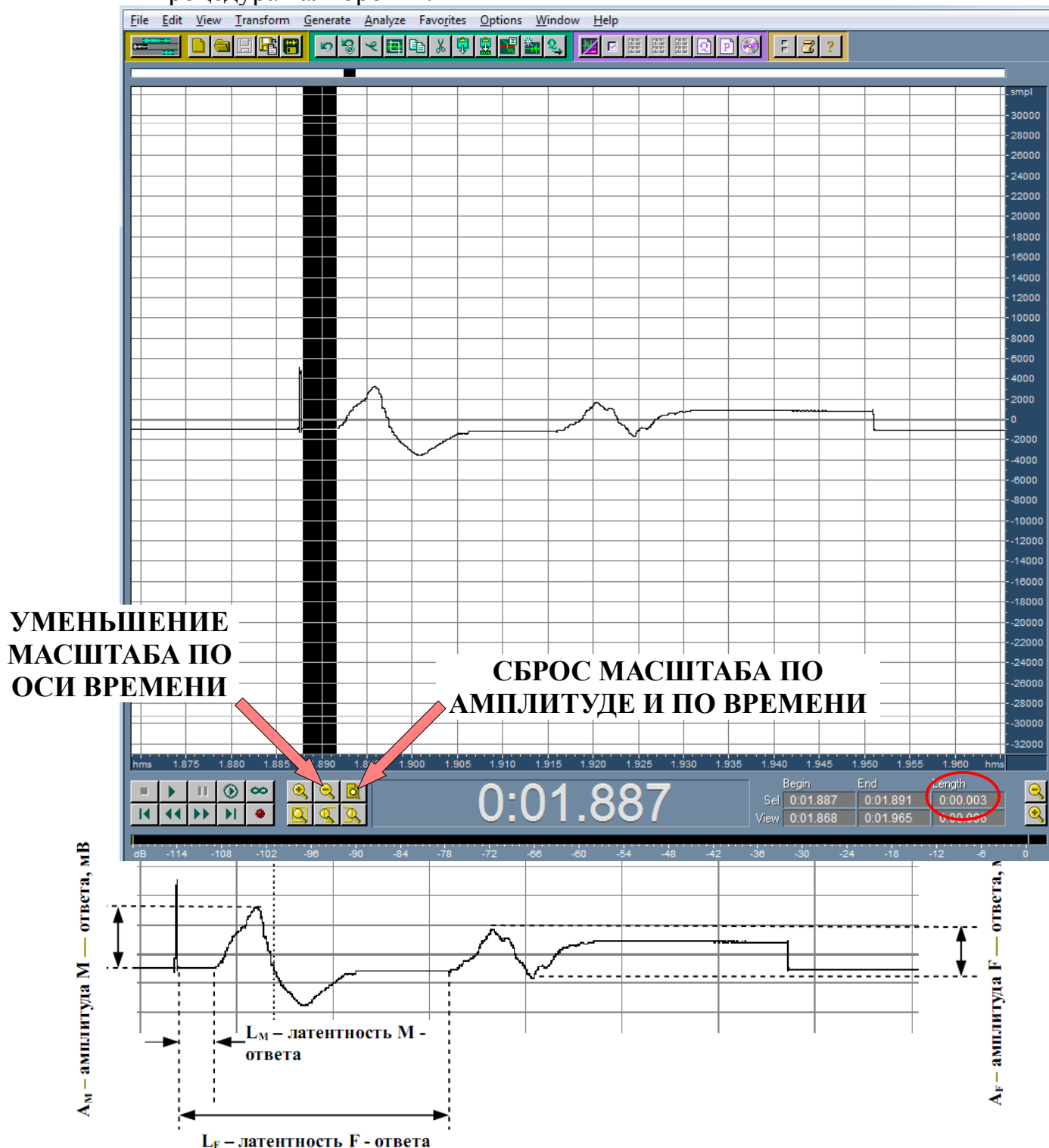


Рис.4.9. Определение латентности М — ответа и F — волны по показаниям программы. Измеренное значение временного параметра выводится в табличке, расположенной справа от больших цифр: Sel Length. В данном случае измеренное значение латентности М — ответа составляет 3 миллисекунды (обведено эллипсом).

20. Выделите участок от начала М — ответа (от начала «негативного пика») до окончания М — ответа и определите длительность М — ответа. Выделите участок от начала F — ответа до окончания F — ответа и определите длительность F — ответа рис. 4.10.

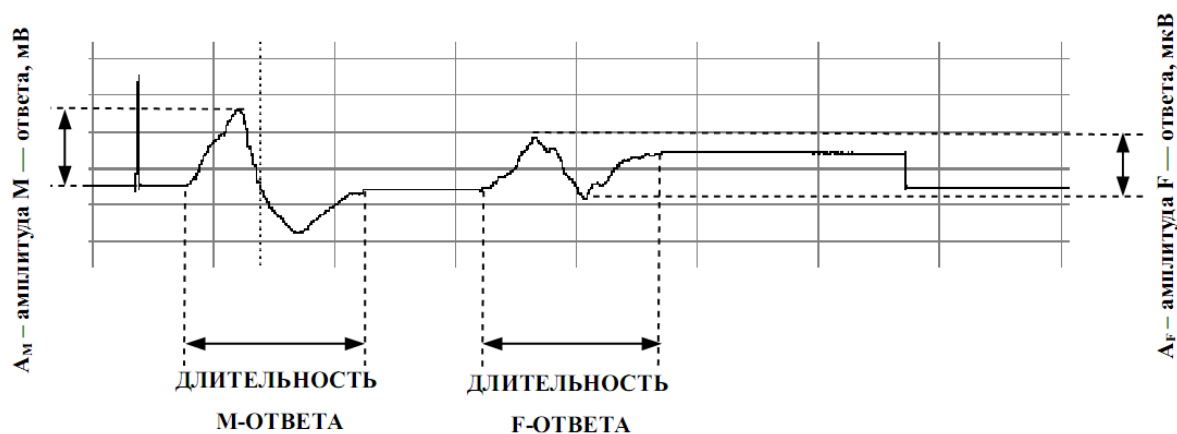


Рис.4.10. Определение длительностей М и F – ответов.

21. Уменьшите масштаб по оси времени, **не изменяя масштаба по оси амплитуд**, для чего нажмите кнопку «Zoom out» (УМЕНЬШЕНИЕ МАСШТАБА ПО ОСИ ВРЕМЕНИ) в программе Cool Edit Pro рис. 4.9. Выделите второй сигнал из полученной вами серии и повторите пп. 15 — 20.
22. Повторите пп 15 — 20 для каждого из четырех сигналов в серии.
23. По результатам вычислений оцените средние значения амплитуды М — ответа и F — волны (по клеткам); латентности М — ответа и F -волны; а также средние значения длительностей М и F — ответов для данного положения стимулирующего электрода.
24. Уменьшите масштаб по оси времени, **не изменяя масштаба по оси амплитуд**, для чего нажмите кнопку «Zoom out» в программе Cool Edit Pro рис. 4.9. Если вы изменяли масштаб амплитуд (ось Oy), либо сбрасывали масштабы то калибровать прибор нужно заново.
25. Выделите серию из двух — трех калибровочных импульсов и увеличьте их по времени, не изменяя масштаба по амплитуде. Выделение нужного фрагмента в записи осуществляется удерживая левую кнопку мыши, после чего необходимо нажать кнопку «Zoom to Selection» в программе. Вид калибровочных импульсов для исследования здорового нерва должен соответствовать рис. 4.11. При этом левый калибровочный импульс с амплитудой $A_M=10$ мВ соответствует калибровке для М — ответа, правый прямоугольный импульс с амплитудой $A_F=250$ мкВ соответствует F — волне.

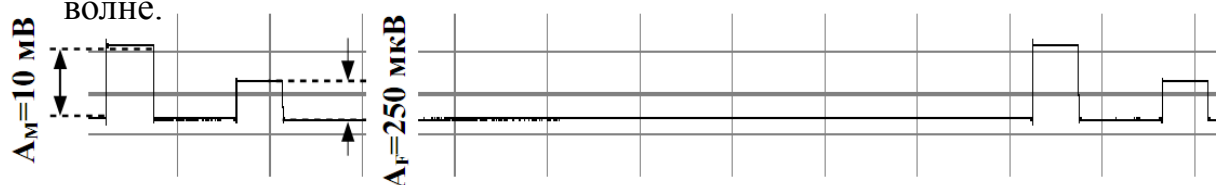


Рис.4.11. Калибровочный сигнал, состоящий из двух прямоугольных импульсов.

26. Определить коэффициент чувствительности K_{YM} оси Oy для M — ответа в программе как отношение амплитуды известного калибровочного прямоугольного импульса $A_M=10$ мВ к количеству клеток Δy , занимаемого этим импульсом по оси Oy: $K_{YM} = \frac{A_M}{\Delta y}$. При этом, количество клеток может быть дробным, например $\Delta y = 1,5$ клетки (определяется условно на глаз).
27. Определить коэффициент чувствительности K_{YF} оси Oy для F — ответа в программе как отношение амплитуды известного калибровочного прямоугольного импульса $A_F=250$ мкВ к количеству клеток Δy , занимаемого этим импульсом по оси Oy: $K_{YF} = \frac{A_F}{\Delta y}$. При этом, количество клеток может быть дробным, например $\Delta y = 1,5$ клетки (определяется условно на глаз).
28. Зная значения коэффициентов чувствительности K_Y для M и F — волн, вычислить средние амплитуды в [мВ] для M — ответа и в [мкВ] для F — волны как $M=K_{YM} \cdot \Delta y_M$ [мВ], $F=K_{YF} \cdot \Delta y_F$ [мкВ] где $\Delta y_{M, F}$ — среднее количество клеток (амплитуда в клетках) по оси Oy, занимаемое M либо F ответом, определенное в п. 23 по результатам вычислений для всех четырех сигналов серии. Эта процедура верна, если в течение эксперимента для данной точки стимуляции вы не изменяли вертикальный масштаб (амплитуда ось Oy), установленный в начале опыта.
29. Кнопкой «ВЫБОР/СТОП», служащей для выбора режима работы, выберите режим Здоровый «healthy». Кнопками «ТОЧКА СТИМУЛЯЦИИ» выбрать стимулирующий электрод cubitalis, расположенный на локтевом сгибе.
30. В главном окне программы CoolEdit Pro командой File→New создать новый проект. В настройках проекта выбрать частоту дискретизации «Sample Rate» (рекомендуется 44100), Channel — режим «Mono» и Resolution — 16 Bit.
31. Повторить все измерения и вычисления пп. 8 — 28. Так как стимулирующий электрод (пара - +) находится дальше от отводящего электрода, то латентности немного увеличатся по сравнению с положением carpalis.
32. Согласно методике определения **скорости распространения возбуждения по двигательным волокнам (СРВ, СПИ) на разных участках нерва**, рис. 2.6 — 2.9 и формулам (1.2) — (1.3) определить СРВм на данном участке локтевого нерва. Для этого необходимо измерить расстояние $S=D_2-D_1$ между точками стимуляции на руке пациента (манекена) и вычислить время $T=L_{M2} - L_{M1}$ — разность латентных периодов (см. рис. 2.8). Выразите СРВм в единицах СИ, т. е. в [м/с].

33. Кнопкой «ВЫБОР/СТОП», служащей для выбора режима работы, выберите режим Здоровый «healthy». Кнопками «ТОЧКА СТИМУЛЯЦИИ» выбрать стимулирующий электрод brachialis, расположенный на нижней трети плеча. В главном окне программы CoolEdit Pro командой File→New создать новый проект. В настройках проекта выбрать частоту дискретизации «Sample Rate» (рекомендуется 44100), Channel – режим «Mono» и Resolution – 16 Bit.
34. Повторить все измерения и вычисления пп. 8 — 28.
35. Кнопкой «ВЫБОР/СТОП», служащей для выбора режима работы, выберите режим Здоровый «healthy». Кнопками «ТОЧКА СТИМУЛЯЦИИ» выбрать стимулирующий электрод axillaris (активна стимулирующая пара электродов на подмышечной впадине).
36. Повторить все измерения и вычисления пп. 8 — 28.
37. Согласно методике определения **скорости распространения возбуждения по двигательным волокнам (СРВ, СПИ) на разных участках нерва**, рис. 2.6 — 2.9 и формулам (1.2) — (1.3) определить СРВм на данном участке локтевого нерва. Для этого необходимо измерить расстояние $S=D_2-D_1$ между точками стимуляции на руке пациента (манекена) и вычислить время $T=L_{M2} - L_{M1}$ — разность латентных периодов в этих точках (см. рис. 2.8). В качестве точек стимуляции для определения СПИ на данном участке нерва можно взять L1=запястье — L2=подмышечная впадина; L1= локтевой сгиб – L2= подмышечная впадина.
38. Повторить описанные выше действия для точки Эрба (punctus Erb).
39. На рис. 4.12 представлена серия контрольных измерений и динамика М — ответа в норме для здорового нерва (F – волны не показаны). Латентный период постепенно увеличивается, достигая максимального значения ~15 мс в точке Эрба.
40. Кнопкой «ВЫБОР/СТОП», служащей для выбора режима работы, выберите режим больной «patient». В данном режиме мы будем стимулировать другую руку, на которой условно находится поврежденный локтевой нерв в области локтевого сгиба.
41. В главном окне программы CoolEdit Pro командой File→New создать новый проект. В настройках проекта выбрать частоту дискретизации «Sample Rate» (рекомендуется 44100), Channel – режим «Mono» и Resolution – 16 Bit.
42. Кнопками «ТОЧКА СТИМУЛЯЦИИ» выбрать стимулирующий электрод carpalis (пара - + на запястье), ближайший к активному и референтному электродам и повторите действия пп. 8 — 28.

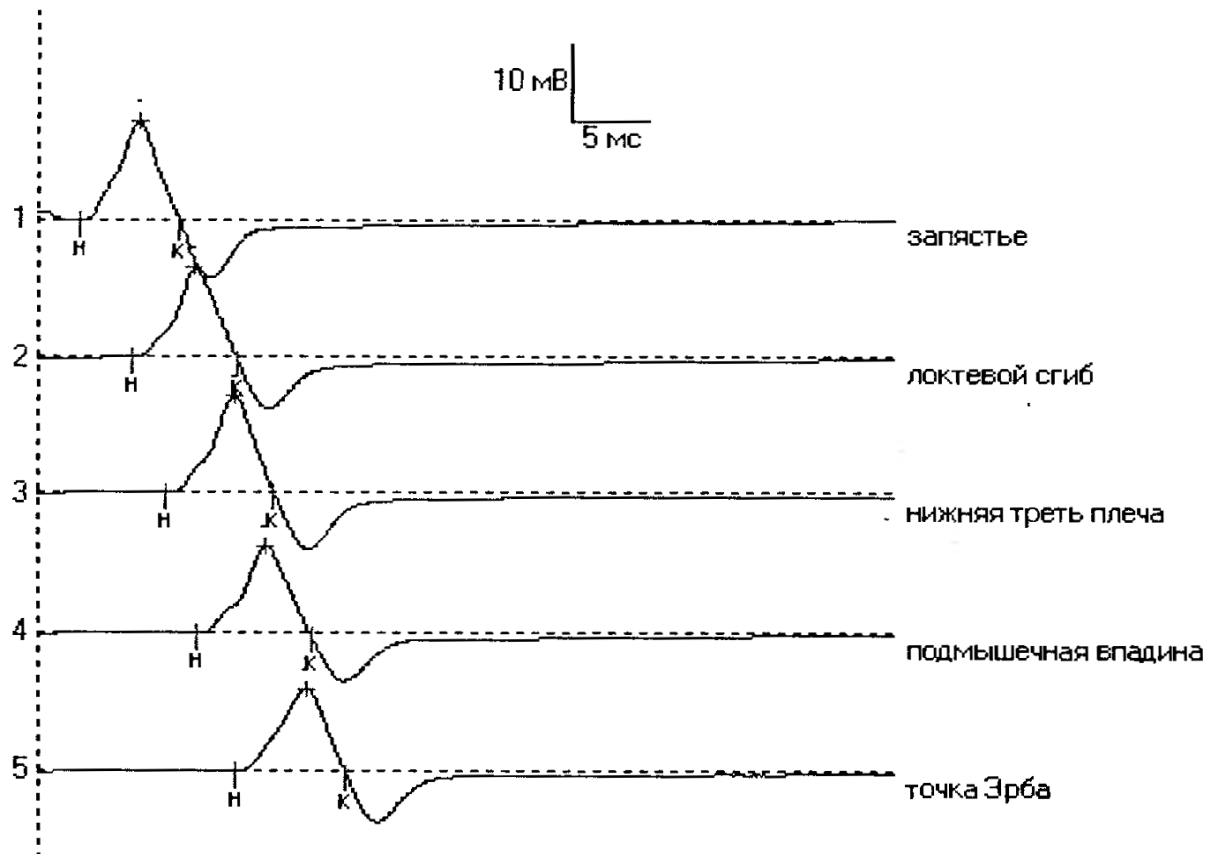


Рис.4.12 На рисунке представлен М-ответ в норме при стимуляции левого локтевого нерва на разных уровнях. Отмечается четкая повторяемость М-ответа по форме и амплитуде, что указывает на правильность выполнения методики.

43. В данном случае полного повреждения локтевого нерва М и F — ответы отсутствуют, поэтому латентности, амплитуды и другие параметры определить не представляется возможным.
44. Выбирая кнопками «ТОЧКА СТИМУЛЯЦИИ» другие стимулирующие электроды, расположенные в аналогичных точках здоровой руки, повторить все измерения и вычисления пп. 8 — 28.
45. Обратит внимание на появление слабого по амплитуде (несколько сот микровольт) инверсного М — ответа при стимуляции нижней трети плеча (F — волна не получена). Это объясняется вовлечением в возбуждение сохранного срединного нерва. Полученные сигналы, соответствующие полному аксональному перерыву локтевого нерва, в том числе инвертированный М — сигнал для положения стимулирующего электрода в точке brachialis, представлены на рис. 4.13.
46. Для установления амплитуды инверсного М — ответа в [мкВ] воспользуйтесь режимом «calibration» для больного. Для этого после стимуляции точки brachialis, расположенной на нижней трети плеча, поставьте запись на «ПАУЗУ ||», нажав в программе-самописце

соответствующую кнопку. Кнопкой «ВЫБОР/СТОП», служащей для выбора режима работы, выберите режим калибровка «Calibration».

47. Включите подачу калибровочных прямоугольных импульсов на линейный вход звуковой карты ПК, нажав кнопку «ЗАПУСК» на пульте управления учебной установкой и подайте на линейный вход звуковой карты ПК серию калибровочных импульсов. При этом кнопка «РЕЖИМ КАЛИБРОВКИ» должна быть нажата и на дисплее отображаться «calibration for patient».

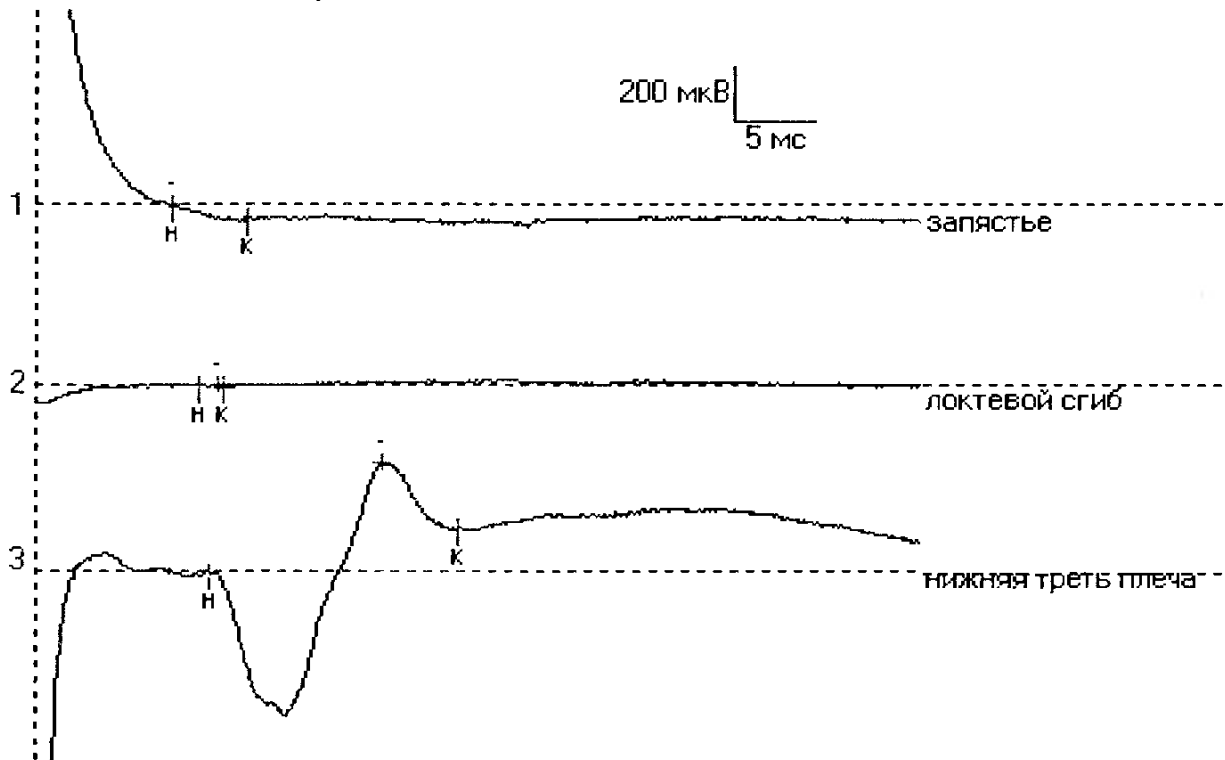


Рис.4.13

Отсутствие М-ответа при полном аксональном перерыве правого локтевого нерва при дистальной стимуляции. При проксимальной стимуляции отмечается инверсия М-ответа за счет вовлечения в возбуждение сохранного срединного нерва.

48. Продолжите запись, повторно нажав кнопку «ПАУЗА ||» в программе и запишите серию из нескольких прямоугольных импульсов в течение 3 — 4 секунд. На рис 4.14 показан инверсный М — ответ, полученный для точки brachialis и калибровочный импульс для определения его амплитуды. Амплитуда калибровочного импульса в режиме калибровки для больного «calibration for patient», составляет $A_p=100$ мкВ

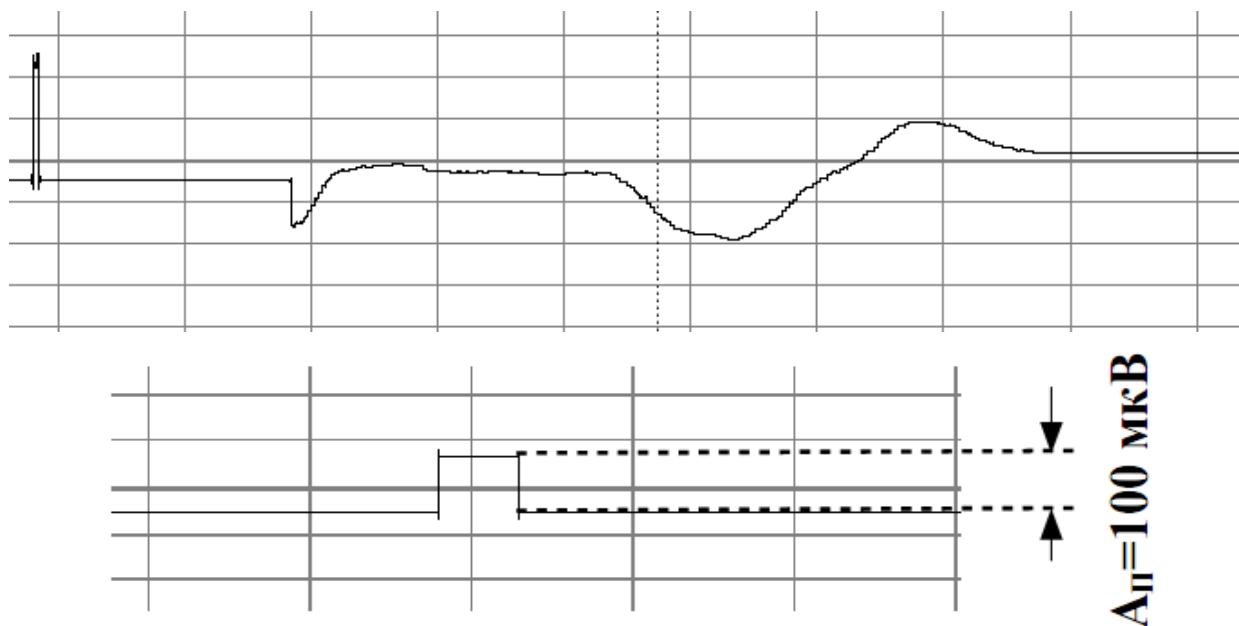


Рис.4.14. Инверсный М — ответ и калибровочный сигнал, полученный для для больного нерва.

49. Определить коэффициент чувствительности K_Y оси Оу для М — ответа в программе как отношение амплитуды известного калибровочного прямоугольного импульса $A_{\Pi}=100$ мкВ к количеству клеток Δy , занимаемого этим импульсом по оси Оу: $K_Y = \frac{A_{\Pi}}{\Delta y}$. При этом, количество клеток может быть дробным, например $\Delta y = 1,5$ клетки (определяется условно на глаз).
50. Зная значения коэффициента чувствительности K_Y для М – волны, вычислить амплитуду в [мкВ] для М — ответа как $M = K_Y \cdot \Delta y_M$ [мВ], где Δy_M — среднее количество клеток (амплитуда в клетках) по оси Оу, занимаемое инверсным М — ответом.
51. Сравните полученные Вами результаты исследования для здорового локтевого нерва с критериями нормальных значений.
52. По окончании работы следует закрыть программу-осциллограф и выключить компьютер согласно стандартным действиям.
53. Отключить установку от сети, поставив переключатели «СЕТЬ» на панели БЛОКА УПРАВЛЕНИЯ в положение «ВЫКЛ» и вынуть сетевые вилки из розеток.

РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА.

- Бадалян Л.О., Скворцов И.А. Клиническая электронейромиография. – М.: Медицина, 1986. – 368 с.
- Гаусманова-Петрусевиц И. Мышечные заболевания. – Варшава: Польское государственное мед. издательство, 1971. – 440 с.
- Гехт Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография. – Ленинград: Наука, 1990. – 230 с.
- Гехт Б.М., Ильина Н.А. Нервно-мышечные болезни. – М.: Медицина, 1982. – 350 с.
- Гехт Б.М., Касаткина Л.Ф., Самойлов М.И., Санадзе А.Г. Электромиография в диагностике нервно-мышечных заболеваний. – Таганрог, 1997. – 370 с.
- Гехт Б.М., Меркулова Д.Н., Касаткина Л.Ф., Самойлов М.И. Клиника, диагностика и лечение демиелинизирующих полиневропатий // Неврологический журнал. – М.: Медицина. – 1996. – N 1.
- Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней (руководство для врачей). – 2-е изд. – М.: Медицина, 1991.
- Касаткина Л.Ф. Изменение спонтанной активности мышечных волокон и механизмы формирования нервно-мышечных заболеваний человека // Вопросы общего учения о болезни. – Москва, 1976. – С. 162-165.
- Касаткина Л.Ф. Особенности течения денервационно-реиннервационного процесса при различных уровнях поражения периферического нейромоторного аппарата: Автореф. дисс...докт. биол. наук. – М., 1996. – 46 с.
- Касаткина Л.Ф. Плотность мышечных волокон в двигательных единицах мышц на разных стадиях развития денервационно-реиннервационного процесса у человека // Патол. физиология и эксперим. терапия. – 1985. – N 1. – С. 42-47.
- Касаткина Л.Ф. Электромиографический анализ состояния двигательных единиц и мышечных волокон при хронических заболеваниях периферического нейромоторного аппарата у человека: Автореф. канд. дисс. – М., 1980. – 28 с.

**ДЛЯ СВОБОДНОГО РАСПРОСТРАНЕНИЯ.
НПО УЧЕБНОЙ ТЕХНИКИ «ТУЛАНАУЧПРИБОР».**