

контроль работы всей системы. Также возможна печать графиков с данными пациента, просмотр графиков, предназначенных для печати, запись в файл и т.д. Спектры звуковых феноменов кровотока записывались в FLASH память прибора и обрабатывались на стационарном компьютере.

При проведении измерений наклон датчика выбирался таким образом, чтобы угол между направлением локации и направлением кровотока был приблизительно равен  $45^\circ$ . При измерениях следили за степенью надавливания датчиком на поверхность тела пациента, чтобы не получить эффекта «моделирования стеноза». Для контроля скорости крови в венах и артериях, наряду с прибором, использовали персональный компьютер, на котором установлена программа «SPEED».

Используя данный прибор, можно получать информацию о скорости и направлении потоков крови в камерах и больших кровеносных сосудах сердца.

Метод ультразвуковой доплерографии основан на анализе аускультативной картины кровотока, морфологии доплерограммы, особенностей соотношения линейных скоростей, величин регионарных систолических артериальных давлений.

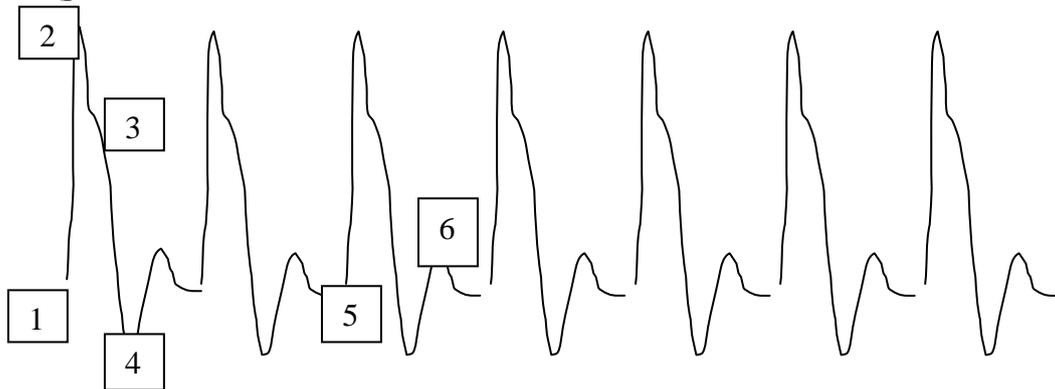
Метод ультразвуковой доплерографии выполняется путем излучения ультразвуковой волны и приема эхосигналов, отраженных от элементов кровотока с помощью датчика, прикладываемого к телу пациента. Получение качественного доплеровского сигнала кровотока, особенно для случая исследования медленно движущихся элементов кровотока, предполагает максимальное увеличение частоты ультразвуковой волны. Однако с увеличением частоты существенно увеличивается степень ее затухания, составляющая величину  $1 \text{ дБ} \cdot \text{МГц}/\text{см}$ , и соответственно, уменьшается глубина проникновения ультразвука в тело пациента. Поэтому частота ультразвука выбирается для каждого конкретного применения, исходя из компромисса между требованием получения качественного доплеровского сигнала и устойчивостью локации с учетом глубины залегания артерии и характера кровотока в ней.

В результате проведения ультразвукового исследования определяются как качественные, так и количественные параметры кровотока. К качественным параметрам относятся: характер звукового доплеровского сигнала; форма доплерограммы; распределение частот в доплерограмме; направление кровотока.

Количественные параметры включают в себя:

- значение линейной скорости кровотока (максимальная систолическая скорость, конечная диастолическая скорость, средняя скорость за один сердечный цикл),
- индексы кровотока (индекс Пурсело, индекс Стюарта, индекс пульсации).

Нормальные изменения скорости артериального кровотока связаны с фазами сердечного цикла. При анализе доплерограммы можно выделить три основных фазы (рис. 20):



*Рис 20.* Морфология доплеровской волны: 1 – открытие аорты, 2 – максимальная систолическая скорость, 3 – дикротический зубец, 4 – постдиастолический заброс, 5- максимальная амплитуда постдиастолической позитивной волны, 6 – конечная диастолическая скорость.

Следует отметить, что амплитуда размаха кривой скорости кровотока во время второй и третьей фаз в несколько раз меньше, чем во время первой.

В связи с возникновением и развитием окклюзирующего поражения в начале происходит снижение эластичности артериальной стенки, что приводит к следующим изменениям доплерограммы (рис. 21):



Рис. 21. Изменения доплерограммы при изменениях эластичности.

- исчезновению инцизуры на систолическом пике;
- уменьшению и расширению реверсивной фазы, а и ее полное исчезновение;
- увеличению времени подъема и спада скорости волны.

При локации артерии в месте стеноза прослушивается систолический шум, который усиливается при физической нагрузке, а доплерограмма изменяется в соответствии с ранее изложенным. Здесь возможно увеличение линейной скорости и появление турбулентности кровотока. При локальных препятствиях, таких как:

- кальцинированная бляшка (рис 22 а),
- анастомоз (рис. 22 б),
- инородное тело (рис. 22 в),
- гипоплазия дуги (рис. 22 г)

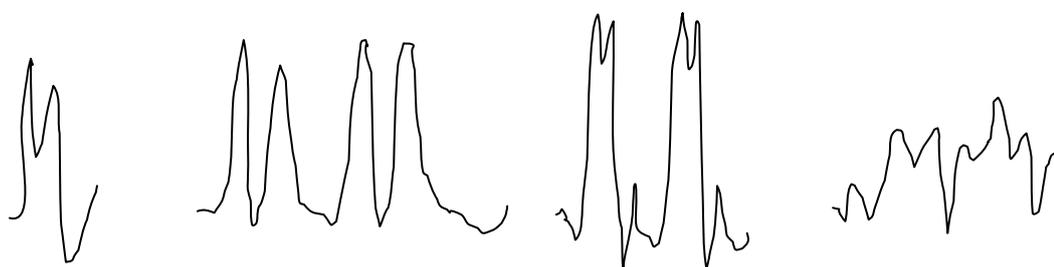


Рис. 22а

22б

22в

22 г

Рис. 22. Виды локальных препятствий.

Может наблюдаться расщепление систолического пика. При извитости артерий также появляется систолический шум. Дистальное поражение определяет постстенотическое расширение со снижением линейной скорости кровотока и характерным дрожанием. Необходимо отметить, что при локальных стенозах на артериях крупного диаметра (аорте, подвздошных артериях, подключичных, сонных в проксимальных отделах), на артериях голеней, предплечий, сонных и дистальных отделах соответственно может регистрироваться доплерограмма нормального вида. Для более точной диагностики рекомендуется локация всех проксимально возможных точек.

Величина линейной скорости кровотока зависит от диаметра артерии, что согласуется с исследованиями, в котором рассматривается профиль скорости крови в сосуде при ламинарном течении и таким профилем является парабола. Этот результат аналогичен тому, что интегральным многообразием, естественным образом, связанным с данным движением крови распределением  $\Delta^2$ , является параболоид.

В нормальном состоянии пульсаторный индекс PI у каждого человека изменяется в довольно широких пределах:

- на аорте.....2 – 6
- на бедренных артериях.....4 – 14
- на подколенных артериях .....6 – 17
- на дистальных отделах большеберцовых артерий.....7 – 19

Обследование интактных артерий позволяет сделать вывод об увеличении PI от аорты в дистальном направлении. При наличии стеноза между проксимально и дистально лоцируемыми точками артерии отмечается или неизменность PI, или минимальное увеличение. В случае наличия окклюзии наблюдается уменьшение PI.

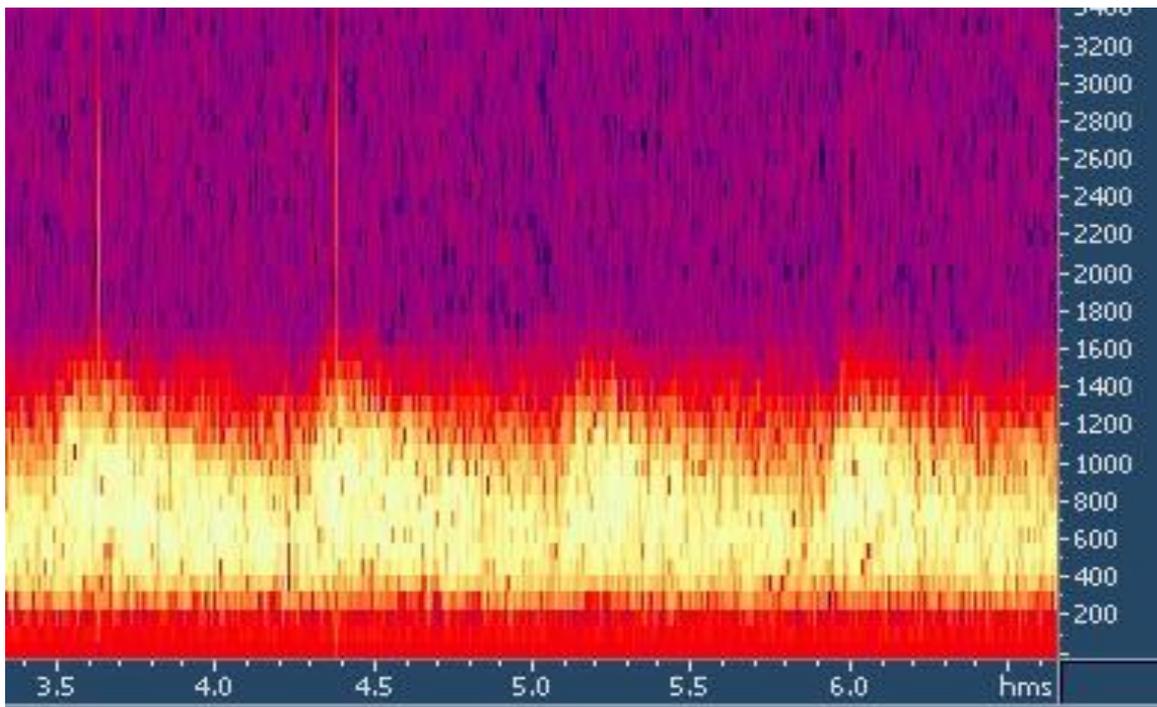
Увеличение значения  $PI$  позволяет говорить о возможности и степени перехода к турбулентному состоянию кровотока. Последнее очень важно для медицинской практики. Вычисляя значения  $PI$  можно говорить о наличии в данном сосуде турбулентного движения, геометрия которого также была в данной работе рассмотрена.

При извилистостях артерий, хотя имеются признаки стенозирования доплерограммы, индекс  $PI$  увеличивается. Турбулентные потоки указывают на клапанную патологию, а на стеноз указывает увеличение скорости кровотока и турбуленция дистальнее обструкции.

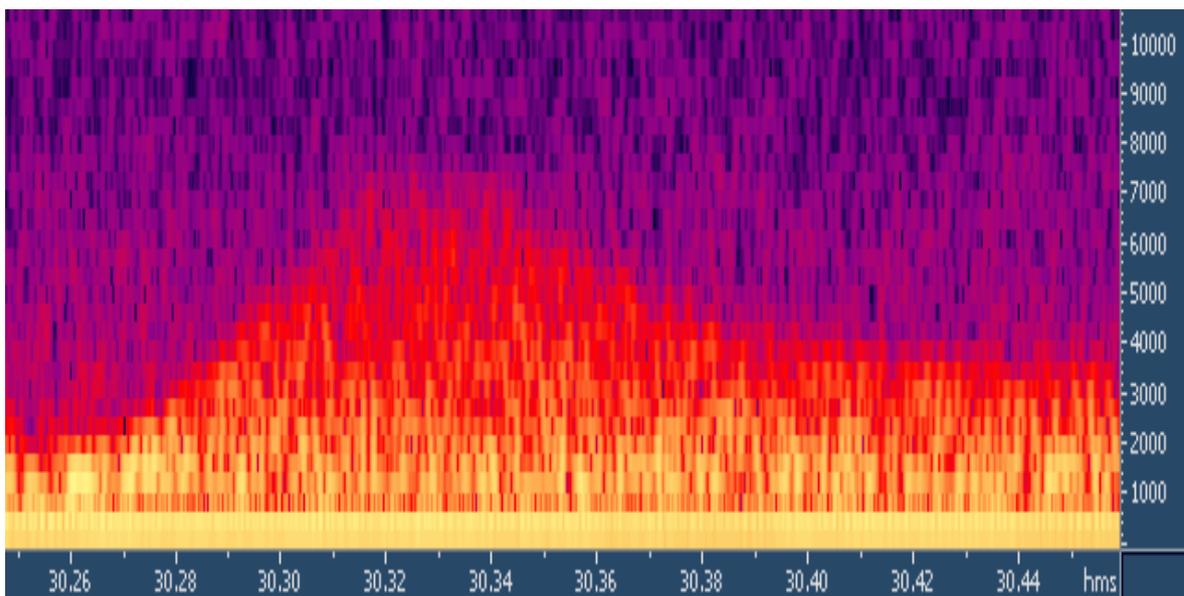
Сердечная недостаточность выявляется при высокоскоростном турбулентном ретроградном потоке в камере сердца.

Увеличенная скорость и неламинарный поток выявляются после обструкции. Обструкция потоку приведет к увеличению скорости и сопутствующей турбулентности. Движение клеток крови становится хаотическим.

Методом цветового доплеровского картирования (Фурье преобразование с разложением по цветовым потокам) проводился анализ частотных спектров. Представленный на рис. 23а частотный спектр, в котором фаза систолы по времени занимает около 0,5 периода. Время от открытия аорты до максимального значения систолической скорости занимает около 0,01 секунды



а)

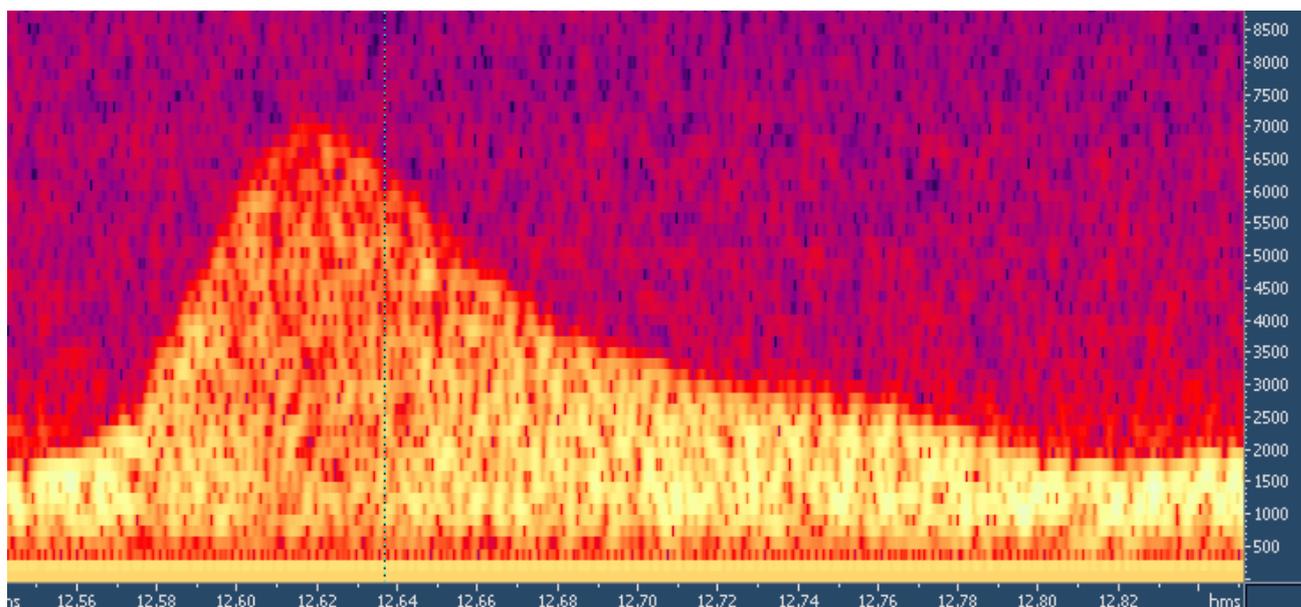


*Рис.23:* а – ламинарный поток; б – турбулентный поток.

Диапазон изменения скорости от 80 до 1500 Гц. Цвет, определяющий количество частиц на единицу объема, задает интенсивность. В данном случае можно определить основной поток, который занимает площадь около 80% всего пери-

ода, равный  $(400 - 1500) \text{ Гц} \times 0,4 \text{ с}$ . Прилегающие к стенкам сосудов частицы движутся с низкими скоростями от 0 до 150 Гц и соседствуют со светлыми участками, имеющими ту же скорость. Данного вида частицы крови занимают около 15 % объема. Как видно из последних рассуждений, прилегающие к стенкам сосудов частицы, имеют самую низкую скорость. Она обусловлена силой трения и завихрениями потоков. Как видно на рис. 24а ламинарные потоки (светлые участки) имеют низкие скорости и во всех фазах периода кровотока имеют постоянное значение скорости. Низкие значения соответствуют слоям кровотока, которые граничат со стенками артерии. Так как нет расщепления вершины систолического пика, то можно говорить о нормальном состоянии данного участка артерии. В случае же оклюзивного сужения сосуда прослеживалось бы существенное увеличение скорости прямого потока в систолической фазе и появление турбулентного потока позади суженного участка. Турбулентные потоки, окрашенные на рис. 24 в красный цвет лежат в диапазоне от 1500 до 7500 Гц. На рисунке 24 б приведен пример турбулентного потока в диапазоне от 2 КГц до 6 КГц. В этом случае характерным признаком является расширение фазы диастолы. При этом происходит расширение вершины огибающей скорости кровотока. Область, соответствующая фазе турбулентности, имеет неоднородно окрашенный цвет. Последнее говорит о том, что значения скорости частиц крови в фазе турбулентности различны. Последнее подтверждает многие результаты и выводы, полученные теоретическим путем и базирующиеся на геометрических свойствах ССС и ее отдельных участках.

Внутри этой части кровотока, имеющей около 80% площади, вектор скорости разлагается на составляющие и поток имеет «разреженный» хаотичный характер. В то же время внутри потока можно отметить закономерность, которая показывает зависимость частоты от амплитуды мощности потока.



а)

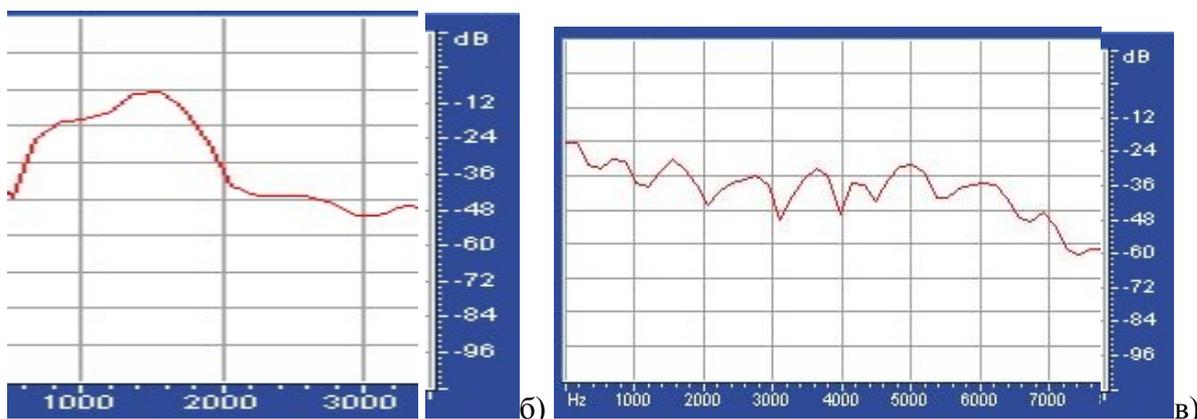


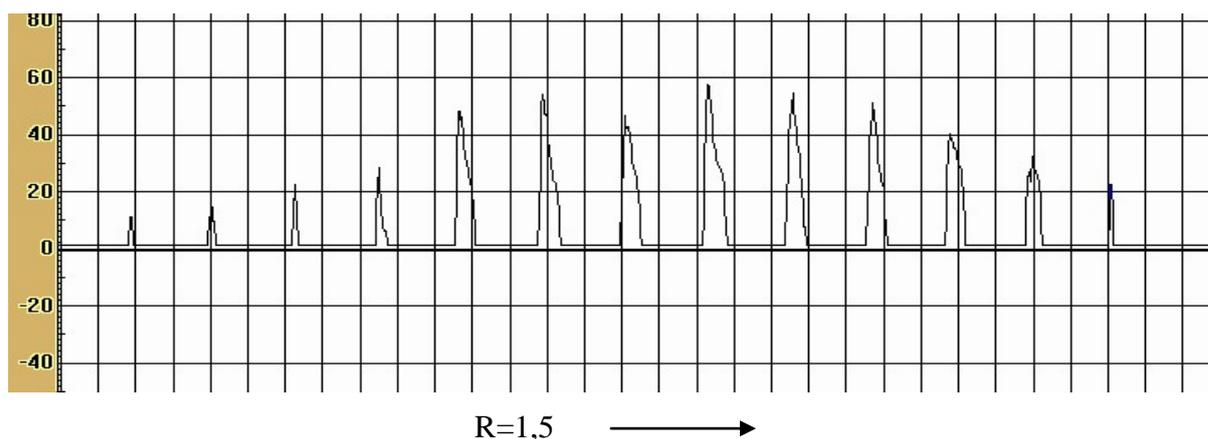
Рис. 24. а) – Частота Доплера во времени, б) АЧХ – начальной фазы систолы; в) АЧХ – в максимуме систолы.

В начальной фазе систолы амплитуда имеет при частоте 1500 Гц один ярко выраженный максимум (рис. 24б). В средней части графика зависимость частоты от амплитуды, по мере возрастания значения скорости до 7,5 КГц имеет периодический волнообразный характер (рис. 24в). Это объясняется тем, что при увеличении скорости потока, при переходе от ламинарного движения крови к турбулентному, происходят некоторые критические (пороговые) завихрения потоков, которые имеют ступенчатый характер и являются подтверждением движения по винтовой линии. Можно определить шаг изменения значения скорости, который равен 1 КГц. Каждый шаг по значению скорости разделяет вих-

ревые потоки с разной энергией или плотностью частиц. Этого не наблюдается при ламинарном потоке.

Выявленный вид турбулентного движения крови подтверждает рассуждения, в котором данный вид движения крови был описан на основании геометрических характеристик интегральных линий векторного поля скорости крови с привлечением геометрии плоского распределения.

Ламинарные потоки исследовались сканированием вдоль поперечного сечения артерии. На рисунке 25 представлены импульсы скорости кровотока, на котором видно, что по краям поперечного сечения сосуда скорости меньше, а в центре – скорость принимает наибольшее значение. Это подтверждает известный факт гемодинамики, который в данной работе был получен, основываясь на геометрии ламинарного движения крови.



*Рис. 25.* Изменение значения скорости в зависимости от расстояния до стенки сосуда.

На рис. 26 представлены графики зависимостей скорости кровотока от времени.

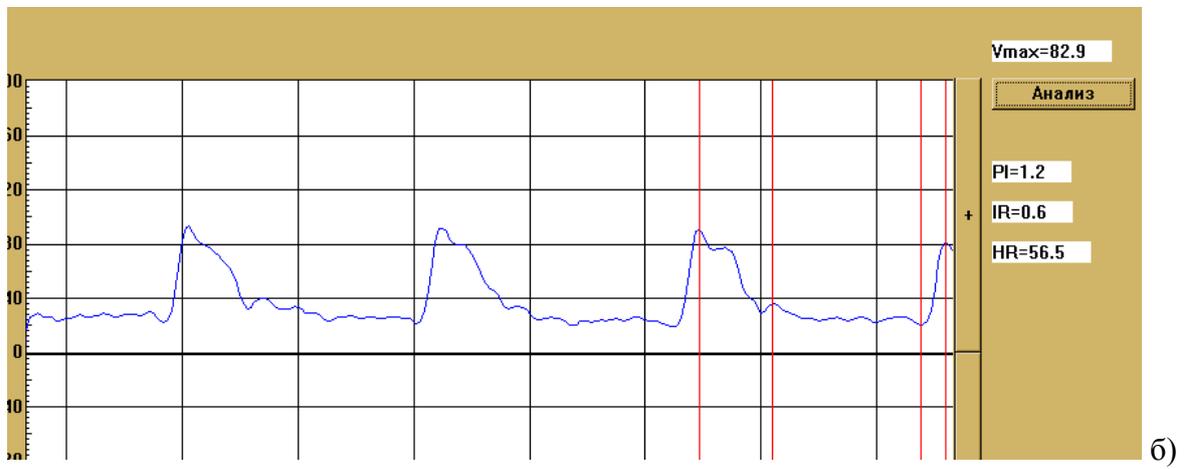
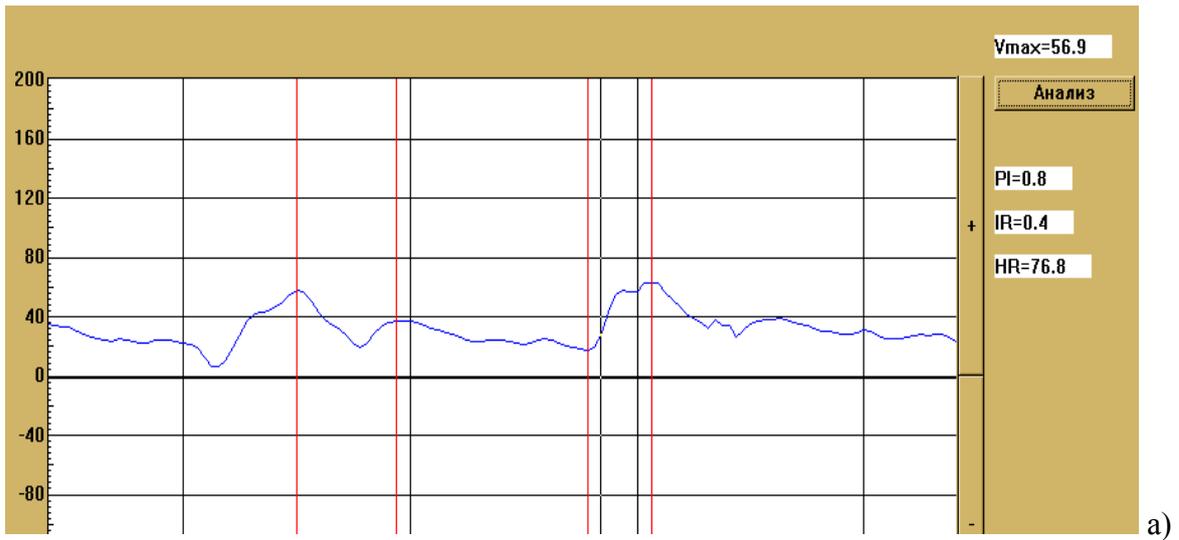
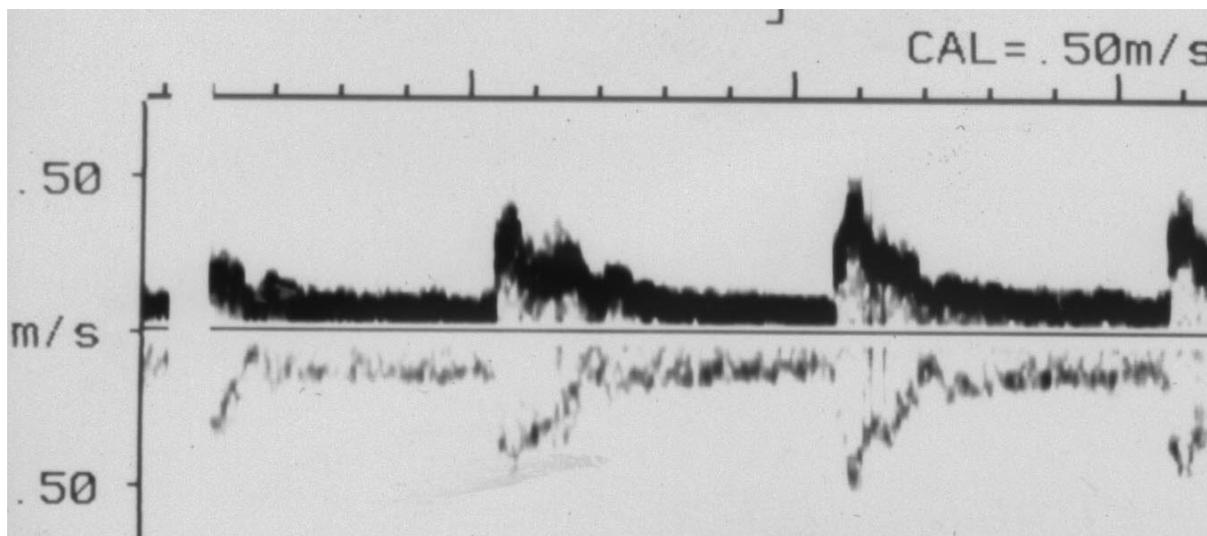
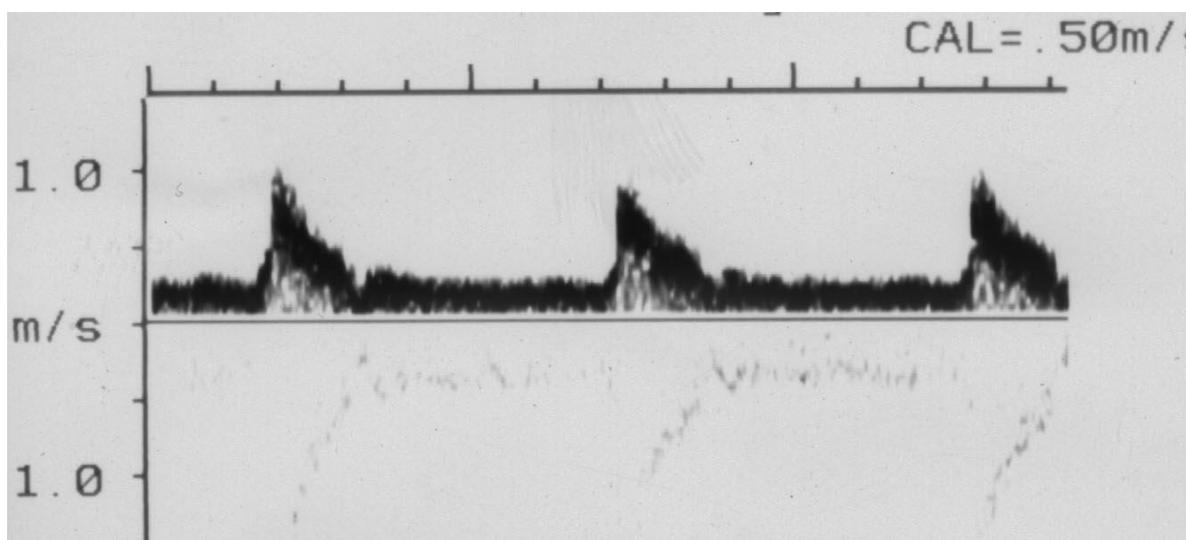


Рис. 26. Графики зависимостей скорости кровотока от времени.

Исследовалась скорость турбулентных потоков в зависимости от степени окклюзии.



*Рис. 27.* Внутренняя сонная артерия в нормальном состоянии. Скорость в фазе систолы 50 см/с.



*Рис. 28.* Внутренняя сонная артерия с участком окклюзии. Скорость потока 100 см/мин.

На рисунках 27 и 28 представлены графики зависимости скорости от времени, снятые на сканере «ACUSON» тех же участков артерий. Как видно из этих рисунков, значения максимальных скоростей систолической фазы, при уменьшении поперечного сечения артерии, увеличиваются в 2 раза. Следует

отметить, что значения скорости, рассмотренные на рис. 28, получены с помощью анализаторов. Это возможно благодаря применению у сканеров датчика – линейки (линейного датчика), у которого площадь контакта выше и угол наклона датчика по отношению к направлению кровотока мал. В «карандашных» же датчиках анализаторов легко выставляется угол наклона приблизительно до  $60^\circ$ .

Проведенные исследования с помощью анализаторов подтвердили результаты, которые были получены на основании геометрических характеристик, как отдельного участка сосуда, так и геометрии и структурных параметров всей ССС человека, в предположении, что она представляет собой субпроективное пространство. Рассматриваемый подход к моделированию ССС человека позволяет делать выводы не только о работе этой системы у отдельно взятого человека, но и позволяет получать умозаключения об условиях эффективной и не эффективной работы системы кровообращения.

## **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

В предлагаемой работе представлены математическая модель структурных параметров и математический аппарат, который использован для создания теории и анализа состояния ССС человека. Данное исследование не только рассматривает вопросы создания теории, но и в ходе ее развития решаются проблемы, которые относятся к геометрии определенных римановых пространств и которые используются при рассмотрении структурных параметров кровеносной системы человека.

Рассмотрение структуры ССС не только ставит вопросы, которые до сего времени довольно-таки мало обсуждались в литературе, касающейся моделированию ССС человека, но и позволяет наиболее с общей точки зрения взглянуть на «внутреннее» геометрическое строение как всей системы в целом, так и отдельных ее сосудов. Также при рассмотрении геометрии ССС исследования ведутся на основании общих принципов, основанных на геометрических свой-

ствах пространства, которое сопоставляется пространству ССС человека и которое в работе называется пространством материальных сред живого, объединенным единым функциональным назначением.

Общность принципов, лежащих в основе геометрии пространства и на основании которых исследуется геометрия ССС, позволяет преодолевать трудности, которые встают перед исследователем при его работе с несколькими моделями для исследования отдельных участков или всей кровеносной системы.

Точность такого описания основывается на том, какое конкретное пространство берется в качестве пространства материальных сред живого. Под это понятие подводится, в принципе, любая система организма человека. Но только те проявления каждой конкретной системы, которые являются следствием единого функционального назначения этой системы, позволяют сопоставить данной системе и, прежде всего, той геометрии, которая ей присуща – специальное пространство. В данной работе геометрии ССС человека сопоставляется субпроективное пространство. Такое сопоставление основано на том, что согласно принципу Мопертюи движение частицы крови в потенциальном поле сил тяжести при фиксированной энергии происходит по геодезическим линиям. Причем геодезические должны сходиться в одной точке. Все это отражено в самом понятии субпроективного пространства.

Геометрия всей кровеносной системы ассоциируется с геометрией субпроективного пространства, а геометрия отдельно взятого участка сосуда может быть рассмотрена и в евклидовом пространстве, что в предлагаемой работе и делается. Также следует отметить, что данный подход является продуктивным не только с точки зрения геометрии кровеносной системы, но и с точки зрения моделирования деятельности ССС. Полученные на этом пути факты отражают то или иное проявление движения крови по кровеносной системе, а также по отдельному сосуду.

Для проверки адекватности модели были предприняты исследования, в которых было подтверждено соответствие теоретических и практических данных.

На основании перечисленного выше, можно сделать вывод о том, что рассмотрение структурных параметров сердечно-сосудистой системы человека позволяет подойти с наиболее общих позиций к моделированию деятельности ССС и обработке информации для анализа ее состояния, а также рассматривать деятельность системы, как в нормальном ее состоянии, так и в состоянии патологических изменений.

Как показывает таблица 10, наибольшую эффективность в задаче обнаружения и лечения атеросклеротических бляшек сосудов, достигаем с использованием доплеровского УЗ – сканера с математическим обеспечением на основании математической модели структурных параметров системы кровообращения. Данный подход позволяет по получаемым сканерам графикам, выявить наиболее быстро на участке сосуда турбулентное движение, которое в нормальном состоянии сосуда не должно в нем присутствовать.

Приведенные результаты теоретического исследования и подтверждающие их экспериментальные исследования говорят о том, что создана математическая модель, которая позволяет получить непротиворечивую и логически выверенную концепцию обработки информации состояния ССС человека. Полученные результаты по движению крови, как в сосуде, так и по всей кровеносной системе, в совокупности с результатами исследований по распределениям и дифференцируемым отображениям, позволяют более эффективно использовать структурные параметры для описания движения крови, что обеспечивает повышение точности диагностики появления дефектов в сосудах, в том числе атеросклеротических бляшек, и своевременно назначить лечение.

Таблица 10. Сопоставительный анализ известных и предлагаемых методов исследования на задаче обнаружения атеросклеротических бляшек сосудов

Метод	Стоимость диагностики $X_1$	Травматичность $X_2$	Скорость диагностики $X_3$	Пороги обнаружения бляшек $X_4$	Прогнозируемая стоимость лечения $X_5$	Прогнозируемое время лечения $X_6$	Общая эффективность лечения $R$
1. Ангиография	1	1	1	$\frac{1}{4}$	1	1	$\frac{1}{37,5} = 0,03$
2. Доплеровский УЗ-сканер с традиционным математическим обеспечением	$\frac{1}{4}$	0	$\frac{1}{8}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{4}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{12,6} = 0,08$
3. УЗ-сканер с математическим обеспечением на основе предложенного подхода	$\frac{1}{5}$	0	$\frac{1}{8}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{4}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{10,7} = 0,1$

$$R = \frac{1}{\sum_{i=1}^6 a_i x_i},$$

$a_i$  – весовые коэффициенты показателей, определяемые методом экспертного оценивания. В данном случае они принимают следующие значения:  $a_1=5$ ,  $a_2=9$ ,  $a_3=7$ ,  $a_4=10$ ,  $a_5=6$ ,  $a_6=8$ .