

УДК 615.471:616-073.173.2

МЕТОД ДЕКОМПОЗИЦИИ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ НА ОСНОВЕ ИНТЕГРАЛЬНОЙ МОДЕЛИ КРОВООБРАЩЕНИЯ

Е.С. Семенистая

В статье рассматривается задача декомпозиции фотоплетизмографического сигнала. Описан алгоритм анализа формы сигнала, разработанный на основе модели интегральной модели кровообращения. Для решения использовано представление сигнала как солитон, аппроксимация участков кубическим сплайном и экспоненциальной функцией. Представлен результат моделирования в среде Matlab.

Ключевые слова: фотоплетизмограмма, сердечнососудистая система, моделирование, солитон, аппроксимация.

Введение

Фотоплетизмограмма (ФПГ) – удобный неинвазивный метод исследования сердечно-сосудистой системы человека. Он основан на изменении оптических свойств участка ткани в процессе сердечного цикла. Фотоплетизмограф регистрирует уровень поглощения света определенной длины волны. Разработанный алгоритм декомпозиции позволит получить параметры ФПГ для использования в построении нейросети. О подходе к построению модели дистальных сосудов на основе построения нейросети изложено в [1].

В соответствии с известным законом Бугера, уровень поглощения связан с длиной оптического пути света в веществе. При съеме ФПГ с дистальной фаланги пальца изменяющийся объем можно считать цилиндром, причем длина его практически неизменна, а изменяется диаметр, то есть квадрат длины оптического пути пропорционален мгновенному объему. Типичный вид ФПГ показан на рисунке 1.

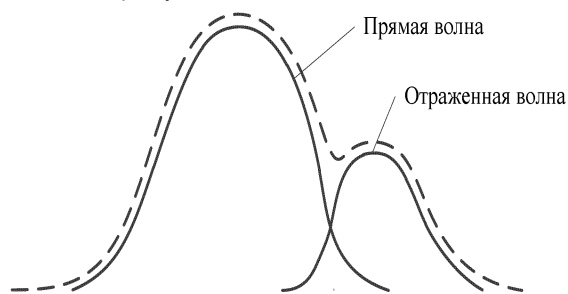


Рисунок 1 – Компоненты пульсовой волны

ФПГ в норме имеет два ярко выраженных пика – систолический (первый по времени и максимальный по амплитуде) и диастолический (второй по времени и меньший по амплитуде). Второй пик при некоторых патологиях может отсутствовать. Физически происхождение пиков объясняется присутствием

двух пульсовых волн давления – прямой, в результате сердечного сокращения и обратной, в результате отражения прямой волны от разветвлений артериального русла. Складываясь вместе, эти две волны и порождают двугорбую ФПГ.

Основы метода

Для целей диагностики важно выделить эти две волны в исходном виде, поскольку они отвечают за состояние различных отделов сердечно-сосудистой системы. Поскольку ФПГ отражает изменение объема сосудистого русла, рассмотрим, как связана пульсовая волна с объемом.

Для этого воспользуемся интегральной моделью кровообращения О.Франка [2].

Дистальную фалангу пальца можно рассматривать как одну камеру с упругими стенками, как показано на рисунке 2:

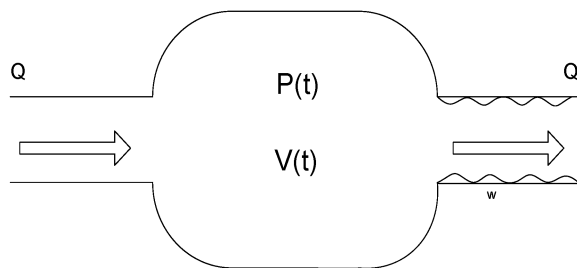


Рисунок 2 – Представление фаланги пальца в виде камеры с упругими стенками

Объем камеры $V(t)$ зависит от избыточного давления $P(t)$ ней:

$$V = V_0 + \frac{P}{K}, \quad (1)$$

где V_0 – объем камеры при отсутствии избыточного давления, K – коэффициент объемной упругости камеры. В данном случае предполагается линейная зависимость силы, действующей со стороны стенки камеры от величины ее деформации.

РАЗДЕЛ 2. ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ И ДАННЫХ

Скорость изменения объема камеры равна разности расходов крови Q , вытекающей в камеру со стороны артерий и Q_0 , вытекающей по венам.

$$\frac{dV}{dt} = Q - Q_0. \quad (2)$$

Дифференцируя по времени уравнение (1), получим, что

$$\frac{dV}{dt} = \frac{1}{\kappa} \frac{dP}{dt}, \quad (3)$$

где P_E - давление в венах, W - гидравлическое сопротивление венозного русла.

С другой стороны, по закону Пуазейля

$$Q_0 = \frac{P - P_E}{W}, \quad (4)$$

Тогда подставляя (3) и (4) в (2), и учитывая то, что давление крови в венах $P_E \approx 0$, получим:

$$\frac{1}{\kappa} \frac{dP}{dt} + \frac{P}{W} = Q(t). \quad (5)$$

Различными исследователями приводятся многочисленные решения уравнения (5). Например в [3] приведено решение уравнения (5) после закрытия аортального клапана, т.е., когда кровь в камеру не поступает:

$$P = P_{0d} \exp\left(-\frac{\kappa}{W} t\right),$$

где P_{0d} - давление в камере в начале диастолы.

Уравнение (5) показывает трансформацию давления в упругой камере под действием изменяющегося расхода. Для построения модели необходимо знать изменение объема камеры. Из уравнения (1) видно, что изменение объема равно отношению давления к коэффициенту объемной упругости камеры:

$$\Delta V = \frac{P}{\kappa}. \quad (6)$$

Преобразуем (5) в дифференциальное уравнение относительно ΔV с учетом (6):

$$\frac{d\Delta V}{dt} + \frac{\kappa}{W} \Delta V = Q(t). \quad (7)$$

Из уравнения (7) видно, что камера представляет собой фильтр нижних частот первого порядка для расхода $Q(t)$ с постоянной времени $\tau = \frac{W}{\kappa}$ и частотой среза $f_c = \frac{\kappa}{2\pi W}$.

Исследования пульсовых волн [4] показали, что пульсовую уединенную волну можно считать солитоном [5]. Для волн такого типа характерны свойства упругих твердых

тел, особенно это относится к актам столкновения и отражения. При сокращении сердца возникает прямая пульсовая волна, которая распространяется по крупным магистральным сосудам и претерпевает упругое отражение от каждого разветвления. Таким образом, к периферийной камере подходит прямая систолическая волна и отраженная волна, как показано на рисунке 3.

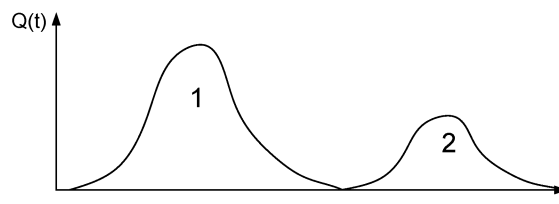


Рисунок 3 – Прямая и отраженная волна ФПГ: 1 – прямая волна; 2 – отраженная волна

Для камеры входной величиной является расход $Q(t)$, а результирующей величиной – объем $V(t)$. Солитон имеет конечную длительность, поскольку при закрытом аортальном клапане расход аорты равен нулю. Поэтому при решении уравнения (7) на различных участках необходимо пользоваться различным видом правых частей, как показано на рисунке 4.

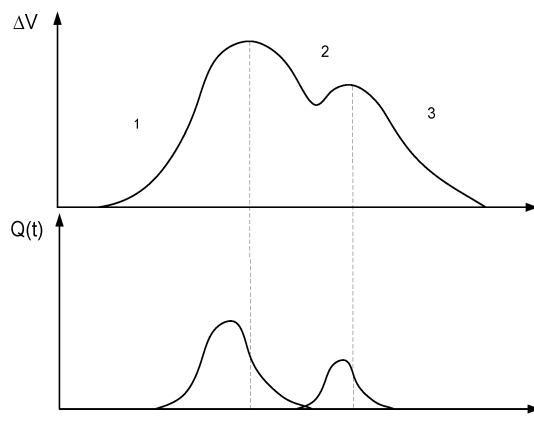


Рисунок 4 – Декомпозиция пульсовой волны

На участке 1 рисунка 4 в качестве правой части выступает основная (систолическая) волна расхода. На участке 2 правая часть представляет собой отраженную волну расхода. На участке 3 правая часть равна нулю, т.к. это соответствует нулевым значениям расхода как прямой, так и отраженной волн.

Ранее было показано, что решение уравнения (7) представляет собой затухающую экспоненту. Применив метод наименьших квадратов к множеству реализаций ФПГ на участке 3, (см. рисунок 4), можно определить постоянную затухания экспоненты.

ПОЛЗУНОВСКИЙ ВЕСТНИК № 2, 2013

МЕТОД ДЕКОМПОЗИЦИИ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ НА ОСНОВЕ ИНТЕГРАЛЬНОЙ МОДЕЛИ КРОВООБРАЩЕНИЯ

Одной из основных задач при анализе ФПГ является отдельная оценка фазы систолы, т.е. эффективности процесса выталкивания крови, и фазы диастолы, когда идут процессы, связанные с отражением и изменением тонуса сосудов. Для этого нужно решить задачу декомпозиции ФПГ, т.е. реконструкции волн расхода на рисунке 3.

Рассмотрим случай двугорбой ФПГ, когда правую часть уравнения (7) представляет неизвестная систолическая волна расхода. Согласно уравнению (7), искомая волна расхода на участке 1 представляет собой сумму производной ФПГ и самой ФПГ, умноженной на коэффициент. Применим к набору реализаций ФПГ аппроксимацию фильтрующим кубическим сплайном [6] на участке 1. Данная технология позволяет получить три непрерывные функции: сглаженную оценку ФПГ и сглаженную оценку первых двух производных. Подставляя оценки ФПГ и её производной на участке 1, получаем вид систолической волны расхода. На участках кривой, отличных от участка 1, значения систолической волны расхода равны нулю. Зная вид волны расхода на участке 1, можно получить частное решение уравнения (7) на всех участках ΔV^* . В силу линейности уравнения (7), результирующий отклик от прямой и отраженной волны расхода будет равен сумме откликов от каждого воздействия в отдельности. Вычитая данное решение из исходной ФПГ, получим отклик упругой камеры на отраженную волну расхода. Применяя такую же технологию для восходящего плеча, мы реконструируем отраженную волну расхода.

Пример реализации

Предлагаемый алгоритм был реализован в пакете Matlab и испытан на реальных данных: синхронно снятой ФПГ и ЭКГ. Ниже представлена реализация этого алгоритма:

```
% Чтение файлов ЭКГ и ФПГ
FID=fopen('c:\users\Cepрей\documents\4.fpg');
FIDE=fopen('c:\users\Cepрей\documents\4.ekg');
[A,count]=fscanf(FID,'%f');
[E,countE]=fscanf(FIDE,'%f');
L=[34; 122; 211; 300; 390; 479];
plot(X1,A,X1,E);
title('Исходные ФПГ и ЭКГ','fontsize',16);
legend('ФПГ','ЭКГ');
xlabel('Отсчеты','fontsize',16);
figure;
% Когеррентное накопление и удаление постоянной составляющей
```

```
SumF=zeros(88,1);
Summ=SumF;
for k=1:5
SumF=SumF+A(L(k)-1:(L(k)+86));
Summ=Summ+E(L(k)-1:(L(k)+86));
end;
Pz=SumF(1);
for k=1:88
SumF(k)=SumF(k)-Pz;
end;
W1=SumF;
X2=(1:88);
plot(X2,SumF,X2,Summ);
title('ФПГ и ЭКГ после когеррентного накопления','fontsize',16);
legend('ФПГ','ЭКГ');
xlabel('Отсчеты','fontsize',16);
figure;
hold on;
B=SumF(1:88);
X3=(0:18);
B3=SumF(70:88);
X=(1:88);
% аппроксимация фильтрующим кубическим сплайном
pp=csaps(X,B,0.1);
fnplt(pp,'-b',3); hold on;
pp1=fnder(pp);
pp2=fnder(pp,2);
%аппроксимация катакроты прямой волны экспонентой
[c1,gof1]=fit(X3,B3,'exp1');
coefexp=coeffvalues(c1);
X4=(25:37);
B4=pp.coefs(X4,4);
%построение анакроты прямой волны
W1(2:87)=pp.coefs(2:87,4);
[c2,gof2]=fit(X4,B4,'exp1');
coefexp2=coeffvalues(c2);
% продолжение модельной катакроты
for k=25:87
W1(k)=coefexp2(1)*exp(coefexp2(2)*(k));
end;
% построение обратной волны
W2=pp.coefs(:,4)-W1(1:87);
plot(X,W1,'or');
plot(1:87,W2);
legend('Усредненная ФПГ','Прямая волна','Отраженная волна');
xlabel('Отсчеты','fontsize',16);
title('Декомпозиция ФПГ','fontsize',16);
hold off;
```

Сигнал ЭКГ использовался для выделения моментов времени, соответствующих R-

РАЗДЕЛ 2. ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ И ДАННЫХ

зубцам, которые, в свою очередь, необходимы для синхронизации когерентного накопления ФПГ. Вид исходного сигнала показан на рисунке 5, а сигнал после когерентного накопления на рисунке 6.

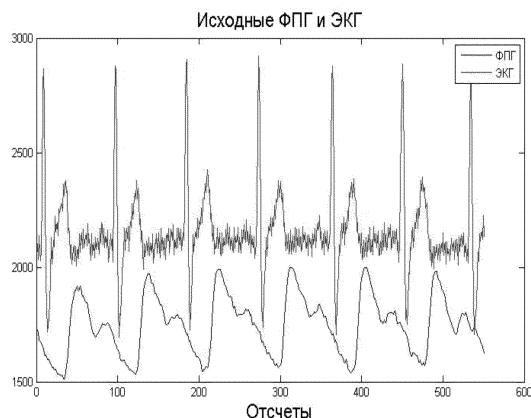


Рисунок 5 – Исходные сигналы ФПГ и ЭКГ

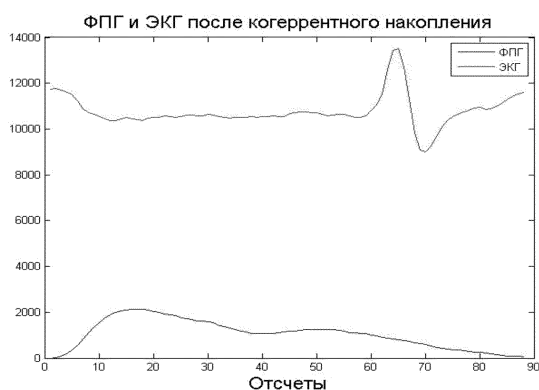


Рисунок 6 – Вид сигналов после когерентного накопления

Далее в алгоритме производится сплайн-аппроксимация кубическим фильтрующим сплайном. Участок, следующий за вершиной систолической волны с помощью экспоненциальной регрессионной модели, аппроксимируется затухающей экспонентой. С помощью данной экспоненты моделируется катакрота систолической волны вплоть до конца периода ФПГ. Полученная систолическая волна вычитается из усредненного и сглаженного периода ФПГ для получения обратной волны. Результат работы этой части алгоритма показан на рисунке 7.

Из рисунка 7 видно, что амплитуда обратной волны существенно меньше амплитуды дикротической вершины и это различие тем больше, чем ближе вершины систолической и обратной волны. Найденная особенность ФПГ говорит о сложности применения дикротического индекса для оценки ФПГ.

Выводы

Влияние периферийного отдела кровообращения (а за него отвечает обратная волна) правильней оценивать по амплитуде реконструированной обратной волны без влияния систолической волны. Предлагаемый алгоритм не лишен недостатков. В частности, если обратная волна накладывается на начало катакроты систолической волны, то невозможно построить аппроксимирующую экспоненту и разделить прямую и обратную волн, и для такого типа ФПГ необходимо применять другие алгоритмы декомпозиции.

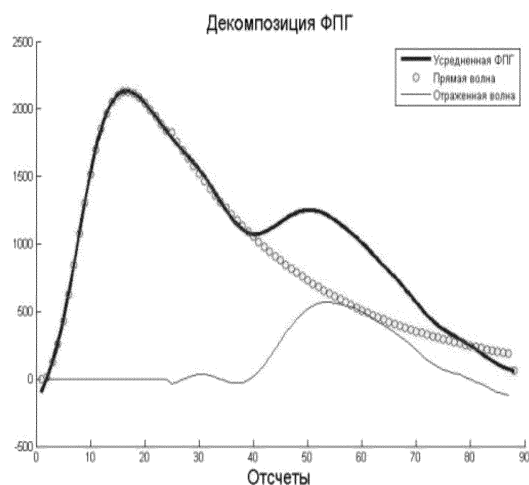


Рисунок 7 – Вид сигналов после декомпозиции

Результаты исследований, изложенные в данной статье, получены при финансовой поддержке Минобрнауки РФ в рамках реализации проекта "Создание высокотехнологичного производства по изготовлению мобильного многофункционального аппаратно-программного комплекса длительного кардиомониторирования и эргометрии" по постановлению правительства №218 от 09.04.2010 г.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Максимов, А.В. О подходе к построению модели дистальных сосудов пригодной для оценки артериального давления [Электронный ресурс] / А.В. Максимов, Е.С. Семенистая //Инженерный вестник Дона. - Электрон. Научный журнал. - 2012. - №4. Режим доступа: http://www.ivdon.ru/magazine/se_magazine/archive/n4p2y2012/1469
2. Каро, К. Механика кровообращения [Текст] Пер. с англ. / К.Каро, Т.Педли, Р.Шротер, У.Сид - М.:Мир,1981. - 624с.
3. Волобуев, А.Н. Биофизические принципы гемодинамики (гидродинамика течения крови) [Текст] /А.Н.Волобуев, В.И.Кошев, Е.С.Петров - Самара: ОАО «Издательство «Самарский Дом печати», 2009.- 184с.

ПОЛЗУНОВСКИЙ ВЕСТНИК № 2, 2013

ЭКСПЕРТНО-ДИАГНОСТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ВЫБОРА МЕТОДОВ УВЕЛИЧЕНИЯ НЕФТЕОТДАЧИ НА НЕФТЯНЫХ МЕСТОРОЖДЕНИЯХ В УСЛОВИЯХ НЕЧЕТКИХ ВХОДНЫХ ДАННЫХ

4. Педли, Т. Гидродинамика крупных сосудов [Текст]. Пер.с англ. Т.Педли. - М.:Мир, 1983. - 400с.
5. Солитоны и нелинейные волновые управления [Текст] / Р.Додд [и др.] - М.: Мир, 1988. - 696с.
6. Бахвалов, Н. С. Численные методы [Текст] /Н. С. Бахвалов, Н. П. Жидков, Г. М. Кобельков - М:Бином. Лаборатория знаний, 2011. - 640с.

Н.с., ассистент Семенистая Е.С., тел. 8 (8634) 311-143, suncat_75@mail.ru - Научно-технический центр "Техноцентр" ФГАОУ ВПО Южный федеральный университет

УДК: 519.816

ЭКСПЕРТНО-ДИАГНОСТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ВЫБОРА МЕТОДОВ УВЕЛИЧЕНИЯ НЕФТЕОТДАЧИ НА НЕФТЯНЫХ МЕСТОРОЖДЕНИЯХ В УСЛОВИЯХ НЕЧЕТКИХ ВХОДНЫХ ДАННЫХ

Ю.М. Кононов, А.Е. Гольдштейн

В работе проанализировано программное обеспечение для принятия решений в различных областях, в том числе программы выбора и оценки применимости методов увеличения нефтеотдачи. Описаны неопределённости во входной геолого-промысловой информации и предложена технология оценки применимости методов на основе использования теории нечётких множеств. Представлена авторская экспертно-диагностическая система «Матрица применимости МУН» для выбора оптимального метода увеличения нефтеотдачи на основе оценки геолого-физической информации.

Ключевые слова: : методы увеличения нефтеотдачи, экспертная система, нечеткая логика, критерии, функция принадлежности, неопределённости, нечёткая среда.

Введение

Планирование мероприятий по применению методов увеличения нефтеотдачи (МУН) является сложным процессом и требует комплексного подхода для его реализации. Без совершенствования технологий выбора МУН и их более чёткой формализации сложно в полной мере реализовать возможности МУН. На нынешнем этапе развития нефтяной отрасли подбор МУН для конкретных геологических объектов является важнейшей и, в то же время, слабо изученной проблемой. В России до сих пор очень слабо распространены технологии и программы подбора необходимых МУН, созданных для геологических условий рассматриваемого объекта.

Процесс поиска применимых методов и определения оптимально подходящего из них, значительно усложняется вследствие неоднозначности критериев выбора, а также неточностей и неполноты входных данных. Пластовые системы вместе с насыщающими их флюидами представляют классический пример сложной системы, в которой физическая неопределённость объекта связана как со стохастической неопределённостью (ситуация случайности), так и с принципиально невозможным точным определением конкретных физических параметров среды, измеряемых приборами (ситуация нечёткости). Это позволяет отнести пластовые объекты к

классу нечётких сред, а выбор МУН – к принятию решения в нечёткой среде.

Исследования в области экспертных и интеллектуальных систем

Неформализованные задачи обладают следующими особенностями: неоднозначностью, неполнотой, противоречивостью и ошибочностью исходных данных, знаний о проблемной области и решаемой задаче, а также большой размерностью пространства решения, т.е. перебор при поиске решения весьма велик.

Все вышеперечисленные характеристики данных присутствуют и при оценке применимости МУН. Для решения такого рода задач все большее применение находят экспертные системы и технологии искусственного интеллекта, имитирующие процессы принятия решения человеком и позволяющих получать результаты, не уступающие по качеству и эффективности решениям принимаемым экспертом.

Экспертные системы используются в различных областях, таких как медицина (MYCIN; INTERNIST, CADUSEUS), геология (PROSPECTOR), вычислительная техника (R1/XCON), химия (DENDRAL), авиация (TIMM), юриспруденция (JUDITH), экономика и менеджмент (FlipSIDE; Splendors; PMIDSS; ИНТЕР-ЭКСПЕРТ), математический анализ