

ЛЕЧЕНИЕ ХРОНИЧЕСКИХ ОБЛИТЕРИРУЮЩИХ ЗАБОЛЕВАНИЙ АРТЕРИЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

СУДАРЕВ А.М.

ООО «КОНСТЭЛ»
Москва, Россия

Работа посвящена новому методу лечения хронических облитерирующих заболеваний артерий нижних конечностей – кардиосинхронизированной последовательной антеградной пневмокомпрессии.

Рассматриваются основные положения метода, исследованы физиологические эффекты, приведены результаты лечения на добровольцах.

Ключевые слова: атеросклероз, ишемическая болезнь сердца, стенокардия, хронические облитерирующие заболевания артерий нижних конечностей, наружная контрпульсация, кардиосинхронизированная последовательная антеградная пневмокомпрессия.

ВВЕДЕНИЕ

Хронические облитерирующие заболевания артерий нижних конечностей (ХОЗАНК) встречаются у 2 – 3% населения, составляя более 20% среди сердечно-сосудистых заболеваний. Количество больных ХОЗАНК увеличивается с возрастом и составляет 5–7% на 6–7-м десятилетии жизни. [1–4].

Широко применяются хирургические методы лечения ХОЗАНК. В США, например, ежегодно по поводу заболеваний периферических артерий выполняется более 50 тысяч операций по баллонной ангиопластике, более 100 тыс. шунтирований артерий. Потребность в реконструктивных операциях на артериях нижних конечностей в расчете на 1 млн. населения примерно того же порядка и в России [5].

Известно несколько способов пневмокомпрессионного лечения ХОЗАНК.

Среди них некардиосинхронизированная ритмическая пневмокомпрессия (РПК) нижних конечностей с использованием надувных манжет. В частности, известен положительный опыт применения РПК в режиме нисходящей «бегущей волны» с величинами избыточного давления, превышающими систолическое артериальное давление на плечевой артерии на 10–20 мм рт.ст. [6–10]. При этом длительность фронтов пневматических импульсов и задержка между последовательными импульсами измеряется несколькими секундами.

Известны также способы и устройства для лечения заболеваний сосудов нижних конечностей, в том числе и облитерирующего эндартериита, основанные на ритмичном сдавливании сосудов пораженной конечности, синхронизированном с сердечной деятельностью, т.н. «синкардиальный» массаж. Так, аппарат «Синкардон» включает систему регистрации электрокардиограммы (ЭКГ) и одеваемую на конечность единую оболочку, подключенную к пневмосистеме для осуществления компрессии воздушными волна-

ми переменного давления, синхронизированными с сигналами ЭКГ [11, 12].

Описан способ лечения заболеваний сосудов нижних конечностей, который состоит в создании последовательности импульсов давления в компрессионном элементе, размещаемом на пораженной конечности, причем импульсы давления синхронизованы с параметрами QRS-комплекса ЭКГ. Параметры импульса давления и его длительность устанавливались таким образом, чтобы импульс подавался с задержкой по отношению к QRS-комплексу, а задний фронт – заканчивался до начала систолы QRS-комплекса. Компрессионный элемент в этих случаях обеспечивает одновременное сжатие всей конечности – от стопы до колена [12–14].

При наружной контрпульсации [15] создается ретроградная волна давления в артериальной системе, увеличивающая перфузию миокарда и одновременный сброс давления в компрессионных манжетах конечностей, уменьшающий механическую работу сердца. Исследование этого метода показывает, что направленное гемодинамическое воздействие способно производить в организме целую цепочку благоприятных физиологических изменений [16]. Увеличение коронарного кровотока, в частности давления, скорости кровотока и напряжения сдвига в коронарных артериях приводит к выбросу вазодилататоров и высвобождению факторов ангиогенеза. Основной сферой применения наружной контрпульсации является лечение и профилактика стенокардии, ишемической болезни сердца.

Представляется перспективным развитие компрессионных методов воздействия для получения в кровеносной системе конечностей лечебных гемодинамических эффектов аналогичных тем, которые достигаются при наружной контрпульсации в коронарных сосудах.

ОБОСНОВАНИЕ МЕТОДА И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА

Предложен новый метод лечения хронических облитерирующих заболеваний артерий нижних конечностей — кардиосинхронизированная последовательная антеградная пневмокомпрессия (КСПАПК) [17]. В этом методе для создания первичных гемодинамических эффектов применен способ компрессионного воздействия, состоящий в создании синхронизированной с фазами сердечного цикла антеградной волны — периферической пульсовой волны давления крови, распространяющейся по конечности от проксимальной области к дистальной.

Такая волна давления способствует усилению скорости кровотока в дистальных областях, увеличению гидростатического давления и напряжения сдвига в сосудах в участках ниже зон воздействия, увеличению перфузии тканей. Основной мишенью воздействия выбраны артериолы и капилляры.

Для усиления антеградной волны предложено создавать периодическую компрессию каждой пораженной конечности раздельно в двух зонах — проксимальной и дистальной, импульсы компрессии в которых создаются с задержкой относительно друг друга.

В отличие от последовательной ритмической пневмокомпрессии [7, 10], принципиально важна высокая скорость нарастания давления в импульсах внешней компрессии, т.к. изменение кровотока в дистальных отделах, в особенности, в терминальных артериях, артериолах и капиллярах зависит от скорости нарастания давления компрессии в проксимальной области. При уменьшении времени нарастания давления в импульсе возрастает максимально достижимое давление во внешних областях относительно места сдавливания [18, 19]. Соответственно, увеличение давления в артериях ведет к увеличению капиллярного кровотока. При длительном времени нарастания волна давления вне зоны сдавливания шунтируется существующими коллатеральными и не достигает максимальных значений.

Кроме того, создание в манжетах давления, превышающего уровень систолического артериального давления, ведет к «падению» артерий и интенсивному перераспределению крови в окружающие сосудистые бассейны [20, 21]. Возникает волна давления, распространяющаяся в обе стороны от места обжатия. Добавление второй манжеты расположенной дистальнее первой и создание в ней импульса давления с задержкой на время, приблизительно равное времени распространения пульсовой волны от первой манжеты до второй способствует усилению антеградной волны. Кроме того, обжатие первой манжеты является «затвором» для крови, выталкиваемой из участков сосудов, расположен-

ных под дистальной манжетой. Схематично образование волн давления показано на рис. 1.

Еще одним из критериев при выборе временной диаграммы воздействия является синхронизация с естественным ритмом, которая может быть эффективна для одновременного достижения двух целей: усиления кровотока в конечностях и усиления кровотока в миокарде с одновременным уменьшением механической работы сердца. При наружной контрпульсации [15, 19, 22] обычно добиваются достижения только второй цели.

При гемодинамических воздействиях, для которых характерные времена импульсов сравнимы с длительностью сердечного цикла важна задержка между моментом прихода естественной пульсовой волны, вызванной систолой и импульсом давления в компрессионной манжете. Для максимального усиления волны, распространяющейся в антеградном направлении, момент начала обжатия конечности должен быть близок к моменту начала прохождения максимума естественной пульсовой волны через зону обжатия. В этом случае суперпозиция двух этих волн максимальна. Этот момент лежит в анакротическом промежутке в устье аорты плюс задержка на время распространения пульсовой волны от устья аорты до места наложения манжеты. Задержка же импульса в дистальной манжете относительно проксимальной должна быть порядка времени распространения пульсовой волны между манжетами.

Таким образом, оптимальное с точки зрения усиления антеградной волны время начала импульса в проксимальной манжете оценивается следующим образом: $t_{\text{прох}} = t_{\text{sys}} + t_{\text{проп1}}$, где t_{sys} — момент в промежутке от начала анакроты до систолического максимума давления в районе устья аорты, а $t_{\text{проп1}}$ — время распространения пульсовой волны от устья аорты до места наложения проксимальной манжеты. В среднем, t_{sys} (систолический максимум) отстоит от R-пика ЭКГ на время порядка $0,15 \pm 0,2$ сек.

При этом $t_{\text{проп1}} = L_1/v$, где v — скорость пульсовой волны в крупных артериях ($4 \div 7$ м/сек [26]), а L_1 — расстояние от устья аорты до места наложения проксимальной манжеты. При наложении манжеты на бедро $t_{\text{проп1}}$ составляет порядка $0,05 \pm 0,1$ сек. Это

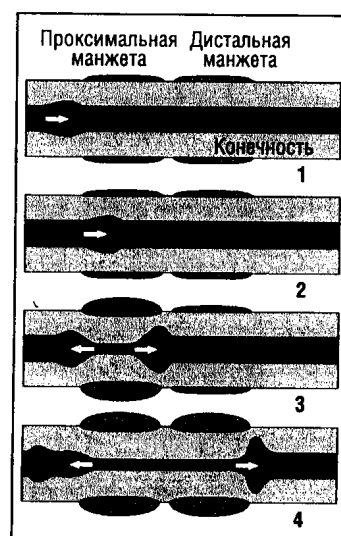


Рис. 1. Схема воздействия.

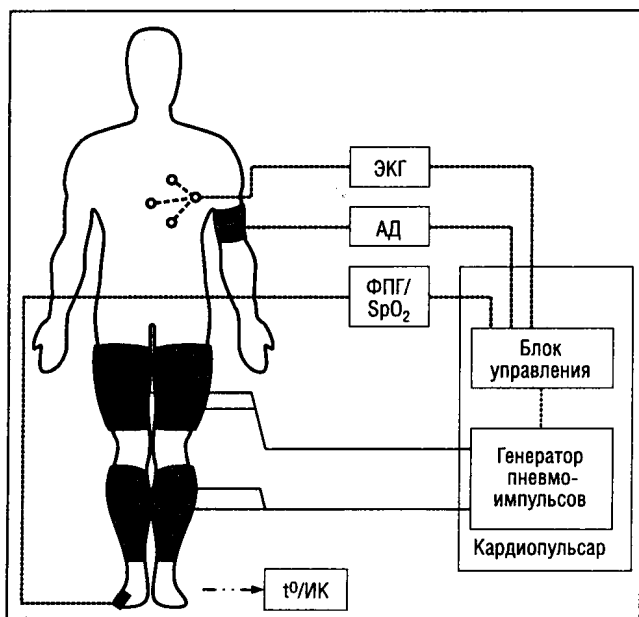


Рис. 2. Блок-схема установки

дает для $t_{\text{прох}}$ (задержка начала компрессии в манжете бедра относительно R-пика ЭКГ) величину порядка 0,2 – 0,3 сек.

Задержка между импульсами давления в проксимальной и дистальной манжетах составляет $t_{\text{проп2}} = L_2/v$, где L_2 – расстояние между манжетами, что для $t_{\text{проп2}}$ дает порядка 0,03÷0,06 сек.

При обжатии сосудов проксимальной манжетой образуется и ретроградная волна давления, распространяющаяся в сторону аорты. Для усиления коронарного кровотока при этом (аналогично случаю наружной контрпульсации), необходимо, чтобы она достигала устья аорты во время диастолы. Таким образом, ограничение снизу для момента начала давления в проксимальной манжете таково: $t_{\text{прох}} \geq t_{\text{инз}} - t_{\text{проп1}}$, где $t_{\text{инз}}$ – момент инцизуры (время закрытия аортального клапана, составляющее порядка 0,3 сек [23]), что дает для $t_{\text{прох}}$ ограничение – не менее 0,15÷0,25 сек.

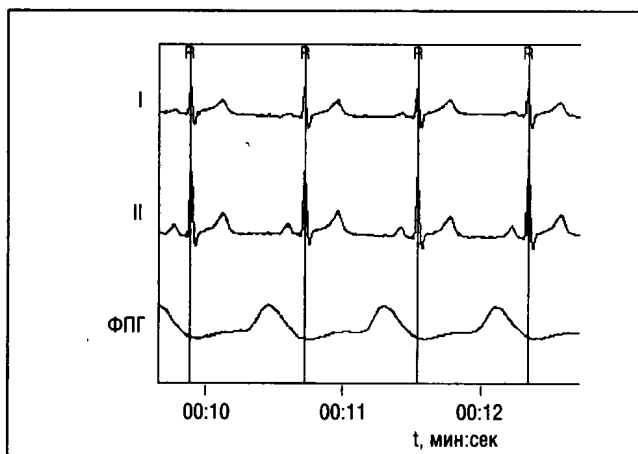


Рис. 3. Сигналы ЭКГ и ФПГ до воздействия.

Сдувание манжет нужно осуществлять одновременно перед возникновением механической систолы, с тем, чтобы обеспечить снижение механической работы сердца, аналогично методу наружной контрпульсации [14, 15].

Было проведено экспериментальное исследование физиологического воздействия предложенного нами нового метода пневмокомпрессии (КСПАПК) [17] на систему кровообращения с тем, чтобы оценить открывающиеся перспективы лечения больных ХОЗАНК.

Описанный метод воздействия был реализован на базе комплекса для наружной контрпульсации «Кардиопульсар» (ООО «КОНСТЭЛ», Россия). Для синхронизации импульсов давления в манжетах использован сигнал электрокардиограммы (ЭКГ), который позволяет с высокой точностью определять фазы электрической систолы. Импульсы давления в манжетах подаются с учетом задержки входящей пульсовой волны по отношению к R-пикам ЭКГ. Для создания необходимой временной диаграммы компрессионного воздействия на нижние конечности было модифицировано программное обеспечение комплекса «Кардиопульсар». Для мониторинга изменений кровотока использован датчик фотоплетизмограммы, размещенный на пальце ноги. Этот датчик может быть использован также для оптимизации временной диаграммы воздействия. Общая схема проведения процедуры показана на рис. 2.

Для изучения влияния воздействия на температурный режим конечностей применялся тепловизор ИРТИС-2000 (ООО «ИРТИС», Россия).

В экспериментальных исследованиях участвовали добровольцы: 4 практически здоровых взрослых мужчин в возрасте от 22 до 50 лет и 10 больных атеросклерозом нижних конечностей, хронической сосудистой недостаточностью группы 2А и 2Б в возрасте от 45 до 65 лет.

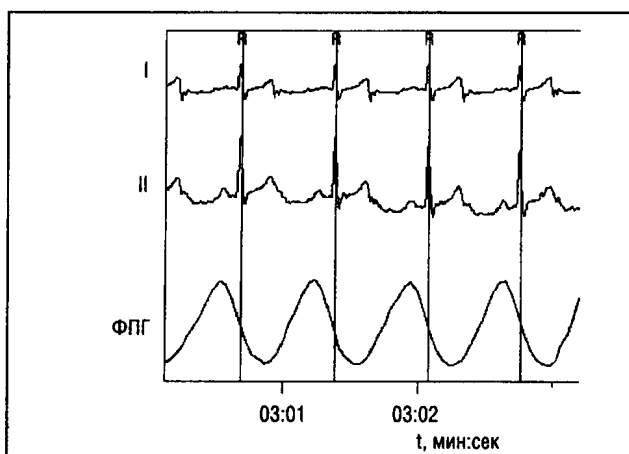


Рис. 4. Сигналы ЭКГ и ФПГ во время воздействия.

Каждая серия включала в себя стандартный 60-ти минутный сеанс.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ И РЕЗУЛЬТАТЫ

Для изучения действия компрессионного воздействия на систему кровообращения конечностей у практически здоровых людей и больных ХОЗАНК было проведено экспериментальное исследование, позволяющее оценить изменение кровотока в пальцах конечностей.

На графиках (рис. 3 и 4) показаны типичные физиологические сигналы без компрессионного воздействия (рис. 3) и с воздействием (рис. 4). На них отображены: сигнал ЭКГ, эпюры давления в манжетах и сигнал фотоплетизмограммы, отражающий пульсовое кровенаполнение в пальце нижних конечностей. На рис. 3 и 4: I, II – соответствующие отведения ЭКГ, ФПГ – сигнал фотоплетизмограммы.

Видно, что во время применения компрессионного воздействия происходит характерное увеличение амплитуды ФПГ в 2 – 4 раза по сравнению с исходным уровнем.

Для оценки влияния параметров воздействия

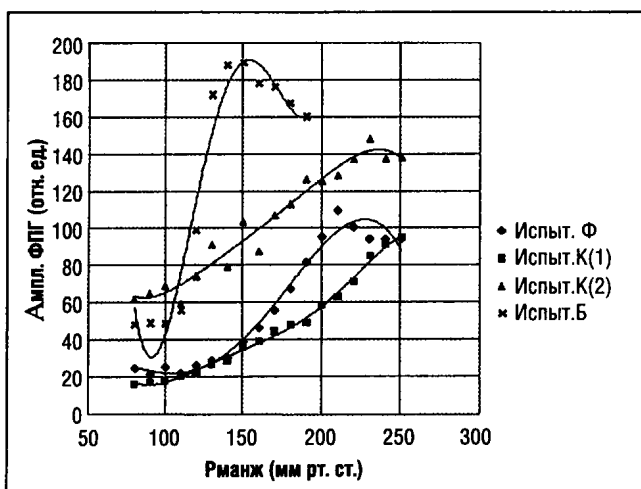


Рис. 5. Зависимость амплитуды ФПГ на пальце ноги от давления в манжетах.

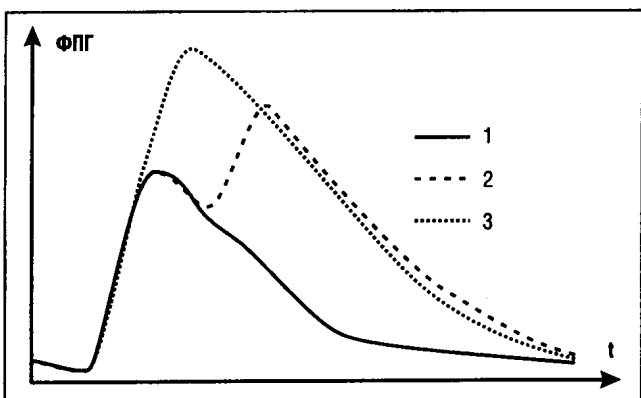


Рис. 6. Форма ФПГ: 1 – без воздействия, 2 – большая задержка, 3 – оптимальная задержка.

на гемодинамический эффект были исследованы зависимость усиления кровотока (амплитуды ФПГ) в дистальном отделе конечности (на пальце ноги) от амплитуды импульсов компрессии, а также их задержки относительно R-пика ЭКГ.

В эксперименте на испытуемых с нормальным уровнем систолического давления (<140 мм рт.ст.) измеряли зависимость амплитуды ФПГ при последовательном увеличении амплитуды импульсов компрессии с шагом 10 мм рт.ст. приблизительно через каждые 20 сек. На рис. 5 показана типичная зависимость амплитуды ФПГ и давления компрессии от времени (сплошными линиями показана интерполяция трендов полиномами 4-го порядка).

Видно, что кривые зависимости имеют характерную S-образную форму. Начало роста амплитуды ФПГ начинается при значениях давления компрессии 100–120 мм рт.ст., а выход на максимальные значения наблюдается при давлении 150–250 мм рт.ст., что говорит в пользу того, что основной эффект достигается при пережатии артерий.

Следует отметить, что значение давления пневматических импульсов, необходимое для максимального усиления («падения» артерий) кровотока в дистальных отделах и его соотношение с систолическим артериальным давлением зависит от типа компрессионных манжет (их геометрических и конструктивных особенностей), т.к. фактическое механическое напряжение подлежащих тканей несколько меньше давления в надувных камерах.

Была изучена зависимость формы и результирующей амплитуды пульсовой волны от задержки начала импульса давления в проксимальной манжете. Характерная форма сигнала ФПГ при разных задержках выглядит так, как показано на рис. 6.

Экспериментально была исследована зависимость амплитуды ФПГ на пальце ноги от времени задержки между R-пиком ЭКГ и началом компрессии в бедренной манжете. Типичная зависимость усредненной

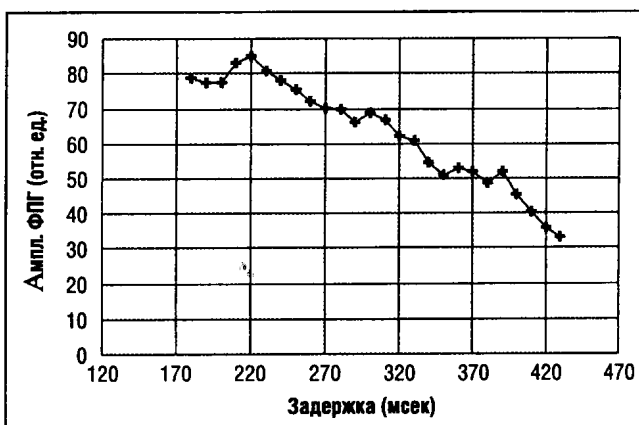


Рис. 7. Зависимость амплитуды ФПГ от задержки между R-пиком и моментом достижения номинального давления в манжете бедра

амплитуды ФПГ примерно по 20 сердечным циклам показана на рис. 7. На графике по оси ординат указана задержка между R-пиком и моментом достижения номинального давления в импульсе. При этом задержка между началом импульсов в манжетах бедер и голени была постоянной (40 мсек). Следует сделать оговорку, что абсолютные значения задержки могут иметь погрешность порядка, связанную с неточностью формирования импульсов давления ($10 \div 20$ мсек) относительно R-пика, а также с длительностью фронта импульса (примерно $70 \div 90$ мсек).

График повторяет характерную форму ФПГ (максимум (плато) при малых значениях и плавный спад при увеличении задержки). Такая зависимость характеризует суперпозицию двух волн в дистальных отделах: естественной пульсовой волны и волны, вызванной обжатием (аналогично эффектам, наблюдаемым при наружной контрпульсации [25]). В результате, форма и амплитуда фотоплетизмограммы в дистальных отделах конечности может служить сигналом обратной связи для более точной подгонки временной диаграммы воздействия [17], т.к. время возникновения и степень фактического сдавливания тканей конечностей манжетами часто зависит от неконтролируемых факторов: задержки в измерительном и воздействующем тракте, конструкции и степени начальной затяжки компрессионных манжет, скорости распространения пульсовой волны и др. Для этого необходимо подстраивать задержку и величину давления пневматических импульсов, добиваясь максимальной амплитуды ФПГ и приближения момента максимума усиленной волны кровотока к систолическому максимуму естественной волны. Следует учесть, что уменьшение задержки должно быть ограничено т.к. возникающая ретроградная волна должна доходить до устья аорты в фазу диастолы. Увеличение давления обжатия сверх необходимых значений ведет к излишней травматизации подлежащих тканей, не приводя к усилению эффекта. Об этом говорит насыщение зависимости усиления кровотока при превышении давления сжатия более чем на 50–70 мм рт.ст выше уровней систолического давления (рис. 5).

Для сравнения гемодинамического эффекта в дистальных отделах конечности в режимах КСПАПК и НКП были проведены эксперименты, в которых сравнивалось изменение амплитуды ФПГ на пальце стопы в этих режимах относительно фонового уровня. Измерялся коэффициент усиления $K_{ус} = \frac{АФПГ \text{ возд.}}{АФПГ \text{ фон.}}$, где АФПГ возд. — амплитуда ФПГ во время воздействия, а АФПГ фон. — амплитуда ФПГ без воздействия. На здоровых добровольцах (5 испытуемых по 2 эксперимента, проведенных в разное время) $K_{ус}$ в режиме КСПАПК оказался в $1,8 \pm 0,3$ раза выше, чем в режиме НКП.

Эти данные свидетельствуют о более эффективном усилении кровотока в дистальных отделах конечности в режиме КСПАПК по сравнению с НКП.

Были проведены серии процедур у больных-добровольцев ХОЗАНК (диагноз: атеросклероз нижних конечностей, стадия 2А и 2Б), позволяющие оценить изменение течения болезни и сделать вывод о клиническом эффекте. В исследованиях принимало участие 10 больных, каждому из которых было проведено от 12 до 15 процедур по 60 минут.

У всех пациентов наблюдался прирост толерантности к физической нагрузке (тест 6-ти минутной ходьбы до появления дискомфорта и болей в области икроножных мышц). Прирост дистанции составил от 22 до 100% уже после первых двух процедур.

Также проводились измерения лодыжечно-плечевого индекса (ЛПИ), рассчитываемого, как отношение артериального систолического давления в дистальных отделах голени к этому показателю в плечевых артериях. После проведения цикла процедур у каждого из пациентов индекс вырос на $0,1 \pm 0,05$ при исходных значениях от 0,7 до 0,8.

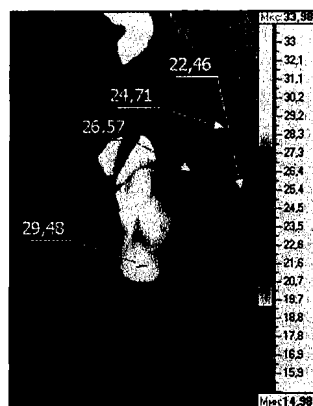


Рис. 8. Распределение температуры стопы до воздействия.

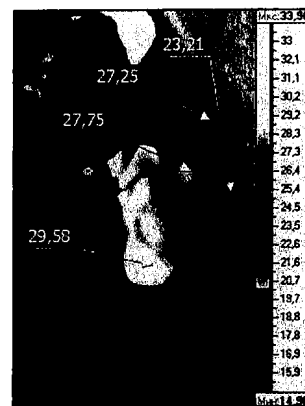


Рис. 9. Распределение температуры стопы через 30 мин после начала воздействия.

У всех пациентов со стадией заболевания 2А и 2Б после первой же процедуры отмечалось субъективное улучшение: заметно уменьшался дискомфорт в конечности, ощущение похолодания, особенно в дистальных отделах, ощущение зябкости в ногах, необходимость во время сна держать дистальный отдел конечности в тепле и др.

Для исследования изменений кровообращения конечностей на 2 пациентах с ХОЗАНК было проведено исследование с помощью тепловизора. Известно, что у таких больных температура дистальных отделов часто снижена, вследствие недостаточности кровообращения. Температура поверхности кожи (в особенности, конечностей), измеряемая тепловизором сильно изменяется в зависимости от многих

факторов. Условия экспериментов (внешняя температура и длительная адаптация к положению лежа) подбирались таким образом, чтобы максимально снизить естественный дрейф температуры. Результаты типичного эксперимента приведены на рис. 7 и 8.

Спустя 10÷30 мин после начала процедуры температура пальцев стопы заметно возрастает (до 1÷2 оС). Кроме того, предварительные данные показывают, что температура стоп увеличивается после курса процедур. Увеличение температуры стопы свидетельствует об интегральном увеличении циркуляции крови.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложен способ и устройства для реализации компрессионного воздействия на кровообращение конечностей с целью лечения хронических облитерирующих заболеваний артерий нижних конечностей, позволяющий достичь эффективного увеличения кровотока в дистальных отделах.

Изучены первичные гемодинамические эффекты воздействия, зависимости усиления кровотока в дистальных отделах от амплитудно-временных характеристик пневматических импульсов.

Получены первые результаты клинического применения метода на пациентах-добровольцах, страдающих ХОЗАНК (облитерирующем атеросклерозе, эндартериите, диабетической ангиопатии), свидетельствующие о перспективности метода.

БЛАГОДАРНОСТИ

Автор благодарен Амосову Г.Г., Золозову С.Г., Коротичу Е.В., Кантору П.С., Дьяченко А.И., Бондаренко Е.В., Уссу О.В. за плодотворные дискуссии и помощь в постановке экспериментов и обработке данных.

Работа поддержана грантом РФФИ 10-07-00481.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. *Покровский А.В.* Клиническая ангиология. М.: Медицина, 1979; 360.
2. *Савельев В.С., Кошкин В.М.* Критическая ишемия нижних конечностей. М.: Медицина, 1997; 160.
3. *Dormandy J., Mahir M., Ascady G., et al.* Fate of the patient with chronic leg ischaemia. J Cardiovasc Surg. 1989; 30: 50–7.
4. *Fowkes F.G., Housley E., Cawood E.H., et al.* Edinburgh artery study: prevalence of asymptomatic and symptomatic peripheral arterial disease in the general population. Int J Epidemiol. 1991; 20: 384–92.
5. *Бокерия Л.А., Гудкова Р.Г.* Хирургия сердца и сосудов в РФ. М., НЦ ССХ им. А.Н.Бакулева. 1998; 44.
6. *Амосов Г.Г., Морозов К.М.* Гемодинамические особенности в патогенезе хронических облитерирующих заболеваний артерий нижних конечностей и перспективы применения нисходящей ритмической пневмокомпрессии для лечения больных. Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2008; 3: 33–39.
7. *Липницкий Е.М., Амосов Г.Г., Морозов К.М., Затеюкин А.Б., Платонов А.Ю., Вайдья А.* Применение ритмической пневмокомпрессии для лечения больных с хроническими облитерирующими заболеваниями артерий нижних конечностей. Грудная и серд.-сос. хирургия, 2007; 13: 3: 22–26.
8. *Aronow W.S.* Management of peripheral arterial disease of the lower extremities in elderly patients. J Gerontol A Biol Sci Med Sci. 2004; Feb; 59(2): 172–7.
9. *Delis K.T., Knaggs A.L.* Duration and amplitude decay of acute arterial leg inflow enhancement with intermittent pneumatic leg compression: an insight into the implicated physiologic mechanisms. J Vasc Surg. 2005; 42(4): 717–25.
10. *Амосов Г.Г., Липницкий Е.М.* Способ лечения облитерирующих заболеваний артерий конечностей и устройство для его осуществления "пневмостокинг". Патент РФ №2253429. от 02.12.2003.
11. *Вербов А.Ф.* Основы лечебного массажа. С-Пб.: ООО Полигон, 2002; 320.
12. *Benjamin, et al.* Apparatus for promoting blood circulation. Патент US 4077402, 07.03.1978.
13. *Dillon R.S.* Fifteen years of experience in treating 2,177 episodes of foot and leg lesions with the circulator boot. Angiology. 1997; 48: S17–S34.
14. *Dillon R.S.* Method for promoting circulation of blood. Патент US 5514079, 07.05.1996.
15. *Conti C.R.* EECР-Enhanced External Counterpulsation, Journal of the American College of Cardiology. 1999; 33: 7: 1841–1842.
16. *Bonetti P.O., Holmes D.R., Lerman A., Barsness G.W.* Enhanced external counterpulsation for ischemic heart disease - What's behind the curtain? Journal of the American College of Cardiology. 2003; 41: 11: 1918–1925.
17. *Сударев А.М., Амосов Г.Г., Коротич Е.А.* Кантор П.С. Способ лечения хронических облитерирующих заболеваний артерий конечностей и устройство для его осуществления. Патент РФ №2446783 от 27.07.2010.
18. *Сударев А.М., Бородинская Е.С., Дьяченко А.И.* Моделирование гемодинамических эффектов наружной контрпульсации с помощью электрических аналогий. III Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии "Медицинская физика - 2010"; 21–25 июня 2010г. Сборник материалов. М.: изд. МГУ, 2010; 4: 106–108.
19. *Шумаков В.И., Толпекин В.Е., Шумаков Д.В.* Искусственное сердце и вспомогательное кровообращение. М.: Янус-К, 2003; 376.
20. *Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У.* Механика кровообращения, М.: Мир. 1981; 624.

-
21. *Педли Т.* Гидродинамика крупных кровеносных сосудов. М.: Мир. 1983; 400.
22. *Шумаков В.И., Толпекин В.Е.* Наружная контрпульсация: опыт НИИ трансплантологии и искусственных органов. Кардиология; 2005; 2: 4–6.
23. Физиология человека. В 3-х томах. Под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. Пер. с англ. – 3-е изд. М.: Мир, 2005; 2: 314.
24. Technical realization of the external counterpulsation equipment, Sudarev A.M., Isaev I.A., Kantor P.S., Korotich E.V., Труды 4-й Российско-Баварской конференции по биомедицинской технике, Москва, Зеленоград: Изд. МИЭТ, 2008; 233–235.
25. *Сударев А.М., Коротич Е.В., Кантор П.С., Усс О.И.* Оптимизация временных параметров наружной контрпульсации, III Евразийский конгресс по медицинской физике и инженерии "Медицинская физика - 2010"; 21–25 июня 2010г. Сборник материалов. М.: изд. МГУ, 2010; 4: 371–373.
-

SUMMARY

**TREATMENT FOR CHRONIC OBLITERATING
DISEASES OF LOWER LIMB ARTERIES**

Sudarev A.M.

Limited Liability Company "KONSTEL", Moscow, Russia

The work is dedicated to a new method of treatment for chronic obliterating diseases of lower limb arteries – cardiosynchronized sequential antegrade pneumocompression.

The author describes the basic principles of the method, its physiological effects, and the results of treatment on volunteers.

Key words: *atherosclerosis, coronary artery disease, angina pectoris, chronic obliterating diseases of lower limb arteries, external counterpulsation, cardiosynchronized sequential antegrade pneumocompression.*

Адрес для корреспонденции:
Сударев А.М.
Тел.: (495) 624-51-66
Факс: (495) 621-98-55
E-mail: alexeysudarev@gmail.com

Correspondence to:
Sudarev A.M.
Tel.: (495) 624-51-66
Fax: (495) 621-98-55
E-mail: alexeysudarev@gmail.com