

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ Н.Г.
ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра медицинской физики

**ДИАГНОСТИКА СОСТОЯНИЯ АРТЕРИАЛЬНЫХ СОСУДОВ С
ПОМОЩЬЮ ЛАЗЕРНОГО АВТОДИНА**

АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ

студентки 2 курса 205 группы
направления 03.04.02 «Физика»

факультета нано- и биомедицинских технологий

Федоровой Александры Анатольевны

Научный руководитель

профессор,
доктор физ.- мат. наук

А.В. Скрипаль

должность, уч. степень, уч. звание

подпись, дата

инициалы, фамилия

Зав. кафедрой

профессор,
доктор физ.- мат. наук.

А.В. Скрипаль

должность, уч. степень, уч. звание

подпись, дата

инициалы, фамилия

Саратов 2019

Введение

Сердечно-сосудистые заболевания являются в настоящее время одной из основных причин смертности. Чтобы предупредить болезнь, нужно знать, как проверить сосуды на атеросклероз и прочие заболевания. Заболевание дегенеративного характера возникает под воздействием вредных факторов и привычек. Возрастные изменения, нездоровый образ жизни способствуют отложению холестерина. Склеротическое поражение сосудов лидирует в списке причин смертности среди жителей планеты. Расстройство обменных процессов вызывает повышение уровня холестерина в крови. Оседая на внутренних стенках, его клетки формируют бляшки, мешающие нормальному прохождению крови по руслу. Нарушается питание артерий, их стенки теряют эластичность. Патология приводит к тяжелым патологиям сердца, мозга, внутренних органов и конечностей. Заболевание может медленно развиваться с детского или юношеского возраста. Изучение функции эндотелия (клеток, выстилающих внутреннюю поверхность кровеносных сосудов, а также полостей сердца) и установление его ведущей роли в патогенезе (развитии) таких широко распространённых заболеваний, как ишемическая болезнь сердца, атеросклероз сосудов мозга и нижних конечностей, гипертоническая болезнь, диабет и др. диктует необходимость создание простого неагрессивного (неинвазивного) теста. Монослой эндотелиальных клеток располагается на границе, отделяющей текущую по сосудам кровь от других структур артерии. В настоящее время установлено, что все факторы риска развития сердечно-сосудистых заболеваний оказывают неблагоприятное воздействие на эндотелий. Оценка состояния эндотелиальных клеток является показателем (“барометром”) вероятности развития сердечно-сосудистых заболеваний. При этом чрезвычайно важным является сохранение способности эндотелия синтезировать оксид азота, который рассматривается в качестве “антиатерогенной” молекулы.

Все существующие методы изучения состояния эндотелия можно разделить на три группы:

1) инвазивные методы (ангиография с внутриартериальным введением ацетилхолина);

2) неинвазивные методы (наиболее распространена ультразвуковая визуализация участка плечевой артерии до и после её пережатия – окклюзии);

3) оценка биохимических маркеров.

Для оценки состояния сосудистой системы актуальным является определение формы пульсовой волны, для этого используются различные методы:

- Реографии;
- Фотоплетизмографии;
- Осцилометрии.

Однако, эти методы являются косвенными и поэтому интерес представляет использование автодинного лазерного метода для регистрации формы пульсовой волны.

Целью данной работы является компьютерное моделирование автодинного сигнала и анализ его формы и спектра для разных типов пульсовых волн.

Выпускная квалификационная работа содержит 3 главы:

- 1) Методы диагностики сосудов.
- 2) Лазерный автодин.
- 3) Диагностика состояния сосудов с помощью автодина и компьютерное моделирование результатов

Диагностика состояния сосудов с помощью автодина и компьютерное моделирование результатов.

Последовательность выполнения неинвазивного теста для диагностики состояния сосудов состоит из следующих шагов:

- а) регистрация исходного диаметра артерии до её окклюзии;
- б) пережатие плечевой артерии окклюзионной манжетой на 5 мин, при этом давление в манжете выше систолического давления;
- в) после снятия давления в манжете повторная регистрация диаметра артерии.

После снятия давления в окклюзионной манжете резко увеличивается скорость кровотока (на 300...800% от исходной). Такой кровоток иначе называют пульсовой волной. При увеличении скорости потока крови в плечевой артерии возрастает напряжение сдвига, прикладываемое к поверхности эндотелиальных клеток. Это напряжение приводит к активации синтеза оксида азота эндотелиальными клетками. Локальное увеличение концентрации оксида азота оказывает своё воздействие на гладкомышечный тонус артерии, приводя к увеличению диаметра сосуда.

Ультразвуковой тест регистрирует индуцируемую потоком дилатацию плечевой артерии. Прирост диаметра плечевой артерии после окклюзии составляет 5...15%, при этом диаметр плечевой артерии колеблется в пределах 4 мм (рис. 2). Чрезвычайно важно отметить, что регистрацию диаметра артерии необходимо выполнять в определённую фазу сердечного цикла при неизменной позиции УЗ датчика и постоянном усилии его прижима к телу во время 5-минутной окклюзии. В настоящее время ультразвуковая визуализация плечевой артерии в ходе окклюзионного теста считается наилучшим среди имеющихся неинвазивных методов оценки эндотелия.

В последнее время появился большой интерес к применению фотоплетизмографии (т.е. регистрации пульсовой волны с помощью оптопары) для оценки вазомоторного эффекта, проявляющегося в ходе окклюзии оксида азота. Фотоплетизмографический (ФПГ) сигнал формируется благодаря изменению пульсового объёма кровотока, которое сопровождается увеличением оптической плотности измеряемого участка. Увеличение оптической плотности определяется пульсовыми локальными изменениями количества гемоглобина. Оптический сенсор работает в

ближне-инфракрасной области спектра – полоса прозрачности биологической ткани. Наиболее удобное место для расположения ФПГ датчика при проведении окклюзионной пробы – палец руки (рис. 1). В формировании ФПГ сигнала (рис. 2) принимает участие преимущественно пульсовая динамика изменений диаметра пальцевых артерий.

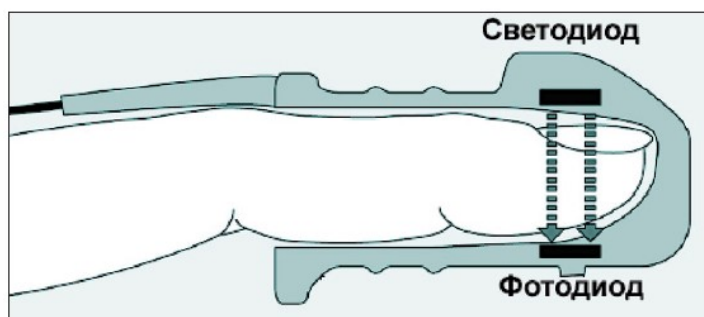


Рис. 1. Схема расположения пальца в оптическом датчике.

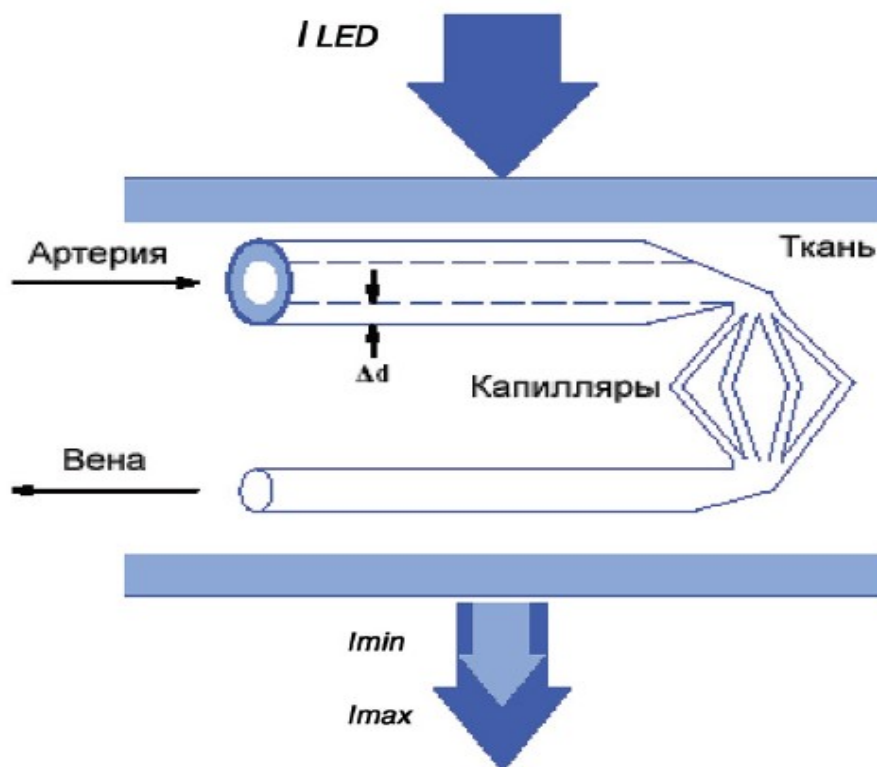


Рис. 2. Схема формирования фотоплетизмографического сигнала. I_{LED} – интенсивность излучения светодиода; I_{max} и I_{min} – величины потока фотонов в зависимости от фазы сердечной деятельности.

Для исключения влияния системного изменения тонуса пальцевых артерий во время проведения окклюзионного теста используется двухканальная система регистрации ФПГ сигнала. Форма пульсовой волны объёма (рис. 3), которую регистрирует оптический датчик, определяется

сократительной способностью левого желудочка сердца и вязко-эластичными свойствам крупных проводящих артерий. Максимальное влияние на формирование сигнала оказывают эластичные свойства аорты.

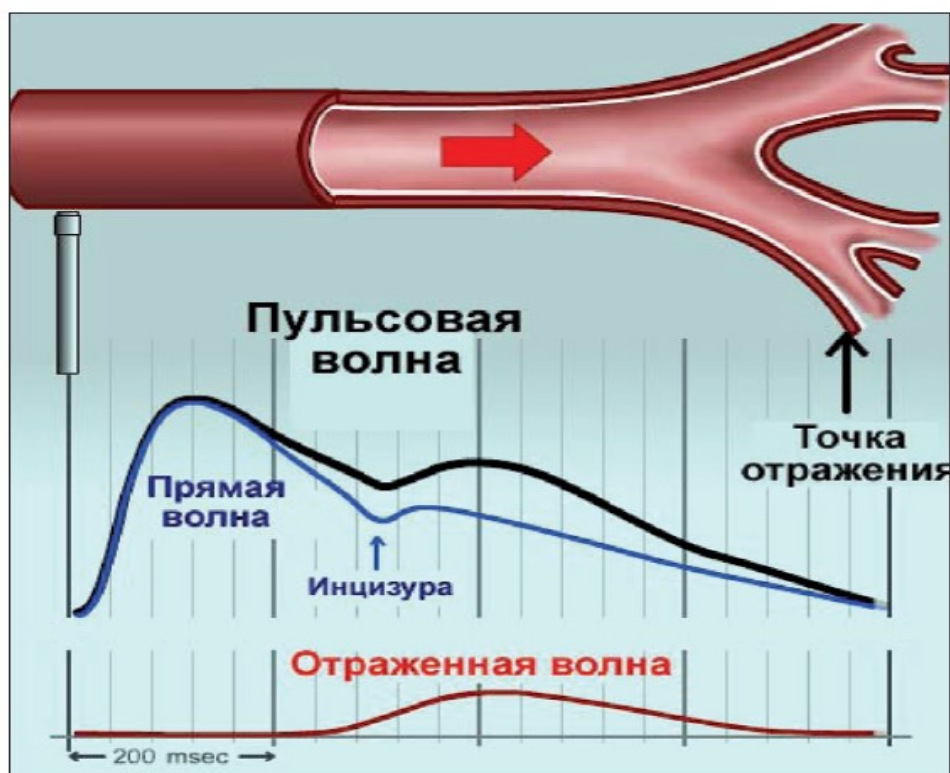


Рис. 3. Схема формирования пульсовой волны объёма (инцизура – момент захлопывания аортального клапана).

Чёрным цветом выделена пульсовая волна объёма, которая сформирована прямой волной (синий цвет) и отражённой волной (коричневый цвет). Прямая волна определяется систолическим объёмом и эластичностью аорты. Отражённая волна возникает в области бифуркации аорты и она движется назад в направлении сердца. При сохранении эластичных свойств аорты, отражённая волна достигает сердца во время диастолы и тем самым улучшает перфузию миокарда. В случаях ухудшения эластичности аортальной стенки скорость распространения пульсовой волны увеличивается и отражённая волна приходит во время систолы, увеличивая тем самым нагрузку на левый желудочек.

Одновременно с увеличением посленагрузки происходит рост пульсового давления, что является дополнительным фактором риска. Предлагаемый метод и разработанный на его основе прибор позволяют проводить измерение состояния эластичности (или её антипода – ригидности) крупных проводящих артерий, состояние сосудистого тонуса

мелких мышечных артерий и артериол и проводить оценку функции эндотелия.

Предлагаемый прибор проводит измерение артериальной ригидности и сосудистого тонуса на основе контурного анализа пульсовой волны объёма, зарегистрированной с помощью инфракрасного датчика. Зарегистрированный сигнал отражает состояние циркуляции крови в аорте и всей артериальной системе. Это чрезвычайно простой и быстрый тест, основанный на прямой зависимости скорости распространения пульсовой волны и артериальной ригидности. Измерение времени прохождения пульсовой волны по артериальной системе является простым и в тоже время точным методом оценки состояния артериальной стенки крупных сосудов.

Форма пульсовой волны, зарегистрированная с концевой фаланги пальца, взаимосвязана со скоростью распространения пульсовой волны по артериальному дереву. Регистрируемый сигнал не зависит от локальных сосудистых изменений лоцируемой области, но он полностью определяется состоянием крупных артерий проводящего типа и сосудистым тонусом. Именно этот феномен лежит в основе функционирования прибора – неинвазивного инструмента для оценки состояния артериального русла.

Оценка эндотелиальной функции.

Прибор представляет собой двухканальное устройство, позволяющее регистрировать пульсовую волну с пальцев обеих рук. Он в состоянии постоянно отслеживать сигнал во время проведения окклюзионной пробы. Окклюзия выполняется путём пережатия плечевой артерии с помощью манжеты стандартного тонометра. Для пережатия плечевой артерии в манжете создаётся давление, превышающее систолическое на 50 мм рт.ст. Продолжительность окклюзии составляет 5 мин. Вся динамика изменений сигнала регистрируется. Основой теста оценки эндотелия является явление локального снижения тонуса артерий при развитии реактивной гиперемии. После снятия окклюзии в артериях резко увеличивается скорость кровотока. Увеличенный кровоток инициирует в эндотелиальных клетках синтез оксида азота, который воздействует на гладкие мышцы артериальной стенки, что приводит к снижению тонуса артерий. Снижение тонуса сосудов сопровождается увеличением амплитуды пульсовой волны. Таким образом, оценка состояния эндотелия определяется по приросту величины амплитуды пульсовой волны до и после окклюзии. В ситуации, когда эндотелиальные клетки в состоянии продуцировать оксид азота, наблюдается выраженный

при рост амплитуды сигнала (в 1,5...2 раза). При нарушении функции эндотелия амплитуда сигнала остаётся без изменений.

Диагностика заболеваний по типу пульсовых волн объема.

Существует несколько классификаций форм пульсовых волн, каждая из которых в своей основе имеет определенный заложенный параметр. Рассмотрим некоторые из таких систем.

Парфенов А.С., ранее в своей статье, предложил проводить дифференцировку пульсовых волн в зависимости от длительности интервала между прямой и отраженной волной. Он выделил четыре типа пульсовых волн объема (рис. 4).

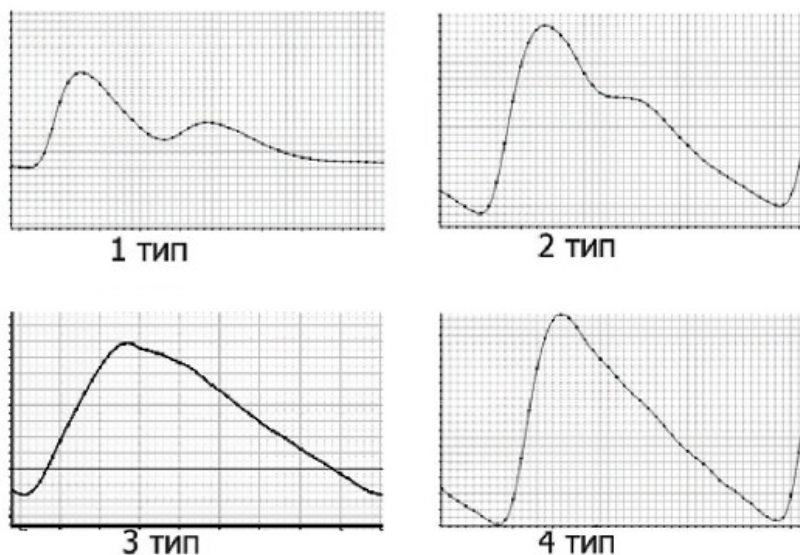


Рис. 4. Типы пульсовых волн объема.

К первому типу относятся волны, на которых отчетливо видны две вершины, причем амплитуда второго пика на 50% меньше, чем амплитуда первого. Второй тип – нормальная форма пульсовой кривой без заметных патологий. Кривая третьего типа говорит нам о том, что отраженная волна попадает на период ранней систолы (почти прямой участок между систолическим и диастолическими пиками). В данном случае резко увеличивается нагрузка на левый желудочек, отраженные волны гасят прямые, и сердцу приходится совершать большую работу для проталкивания крови по артериальному руслу. В четвертом типе практически отсутствует дикротическая волна в виду высокой ригидности артерий.

Положение дикротического зубца является индикатором для проведения классификации (рис.5). Данная классификация основана на

положении дикротического зубца, который несет информацию о жесткости артерий.

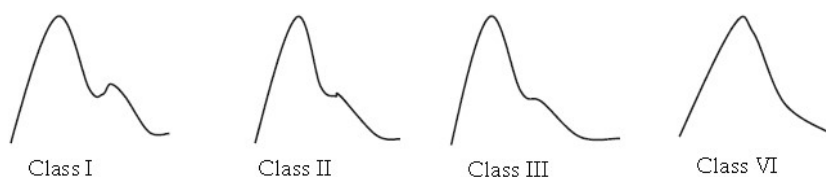


Рис. 5. Четыре класса пульсовых волн, основанных на положении дикротического зубца.

Класс I: Отчетливо заметна инцизура на нисходящем участке пульсовой волны.

Класс II: Инцизура отсутствует, но на катакроте присутствует горизонтальный участок.

Класс III: Инцизура отсутствует, но присутствует хорошо заметное изменение угла на нисходящей части.

Класс IV: Нет никаких признаков присутствия дикротического зубца.

Таблица 1. Заболевания, которые могут быть диагностированы по характеру пульса.

Тип пульса	Физиологические причины	Возможные заболевания
малый и слабый	снижен ударный объем крови	сердечная недостаточность, гиповолемия, серьезный аортальный стеноз
	увеличено периферическое сопротивление	
высокий и быстрый	увеличен ударный объем крови	лихорадка, анемия, гипертиреоз, аортальная регургитация, брадикардия, блокада сердца, атеросклероз
	снижено периферическое сопротивление	
	снижена эластичность	
дикротический	увеличен артериальный пульс, наличие двойного систолического пика	аортальная регургитация, аортальный стеноз и регургитация, гипертрофическая кардиомиопатия
альтернирующий	амплитуда пульса меняется от пика и пику, ритм обычно регулярен	левожелудочковая недостаточность

Для полноты постановки диагноза многие специалисты проводят анализ форм пульсовых волн, принимая в расчет данные о характере пульса, а также исследуя пульсовые кривые на определенных участках, рассчитывая необходимые параметры. Примеры пульсовых кривых представлены на рисунке 6.

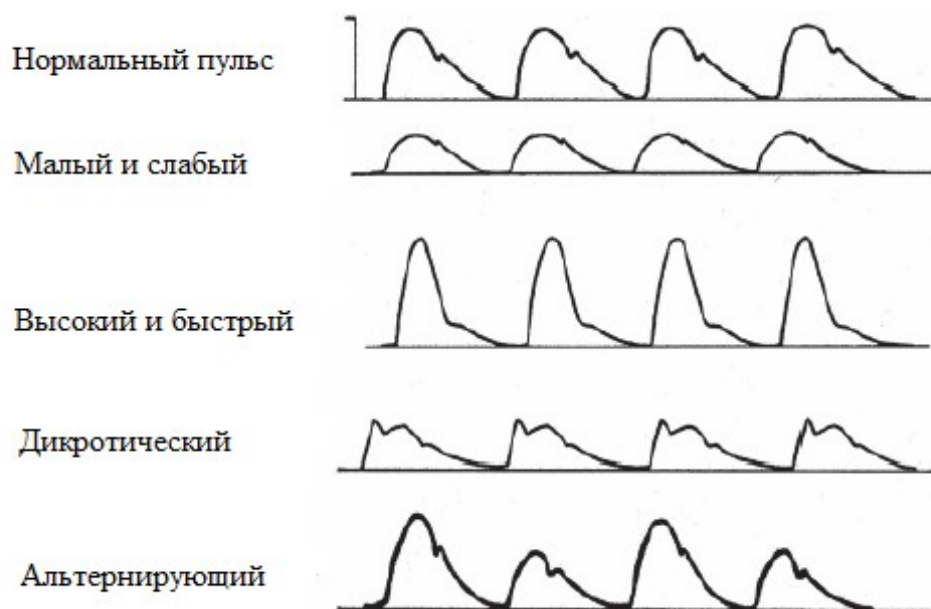


Рис. 6. Классификация пульса.

Компьютерное моделирование результатов.

Нами были оцифрованы 4 типа пульсовых волн, полученные данные мы подставили в уравнение:

$$P = \cos\left(\theta + 4\frac{\pi}{\lambda} \times AG\right), \quad (1)$$

где λ – длина волны, равная 655 нм, а $\theta = \pi/2$, G – сглаженный сигнал кривой P , A – амплитуда сигнала.

В данной работе мы моделировали автодинный сигнал для каждого типа пульсовых волн объёма. Для пульсовой волны I – типа получили сигнал, представленный на рис. 7. На данном рисунке наблюдается четыре участка, с различной частотой интерференционных максимумов, соответствующие двум подъемам и двум спадам пульсовой волны. На рис. 8 приведен спектр этого сигнала. Для определения максимальной частоты, соответствующей каждому из выделенных участков далее приведены их спектры.

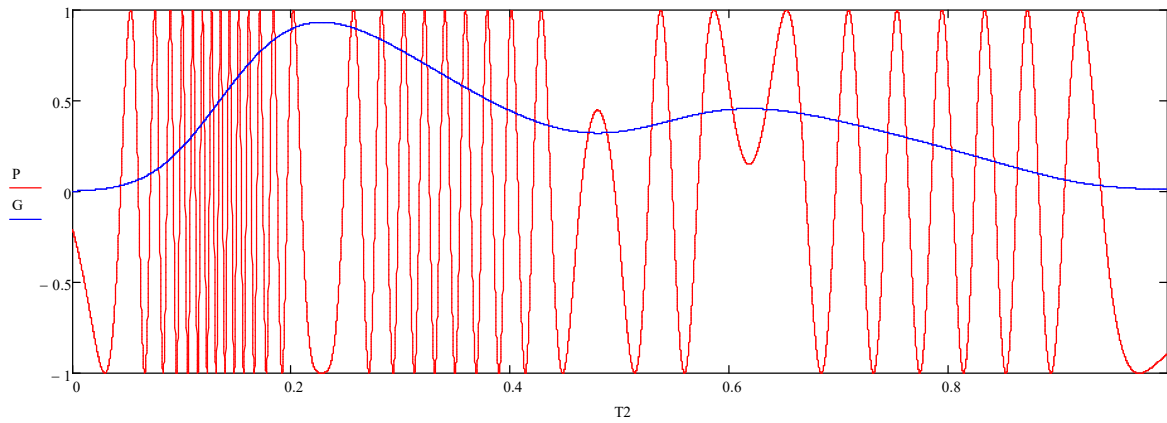


Рис. 7 Автодинный сигнал для пульсовой волны I – типа.

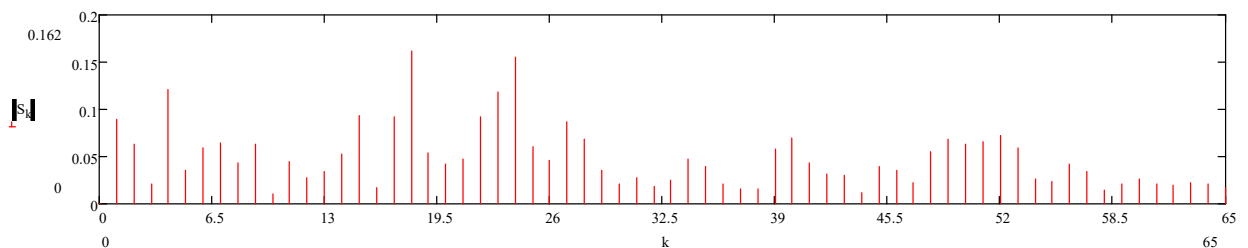


Рис. 8 Спектр автодинного сигнала для пульсовой волны I – типа.

На каждом спектре определялась частоты с максимальной амплитудой, которая характеризует данный участок.

Пульсовая волна II – типа представленная на рис. 9, отличается от волны I типа. На данном рисунке наблюдается только два участка, с различной частотой интерференционных максимумов, соответствующие подъему и спаду пульсовой волны. На рис. 10 приведен спектр этого сигнала. Для определения максимальной частоты, соответствующей каждому из выделенных участков так же далее приведены их спектры.

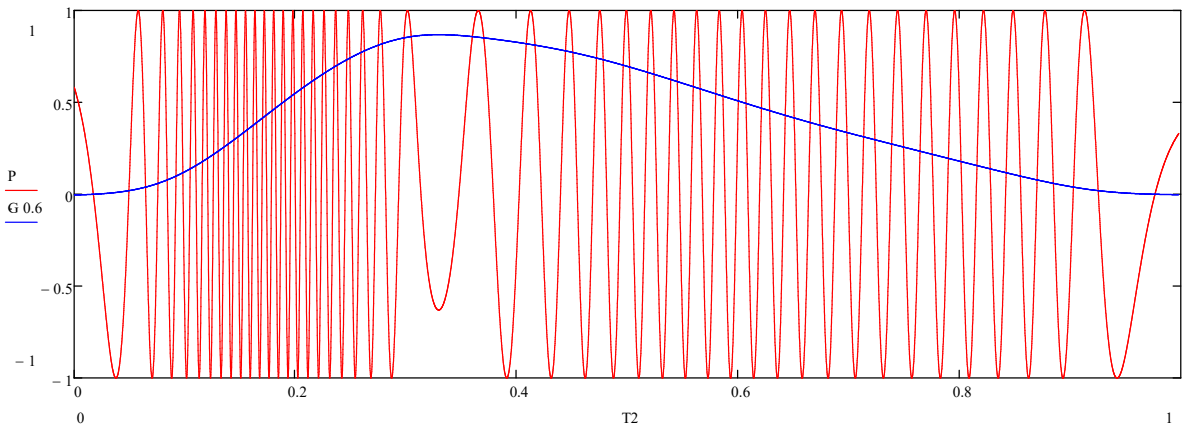


Рис. 9 Автодинный сигнал для пульсовой волны II – типа.

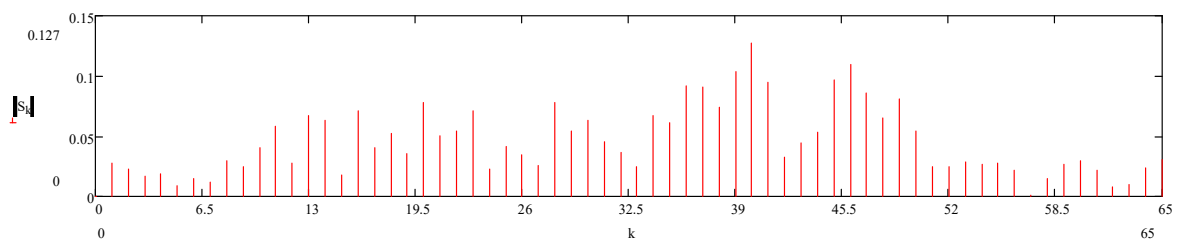


Рис. 10 Спектр автодинного сигнала для пульсовой волны II – типа.

Пульсовая волна III – типа представленная на рис. 11, так же как и волна I типа имеет четыре участка, с различной частотой интерференционных максимумов, соответствующие двум подъемам и двум спадам пульсовой волны. На рис. 12 приведен спектр этого сигнала. Для определения максимальной частоты, соответствующей каждому из выделенных участков далее приведены их спектры.

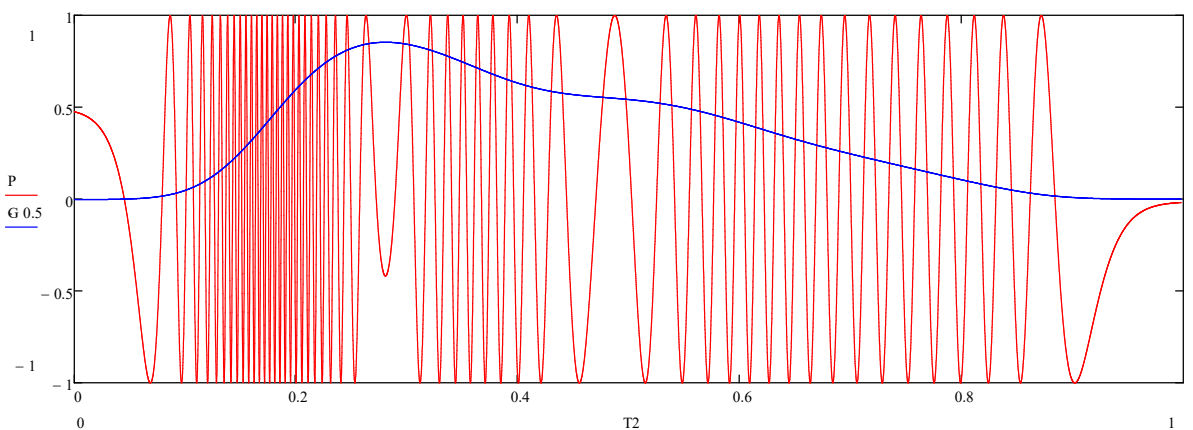


Рис. 11 Автодинный сигнал для пульсовой волны III – типа.

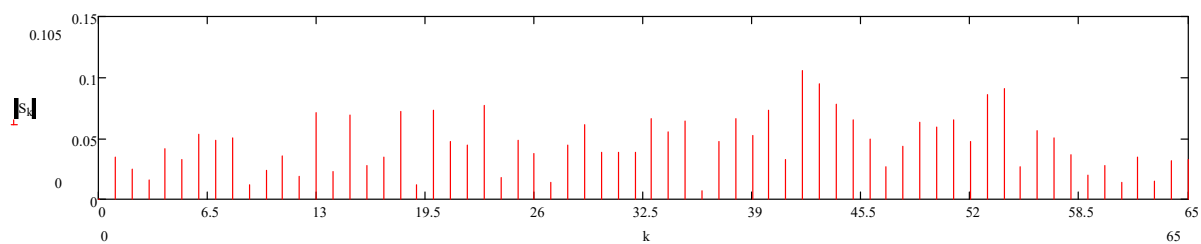


Рис. 12 Спектр автодинного сигнала для пульсовой волны III – типа.

Пульсовая волна IV – типа представленная на рис. 13, аналогична волне II типа и имеет два участка, с различной частотой интерференционных максимумов, соответствующие подъему и спаду пульсовой волны. На рис. 14 приведен спектр этого сигнала. Для определения максимальной частоты, соответствующей каждому из выделенных участков так же далее приведены их спектры.

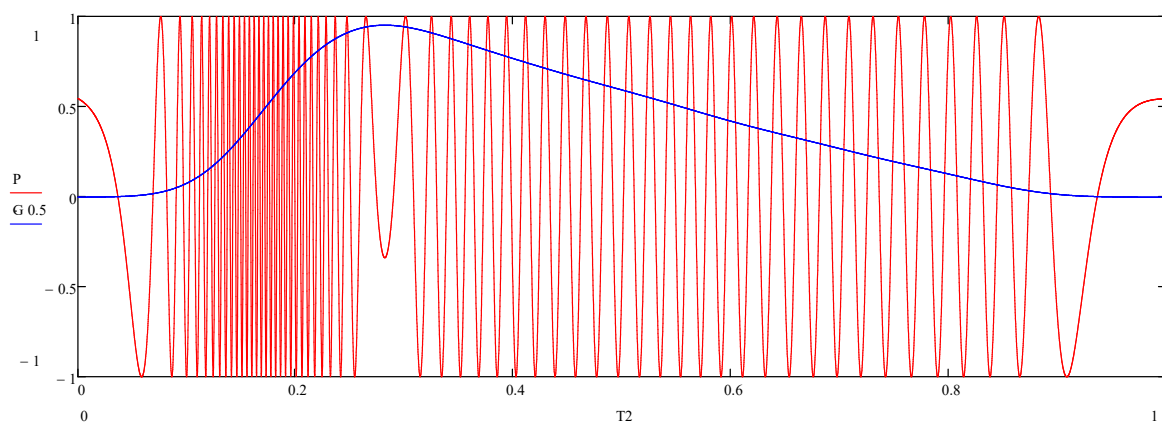


Рис. 13 Автодинный сигнал для пульсовой волны IV – типа.

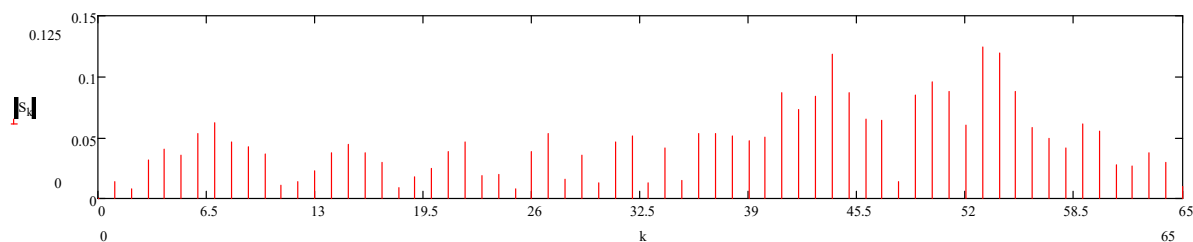


Рис. 14 Спектр автодинного сигнала для пульсовой волны IV – типа.

Из полученных значений максимальных частот, сигналов и их спектров можно сделать сравнение сигналов (таблица 2). Из таблицы видно, что сигналы I и III, как и II и IV интерференционных максимумов, так как в первом случае имеется четыре участка, с различной частотой

интерференционных максимумов, соответствующие двум подъемам и двум спадам, а во втором случае имеется только по одному подъёму и спаду пульсовой волны.

Результаты расчета и выделения спектральных составляющих, соответствующих различным участкам автодинного сигнала для различных типов пульсовых волн приведены в таблице 2.

Таблица 2. Значения максимальных частот спектральных составляющих, соответствующих различным участкам автодинного сигнала для различных типов пульсовых волн.

Сигнал \ Участок	1	2	3	4
1	113,69 Гц	52,45 Гц	18,67 Гц	22,37 Гц
2	112,55 Гц	40,15 Гц	-	-
3	208,92 Гц	66,52 Гц	20,35 Гц	44,39 Гц
4	221,4 Гц	53,14 Гц	-	-

Как видно из таблицы, для различных типов волн наблюдается различная амплитуда спектральных составляющих на выделенных участках 1, 2, 3 и 4. Для I типа волн можно выделить 4 спектральные составляющие, которые характеризуют наличие на диастолическом участке инцизуры (выемка, появление вторичного, декротического подъёма в момент спуска пульсовой волны) с высокой амплитудой.

II тип волны характеризуется практически отсутствием инцизуры на диастолическом участке пульсовой волны и уменьшенным значением частоты на 2 участке по сравнению с частотой на этом же участке для I типа пульсовой волны.

Для III типа характерно резкое увеличение частоты на анакроте (часть пульсовой волны, характеризующая подъем кривой при записи,

отражает растяжение стенки аорты и крупных сосудов во время систолы), соответствующей 1 участку и увеличение значения частот на 2, 3 и 4 участках по сравнению с частотами, соответствующими этим же участкам для I типа пульсовой волны.

Для IV типа так же наблюдается увеличение частоты на 1 участке по сравнению с I типом волны, но примерно одинаковая частота спектральной составляющей на 2 участке, зато отсутствуют спектральные составляющие на 3 и 4 участках, по сравнению с этими же участками для I типа пульсовой волны.

Заключение

В ходе работы:

- 1) В настоящей работе была исследована возможность использования лазерной автодинной интерферометрии для диагностики состояния сосудов.

- 2) В программе MathCAD было проведено компьютерное моделирование автодинного сигнала разных типов пульсовых волн.

- 3) Были вычислены максимальные частоты на различных участках пульсовой волны

- 4) Выявлены характерные особенности поведения спектров для волн различных типов. Эти спектры позволяют характеризовать тип пульсовой волны и соответствующие состояния сосудистой системы и ее отличия от нормы.