

Рис. 3.

О. Хорошо Вернемся к нашей схеме.

Б. Итак, на головку бедра действуют две силы: сила P и сила M . Вопрос: что Вы сделаете, чтобы уменьшить нагрузку на сустав, ведь он болит и "просит" пощады?

О. Я бы уменьшил силу M , поскольку, судя по Вашему рисунку, эта сила является основной в нагрузке сустава.

Б. А как Вы это сделаете? Посмотрите на формулу, она Вам поможет. Что постоянно, а что можно менять в этой формуле?

О. Постоянная сила P — масса тела и плечо a , его длина определяется лишь анатомией. Можно уменьшить плечо a !

Б. Каким образом?

О. Наклоним туловище в сторону сустава и тем самым приблизим к нему силу P . $P \times a$ будет меньше, меньше будет и вторая часть равенства. В результате сила M уменьшится и сустав разгрузится. Верно?

Б. Верно. Именно так, даже не зная азав биомеханики, сделает любой больной. Для него критерием правильности выбора является уменьшение боли.

О. Значит, чем интенсивнее боль, тем больше больной припадает на больную ногу и тем больше разгружает ее.

Б. По-моему, мы разобрали все неясные вопросы?

О. Нет, у меня есть еще вопрос: можно ли зарегистрировать наклоны туловища при ходьбе и увидеть на Ваших записях, как больной это делает?

Б. Можно. Есть метод гироскопии. Используют гироскоп — прибор, сохраняющий в пространстве направление оси вращения ротора. С помощью фиксирующего устройства гироскоп прикрепляют в области крестца или на любом уровне грудного либо поясничного отдела позвоночника. Вращение, которое совершает таз или сегмент позвоночника, записывается с помощью встроенного в гироскоп потенциометра в трех плоскостях: фронтальной, сагиттальной и горизонтальной. В нашем случае гироскоп надо закрепить на уровне верхнегрудного отдела позвоночника и зарегистрировать его движение во фронтальной плоскости.

О. А что я увижу на записи?

Б. Сейчас я нарисую такую запись (рис. 3). Сначала изобразим знакомые уже Вам пододиграммы, а затем — кривую вращения верхнегрудного отдела позвоночника. Она, как Вы видите, похожа на синусоиду, ее вершины приходятся на

опорные периоды шага. В то же время кривая разделена изолинией, соответствующей вертикальной позе больного, на две неравные части. Из записи следует, что позвоночник в большей степени отклонялся в сторону правой, больной ноги. Если необходимо, можно высчитать и коэффициент асимметрии.

О. И последний вопрос: когда можно прислать к Вам больного на исследование?

Б. В любое время. Мы дадим заключение о степени хромоты больного, но причину хромоты придется искать Вам.

© И.С. КОСОВ, А.И. КАВЕШНИКОВ, 1994

И.С. Косов, А.И. Кавешников

ФОТОРЕОПЛЕТИЗМОГРАФИЯ КАК МЕТОД ИЗУЧЕНИЯ РЕГИОНАРНОГО КРОВΟΣНАБЖЕНИЯ РАН КОЖИ

Центральный институт травматологии и ортопедии им Н.Н. Приорова, Москва

В эксперименте на свиньях для характеристики кровоснабжения грануляционной ткани дна ран кожи при различных лечебных воздействиях использован адаптированный применительно к этой цели метод фотореоплетизмографии. Показано, что метод позволяет графически регистрировать состояние объемного кровотока в тканях, проводить сравнительную оценку микроциркуляции в тканях благодаря возможности одновременной регистрации в нескольких местах. Получаемые фотореоплетизмограммы дают возможность количественной оценки амплитудных и временных показателей кровотока.

Для выбора тактики ведения травматологических больных важное значение имеет определение жизнеспособности травмированных тканей. При исследовании воздействия лекарственных препаратов на заживление кожных повреждений также возникает необходимость в оценке локального кровотока в тканях дна раны. Наиболее распространенным методом, применяемым для этой цели, является капилляроскопия, основанная на микроскопии тканей при сильном боковом освещении [2]. Однако достаточно давно предложен другой пассивный метод, в котором используется регистрация колебаний светового потока, прошедшего сквозь слой изучаемых тканей либо рассеянного и отраженного из них, — фотореоплетизмография, применяемая в основном с целью регистрации частоты пульса [1]. Для исследова-

ния микроциркуляции в эксперименте мы приняли попытку адаптировать этот метод применительно к поставленной задаче: характеристика и сравнительная оценка кровоснабжения грануляционной ткани дна ран кожи при различных лечебных воздействиях.

Принцип метода состоит в облучении исследуемой области светом из специального излучателя; свет проникает в ткань и рассеивается в ней, часть светового потока поглощается, а часть отражается, выходит из ткани и воздействует на фотоприемник, генерируя в нем фототок.

Степень поглощения света определяется наличием в ткани целого ряда факторов, в число которых входят элементы крови, и в первую очередь эритроциты, обладающие высокой способностью поглощать лучи света инфракрасного диапазона [3].

Данный процесс описывается формулой:

$$F_{\text{инф}} = F_{\text{исх}} - F_{\text{рас}} - (F_{\text{ткн}} + F_{\text{эр}}),$$

где $F_{\text{инф}}$ — отраженный поток, улавливаемый фотоприемником; $F_{\text{исх}}$ — общий излучаемый поток света; $F_{\text{рас}}$ — суммарная часть рассеянного света, не попавшая в область захвата фотоприемника; $F_{\text{ткн}}$ — часть света, поглощенная тканевыми элементами; $F_{\text{эр}}$ — часть света, поглощенная элементами крови.

Так как в реальном времени из всех показателей меняется только $F_{\text{эр}}$, можно записать:

$$F_{\text{инф}} = K - F_{\text{эр}},$$

где K — часть светового потока, воздействующая на фотоприемник и имеющая постоянный характер.

Таким образом, фототок, генерируемый в фотоприемнике, состоит из постоянной и переменной составляющих, последняя зависит от колебаний кровенаполнения во время сердечного цикла. При увеличении кровенаполнения фототок падает, при уменьшении возрастает. На долю переменной части приходится около 5—8% общего фототока.

Выделение переменного компонента и его графическая регистрация составляют техническую основу метода фотореоплетизмографии.

Нами изготовлены специальные фотодатчики, в которых излучатель света расположен в 7 мм от фотоприемника. Конструктивно принят ряд мер для исключения прямой оптической связи излучателя и приемника. Датчики устанавливаются на исследуемую поверхность контактным способом. При подборе спектральных характеристик света мы остановились на инфракрасном диапазоне, поскольку, по имеющимся в литературе данным [3], при длине волны света 0,80—0,82 мкм (инфракрасный диапазон) отмечается пик коэффициента поглощения для гемоглобиновой фракции крови.

Применению метода в эксперименте предшествовало детальное изучение распространения светового потока в тканях, для чего были изготовлены дискретные излучатель и приемник. Выявлены: высокая линейность оптической пары в диапазоне тока излучателя от 0,5 до 20 мА; проникновение светового потока сквозь слой комплекса тканей толщиной 30 мм (ткани пястья) при токе излучателя 10 мА, потеря мощности

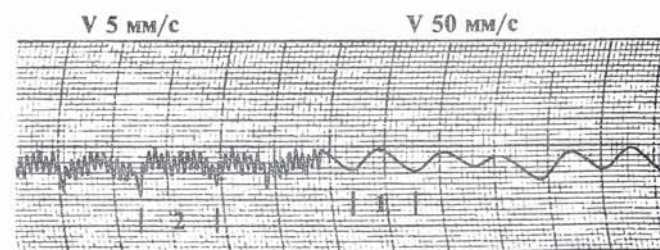
светового потока при этом не сказывается на достоверности регистрируемой переменной составляющей.

Поскольку планируется учет отраженного света, в нашей модели большое значение имеет закон полного отражения, согласно которому лучи света в месте соприкосновения двух сред проходят из оптически менее плотной в более плотную среду, но полностью отражаются от поверхности раздела сред в обратном направлении. Иными словами, при освещении подкожной клетчатки (в нашем случае) световой поток достигает мышечной ткани, проникает в нее, рассеивается, но обратно не возвращается, так как оптическая плотность мышечной ткани значительно выше. Следовательно, информация, заключенная в отраженном световом потоке, характеризует состояние кровотока именно в подкожной клетчатке в области установленного фотодатчика. Минимальная толщина изучаемой ткани при отдалении фотоприемника от излучателя на 7 мм — 1 мм.

Чтобы иметь возможность проводить исследование одновременно в нескольких точках, нами был разработан 6-канальный анализатор фототока. Каждый из каналов анализатора содержит прецизионный источник тока излучателя, оптическую пару излучатель — приемник, усилитель фототока, дифференциатор, фильтр высокой частоты, инвертирующий усилитель тока низкой частоты. Предусмотрена возможность вычитания сигнала любого канала из 5 остальных, что дает дополнительную информацию при качественной и количественной оценке реограмм. Запись производилась на 6-канальный лабораторный регистратор, скорость регистрации 50 мм/с, калибровка импульсом 300 мВ.

Схемотехническое построение тракта обработки фототока от датчика позволяет записывать свободные от наводок и шумовых составляющих реограммы в формате импедансной реоплетизмографии (ИРПГ), что в свою очередь дает основание использовать при расчетах результатов элементы оценки ИРПГ.

На представленной на рисунке фотореоплетизмограмме, полученной с одной из ран, можно выделить волны первого порядка (1) — пульсовые и волны второго порядка (2) — обусловленные колебаниями кровенаполнения, связанными с изменением внутригрудного давления при дыхании.



Фотореоплетизмограмма, полученная с кожной раны свиньи. Объяснения в тексте.

Для анализа реограммы используются следующие показатели: амплитуда, характеризующая интенсивность объемного кровотока в исследуемой области; временные параметры — время фазы

подъема и фазы спуска, отражающие целый ряд параметров локального кровотока, таких как тонус терминальных отделов сосудистой сети, энергия пульсовой волны и их соотношение.

Метод был использован нами для характеристики и сравнительной оценки кровоснабжения грануляционной ткани дна 180 кожных ран свиней при разных лечебных воздействиях. Выявлена четкая количественная корреляция между объемной скоростью кровотока на разных этапах раневого процесса, интенсивностью развития грануляционной ткани и эпителизацией раневой поверхности. Корреляция подтверждена морфологическими исследованиями.

Установлено, что метод фотореоплетизмографии позволяет графически регистрировать состояние объемного кровотока в тканях в динамике. Возможность одномоментной регистрации в нескольких местах позволяет проводить сравнительную оценку микроциркуляции в тканях. Получаемые фотореоплетизмограммы предоставляют возможность для количественной оценки амплитудных и временных показателей кровотока. Метод при относительной простоте применения обладает высокой чувст-

вительностью и может быть рекомендован для использования как в экспериментальных исследованиях, так и для оценки регионарного кровотока в клинике травматологии и ортопедии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Диагностическая и терапевтическая техника /Под общ. ред. В.С. Маята.— М., 1969.
2. Инструментальные методы исследования сердечно-сосудистой системы /Под ред. Т.С. Виноградовой.— М., 1986.— С. 337 — 342.
3. Петяев М.М., Логинова А.А., Резников С.А. //Биоэнергетика и биологическая спектрофотометрия.— М., 1967.— С. 255 — 260.

PHOTOGRAPHIC IMPEDANCE PLETHYSMOGRAPHY AS A METHOD TO STUDY REGIONAL CIRCULATION IN SKIN WOUND LOW LAYER

I.S. Kosov, A.I. Kaveshnikov

In experiments on pigs adapted photographic impedance plethysmography has been used to characterize blood supply to granulation tissue at the bottom of skin wounds. This method provides graphic registration of blood volumes in the tissues, comparative evaluation of microcirculation in different skin layers. The above plethysmograms illustrate quantitatively amplitude and time characteristics of the blood flow.

Фирма "МЕДСИН-МОНИКИ" предлагает аппараты медицинские для обработки кости с универсальным набором инструментов в составе:

- источник питания стабилизированный;
- электропривод реверсивный pistolетного типа с регулировкой частоты вращения вала;
- комплект сменных насадок;
- набор инструментов, приспособлений и принадлежностей (более 20 наименований).

Выполняемые функции: сверление, проведение спиц, фрезерование, распиливание маятниковыми и возвратно-поступательными пилами, долбление, срезание, скобление.

Более подробную информацию можете получить по адресу:
129110, Москва, ул. Щепкина, д. 61/2; корп. 9.
Телефон: 288-63-70; тел./факс: 288-29-33.