

# ОГЛАВЛЕНИЕ

<b>Условные сокращения</b> .....	10
<b>Глава 1. ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ</b>	
(Александров М. В., Александрова Т. В., Иванов Л. Б., Чухловин А. А.) .....	14
1.1. Краткая история развития электроэнцефалографии .....	14
1.2. Нейрофизиологические основы электроэнцефалографии .....	16
1.3. Техника и методика электроэнцефалографии .....	21
1.4. Артефакты. ....	36
1.5. Нормальная электроэнцефалография .....	43
1.6. Изменения ЭЭГ при эпилепсии (эпилептологическая ЭЭГ) .....	54
1.7. Изменения электроэнцефалографии при патологических процессах в центральной нервной системе .....	78
1.8. Электроэнцефалографический мониторинг в отделении реанима- ции и интенсивной терапии .....	85
1.9. Клиническое заключение о результатах ЭЭГ-исследования .....	98
<b>Глава 2. ЭЛЕКТРОНЕЙРОМИОГРАФИЯ</b>	
(Команцев В. Н., Войтенков В. Б.) .....	108
2.1. Определение метода. Краткая история развития метода .....	108
2.2. Анатомические и патофизиологические основы электронейромио- графии .....	110
2.3. Методы электронейромиографии .....	123
2.4. Особенности ЭНМГ-исследования в детском возрасте .....	163
2.5. Критерии электронейромиографической диагностики при некото- рых заболеваниях периферического нейромоторного аппарата .....	166
<b>Глава 3. ВЫЗВАННЫЕ ПОТЕНЦИАЛЫ МОЗГА</b>	
(Команцев В. Н., Войтенков В. Б.) .....	207
3.1. Общая характеристика вызванных потенциалов мозга .....	207
3.2. Соматосенсорные вызванные потенциалы .....	211
3.3. Вестибулогенные мышечные потенциалы .....	232
3.4. Зрительные вызванные потенциалы .....	237
3.5. Слуховые вызванные потенциалы .....	248
3.6. Эндогенные ВП. Когнитивные потенциалы P300 .....	254
<b>Глава 4. ДИАГНОСТИЧЕСКАЯ ТРАНСКРАНИАЛЬНАЯ МАГНИТ- НАЯ СТИМУЛЯЦИЯ</b>	
(Войтенков В. Б., Екушева Е. В.) .....	260
4.1. Определение метода. Краткая история его развития .....	260
4.2. Физические и технические основы транскраниальной магнитной стимуляции .....	260

4.3. Безопасность транскраниальной магнитной стимуляции .....	262
4.4. Практическое проведение транскраниальной магнитной стимуляции у взрослых и детей .....	265
4.5. Особенности педиатрической транскраниальной магнитной стимуляции ..	274
4.6. Основные нормативные показатели диагностической транскраниальной магнитной стимуляции .....	276
4.7. Специальные возможности диагностической транскраниальной магнитной стимуляции .....	277
4.8. Диагностические возможности метода при актуальных заболеваниях ..	279

## **Глава 5. НЕЙРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЙ ИНТРАОПЕРАЦИОННЫЙ МОНИТОРИНГ В НЕЙРОХИРУРГИИ**

(Александров М. В., Топоркова О. А., Костенко И. А., Орлов А. Ю.) .....	284
5.1. Общие принципы интраоперационной нейрофизиологии .....	284
5.2. Влияние наркоза на биоэлектрическую активность нервной системы ..	292
5.3. Основные методики интраоперационного мониторинга .....	301
5.4. Интраоперационное картирование моторной коры .....	313
5.5. Картирование слухоречевых зон при выполнении краниотомии в сознании .....	319
5.6. Нейрофизиологический мониторинг при основных видах операций на головном мозге .....	324
5.7. Нейрофизиологический мониторинг при удалении опухолей спинного мозга и позвоночного столба .....	340
5.8. Нейрофизиологический мониторинг при операциях на периферической нервной системе .....	350
5.9. Нейрофизиологический мониторинг при хирургическом лечении заболеваний сосудов головного мозга .....	356
5.10. Алгоритм полимодального мониторинга .....	364
5.11. Нейрофизиологический мониторинг при хирургической коррекции интракраниальных невровазкулярных конфликтов .....	367
5.12. Микроваскулярная декомпрессия при гемифациальном спазме ...	372
5.13. Нейрофизиологическое обеспечение хирургического лечения структурной фармакорезистентной эпилепсии .....	373
5.14. Структурно-функциональная организация эпилептического очага ...	373
5.15. Интраоперационные нейрофизиологические исследования: цель, задачи, методики .....	375
5.16. Электrokортикография .....	377
5.17. Электросубкортикография .....	385
5.18. Инвазивный продолженный мониторинг биоэлектрической активности головного мозга .....	387
5.19. Высокочастотная электrokортикография .....	393
5.20. Микроэлектродная регистрация нейрональной активности структурмишеней в функциональной нейрохирургии .....	396

## **Глава 6. ОЦЕНКА ВЕГЕТАТИВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА**

<i>(Александров М. В., Черный В. С., Шевчук И. А., Александров А. М.)</i> . . . . .	402
6.1. Вегетативная регуляция сердечного ритма . . . . .	402
6.2. Анализ вариабельности сердечного ритма: техника и методика . . . . .	404
6.3. Функциональные пробы . . . . .	411

## **Глава 7. ДУПЛЕКСНОЕ СКАНИРОВАНИЕ ЭКСТРА- И ИНТРАКРАНИАЛЬНЫХ СОСУДОВ**

<i>(Ананьева Н. И., Терешчева О. Б.)</i> . . . . .	415
7.1. Определение. Краткая история развития метода. . . . .	415
7.2. Физико-технические основы метода . . . . .	416
7.3. Показания к проведению дуплексного сканирования экстра- и интракраниальных сосудов . . . . .	423
7.4. Методика проведения ДС экстракраниальных сосудов . . . . .	423
7.5. Ультразвуковая анатомия экстракраниальных сосудов в норме . . . . .	426
7.6. Методика ДС интракраниальных сосудов в норме . . . . .	429
7.7. Функциональные пробы при ТКДС (компрессионная, гиперкапническая, поворотные) . . . . .	431
7.8. Ультразвуковая анатомия интракраниальных артерий и вен. . . . .	435
7.9. ДС при патологических состояниях БЦА . . . . .	439

## **Глава 8. УЛЬТРАСОНОГРАФИЯ ГОЛОВНОГО МОЗГА. НОВЫЕ ВОЗМОЖНОСТИ И БАЗИСНЫЕ ПРОТОКОЛЫ**

<i>(Иова А. С., Гармашов Ю. А., Лихтерман Л. Б., Крюкова И. А., Щугарева Л. М., Крюков Е. Ю.)</i> . . . . .	456
8.1. Общие сведения. . . . .	457
8.2. Транскраниальная ультрасонография (базисный протокол) . . . . .	459
8.3. Транскраниально-чрезродничковая ультрасонография (базисный протокол) . . . . .	476

## **Глава 9. СПИНАЛЬНАЯ УЛЬТРАСОНОГРАФИЯ У ДЕТЕЙ**

<i>(Крюкова И. А., Иова А. С., Крюков Е. Ю.)</i> . . . . .	483
9.1. Общие сведения. . . . .	484
9.2. Ультрасонография шейного отдела позвоночника . . . . .	485
9.3. Ультрасонография пояснично-крестцового отдела позвоночника . . . . .	491
9.4. УС-герниография . . . . .	497

<b>Глава 10. УЛЬТРАЗВУКОВОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ПЕРИФЕРИЧЕСКИХ НЕРВОВ</b>	
<i>(Климкин А. В., Ирикова М. А.)</i> .....	500
10.1. Определение метода. Краткая история его развития .....	500
10.2. Физические и технические основы .....	500
10.3. Общая методика проведения исследования .....	501
10.4. Частные специальные методики исследования. Показатели в норме и изменения при патологии .....	502
10.5. Особенности исследования периферических нервов в детском возрасте .....	513
10.6. Диагностические возможности метода при актуальных заболеваниях .....	513
10.7. Основные нормативные показатели УЗИ нервов и плечевого сплетения .....	518
<b>Глава 11. УЛЬТРАЗВУКОВОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МЫШЦ</b>	
<i>(Климкин А. В., Ирикова М. А.)</i> .....	521
11.1. Определение метода. Краткая история его развития .....	521
11.2. Общая методика проведения исследования .....	521
11.3. Частные специальные методики исследования. Показатели в норме и изменения при патологии .....	525
11.4. Особенности исследования в детском возрасте .....	530
11.5. Диагностические возможности метода при актуальных заболеваниях .....	535
11.6. Основные нормативные показатели .....	537
<b>Глава 12. УЛЬТРАСОНОГРАФИЯ ЧЕРЕПА И СКАЛЬПА У ДЕТЕЙ</b>	
<i>(Иова А. С., Гармашов Ю. А., Крюкова И. А., Крюков Е. Ю.)</i> .....	538
<b>ПРИЛОЖЕНИЯ</b> .....	548
<b>Термины, используемые в функциональной и ультразвуковой диагностике</b> .....	555
<b>ЛИТЕРАТУРА</b> .....	572

## ГЛАВА 3. ВЫЗВАННЫЕ ПОТЕНЦИАЛЫ МОЗГА

### 3.1. Общая характеристика вызванных потенциалов мозга

Внедрение методики вызванных потенциалов (ВП) мозга в клиническую практику связано с именем английского ученого Д. Доусона (D. Dawson) (1912–1983). Только через 20 лет после зарождения методики клинической электроэнцефалографии в 1930-х гг. вызванные потенциалы постепенно вошли в нейрофизиологию как полноправный метод диагностики. Если Бергера называют отцом ЭЭГ, то Доусона по праву можно назвать отцом ВП. Применяв технику фотоналожения, Доусон зарегистрировал соматосенсорные корковые ВП. В России начинающим врачам-нейрофизиологам учебным руководством по ВП служила переведенная на русский язык книга Шагаса «Вызванные потенциалы мозга в норме и патологии» (1975). Широкий спектр исследований по ВП провел профессор Л. Р. Зенков, который большинство теоретических позиций методик изложил совместно с профессором М. А. Ронкиным в монографии «Функциональная диагностика нервных болезней» (1991). Последние десятилетия прошлого столетия и до настоящего времени активным проводником использования методик ВП в клинической практике был профессор В. В. Гнездицкий, обогативший отечественное направление ВП новыми исследованиями и методиками, представленными серией монографий и руководств.

**Вызванные потенциалы мозга** — волна или группы волн, возникающие в ЦНС со статистической достоверностью в виде комплекса в ответ на сенсорное раздражение любой модальности или на выполнение умственной задачи. ВП являются отражением активности определенных структур мозга, а также возможным проявлением переходных процессов мозговой активности в результате обработки информации с участием нескольких систем мозга.

Методика вызванных потенциалов мозга широко используется в медицине для решения ряда клинических задач:

1) определения топической локализации поражения сенсорных путей головного и спинного мозга, а также периферической нервной системы: периферических нервов, сплетений, корешков;

2) выявления субклинических поражений сенсорных систем центральной нервной системы;

3) оценки степени дисфункции сенсорных систем мозга;

4) динамической оценки состояния сенсорных систем;

5) оценки онтогенетического созревания центральной нервной системы;

6) определения компенсаторных возможностей сенсорных систем мозга;

7) оценки функционального состояния головного и спинного мозга при нейрохирургических операциях;

8) диагностики декортикации и смерти мозга.

Классификация ВП проводится по модальности (зрительные, слуховые, соматосенсорные, эндогенные), времени возникновения от момента стимула

(длинно-, средне- и коротколатентные ВП) и по удаленности от источника генерации (ВП дальнего поля и ВП ближнего поля). Коротколатентные потенциалы формируются специфическими путями чувствительности, имеют стабильные латентности, форму и длительность и практически не зависят от состояния организма, внешних воздействий, приема лекарств и т. п. Средне-латентные и длиннолатентные потенциалы в норме имеют высокую вариабельность латентностей и амплитуд и в значительной степени зависят от функционального состояния обследуемого (расслабление, напряженность, мыслительная деятельность, сон и др.) и практически не используются в клинической практике. Временной период, в котором формируются коротколатентные потенциалы, различные для ВП разной модальности: для слуховых — до 10 мс, для соматосенсорных — до 60 мс, для зрительных — до 100 мс. Для ВП разной модальности ВП ближнего поля отражают активность генераторов потенциалов непосредственно под активным электродом при расположении референтного электрода вблизи от активного. ВП дальнего поля отражают потенциалы нервного центра, расположенного вдали от активного электрода (подкорковые структуры для конвекситального расположения электрода). Референтный электрод в этом случае находится на достаточном удалении от активного (внечерепально — точка Эрба и др.).

Пики вызванных потенциалов обозначают порядковыми номерами (арабскими или римскими). Согласно принятой договоренности (конвенция о полярности) потенциалы, следующие друг за другом и отклоняющиеся вверх от изолинии, обозначают как  $N_1, N_2, N_3, N_4$ ; отклоняющиеся вниз —  $P_1, P_2, P_3, P_4$  (рис. 3.1).

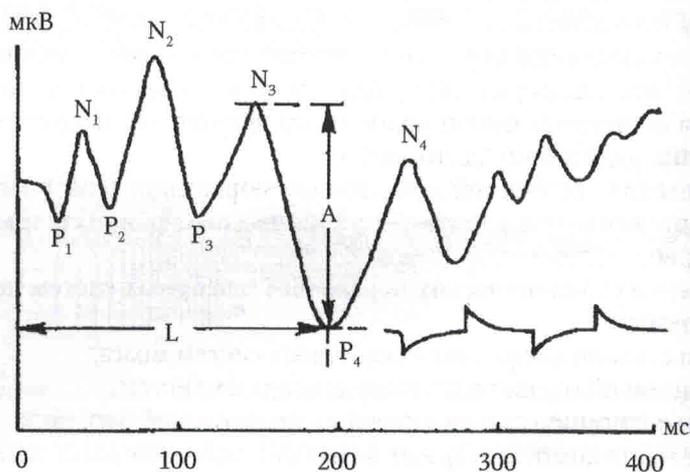


Рис. 3.1. Номенклатура и параметры вызванных потенциалов:

$N_1$  — первый отрицательный потенциал (пик);  $P_1$  — первый положительный потенциал (пик);  $L$  — латентность;  $A$  — амплитуда

Коротколатентные ВП со стабильной латентностью обозначают буквой **N** или **P** с цифрой, соответствующей латентности пика, например **P100** для зрительного пика. Латентность определяют как время от начала стимула до негативного или позитивного пика ВП, выраженное в мс. Так как абсолютный показатель латентности ВП включает время прохождения сигнала не только по центральным проводникам, но и по периферическому звену нервной системы, то для характеристики времени прохождения импульса только по центральным проводникам используются межпиковые интервалы – время между негативными или позитивными пиками, записанными на одном или разных отведениях. Латентности пиков и межпиковые интервалы характеризуют проводимость по центральным проводникам, которая является маркером поражения сенсорных путей, но не коррелирует со степенью нарушения функции. Амплитуда пиков – показатель, измеряемый от предшествующей или последующей фазы пика, отражает состояние тестируемой функции, однако снижение амплитуды ВП может быть обусловлено технически плохим выделением сигнала из шума, например при наличии мышечного напряжения, или недостаточной интенсивностью стимуляции.

Регистрация ВП проводится на оборудовании с высококачественными усилителями, которыми обладает электромиограф. Контур записи ВП включает ряд необходимых блоков (рис. 3.2).



Рис. 3.2. Блок-схема регистрации ВП мозга

Используются от двух до пяти каналов регистрации, усилители с симметричным входом, который позволяет подавлять артефактные сигналы и усиливать рабочие. Качество такого подавления определяется коэффициентом подавления синфазной помехи, который должен быть более 10 000. Кроме усилителей установка ВП снабжается дополнительно к электрическому фото и звукогенераторами, что позволяет записывать разномодальным ВП: сома-

тосенсорные, зрительные и слуховые. Специальное программное обеспечение позволяет выделять низкоамплитудные сигналы ВП из шума, а также регистрировать когнитивные ВП на события на основе моделирования ситуации по принятию решения на меняющиеся задания.

**Электроды располагают** над нервными центрами, необходима минимизация переходного сопротивления между электродом и кожей: импеданс не более 2–4 кОм с различием импеданса между активным и референтным электродом — не более 1,5 кОм. Для снижения переходного сопротивления проводится обработка абразивной пастой участка кожи под электродом для скорификации верхнего слоя эпидермиса. Фиксация электродов проводится специальной токопроводящей пастой. **В период записи ВП** положение пациента должно способствовать максимальному расслаблению мышц, даже легкое непроизвольное напряжение практически блокирует выделение ВП. Для этого в период записи происходит постоянный контроль мышечной активности в дополнительном окне монитора. Чрезвычайно низкая амплитуда ВП по сравнению с ЭЭГ и мышечной активностью требует проведения усреднения ответов, что является возможным с учетом жесткой связи по времени возникновения потенциалов с подаваемым стимулом, т. е. сигналом к началу записи служит подаваемый стимул. Артефактные потенциалы с чрезмерно высокой амплитудой отбрасываются программой (т. н. процесс режекции). Количество режекций, как правило, не должно превышать 20–30 %, так как большее количество артефактов создает трудности в выделении вызванных потенциалов. Число усреднений зависит от величины ВП и амплитуды фонового шума и составляет от 100 до 2000–4000, что зависит от модальности стимула. Показателем достоверности, надежности выделенных ВП являются схожие потенциалы как при отдельной регистрации сразу по двум трассам одной серии записи — четных и нечетных стимулов, так и при проведении повторной серии регистрации, т. е. повторении предшествующего усреднения. Только графическое представление кривых в виде наложения двух трасс первой и второй серий усреднения является критерием надежности проведенной регистрации. Несовпадение кривых означает отсутствие специфических потенциалов либо технически некорректное проведение процедуры усреднения.

Стимуляция проводится стимулами со специально подобранными параметрами по интенсивности, частоте и их количеству. **Идентификация волн ВП** осуществляется на основе ожидания их появления в определенном временном диапазоне от момента стимуляции и с учетом взаимоотношений волн ВП между собой. Для коротколатентных ВП диагностически значимые волны регистрируются с жесткой латентностью от подачи стимула и поэтому обозначаются цифрами, отражающими латентность начала волны в миллисекундах, например P100 для зрительных ВП. **Анализ волн ВП** по их латентности и амплитуде позволяет характеризовать проводимость по невральным проводникам (в мс) и степень активации нервных центров — источников генерации ВП (в мкВ) соответственно. Для ССВП и АСВП кроме латентностей волн ВП, которые обычно включают проводимость как по центральным, так и по

периферическим сенсорным проводникам, рассчитываются временные показатели проводимости только по центральным проводникам, которые обозначаются как специальные интервалы, например III—V для анализа ВСП, так и «время центрального сенсорного проведения» (ВЦСП), например N13-N20 для ССВП при стимуляции срединного нерва.

## 3.2. Соматосенсорные вызванные потенциалы

Соматосенсорные вызванные потенциалы (ССВП) — электрические потенциалы, генерируемые сенсорной нервной системой на периферическом, спинальном, подкорковом и корковом уровнях нервной системы в ответ на периферическую соматическую стимуляцию. ССВП, регистрируемые до 60 мс, относятся к коротколатентным, более поздние потенциалы составляют ССВП средней и поздней латентности.

### 3.2.1. Анатомические пути ССВП

ССВП реализуются по путям проприоцептивной, тактильной, мышечной чувствительности. Сигналы, приходящие в задние столбы спинного мозга, центростремительно поступают по задним столбам спинного мозга, переходя на противоположную сторону в каудальных отделах ствола мозга и затем в соответствующее противоположное полушарие головного мозга.

В формировании ССВП принимают участие преимущественно высокомиелинизированные сенсорные волокна, проводящие сигналы от рецепторов прикосновения, суставного чувства и мышечных рецепторов, активируемые при электрической стимуляции стандартно используемых для диагностики смешанных волокон срединного и большеберцового нервов (рис. 3.3).

Низкомиелинизированные и немиелинизированные нервные волокна, реализующие чувство боли и температуры, не участвуют в формировании ССВП. Регистрацию ССВП на активацию этих волокон лазерным пучком используют для оценки боли.

Особенности ССВП у детей связаны с онтогенетическим формированием миелина нервных волокон, что определяет скорость проведения импульсов по волокнам. Степень миелинизации нервных волокон периферических нервов достигает показателей взрослых к 3-летнему возрасту, проводимость по сенсорным проводникам спинного мозга от нижних конечностей достигает уровня взрослых к 5—6-летнему возрасту. Полное завершение миелинизации нервных волокон ЦНС происходит к возрасту 15—17 лет. В возрасте старше 55 лет в связи со снижением проводимости по нервным волокнам значительно повышается время центрального сенсорного проведения без значимого изменения амплитуды коркового ответа. Показатель ВЦСП N22—F39 зависит от роста тела: составляет 18 мс при росте 150 см и 21,5 мс при росте 190 см. Передозировка антидепрессантами может увеличивать ВЦСП, что значимо при оценке проводимости в коматозном состоянии и при смерти мозга.

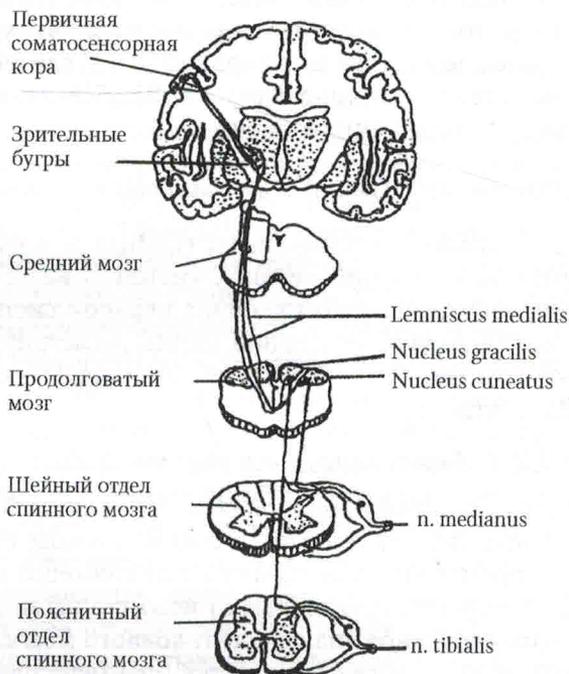


Рис. 3.3. Схема путей соматической афферентации

### 3.2.2. Технические параметры оборудования и стимуляции для регистрации ССВП

Регистрация ССВП требует настройку усилителей таким образом, чтобы диапазон фильтров составлял 0,1 Гц — 10 кГц при включенном режекторном фильтре (50 Гц), частота дискретизации (количество отсчетов — значение амплитуды потенциала в 1 с) — 50 кГц на канал. Для удовлетворительного выделения волн ССВП необходимо усреднение 1000—4000 реализаций (последовательно воспроизводимых вызванных потенциалов), т. е. использование до 4000 стимуляций нервного ствола. Частота электрических стимулов рекомендуется от 1 до 5 Гц, что не приводит к искажению амплитуд и латентностей последующего ССВП от предшествующего стимула. Интенсивность стимуляции стандартно срединного и большеберцового нервов соответствует легкой пороговой моторной интенсивности, что обеспечивается небольшим сокращением ключевых мышц амплитудой движения пальцев 1—2 см: *m. abductor pollicis brevis* (*n. medianus*) и *m. abductor hallucis* (*n. tibialis*). При атрофии мышц вследствие поражения моторных волокон интенсивность стимуляции определяется как трех-, четырехкратный сенсорный порог. Такая интенсивность позволяет минимизировать неприятные ощущения стимуляции и получить максимальную амплитуду ССВП.

### 3.2.3. Регистрация ССВП на стимуляцию срединного нерва (median-ССВП)

Расположение регистрирующих электродов осуществляется сообразно анатомии нервных центров и проводников. Стандартно стимулирующие электроды располагаются в проекции срединного и большеберцового нервов на уровне запястья и медиальной лодыжки соответственно с направлением катода проксимальнее анода и заземляющим электродом на конечности проксимальнее катода. Для median-ССВП катод располагают на 2 см проксимальнее складки запястья. Регистрирующие электроды располагают в следующих точках (рис. 3.4):

- в точке Эрба на стороне стимуляции (EPi) и на противоположной стороне (EPc);
- на остистом отростке C5 позвонка (C5);
- на париетальной части конвекса — 3 см кзади от Cz и 7 см латерально вниз, обозначаются на стороне стимуляции (Ci) и на контралатеральной стороне (Cc);
- на фронтальную часть конвекса (Fz).

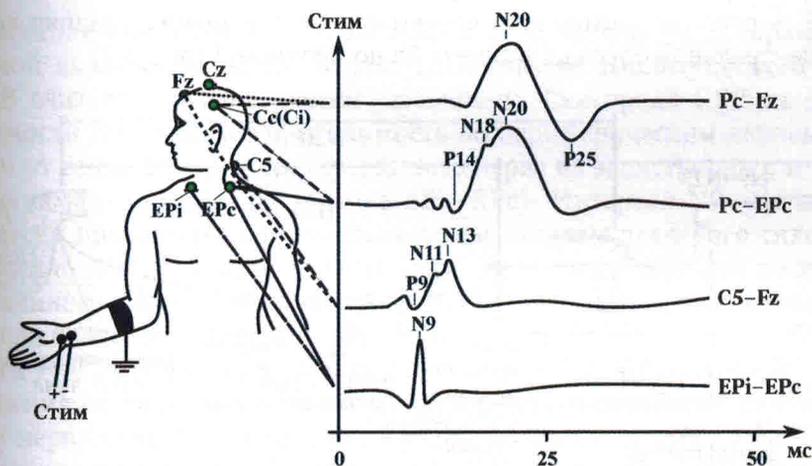


Рис. 3.4. Расположение стимулирующих и регистрирующих электродов при записи ССВП на стимуляцию срединного нерва

Для регистрации периферического спинального, подкоркового и коркового потенциалов используют 4-канальный монтаж: кривые записи сверху вниз на рис. 3.4:

- канал 1: Pc—Fz, скальповая регистрация;
- канал 2: Pc—EPc, внечерепная скальповая регистрация потенциалов дальнего поля;
- канал 3: C5—Fz, цервикальная спинальная регистрация;
- канал 4: EPi—EPc, периферическая регистрация в точке Эрба.

При записи ВП только на двух каналах для расчета ВЦСП используют отведения  $Pc-Fz$  и  $C5-Fz$ .

### 3.2.3.1. Источники генерации основных потенциалов median-ССВП и их идентификация

**N9** — активность пучков плечевого сплетения. При регистрации двойного пика **N9** (чаще у детей) для расчета используют более ранний пик. В точке Эрба на стороне стимуляции располагают активный электрод ( $EP_i$ ), в точке Эрба на противоположной стороне — референтный электрод ( $EP_c$ ).

**N11** — регистрируется в точке  $C5$ , отражает активность дорсальных столбов спинного мозга на цервикальном уровне, может не всегда регистрироваться.

**N13** — регистрируется в точке  $C5$  вслед за **N11**, отражает постсинаптическую активность задних рогов спинного мозга на цервикальном уровне.

**P14** — отражает активность нижних отделов ствола мозга в непосредственной близости к переходу в спинной мозг.

**N18** — имеет источник активации в стволе мозга каудальнее таламуса и регистрируется с внецеребральным отведением  $P_i-EP_i$  ( $Pc-EPc$ ).

**N20** — является ранним отражением активности первичной соматосенсорной коры в проекции над постцентральной извилиной.

**P25** — отражает активность проекционных зон мозга — задняя поверхность центральной борозды (область  $3b$  по Бродману) (рис. 3.5).



Рис. 3.5. Источники генерации пиков median-ССВП (обозначения снизу) и интервалы межпиковой проводимости (обозначения сверху)

Измерение латентностей и амплитуд ССВП проводят по следующим ориентирам (рис. 3.6).

Латентность **N9**, **N13**, **P14**, **N18**, **N20** измеряется от начала стимула до пикового значения сигнала. Амплитуда **N9** — от предшествующего позитивного пика до негативного пика **N9**; **N13** — от предшествующего позитивного пика **P9** до негативного пика **N13** при монтаже  $C5-Fz$ ; **N18** — от предшествующего позитивного пика; **N20** — от негативного пика **N20** до позитивного пика **P25**.

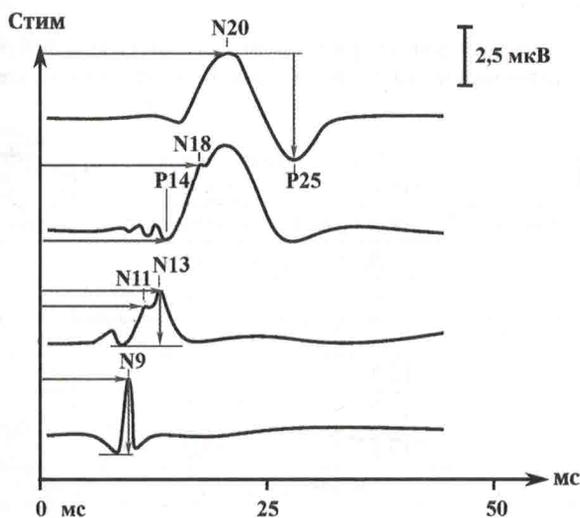


Рис. 3.6. Ориентиры для измерения латентностей и амплитуд пиков *median*-ССВП

Снижение амплитуды N20 более 50 % по сравнению с непораженной стороной является патологическим. Превышение амплитуды N20 более 15 мкВ считается патологически гигантским. Сенсорная СРВ на основе латентности N9 отражает проводимость по периферическим нервным волокнам от точки стимуляции (срединного нерва на запястье) до плечевого сплетения (точка Эрба) (отведение EРi—EРс). Интервал N9—N13 включает время проведения по проксимальным отделам плечевого сплетения (нижнего пучка), спинномозгового нерва, сенсорного корешка до заднего рога спинного мозга (при записи по двум каналам с отведениями ближнего поля: для плечевого сплетения EРi—EРс и для цервикального C5—Fz). Интервал P9—P14 (с внецеребральным отведением Pс—EРс) отражает время проведения по проксимальному участку плечевого сплетения, спинномозговому нерву, сенсорному корешку и участку спинного мозга до спинно-церебрального соединения. Интервал N13—N20, обозначаемый как ВЦСП (время центрального сенсорного поведения) включает проводимость по шейному участку спинного мозга и проводникам головного мозга (при записи по двум отведениям — спинальное и церебральное: C5—Fz и Pс—Fz). Интервал P14—N20 отражает проводимость только по головному мозгу, включая участок ствола мозга и полушарие (внецеребральное отведение Pс—EРс). Показатели проводимости и возбудимости невральных структур являются высокостабильными и воспроизводимыми при меж- и внутрииндивидуальном исследованиях (табл. 3.1).

## ГЛАВА 7. ДУПЛЕКСНОЕ СКАНИРОВАНИЕ ЭКСТРА- И ИНТРАКРАНИАЛЬНЫХ СОСУДОВ

### 7.1. Определение. Краткая история развития метода

Дуплексное сканирование — ультразвуковой метод исследования, позволяющий получить двухмерное изображение сосудов с возможностью оценки как состояния сосудистой стенки, так и скорости кровотока. Дуплексное сканирование (ДС) (от лат. *duplex* — двойной), сочетает в себе ультразвуковую доплерографию и В-режим УЗИ.

В-режим, или традиционный режим УЗИ, позволяет оценить анатомию, патологические изменения и варианты строения сосудов, а методика ультразвуковой доплерографии дополняет исследование оценкой параметров кровотока в заданном сосуде. Когда ДС сочетается с режимом цветового доплеровского картирования (ЦДК), исследование называют триплексным сканированием сосудов (ТСС). Режим ЦДК также позволяет дополнительно уточнить направление кровотока (красным цветом обозначается движение жидкости к датчику, синим — от датчика).

Методика исследования скорости кровотока основана на эффекте Допплера, при котором определяется изменение частоты ультразвукового излучения при отражении от движущегося объекта (эритроцитов крови). Метод был назван доплерографией в честь австрийского физика Кристиана Допплера. На заседании отделения естественных наук Королевского научного общества Богемии в 1842 г. Кристиан Допплер делал доклад «О цветах двойных звезд», основным предметом его рассуждений было изменение цвета звезд в зависимости от скорости ее движения. Однако теория Допплера в те времена не получила широкого признания из-за отсутствия экспериментальных подтверждений. Через три года Кристиан Допплер совместно с голландским ученым Кристианом Баллотом экспериментально подтвердил справедливость теории. Они провели следующий эксперимент — платформа с музыкантами-трубачами двигалась по железной дороге со скоростью 64 км/ч. Группа музыкантов-слушателей, стоявших на железной станции, фиксировала смещение звука на полтона выше при приближении вагона и на полтона ниже при его удалении.

Сейчас эффект Допплера широко применяется в радиолокации с целью определения скоростей движения мирных и военных объектов на Земле и в космосе. Он применяется в быту, в эхолотах, полицейских радарх, охраняемых системах и т. д.

В медицине же акустический эффект Допплера широко используется в ультразвуковой диагностике для цветовой визуализации кровотока в сосудах.

Первые сообщения о применении принципа Допплера для измерения скорости кровотока принадлежат Satomura (1960), Franclin (1961). В течение нескольких последующих лет приборы были значительно усовершенствованы, а возможность определения направления кровотока улучшила диагностику.

В 1970-е гг. получили свое развитие постоянно-волновые доплеровские системы и появились первые аппараты, работающие в импульсном режиме. Именно появление аппаратов, работающих в импульсном режиме, и было поводом к созданию дуплексных систем для оценки кровотока.

**Дуплекс (триплекс)** имеет некоторые преимущества перед традиционной доплерографией сосудов — методикой функциональной диагностики, позволяющей определить только направление и скорость кровотока, но не оценивающей структурные изменения стенки и просвета сосудов.

Метод ДС является одним из ведущих методов, применяющихся в неврологии и других областях медицины, требующих изучения сосудов различных органов и систем. Достоинствами метода ДС можно назвать доступность, отсутствие лучевой нагрузки для пациента, неинвазивность, быстрое получение и интерпретация результатов.

Транскраниальное дуплексное сканирование (ТКДС) выполняется обычно после проведения экстракраниального дуплексного сканирования. Р. Ааслид в 1982 г. представил метод транскраниальной доплерографии (ТКДГ) для исследования кровотока во внутримозговых артериях основания мозга. Для проведения этих исследований был сконструирован специальный датчик, который впервые дал возможность получить сигнал от движущихся форменных элементов крови внутримозговых артерий. Так был создан прибор для ультразвуковой транскраниальной доплерографии, который по настоящее время широко применяется в ангионеврологии для диагностики стенозов, спазма внутримозговых сосудов при субарахноидальных кровоизлияниях и травмах, оценки коллатерального кровообращения.

## 7.2. Физико-технические основы метода

Гемодинамика — раздел науки о движении крови по сосудам, возникающем вследствие разности гидростатического давления в различных участках кровеносной системы, иными словами, поступающей из области высокого давления в область давления низкого.

Течение крови через какой-либо сосуд можно описать формулой объемной скорости кровотока как объем крови, протекающей через поперечное сечение сосуда в единицу времени.

Эффект Доплера заключается в изменении частоты ультразвукового сигнала при отражении от движущихся предметов (пула форменных элементов — эритроцитов) по сравнению с первоначальной частотой посланного сигнала. Это изменение частоты носит название «доплеровский сдвиг частот». Доплеровский сдвиг частот зависит от скорости движения крови (объекта, от которого ультразвуковой сигнал отражается), угла между вектором сосуда и вектором ультразвукового луча, скорости распространения звука в среде и первичной частоты излучения. Данная зависимость описывается уравнением

$$V = \Delta F \cdot C / 2F_0 \cdot \cos \alpha.$$

Из этого уравнения следует, что скорость движения крови ( $V$ ) прямо пропорциональна произведению величины доплеровского сдвига частот ( $\Delta F$ ) и скорости распространения ультразвука в среде ( $C$ ) и обратно пропорциональна двойному произведению исходной частоты излучения ( $F_0$ ) и косинуса угла  $\alpha$ .

Нужно отметить, что прибор регистрирует только доплеровский сдвиг частот (в кГц), значения же скорости вычисляются по доплеровскому уравнению, при этом скорость распространения звука в среде принимается как постоянная и равная 1540 м/с, а исходная частота излучения соответствует средней частоте датчика.

Доплеровский сигнал крайне разнообразен по частоте и амплитуде, поэтому принято выделять на доплерограмме огибающую и доплеровский спектр (рис. 7.1). Доплеровский спектр — результат преобразования Фурье и выделения интенсивности колебаний в зависимости от их частоты. То есть это как бы быстрый подсчет колебаний с разными частотами и представление их в виде разной степени окрашивания на кривой (упрощенно яркость спектра определяется количеством форменных элементов, движущихся с какой-то определенной скоростью).

Огибающая доплеровского спектра называется доплеровской кривой.

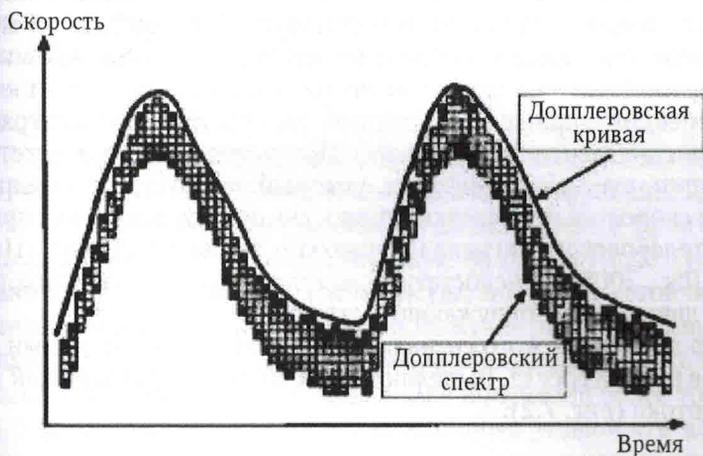


Рис. 7.1. Доплеровская кривая и спектр (источник: <http://medbe.ru>)

Существует два режима излучения УЗ-сигнала: постоянно-волновой (*continuous wave, CW*) и импульсный (*pulse wave, PW*).

При сканировании в постоянно-волновом режиме датчик содержит два отдельных пьезокристалла, один из которых непрерывно передает ультразвуковые колебания, второй принимает отраженные эхосигналы. В связи с непрерывностью процесса для данного режима не существует ограничений по величине скорости крови, которая может быть зафиксирована. Это делает режим весьма ценным при исследовании высокоскоростных потоков в области стенозов артерий, артериовенозных шунтов. Этот метод применяется для исследования экстракраниальных сосудов, так как не позволяет определить глубину залегания

сосуда. Однако этот режим имеет и существенный недостаток, заключающийся в отсутствии дифференцировки сигнала по глубине сканирования, т. е. сколько бы сосудов не находилось на пути распространения постоянно-волнового излучения, все они будут детектированы, а следовательно, результирующий доплеровский сигнал и отражающий его доплеровский спектр будут являться суммой сдвигов частот (или скоростей) нескольких отражателей.

При импульсном режиме один кристалл является одновременно излучающим и принимающим. После каждого импульса излучения имеется временной интервал, а затем датчик включается на прием отраженных волн. Временной интервал между излучением и приемом определяет показатель глубины – т. е. дистанцию, на которой должен располагаться лоцируемый объект, чтобы отраженные от него УЗ-волны вернулись к датчику в тот момент, когда он работает в режиме приема. Импульсный режим позволяет исследовать интракраниальные сосуды, показывая направление потока и идентифицируя сосуд.

Существует также режим ЦДК энергетического доплеровского спектра (*color doppler energy* – CDE; PD – *Power Doppler*), при котором кодируется не скорость, а величина площади под кривой «интенсивность – частота (скорость)». ЦДК «энергии» доплеровского спектра отражает факт наличия движения в данной области пространства и его интенсивность, информация о направлении и скорости при этом отсутствует. Плюсом данной технологии является то, что она позволяет кодировать низкоскоростные потоки со значительно более высоким качеством. Энергетическое ЦДК позволяет кодировать потоки, перпендикулярные направлению распространения ультразвукового луча (из-за малой зависимости от угла). При методе энергетического доплера также отсутствует *aliasing*-эффект, который заключается в неправильном считывании скоростей при высоких скоростях потока, поскольку принцип обработки доплеровского сигнала не включает анализа скорости (Цвибель В. Пеллерито Дж., 2008). К недостаткам метода относят возможное появление артефактов движения от окружающих структур.

Характер доплеровского сигнала определяется особенностями движения эритроцитов внутри сосуда. Выделяют ламинарный, турбулентный и смешанный типы потока (рис. 7.2).

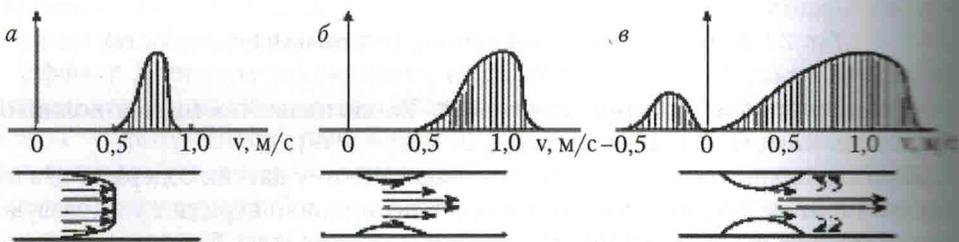


Рис. 7.2. Спектр скоростей в сосуде:

*a* – уменьшение ширины спектра в широком сосуде (0,5–0,9 м/с); *b* – увеличение максимальной скорости и расширение спектра в зоне стеноза (0,4–1,3 м/с); *v* – значительное расширение спектра и появление составляющих с обратной скоростью в зоне выраженного стеноза (–0,5–1,9 м/с). ДК

у – интенсивность доплеровского сигнала, ось *x* – скорость кровотока (Осипов Л. В., 1997; <http://www.euromedcompany.ru>)

Ламинарный тип — нормальный вариант кровотока в сосудах. Признаком ламинарного кровотока является наличие «спектрального окна» на доплерограмме при оптимальном угле между направлением УЗ-луча и осью потока. Если этот угол достаточно велик, то «спектральное окно» может «закраться» даже при ламинарном типе кровотока.

Турбулентный тип кровотока характерен для мест стеноза или неполных окклюзий сосуда и характеризуется отсутствием «спектрального окна» на доплерограмме. При ЦДК выявляется мозаичность окрашивания в связи с движением частиц в разных направлениях.

Смешанный тип кровотока может в норме определяться в местах физиологических сужений сосуда, бифуркациях артерий. Характеризуется наличием небольших зон турбулентности при ламинарном потоке. При ЦДК выявляется точечная мозаичность потока в области бифуркации или сужения.

В дуплексных ультразвуковых системах, где имеется возможность наблюдать двухмерное акустическое изображение (В-режим), можно получить изображение сосуда, в сечении которого оценивается спектр частот доплеровского сдвига, и вычислить угол между осью сосуда и направлением на доплеровский датчик. Обычно эти вычисления производятся в приборе автоматически после выставления соответствующих маркерных линий по оси луча датчика и вдоль оси сосуда. Поэтому в таких приборах на временном графике спектра откладываются значения истинных скоростей кровотока (Берестень Н. Ф., 1999).

Если УЗ-исследование проводится линейным датчиком, а ось сосуда проходит почти перпендикулярно поверхности, используют функцию наклона доплеровского луча, позволяющую наклонить доплеровский фронт на  $15-30^\circ$  относительно поверхности. Затем, используя функцию Angle (угол), совмещают указатель угла с истинным ходом сосуда, получают устойчивый спектр и устанавливают масштаб изображения и положение базовой линии (Base line). Принято при исследовании артерий основной спектр располагать выше, а при исследовании вен — ниже базовой линии. Для получения более точного представления о распределении скоростей необходимо установить контрольный объем не менее  $\frac{2}{3}$  просвета исследуемого сосуда. При исследовании экстракраниальных сосудов используется технологический режим УЗ-сканера Carotid. При работе отмечают название соответствующего сосуда, фиксируют значения максимальной систолической и минимальной диастолической скоростей, после чего производят обводку одного комплекса. После проведения всех этих измерений можно получить отчет, включающий количественные характеристики кровотока и индексы периферического сопротивления.

Скоростные показатели отражают скоростные характеристики потока и определяются по огибающей кривой — максимальной линейной скорости кровотока в центральных слоях потока в текущий момент времени. Выбранная скорость временной развертки должна быть достаточной для наблюдения 2—3 комплексов на экране. Линейная скорость кровотока выражается в см/с.

Количественная характеристика кровотока в спектральном доплеровском режиме включает следующие параметры:

- 1) систолическую скорость (VS) — максимальную скорость за сердечный цикл;
- 2) диастолическую скорость (VD) — скорость в конце сердечного цикла;
- 3) среднюю скорость (VM) — скорость, с которой протекала бы кровь без пульсации артерии. Она отражает кинетическую энергию потока и может быть измерена по формуле:  $VM = (VS + 2VD)/3$ .

Также применительно к VM используются термины: TAV (*time average velocity*) — усредненная по времени средняя скорость кровотока, TAMX (*time average maximum velocity*) — усредненная по времени максимальная скорость кровотока.

Кроме скоростных показателей, определяют также индексы периферического сопротивления, которые показывают, как быстро будет происходить снижение скорости в течение сердечного цикла. Индексы зависят от состояния прецеребральной гемодинамики, тонуса пиально-капиллярной сети, внутричерепного давления, эластичности сосудов, вязкости крови.

К индексам периферического сопротивления относят:

1. Пульсативный (пульсационный) индекс Гослинга (PI) и резистивный индекс Пурсело (RI).

$PI = (VS - VD)/VM$ , который отражает упругость или эластичность сосуда;

$RI = (VS - VD)/VS$ , который отражает сосудистое сопротивление кровотоку дистальнее места измерения;

$KA = (V1 - V2)/V2 \cdot 100 \%$ , где KA — коэффициент асимметрии, а V1 и V2 — скорость в парных сосудах.

Степень допустимой асимметрии по общей сонной артерии (ОСА) и внутренней сонной артерии (ВСА) составляет до 20 %, средней мозговой артерии (СМА) — до 15 %, передней мозговой артерии (ПМА) и задней мозговой артерии (ЗМА) — до 30 %, позвоночной артерии (ПА) — до 20 %.

На основании результатов анализа доплерограммы можно выделить следующие доплерографические паттерны:

- 1) магистральный (рис. 7.3). Поток характеризуется нормальными для конкретной возрастной группы показателями скорости кровотока, резистивности, спектра, реактивности;

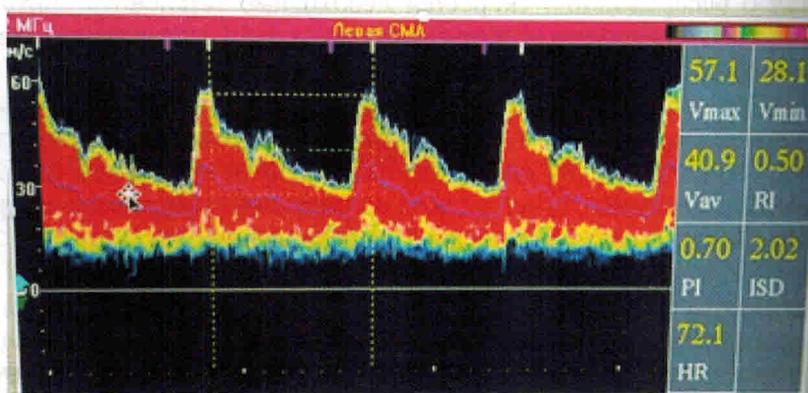


Рис. 7.3. Паттерн магистрального потока, зарегистрированный по левой СМА

2) стеноза (рис. 7.4). Имеется несоответствие нормального объема кровотока уменьшенному диаметру;



Рис. 7.4. Стеноз внутренней сонной артерии

3) шунта (рис. 7.5). Имеется несоответствие повышенного объема кровотока нормальному диаметру сосуда с наличием высоких показателей VM и низким PI (до 0,2);

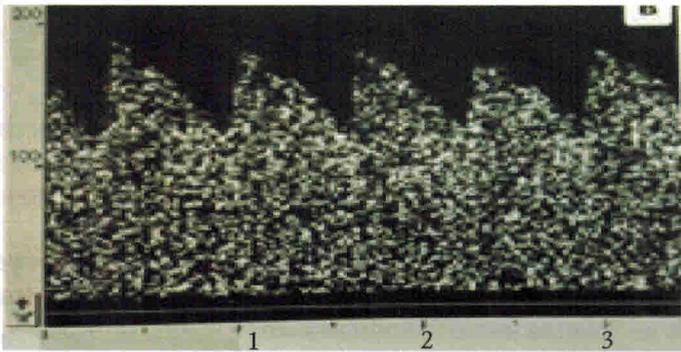


Рис. 7.5. Спектрограмма левой ПМА у пациентки с АВМ в левой височной области (Никитин Ю. М., 1998)

4) остаточного кровотока. Поток определяется дистальнее окклюзии или гемодинамически значимого стеноза (рис. 7.6). Он характеризуется снижением скорости кровотока, преимущественно за счет систолической с замедленным подъемом, снижением периферического сопротивления за счет включения ауторегуляторных механизмов, спектром низкой мощности, снижением резерва вазодилатации, отсутствием реакции на компрессию гомолатеральной ОСА при локации СМА и ретроградным кровотоком по глазной артерии (ГА);

5) затрудненной перфузии (см. рис. 7.6). Поток определяется проксимальнее окклюзии или гемодинамически значимого стеноза. Он характеризуется снижением скорости кровотока за счет диастолической, повышением периферического сопротивления, отсутствием изменений спектра, снижением вазомоторной реактивности;

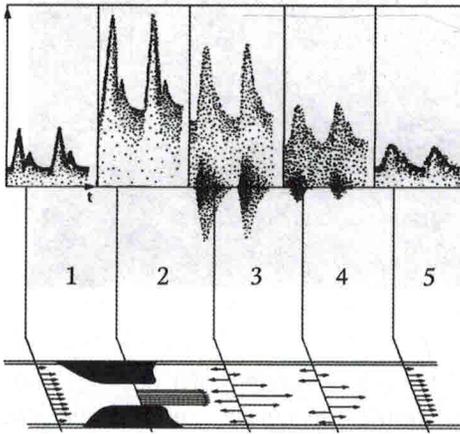


Рис. 7.6. Паттерн остаточного кровотока (5) (Shaberle W., 2011) и паттерн затрудненной перфузии (1)

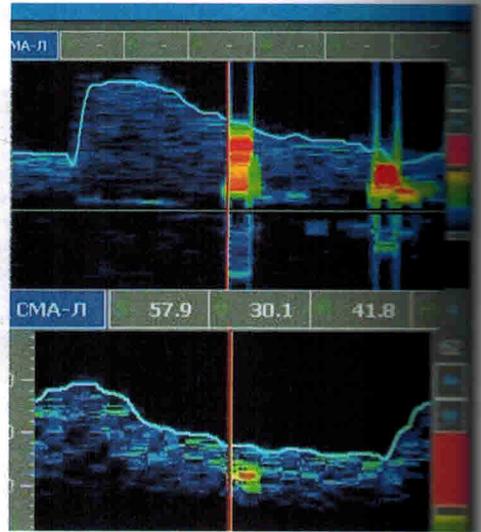


Рис. 7.7. Допплерограмма СМА при эмболии

6) эмболии (рис. 7.7). Поток характеризуется коротким сигналом (до 70 м/с) высокой мощности с дополнительным ярким включением в спектре, находящимся в пределах огибающей скорости кровотока, возникающим при прохождении эмбола через контрольный объем;

7) церебрального ангиоспазма (рис. 7.8). Поток характеризуется возрастанием систолической скорости кровотока и снижением периферического сопротивления.



Рис. 7.8. Допплерограмма СМА при ЦАГ

### 7.3. Показания к проведению дуплексного сканирования экстра- и интракраниальных сосудов

Показаниями к исследованию экстра- и интракраниальных сосудов являются:

- наличие клинических признаков острой или хронической цереброваскулярной недостаточности, включая синдром головной боли;
- наличие факторов риска развития цереброваскулярных заболеваний (курение, гиперлипидемия, ожирение, артериальная гипертензия, сахарный диабет);
- выявление признаков поражения других артериальных бассейнов при системном характере сосудистых процессов;
- планирование оперативных вмешательств по поводу различных видов кардиальной патологии, прежде всего ишемической болезни сердца (аортокоронарное шунтирование);
- наличие патологии окружающих органов и тканей, являющейся потенциальным источником экстравазальных воздействий (объемные образования, костные выступы);
- обнаружение/подозрение на какую-либо сосудистую патологию при проведении ультразвуковой доплерографии (УЗДГ), компьютерной томографии (КТ), магнитно-резонансной томографии (МРТ).

Методика не имеет противопоказаний и ее можно проводить пациентам независимо от возраста: детям, взрослым людям, беременным женщинам. Ее можно повторять неоднократно в процессе динамического наблюдения и лечения.

Диагностическое обследование не требует никакой предварительной подготовки. Но желательно в день обследования отказаться от никотина и любых других веществ, которые в той или иной степени влияют на тонус сосудов (кофе, энергетики, крепкий чай). Если пациент употребляет какие-либо лекарственные препараты, такие как адаптогены (лимонник китайский, женьшень и т. п.), магний, пирацетам, винпоцетин, предварительно стоит предупредить об этом невролога, который назначил данную процедуру.

### 7.4. Методика проведения ДС экстракраниальных сосудов

Дуплексное сканирование экстракраниальных сосудов включает в себя последовательный осмотр следующих артерий: подключичной (ПКЛА), общей сонной (ОСА), внутренней сонной (ВСА), наружной сонной (НСА), позвоночной (ПА) в сегментах V1, V2.

Исследование сосудов шеи проводится в положении пациента лежа на спине (голова повернута в сторону, противоположную исследуемой стороне) линейным датчиком (рис. 7.9) с небольшим количеством проводящего геля с частотой волны 5–10 МГц в двух взаимоперпендикулярных направлениях

(рис. 7.9, в). При этом мы получаем продольное изображение (переднее и заднее продольное) и поперечное сечение сосуда (рис. 7.9, д).

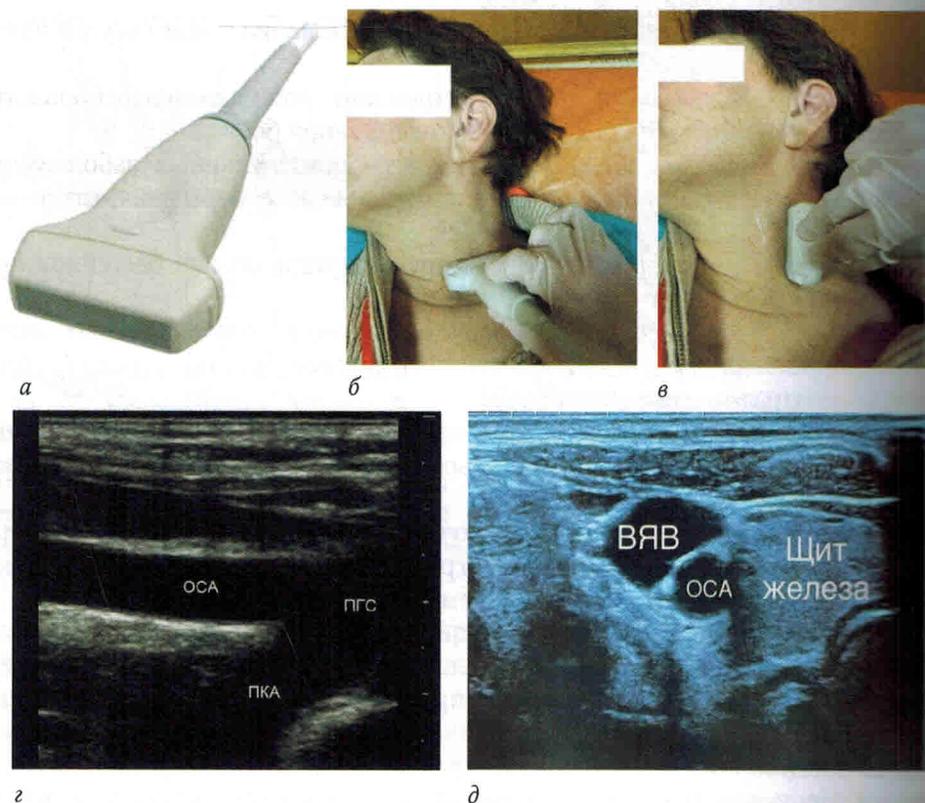


Рис. 7.9. Исследование сосудов шеи линейным датчиком:

а — линейный датчик; б, в — положения датчика на шее при исследовании экстракраниальных сосудов; з — продольное; д — поперечное изображение: ПГС — плечеголовной ствол; ПКА — подключичная артерия; OCA — общая сонная артерия; ВЯВ — внутренняя яремная вена; Щит. железа — правая доля щитовидной железы (<http://www.diagnocter.ru>)

Первоначально устанавливаем датчик на уровне середины щитовидного хряща и получаем изображение OCA и ВЯВ (рис. 7.9, б). При надавливании датчиком стенки ВЯВ легко спадаются, диаметр OCA остается неизменным. Двигаясь вверх до угла нижней челюсти и вниз до ключицы, получаем общее представление о геометрии сосудов, наличии или отсутствии патологии.

Далее устанавливаем линейный датчик вдоль латерального края грудноключично-сосцевидной мышцы (см. рис. 7.9, д) и получаем продольное изображение экстракраниальных сосудов, на котором оцениваем диаметр, толщину сосудистой стенки, выполняем замеры доплерографических показателей, нормы которых приведены в табл. 7.1.

## ГЛАВА 12. УЛЬТРАСОНОГРАФИЯ ЧЕРЕПА И СКАЛЬПА У ДЕТЕЙ

Ультрасонография (УС) черепа и скальпа — это ультразвуковое исследование костей и швов свода черепа, родничков, а также мягких тканей волосистой части головы. В России первые работы, посвященные данной проблеме опубликованы в 1996 г. Были предложены термины «УС черепа» и «УС-краниография», а также описаны ультразвуковые признаки краниосиностоза и переломов черепа (1996, 1997) [36, 37]. Первые зарубежные исследования о возможностях УС в диагностике переломов костей черепа принадлежат S. Steiner (1996) [161], а в диагностике синостозов — D. Soboleski (1997—1998) [152, 159].

Показания для УС черепа и скальпа: а) исключение переломов костей свода черепа; б) подозрение на патологию черепных швов (синостоз и др.) (например, при деформации черепа, утолщенном шве); в) патологические образования в области волосистой части головы и лба с оценкой их взаимоотношений с костью; г) мониторинг выявленных ранее изменений: новообразований, глубины вдавленных переломов, ширины линейных переломов, размеров костных дефектов (например, послеоперационных).

Исследование проводится линейным мультислотным датчиком 5–10 МГц в продольной и поперечной плоскостях с использованием В-режима. Зона сканирования определяется локализацией внешних изменений (припухлость, крепитация, кефалогематома, очаговая болезненность, ссадины, утолщенный шов и др.). При наличии отека, гематом скальпа, мягкотканного образования датчик устанавливается непосредственно на патологическую область. При их отсутствии сканирование можно осуществлять через водный болюс (резиновый баллон, заполненный водой), который располагается между датчиком и исследуемым участком головы. В случаях наличия ран в зоне сканирования датчик необходимо помещать в стерильный чехол (например, в стерильную хирургическую перчатку), предварительно смазав его рабочую поверхность стерильным ультразвуковым гелем. После исследования необходимо промыть рану, обработать ее раствором антисептика и наложить стерильную повязку.

На рис. 12.1 представлена УС скальпа и костей свода черепа в норме. Ближайшая к датчику гиперэхогенная линия — это изображение кожи, следующая за ней линия — изображение кости (ее наружной костной пластинки), между ними — гипоэхогенные мягкие ткани (подкожно-жировая клетчатка, апоневроз). Оценивается непрерывность костного рисунка. На рис. 12.2 представлено УС-изображение черепного шва в норме. При исследовании черепных швов плоскость сканирования ориентируется перпендикулярно шву. Открытый шов черепа по УС представлен гипоэхогенной «дорожкой» между гиперэхогенными гладкими краями кости с гиперэхогенной «меткой» непосредственно под областью шва.

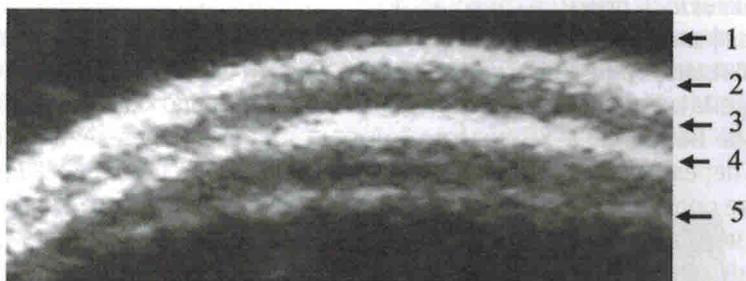


Рис. 12.1. УС скальпа и черепа в норме (сканирование через водный боллус):

1 — водный боллус; 2 — кожа; 3 — подкожная клетчатка; 4 — наружная костная пластинка; 5 — артефакт

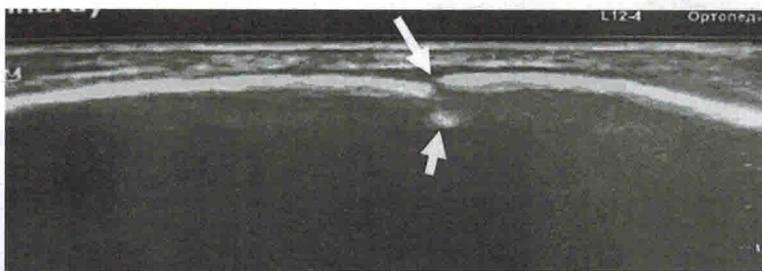


Рис. 12.2. УС лямбдовидного шва в норме: шов обозначен длинной стрелкой, гиперэхогенная «метка» — короткой

Высокая диагностическая точность УС в диагностике переломов костей свода черепа у детей подтверждена многими исследованиями [105, 114, 128].

УС-признаки линейного перелома: прерывание гиперэхогенного рисунка кости (гипоэхогенная «дорожка» между гиперэхогенными краями наружной костной пластинки); гиперэхогенная «метка» непосредственно под областью перелома (рис. 12.3) [36, 37, 68]. Следует помнить о том, что при УС линейный перелом и нормальный шов черепа выглядят идентично, и при подозрении на перелом надо быть уверенным, что датчик не располагается над швом.

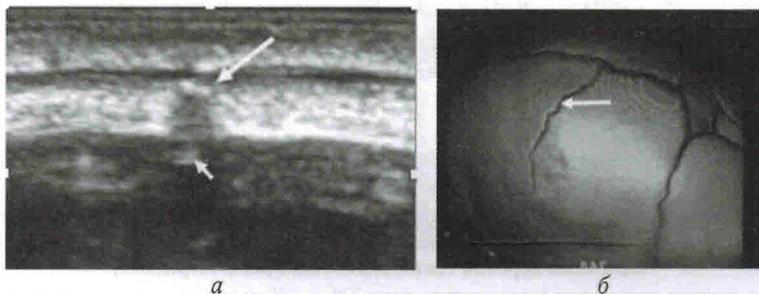


Рис. 12.3. Линейный перелом теменной кости:

а — УС черепа (длинной стрелкой обозначена гипоэхогенная «дорожка» в области перелома, короткой — гиперэхогенная «метка» под областью перелома); б — спиральная КТ (перелом обозначен стрелкой)

**Клинический пример.** Девочка Т., 5 мес. Выпала из коляски, ударилась головой об асфальт, сверху на голову упала коляска. Сознание не теряла, рвоты не было, появилась припухлость в теменной области справа. Через 1 ч после травмы осмотрена нейрохирургом в приемном отделении детской больницы Санкт-Петербурга. Выполнена УС головного мозга и костей свода черепа, выявлены признаки перелома теменной кости справа. Однако при рентгенографии черепа перелом не подтвердился. Учитывая отсутствие краниографических признаков перелома черепа и неврологической симптоматики, ребенок отпущен домой. На следующий день появилась припухлость в теменной области с другой стороны (слева). Обратились к неврологу амбулаторно, повторно проведена УС костей черепа — выявлены УС-признаки линейного перелома обеих теменных костей. Ребенок повторно направлен в стационар для проведения КТ. На КТ — линейный перелом обеих теменных костей (рис. 12.4). Этот клинический пример наглядно демонстрирует большую диагностическую точность УС черепа в диагностике переломов костей свода черепа у детей по сравнению с рентгенографией.

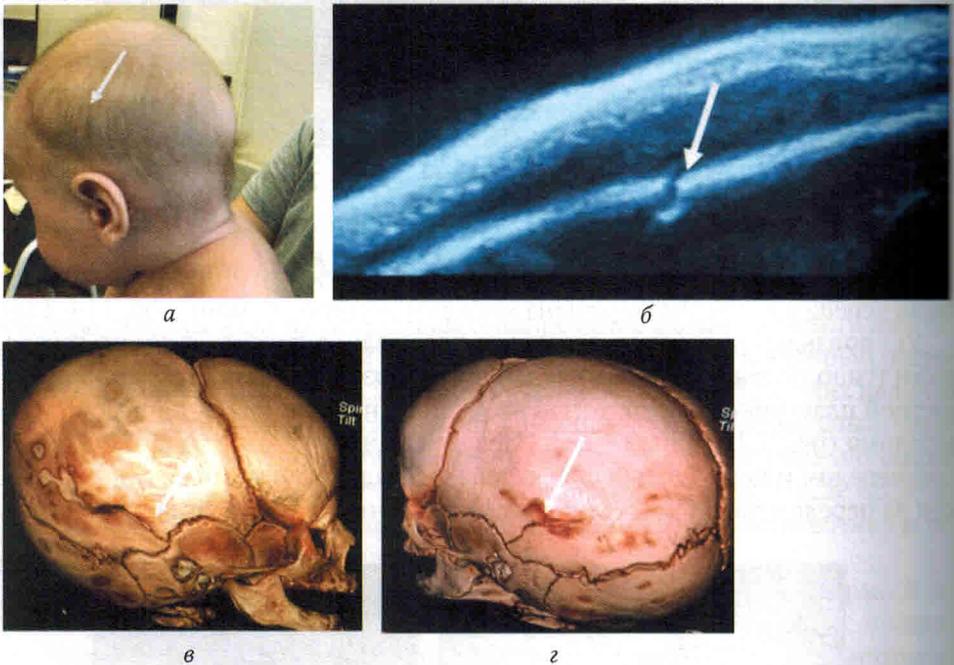


Рис. 12.4. Особенности визуализации костей черепа девочки Т., 5 мес:

а — внешний вид головы девочки, припухлость в теменно-височной области слева (обозначена стрелкой), аналогичная припухлость имеется и справа; б — УС теменной кости слева, линейный перелом теменной кости (указан стрелкой), аналогичное изображение и справа; в, з — мультиспиральная КТ, линейный перелом теменных костей (указан стрелкой)

При вдавленных переломах УС краниография позволяет уточнить вид перелома (импрессионный, депрессионный), измерить площадь и глубину вдавления, а также оценить динамику этих показателей, например, при консер-

лечении вдавленных переломов по типу «пинг-понгового шарика» новорожденных (рис. 12.5). УС-признаки вдавленного перелома: вдавление кости в полость черепа. Вдавленные переломы черепа можно выявить как при линейном сканировании, проводимом непосредственно из области предполагаемого вдавления, так и с противоположной стороны при транскраниальном сканировании (рис. 12.6).

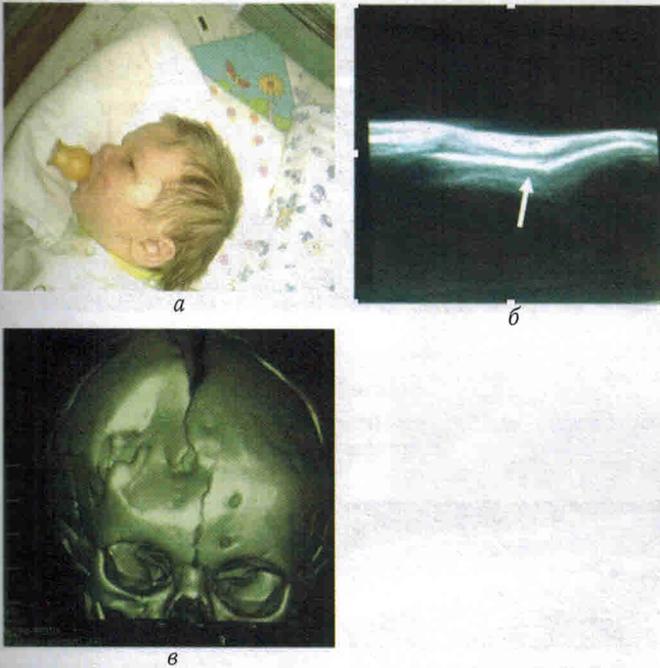


Рис. 12.5. Вдавленный перелом лобной кости справа у новорожденного ребенка:

*а* — вид головы ребенка; *б* — УС черепа; *в* — спиральная КТ черепа. Область перелома указана стрелкой

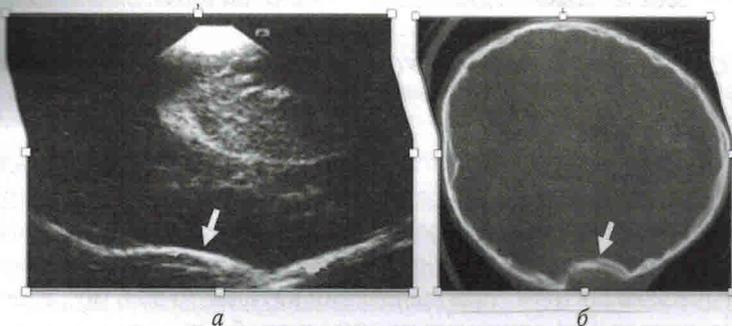


Рис. 12.6. Сопоставление данных УС и КТ при вдавленном переломе костей свода черепа у ребенка 5 лет:

*а* — секторное сканирование через височную кость с противоположной от перелома стороны; *б* — КТ, подтверждающая наличие перелома. Перелом обозначен стрелкой

Важное значение УС-краниография имеет в скрининг-диагностике переломов костей свода черепа у новорожденных с кефалогематомами (рис. 12.7, 12.8). Кефалогематомы, ассоциированные с линейными переломами, по данным литературы, встречаются у 3–20 % новорожденных. В нашем исследовании — в 3,6 % случаев [75].

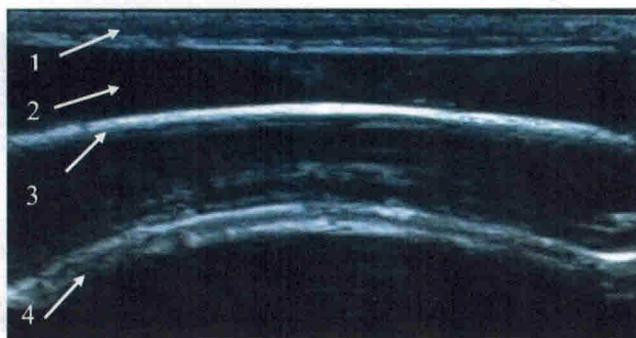


Рис. 12.7. УС-краниография у новорожденного ребенка с кефалогематомой без перелома костей черепа:

1 — скальп; 2 — кефалогематома; 3 — кость (наружная костная пластинка); 4 — реверберационный артефакт от кости

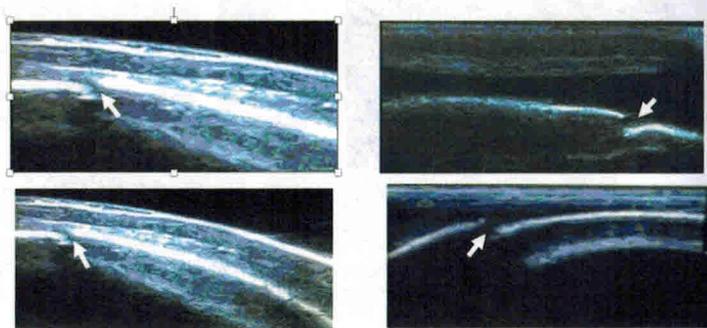


Рис. 12.8. УС-краниография. Варианты УС-изображения линейных переломов костей свода черепа у новорожденных детей с кефалогематомами. Перелом обозначен стрелкой

Краниосиностоз (КС) — это заболевание, проявляющееся преждевременным закрытием швов черепа. В патологический процесс могут вовлекаться часть шва, один или несколько швов, что приводит к прогрессирующей деформации черепа. Ранняя диагностика синостозов имеет важное значение для выбора хирургической тактики. При выявлении патологии до 6 мес. жизни ребенка возможно проведение минимально инвазивной операции, которая заключается в иссечении патологического шва. В возрасте 6–12 мес. эффективность такой операции сомнительная, а после 12 мес. нецелесообразна. У детей старше 1 года выполняются более травматичные операции с применением титановых

или биodeградируемых имплантов. «Золотым стандартом» экспертной диагностики КС является мультиспиральная КТ. УС швов обеспечивает нелучевой скрининг и мониторинг синостозов свода черепа, а также дифференциальную диагностику с позиционной плагиоцефалией, родовой конфигурацией черепа. Многие авторы демонстрируют высокие уровни чувствительности и специфичности УС в диагностике синостозов у детей первого года жизни (оптимальный возраст — до 6 мес.) и рекомендуют УС как метод визуализации первой линии, тем самым ограничивая необходимость КТ только в хирургических случаях [4, 78, 97, 131, 139, 144, 151, 159, 172].

Основными УС-признаками синостоза шва являются: отсутствие гипоэхогенной «дорожки» между костями свода черепа и симптом костного «гребня» в области патологического шва (рис. 12.9).

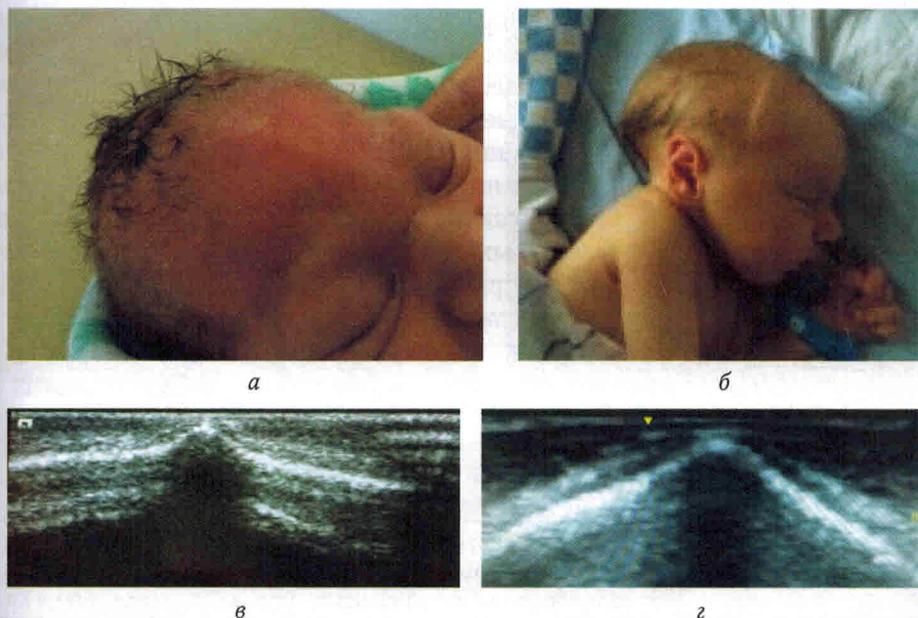


Рис. 12.9. УС при синостозах черепных швов. Внешний вид головы новорожденного ребенка с синостозом метопического (*а*) и лямбдовидного шва (*б*). УС-признаки синостоза метопического (*в*) и лямбдовидного шва (*г*) у этих же детей. Костный «гребень» указан стрелкой

При тяжелых формах КС возможно выявление и других УС-симптомов: снижение эхогенности костей свода черепа, сужение желудочков головного мозга, изменение (сужение) рисунка базальных цистерн, изменение ширины конвекситальных субарахноидальных ликворных пространств с перераспределением ликвора в зависимости от локализации синостоза.

Спектр патологических образований скальпа и костей свода черепа достаточно широк [110, 113]. В педиатрической популяции практически половину составляют дермоиды/эпидермоиды и эозинофильные гранулемы, реже встре-