

ского состояния и неврологического статуса, осуществлять психокоррекционное сопровождение, проводить санитарно-просветительную работу с лицами, ухаживающими за такими больными.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Болезнь Паркинсона и расстройства движения / Под ред. С. Н. Иллариошкина, Н. Н. Яхно. – М., 2008.
2. Грудянов А. И. Заболевания пародонта. – М., 2009.
3. Залялова З. А. // *Практ. мед.* – 2009. – № 6 (38). – С. 136–138.
4. Залялова З. А., Богданов Э. И., Забустова Л. В., Латыпова Г. Р. // *Неврол. вестн.* – 2007. – Т. 39, вып. 4. – С. 91–93.
5. Йолов Цв. // *Стоматология.* – 2002. – № 3. – С. 59–61.
6. Леонтьев В. К., Макарова Р. Л., Кузнецова Л. И. // *Стоматология.* – 2001. – № 6. – С. 63–64.
7. Пожарицкая М. М. Роль слюны в физиологии и развитии патологического процесса в твердых и мягких тканях полости рта. Ксеростомия. – М., 2001.
8. Стоматологическая заболеваемость населения России / Под ред. Э. М. Кузьминой. – М., 1999.
9. Улитовский С. Б. Индивидуальная гигиена полости рта. – М., 2007.
10. Nakayama Y., Washio M., Mori M. // *J. Epidemiol.* – 2004. – Vol. 14, N 5. – P. 143–150.

Поступила 29.10.12

## В ПОМОЩЬ ПРАКТИЧЕСКОМУ ВРАЧУ

© КОЛЛЕКТИВ АВТОРОВ, 2012

УДК 616.314.17-002-092:612.135]-073.432

М. А. Амхадова, Н. М. Мустафаяев, В. Е. Толмачев

## ОСОБЕННОСТИ ИССЛЕДОВАНИЯ МИКРОЦИРКУЛЯЦИИ ПАРОДОНТА ПРИ ВЫРАЖЕННОЙ АТРОФИИ КОСТНОЙ ТКАНИ ЧЕЛЮСТЕЙ

МОНИКИ им. М. Ф. Владимирского (129110, г. Москва, ул. Щепкина, д. 61/2, корп. 2)

*Для установления точного диагноза с последующей разработкой адекватной схемы лечения при воспалительных заболеваниях пародонта важно провести всестороннее обследование пациента. Ранняя диагностика заболеваний пародонта позволяет добиться долговременных положительных результатов лечения.*

*Ключевые слова: микроциркуляция, лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ), ультразвуковая доплерография (УЗДГ)*

## FEATURES OF THE STUDY OF MICROCIRCULATION PERIODONTAL IN SEVERE ATROPHY OF BONE TISSUE OF JAWS

M.A. Amkhadova, N.M. Mustafayev, V.E. Tolmachev

*To establish an accurate diagnosis and the subsequent development of adequate treatment regimens for inflammatory periodontal diseases is important to conduct a comprehensive examination of the patient. Early diagnosis of periodontal disease can achieve long-term positive outcomes.*

*Key words: microcirculation, laser Doppler flowmetry, Doppler ultrasound flowmeter*

Воспалительные процессы в пародонте являются одной из основных причин потери зубов, в том числе в молодом возрасте. Известно, что для воспалительных заболеваний пародонта характерна полиэтиологичность (Воложин А. И., 2004; Кречина Е. К., 1996, 2008; Gamonalet и соавт., 2000). Современные успехи ортопедического лечения при потере зубов в значительной степени объясняются использованием внутрикостных имплантатов для несъемного протезирования. Однако дентальная имплантация, как и любой другой метод лечения, имеет свои показания и ограничения. Известно, что воспалительные процессы в пародонте являются относительным противопоказанием для стоматологической имплантации. При этом нарушения микроциркуляции считают патогенетическим фактором расстройства кровообращения, имеющие ключевую роль в трофическом обеспечении тканей и развитии компенсаторных процессов (Чернух А. М., 1984; Лойко Е. Р., 2000; Хамад З. М.-С., 2004; Османова Т. Т., 2006). Нарушения в микрососудах регистрируют еще на доклиническом этапе. Наиболее реактивным звеном микроциркуляторного русла являются посткапилляры и вены (Козлов В. И., 1995, 2008).

Амхадова Милкан Абдрашидовна – д-р мед. наук, проф., отв. секретарь РАСТИ, тел. 8(916) 117-70-32, e-mail: amkhadova@mail.ru

Изменения, происходящие в микроциркуляторном русле пародонта при воспалении, оказывают существенное влияние на эффективность имплантации. Центральным звеном в развитии микроциркуляторных нарушений является расстройство капиллярного кровотока, обычно начинающееся со снижения его интенсивности и заканчивающееся развитием капиллярного стаза в нутритивном звене микроциркуляторного русла (Е. К. Кречина, В. В. Маслова, С. А. Фролова, 2007; Ю. И. Гурфинкель, М. И. Кудуткина, 2003; В. И. Козлов, Е. П. Мельман, В. И. Кишко, 1995; Г. И. Мчедишвили, Д. Г. Барамидзе, 1987).

Сложность патогенеза микроциркуляторных нарушений требует применения достаточно чувствительных методов диагностики степени расстройства капиллярного кровотока и сопряженных изменений в микрососудах артериолярного и веноулярного звеньев микроциркуляторного русла.

В настоящее время в стоматологической практике широко используют современные методы функциональной диагностики, которые основаны на измерении различных физических свойств исследуемых тканей. Неинвазивными методами оценки микроциркуляции являются лазерная и ультразвуковая доплерография (УЗДГ), которые позволяют доступным способом исследовать параметры тканевого кровотока.

Лазерное исследование биотканей является чрезвычайно важным и быстро развивающимся междисциплинарным направлением на стыке лазерной физики, оптики рассеивающих сред, биофизики и инженерной физики, включая современные методы диагностики и контроля, основанные на глубокой компьютерной обработке результатов измерений в режиме реального времени.

Объективная регистрация состояния микроциркуляции возможна с помощью метода лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ), который широко используют в клинической практике. ЛДФ позволяет определить уровень перфузии кровотока в тканях. Кроме того, для оценки кровотока важное значение имеют гемодинамические параметры: линейная и объемная скорости кровотока, определение которых возможно с применением метода УЗДГ. В связи с вышеизложенным изучение состояния микроциркуляции в тканях десны на основе ее комплексной оценки с использованием методов доплерографии весьма актуальна.

### Противопоказания к использованию медицинской технологии

Абсолютных противопоказаний нет.

Относительные противопоказания:

1. Заболевания, сопровождающиеся лихорадкой (в период повышения температуры тела);
2. Хирургические вмешательства в области пародонта.

### Физические основы метода ЛДФ

Монохроматическое излучение гелий-неонового лазера поступает к исследуемому участку по световодному зонду. Отражаясь от эритроцитов, оно претерпевает изменение частоты (эффект Доплера), прямо пропорциональное скорости их движения. Отраженное от эритроцитов излучение поступает по световодному зонду в прибор для дальнейшей обработки. На выходе прибора формируется аналоговый сигнал, пропорциональный величине перфузии кровотока в микроциркуляторном русле или показателю микроциркуляции (М). Величина М является интегральной характеристикой микроциркуляции, которая пропорциональна концентрации эритроцитов ( $N_э$ ) в измеряемом объеме ткани ( $1-1,5 \text{ мм}^3$ ) и среднеквадратичной скорости их движения ( $V_c$ ):  $M = N \cdot V_c$ .

### Методика ЛДФ

Способ измерения капиллярного кровотока заключается в следующем: датчик прибора устанавливают на исследуемом участке десны, обеспечивая контакт дистальной части зонда с поверхностью десны. Для получения стабильной записи ЛДФ-граммы необходимо соблюдать условия по стандартизации измерений при проведении исследования:

- по анатомическому положению датчика;
- по физической активности пациента (пребывание пациента перед проведением ЛДФ в спокойном состоянии и в положении лежа не менее 10 мин);
- по тепловому режиму помещения ( $20-22^\circ\text{C}$ );
- не следует оказывать давления датчиком на поверхностный слой тканей в месте измерения.

На световом табло прибора высвечиваются значения М в перфузионных единицах (перф. ед.). При этом на экране компьютера регистрируют графическое изображение доплерограммы.

Для определения наиболее полной характеристики микроциркуляции в тканях пародонта запись показателей ЛДФ проводят во фронтальном участке альвеолярного отростка обеих челюстей, а также в области жевательных зубов у переходной складки. Регистрацию в каждом участке десны осуществляют в течение не менее 2 мин. При наличии фонового «сноса» ЛДФ-граммы в сложных для исследования участках (пародонт в области жевательных зубов) необходимо провести серию измерений по 30 с в течение 2 мин. Расчеты изме-

рений следует усреднить по серии измерений.

При стандартном анализе ЛДФ-граммы определяют статистические средние значения величины перфузии тканей кровью: М – среднее арифметическое значение уровня микроциркуляции (в перф. ед.);

$\delta$  – среднеквадратичное отклонение амплитуды колебаний кровотока (в перф. ед.), который характеризует временную изменчивость микроциркуляции или колеблемость потока эритроцитов, обозначаемой в микрососудистой семантике как флакс.

$K_v$  – коэффициент вариации, соотношение между перфузией ткани и величиной ее изменчивости (флак), характеризующим вазомоторную активность микрососудов ( $K_v = \delta/M \cdot 100\%$ ).

Помимо расчета статистических характеристик потока эритроцитов в тканях, прибор ЛАКК-01 дает возможность с помощью специальной программы, основанной на использовании математического аппарата Фурье-преобразования, анализировать ритмические изменения этого потока.

В результате спектрального разложения ЛДФ-граммы на гармоничные составляющие колебаний тканевого кровотока появляется возможность дифференцировать различные составляющие флаксмоций, что важно для диагностики нарушений модуляции кровотока. Каждая ритмическая компонента при спектральном анализе ЛДФ-граммы характеризуется двумя параметрами: частотой (F) и амплитудой (A).

Наиболее значимыми в диагностическом плане являются:

- медленные волны флаксмоций – зона LF-ритма (диапазон частот  $0,02-0,2 \text{ Гц}$ ;  $1,2-12 \text{ колеб./мин}$ ) или низкочастотные колебания;
- быстрые волны – зона HF-ритма (диапазон частот  $0,2-0,4 \text{ Гц}$ ;  $12-24 \text{ колеб./мин}$ ) или высокочастотные волны;
- пульсовые волны флаксмоций – зона CF-ритма или кардиоритма (диапазон частот  $0,8-1,5 \text{ Гц}$ ;  $50-90 \text{ колеб./мин}$ ).

Активный механизм модуляции кровотока в системе микроциркуляции обусловлен в основном двумя факторами: миогенной и нейрогенной активностью прекапиллярных вазомоторов (Козлов В. И., 1999).

Миогенную активность или вазомоции определяют как  $ALF/\delta$ , где ALF – максимальная амплитуда колебаний кровотока в диапазоне низкочастотных колебаний;  $\delta$  – среднеквадратичное отклонение колебаний кровотока.

Нейрогенная активность или сосудистый тонус устанавливают соотношением  $\delta/ALF$ .

Пассивный механизм модуляции кровотока в системе микроциркуляции включает два других фактора (Козлов В. И., 1999):

- пульсовые флуктуации кровотока, синхронизированные с кардиоритмом, которые определяют соотношением  $ACF/\delta$ , где ACF – максимальная амплитуда пульсовых колебаний кровотока;
- флуктуации кровотока, синхронизированные с дыхательным ритмом, которые определяют соотношением  $АНФ/\delta$ , где АНФ – максимальная амплитуда высокочастотных колебаний кровотока (высокочастотные флуктуации).

Интегральной характеристикой соотношения механизмов активной и пассивной модуляции кровотока является индекс флаксмоций:  $ИФМ = ALF/АНФ + ACF$ .

Внутрисосудистое сопротивление определяют по соотношению  $ACF/M$ , где ACF – максимальная амплитуда пульсовых колебаний; М – показатель микроциркуляции.

### Физические основы метода УЗДГ

Высокочастотная УЗДГ основана на эффекте Доплера. Эффект Доплера заключается в изменении частоты отраженного от движущегося объекта сигнала на величину, пропорциональную скорости движения отражателя. При отсутствии движения исследуемой среды (кровь) доплеровского сигнала не существует, так как ультразвуковая волна проходит сквозь ткани тела без отражения. Величина доплеровского сдвига частот пропорциональна скорости кровотока, которую

вычисляют по формуле:  $V = Fd \cdot C/2Fg \cos \alpha$ , где  $V$  – скорость потока форменных элементов в сосуде;  $Fd$  – доплеровский сдвиг частот;  $Fg$  – частота генератора;  $C$  – скорость распространения ультразвука в среде 1540 м/с;  $\alpha$  – угол между осью потока и осью отраженного ультразвукового луча.

Поступающий на приемный элемент датчика отраженный 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 в виде доплерограмм с цветным спектром, получаемым через БПФ (быстрое преобразование Фурье), по которым можно визуальным образом определить скорость кровотока. В связи с тем, что движение эритроцитов с наибольшей скоростью происходит в центре потока крови в сосуде, верхняя часть спектра доплерограммы характеризует движение эритроцитов вдоль оси потока (в центре сосуда), а нижняя часть спектра доплерограммы, идущая вдоль изолинии, характеризует скорость эритроцитов, движущихся в пристеночных участках.

Скорость потока крови в сосуде является величиной непостоянной и зависит от фазы сердечного цикла (систола, диастола), в связи с чем и регистрируется пульсовая кривая (подъем и спад). В результате обработки доплерограмм получают данные о линейной (систолическая, средняя, диастолическая) и объемной скоростях кровотока в обследуемом участке.

### Методика УЗДГ

Для получения точности измерений при проведении УЗДГ необходимо соблюдать условия по стандартизации измерений:

- по физической активности пациента (пребывание в спокойном состоянии и в положении лежа);
- по анатомическому положению датчика;
- по тепловому режиму помещения (20–22°C);
- не следует оказывать давления датчиком на поверхностный слой тканей десны в зоне измерения.

Местом расположения датчика является граница между прикрепленной десной и переходной складкой в пародонте, так как здесь представлены все звенья микроциркуляции тканей пародонта. Фиксацию губы или щеки пациента и установку датчика осуществляют без сдавления слизистой оболочки, что может повлиять на состояние кровотока в исследуемом участке.

Для получения четкого сигнала и исключения сдавления слизистой оболочки при проведении исследований используют контактную среду – акустический гель: в ультразвуковом доплерографе прижим датчика не влияет на результаты измерения.

Угол установки датчика к исследуемой поверхности составляет 60°, что соответствует наилучшему акустическому и визуальному доплеровскому сигналу.

Исследование проводят в шести точках в области пародонта фронтальных и жевательных зубов верхней и нижней

челюстей (16, 21, 25, 36, 41, 45) с целью получения интегральной характеристики кровотока.

После установки датчика в зону локации необходимо проводить визуальный и акустический контроль правильности постановки датчика.

Сигнал, получаемый с участка микроциркуляторного русла, характеризуется тихим, шуршащим, пульсирующим звуковым сигналом, напоминающим шум морского прибора. Визуальный сигнал, получаемый с участка микроциркуляторного русла, характеризуется веретенообразной картиной окрашенного спектра без острых пиков.

После проверки правильности постановки датчика (визуальный и акустический контроль) необходимо провести запись доплерограммы изучаемой области.

Обработку доплерограмм осуществляют автоматически с помощью программы.

По данным УЗДГ определяют следующие количественные показатели.

Линейные скорости кровотока (в см/с):

- $V_{as}$  – максимальная систолическая скорость по кривой средней скорости;
- $V_{am}$  – средняя линейная скорость кровотока по кривой средней скорости;
- $V_{akd}$  – конечная диастолическая скорость по кривой средней скорости.

Объемные скорости кровотока (в мл/мин):

- $Q_{as}$  – максимальная систолическая объемная скорость по кривой средней скорости;
- $Q_{am}$  – средняя объемная скорость по кривой средней скорости.

Для получения данных объемной скорости вводится диаметр среза ткани (микроциркуляторного), который в пародонте составляет 0,2 мм.

Количественный анализ доплеровских кривых включает расчет индекса пульсации (Гослинга) (PI), который отражает упругоэластические свойства сосудов, и индекса периферического сопротивления кровотоку дистальнее места измерения (индекс Пурселло) (RI).

Возможные осложнения при использовании медицинской технологии и способы их устранения

В процессе применения технологии осложнений не выявили.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Воложин А. И., Порядин Г. В., Казимирский А. Н. и др. // *Стоматология*. – 2005. – № 3. – С. 4–6.
2. Кречина Е. К., Маслова В. В., Рахимова Э. Н., Шидова А. В. Определение гемомикроциркуляции в тканях пародонта с использованием методов лазерной и ультразвуковой доплерографии. – 2008.
3. Чернух А. М. Микроциркуляция. – 2-е изд. – М., 1984.

Поступила 09.10.12