

ФГБОУ ВО «Северо-Западный государственный медицинский
университет имени И.И. Мечникова» Минздрава России
Кафедра челюстно-лицевой хирургии и хирургической
стоматологии имени А.А. Лимберга
ООО «СП Минимакс»

Н.К. Артюшенко, М.Б. Гирина, О.В. Шалак,
А.А. Монастыренко, Р.М. Ахлакова, А.А. Егоркина

Ультразвуковая доплерография сосудов
макро-и микроциркуляторного русла тканей
полости рта, лица и шеи

Учебное пособие

Издание 2-е

Издательство ООО «СП Минимакс»

Санкт-Петербург

2021

УДК 616_009.12:616.12_005.4:616.31

ББК 56.6

А

Артюшенко Н.К., Гирина М.Б., Шалак О.В., Монастыренко А.А., Ахлакова Р.М., Егоркина А.А. Ультразвуковая доплерография сосудов макро- и микроциркуляторного русла тканей полости рта, лица и шеи.: Учебное пособие. Издание 2-е, исправленное и дополненное. – СПб.: СП Минимакс, 2021. – 57 с.

Авторы: **Артюшенко Наталия Константиновна** – кандидат медицинских наук, доцент кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии им. А.А. Лимберга СЗГМУ им. И.И. Мечникова.

Гирина Марина Борисовна – разработчик, генеральный директор ООО «СП Минимакс».

Шалак Оксана Васильевна – кандидат медицинских наук, доцент кафедры челюстно-лицевой хирургии и хирургической стоматологии им. А.А. Лимберга СЗГМУ им. И.И. Мечникова.

Монастыренко Алексей Анатольевич – инженер, программист ООО «СП Минимакс».

Егоркина Анастасия Александровна – главный инженер ООО «СП Минимакс».

Ахлакова Разият Махмудгаджиевна – заместитель генерального директора ООО «СП Минимакс».

Рецензенты: **Гордеева Вера Анатольевна** – к.м.н., доцент кафедры стоматологии общей практики СЗГМУ им. И.И. Мечникова.

Папп Марина Олеговна – к.м.н., доцент кафедры функциональной диагностики ФГБОУ ВО СЗГМУ им. И.И. Мечникова.

В настоящем 2-ом издании учебного пособия освещены вопросы строения региональных сосудов полости рта, лица и шеи, возможности изучения микроциркуляторной гемодинамики в полости рта.

Ультразвуковая высокочастотная доплерография является инновационной за счет модернизации оборудования и программного обеспечения и, в этой связи, появившихся уникальных возможностей для внедрения новых методов диагностики в клиническую практику при исследовании гемодинамики в челюстно-лицевой области.

Предназначено для врачей-стоматологов различного профиля, специалистов по терапевтической, хирургической, ортопедической, детской стоматологии, ортодонтии, челюстно-лицевых хирургов и врачей функциональной диагностики. Может использоваться в преподавании раздела функциональной диагностики в стоматологии.

Утверждено в качестве учебного пособия
Методическим советом ФГБОУ ВО СЗГМУ им. И.И. Мечникова
Министерства здравоохранения Российской Федерации
Протокол № 3 от 7 октября 2016 г.

Издательство ООО «СП Минимакс»

197101, Санкт-Петербург, Петроградская наб, д. 34, литер Б, пом. 404, 412.

Лицензия: ЛП № 000141 от 8 апреля 1999 г.

Подписано в печать: 03 сентября 2021 г.

Формат: А4. Гарнитура Times New Roman.

Усл. печ. л. 3,56. Тираж 500 экз.

Отпечатано в ООО «СП Минимакс», 197101, Санкт-Петербург, Петроградская наб, д. 34, литер Б, пом. 404, 412.

©Н.К. Артюшенко (Коллектив авторов), 2016

Оглавление

	Введение	4
Глава 1	Кровоснабжение тканей челюстно-лицевой области и шеи.....	6
1.1	Артериальный и венозный кровоток	6
1.2	Функциональные единицы микрокровотока.....	8
1.2.1	Особенности микрогемодинамики различных зон тканей полости рта	8
1.2.2	Основы физиологического аспекта гемодинамики	10
1.3	Методы исследования микрогемодинамики	13
1.4	Методы исследования микрогемодинамики	15
Глава 2	Ультразвуковая высокочастотная доплерография	18
2.1	Физические основы ультразвуковой доплерографии.....	18
2.2	Устройство и принцип действия доплерографа ультразвукового компьютеризированного для исследования кровотока ММ-Д-К «Минимакс-доплер-К»	24
Глава 3	Общие правила проведения доплерографического исследования сосудистого русла челюстно-лицевой области.....	30
3.1	Точки локализации макрососудов в челюстно-лицевой области	30
3.2	Зоны исследования микрогемодинамики в тканях полости рта.....	32
3.3	Получение доплерограмм с различных участков сосудистого русла тканей челюстно-лицевой области.....	35
Глава 4	Анализ спектрограммы. Её качественная и количественная характеристики.....	40
Глава 5	Определение реактивности сосудов и вазомоторной функции эндотелия .	44
Глава 6	Алгоритм проведения доплерографического исследования	47
6.1	Возможные ошибки в технике ультразвуковой доплерографии.....	47
6.2	Эффективность применения метода высокочастотной доплерографии в клинической практике	48
	Заключение	51
	Тестовые задания	54
	Эталонные ответы.....	55
	Рекомендуемая литература	56

Введение

В патогенезе любого патологического процесса в организме человека всегда имеет место нарушение гемодинамики тканей. Постоянству параметров крови – жидкой основы организма – У. Кеннон в 1929 году придавал особое значение, введя термин «гомеостаз». Среди факторов, определяющих возникновение и течение патологических процессов, большую роль играют те, которые обеспечивают постоянство гемодинамики.

Обильная васкуляризация тканей лица делает эту область особенно благоприятным объектом для изучения.

Немаловажным является то обстоятельство, что мелкие сосуды системы микроциркуляции в тканях лица и полости рта имеют достаточно широкий просвет – 1-2 мм, не меньше, чем широко исследуемые сосуды глазного яблока, а располагаются гораздо ближе к поверхности слизистой оболочки полости рта.

Сосудистое русло микроциркуляции в зонах свободной и прикреплённой десны, десневого желобка и переходной складки полости рта покрыты более тонким слоем мягких тканей, чем сосуды глазницы, и более доступны для изучения. Кроме того, исследование гемодинамики в тканях полости рта не сопровождается рефлексом моргания, что значительно упрощает процесс записи показателей кровотока. И если клиницисты могут выявить любое соматическое заболевание, сопровождающееся нарушением гемодинамики, по состоянию микрососудов глазного дна и сетчатки, то вполне резонно предположить, что исследование более доступной по сравнению с глазом микроциркуляции в тканях слизистой оболочки полости рта может дать не меньшее количество информации о состоянии организма больного.

Изучение кровообращения, как в крупных сосудах, так и в системе микроциркуляции, проводится различными методами: клиническими, инструментальными (создание манометров для исследования артериального давления, кимографа для непрерывной графической регистрации кровотока, контрастной вазографии, электрокардиографии, окклюзионной плетизмографии, реографии, механокардиографии, баллистокардиографии, эхографии, пневмопульса и др.). Были предложены фотоэлектрические, рентгеноэлектрические и другие электронные методы.

Важная роль в получении недоступной для прямых измерений информации принадлежит косвенным измерениям, при которых искомую характеристику находят вычислением по данным измерения других величин. Таким образом измеряют минутный объем крови, периферическое сопротивление кровотоку и другие показатели.

Для изучения строения и функции кровеносных сосудов, составляющих микроциркуляторное русло, используются различные микроскопические, гистохимические, варианты биомикроскопических и другие методы исследования. Одним из информативных методов изучения микрогемодинамики является витальная биомикроскопия. По мере развития науки и техники появляются новые возможности исследования кровотока, в частности с помощью лазерной и ультразвуковой доплеровской

флоуметрии. С момента издания нами первого (1999 г.) и второго (2000 г.) пособий по исследованию кровоснабжения тканей полости рта, лица и шеи на созданном коллективом фирмы ООО «СП Минимакс» (Санкт-Петербург, Россия) под руководством М.Б. Гириной высокочастотном ультразвуковом доплерографе ММ-Д-К «Минимакс-доплер-К» прошел 21 год. За это время усовершенствован прибор, предложены новые методики изучения гемодинамики (определение реактивности сосудов микроциркуляторного русла и вазомоторной функции эндотелия по данным различных проб), проведен ряд работ на высокочастотном доплере для изучения микрососудов полости рта, лица и шеи, защищены диссертации.

Ультразвуковая высокочастотная доплерография все еще является инновационной за счет модернизации оборудования и программного обеспечения и, в этой связи, появившихся новых возможностей в исследовании гемодинамики в челюстно-лицевой области.

Кровоснабжение зубов верхней и нижней челюстей, а также слизистой оболочки полости рта и мягких тканей лица обеспечивает челюстная артерия, отходящая от наружной сонной в позадичелюстной области (Рис. 1.1, 1.2). Челюстная артерия направлена горизонтально кпереди и отдает ряд достаточно крупных ветвей: среднюю оболочечную, нижнеальвеолярную, височную, щечную и небно-основную артерии. Диаметр челюстной артерии в месте её отхождения от наружной сонной – около 5-6 мм. После отхождения от неё крупных ветвей диаметром 3-5 мм она остается достаточно широкой (2-3 мм) вблизи от крыло-нёбной ямки.

Кровоснабжение твердого нёба осуществляется ветвью челюстной артерии – нисходящей нёбной, проходящей в крыло-нёбном канале. Кровоснабжение мягкого нёба обеспечивают 2 источника: нисходящая и восходящая нёбные артерии. Кроме того, к мягкому нёбу подходят ветви восходящей глоточной артерии. Пульсацию нисходящей нёбной артерии можно легко обнаружить при пальпации места её выхода из большого нёбного отверстия.

К зубам верхней челюсти челюстная артерия отдает несколько луночковых ветвей (верхние и верхне-передние), к зубам нижней челюсти – нижнюю луночковую артерию, идущую в нижнечелюстном канале на всем его протяжении, и подбородочную, выходящую из канала нижней челюсти через отверстие в кости на уровне верхушек премоляров и снабжающую кровью мягкие ткани подбородка и нижней губы одноимённой стороны.

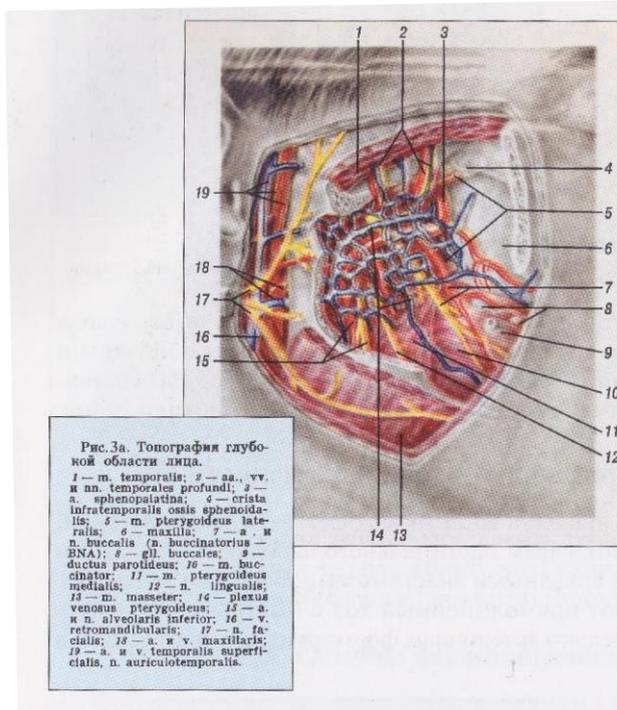


Рис. 1.3.

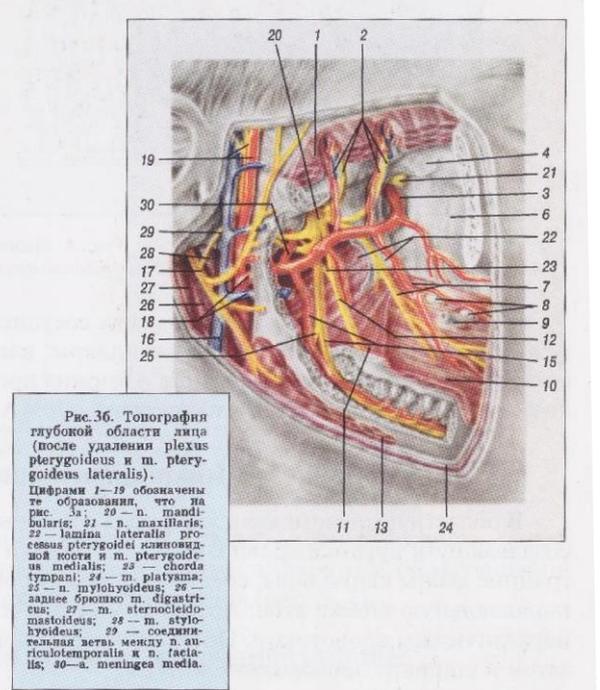


Рис. 1.4.

Спереди от ушной раковины в слое подкожной клетчатки проходит поверхностная височная артерия, являющаяся, по сути, продолжением наружной сонной артерии, но с несколько меньшей величиной просвета сосуда (3-4 мм). В надскуловой области кпереди от ушной раковины пульсация артерии хорошо ощущается при пальпации.

К регионарному кровообращению относится также и гемодинамика в жевательных мышцах, обеспечиваемая жевательной артерией, являющейся одной из концевых ветвей челюстной артерии и отходящей от последней в крыловидной области.

Вены лица сопровождают, в основном, одноимённые артерии, образуя анастомозы с венозными сплетениями (Рис. 1.3, 1.4).

1.2 Микроциркуляционное кровоснабжение тканей полости рта

1.2.1 Функциональные единицы микрокровотока

История изучения микрогемодикуляции берёт начало с 1661 года, когда с помощью примитивного микроскопа Marcello Malpighi обнаружил в лёгком живой лягушки капилляры. Термин «микроциркуляция» впервые появился лишь в 1954 г. на первой конференции по физиологии и патологии микроциркуляции (США). В 1970 году в Ленинграде была утверждена общая схема микроциркуляторного русла.

Микроциркуляторное русло состоит из нескольких звеньев, обладающих присутствующими им анатомическими и функциональными особенностями.

Артериолы – начальное звено микроциркуляторного русла. Диаметр их составляет 15-30 мкм. Внутренний слой (intima) клеток артериол в 1 ряд представлен эндотелием, средний (media) гладкими мышечными клетками – миоцитами, которые сокращаясь, суживают просвет артериолы.

Прекапилляры диаметром 8-20 мкм ответвляются от артериол под прямым углом. В них мышечные клетки образуют прекапиллярные сфинктеры, которые регулируют поступление крови в капилляр.

Капилляры – основное звено микроциркуляторного русла, распространены повсеместно. Диаметр их составляет от 2-4 до 30-40 мкм. Капилляры – это тонкостенные эндотелиальные трубки, лишённые сократительных элементов. Они не имеют боковых ветвей, поэтому они не ветвятся, а разделяются на новые капилляры и соединяются между собой, образуя капиллярные сети. Форма, густота и пространственная ориентация капиллярных сетей связаны с конструкцией и функциональными особенностями органов.

По функциональному состоянию выделяют:

- 1) функционирующие открытые капилляры;
- 2) плазматические полуоткрытые, содержащие только плазму крови;
- 3) закрытые, резервные капилляры.

Посткапилляры – образуются в результате слияния капилляров, имеют тонкие растяжимые стенки без гладкомышечных клеток.

Венулы представляют собой сосуды диаметром 30-100 мкм, в стенках которых вновь появляются гладкомышечные клетки, формирующие сфинктеры и клапаны.

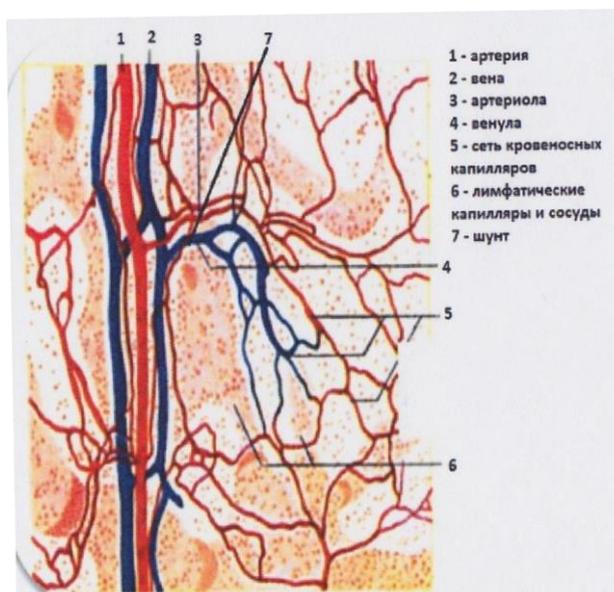


Рис. 1.2.1.1. Схема кровотока

Важную роль в регуляции кровотока в микроциркуляторном русле играют артериоло-венулярные анастомозы – соустья, обеспечивающие прямой, в обход капилляров, переток крови из артериол в венулы (Рис. 1.2.1.2).



Рис. 1.2.1.2. Артериоло-венулярное шунтирование крови

Путь кровотока через анастомозы короче транскапиллярного, поэтому анастомозы называют шунтами, а сбрасывание артериальной крови в венозное русло в обход капилляров называется юкстакапиллярным или нутритивным кровотоком. Диаметр анастомоза в 10 раз больше, чем диаметр капилляра.

Различают артериоло-венулярные анастомозы глобусного типа и типа замыкающих артерий. Глобусные анастомозы регулируют свой просвет посредством набухания и отбухания эпителиоидных глобусных Е-клеток, расположенных в средней оболочке соединяющего сосуда, образующего нередко клубочек (глобус). Анастомозы типа замыкающих артерий содержат скопления гладких мышечных клеток во внутренней оболочке. Сокращение этих миоцитов и их выбухание в просвет в виде валика или

подушечки могут полностью закрыть просвет анастомоза. Артериоло-венулярные анастомозы регулируют местный периферический кровоток, участвуют в перераспределении крови, терморегуляции, регуляции давления крови.

1.2.2 Особенности микрогемодинамики различных зон тканей полости рта

От нижней альвеолярной артерии к каждой межальвеолярной перегородке отходят одна или несколько межальвеолярных артерий, которые отдают веточки к периодонту и цементу корня зуба (Рис. 1.2.2.1).

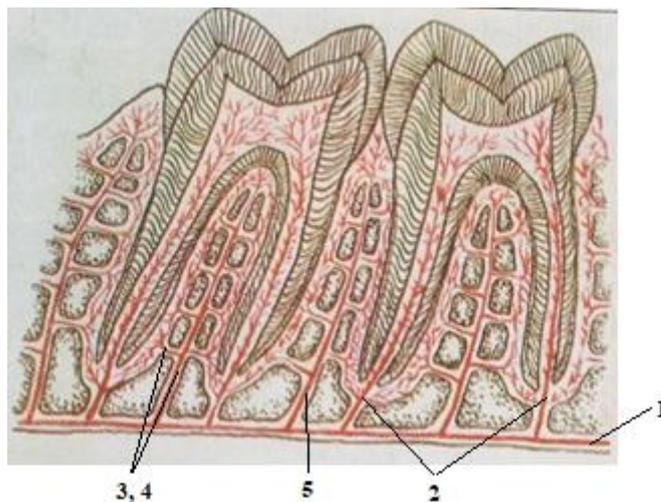


Рис 1.2.2.1. Кровоснабжение пародонта: 1 – альвеолярная артерия, 2 – сосуды, идущие к пульпе, 3-4 – сосуды, идущие к периодонту, 5 – межзубная артерия

Вертикальные ветви через надкостницу проникают в десну. От зубных артерий отходят веточки к периодонту и к альвеоле. Между ветвями зубных, межальвеолярных артерий, идущих к надкостнице, и сосудами экстраоссальной сети имеются анастомозы. В маргинальном пародонте вблизи эмалево-цементного соединения выражена сосудистая манжетка, которая связана с сосудами десны и периодонта (Рис. 1.2.2.2).

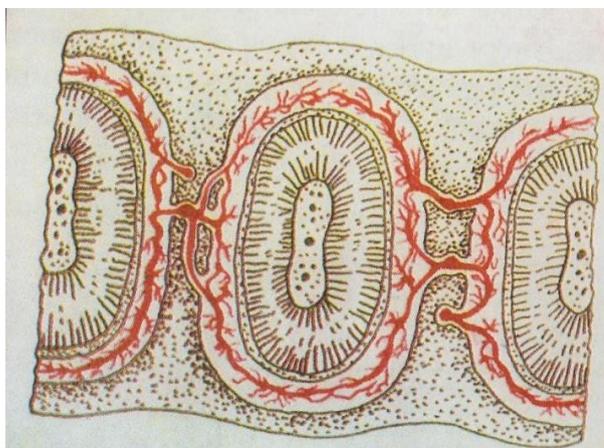


Рис. 1.2.2.2. Сосуды периодонта

Комплекс тканей, имеющих генетическую и функциональную общность: пародонт, кость альвеолы, десна с надкостницей и ткани зуба – называется пародонтом. Десна, являясь частью слизистой оболочки полости рта, покрывает альвеолярную часть нижней челюсти и альвеолярный отросток верхней челюсти и делится на свободную, прикрепленную и межзубные десневые сосочки (А.И. Рыбаков с соавт., 1980 г.; К. Доменик, 1967 г.; Л. Шугар с соав., 1980 г.). Прикрепленная десна неподвижно соединена с надкостницей челюсти за счет соединительнотканых волокон. Свободная десна прилежит к поверхности зуба и отделяется от неё десневым желобком.

Говоря о структурных образованиях сосудистого русла тканей пародонта, следует иметь в виду мелкие артерии, артериолы, прекапилляры, капилляры, посткапилляры, венулы, мелкие вены и артериоло-венулярные анастомозы. Ширина просвета сосудов микроциркуляторного русла составляет от 2 до 200 мкм (В.А. Козлов с соавт., 1981 г.; А.М. Чернух с соавт., 1984 г.; Г.И. Мchedlishvili, 1996 г.).

В области десневого края артериола с шириной просвета до 22 мкм отдает 2-3 дуговых веточки, создавая пути притока крови к прекапиллярам и капиллярам маргинального пародонта. По границе десны капилляры, соединяясь между собой аркадными анастомозами, образуют манжетку, параллельную шейке зуба. Артериолы десны имеют прямолинейный ход с быстрым, визуально неразличимым кровотоком. Посткапилляры параллельно артериолам формируют собирательные, а затем и широкие древовидные венулы (Рис. 1.2.2.3, 1.2.2.4).

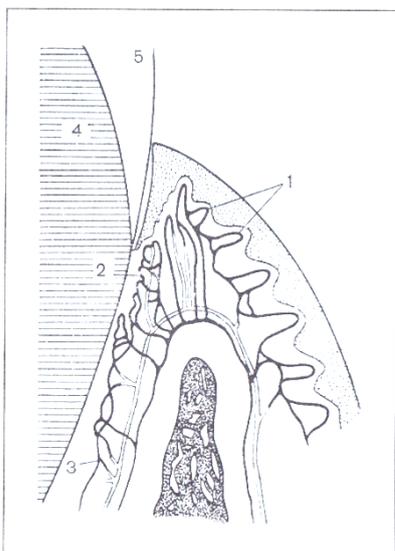


Рис. 1.2.2.3. Кровоснабжение маргинального пародонта (схема) (Kindlott Н., 1966):

- 1 – капиллярная сеть десны, прикрепленная
- 2 – сосудистая манжетка
- 3 – сосуды периодонта
- 4 – дентин
- 5 – эмаль

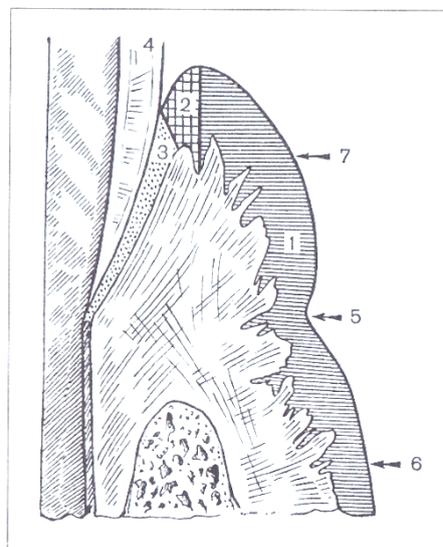


Рис. 1.2.2.4. Строение десны (схема):

- 1 – эпителий полости рта
- 2 – эпителий борозды (щелевой)
- 3 – соединительный эпителий
- 4 – эмаль
- 5 – десневой желобок
- 6 – прикрепленная десна
- 7 – свободная десна

Область прикреплённой десны характеризуется, ввиду отсутствия подслизистого слоя, наличием обширных анастомозов между сосудами десны, надкостницы и кости. Обильная васкуляризация этой зоны делает её особенно благоприятным объектом для изучения. Зона представлена артериолами с шириной просвета 18-20 мкм. Капилляры имеют плоскостное расположение, а ширина их просвета составляет от 4 до 9 мкм. Гораздо шире в этой зоне представлен веноульный отдел. Ширина просвета венул здесь колеблется от 16 до 28 мкм.

По границе прикреплённой десны с переходной складкой имеется меньшее количество сосудов. Просвет артериол в этом месте достигает 23 мкм, а просвет венул колеблется от 22 до 30 мкм (Е.А. Цимбалистова, 1985 г.)

Кровоток в пульпе зуба представлен артериолами, идущими от альвеолярной артерии через апикальное отверстие канала корня зуба, капиллярами и веноулярным аппаратом, образующими густые сплетения с небольшим просветом микроциркуляторных сосудов (Рис. 1.2.2.1, 1.2.2.5).

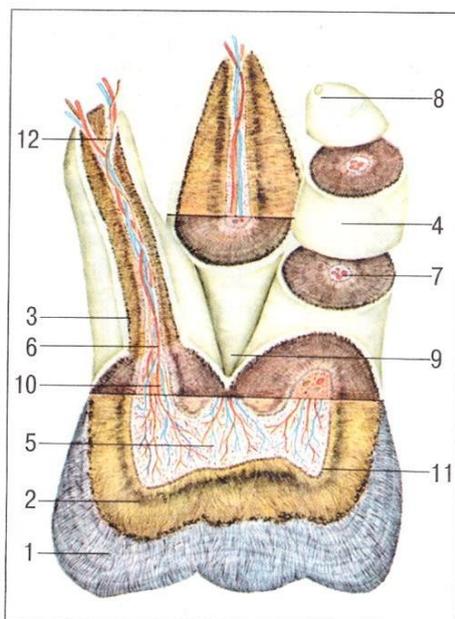


Рис. 1.2.2.5. Строение зуба: 1 – эмаль, 2 – дентин, 3 – цемент, 4 – корень зуба, 5 – коронковая пульпа, 6 – сосудисто-нервный пучок, 7 – корневая пульпа, 8 – верхушка корня зуба, 9 – место схождения корней, 10 – устье корневого канала, 11 – рог пульпы зуба, 12 – отверстие верхушки корня зуба

Таблица 1.2.2.1. Средние значения (M+m) гемодинамических показателей кровотока в микроциркуляторном русле тканей десны в норме и при заболеваниях пародонта по данным УЗДГ (Е.К. Кречина, 2008 г.)

Группы обследуемых		V _{as} см/сек	Q _{as} мл/мин	V _{am} см/сек	V _{akd} см/сек	Q _{am} мл/мин	PI	RI
Норма, n-10	M	0,724	0,034	0,435	0,405	0,020	1,740	0,732
	±m	0,012	0,001	0,012	0,025	0,002	0,090	0,050
	p							
Катаральный гингивит, n-19	M	0,752	0,035	0,487	0,479	0,023	2,218	0,393
	±m	0,018	0,001	0,016	0,013	0,001	0,100	0,100
	p	<0,05	>0,05	>0,05	>0,05	<0,05	<0,05	<0,01
Пародонтит легкой степени, n-22	M	0,688	0,031	0,314	0,249	0,015	2,279	0,860
	±m	0,020	0,001	0,028	0,009	0,002	0,030	0,020
	p	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
Пародонтит легкой степени, n-22	M	0,688	0,031	0,314	0,249	0,015	2,279	0,860
	±m	0,020	0,001	0,028	0,009	0,002	0,030	0,020
	p	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
Пародонтит средней степени, n-21	M	0,420	0,020	0,181	0,173	0,008	2,307	0,890
	±m	0,057	0,002	0,037	0,015	0,001	0,055	0,035
	p	<0,01	<0,01	<0,01	<0,05	<0,001	<0,05	<0,05
Пародонтит тяжелой степени, n-20	M	0,237	0,011	0,101	0,105	0,005	1,484	0,910
	±m	0,028	0,002	0,001	0,015	0,001	0,015	0,019
	p	<0,01	<0,01	<0,01	<0,001	<0,001	<0,01	<0,01
Пародонтоз, n-9	M	0,265	0,012	0,093	0,098	0,004	1,180	1,000
	±m	0,011	0,001	0,001	0,009	0,001	0,023	0,027
	p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,01	<0,05

Примечание: p – достоверность различий рассчитывается относительно нормы

1.3 Основы физиологического аспекта гемоциркуляции

Согласно существующим представлениям (Folkow, 1955, 1967 гг.; Zweifach, 1965 г.; Mellander, 1970 г. и др.) сердечно-сосудистая система представлена различными звеньями. Первым звеном является сердце, выполняющее функцию насоса. На этом уровне отмечается наибольший перепад давления – от 120 до 150 мм рт. ст. до 0. От сердца отходят крупные сосуды эластического типа, в которых пульсация несколько сглаживается, давление ритмично меняется в пределах 80-120 мм рт. ст., а кровоток принимает более равномерное течение. Следующее звено представлено артериолами, артериоло-капиллярными шунтами и прекапиллярными сфинктерами. Давление в них ещё меньше, кровоток равномерен. От их деятельности зависят число активных капилляров и площадь транскапиллярного обмена. Капилляры – сосуды гематотканевого обмена. На этом уровне отмечается относительное постоянство величины давления и скорости кровотока. Последнее звено сердечно-сосудистой системы представлено веноулярно-венозным отделом, содержащим ёмкостные сосуды, в которых может задерживаться до

70-80 % всей крови. Они характеризуются низким кровяным давлением и медленным кровотоком.

Одним из важнейших показателей функционирования как макро- так и микрососудов является скорость кровотока (Таблица 1.3.1), обусловленная реологическими свойствами крови. Изменения реологических свойств крови в макрососудах зависят, в первую очередь, от её вязкости, изменяющейся под влиянием содержащихся в плазме крупномолекулярных белков (прежде всего фибриногена). В микрососудах этот фактор не является основополагающим. В 1931 г. R. Fahraens и T. Lindquist было доказано, что с уменьшением диаметра сосуда, через который протекает кровь, вязкость последней снижается.

Таблица 1.3.1. Средняя скорость кровотока в различных сосудах кровеносного руслачеловека. (Институт физиологии имени И.М. Сеченова, 1983 г.)

Среднее заглубление, Н (см)	Сосуд	Средний диаметр (см)	Средняя протяженность сосудов (см)	Средняя скорость кровотока (см/с)
1,5-15	Аорта	1,6-2,3	80	30-60
	Большие артерии	0,6-1,0	40-20	20-30
	Малые артерии			
0,1-1,5	Артериолы	0,1-0,02	5-20	10-0,2
0-1,0	Капилляры	0,0005-0,001	0,1	0,05-0,07
0,1-1,5	Венулы	0,02-0,2	0,2-1	0,1-1
	Малые вены			
1,5-15	Большие вены	0,5-1,0	10-30	10-20
	Полые вены	2,0	50	10-20

В мелких сосудах реологические свойства крови и скорость кровотока зависят от агрегации и возможности функционального деформирования эритроцитов (Г.И. Мчедlishvili, 1996 г.). Дело в том, что в микроциркуляторном русле кровяной поток представлен в основном форменными элементами крови, а не плазмой, которые движутся слоями относительно друг друга равномерно, создавая так называемое ламинарное движение среды. При повышенной агрегации эритроцитов, снижении их способности к деформации при прохождении через меньший, чем их собственный, диаметр сосуда, а также при сужении просвета микроциркуляторного русла кровотоков может носить турбулентный характер. От этого, а также от величины кровяного давления в сосудах зависит скорость кровотока. По мере уменьшения диаметра сосудов от аорты к капиллярам прогрессивно увеличивается суммарная площадь поперечного сечения кровяного русла, снижается внутрисосудистое давление и уменьшается линейная скорость кровотока. Затем последняя постепенно вновь увеличивается в венах по направлению к правому сердцу, однако не достигает скорости, отмечаемой на аорте, так как площадь поперечного сечения полых вен значительно больше таковой у аорты. Известно, что

линейная скорость кровотока прямо пропорциональна давлению крови (А.М. Чернух, П.Н. Александров, О.В. Алексеев, 1984 г.). Поэтому изменение кровяного давления от аорты к микрососудам происходит в убывающем направлении также, как и линейная скорость кровотока. При переходе капилляров в вены ещё больше возрастает площадь поперечного сечения сосудистого русла и соответственно, растёт сопротивление, на преодоление которого затрачивается оставшаяся кинетическая энергия сердца. Давление в венозном отделе продолжает прогрессивно снижаться от периферии к сердцу. Та же зависимость наблюдается и в системе макрососудов (Р. Branemark, I. Jonson, 1963 г.; М. Asano, Р. Branemark, 1970 г.). В результате этого в крупных венах кровяное давление снижается до нуля, а вблизи впадения их в сердце имеет отрицательное значение. В конечном итоге, от состояния тонуса сосудов зависит интенсивность капиллярного кровотока.

Размер площади капиллярной фильтрации, то есть величина транскапиллярного объёма и объёмная скорость капиллярного кровотока в большей мере зависят от функциональной ёмкости капиллярного русла, определяемой числом открытых капилляров. По мнению А.М. Чернуха и соавт. (1984 г.), между этими параметрами имеется прямая зависимость. Следовательно, определяя объёмную скорость капиллярного кровотока или подсчитывая число открытых капилляров, можно судить о величине транскапиллярного обмена в тканях.

Фундаментальной особенностью микроциркуляции крови является её постоянная изменчивость как во времени, так и в пространстве, что проявляется в спонтанных флюктуациях тканевого кровотока. Именно поэтому наблюдается не стопроцентная повторяемость результатов измерения при любом методе.

Нарушения микроциркуляции могут быть локальными и системными. По мнению Н.Н. Петрищева и Е.В. Васиной (2009 г.) выделяются три основных механизма системных расстройств микроциркуляции:

- нарушения гемодинамики, сопровождающиеся изменением перфузионного давления, скорости и структуры потока крови;
- нарушение реологических свойств крови вследствие гемоконцентрации, внутрисосудистой агрегации форменных элементов крови, внутрисосудистого свёртывания крови с последующей блокадой капиллярного кровотока;
- структурно-функциональные нарушения эндотелия.

Эти механизмы взаимосвязаны, а общим во всех случаях является дисфункция эндотелия, которая проявляется в изменении образования и выделения биологически активных веществ и нарушения функции эндотелия (проницаемости, адгезивности, тромборезистентности и т.д.).

1.4 Методы исследования микрогемодинамики

Для изучения кровеносных сосудов, составляющих микроциркуляторное русло, используются различные микроскопические, макроскопические, микрорентгенографические, электронно-микроскопические, гистохимические, варианты

биомикроскопических и другие методы исследования. Выбор какой-либо методики для изучения, как правило, обусловлен задачей исследования. Так, одним из методов, используемых для выявления архитектоники сосудистого русла, геометрии его сосудов, является инъекция сосудов. Наливка позволяет выявить количество последних, их диаметр, углы отхождения от более крупных. Эти показатели косвенно характеризуют гемодинамику в сосудах, однако, методика не позволяет точно идентифицировать сосуды микроциркуляторного русла, что стало возможным при применении импрегнации сосудистой стенки (В.В. Куприянов, 1965 г.; Н.В. Крылова с соавт., 1974 г.).

Выявить функциональное состояние микроциркуляторных сосудов по количеству действующих капилляров помогло применение гистохимических методик. Эти же методики позволяют изучить различные свойства эндотелия сосудов, зависимость между окислительными процессами, активностью щелочной фосфатазы и обмен полисахаридов.

Одним из информативных методов изучения микрогемодинамики является витальная биомикроскопия. Она позволяет в прижизненных условиях вскрыть структурные взаимоотношения между сосудами, исследовать реактивность отдельных звеньев, проследить движение крови по микрососудам и те внутрисосудистые изменения, которые связаны с агрегацией форменных элементов крови, а также оценить в динамике состояние микроциркуляции.

Подавляющее число прижизненных исследований по микроциркуляции выполнено с использованием светового микроскопа. Реже для решения специальных задач применяются ультрафиолетовая, люминесцентная, фазово-контрастная, поляризационная, телевизионная микроскопии, оптический квантовый генератор (лазер), световой и голографический микроскоп. Весьма важный раздел среди разнообразных методов изучения микрогемодинамики представляют микрофотография и микрокинематография, являющиеся информативными научными методами изучения динамики многих физиологических процессов. Особенно большую и ценную информацию удалось получить с помощью этих методов при исследовании реологических свойств крови. Большое диагностическое и прогностическое значение имеет оценка вязкости крови и характеристика степени агрегации форменных элементов крови. В этой связи разработаны приборы, получившие название вязкозиметров и агломеров. Для изучения изменений скорости кровотока предложены визуальные фотографические и фотоэлектронные методы (телевизионная микроскопия и видеоденситометрия (А. Bolinger et al., 1977 г.; В.И. Козлов с соавт., 1982 г.), а для регистрации оптической плотности тканей или органа (степени кровенаполнения сосудов) – фотоэлектрическая микроплетизмография (М. Asano, К. Ioshida, К. Tatai, 1965 г.). Однако, эти методы, несмотря на их высокую информативность, требуют сложной аппаратуры и являются достаточно трудоёмкими для их использования в клинике. Значительно более доступными неинвазивными методами исследования кровотока является доплерография – лазерная и ультразвуковая, которые, по существу, являются прямыми методами исследования, (Е.К. Кречина и соавт., 1997 г.; Н.Р. Закирова, 1999 г.; В.А. Козлов, Н.К. Артюшенко, О.В. Шалак, М.Б. Гирина и др., 1999 г.), ультразвуковая сонография (А.А. Быкова и др., 1998 г.; В.С. Агапов и др., 1999 г.; Л.Ю. Орехова и др., 1999 г.). Лазерная флоуметрия и ультразвуковая доплерография (в

том числе, высокочастотная) основаны на эффекте Доплера (1842 г.): «Сигнал, отраженный от движущегося объекта, изменяется на величину, пропорциональную скорости движения этого объекта». Распространение и отражение ультразвуковых колебаний – два основных процесса, на которых основано действие всей диагностической ультразвуковой аппаратуры. Оба метода используют близкие длины волн: в лазере – 550 нм, в ультразвуке – с частотой 20 МГц – 600 нм. Данные длины волн позволяют работать в зоне микроциркуляторного кровотока (включая капиллярный). В то же время физические основы световой волны в лазере и механической в ультразвуке подразумевают ряд существенных отличий. Лазерные флоуметры рассчитывают перфузионные единицы, определенные через коэффициент перерасчета скорости перфузии в 1 мм³ ткани. В результате на экране прибора отсутствуют прямые показатели скорости кровотока. Ультразвуковые флоуметры определяют такие характеристики кровотока как направление кровотока, линейную (прямое измерение) и объемную скорости по срезу прозвучиваемой ткани. Кроме того, в ультразвуке за счёт использования при математической обработке сигнала быстрого преобразования Фурье получают цветной спектр распределения кровотока и его огибающие, что дает широкие возможности для диагностики:

1. По спектральным характеристикам кровотока, звуковому сигналу определяют преимущественную наполненность микросреза ткани артериальным, венозным, капиллярным, шунтирующим кровотоком.

2. Анализ весового распределения в доплеровском спектре сигналов высокочастотных от быстрых частиц и низкочастотных от медленных частиц в перспективе может дать возможность определения процентного состава потока частиц (эритроцитов, лейкоцитов, тромбоцитов, лимфоцитов) по срезу микроциркуляторного русла.

3. Наличие звукового сигнала кровотока значительно облегчает установку датчика и контроль доплеровского сигнала в процессе исследования.

4. Прижима датчика в месте зондирования не требуется, т.к. прозвучивание идет через акустический гель.

5. Ультразвуковой доплер дает возможность исследовать внутрикостный кровоток, тогда как лазерный применим только для мягких тканей.

В свою очередь лазерный доплерограф имеет преимущества:

1. При установке датчиков не требуется тщательной ориентировки.
2. Метод не требует углубленного обучения оператора.

Методика применения лазерного доплеровского флоуметра подробно изложена в методических рекомендациях к прибору ЛАКК-01 (сост. Е.К. Кречина, В.И. Козлов, О.А. Терман, В.В. Сидоров, 1997 г.).

Сравнительные измерения характеристик кровотока микроциркуляторного русла лазерным и ультразвуковым доплерографами, проведенные на кафедрах стоматологии МГСУ (Москва) и Читинской ГМА показали 98 %-е совпадение динамики результатов (TERRA MEDICA стоматология. Март 2002 г, Конференция «Микроциркуляция и гемореология», Ярославль, июль 2003 г.; 4-я конференция по региональному кровообращению и микроциркуляции, Москва, 2009 г.).

Глава 2. Ультразвуковая высокочастотная доплерография

В 1991 году сотрудниками отделения функциональной диагностики Московского филиала МНТК «Микрохирургия глаза» Святослава Федорова, возглавляемого Г.Д. Михайловой, была поставлена задача разработки высокочастотных датчиков с рабочей частотой 20-25 МГц для изучения характеристик кровотока переднего сегмента глаза – цилиарного тела.

В 1994 г. был изготовлен первый экспериментальный образец прибора с датчиками 5 и 20 МГц.

В 1996 г. была выпущена первая опытная партия приборов с датчиками 20, 10 и 5 МГц. При работе с высокочастотными датчиками последовательно были получены устойчивые сигналы с переднего сегмента глаза, ногтевого валика. Прибор был зарегистрирован и получил название «Минимакс-доплер-К». Он работает в двух режимах: традиционной доплерографии в макрорежиме (диагностика кровотока в единичном сосуде) и диагностики течения крови в микроциркуляторном русле, исследуя жидкостный обмен в срезах тканей (перфузию) – микрорежим.

2.1 Физические основы ультразвуковой доплерографии

Метод ультразвуковой доплерографии использует открытый в 1842 г. Допплером (Doppler) эффект изменения частоты отраженного движущегося объекта сигнала на величину, пропорциональную скорости движения отражателя. При отсутствии движения исследуемой среды доплеровского сигнала не существует, так как ультразвуковая волна проходит сквозь ткани без отражения, что делает данный метод исследования движущихся структур наиболее объективным. Наличие отражённого сигнала свидетельствует о наличии кровотока в зоне ультразвуковой локации. Распространение и отражение ультразвуковых колебаний – два основных процесса, на которых основано действие всей диагностической ультразвуковой аппаратуры. Ультразвуковая доплерография по сравнению с лазерной имеет ряд существенных для исследователя неоспоримых преимуществ: звуковой и визуальный контроль установки датчика в точке локации, возможность определения по форме кривой типа сосудов (артериальный или венозный), а по спектру – распределение частиц крови с разными скоростями по сечению исследуемого сосуда, оценка направления кровотока. Наиболее быстрые имеют более темную окраску и наиболее удалены от изолинии. Медленные частицы идут вдоль изолинии и характеризуют пристеночную область сосуда. В отличие от лазерного доплерографа, показания которого во многом зависят от степени прижима излучателя к поверхности исследуемого участка, в ультразвуковом доплерографе прижим не влияет на результаты измерения, так как практически не требуется для получения сигнала – акустический контакт обеспечивается через гель.

Величина доплеровского сдвига частот пропорциональна скорости кровотока и определяется по формуле (1):

$$V = \frac{F_d \times C}{2 \times F_g \times \cos \alpha} \quad (1),$$

где: V – скорость потока форменных элементов в сосуде; F_d – доплеровский сдвиг частоты; F_g – частота генератора; C – скорость распространения ультразвука в среде, равная 1540 м/с; α – угол между осью потока и осью отраженного УЗ луча.

В реальном кровотоке одновременно присутствуют отражатели, движущиеся в кровяном русле с различными скоростями, и, следовательно, на приемный элемент ультразвукового датчика поступает спектр сигналов с разными доплеровскими частотами. Скорость кровотока не является величиной постоянной и меняется в артериальных сосудах в зависимости от фазы сердечного цикла, образуя так называемую пульсовую кривую. Для венозного кровотока характерна медленно меняющаяся волна.

В большинстве имеющихся в настоящее время ультразвуковых приборов используется импульсный и непрерывный режим излучения ультразвуковых колебаний. Однако для исследования гемодинамических характеристик участка тканей с микрососудами при оценке динамики интегральных характеристик кровотока в микроциркуляторном русле применяются непрерывный ультразвуковой датчик (частотой 20-25 МГц). В отличие от прозвучивания магистральных сосудов, когда врач прозвучивает датчиком 5-10 МГц единичный крупный или средний сосуд и получает артериальную или венозную спектральную картину кровотока (Рис. 2.1.1, 2.1.2), в случае прозвучивания высокочастотным датчиком микроциркуляторного участка ткани мы фиксируем интегральные гемодинамические характеристики данного среза ткани. В патофизиологии тестом для определения возможности работы прибора в микроциркуляторном русле считается область ногтевого валика. Используя ультразвуковые датчики с рабочей частотой 20, 25 МГц из комплекта прибора «ММ-Д-К», мы получили четкий звуковой и визуальный сигнал в этой области (Рис. 2.1.3).

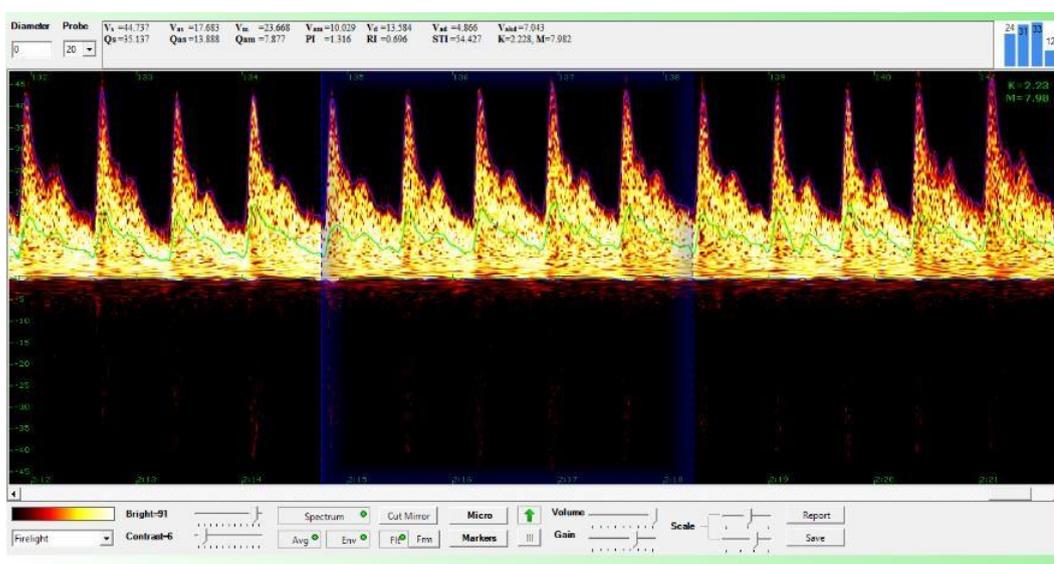


Рис. 2.1.1 Сигнал с артерии

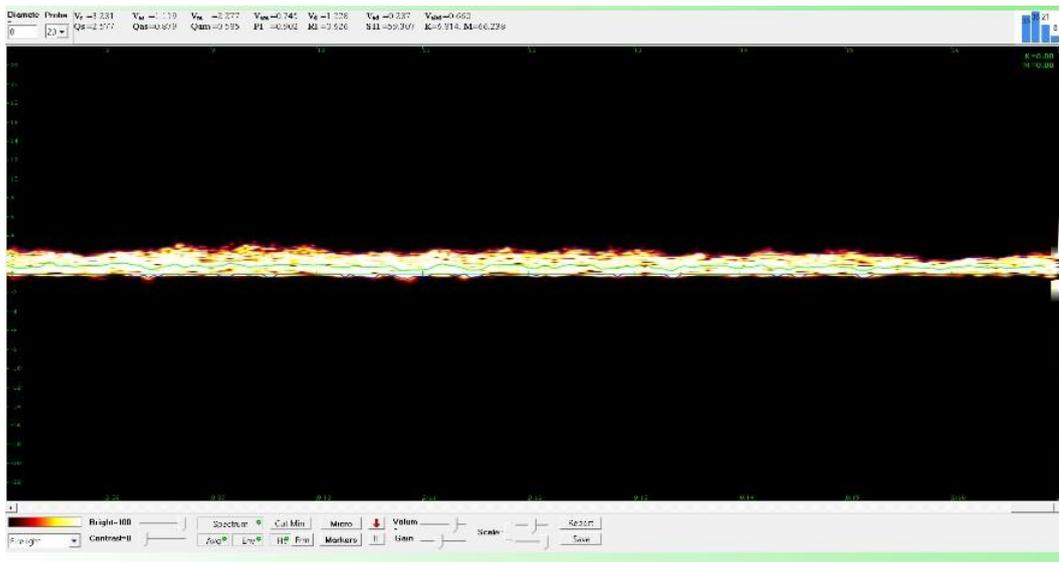


Рис. 2.1.2 Сигнал с вены

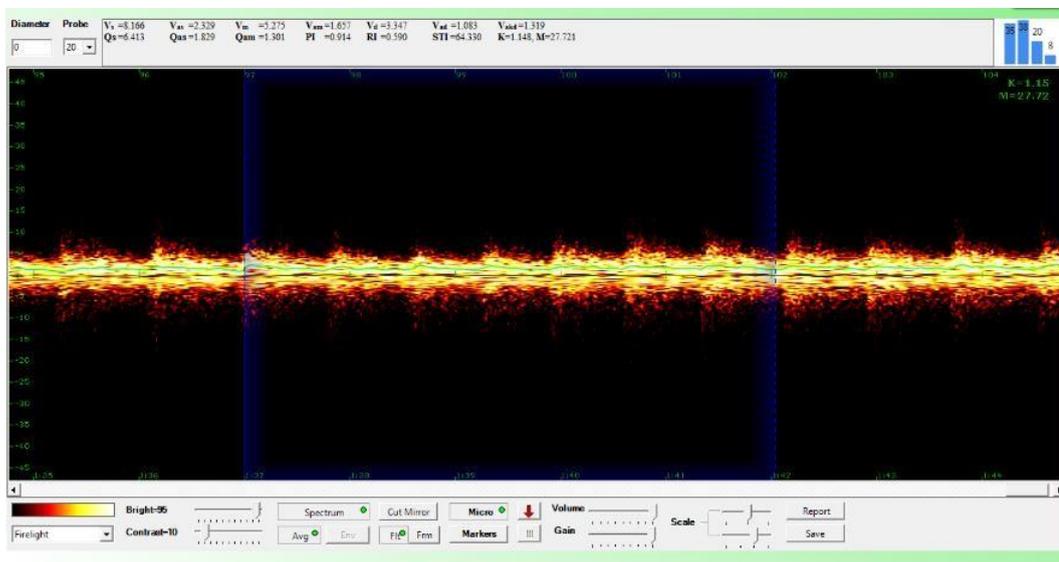


Рис.2.1.3. Сигнал с ногтевого валика

Очень важно отметить, что в случае прозвучивания датчиком участка ткани, когда в области прозвучивания не лежат крупные сосуды, мы имеем возможность исследовать перфузию тканей (жидкостный обмен), не только датчиком 20 МГц, но и 10 и 5 МГц. Прозвучивание происходит на разные глубины: 20 МГц – до 8 мм; 10 МГц – до 40 мм; 5 МГц – до 80 мм. В случае прозвучивания крупного сосуда независимо от рабочей частоты датчика включается фильтр, который очищает полезный сигнал с единичного сосуда от сопутствующей перфузии в тканях, когда же в зоне прозвучивания большой сосуд отсутствует, данный фильтр не работает и мы получаем картину интегральной по срезу скоростной характеристики жидкостного обмена в ткани (перфузии).

Максимальный по звуку и амплитуде сигнал в крупном сосуде мы получаем при угле между направлением кровотока и лучом датчика 45-60 градусов (Рис. 2.1.4).

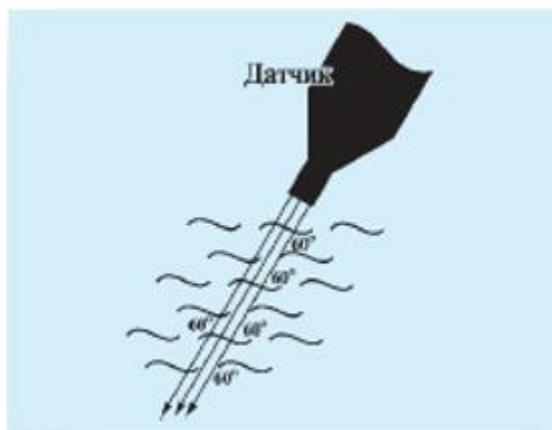


Рис. 2.1.4. Прозвучивание кровотока в крупном сосуде

Теперь по аналогии рассмотрим объем по срезу полуцилиндра при прозвучивании среза ткани, в котором отсутствуют большие сосуды: наибольший сигнал мы получим в случае, когда положение датчика обеспечит такое направление луча, при котором наибольшее число микрососудов будет прозвучиваться под углом 60 градусов (Рис. 2.1.5).

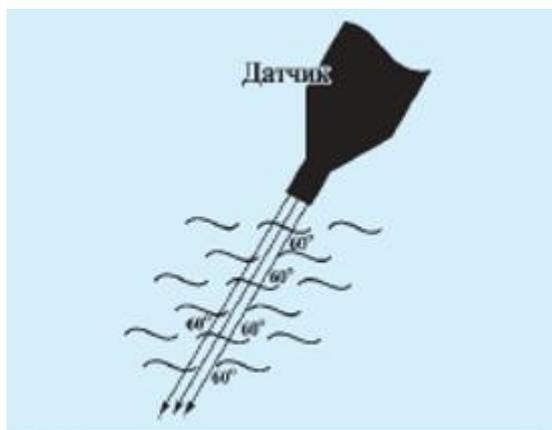


Рис. 2.1.5. Прозвучивание кровотока в срезе ткани

Очень важно учесть, что положение по отношению к датчику и кровотоку в микрососудах меняется:

- по положению пациента;
- в результате физиологических моментов;
- в результате лечения, других воздействий и т.д.

Поэтому мы можем ориентироваться только по точке прозвучивания на теле пациента и получению в этой точке максимального сигнала в динамике, ориентируя датчик только по максимальному сигналу в данной точке. Еще следует отметить, что в случае прозвучивания большого сосуда принимается однородность течения (пульсирующий стационарный) по длине сосуда, в случае же прозвучивания перфузии принимается однородность течения по объему в районе точки прозвучивания.

Для расчета объемных скоростей кровотока в срезах тканей нами в содружестве со специалистами кафедры патофизиологии СПбГМУ им. акад. И.П. Павлова, были разработаны так называемые приведенные диаметры микроциркуляторных срезов тканей,

которые используются при расчете объемных характеристик микроциркуляторного кровотока.

Аксонметрически это выглядит следующим образом:

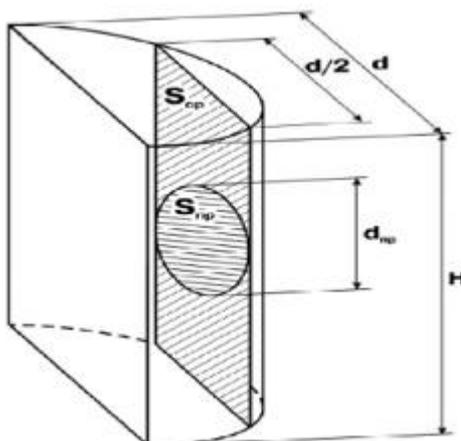


Рис. 2.1.6.

d – диаметр рабочей поверхности датчика; H – глубина прозвучивания; $S_{ср}$ – площадь по хорде $d/2$; $S_{пр}$ – площадь приведенного сосуда; $d_{пр}$ – диаметр приведенного сосуда.

В общем виде объём зондируемого ультразвуковым датчиком среза тканей представляет собой объём полуцилиндра V , равный площади излучающего (приемного) элемента ультразвуковой головки датчика S , умноженной на значение оптимальной глубины прозвучивания H , т.е.

$$V = S \times H = \frac{\pi d^2}{4} H \quad (2),$$

Однако реальный объём прозвучиваемых тканей будет несколько меньше, во-первых, из-за влияния краевого эффекта пьезоэлементов, и, во-вторых, из-за различного количества прозвучиваемых сосудов, что связано со строением микроциркуляторного русла различных видов тканей организма. Эти условия и учитываются при расчете площади приведённого сосуда, которая рассчитывается как площадь среза тканей глубиной H на уровне хорды длиной $1/2$ диаметра датчика и представляет собой прямоугольник, площадь которого, в свою очередь, для удобства ввода данных для расчета объемных характеристик микроциркуляторного кровотока (по аналогии с единичными сосудами) приводится к равновеликой площади круга, равной сумме площадей сечений сосудов, попадающих в срез прозвучиваемых тканей (площадь приведенного сосуда), что учитывается введением в формулу коэффициента плотности заполнения $k_{пл}$. Таким образом, формула площади приведенного сосуда примет вид:

$$S_{пр \text{ (окружность)}} = S_{ср \text{ (прямоугольник)}} \quad (3)$$

$$\frac{d}{2} k_{пл} H = \frac{\pi d_{пр}^2}{4} \quad (4)$$

где: d – диаметр рабочей поверхности датчика, H – глубина прозвучивания, $k_{пл}$ – коэффициент, зависящий от характеристик тканей по глубине прозвучивания, т.е. плотности заполнения данных тканей микрососудами.

Диаметр $d_{пр}$ приведённого сосуда вычисляется по формуле:

$$d_{пр} = \sqrt{\frac{2dk_{пл}H}{\pi}} \quad (5)$$

Значения коэффициента плотности заполнения среза мягких тканей микрососудами $k_{пл}$ в зависимости от частоты датчика и, соответственно, глубины прозвучивания, определялись по данным физиологических исследований и составили:

для 20 МГц: $k_{пл} = 0,21$ (0,02 для слизистых)

для 10 МГц: $k_{пл} = 0,24$

для 5 МГц: $k_{пл} = 0,33$

Рассчитанные по выше приведенной методике значения приведенных диаметров для датчиков с различными рабочими частотами составили:

для 20 МГц: $d_{пр} = 1$ мм (0,35 мм для слизистых)

для 10 МГц: $d_{пр} = 5$ мм

для 5 МГц: $d_{пр} = 10$ мм

2.2 Устройство и принцип действия доплерографа ультразвукового компьютеризированного для исследования кровотока «Минимакс-доплер-К»

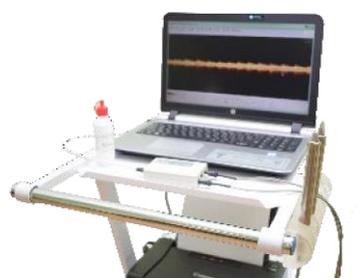
Допплерограф ультразвуковой компьютеризированный для исследования кровотока как в макро- так и в микрососудах в том числе и в челюстно-лицевой области в настоящее время представлен тремя видами: большой компьютеризированный комплекс на основе стационарного компьютера, включающего системный блок, монитор, звуковые колонки, клавиатуру, педаль ножного включения и остановки записи (комплектация ЖК); портативный ультразвуковой доплерограф на основе ноутбука (комплектация НБ); и на основе нетбука (комплектация Net) (Рис. 2.2.1).



Комплектация ЖК



Комплектация Net



Комплектация НБ

Рис. 2.2.1. Варианты комплектации доплерографа ультразвукового компьютеризированного для исследования кровотока «Минимакс-доплер-К»

Самой важной деталью комплекса являются ультразвуковые преобразователи – датчики с частотой излучения от 2 до 25 МГц (Рис. 2.2.2).



Хирургический комплект Стоматологический комплект Транскутанный комплект

Рис. 2.2.2. Варианты исполнения датчиков

Угловой датчик с рабочей частотой 25 МГц конструктивно аналогичен стоматологическому инструменту. Это позволяет проводить исследования слизистой оболочки боковых отделов полости рта, нёба, а также пульпы зубов.

Получение качественного сигнала кровотока при доплерографическом исследовании, особенно медленно движущихся эритроцитов в микроциркуляторном русле, предполагает максимальное увеличение частоты ультразвуковых колебаний. Однако при этом существенно увеличивается степень их затухания и, соответственно, уменьшается глубина лоцируемой зоны. Кровоснабжение зубов, мягких тканей лица и шеи обеспечивается макро- и микрососудами, имеющими диаметр от нескольких миллиметров (общая сонная, лицевая, язычная, челюстная, поверхностно-височная артерии и сопровождающие их вены) до 5-7 мкм (артериоло-капилляро-венулярные сосуды пародонта, кости челюстей и пульпы зуба). Эти обстоятельства и определяют выбор ультразвукового излучателя.

Для тарировки датчиков при их изготовлении применяется специальное устройство-фантом кровотока фирмы RMI (США), позволяющее определить разрешение датчиков с разными рабочими частотами по глубине (поперечное) и по скорости (продольное).

Путем тарирования была рассчитана глубина прозвучивания тканей датчиками различной частоты (Таблица 2.2.1).

Таблица 2.2.1. Данные тарировки по глубине прозвучивания тканей

Рабочая частота датчика, МГц	$2 \pm 0,2$	$5 \pm 0,5$	$10 \pm 1,0$	$20 \pm 1,0$	$25 \pm 2,5$
Длина волны в тканях организма, λ , мм	$0,77 \pm 0,07$	$0,308 \pm 0,04$	$0,154 \pm 0,014$	$0,077 \pm 0,007$	$0,0616 \pm 0,006$
Фактическое значение глубины зондирования (на фантоме кровотока), мм	до 175,0	до 100,0	до 40,0	до 4,0	до 3,5

Как уже отмечалось выше, ультразвуковая доплерография дает возможность исследовать и внутрикостный кровоток. В таблице 2.2.2 приведены расчетные данные о глубине прозвучивания костных тканей челюстно-лицевой области.

Таблица 2.2.2. Глубина прозвучивания костных тканей датчиками различной частоты

Частота Датчика, МГц	Вид ткани	Толщина ткани, см	Суммарная толщина тканей, см	Коэффициент затухания, дБ/см	Суммарная глубина прозвучивания, см
20	Слизистая оболочка – компактная кость	0,1-0,3 0,2-2,0	2,3	9,04 299	0,7
20	Слизистая оболочка – губчатая кость	0,1-0,3 0,2-2,0	2,3	9,04 355	0,5
10	Слизистая оболочка – компактная кость	0,1-0,3 0,2-2,0	2,3	4,43 101,5	1,7
10	Слизистая оболочка – губчатая кость	0,1-0,3 0,2-2,0	2,3	4,43 177,4	1,1

Как видно из представленной таблицы, датчиком с рабочей частотой 20 МГц возможно исследование на глубине костной ткани от 0,5 до 0,7 см. Датчик 10 МГц позволяет проникнуть в костную ткань на глубину от 1,1 до 1,7 см в зависимости от плотности костной ткани.

Поступающий на приёмный элемент датчика отражённый от кровотока сигнал содержит составляющие с различными доплеровскими частотами. Этот сигнал усиливается, фильтруется и поступает в компьютерную часть прибора, где обрабатывается по специальной программе и выдается на дисплей монитора в виде доплерограмм с цветным спектром, получаемым через быстрое преобразование Фурье. Чем выше скорость отражателя (красных кровяных телец), тем дальше от изолинии находится соответствующая ему точка. Наиболее быстрые частицы находятся в центре потока, медленные – в пристеночных областях. Соответственно верхняя часть спектра описывает частицы,двигающиеся вдоль оси потока (в центре сосуда), нижняя часть спектра, идущая вдоль изолинии, характеризует частицы, движущиеся в пристеночных областях (Рис. 2.2.4, 2.2.5).

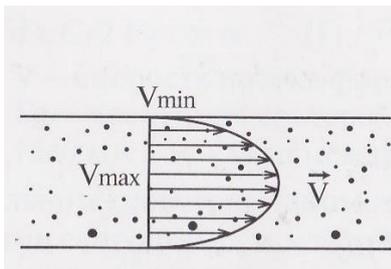


Рис. 2.2.4. Распределение скорости доплеровского кровотока по потоку

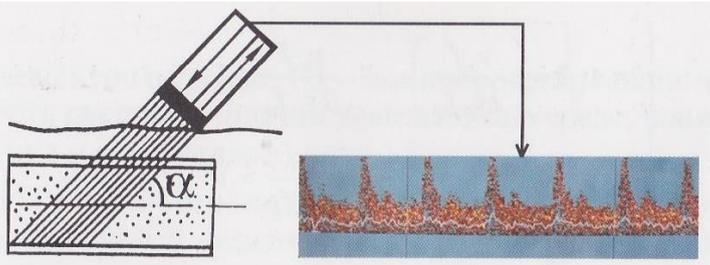


Рис.2.2.5. Распределение спектра по потоку

При запуске программы открывается первый рабочий экран программы – экран запуска – который содержит:

- обследование – создание карточки для нового пациента;
- база пациентов – переход к общему списку пациентов;
- рабочий стол – выход на рабочий стол компьютера;
- выход – завершение работы компьютера.

Второй рабочий экран программы – экран карточки пациента – это основной экран, предназначенный для ввода данных о пациенте: фамилия, имя, отчество, пол исследуемого, год его рождения, диагноз, фамилия врача, заключение.

Программа, разработанная для данного прибора, обеспечивает возможность выбора системы (области) исследования (туловище, конечности, 4 варианта схем челюстно-лицевой области и др.), которые располагаются в правой части второго рабочего экрана (Рис. 2.2.6).

Рис. 2.2.6. Экран карточки пациента

После заполнения данных пациента и выбора системы, в левой нижней части экрана появляется выделенное темно-зелёным цветом поле протокола, на которое необходимо дважды щёлкнуть левой кнопкой мыши для начала обследования и перехода в третий рабочий экран – экран обследования пациента (Рис. 2.2.7.).

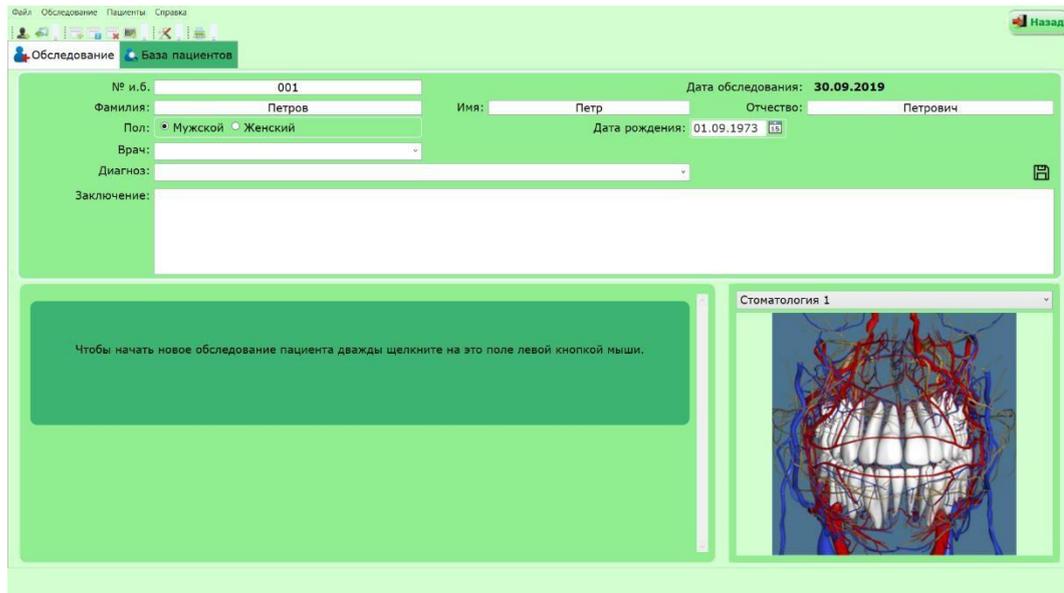


Рис. 2.2.7. Второе рабочее окно экрана для записи кровоснабжения в тканях челюстно-лицевой области

В верхней части экрана обследования пациента (Рис. 2.2.8) под строкой с данными пациента, находятся поля: Diameter – диаметр исследуемого сосуда (в мм), Probe – рабочая частота задействованного датчика (выбор частоты датчика осуществляется из выпадающего меню справа от поля); а также строка результатов. В средней части третьего рабочего экрана располагается основное рабочее окно экрана – окно графика (спектра). Под окном графика, в нижней части экрана, располагается область визуальных настроек и управления графиком.

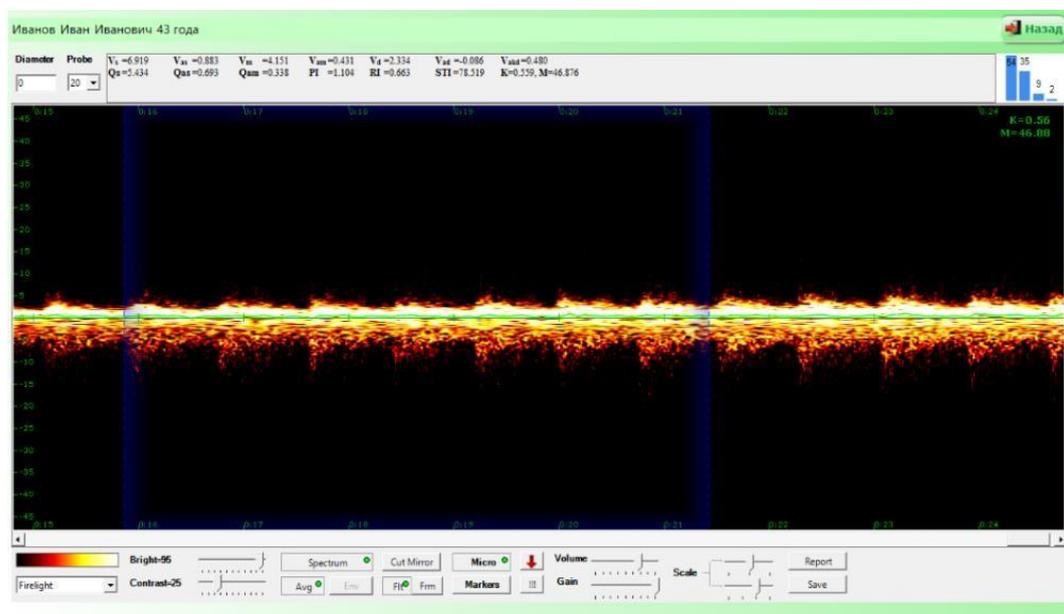


Рис. 2.2.8. Экран обследования пациента

Чтобы включить режим записи графика в третьем рабочем окне, необходимо нажать клавишу «Пробел» или кнопку ножного переключателя (педали). Для остановки графика – повторное нажатие клавиши «Пробел» или педали.

Обработка зарегистрированного доплеровского сигнала производится автоматически: при заполнении окна графика, данные его обработки отражаются в строке результатов. Ручная обработка графика выполняется после остановки прокрутки графика и выделения участка обработки с помощью мыши, для чего нажать левой кнопкой мыши в окне графика – появится вертикальная линия – и вести ее до конца выбранного для обработки участка графика. Отпустить кнопку мыши. Данные обработки появятся в строке результатов.

Чтобы сохранить в базу зарегистрированный график обследования и данные его обработки, а также все последующие изменения, необходимо нажать кнопку «Save». При этом график и данные его обработки переносятся в соответствующее поле окна протокола 2-го рабочего экрана. Если нет необходимости сохранять обследование, или внесённые изменения, необходимо нажать кнопку «Назад» в верхнем углу окна графика.

Для того, чтобы отметить на изображении системы область, в которой производилось обследование, необходимо подвести курсор к соответствующему месту и щёлкнуть на него левой кнопкой мыши. Появится маркер с цифрой, которая будет соответствовать номеру протокола, выделенного красной рамкой (Рис. 2.2.9).

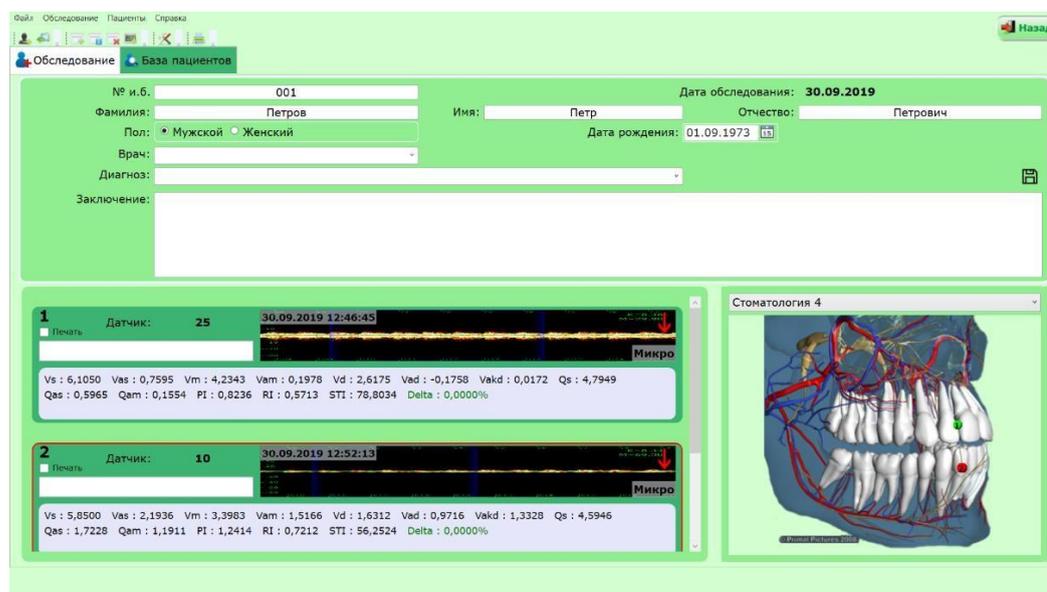


Рис. 2.2.9. Локализация точек измерения кровотока на сосудах челюстно-лицевой области: 1 – сосуды десневого сосочка; 2 – сосуды пульпы зуба

Для удобства поиска сосуда и контроля правильности установки датчика в точке локации имеется выход на устройство звукового контроля – колонки или наушники – что дает возможность как можно более точно установить датчик, получить четкую спектральную картину по громкости звучания, а также определить тип исследуемого сосуда: при исследовании артериальных сосудов четко прослушивается восходящий и нисходящий звук, соответствующий пульсациям сосуда.

Глава 3. Общие правила проведения доплерографического исследования сосудистого русла челюстно-лицевой области

Для обеспечения акустического контакта между ультразвуковым датчиком и исследуемым участком всегда используется контактная среда – акустический гель. Допплерографию сосудов челюстно-лицевой области можно проводить как в стоматологическом кресле, так и в положении пациента лёжа на кушетке.

Общими правилами проведения исследования по этой методике являются:

- Соблюдение стандартных условий проведения исследования (за сутки до исследования исключается приём вазоактивных препаратов, исключается приём кофе, спиртных напитков, шоколада).
- Перед проведением исследования пациент находится в помещении при температуре воздуха 24-25°C в состоянии покоя.
- Использование датчика в соответствии с диаметром изучаемого сосуда и глубиной его залегания.
- Использование контактного акустического геля.
- Проведение исследования сосудов полости рта, лица и шеи должно быть без растяжения и фиксации мягких тканей различными приспособлениями (роторасширителем, губодержателем и т.п.), без сдавливания исследуемой области рабочей поверхностью ультразвукового датчика. Нельзя надавливать на мягкие ткани рядом с объектом, так как в них могут находиться дистальные или проксимальные участки исследуемого сосуда, что исказит естественную картину кровотока в нём.
- Рекомендуются использовать ножную педаль запуска-остановки сигнала, обеспечить максимально возможную фиксацию рук исследователя, одновременно закрепить голову пациента на специальном подголовнике стоматологического кресла
- После установки датчика в зону локации необходимо менять угол его наклона, добиваясь максимального по амплитуде и звуку сигнала.

3.1 Точки локации макрососудов в челюстно-лицевой области

Метод ультразвуковой доплерографии основан на аускультативном и визуальном анализе спектрального изображения (доплерограммы) движения крови, полученного при локации исследуемого сосуда. Поэтому правильный выбор точки локации, т.е. точки контакта излучателя с объектом для получения корректной доплерограммы является одним из главных факторов успешности проводимого исследования.

Наиболее доступные топографо-анатомически для ультразвуковой локации точки на лице и шее.

Таблица 3.1.1. Точки локации макрососудов шеи, лица и полости рта

№	Название артерии	Частота излучения датчика	Расположение датчика для локации артерии
1.	Общая сонная артерия (ОСА)	10 МГц и менее	На расстоянии 1,5-2,0 см выше ключицы вдоль медиального края кивательной мышцы, направляя УЗ-луч медиально
2.	Наружная сонная артерия (НСА)	-	Исследование не рекомендуется из-за близкого расположения бифуркации ОСА, чтобы не вызвать эффект раздражения каротидного синуса. Используется локация ветвей НСА.
3.	Лицевая артерия (ЛА)	10 МГц	По краю нижней челюсти у передней границы собственно жевательной мышцы (на 3-3,5 см кпереди от угла нижней челюсти)
4.	Поверхностная височная артерия (ПВА)	10 МГц 20 МГц	На 0,5 см вверх по биссектрисе угла с вершиной у козелка уха, направляя УЗ-луч кпереди
5.	Угловая артерия (ГА)	10 МГц 20 МГц	На 0,5 см медиальнее внутреннего угла глаза, направляя датчик к спинке носа
6.	Надблоковая артерия (НБА)	10 МГц 20 МГц	При закрытых глазах пациента, отступя на 0,5 см латеральнее от внутреннего угла глаза, направляя УЗ-луч к верхней стенке орбиты
7.	Подглазничная артерия (ПГА)	10 МГц 20 МГц	На 0,5 см ниже середины нижнеглазничного края
8.	Верхнечелюстная артерия (ВЧА)	10 МГц 20 МГц	Верхнелатеральный угол переходной складки верхней челюсти, направляя датчик вверх и медиально до крыло-нёбной ямки при полусомкнутых челюстях больного
9.	Небная артерия (НёБА)	20 МГц 25 МГц	На 0,5 см кпереди от границы мягкого и твердого нёба в месте перехода последнего в альвеолярный отросток верхней челюсти
10.	Нижнечелюстная артерия (НЧА)	10 МГц 20 МГц	В желобок слизистой оболочки латеральнее крыло-челюстной складки ниже жевательной поверхности верхних моляров на 0,5 см, располагая датчик на зубах противоположной стороны челюсти
11.	Подбродочная артерия (ПБА)	20 МГц 25 МГц	Желобок слизистой оболочки переходной складки нижней челюсти в проекции корней премоляров

Апробация датчиков с различной частотой на указанных участках локации позволяет добиться устойчивого сигнала, однако, амплитуда спектра ультразвуковой волны, её цветовая характеристика на всех сосудах, кроме общей сонной артерии и внутренней яремной вены, более выражены при использовании высокочастотного датчика.

3.2 Зоны исследования микрогемодициркуляции в тканях полости рта

При исследовании микроциркуляции крови в тканях полости рта мы руководствуемся принципом зонального обозначения изучаемого участка (М.К. Гейкин, 1957 г.; В.Е. Приёмский, 1968 г.; Е.А. Цимбалистова, 1985 г.) и предлагаем следующие точки локации (Таблица 3.1.2).

Таблица 3.2.1. Точки локации кровотока в микрососудах тканей полости рта

№	Название зоны локации	Частота излучения датчика	Расположение датчика для локации микрососудов
1.	Переходная складка слизистой оболочки полости рта	20 МГц 25 МГц	Граница (желобок) между прикреплённой десной и свободной слизистой оболочкой щек или губ
2.	Уздечка верхней и нижней губ	20 МГц 25 МГц	При несильно оттянутой губе, на основании уздечки
3.	Прикрепленная десна	20 МГц 25 МГц	В любом месте зоны прямым или угловым датчиком в зависимости от доступности места исследования
4.	Десневой край (сосочек и десневой желобок)	20 МГц 25 МГц	Аналогично прикрепленной десне

При изучении кровоснабжения десневого края целесообразно выделять десневой сосочек и десневой желобок, поскольку в сосочке русло представлено петлями капилляров, а в десневом желобке – артериоло-венулярной сосудистой манжеткой (В.С. Иванов, 1989 г.), покрытой более тонким слоем эпителия слизистой оболочки.

Надо сказать, что из-за малого диаметра сосудов микроциркуляции слизистой оболочки полости рта методом ультразвуковой доплерографии оценивается интегральный кровоток в микрососудах, попавших в зону локации.

Допплерографическому исследованию доступно также и микрососудистое русло пульпы зубов. В связи с плотной эмалево-дентинной стенки коронки зуба локацию следует проводить в местах её наименьшей толщины.

Проанализировав данные литературы (А.М. Альтшиц, 1964 г.) о границах размеров толщины стенок различных зубов (точка наименьшей их толщины названа нами акустическим окном), мы пришли к выводу, что оптимальными для исследования микрососудов пульпы являются следующие места их коронковой части (Таблица 3.2.2).

Таблица 3.2.2. Среднее значение толщины стенок зубов в мм (акустические окна)

Наименование зуба	Толщина жевательной поверхности (в мм)	Толщина щечной стенки		Толщина небной стенки		Толщина апроксимальной стенки	
		У экватора зуба	У шейки зуба	У экватора зуба	У шейки зуба	У экватора зуба	У шейки Зуба
1.1 и 2.1	4,50	3,20	2,32	2,70	2,70	3,00	*2,30
1.2 и 2.2	3,85	2,10	2,10	*2,05	2,50	2,65	2,20
1.3 и 2.3	4,40	3,15	3,20	3,00	3,15	3,10	*2,45
1.4 и 2.4	4,10	4,50	3,25	3,35	*2,25	3,75	2,30
1.5 и 2.5	3,75	4,00	2,75	3,40	2,80	3,45	*2,10
1.6 и 2.6	4,00	4,50	3,75	3,50	2,95	3,65	*2,65
1.7 и 2.7	4,10	4,15	2,95	3,75	3,15	3,85	2,70
3.1 и 4.1	3,60	2,15	2,00	1,95	2,20	2,25	*1,70
3.2 и 4.2							
3.3 и 4.3	3,50	2,50	2,65	2,65	2,40	2,80	*2,20
3.4 и 4.4	3,25	3,25	2,65	2,85	*2,25	3,00	*2,25
3.5 и 4.5							
3.6 и 4.6	4,75	4,25	3,25	3,75	*3,00	4,00	3,25
3.7 и 4.7	4,25	3,50	2,55	3,50	2,90	2,90	*2,20

Примечание: * отмечена минимальная толщина стенки зуба в мм, т.е. акустическое окно.

Как видно из представленной таблицы, акустическое окно для исследования микрососудов пульпы зубов верхней и нижней челюстей в большинстве случаев располагается в области апроксимальной стенки коронки у шейки зуба. Кроме того, с этой стороны площадь поверхности пульповой камеры значительно больше, чем с вестибулярной и небной сторон, и попасть здесь лучом датчика в пульпу легче (Рис. 3.2.1).

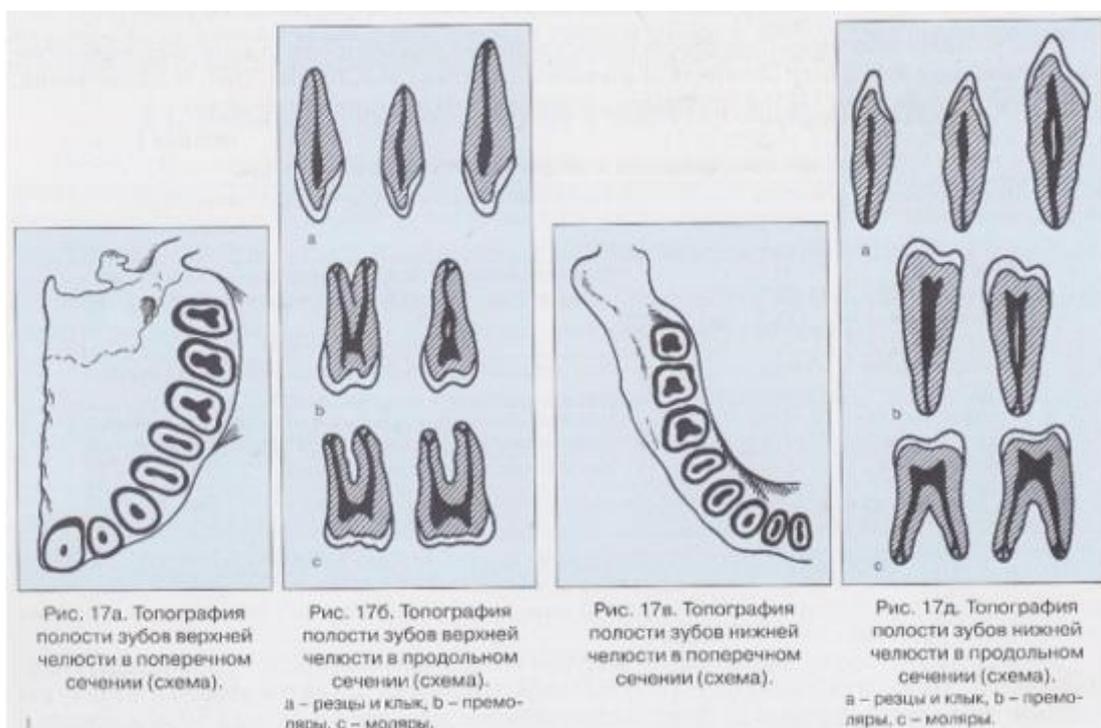


Рис. 3.2.1. Топография полости зубов

Щёчная стенка всех зубов толще, чем в области акустических окон, что значительно затрудняет исследование микрососудов пульпы с вестибулярной стороны. Поэтому при необходимости локации пульпы с вестибулярной стороны зубов предпочтительнее использовать датчик с частотой 10 МГц. Как было уже нами сказано, ультразвук такой частоты проникает в костную ткань на глубину от 1,1 до 1,7 см.

3.3 Получение доплерограмм с различных участков сосудистого русла тканей челюстно-лицевой области

Точка локации и положение датчика при исследовании:

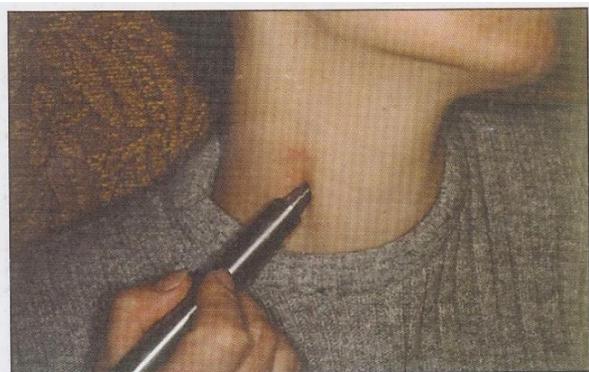


Рис. 3.3.1. Общих сонных артерий

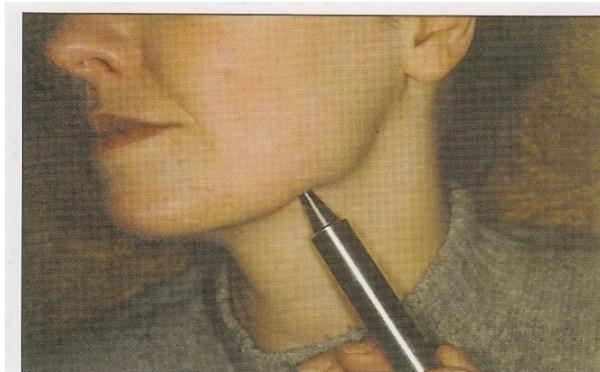


Рис. 3.3.2 Лицевых артерий

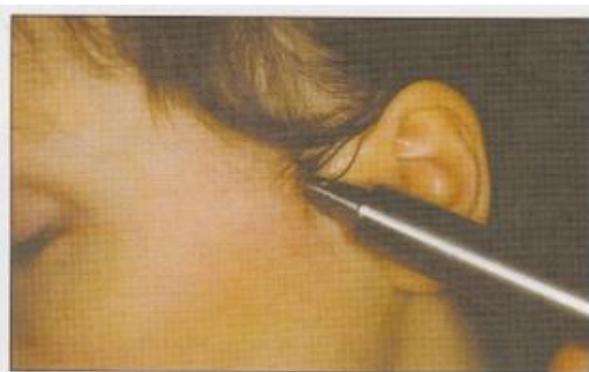


Рис. 3.3.3. Поверхностно-височных артерий



Рис. 3.3.4. угловой артерии



Рис. 3.3.5. Надблоковой артерии



Рис. 3.3.6. Верхнечелюстной артерии



Рис. 3.3.7. Нёбной артерии



Рис. 3.3.8. Нижнечелюстной артерии



Рис. 3.3.9. Подбородочной артерии

Исследование кровотока в микроциркуляторном русле тканей полости рта:



Рис. 3.3.10. В слизистой оболочке переходной складки челюсти



Рис. 3.3.11. В зоне прикреплённой слизистой оболочки альвеолярного отростка верхней челюсти и альвеолярной части нижней челюсти



Рис.3.3.12. Десневого желобка



Рис. 3.3.13. Десневого сосочка

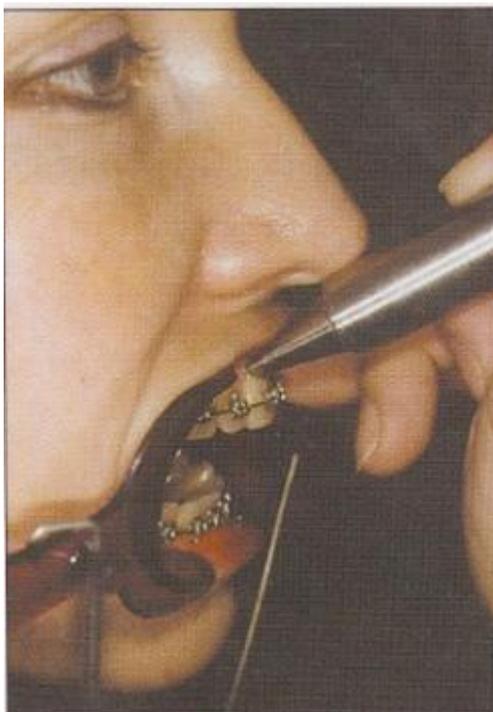


Рис. 3.3.14. Сосудов пульпы

Графическое изображение скоростей кровотока связано с фазами сердечного цикла и в норме имеет характерный вид для каждого типа сосудов. Различные по величине, строению и функции сосуды дают при локации не только неодинаковый звук, но и разную картину спектрального сигнала.

При исследовании крупных сосудов челюстно-лицевой области на экране записывается остропиковая (систолическая составляющая) и далее идущая параллельно изоэлектрической линии, медленно снижающаяся (диастолическая составляющая) доплерограмма. По мере уменьшения калибра сосуда снижается скорость движения крови, и на доплерограмме это выражается в уменьшении высоты систолического пика и увеличении угла отхождения этого пика от изоэлектрической линии. В результате при доплерографии сосудов микроциркуляторного русла мы видим сигнал с низкими тупыми пиками (если в лоцируемый участок попали сосуды преимущественно артериального типа) или спектрограмму, равномерно располагающуюся от изоэлектрической линии с едва заметными «перехватами» изображения. Такая картина характерна для кровотока с преимущественно венозным наполнением.

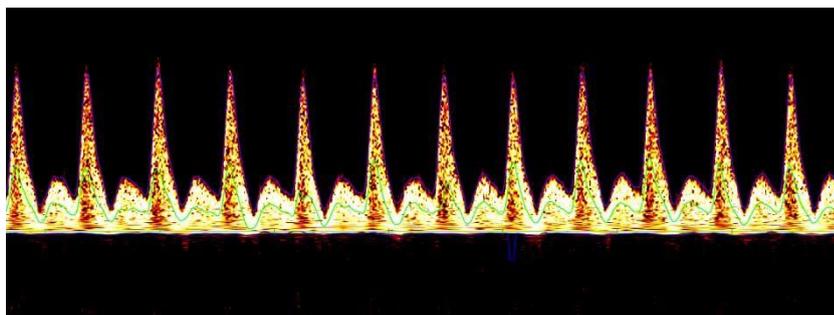


Рис. 3.3.15. Кровоток в крупных артериях

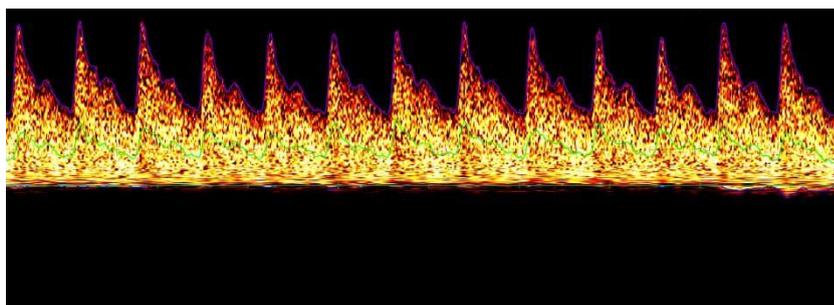


Рис. 3.3.16. Спектрограмма кровотока в средних артериях челюстно-лицевой области

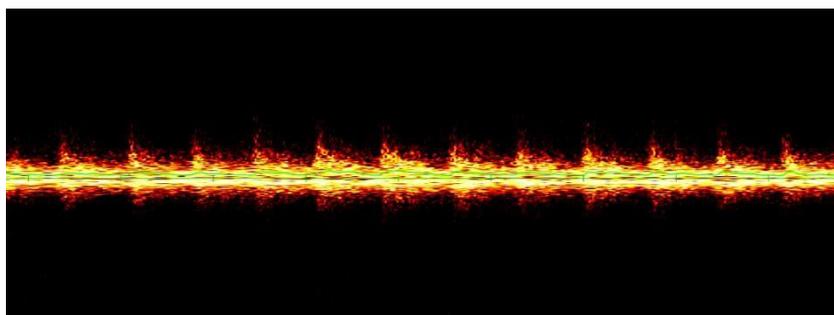


Рис. 3.3.17. Сигнал, полученный с сосудов прикрепленной десны (микрочротоков)

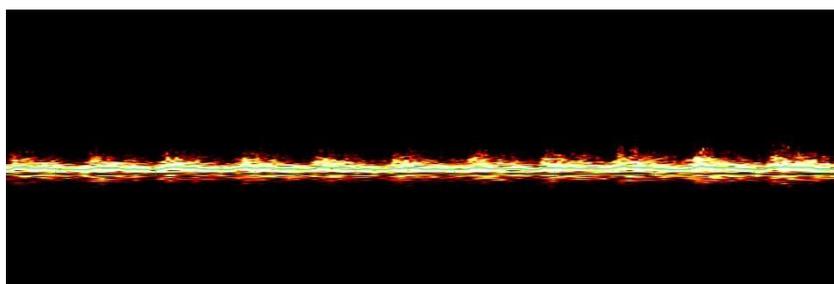


Рис. 3.3.18. Сигнал капиллярного кровотока (десневые сосочки, пульпа зубов)

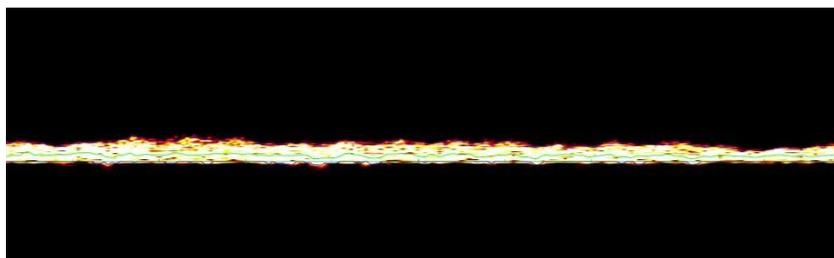


Рис. 3.3.19. Допплерограмма венозного кровотока

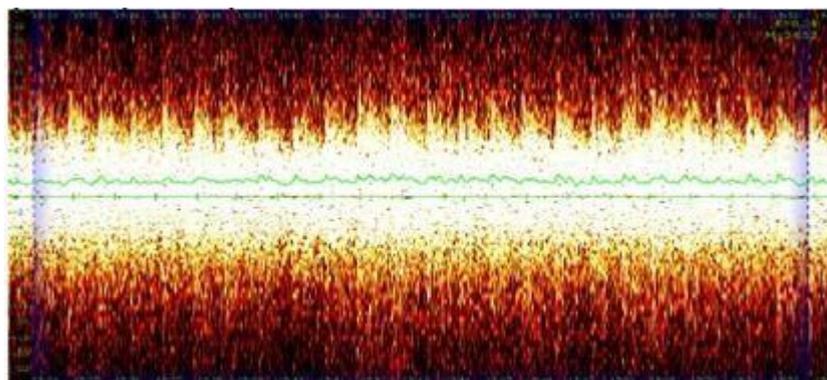


Рис. 3.3.20. Сигнал шунтирующего кровотока

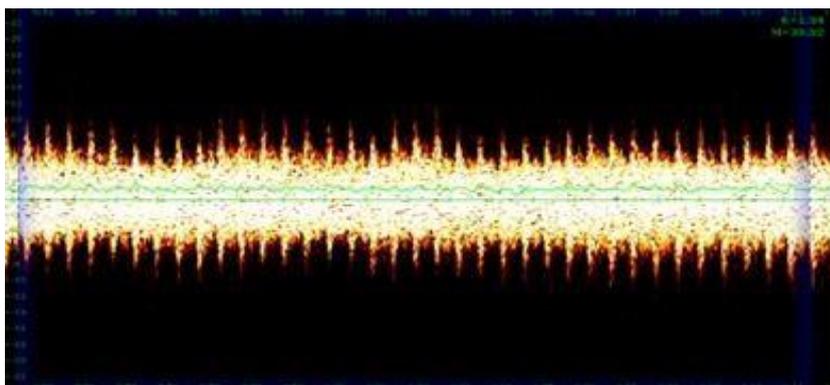


Рис. 3.3.21. Вазодилатация

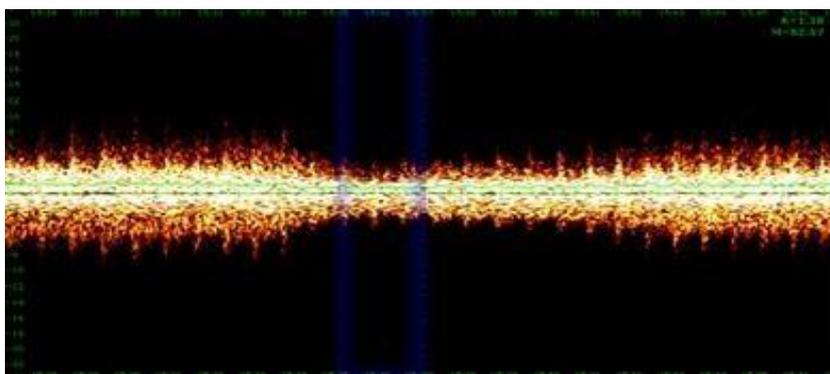


Рис. 3.3.21. Вазоконстрикция

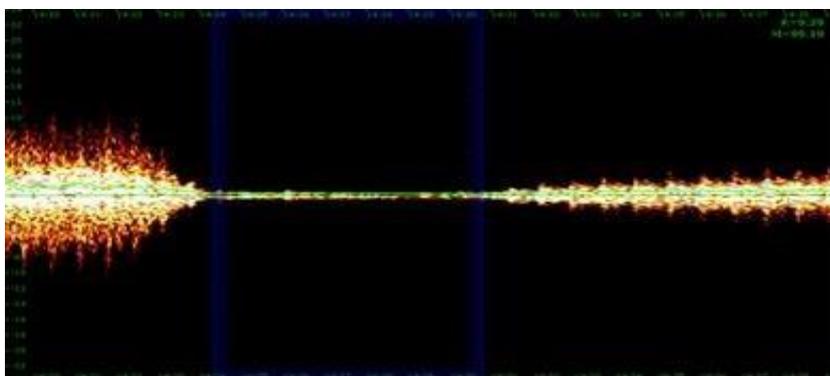


Рис. 3.3.22. Спазм

Глава 4. Анализ спектрограммы. Её качественная и количественная характеристики

Нормальные изменения скорости артериального кровотока связаны с фазами сердечного цикла, что хорошо видно при сопоставлении кривых доплерограммы и электрокардиограммы (Рис. 4.1).

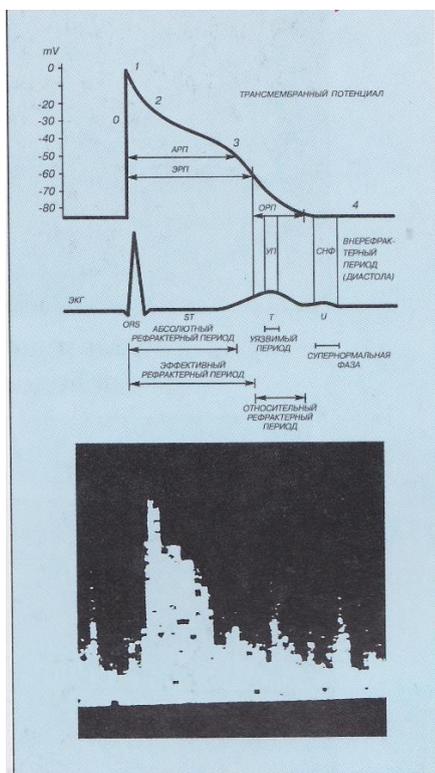


Рис. 4.1. Сопоставление кривых доплерограммы (внизу), электрокардиограммы и трансмембранного потенциала мышечной клетки сердца

Анализ кривой скорости кровотока включает качественную и количественную оценки.

Крупная артерия дает остро пиковую форму кривой (быстрая систола сердечных сокращений) и более пологую кривую диастолической скорости кровотока. Чем меньше артериальный сосуд, тем более пологий диастолический спуск и менее острую вершину максимума систолической скорости имеет доплерограмма. По мере уменьшения калибра артериального сосуда сглаживаются систолические пики, точка систолического выброса отходит под более тупым углом от изолинии и, в конечном итоге, интегральный кровоток (при отсутствии дифференцировки сосудов микроциркуляции) характеризуется волнообразной картиной окрашенного спектра без острых пиков. Распределение цвета на доплерограмме – от ярко красного, через оранжевый, до светло-желтого, почти белого на изолинии и зависит, по нашим данным, от степени сужения сосуда различными факторами (стеноз, придавливание ультразвуковым датчиком во время исследования и т.п.)

При анализе доплерограмм можно выделить три основные фазы:

Фаза 1 совпадает с систолой сердечного цикла и характеризуется максимальной амплитудой размаха кривой скорости кровотока.

Фаза 2 наступает во время ранней диастолы и характеризуется ретроградным направлением кровотока (реверсивная фаза).

Фаза 3 наступает во время поздней диастолы. Антеградный кровоток в этот момент времени обеспечивается за счет сокращения артериальной стенки. Если артериальная стенка более эластична (например, у детей), то может наблюдаться пятифазная доплерограмма (А.А. Спиридонов, Ю.И. Бузиашвили, М.В. Шумилина, 1996 г.).

Возможности компьютерной доплерографии сегодня обеспечивают непрерывную запись сигнала с кровотока на экран монитора в течение 4-20 минут (в зависимости от имеющейся версии программы).

Запустив клавишей «**Пробел**», или кнопкой ножного переключателя (педали) режим записи графика в третьем рабочем окне и приставив датчик в необходимое место локации того или иного сосуда или зоны микроциркуляции, путем поворачивания датчика добиваемся четкого максимального по амплитуде и чистоте сигнала на экране монитора.

Получив качественный чистый устойчивый сигнал с какой-либо точки локации, необходимо остановить запись, нажав клавишу «**Пробел**», или кнопку ножного переключателя. Обработка зарегистрированного доплеровского сигнала производится автоматически: при заполнении окна графика, данные его обработки отражаются в строке результатов. Ручная обработка графика выполняется после остановки прокрутки графика и выделения участка обработки с помощью мыши, для чего нажать левой кнопкой мыши в окне графика – появится вертикальная линия – и вести ее до конца выбранного для обработки участка графика (как можно большее число качественных и полноценных по фазам пиков осцилляций). Отпустить кнопку мыши. Данные обработки появятся в строке результатов (Рис. 4.2).

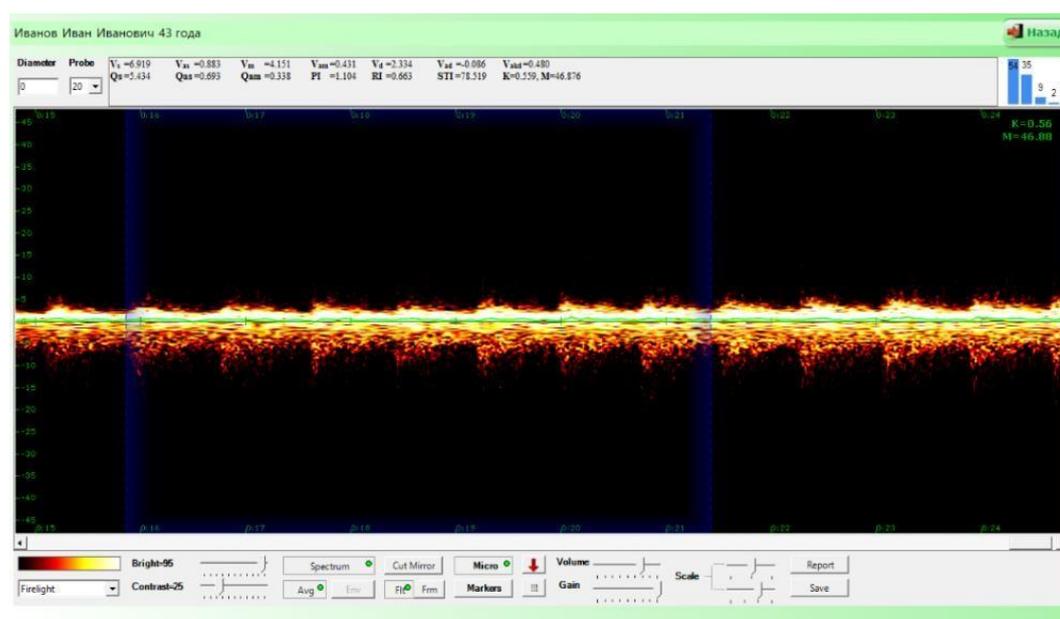


Рис. 4.2. Ручная обработка графика

Линейные скорости кровотока (см/сек):

V_s – максимальная систолическая скорость по кривой максимальной скорости (огibaющей);

V_m – средняя скорость за сердечный цикл по кривой максимальной скорости;

V_d – диастолическая скорость по кривой максимальной скорости;

V_{as} – средневзвешенная систолическая скорость по кривой средней скорости;

V_{am} – средневзвешенная по сечению сосуда скорость по кривой средней скорости;

V_{ad} – средневзвешенная диастолическая скорость по кривой средней скорости;

V_{akd} – конечная в выделенном диапазоне скорость по кривой средней скорости.

Объемные скорости кровотока (мл/мин):

Q_s – максимальная систолическая скорость по кривой максимальной скорости;

Q_{as} – средневзвешенная систолическая скорость по кривой средней скорости;

Q_{am} – средневзвешенная по сечению сосуда скорость по кривой средней скорости.

Кроме скоростей кровотока прибор рассчитывает специальные индексы:

PI – индекс пульсации (Гослинга) отражает упруго-эластические свойства артерий и снижается с возрастом;

RI – индекс периферического сопротивления (индекс Пурсело) отражает состояние сопротивления кровотоку дистальнее места измерения;

STI – индекс степени стеноза артерии (индекс Арбелли) отражает степень сужения артерии при стенозах более 50% (относителен).

коэффициенты **K** и **M** капиллярного и микроциркуляторного кровотока соответственно в %;

Delta – расчетный параметр, который позволяет оценить изменения кровотока после нагрузки (воздействия) по сравнению с фоновым значением в %.

В правом верхнем углу отображается гистограмма, показывающая процентное распределение форменных элементов крови, движущихся в том или ином скоростном диапазоне. В столбцах слева направо с минимальной, средней минимальной, средней максимальной и максимальной скоростью соответственно.

Чтобы сохранить в базу зарегистрированный график обследования и данные его обработки, а также все последующие изменения, необходимо нажать кнопку **«Save»**. При этом график и данные его обработки переносятся в соответствующее поле окна протокола 2-го рабочего экрана. Если нет необходимости сохранять обследование, или внесённые изменения, необходимо нажать кнопку **«Назад»** в верхнем углу окна графика. Под заполненным полем протокола автоматически появляется пустое темно-зеленое поле протокола, в котором можно продолжить обследование, выбрав другую точку локализации (Рис. 4.3).

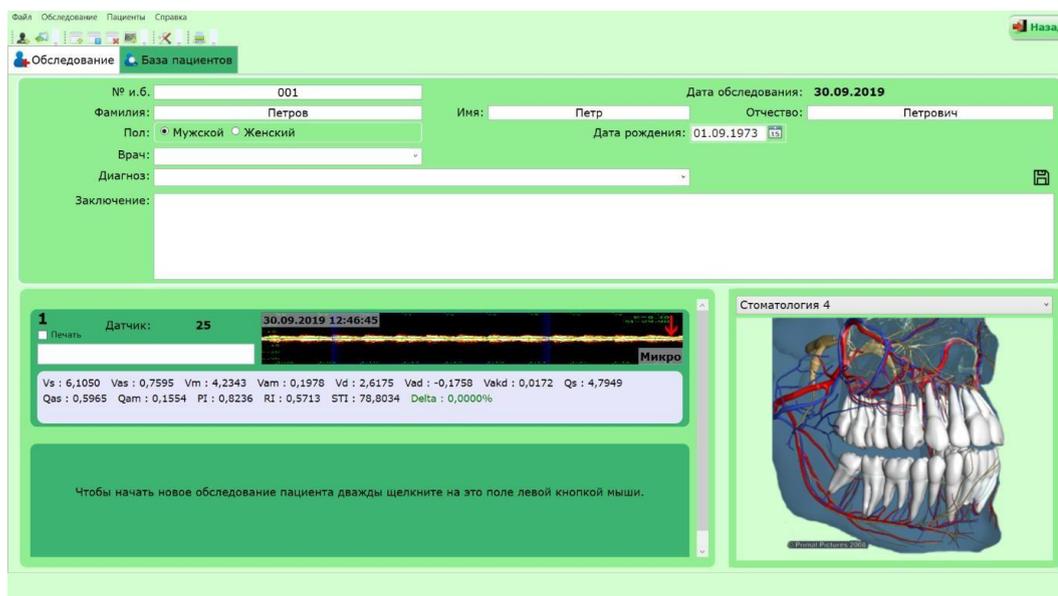


Рис. 4.3. Экран карточки пациента с заполненным полем протокола

Непрерывная запись кровотока в одной точке локации даёт возможность вернуться в любое место записи по времени и зафиксировать несколько вариантов одного и того же места лоцирования.

Возможно изучение и, при необходимости, вычисление ещё большего числа показателей и индексов спектрограмм, однако, в повседневной практике они, как правило, не применяются (Ю.М. Никитин, 1995 г.) (Рис. 4.4).

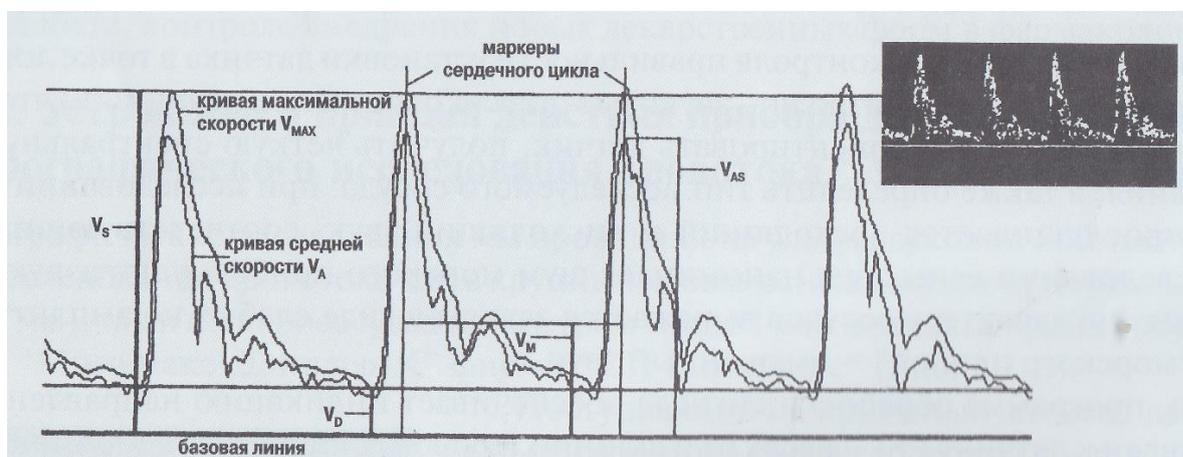


Рис. 4.4. Основные элементы при расчете спектрограмм (по Ю.М. Никитину, 1995 г.)

Клинический опыт показывает, что оптимальными показателями для оценки гемодинамики являются средневзвешенные систолическая (V_{as}), средняя (V_{am}) и диастолическая (V_{ad}) скорости, рассчитанные по кривой средней скорости.

Глава 5. Определение реактивности сосудов и вазомоторной функции эндотелия

Для исследования нейрогенных констрикторных и дилататорных реакций сосудов микроциркуляторного русла в скрининговом режиме Н.Н. Петрищев и Е.Ю. Васина в 2009 году предложили использовать различные функциональные пробы. При этом оцениваются следующие параметры: латентный период, максимальное изменение скорости кровотока, процент прироста кровотока (6) и длительности реакции.

$$Q_{\text{увел}} = \frac{Q_{\text{max}} - Q_{\text{исх}}}{Q_{\text{исх}}} \times 100 \quad (6)$$

Авторами обозначены пробы для определения функциональной активности сосудов: постуральная позиционная проба, пробы с задержкой дыхания и гипервентиляцией, рефлекторные температурные пробы (тепловая, холодовая), а также пробы для оценки вазомоторной функции эндотелия. В эндотелии сосудов образуются вазоактивные вещества (оксид азота – NO, простаглицлин, гиперполяризующий фактор и др.). Оклюзионная (манжеточная) проба применяется для оценки NO-зависимой вазодилатации, ацетилхолиновая и нитроглицериновая пробы – для исследования эндотелий-зависимой и эндотелий-независимой вазодилатации. Ацетилхолин и нитроглицерин вводятся в организм методом электрофореза.

Методика проведения каждой из этих проб детально описана в медицинской технологии Н.Н. Петрищева и Е.Ю. Васиной (2009 г.) «Способ определения реактивности сосудов микроциркуляторного русла и вазомоторной функции эндотелия с использованием высокочастотной доплерографии» и в учебном пособии Т.А. Зелениной, Н.В. Ворохобиной, Е.А. Волковой, изданном в 2013 году «Оценка состояния автономной нервной системы у больных сахарным диабетом методом высокочастотной ультразвуковой доплерографии», поэтому мы подробно на них не останавливаемся. Считаем необходимым указать на особенности проведения этих проб при исследовании в челюстно-лицевой области:

- авторы измеряют показатели тканевой перфузии в области ногтевого валика среднего пальца кисти, а в полости рта датчик удобно установить на неподвижную часть слизистой оболочки в области десневого края пародонта и получить чёткий сигнал при любой пробе, кроме окклюзионной;

- эквивалентом ацетилхолиновой и нитроглицериновой проб при исследовании в челюстно-лицевой области может явиться применение местных анестетиков, в составе которых имеется то или иное количество эпинефрина (адреналина), а вместо тепловой и холодной проб можно использовать фотонагрузку в любом диапазоне.

Запись доплерограммы при любой пробе выполняется часто (через 1-2 минуты, а ещё лучше – в непрерывном режиме), что является несомненным достоинством современной программы доплерографии. Определяются показатели записи и выявляются различные типы реакций после проведения пробы (Рис. 5.1):

- 1) адекватная (повышение линейных скоростных показателей кровотока на 20 % от исходного, снижение индекса, определяющего сосудистое сопротивление);
- 2) неадекватная (недостаточная или гиперреактивная);
- 3) парадоксальная.

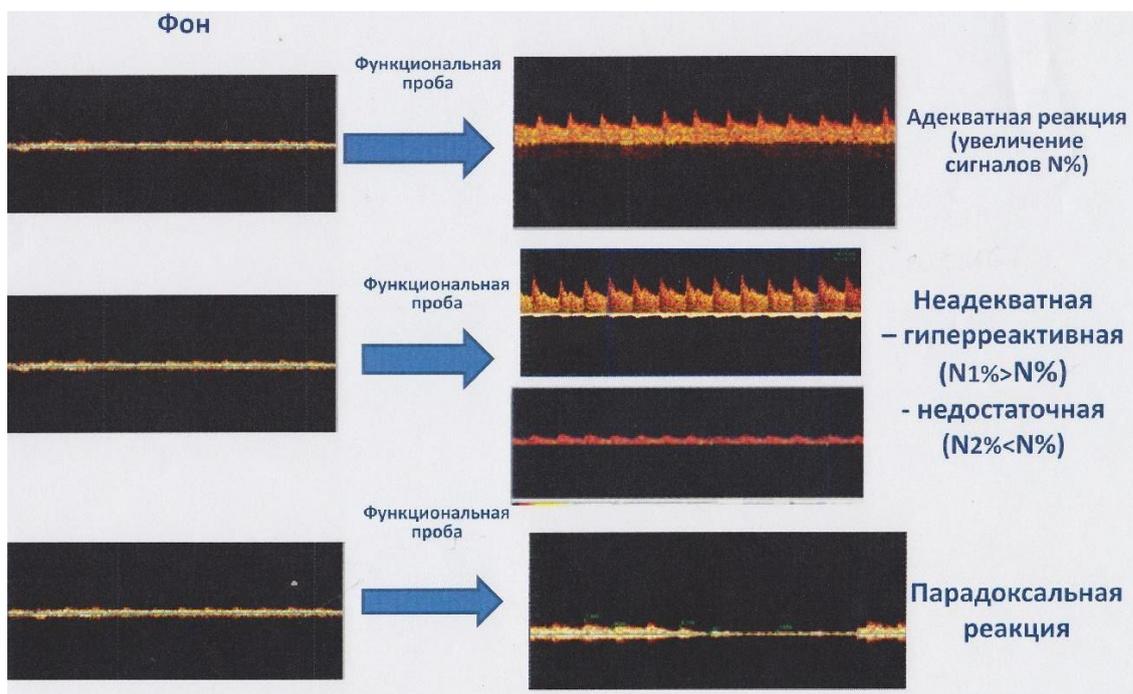


Рис. 5.1. Виды ответных реакций организма на ту или иную пробу

Проведенные нами (В.А. Козлов, Н.К. Артюшенко, О.В. Шалак и др.) в 2000 году исследования изменения скоростей кровотока в сосудах прикрепленной десны (микроциркуляция) под воздействием фотонагрузки от световолнового аппарата «Иволга» фирмы «Люмэкс» г. Санкт-Петербург в режиме видимого света (400-650 нм) с экспозицией в 1 минуту у здоровых людей и пациентов с сердечно-сосудистой недостаточностью показали, что в зоне облучения в микрососудах после некоторого их спазма и снижения скорости кровотока непосредственно после воздействия к 30 минуте наблюдения у соматически здоровых пациентов происходило восстановление линейной скорости кровотока до исходного значения.

Если воздействие светом в этом диапазоне проводилось в течение 5 минут, то после начального спазма сосудов и уменьшения гемодинамики к 30 минуте также регистрировался выраженный и стойкий микрокровоток.

У больных с сердечно-сосудистой недостаточностью наблюдалась неадекватная гиперреактивная реакция, характеризующаяся резким повышением линейной скорости кровотока в первые минуты измерения и её парадоксальная часть, характеризующаяся резким, ниже исходных значений уменьшением кровотока в слизистой оболочке прикрепленной десны к 30 минуте исследования (Рис. 5.2)

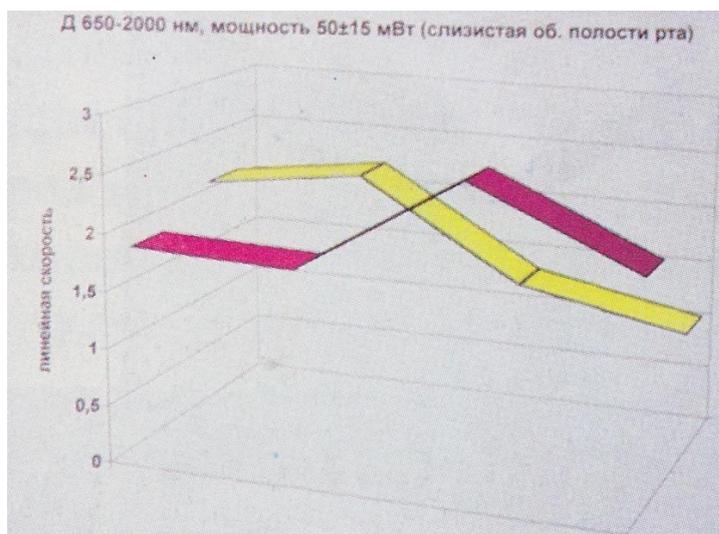


Рис. 5.2. Динамика показателей скорости кровотока в сосудах прикреплённой десны у здоровых лиц и пациентов с заболеваниями сердечно-сосудистой системы и недостаточностью кровообращения 2 степени при воздействии светового потока в режиме инфракрасного излучения с мощностью 50 ± 15 мВт и экспозицией в 1 минуту

Воздействие световым потоком различных длин волн, мощности и экспозиции, простота, доступность и повторяемость этого метода физиотерапии в сочетании с регистрацией, мониторированным контролем результатов с помощью ультразвуковой доплерографии прибором ММ-Д-К «Минимакс-доплер-К» позволяет использовать его в качестве нагрузочной пробы для определения функциональных особенностей сосудистого русла тканей полости рта.

Глава 6. Алгоритм проведения доплерографического исследования

6.1 Возможные ошибки в технике ультразвуковой доплерографии

При проведении исследования на приборе ММ-Д-К «Минимакс-доплер-К» вполне закономерны ошибки в технике проведения метода. При первом ознакомлении методика может оказаться простой. Однако, в процессе работы у исследователя появляется всё больше вопросов. Точность и правильность проведения исследования приходит к врачу только с опытом. На начальном этапе работы для овладения основными элементами техники метода и, не менее важно, трактовки результатов необходимы постоянные консультации специалиста, продолжая совершенствование навыков самостоятельной работы.

Основными правилами (алгоритмом) проведения доплерографического исследования являются:

1. Оптимальная температура в помещении: 24°-25° С.
2. До начала проведения исследования пациент находится в покое 25-30 минут.
3. Оптимально удобное расположение пациента и врача во время исследования.
4. Правильный выбор частоты датчика в зависимости от калибра сосуда и глубины его расположения в тканях челюстно-лицевой области.
5. Фиксация руки с датчиком врача во время доплерографии: при исследовании крупных сосудов рукой с датчиком опереться на столик, подлокотник своего стула, продеть в тканевую петлю, фиксированную к стене и т.п.; при исследовании микрососудов прикрепленной слизистой оболочки десны фиксировать датчик к зубам верхней или нижней челюстей.
6. Использование акустического геля при локации.
7. Установка датчика в точку локации (см. описание точек локации в начале пособия).
8. Не придавливать исследуемую поверхность тканей датчиком (возможно получение сигнала бесконтактным способом через каплю геля).
9. При получении сигнала производят рукой отклонение датчика по оси на разный угол по отношению к поверхности тканей, добиваясь четкого устойчивого сигнала с максимальной амплитудой, что соответствует расположению оси датчика под углом 60° к сосуду.
10. Для получения достоверных сведений о гемодинамике желательно проводить измерение в одной и той же точке 3 раза, рассчитав среднюю арифметическую из 3-х измерений.
11. При измерении сигнала на экране линиями фиксировать как можно больше полных циклов пульсации доплерограммы.
12. При исследовании одних и тех же точек в динамике желательно их пометить. На коже лица можно поставить точку маркером, а на слизистой оболочке полости рта такие метки смываются слюной. Поэтому некоторые исследователи заранее изготавливают пластмассовые назубные шины с отверстием для датчика в месте локации.

13. При доплерографии макро- и микрососудов челюстно-лицевой области в качестве контроля всегда можно использовать данные измерений у одного и того же больного такого же участка, но контрлатеральной стороны. При этом необходимо помнить, что в соответствии с анатомическими особенностями (отхождение общей сонной артерии слева непосредственно от дуги аорты, а справа – после отхождения подмышечной артерии) скорость кровотока в правой общей артерии в среднем на 15-25 % меньше, чем в левой общей артерии. По мере уменьшения калибра сосудов эта разница исчезает.

14. При анализе показателей доплерограмм в группах исследования целесообразно учитывать нарушения реактивности сосудов и вазомоторной функции эндотелия, регистрирующиеся путем проведения функциональных проб у пациентов с соматическими заболеваниями.

При неправильном выполнении любого из этих этапов исследования конечные результаты могут оказаться некорректными.

Чаще всего начинающие исследователи:

1. Получают неустойчивый сигнал с лоцируемого участка – необходимо зафиксировать руку с датчиком.

2. Получают усиленный сигнал с лоцируемого участка – необходимо ослабить давление на лоцируемый участок, использовать больше акустического геля.

3. Видят сигнал с артерии «плотно забитый» дополнительными сигналами – одновременно лоцируют несколько сосудов, необходимо выбрать правильно место и угол датчика при локации.

4. Регистрируют понижение пиков доплерограммы и её конфигурации при локации крупной артерии (лоцируют более мелкий сосуд) – неправильно выбран датчик по частоте и углу локации.

5. Регистрируют асимметрию значений показателей доплерограммы по общим сонным артериям более 30 % при нормальных показателях кровотока по другим сосудам – произошло придавливание артерии датчиком, может быть также эмоциональная реакция больного в начале исследования.

6. При выполнении доплерографии больной может испытывать колющую боль в точке локации (редко) – необходимо ослабить давление датчика и проводить исследование с большим количеством акустического геля.

7. Во избежание осложнений общего характера при воздействии физического фактора – ультразвука на организм у больных с нарушенной функцией эндотелия и измененной реактивностью сосудов (соматические заболевания) необходимо максимально уменьшить время исследования.

6.2 Эффективность применения метода высокочастотной доплерографии в клинической практике

Метод высокочастотной доплерографии (в дальнейшем ВЧД) в отличие от традиционной доплерографии позволяет оценивать как тканевой кровоток, так и скорость кровотока в крупных сосудах, что ставит общую диагностику на иной качественный уровень.

Микроциркуляторное русло наиболее динамично реагирует на фармакологические, физиотерапевтические и хирургические воздействия, что позволяет осуществлять индивидуальный скрининговый контроль и корректировку лечения.

Применение метода ВЧУЗД по областям медицины и решаемые задачи:

1. Терапия, кардиология, дерматология, эндокринология, физиотерапия, реабилитация: выявление локальных и системных нарушений микроциркуляции и дисфункции эндотелия. Скрининговый подбор и контроль медикаментозного, физиотерапевтического лечения повышает качество и сокращает сроки лечения.

2. Функциональные пробы, оценивающие дисфункцию эндотелия, с применением ВЧУЗД чувствительнее традиционной пробы Целермайера, что в свою очередь позволяет диагностировать сосудистые нарушения, проводить профилактические мероприятия и в итоге снизить число сосудистых осложнений.

3. Эндокринология – контроль уровня тканевого кровотока при диабетической микро- и макроангиопатии, что очень важно для профилактики и лечения диабетической стопы.

4. Кардиохирургия – интраоперационный контроль кровотока до, после и на момент шунтирования, измерение микроциркуляторного кровотока дистальнее анастомоза. Контроль формирования лимфо-венозных анастомозов позволяет оценить эффективность операции, значительно понизить риск послеоперационных осложнений.

5. Нейрохирургия – интраоперационная оценка кровотока в артериях и венах головного мозга до и после клипирования артериальных аневризм, удаление АВМ и опухолей головного мозга. Это позволяет сократить время хирургического вмешательства и уменьшить количество ишемических осложнений.

6. Абдоминальная хирургия – метод ВЧУЗД позволяет интраоперационно определить границы зоны необратимой ишемии. Контролировать кровотоки в единичных сосудах как при полостных, так и при лапароскопических операциях.

7. Травматология – контроль жизнеспособности тканей, динамики заживления хронических язв. Транскутанный контроль кровоснабжения мышц и костного регенерата повышает качество и понижает сроки лечения.

8. Эфферентная терапия – лечение больных облитерирующим атеросклерозом нижних конечностей при индивидуальном подборе плазмофереза обеспечивает ускорение лечебного процесса на 50 % - 70 %.

9. Реаниматология – индивидуальный подбор фармакотерапии в условиях реанимации. Снижение процента летальных исходов при тяжелых случаях.

10. Гинекология, урология:

- Использование метода ВЧД для контроля и коррекции лечения эректильной дисфункции.

- Контроль и коррекция PRP терапии при комплексном лечении гинекологических заболеваний.

- Оценка эффективности лечения мочевого пузыря при различных заболеваниях – хронический цистит вне обострения, гиперактивность мочевого пузыря, диабетическая цистопатия, синдром хронической тазовой боли.

11. Психотерапия:

- Контроль и коррекция фармакологического лечения различных нозологических форм неврологической патологии (например, стресс).
- Контроль немедикаментозных способов устранения хронического стресса.
- Персонализированный медицинский контроль лицам, испытывающим психоэмоциональные перегрузки.

12. Спортивная медицина:

- Оценка качества адаптации к условиям внешней среды, смене часовых поясов. Анализ защитной реакции организма при перенапряжении, перетренированности и т. д.
- Ранняя диагностика критических состояний, оценка физического потенциала спортсмена в реальном режиме времени. Патологические или защитные реакции сосудов, такие как спазмы, шунтирующий кровоток.
- Качество снабжения кислородом мышц, что позволит косвенно судить о газообмене. Качество кровоснабжения мышц, скорость капиллярного кровотока в зонах работы мышц, объёмные и линейные скорости кровотока. Диагностика отеков в зоне кровоснабжения для ранней диагностики критических состояний и перетренированности.
- Динамичный контроль и коррекция тренировочного процесса в реальном режиме времени.

13. Стоматология, ЧЛХ:

- Исследование кровоснабжения тканей челюстно-лицевой области при пародонтитах различной степени тяжести, разработка показаний для оперативного метода их лечения, выявление патогенеза рецессии десневого края челюсти.
- Исследование патологии пульпы зуба при диагностике и лечении кариеса зубов, контроль жизнеспособности мягких тканей лица в ране и определение показаний для метода хирургического лечения одонтогенных очагов инфекции, в том числе у больных с сердечно-сосудистой патологией.
- Определение степени нарушения кровоснабжения пародонта и восстановлении кровоснабжения челюстей при их переломах в сравнительной оценке и определение показаний для различных методов фиксации отломков.
- Определение значимости ортодонтического лечения зубочелюстных аномалий развития при их хирургическом лечении.
- Выявление риска развития кариозного процесса у детей с дисплазией соединительной ткани, в послеоперационном периоде у больных с анкилозами височно-нижнечелюстного сустава и разработка рекомендаций по оптимизации лечения этих групп больных.
- Определение оптимальной высоты прикуса при зубном протезировании, а также влияния давления съёмного зубного пластиночного протеза на протезное ложе, по кровоснабжению жевательных мышц.

Заключение

Как известно, последние 20-30 лет ознаменовались стремительным развитием научно-технического прогресса, активным внедрением в клиническую практику новейших достижений науки и техники. С появлением в 60-х годах прошлого столетия методов прижизненной визуализации регионарного кровообращения стало возможным оценивать, а по мере развития технической базы и аппаратного обеспечения и визуализировать, особенности регионарного кровообращения.

Разработанный нами (М.Б. Гирина и соавт.) в 90-х годах прошлого столетия метод ультразвуковой высокочастотной доплерографии изначально был использован для исследования микроциркуляции в ногтевом валике и крупных сосудах тела человека, в том числе и челюстно-лицевой области. Врачами различных специальностей оценивалась гемодинамика различных участков тканей. Однако, как известно, кровообращение в организме обеспечивают не только сосуды большого диаметра, которые, по сути, являются насосом для транспортировки крови по организму.

Традиционные частоты ультразвука, издавна применяемые в ангиологии (2-15 МГц) не дают возможности определить скорость кровотока в сосудах микроциркуляторного русла. Одним из подходов для улучшения визуализации кровотока в микроциркуляторном русле и определения скорости гемоциркуляции в микрососудах с помощью ультразвука является увеличение рабочей частоты датчика. Метод ультразвуковой высокочастотной доплерографии предназначен для оценки процессов, происходящих на микрососудистом уровне (в артериолах, капиллярах, венулах – сосудах калибром от 200 до 6-8 микрон). Были разработаны и сконструированы высокочастотные датчики с рабочей частотой 20-30 МГц, что позволило проводить изучение степени перфузии тканей, значительно расширило круг возможностей ультразвукового исследования, привело к углублению наших знаний о структуре и функции этой важнейшей физиологической системы организма. По выражению Президента Российской ассоциации сердечно-сосудистых хирургов, академика РАМН Л.А. Бокерия, «высокочастотная ультразвуковая доплерография в настоящее время является одним из информативных методов изучения микрогемоциркуляции, учение о которой выросло в новую большую область науки, играющую важную роль в оценке жизнедеятельности организма, выявлении особенностей кровообращения, и привело к новому пониманию механизмов возникновения и развития патологических процессов». Метод высокочастотной ультразвуковой доплерографии в отличие от традиционной доплерографии позволяет оценивать тканевую перфузию одновременно с измерением скорости кровотока в крупных сосудах, что ставит общую диагностику на иной качественный уровень, поскольку микроциркуляторное русло наиболее динамично реагирует на фармакологические, физиотерапевтические и хирургические воздействия. Эта методика позволяет осуществлять индивидуальный скрининговый контроль за лечением и его коррекцию. Допплерограф ультразвуковой компьютеризированный для исследования кровотока ММ-Д-К «Минимакс-доплер-К» может быть чрезвычайно полезен также для диагностики заболеваний, в патогенезе которых значимая роль принадлежит нарушениям центральной и периферической гемодинамики различного генеза.

Метод информативен для исследования кровоснабжения тканей челюстно-лицевой области при пародонтитах различной степени тяжести, разработке показаний для оперативного метода их лечения; выявлении патогенеза рецессии десневого края челюсти. Огромное значение имеет метод высокочастотная ультразвуковая доплерография (ВЧУЗД) в исследовании патологии пульпы зуба при диагностике и лечении кариеса зубов, контроле жизнеспособности мягких тканей лица в ране и определении показаний для метода хирургического лечения одонтогенных очагов инфекции, в том числе у больных с сердечно-сосудистой патологией, степени нарушения кровоснабжения пародонта и восстановлении кровоснабжения челюстей при их переломах в сравнительной оценке и определении показаний для различных методов фиксации отломков, определении значимости ортодонтического лечения зубочелюстных аномалий развития при их хирургическом лечении, выявлении риска развития кариозного процесса у детей с дисплазией соединительной ткани, в послеоперационном периоде у больных с анкилозами височно-нижнечелюстного сустава и разработке рекомендаций по оптимизации лечения этих групп больных, определении оптимальной высоты прикуса при зубном протезировании а также влияния давления съемного зубного пластиночного протеза на протезное ложе, по кровоснабжению жевательных мышц. Изучена реактивность сосудов и вазомоторной функции эндотелия у больных с пародонтитами. И это далеко не полный перечень проведенных исследований в челюстно-лицевой области.

Метод высокочастотной ультразвуковой доплерографии применяется в ангиологии, анестезиологии и реаниматологии, урологии, травматологии и ортопедии, у больных с гипертонической болезнью, сахарным диабетом, метаболическим синдромом, вибрационной болезнью, профессиональным бронхитом, на основе данных метода проводится подбор, лечение и контроль эффективности лечения у пациентов с нарушениями базального кровотока и изменением реактивности микроциркуляторного русла. Широкие возможности метода позволяют использовать его для контроля качества лечения физическими факторами (лазеро- и фотохромотерапия, бальнеотерапия, магнитотерапия), а также достоверно подобрать индивидуальное лечение физическими факторами, как при проведении в условиях больниц и поликлиник, так и санаторно-курортных учреждениях в рамках восстановительной медицины. ВЧУЗД позволяет оценить влияние косметической продукции на состояние кожных покровов, провести индивидуальный подбор косметических процедур. Ультразвуковое исследование расширенных сосудов, подлежащих склерозированию, помогает подобрать адекватный метод воздействия.

При отработке метода стерилизации датчиков прибор ММ-Д-К «Минимакс-доплер-К» стали применять интраоперационно: проводить исследование кровотока в артериях зрительного нерва, оценивать степень восстановления кровоснабжения дистального отдела коронарного сосуда при операциях на сердце, регистрировать возможности восстановления кровоснабжения кишечника при операциях по поводу нарушения острого мезентериального кровообращения, оценивать кровоснабжение лоскутов и трансплантатов, применяемых при пластике пищевода и других операциях в полостной и лапароскопической хирургии.

Высоко значимыми являются исследования кафедры спортивной медицины Люблянского университета (Словения) по определению адаптационных возможностей спортсменов и Санкт-Петербургского ГУЗ «Городской врачебно-физкультурный диспансер» о возможности применения ВЧУЗД комплекса при подготовке сборных команд спортсменов в условиях изменения внешних климатических, географических и прочих факторов. По результатам этого исследования министерством здравоохранения Российской Федерации дана рекомендация по использованию прибора ММ-Д-К «Минимакс-доплер-К» для контроля тренировочного процесса в полевых условиях, условиях акклиматизации, контроля перетренированности и физической формы спортсменов сборных команд страны.

Тестовые задания

- 1. В основу высокочастотной ультразвуковой доплерографии положен принцип разности скорости отражения ультразвуковой волны от:**
 - а) неподвижного лейкоцита
 - б) неподвижного эритроцита
 - в) движущегося лейкоцита
 - г) движущегося эритроцита
 - д) по другой причине
- 2. Результаты измерения на приборе «Минимакс-доплер-К» выражаются в:**
 - а) Г/см²
 - б) нанометрах
 - в) см/сек, мл/мин
 - г) паузелях, паскалях
 - д) в других единицах
- 3. Ультразвуковая доплерография микроциркуляторного русла позволяет оценить:**
 - а) скорость движения эритроцитов
 - б) эластичность сосудистой стенки
 - в) перфузию тканей кровью
 - г) всё перечисленное
 - д) ничего из перечисленного
- 4. Для получения информации при доплерографическом исследовании обязательно используется:**
 - а) дистиллированная вода
 - б) гель
 - в) 96 % спирт
 - г) 70 % спирт
 - д) датчик сухой
- 5. Параметры ультразвукового датчика для исследования макроциркуляции крови должны быть:**
 - а) 2 – 10 МГц
 - б) 10 – 20 МГц
 - в) 20 – 30 МГц
 - г) 40 – 50 МГц
 - д) 55 и более МГц
- 6. Параметры ультразвукового датчика для исследования микроциркуляции крови должны быть:**
 - а) 2 – 10 МГц
 - б) 10 – 20 МГц
 - в) 20 – 30 МГц

- г) 40 – 50 МГц
- д) 55 и более МГц

Ультразвуковая доплерография проводится:

- а) натощак
- б) через пол часа после еды
- в) через 2-3 часа после еды
- г) после поглощения 1-2 л жидкости
- д) условия не имеют значения

7. Ультразвуковая доплерография проводится:

- а) натощак
- б) через пол часа после еды
- в) через 2-3 часа после еды
- г) после поглощения 1-2 л жидкости
- д) условия не имеют значения

8. Индекс Пурсело показывает:

- а) степень вязкости крови
- б) степень повышения в крови кислорода
- в) степень повышения в крови азота
- г) упруго-эластические свойства сосудов
- д) сужение сосуда дистальнее места измерения

9. Индекс Гослинга показывает:

- а) степень вязкости крови
- б) степень повышения в крови кислорода
- в) степень повышения в крови азота
- г) упруго-эластические свойства сосудов
- д) сужение сосуда дистальнее места измерения

10. Индекс Арбелли показывает:

- а) степень вязкости крови
- б) степень повышения в крови кислорода
- в) степень повышения в крови азота
- г) упруго-эластические свойства сосудов
- д) сужение сосуда дистальнее места измерения

Эталоны ответов:

1 – г; 2 – в; 3 – г; 4 – б; 5 – а; 6 – в; 7 – д; 8 – д; 9 – г; 10 – д.

Рекомендуемая литература

1. Андожская Ю.С., Седов В.М., Гирина М.Б. Способ лечения больных облитерирующим атеросклерозом нижних конечностей, основанный на индивидуальном подборе режима плазмофереза в сочетании с внутрисосудистым лазерным облучением крови (медицинская технология). – СПб.: Минимакс, 2009. – 19 с.
2. Бородулина И.И. Сравнительная оценка микроциркуляции и гемодинамики в тканях пародонта при хроническом пародонтите и гингивите по данным доплерографии//Регионарное кровообращение и микроциркуляция, 2007. – №1 (21). – С.34-36.
3. Зеленина Т.А., Ворохобина Н.В., Волкова Е.А. Оценка состояния автономной нервной системы у больных сахарным диабетом методом высокочастотной ультразвуковой доплерографии. Методические рекомендации. – СПб.: Издательство СЗГМУ им. И.И. Мечникова, 2013. – 25 с.
4. Козлов В.А., Артюшенко Н.К., Шалак О.В., Гирина М.Б., Гирин И.И., Морозова Е.А. Ультразвуковая доплерография сосудов макро- и микроциркуляторного русла тканей полости рта, лица и шеи. Учебно-методическое пособие. – СПб.: Минимакс, 1999. – 22 с.
5. Козлов В.А., Артюшенко Н.К., Шалак О.В., Васильева А.В., Гирина М.Б., Гирин И.И., Морозова Е.А., Монастыренко А.А. Ультразвуковая доплерография в оценке состояния гемодинамики в тканях шеи, лица и полости рта в норме и при некоторых патологических состояниях. Руководство-атлас. – СПб.: Минимакс, 2000. – 31 с.
6. Кречина Е.К., Козлов В.И., Маслова В.В. Микроциркуляция в тканях десны пародонта.М.: ГЭОТАР-Медиа, 2007. – 80 с.
7. Кречина Е.К. и соавт. Функциональная диагностика в стоматологии. – М.: «ГЭОТАР»,2007. – 119 с.
8. Определение гемомикроциркуляции в тканях пародонта с использованием методов лазерной и ультразвуковой доплерографии: новая медицинская технология/К. Кречина [и др.]; ЦНИИ стоматологии и челюстно-лицевой хирургии Росмедтехнологий, – М. 2008. – 18 с.
9. Крупаткин А.И., Сидоров В.В. Функциональная диагностика состояния микроциркуляторно – тканевых систем: Колебания, информация, нелинейность (Руководство для врачей). – М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2013.
10. Куликов В.П. Ультразвуковая диагностика сосудистых заболеваний: Руководство для врачей /В.П. Куликов (ред.). – М.: ООО «Фирма СТРОМ», 2007. – 512 с.
11. Логинова Н.К., Ермолаев С.Н., Сидоров В.В. и соавт. Лазерная доплерография пульпы зуба. Новая медицинская технология //Функциональная диагностика. – 2008. –

12. Логинова Н.К., Логацкая Е.В., Гирина М.Б. Оценка кровоснабжения жевательных мышц при ультразвуковой доплерографии. Пособие для врачей. – М.: Изд. ЦНИИ стоматологии, 2005. – 19 с.

13. Новицкий В.В. Патолофизиология: учебник: в 2 т./В.В. Новицкий, Е.Д. Гольдберг, О.И. Уразова. – 4-е изд., перераб. и доп. – М.: ГЭОТАР – Медиа, 2010. – Т.1. – С. 13- 15.

14. Орехова Л.Ю., Бармашева А.А., Мусаева Р.С. Применение ультразвуковой доплерографии при оценке эффективности пародонтологического лечения пациентов с сахарным диабетом // Сборник научных трудов «Методы исследования микроциркуляции в клинике» под ред. проф. Н.Н. Петрищева. – СПб.: Минимакс. – 2014. – С.160-168.

15. Орехова Л.Ю. и соавт. Оценка микроциркуляции пародонта методом ультразвуковой доплерографии //Пародонтология, 2001. – №3(21). – 21-24.

16. Петрищев Н.Н., Васина Е.Ю., Корнеев Н.В., Заславская М.А., Скедина М.А., Гирина М.Б. Способ определения реактивности сосудов микроциркуляторного русла и вазомоторной функции эндотелия с использованием высокочастотной доплерографии. Медицинская технология. - СПб.: Минимакс, 2009. – 20 с.

17. Селезнёв С.А., Назаренко Г.И., Зайцев В.С. Клинические аспекты микрогемодициркуляции. – М.: Медицина, 1985. – 207 с.

18. Токмакова С.И., Бондаренко О.В., Кириенкова Е.А. Оценка гемодинамики слизистой оболочки полости рта с помощью ультразвуковой доплерографии /Сборник научных трудов «Методы исследования микроциркуляции в клинике» под ред. проф. Н.Н. Петрищева. – СПб.: Минимакс. – 2014. – С.191-195.

19. Цимбалистов А.В., Иорданишвили А.К., Сеницкий А.А., Лопушанская, Т.А., Войтяцкая И.В., Петросян Л.Б., Бабич В.В. Применение метода доплерографии магистральных сосудов головы и шеи у стоматологических больных в клинической практике. СПб.: Человек, 2011. – 24 с.

20. Y.-W.Cho & S.-H.Park Measurement of pulp blood flow rates in maxillary anterior teeth using ultrasound Doppler flowmetry //International Endodontic Journal, 2015. - V.48. - P. 1175-1180.

21. M.-J.Yoon, E.Kim, S.-J.Lee, Y.-M.Bae, S.Kim, S.-H.Park Pulpal Blood Flow Measurementwith Ultrasound Doppler Imaging //JOE,2010. -V.36. -N.3. – P.419-422.

22. Orekhova L.Y., Barmasheva A.A. Doppler flowmetry as a tool of predictive, preventive andpersonalised dentistry. EPMA J., 2013;28;4(1):21.