

УДК 616-072:612.135

А. И. Жеребцова

Оценка взаимосвязи параметров микроциркуляции крови и накожной температуры при окклюзионной пробе

Ключевые слова: микроциркуляция крови, лазерная доплеровская флоуметрия, кожная температура, окклюзионная проба, электротепловая аналогия, математическое моделирование.

Keywords: blood microcirculation, laser Doppler flowmetry, skin temperature, occlusion test, electrothermal analogy, mathematical modeling.

Исследована реакция микроциркуляции крови и кожной температуры области дистальных фаланг пальцев на окклюзию плечевой артерии для условно здоровых добровольцев. Проведены количественное описание и физиологическая интерпретация переходных процессов, имеющих место при окклюзионной пробе. Сформулированы выводы о возможностях применения вычисленных параметров в оценке функционального состояния микроциркуляторного русла.

Введение

Нарушение снабжения тканей конечностей кровью является фактором, сильно снижающим уровень жизни человека, и зачастую может быть причиной его инвалидизации. Широко распространенный класс таких заболеваний — вазоспастические патологии. К ним относятся некоторые синдромы вегетосудистой дистонии, синдром Рейно, вибрационная болезнь (псевдо-Рейно болезнь). В связи с этим актуальна диагностика подобных заболеваний на ранних стадиях, когда изменения еще обратимы. Микроциркуляторное русло — одна из частей сосудистой системы, в которой подобные заболевания проявляются на ранних стадиях.

Обзор показывает, что мониторинг микроциркуляторной функции весьма ограничен из-за небольшого числа имеющихся безопасных методов исследования и сложности интерпретации получаемых данных. Ограничения связаны с рядом требований, которым должны отвечать используемые методы: возможность и низкая стоимость массового внедрения, оперативность исследования, легкость автоматизации исследования, неинвазивность, ком-

форт для пациента, простота реализации при требуемой точности диагностирования. Большинству указанных требований в полной мере удовлетворяет лазерная доплеровская флоуметрия (ЛДФ) — метод оптической неинвазивной диагностики, позволяющий оценивать интенсивность кровотока в микроциркуляторном звене кровеносного русла, а также обнаруживать и исследовать коллективные ритмические процессы системы микроциркуляции крови [1].

К недостаткам метода можно отнести относительную дороговизну, высокие требования к квалификации персонала, проводящего исследование.

В то же время известно, что одной из ролей крови в организме является роль теплоносителя. Улучшение условий поступления артериальной крови вызывает повышение температуры конечности. Таким образом, эффективность кровоснабжения можно оценить и с помощью методов термометрии и термографии. Применение данных методов зачастую не требует дорогостоящего оборудования, при этом обеспечиваются высокая чувствительность и помехозащищенность получаемых данных.

Для выявления адаптационных резервов системы микроциркуляции крови, оценки состояния механизмов регуляции тканевого кровотока, а также общего функционального состояния микроциркуляторного русла при ЛДФ-исследованиях применяют функциональные пробы. Одной из традиционно используемых и широко применяемых на практике является окклюзионная проба (ОП), заключающаяся в создании условий искусственной ишемии тканей конечности с последующим открытием кровотока и наблюдением восстановления тонического состояния сосудов [2, 3].

Цель работы

Цель исследования — более детальное изучение параметров переходных процессов изменения микроциркуляции крови и кожной температуры в ходе проведения окклюзионной пробы, а также исследование связи между данными параметрами. Для достижения поставленной цели была проведена серия экспериментов, заключавшихся в одновременной регистрации изменения показателя микроциркуляции крови (ПМ — результирующий параметр ЛДФ, измеряемый в перфузионных единицах — пф. ед.) и кожной температуры на дистальных фалангах пальцев рук условно здоровых добровольцев при проведении окклюзионной пробы.

Описание процессов при окклюзионной пробе

При окклюзионной пробе рука пережимается с давлением, превышающим систолическое. При этом поступление артериальной крови в руку прекращается. Процесс сопровождается снижением сигнала ЛДФ-граммы, регистрируемой с участков кожи, до минимального уровня, называемого биологическим нулем. Прекращение поступления артериальной крови, имеющей температуру гомойотермного ядра организма, вызывает снижение температуры руки. Кровь, содержащаяся в капиллярах и артериолах, частично оттекает в венозное русло, что в целом сопровождается побелением кожных покровов. После снятия окклюзии артериальная кровь устремляется в руку. При этом наблюдаются гиперемия, покраснение кожных покровов, повышение их температуры. Кровь с некоторой временной задержкой, в зависимости от удаленности от места пережатия, приходит в движение во всех участках руки, что, в частности, сопровождается резким ростом регистрируемого с участка кожи сигнала ЛДФ-граммы. Кровенаполнение тканей и мгновенная скорость кровотока в ближайшее время после снятия окклюзии, как правило, превышают соответствующие установившиеся значения до проведения пробы. Одним из основных факторов, влияющих на описанные процессы, является состояние сосудистой системы конечности — начиная от крупных сосудов и заканчивая тонусом капиллярного русла.

Таким образом, применение окклюзионной пробы и последующая интерпретация с описанных выше позиций могут помочь получить дополнительную диагностическую информацию, в том числе о ряде сосудистых патологий. В качестве измерительной технологии, регистрирующей реакцию на пробу, может выступать как ЛДФ, так и термография, а также, что кажется особенно перспективным, совместное использование обоих методов. В ряде случаев применение термографии при той же диагностической ценности позволяет значительно удешевить диагностическое оборудование и тем самым существенно увеличить доступность метода диагностики для пациента.

Для решения задачи распространения теплоты в биоткани необходимо решить уравнение теплопроводности с учетом сложной неоднородной среды теплопередачи. Одним из известных направлений упрощенного решения задач теплопроводности является применение электротепловой аналогии.

Хорошо известно, что описание тепловых и электрических процессов может быть проведено с помощью схожего математического аппарата. Это позволяет, в частности, применять электрические модели с сосредоточенными параметрами для описания распространения теплоты в разнородных средах. При этом основные физические величины данных двух разделов физики находят однозначное соответствие, которое может быть представлено в виде табл. 1.

Применение метода электротепловой аналогии известно в различных областях науки и техники. Так, известны публикации о применении этого подхода для решения задач гиперболической теории теплопроводности [4], задач трехмерного распределения теплоты при воздействии короткого импульсного нагрева [5], задач распространения теплоты в коже человека при внешнем нагреве [6] и др.

В данном исследовании электротепловая аналогия была применена для создания упрощенной модели описанных ранее процессов при окклюзионной пробе для малого участка кожи пальца человека. Анализ описываемого процесса показывает, что принципиально его можно разделить на три основных этапа: предокклюзионный, окклюзионный и постокклюзионный. Введем переменные: r — сопротивление тока крови в артериальном русле; $R_{к.т}$ — тепловое сопротивление «арте-

Таблица 1

Взаимное соответствие тепловых и электрических величин

Тепловая величина	Единица измерения	Электрическая величина	Единица измерения
Температура T	К	Напряжение U	В
Тепловой поток Q	Вт	Ток I	А
Тепловое сопротивление R_t	К/Вт	Электрическое сопротивление R	Ом
Теплоемкость C_t	Дж/К	Электрическая емкость C	Ф

риальная кровь — биоткань»; $R_{т. о. с}$ — тепловое сопротивление «биоткань — окружающая среда»; C_K — теплоемкость артериальной крови; C_T — теплоемкость биоткани; $C_{о. с}$ — теплоемкость окружающей среды.

Выявленные эквивалентные электрические схемы процессов при окклюзионной пробе представлены на рис. 1. В нормальном состоянии без окклюзии гомойотермное ядро человека выступает как стабильный источник напряжения $G1$, который через некоторое сопротивление r заряжает емкости C_K и, далее, две последовательно соединенные RC -цепочки $R_{к. т}C_T$ и $R_{т. о. с}C_{о. с}$ (рис. 1, а). Если пренебречь уменьшением температуры в русле крупных артерий, а также ограниченностью теплоемкости окружающей среды, можно получить еще более упрощенную эквивалентную схему, представленную на рис. 1, б. При окклюзии приток горячей крови в руку прерывается (что эквивалентно замыканию ключа SA1) и, если пренебречь метаболической теплотой, температура ее будет определяться переходным процессом передачи теплоты по экспоненциальному закону от руки к окружающей среде, что эквивалентно схеме на рис. 1, в. В случае остывания руки в воздухе помещения имеем $C_{о. с} \gg C_T + C_K$ и $R_{т. о. с} \gg R_{к. т}$. Эти допущения позволяют получить упрощенную эквивалентную схему, представленную на рис. 1, г.

С позиций диагностической ценности одним из наиболее перспективных параметров передачи теплоты гомойотермного ядра к периферическим тканям, с нашей точки зрения, является параметр теплового сопротивления «кровь—биоткань», так как он наиболее сильно зависит от эффективной площади капиллярного русла и, таким образом, от наличия или отсутствия спазма в капиллярной системе питания биологических тканей, близких к поверхности кожи. В предложенной упрощенной модели данный параметр вычисляемый. Главными исходными данными для вычисления являются параметры зарегистрированных переходных процессов при проведении окклюзионной пробы, а также ряд других, например параметров окружающей сре-

ды. Переходные процессы изменения напряжения на RC -цепи, подключенной к источнику напряжения, как известно, описываются экспоненциальной функцией, основным параметром которой является постоянная времени τ . Для схемы на рис. 1, а для времени окклюзии постоянная времени τ_1 может быть найдена из выражения

$$\tau_1 = (C_K + C_T) R_{т. о. с} \quad (1)$$

Для схемы на рис. 1, б для случая после снятия окклюзии постоянная времени τ_2 может быть найдена из выражения

$$\tau_2 = (C_K + C_T) \frac{R_{к. т} R_{т. о. с}}{R_{к. т} + R_{т. о. с}} \quad (2)$$

Неизвестной величиной остается теплоемкость кровенаполненной ткани $C_K + C_T$. Однако, используя предположение, что в рамках переходных процессов нагрева и охлаждения участвует один и тот же объем ткани, можно, подставив (2) в (1), выразить $R_{к. т}$:

$$R_{к. т} = R_{т. о. с} \frac{\tau_2}{\tau_1 - \tau_2} \quad (3)$$

Параметр теплового сопротивления «биоткань—окружающая среда» $R_{т. о. с}$ может быть найден для конкретных условий проведения эксперимента. Так, для пальца человека при нормальных условиях в помещении с комнатной температурой и нормальным микроклиматом указанный параметр может быть рассчитан согласно выражению

$$R_{т. о. с} = \frac{\sigma}{\pi D l}, \quad (4)$$

где σ — удельное тепловое сопротивление «биоткань—окружающая среда», для цилиндра в воздушной среде при нормальных условиях $\sigma = 0,1 \text{ К} \cdot \text{м}^2/\text{Вт}$ [7]; D — диаметр пальца; l — длина пальца.

Так, для $D = 1,5 \text{ см}$, $l = 6 \text{ см}$ согласно формуле (4) $R_{т. о. с} = 35 \text{ К}/\text{Вт}$. Данное значение использовалось в дальнейших расчетах.

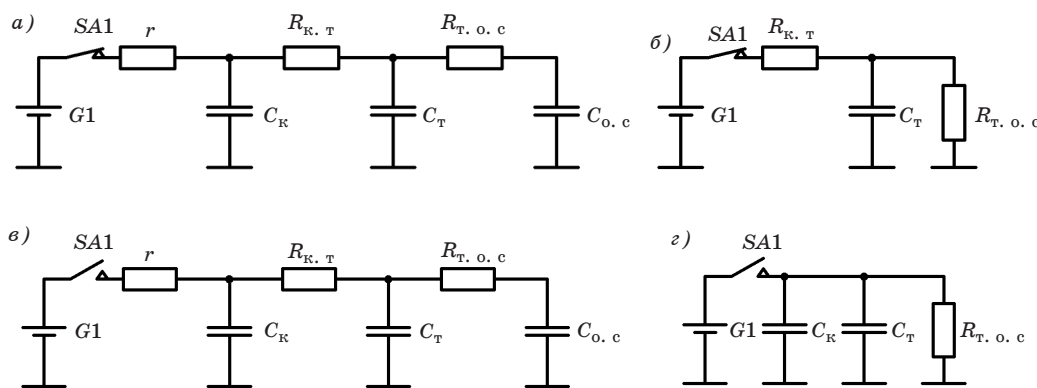


Рис. 1 Эквивалентные электрические схемы процессов при окклюзионной пробе: а — до и после снятия окклюзии; б — до и после снятия окклюзии (упрощенная); в — во время окклюзии; г — во время окклюзии (упрощенная)

Материалы и методы исследования

Для экспериментального исследования существующих взаимосвязей между параметрами микроциркуляции и кожной температуры при окклюзионной пробе была проведена серия измерений по следующей методике. Значения показателя микроциркуляции регистрировали с помощью канала ЛДФ лазерного анализатора микроциркуляции крови для врача общей практики «ЛАКК-ОП» (ООО НПП «ЛАЗМА», Москва). Температуру измеряли с помощью макета канала термометрии на основе платинового преобразователя температуры Heraeus M622 Pt 2000, включенного по четырехпроводной схеме. Всего было выполнено 18 экспериментов на 5 добровольцах.

Перед исследованиями проводилась подготовка к работе и калибровка анализатора «ЛАКК-ОП» согласно инструкции. Испытуемый адаптировался к условиям лаборатории (нормальные комнатные условия) в течение 15–20 мин, затем садился таким образом, чтобы предплечье руки находилось на уровне сердца. На предплечье испытуемого надевали манжету механического тонометра CS Medica CS-106 и фиксировали без пережатия кровообращения, не накачивая. На третий палец руки устанавливали фиксатор со световодным зондом так, чтобы палец полностью закрыл торец световодного зонда. На этот же палец без приложения усилия устанавливали преобразователь температуры Heraeus M622 Pt 2000, обращенный чувствительной стороной к коже.

Далее исследования выполняли по стандартному протоколу анализатора «ЛАКК-ОП», температуру регистрировали в ходе проведения окклюзионной пробы по следующей схеме:

- температуру регистрировали в течение 2 мин (предокклюзионный период);
- после истечения указанного времени в манжете тонометра создавали и поддерживали в течение 3 мин давление порядка 200 мм рт. ст., одновременно с окклюзией начиналась регистрация ПМ крови (окклюзионный период);
- по окончании окклюзии давление в манжете резко снижали до исходного, после чего запись ПМ и температуры продолжалась еще в течение 3 мин (постокклюзионный период).

Результаты исследования

Примеры типичных ЛДФ- и термограмм представлены на рис. 2.

Представленные на рис. 2 зависимости свидетельствуют о том, что результаты, полученные при совместной регистрации сигналов ЛДФ- и термометрии при ОП, носят неслучайный характер, т. е. колебания перфузии и температуры непосредственно связаны с моментами начала и окончания окклюзии.

Для количественного описания процессов, происходящих во время проведения ОП, вычисляли следующие параметры [1, 2]:

ПМ — среднее значение ПМ до окклюзии, пф. ед.;

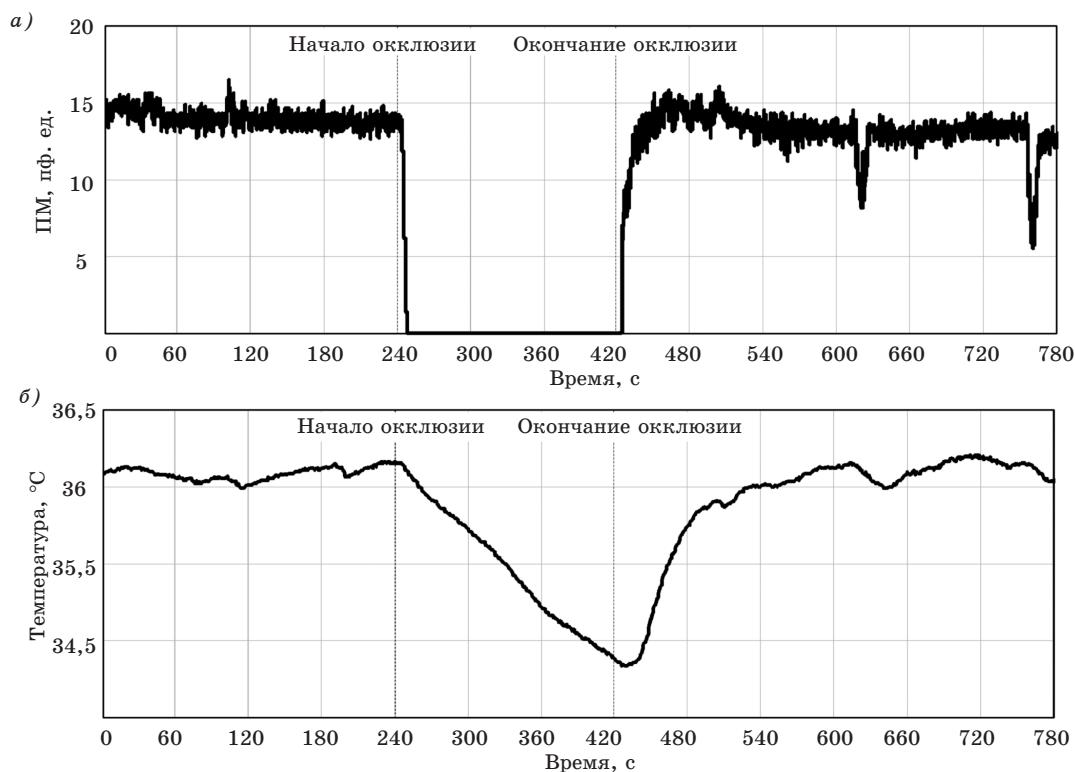


Рис. 2 Примеры типичных ЛДФ-граммы (а) и термограммы (б) при проведении окклюзионной пробы

$ПМ_0$ — среднее значение ПМ в процессе окклюзии («биологический ноль»), пф. ед.;

$ПМ_{max}$ — максимальное значение ПМ после снятия окклюзии, пф. ед.;

t_{max} — время от момента снятия окклюзии до достижения $ПМ_{max}$, с;

РКК — резерв капиллярного кровотока, %, рассчитываемый по формуле:

$$РКК = \frac{ПМ_{max}}{ПМ} 100; \quad (5)$$

T_1 — среднее значение температуры до окклюзии, °С;

T_2 — минимальное значение температуры в процессе окклюзии, °С;

T_3 — максимальное значение температуры после снятия окклюзии, °С;

ΔT_{3-1} — разность температур T_3 и T_1 , °С;

t — время изменения температуры от T_2 до T_3 ;

τ_1 — постоянная времени охлаждения биоткани в процессе окклюзии, мин;

τ_2 — постоянная времени нагрева биоткани после снятия окклюзии, с.

На рис. 3 представлены схемы, поясняющие алгоритм нахождения вышеперечисленных параметров.

Для вычисления постоянной времени τ_1 принималась гипотеза об экспоненциальном характере снижения температуры после начала артериальной окклюзии и полном завершении переходного процесса по достижении исследуемой областью температуры окружающей среды. Однако в реальных условиях эксперимента при 3-минутной окклюзии наблюдать завершившийся переходный процесс нет возможности и регистрируется лишь отрезок экспоненты. Полученный отрезок аппроксимируется прямой и принимается в дальнейшем в качестве касательной в начальной точке экспоненты. Постоянную времени τ_1 в этом случае определяли следующим образом: через точку начала окклюзии проводили прямую, параллельную оси ординат; отрезок, полученный между точками пересечения этой прямой и касательной экспоненты с прямой

уровня температуры окружающей среды, численно равен постоянной времени τ_1 .

Восстановление кровотока в артерии в момент декомпрессии и последующее развитие реактивной гиперемии с максимальным заполнением кровью сосудов микроциркуляции можно представить в виде реакции системы на единичный скачок. Отсюда постоянную времени τ_2 найдем как промежуток времени, в течение которого прирост температуры в постокклюзионный период достигает 63,2 % своего максимального значения.

Значения основных идентифицируемых параметров переходных процессов для 5 экспериментов и одного и того же добровольца сведены для показателя микроциркуляции в табл. 2, для термометрии — в табл. 3. На основании полученного ранее с позиций модели электротепловой аналогии выражения (3) была рассчитана оценка предлагаемого диагностического параметра — температурного сопротивления «кровь—биоткань» $R_{к.т}$. Также была проведена оценка теплоемкости кровенаполненной ткани $C_{к.т} = C_k + C_t$, объем которой оказывал влияние на преобразователь температуры:

$$C_{к.т} = \tau_1 / R_{к.т. о. с}. \quad (6)$$

На основании вычисленных параметров (РКК и ΔT_{3-1}) была определена одна из важных характеристик периферического кровообращения — гемодинамический тип микроциркуляции крови (тип МЦК). В зависимости от характера реакции капиллярного кровотока на артериальную окклюзию различные авторы выделяют от трех до пяти и более (включая смешанные) типов МЦК. Наиболее наглядно проявляются гиперемический, нормотонический и спастический типы микрогемодинамики.

При обработке экспериментальных данных ЛДФ принималось, что значение РКК менее 115 % соответствует гиперемическому типу МЦК, РКК в диапазоне 115–170 % — нормотоническому, а свыше 170 % — спастическому.

Определить тип МЦК можно также и по результатам кожной термометрии. Если за время пост-

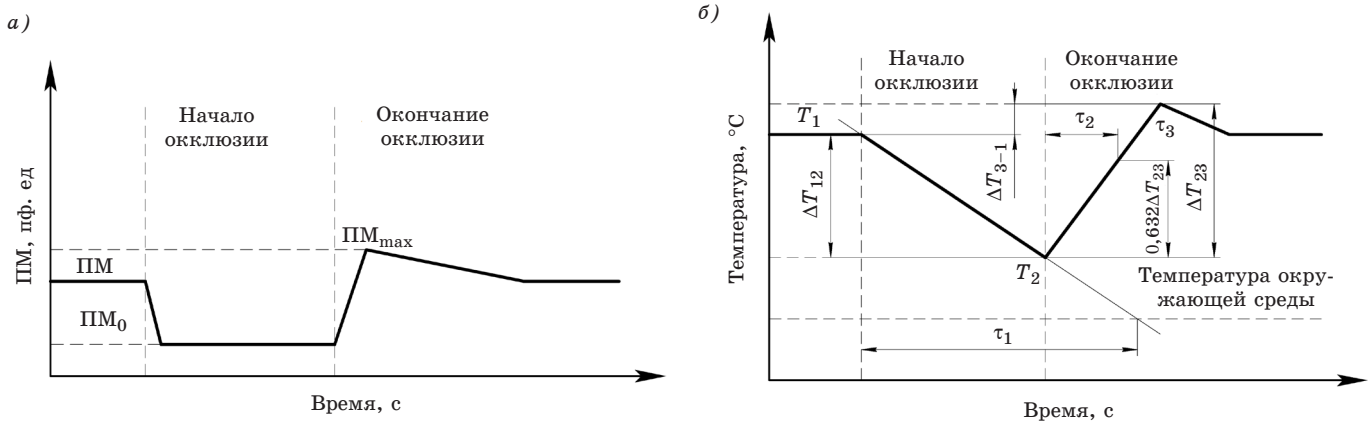


Рис. 3 | Схемы, поясняющие алгоритм нахождения характеризующих окклюзионную пробу параметров микроциркуляции крови (а) и кожной температуры (б)

Таблица 2

Сводная таблица параметров переходных процессов изменений показателя микроциркуляции, происходящих в дистальных фалангах пальцев правой руки здорового добровольца при окклюзионной пробе

№ эксперимента	ПМ, пф. ед.	ПМ ₀ , пф. ед.	ПМ _{max} , пф. ед.	РКК, %	t _{max} , с	Тип МЦК по РКК
1	19,4	3,9	22,2	115	49	Гиперемический
2	21,3	2,7	20,5	96	97	
3	22,8	6,9	28,2	123	121	Нормотонический
4	16,3	5,7	24,6	150	64	
5	22,4	5,1	21,8	97	140	Гиперемический

Таблица 3

Сводная таблица параметров переходных процессов изменений нажной температуры, происходящих в дистальных фалангах пальцев правой руки здорового добровольца при окклюзионной пробе

№ эксперимента	T ₁ , °C	T ₂ , °C	T ₃ , °C	ΔT ₃₋₁ , °C	τ ₁ , мин	τ ₂ , с	Тип МЦК по ΔT ₃₋₁	C _T , Дж/К	R _{к. т} , К/Вт
1	34,5	33,0	35,1	0,6	17,0	37	Нормотонический	28,8	1,1
2	36,3	34,1	36,8	0,5	15,4	32		26,1	1,1
3	37,3	35,1	37,5	0,2	19,2	38		32,5	1,0
4	37,0	34,7	37,2	0,2	17,4	32		29,5	1,0
5	36,4	34,3	36,4	0,0	17,3	26	Гиперемический	29,3	0,8

окклюзионного периода температура достигает уровня, не превышающего средний уровень температуры предокклюзионного периода ($\Delta T_{1-3} \leq 0$ °C), то судят о гиперемическом типе МЦК. Если за время постокклюзионного периода температура поднимается выше среднего уровня температуры предокклюзионного периода не более чем на 2 °C (0 °C < $\Delta T_{1-3} \leq 2$ °C), то судят о нормотоническом типе микроциркуляции. Если за время постокклюзионного периода температура достигает уровня, превышающего средний уровень температуры предокклюзионного периода более чем на 2 °C ($\Delta T_{1-3} > 2$ °C), то судят о спастическом типе микроциркуляции крови [8].

Обсуждение результатов исследования

Изменение параметров, описывающих переходные процессы при проведении ОП, может служить индикатором различных патологических состояний микроциркуляторного русла. Значения ПМ и ПМ_{max} позволяют вычислить резерв капиллярного кровотока — параметр, характеризующий адаптационные резервы системы микроциркуляции крови и лежащий в основе определения типа МЦК. Увеличение РКК может наблюдаться при увеличении притока крови в микроциркуляторное русло, при явлениях стаза и застоя крови в венах, уменьшение — при наличии спазмов приносящих микро-

сосудов. Параметр ПМ₀ («биологический ноль») характеризует броуновское движение остаточной крови при окклюзии [1]. Повышение ПМ₀ может свидетельствовать о стагических явлениях крови в микроциркуляторном русле. Показатель t_{max} характеризует реактивность сосудов микроциркуляторного русла и определяется количеством сосудистых блоков и степенью ишемии исследуемого участка тела. Ранее было показано, что в норме t_{max} составляет 10–20 с [3].

Параметр ΔT₃₋₁ лежит в основе определения типа МЦК по реакции кожной температуры на артериальную окклюзию. Данные о типе МЦК совпадают более чем в половине экспериментов. Расхождения связаны в основном с определением гиперемического и нормотонического типов, что, возможно, служит основанием для проведения дополнительных исследований в целях пересмотра границы между ними. Причиной расхождения может также являться разница в метрологической точности применяемых методов. Известно, что метрологическое обеспечение измерений температуры в настоящее время находится на более высоком уровне в сравнении с аналогичным уровнем для биомедицинских оптических измерений, к которым относится лазерная доплеровская флоуметрия [9].

Постоянные времена τ₁ и τ₂ являются важными параметрами, характеризующими исследуемые переходные процессы. В отсутствие возможности наблюдения завершившегося переходного процесса

τ_1 описывает тенденцию снижения температуры во время артериальной окклюзии конечности. Постоянная времени τ_2 характеризует восстановление температуры после ОП. Измеренные значения τ_1 и τ_2 позволили на основании предложенного подхода оценить предложенный диагностический параметр тепловое сопротивление «кровь—биоткань» $R_{к.т}$ для условно-здорового добровольца. Найденные значения показали высокую повторяемость с вариабельностью порядка 10 %.

В процессе обработки полученных экспериментальных данных нашли подтверждение выдвинутые ранее предположения относительно взаимосвязи параметров надкожной температуры и микроциркуляции крови в этой же области. Так, была выявлена обратная зависимость между параметрами ПМ и $R_{к.т}$. Для правой руки испытуемого для данных из табл. 2 и 3 коэффициент корреляции составил $-0,8$. То есть чем большее количество микрососудов вовлечено в нутритивный кровоток, тем выше среднее значение перфузии и тем меньше параметр $R_{к.т}$. Корреляция была обнаружена также между параметрами ПМ_{max} и τ_1 . Для правой руки испытуемого коэффициент корреляции составил $0,8$. То есть чем медленнее падает температура, тем выше уровень перфузии ткани кровью после снятия окклюзии. Полученные данные закладывают предпосылки для дальнейшего изучения взаимосвязей параметров микроциркуляции крови и кожной температуры при функциональных пробах при наличии патологий в целях создания усовершенствованного метода диагностики вазоспастических патологий. Глубина диагностирования оптическими методами с использованием метода зондирования «на отражение», к которым и относится метод ЛДФ, не превышает 1–2 мм [10]. На температуру же кожи в рассматриваемом при ОП временном масштабе оказывают влияние и более глубокие области ткани. Таким образом, как ожидается, применение метода накожной термометрии в совокупности с ЛДФ при ОП может давать диагностическую информацию о более глубоких частях сосудистого русла руки (в частности, дистальных фаланг пальцев руки).

Выводы

В результате исследования зарегистрирована реакция микроциркуляции крови и кожной температуры в области дистальных фаланг пальцев на окклюзию плечевой артерии для группы условно здоровых добровольцев. Проведены количественное описание и физиологическая интерпретация переходных процессов, имеющих место при окклюзионной пробе. Сформулированы выводы о воз-

можностях применения вычисленных параметров в оценке функционального состояния микроциркуляторного русла. Выявлены корреляции между параметрами микроциркуляции крови и кожной температуры, которые могут быть использованы при математическом моделировании теплопередачи при окклюзионной пробе.

Работа выполнена в рамках базовой части государственного задания Минобрнауки РФ № 310 ФГБОУ ВПО «Государственный университет—УНПК».

Литература

1. **Крупаткин А. И., Сидоров В. В.** Функциональная диагностика состояния микроциркуляторно-тканевых систем: колебания, информация, нелинейность: руководство для врачей. М.: Либроком, 2013. 496 с.
2. **Оценка функционального состояния кровеносных сосудов по анализу температурной реакции на окклюзионную пробу / Д. А. Усанов А. В. Скрипаль, А. А. Протопопов [и др.] // Саратов. науч.-мед. журн. 2009. Т.5. № 4. С. 554–558.**
3. **Исследование возможностей тепловидения и методов неинвазивной медицинской спектроскопии в функциональной диагностике / А. В. Дунаев, А. И. Егорова, Е. А. Жеребцов [и др.] // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. Орел: ОрелГТУ, 2010. № 6–2 (284). С. 95–100.**
4. **Gheitaghy A. M., Talaei M. R.** Solving hyperbolic heat conduction using electrical simulation // *Journ. of Mechanical Science and Technology*. 2013. Vol. 27. N 12. P. 3885–3891.
5. **Pulsed thermography simulation: 1D, 2D and 3D electrothermal model / C. Jena, N. Sarbhai, R. Mulaveesala [et al.] // National Seminar on Non-Destructive Evaluation: NDE-2006. (Hyderabad, India, December 7–9). Indian Society for Non-Destructive Testing. Hyderabad Chapter. P. 327–331.**
6. **Transport lattice models of heat transport in skin with spatially heterogeneous, temperature-dependent perfusion [Electronic resource] / T. R. Gowrishankar, D. A. Stewart, G. T. Martin [et al.] // BioMedical Engineering OnLine. 2004. Vol. 3. N 1. Access mode: <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/42>.**
7. **Колесников П. А.** Теплозащитные свойства одежды. М.: Легкая индустрия, 1965. 347 с.
8. **Пат. 2405416 РФ МПК А 61 В 5/01.** Способ диагностики функционального состояния периферических сосудов / Д. А. Усанов, А. В. Скрипаль, А. А. Протопопов [и др.]. Заявитель и патентообладатель ГОУ ВПО «Саратовский государственный университет им. Н. Г. Чернышевского». № 2009117567/14. Заявл. 12.05.2009; опубл. 10.12.2010. Бюл. № 34. 8 с.
9. **Метрологическое обеспечение биомедицинских приборов и технологий для функциональной диагностики / К. В. Подмастерьев, А. В. Дунаев, А. В. Козюра [и др.] // Биотехносфера. 2012. № 5–6. С. 101–105.**
10. **Substantiation of medical and technical requirements for noninvasive spectrophotometric diagnostic devices / A. V. Dunaev, E. A. Zherebtsov, D. A. Rogatkin [et al.] // Journ. of Biomedical Optics. 2013. Vol. 18. N 10. P. 107009–107009.**