

Факултет инжењерских наука Универзитета у Крагујевцу



Назив студијског програма: Машинско инжењерство

Ниво студија: Основне академске студије

Модул: Примењена механика и аутоматско управљање

Предмет: Аутоматско управљање

Број индекса: 191/2012

Тијана Д. Цвијовић

**Аутоматско одређивање поремећаја рада
срчаног мишића коришћењем ЕКГ-а
завршни рад**

Комисија за преглед и одбрану:

1. Др Александар Пеулић, ванр. проф.

2. _____

3. _____

Датум одбране: 09. 07. 2015.

Оцена: _____

У оквиру овог завршног рада кандидат треба да се упозна са теоријом обраде реалних сигнала поређењем класичних техника анализе сигнала попут Фуријеове трансформације, са процесирањем сигнала коришћењем таласића (wavelets). Практична имплементација таласића на анализу реалних ЕКГ (електрокардиограм) сигнала представља циљ овог завршног рада. Добра временска и фреквентна компонента биће искоришћене за детекцију могућих поремећаја нормалног рада срчаног мишића издвајањем карактеристичних QRS комплекса из мереног сигнала. Кандидат ће се упознати са начином функционисања и мерења активности срчаног мишића, а кроз практичну примену таласића на процесирање реалног сигнала, са природом и поремећајима током мерења и начинима филтрирања шума и анализе корисног сигнала.

Препоручена литература:

- [1] Werner Bäni, "Wavelets: Eine Einführung für Ingenieure", Oldenbourg Wissenschaftsverlag (August 2002)
- [2] **Kovacevic**, Branko, **Durovic**, Zeljko, "Fundamentals of Stochastic Signals, Systems and Estimation Theory With worked Examples", Springer, 2007
- [3] Радуновић Д., Таласићи (wavelets), Академска мисао, Београд, 2005.

Крагујевац, датум

ментор:

Др Александар Пеулић, ванр. проф.

Резиме

У овом раду је описана структура и рад срца, као и поступак добијања његове електричне активности помоћу ЕКГ – а. Над ЕКГ сигналом је извршена трансформација таласићима, ради одређивања карактеристичних таласа. Добијени резултати су приказани на сликама, ради боље прегледности, а кроз коментаре су постављене смернице за даљи рад.

Кључне речи: срце, ЕКГ, QRS комплекс, таласић

Abstract

Anatomy of heart and its work are described in this work. Procedure of getting electrical activity of heart muscle using ECG are also described. Wavelets transform is done on ECG signal, for determining characteristic waves. For better visibility results are shown on pictures, and guidelines are set through comments for later work.

Keywords: heart, ECG, QRS complex, wavelet

Садржај

1. УВОД.....	1
2. ГРАЂА И ПРИНЦИП РАДА СРЦА	2
2.1 Кардиоваскуларни систем.....	2
2.2 Грађа срца	2
2.3 Принцип функционисања срца	3
2.4 Провођење електричних импулса кроз срце	4
2.5 Поремећаји рада срца	6
3. ЕЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЈА	6
3.1 Поступак снимања срчане активности	7
3.2 Карактеристични таласи рада срца	9
4. ТРАНСФОРМАЦИЈА ТАЛАСИЋИМА.....	10
4.1 Историјски развој трансформације таласићима	10
4.2 Сигнали и подела сигнала	11
4.3 Фуријеова анализа	12
4.3.1 Краткотрајна Фуријеова трансформација	14
4.4 Трансформација таласићима	15
4.5 Дискретни таласићи	18
4.6 Мултирезолуција.....	19
4.7 Пирамидални алгоритам.....	20
4.8 Дискретна трансформација таласићима	22
5. ПРИМЕНА ТАЛАСИЋА ЗА АНАЛИЗУ ЕКГ СИГНАЛА	23
5.1 Детекција QRS комплекса.....	26
6. ЗАКЉУЧАК.....	31
7. ЛИТЕРАТУРА	32

1. УВОД

Примена инжењерских наука у медицини последњих деценија директно утиче на развој дијагностичких метода и представља прави изазов за инжењере. Везу ове две гране омогућавају развијене софтверске методе и бројни алгоритми, који доприносе остварењу постављених циљева. Поменути софтвери и алгоритми се могу користити за анализу бројних биосигнала који носе информацију о раду одређеног органа.

Обрада сигнала подразумева примену различитих трансформација над истим, ради њиховог превођења у облик погоднији кориснику. Практична примена трансформација над реалним сигналном у овом раду приказана је над ЕКГ сигналом који кориснику пружа информације о активностима срчаног мишића. Сигнал срчане активности, приказан помоћу електрокардиограма, је од велике важности за откривање поремећаја рада срца у циљу спровођења дијагнозе и лечења.

Тема овог рада се односи на одређивање поремећаја рада срца, па је у том смислу, пре свега потребно детектовати карактеристичан QRS комплекс, који је саставни део сваког срчаног циклуса. Изглед QRS комплекса као и временско понављање истог, пружају значајне информације о тренутном стању срчаног мишића, што кориснику – доктору обезбеђује праву слику о здравственом стању пацијента. QRS комплекс је основа за аутоматско одређивање срчаних фреквенција, а његову детекцију је могуће спровести помоћу бројних метода.

Трансформација таласићима тј. дискретна трансформација таласићима је метода коришћена у овом раду за детекцију QRS комплекса. Велика предност трансформације таласићима огледа се у анализи сигнала различитих фреквенција помоћу различитих резолуција, где се као резултат добија жељена фреквентна анализа, идеална за нестационарне сигнале. Основу дискретне трансформације чине коефицијенти апроксимације и детаља, којима одговарају нискофреквентне и високофреквентне компоненте ЕКГ сигнала.

Кардио васкуларне болести сврставају се у групу водећих и најчешћих обољења у свету, тако да посматрање срца и анализирање његовог рада у циљу проналажења информација корисних за одређивање поремећаја и обољења срчаног мишића, има за циљ смањивање времена потребног за адекватне анализе као и ресурсе за њихово спровођење.

2. ГРАЂА И ПРИНЦИП РАДА СРЦА

Познавање структуре срца и начина на који срчани мишић ради представља полазну основу за његову анализу. Поред принципа рада, за добијање праве слике стања срчане активности, од значаја је познавање електричних импулса које срчани мишић емитује и начин провођења истих.

2.1 Кардиоваскуларни систем

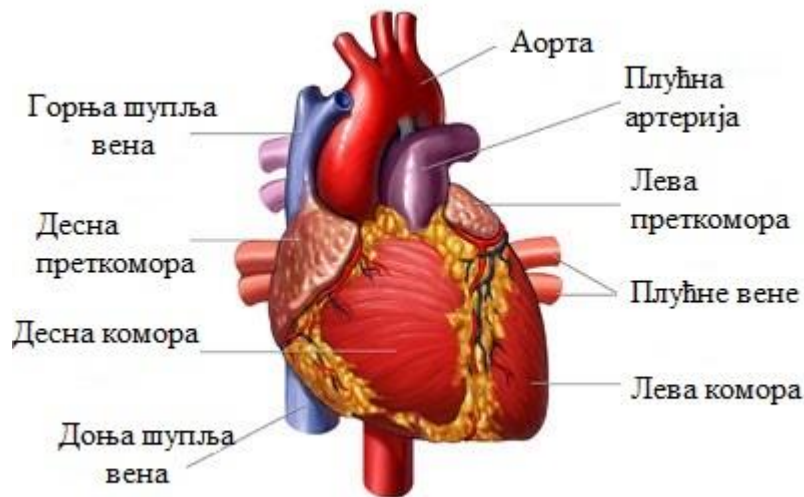
Срце је део кардиоваскуларног система, кога поред срца, чине и крвни судови и крв. Улога кардиоваскуларног система се огледа у транспорту хранљивих материја и кисеоника до ткива, помоћу крвних судова. Поред тога, овај систем уклања отпадне и штетне материје, па је у анатомском смислу циркулаторни систем подељен на системску и плућну циркулацију. Системски или велики крвоток обухвата све крвне судове и органе, сем плућа, за чије је снабдевање хранљивим материјама задужен плућни или мали крвоток. Везу ова два подсистема омогућава срце [1].

2.2 Грађа срца

Срце је мишић који својим ритмичким контракцијама омогућава правилну размену материја помоћу крвних судова. Срце је смештено у централном делу грудног коша, између плућа. Величине је стиснуте песнице, а његова тежина обично износи око 300 грама. У току једног минута, за време срчаних контракција, кроз срце протекне око 5-6 литара крви, што представља минутни волумен срца и укупну количину крви у организму.

Срце или миокард се састоји од глатких мишића. Обавијено је танком мембраном која се зове перикард. Епикард је спољашња површина срца, док ендокард представља унутрашњу површину срца, састављену од слоја ендотелних ћелија. Централни орган кардиоваскуларног система чине две коморе и две преткоморе, које се називају и вентрикуле и атријуми. Лева комора и преткомора чине лево срце, док десни пар коморе и преткоморе чини десно срце. Улога левог срца је у снабдевању целог организма крвљу, па је у том смислу лево срце задужено за системску циркулацију. Десно срце пумпа крв само у плућа. Између левог и десног срца се налази септум, срчана преграда која не дозвољава мешање венске и артеријске крви.

Оба система крвотока се састоје од мреже капиlara у којима се врши размена молекула. Оксидована крв је крв која се налази у плућним капиларима, јер се састоји од молекула кисеоника. Ова крв се транспортује до органа, при чему долази до размене материје тј. оксидоване крви из плућа и деоксидоване крви из системског крвотока. Деоксидована крв је резултат ослобађања угљендиоксида из ћелија [2].

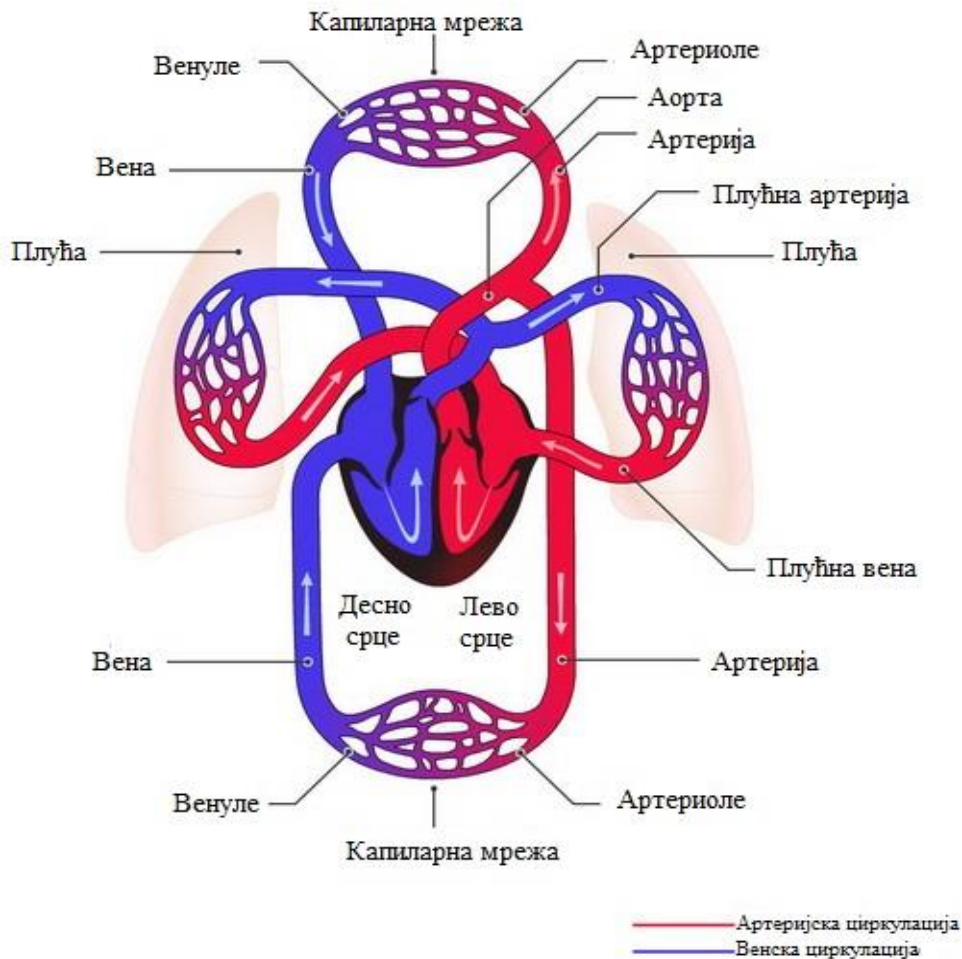


Слика 1. Спољашњи изглед срца

2.3 Принцип функционисања срца

Срце је биолошка пумпа која усмерава крв у једном смеру. Артерије одводе крв из срца у све ћелије, док се помоћу вена крв враћа у срце. Процес пумпања крви је непрекидан и остварује се синхронизованим контракцијама преткомора и комора. Контракције су одговор на електричне импулсе у срцу. Током рада, крв пролази увек кроз исту путању захваљујући наизменичним смењивањем систоле и дијастоле. Време за које се срце пуни крвљу је дијастола или период релаксације. Систола је период контракције током које се крв шаље у организам.

Процес размене оксидоване и деоксидоване крви почиње контракцијом леве коморе. Контракција коморе омогућава спровођење оксидоване крви у организам помоћу главне артерије, аорте. Путуюћи кроз велики крвоток до органа, крв постаје деоксидована. Процес враћања крви у срце, тачније у десну преткомору омогућавају вене, а најважније у том процесу су доња и горња шупља вена, јер су директно повезане са срцем. Када крв стигне у десну преткомору, отвара се трикуспидални срчани залистак, који омогућава проток крви до десне коморе, па се може рећи да залистак има улогу вентила. Након тога, десна комора кроз плућни залистак прослеђује деоксидовану крв у плућа, у којима се одвија процес размене материје. На тај начин се крв чисти тј. угљендиоксид се замењује кисеоником. Оксидована крв путује до аортног залистка и леве преткоморе, одакле помоћу митралног залистка иде у леву комору. На овај начин се остварује непрекидни, кружни процес пумпања крви [3].



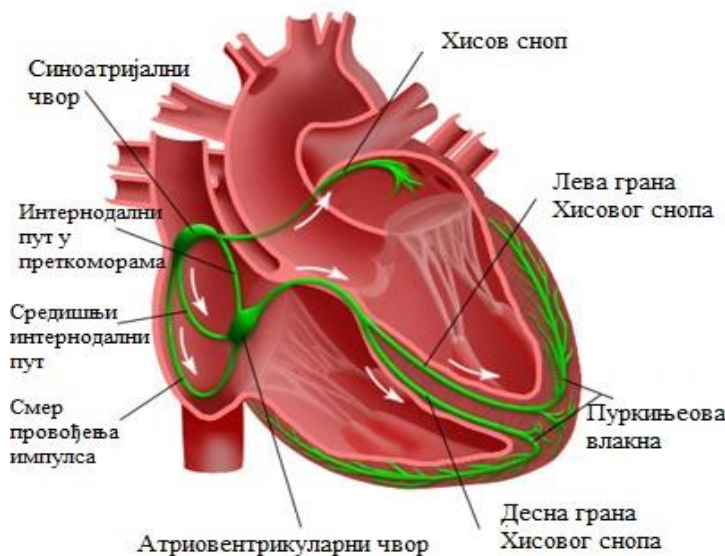
Слика 2. Циркулација крви у организму

2.4 Провођење електричних импулса кроз срце

При раду срца ствара се електрични сигнал који прати одређену путању кроз срце. За генерисање овог сигнала заслужне су специјализоване ћелије које формирају побудно – спроводни апарат срца. За срчане ћелије кажемо да су поларизоване ако су у стању мировања, тј. ако су електронегативне у односу на спољашњост. Срчане ћелије у процесу деполаризације губе свој негативни унутрашњи набој и постају електропозитивне. Деполаризације срчаних ћелија је процес који се шири са ћелије на ћелију, стварајући талас који се преноси на цело срце. На тај начин се врши проток електрицитета, а настала електрична струја се може снимити помоћу апарата за мерење срчане активности, о чему ће касније бити речи. Након завршетка деполаризације, главног електричног процеса у срцу, следи процес реполаризације, где срчане ћелије поново успостављају мировање. Три типа ћелија, заслужних за спровођење електричних импулса су: пејсмејкер ћелија, ћелија проводног система и миокардионе ћелије.

Као што је наглашено, ове ћелије чине апарат који генерише електричне импулсе и исте спроводи до свих делова мишићног ткива. Провођење импулса кроз коморе омогућава спроводи апарат састављен од синусног или синоатријалног чвора (СА чвор), атриовентрикуларног чвора (АВ) и Пуркињевих влакна и Хисовог снопа.

Електрични импулс се јавља у синоатријалном чвору, смештеном при врху десне преткоморе. Синусни чвор генерише око 100 импулса у минути, па носи назив и примарни пејсмејкер. Под дејством импулса долази до контракције преткомора, које врше притисак на залиске да се отворе и пропусте крв даље у коморе. Срчани залиски, постављени између комора и преткомора, спречавају да се деполоризациони талас успостави у коморама. Због тога се, електрична струја пробија интернодалним путевима, кроз септум, преграду која раздваја комору и преткомору и долази до атриовентрикуларног чвора, где се и кратко задржава. Контракција преткомора се на ЕКГ снимку види као Р талас, док кратко задржавање крви одговара изоелектричној линији на траци. Када импулс стигне до атриовентрикуларног споја јавља се контракција комора. АВ чвор се зове још и секундарни пејсмејкер, јер у случају отказа синусног чвора, атриовентрикуларни чвор може преузети његову улогу. Даља путања електричних импулса укључује Хисов сноп и Пуркињева влакна, где је брзина провођења импулса знатно већа због стимулације свих мишићних влакана. Хисов сноп се налази после АВ чвора и представља везивно ткиво, које раздваја преткоморе, као и преткоморе од комора. Овај сноп се дели на десну путању, која спроводи струју до десне коморе и на леву путању, која помоћу Пуркињевих влакана преноси струју на остале делове миокарда [4].



Слика 3. Провођење електричних импулса

2.5 Поремећаји рада срца

Фреквенција здравог срца у стању мировања износи од 60 до 100 откуцаја у минути. Сматра се да особа са оваквим срчаним ритмом има нормалан синусни ритам. Одступање од синусног ритма може указивати на обољења и поремећаје рада срца или других органа. Међутим, не сматра се свако одступање од наведених фреквенција поремећајем јер доста зависи и од појединца и других фактора. Поремећаји срчаног ритма су битни здравствени проблеми јер могу да утичу на хемодинамику кардиоваскуларног система и да изазову престанак рада срца. Неправилност у фреквенцији и неправилан срчани ритам представља аритмију. У зависности од тога да ли срчани ритам убрзан или успорен, аритмије се деле на брзе и споре.

Синусна тахикардија представља убрзани рад срца, који је последица физичког напора, психичке напетости или неправилног начина живота. Уобичајна фреквенција код овог обољења износи преко 100 откуцаја у минути. За разлику од тахикардије, синусна брадикардија је успорен рад срца код кога фреквенција износи мање од 50 откуцаја у минути. Ове аритмије могу настати као последица болести срца, других органа или могу бити урођене. Њихово деловање може знатно смањити ефикасност срца, а у неким случајевима могу изазвати и престанак рада срчаног мишића.

У зависности од места деловања, аритмије могу бити атријалне и вентрикуларне. Преткоморска екстрасистола и коморска екстрасистола се дефинишу као превремени срчани откуцаји и не захтевају агресивно лечење. За разлику од њих, озбиљна обољења срчаног мишића, која доводе до убрзаног рада срца, укључују вентрикуларну тахикардију и треперење преткомора и комора.

Наведена обољења захтевају темељно лечење, а први корак у успостављању истог подразумева снимање срчане активности ради постављања дијагнозе [5].

3. ЕЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЈА

Провођење електричних импулса кроз срце условљава појаву карактеристичних таласа, који се могу уочити на ЕКГ траци. Ови таласи су резултат процеса деполаризације и реполаризације, а електрично регистровање промена биопотенцијала ћелија назива се електрографија. Савремене методе снимања активности појединих органа попут мозга, срца, ока и мишића су кључне за одређивање њихових могућих поремећаја и обољења. Регистровање електричне активности срчаног мишића, електрокардиографија, представља процес снимања деполаризације и реполаризације ћелија срца у циљу детекције поремећаја. У складу са наведеним, квалитетан запис електричне активности је од пресудног значаја за одређивање срчаног поремећаја.

3.1 Поступак снимања срчане активности

Снимање процеса провођења електричних сигнала кроз срце омогућава ЕКГ уређај или електрокардиограф, а график на коме се приказује рад срца је електрокардиограм. Електрокардиограф ради тако да покретна жица, која пролази између полова електромагнета скреће када се кроз њу пропусти струја. Регистровање промена је могуће захваљујући процесима деполаризације и реполаризације, јер за време њиховог трајања постоји разлика потенцијала између места на површини тела на којима су постављене електроде. Кроз та места протиче струја и пролази кроз магнете, а као резултат се добија график срчане активности [6].

Саставни део електрокардиографа су електроде, кола за заштиту, бирач канала, предпојачавач, коло за изолацију, појачавач и систем за меморисање и приказ ЕКГ сигнала. Процес деполаризације и реполаризације је могуће снимити помоћу површинских електрода која се постављају на одређене делове тела пацијента чија се срчана активност мери. Пацијента од струје штити коло за заштиту, тако што спречава да струја дође на электроду. Сви саставни елементи електрокардиографа су од великог значаја за сам процес снимања, а њиховом правилном употребом се обезбеђује права слика срчане активности пацијента.

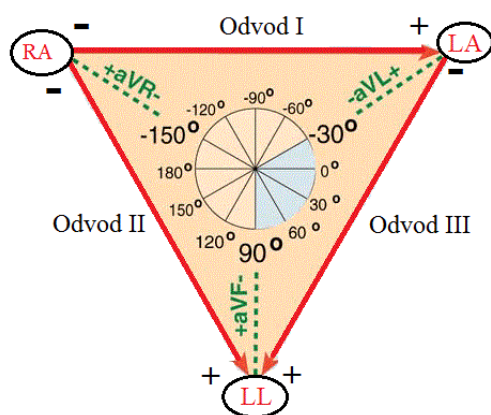
Електрична активност срца се посматра у три димензије из разлога што срце представља тродимензионални орган. У том смислу, снимање електричне активности зависи од броја и положаја електрода. Савремени ЕКГ уређај има 12 одвода или канала, који обезбеђују приказ срца из различитог угла чиме се употпуњује запис срчане активности. Стандарно постављање електрода за мерење срчане активности подразумева систем од по 2 електроде постављене близу десне и леве шаке, као и на чланку леве ноге. При томе се по две електроде постављају на руке, а две електроде на ноге пацијента. На тај начин се добија шест екстремитетних одвода, који обухватају три биполарна и три униполарна одвода. Прекордијални одвод чини шест електрода постављених на грудни кош пацијента. Оваквом формацијом се успоставља замишљени троугао који обухвата срце. Одводи I, II и III, приказани на слици 4 су биполарни одводи, састављени од две електроде различитог поларитета и уземљења, које је заправо трећа електрода. Угао оријентације је угао сваког од наведених одвода и дефинише поглед на срце [7].

Биполарни одводи се дефинишу на следећи начин:

- Одвод I је одређен када је електрода на левој руци (LA) позитивна, а на десној (RA) негативна. Тако се добија угао оријентације одвода I од 0° .
- Угао оријентације одвода II износи 60° . Одвод II је дефинисан када је електрода на левој ноzi (LL) позитивна, а електрода на десној руци негативна.
- Електрода на левој ноzi је позитивна код одвода III, а лева рука је негативна. Угао оријентације овог одвода износи 120°

Код униполарних водова је само једна електрода позитивна, а све остале су негативне и одређени су на следећи начин:

- Угао оријентације aVR (eng. augmented Voltage Right arm) одвода је -150° , што се може и видети на слици 4. Код овог одвода је позитивна само десна рука, док су преостали екстремитети негативни.
- Угао оријентације aVL (eng. augmented Voltage Left arm) је -30° . Овај одвод је одређен позитивно наелектрисаном левом руком, док су остали делови тела негативни.
- Код aVF (eng. augmented Voltage Feet) одвода угао оријентације је 90° , а позитивне су ноге, док су руке негативне.



Слика 4. Троугао потенцијала

Овакав распоред електрода омогућава лако израчунавање напона на следећи начин:

$$U_I = V_{\text{levaruka}} - V_{\text{desnaruka}}$$

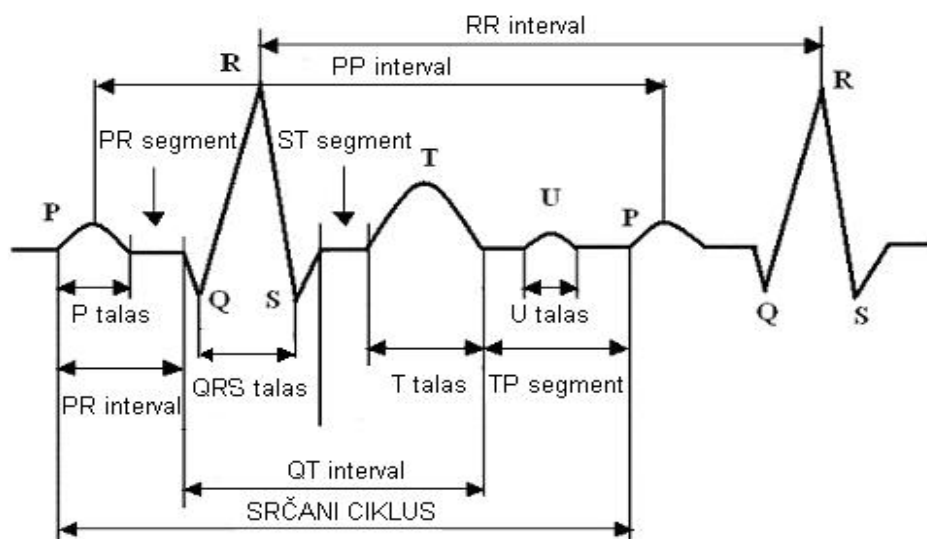
$$U_{II} = V_{\text{levanoga}} - V_{\text{desnaruka}}$$

$$U_{III} = V_{\text{levanoga}} - V_{\text{levaruka}}$$

Прекордијални одводи се добијају од електрода постављених на грудном кошу. Постављање шест позитивних електрода се врши на различита места грудног коша. Одводи се спроводе преко АВ чвора према леђима, где се налазе негативни полови одвода. Означени су ознакама од V_1 до V_6 , при чему V_1 и V_2 представљају десне прекордијалне водове, јер су постављени са десне стране срца, а V_5 и V_6 леве водове, постављене изнад леве стране срца. V_3 и V_4 су смештени изнад срчане преграде – септума [8].

3.2 Карактеристични таласи рада срца

ЕКГ је поновљив, сложено – периодични сигнал састављен од карактеристичних пикова или таласа. Добијени резултати срчане активности пацијента, последице процеса деполаризације и реполаризације, се приказују на траци са одштампаном милиметарском мрежом квадратића. ЕКГ сигнал се приказује у равни време – амплитуда. Један срчани циклус здраве особе садржи интервале и сегменте приказане на слици 5. Сегмент је равна линија која повезује два таласа, док интервал, поред те линије обухвата и најмање један талас.



Слика 5. Интервали и сегменти срчаног циклуса

Наглашено је да су сви таласи резултат ширења електричних импулса кроз миокард. Срчани циклус започиње P таласом мале амплитуде, који настаје као последица деполаризације преткомора. Након P таласа следи QRS комплекс, који се због свог изгледа назива још и зубац. Прва негативна дефлексија је Q талас, док је прва позитивна дефлексија R зубац, који заправо представља и деполаризацију леве коморе. Након R зупца, следи S талас са негативном амплитудом. Наведени таласи се односе на деполаризацију ћелија, после које долази до процеса реполаризације, где је ћелија негативно наелектрисана. Као последица реполаризације комора јавља се Т талас. U талас мале, позитивне амплитуде је одговор на реполаризацију Пуркињових влакана.

Поред таласа, на срчаном циклусу разликују се и интервали и сегменти. У складу са тим, PR интервал се састоји од P таласа и равне линије која исти спаја са почетком QRS комплекса. Овај интервал представља време које протекне од почетка деполаризације преткомора до почетка деполаризације комора. PR сегмент је равна линија између краја P таласа и почетка QRS комплекса. Након следи ST сегмент тј. линија која спаја QRS

комплекс и почетак Т таласа. Овим сегментом је дефинисано време од завршетка деполаризације и почетка реполаризације комора. QRS интервал означава време трајања овог комплекса, док QT интервал обухвата QRS комплекс, ST сегмент и Т талас. Овим интервалом је означено време од почетка деполаризације комора до завршетка процеса реполаризације комора. PP интервалом је дефинисано време између два Р таласа, а RR интервал обухвата растојање између два суседна R пика или зубца и служи за одређивање ритма комора [9].

4. ТРАНСФОРМАЦИЈА ТАЛАСИЋИМА

Трансформација таласићима је примењена у овом раду за детектовање QRS комплекса. Помоћу ове трансформације се заобилазе проблеми везани за фреквентну анализу нестационарних сигнала. Особине трансформације таласића и примена исте за анализу ЕКГ сигнала ће бити објашњене у даљем тексту.

4.1 Историјски развој трансформације таласићима

Историјски посматрано, развој трансформације таласићима омогућила је, до пре двадесетак година примарна и највише коришћена анализа за операције над сигнаlima, Фуријеова анализа. Француски математичар Јозеф Фурије је 1807. године поставио теорију да је сваку периодичну функцију могуће представити помоћу просто периодичних функција синуса и косинуса. Наведени поступак данас представља Фуријеову трансформацију и полазну основу за трансформацију таласићима. Применом Фуријеове трансформације врши се фреквентна анализа сигнала, док се за анализу нестационарних сигнала користе друге методе.

Развој трансформације таласићима омогућио је Алфред Хар помоћу фамилије таласића коју чине по деловима непрекидне функције и представљају основ за даљи развој ортогоналних таласића.

Краткотрајна Фуријеова трансформација је један од покушаја успостављања теорије таласића уз помоћ „прозорске“ функције. Међутим, француски географ Морлет приликом анализе сигнала, открио је и главни недостатак поменуте трансформације који се огледа у константној ширини прозора. На тај начин је постигнут велики напредак, а Морлет се сматра зачетником теорије малих таласа, заједно са физичаром Алексом Гросманом. Морлет и Гросман су постигли да одређени сигнал трансформишу помоћу таласића, а након тога да исти врате у првобитан облик. Тиме су омогућили успешну реконструкцију сигнала без губљења неопходних података и информација.

Поред Морлета и Гросмана, значајну улогу у постављању теорије таласића пружили су Малат и Мејер осамдесетих година прошлог века, обрадом дигиталних сигнала помоћу одговарајућих таласића.

Коначно, за развој теорије таласића заслужна је Ингрид Даубечис увођењем фамилије ортогоналних таласа.

Данас, теорија малих таласа тј. таласића налази велику примену у бројним научним областима које подразумевају обраду сигнала. Захваљујући овој теорији добија се потпунија анализа од до скоро примарне Фуријеове анализе [10].

4.2 Сигнали и подела сигнала

Могућност реализације и успешност трансформација над сигнаlima зависи и од познавања основних карактеристика и особина сигнала. Сигнал је физичка величина која садржи одређене информације и математички се представља као функција независне променљиве. Сигнали се могу мењати у времену и простору или у зависности од неке друге величине. У зависности од броја независно променљивих које одређују вредност сигнала, исти се деле на једнодимензионалне (говор), дводимензионалне (слика) и вишедимензионалне сигнале. Наглашено је да сигнали носе одређене информације, па се тако на основу говорног сигнала добија информација о изговореним гласовима, док топлотни сигнал пружа информације о различитим температурама. Евидентно је да су наведени сигнали део човекове свакодневнице. Постоје различите класификације сигнала. Општа подела сигнала је на:

- Континуални и дискретни сигнали
- Аналогни и дигитални сигнали
- Детерминистички и стохастички сигнали

Подела сигнала на континуалне и дискретне је извршена у зависности од тога да ли су исти дефинисани у сваком временском тренутку или не. У складу са тим континуални сигнали су они који су дефинисани у сваком тренутку времена док су дискретни дефинисани у одређеним временским тренуцима. Континуални сигнали који могу да узму било коју вредност амплитуде унутар дефинисаног опсега вредности називају се аналогни сигнали. За разлику од аналогних, дигитални сигнал може да узме само одређен број вредности амплитуде. Детерминистички сигнал представља сваки сигнал који може да се опише неким математичким моделом или правилом. Насупрот томе, стохастички или случајни сигнали се не могу описати уз помоћ математичких модела и њихово понашање се не може предвидети.

Развој математичких трансформација и примена истих путем корисничких софтвера омогућава обављање бројних операција над сигнаlima, попут филтрирања, компресије, уклањања шума и сл.

4.3 Фуријеова анализа

Најчешће графичко приказивање сигнала подразумева однос времена и амплитуде у координатном систему, уколико постоји зависност сигнала од времена. У одређеном координатном систему, на апсцисној оси се приказује време, док се на ординати приказује амплитуда сигнала. Међутим, поред времена и амплитуде, за анализу сигнала је од великог значаја и фреквенција. Захваљујући Фуријеовој анализи, данас је могуће представљање сигнала у фреквенцијском домену. У складу са тим, представљање сигнала се врши у фреквенцијском домену, у равни фреквенција – амплитуда. Француски математичар је поставио тезу да се свака периодична функција може представити сумама простопериодичних функција. Наведена теза представља Фуријов ред:

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos nx + b_n \sin nx) \quad (1)$$

Дати коефицијенти се рачунају на следећи начин:

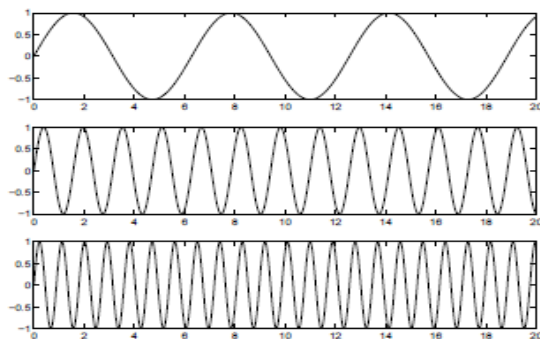
$$a_k = \frac{(f, \cos kx)}{(\cos kx, \cos kx)} = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) \cos kx \, dx, \quad k = 0, \dots, n, \quad (2)$$

$$b_k = \frac{(f, \sin kx)}{(\sin kx, \sin kx)} = \frac{1}{\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) \sin kx \, dx, \quad k = 1, \dots, n, \quad (3)$$

Средња вредност функције $f(x)$ на интервалу $(-\pi, \pi)$ и константан члан $\frac{a_0}{2}$ се рачуна на следећи начин:

$$f_{sr} = \frac{a_0}{2} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) \, dx \quad (4)$$

Наведене релације су основа за приказивање функције у фреквенцијском домену и представљају Фуријеову или хармонијску анализу. На слици 6 је приказано слагање синусних сигнала различитих фреквенција.



Слика 6. Слагање синусних сигнала различитих фреквенција

Представљање Фуријеовог реда је могуће и у комплексном домену, заменом тригонометријских функција одговарајућим функцијама комплексне променљиве. Коначан запис реда је дат наредним изразом:

$$f(x) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} c_k e^{ikx} \quad (5)$$

Приказивање Фуријеовог реда у комплексном домену представља спектралну анализу, где низ коефицијената c_k представља спектар функције $f(x)$. Коефицијент c_k се израчунава на следећи начин:

$$c_k = \frac{(f, e^{ikx})}{(e^{ikx}, e^{ikx})} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} f(x) e^{ikx} dx, \quad k = 0, \pm 1 \quad (6)$$

Захваљујући спектру фреквенција, добија се и податак о енергији сигнала f , мери величине сигнала. Енергија сигнала је дата Парсеваловом једначином:

$$(energija_f)^2 = \sum_{k=0}^{\infty} (|a_k|^2 + |b_k|^2) \quad (7)$$

или у комплексном домену,

$$(energija_f)^2 = \sum_{k=-\infty}^{\infty} |c_k|^2 \quad (8)$$

Уколико се користи кружна фреквенција $\omega = 2\pi f$, Фуријеова трансформација се представља изразом:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-i\omega x} dx \quad (9)$$

На овај начин формирана је функција која зависи од фреквенције ω , док функција $f(x)$ представља одређени сигнал. Применом Фуријеове трансформације на дефинисани сигнал, врши се анализа сигнала у фреквенцијском домену. На тај начин се провера да ли се, и у којој мери, фреквенција ω појављује у сигналу. Трансформацију функције $F(\omega)$ у функцију $f(x)$ омогућава инверзна Фуријеова трансформација, која се израчунава на следећи начин:

$$f(x) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega) e^{i\omega x} d\omega \quad (10)$$

У зависности од тога да ли је променљива x дискретна или не, разликују се коонтинуална Фуријеова трансформација (CTFT = Continuous Time Fourier Transformation), код које се Фуријеова и инверзна Фуријеова трансформација рачунају по горе наведеним изразима за исте, и дискретна Фуријеова трансформација (DTFT = Discrete

Time Fourier Transformation). Дискретна Фуријеова трансформација је дефинисана наредним изразима:

$$F(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f(n)e^{-i\omega n} \quad (11)$$

$$f(n) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} F(\omega)e^{i\omega n} d\omega \quad (12)$$

Наглашено је да се применом одређене Фуријеове трансформације добијају информације о сигналу у фреквенцијском домену. Мера учестаности или брзина промене сигнала дефинишу фреквенцију. Висока фреквенција значи да се сигнал брзо мења, а ниска фреквенција супротно. Наведене трансформације могу бити од изузетног значаја за решавања одређених проблема везаних за сигнале. Међутим, исте нису довољно добре за обраду нестационарних сигнала, тј. сигнала чије се особине као и фреквенцијски спектар са временом мења. Решење овог проблема пружа краткотрајна Фуријеова трансформација – (STFT = Short Time Fourier Transformation).

4.3.1 Краткотрајна Фуријеова трансформација

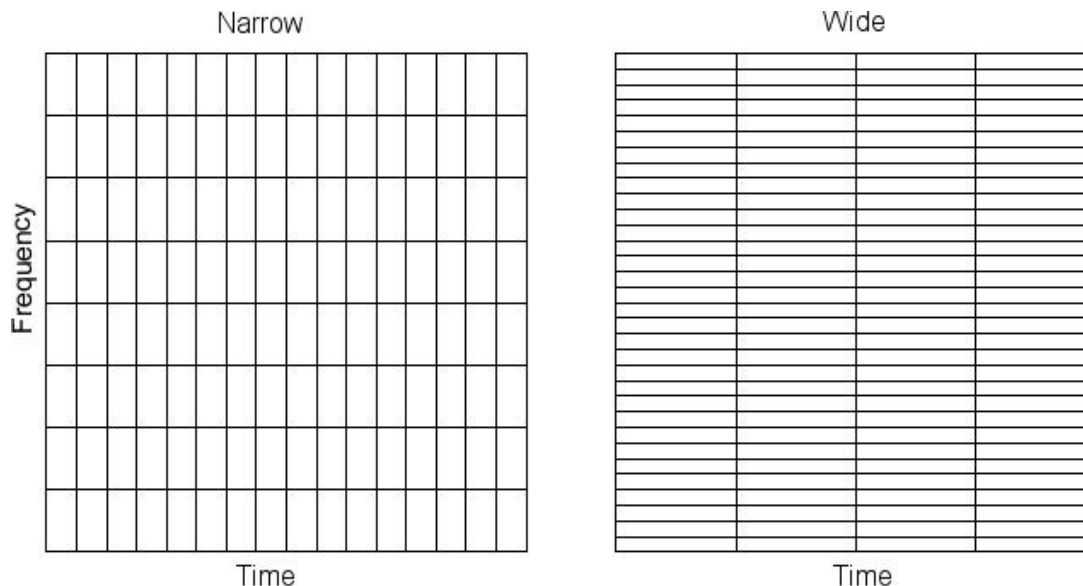
Проблем одређивања дужине трајања хармоника и фреквенцијских карактеристика сигнала променљивих у времену, решава се поделом истог на сегменте који садрже стационарне делове сигнала. Применом Краткотрајне Фуријеове трансформације на поменуте сегменте, добија се фреквенцијска карактеристика сигнала. Поред тога, ова трансформација пружа информацију о промени фреквенцијског спектра са временом.

Подела сигнала на сегменте се врши уз помоћ прозорских функција, чија се ширина одређује према дужини интервала на коме је функција стационарна. Математички приказ Краткотрајне Фуријеове трансформације подразумева Фуријеову трансформацију производа прозорске функције $\omega(x)$ и дате функције. Записује се на следећи начин:

$$\text{STFT}_f(\omega\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)\bar{\omega}(x-\tau)e^{-i\omega x} dx \quad (13)$$

Евидентно је да је приказана трансформација функција фреквенције и времена, што је и циљ исте. Међутим, недостатак Краткотрајне Фуријеове трансформације се огледа у константим временским интервалима по којима се функција дели. Овај проблем значи и исту резолуцију за свако x . Да би се наведени проблем решио и како би се омогућио бољи приказ фреквенцијског спектра уводе се следеће функције: транслација, модулација и скалирање. Транслација је померај по времену $f(x - \tau)$, а модулација померај по фреквенцији. Множењем функције $f(x)$ функцијом $e^{-i\omega x}$ остварује се модулација. Скалирањем се мења фреквенција.

Међутим, константна ширина прозор функције је главни недостатак ове трансформације. Мала ширина прозора значи добру временску локализацију, али и не тако добру фреквенцијску резолуцију. Насупрот томе, велика ширина прозора омогућава високу фреквенцијску резолуцију, али се губи на локализацији времена.



Слика 7. Константна ширина прозора код Краткотрајне Фуријеове трансформације

Лако се закључује да је избор ширине прозора главни проблем Краткотрајне Фуријеове трансформације, јер се тешко добијају потпуне информације о времену и фреквенцији. Одговор на овај проблем даје трансформација таласићима, која уклања наведени недостатак [11].

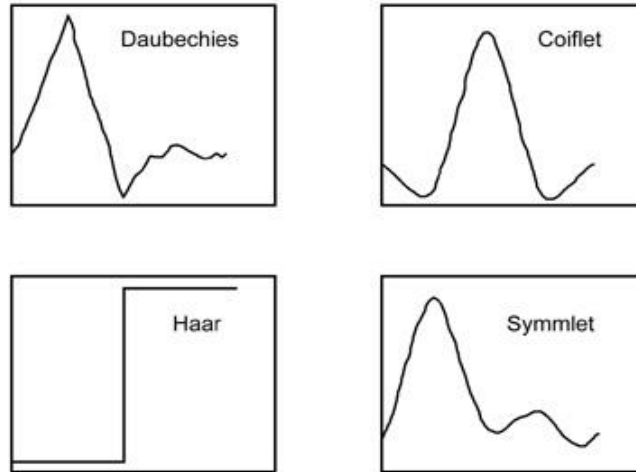
4.4 Трансформација таласићима

Трансформација таласићима (WT = Wavelet Transformation) је погодна за анализу сигнала различитих фреквенција различитом резолуцијом тј. различитом ширином прозора. Примена ове трансформације на одговарајући сигнал омогућава да се на деловима сигнала са високом фреквенцијом добија добра временска и лошија фреквенцијска резолуција и супротно. На тај начин се превазилазе недостаци Краткотрајне Фуријеове трансформација и добија се потпуна фреквенцијска анализа сигнала.

Таласић је функција таласне природе са компактним носачем. Због ограниченог трајања и осцилаторне природе ова функција носи назив таласић. Анализа сигнала уз помоћ таласића представља трансформацију таласићима, која омогућава мењање дужине

прозорске функције. Таласић приказан наредним изразом представља основни или „мајка“ таласић. Термин „мајка“ значи да су све функције употребљене током трансформације, изведене из једне главне функције, или мајка таласа.

$$\psi_{a,b}(x) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right), \quad a > 0 \quad (14)$$



Слика 8. *Фамилија таласа*

Подешавање параметра скалирања a , и транслације b омогућава приказивање различитих форми са већом или мањом резолуцијом, у зависности од потребе. У складу са наведеним, оштри пикови се могу представити са већом временском резолуцијом, док се мање оштри делови представљају са мањом резолуцијом. Другим речима, однос наведених параметара директно утиче на ширину прозора функције.

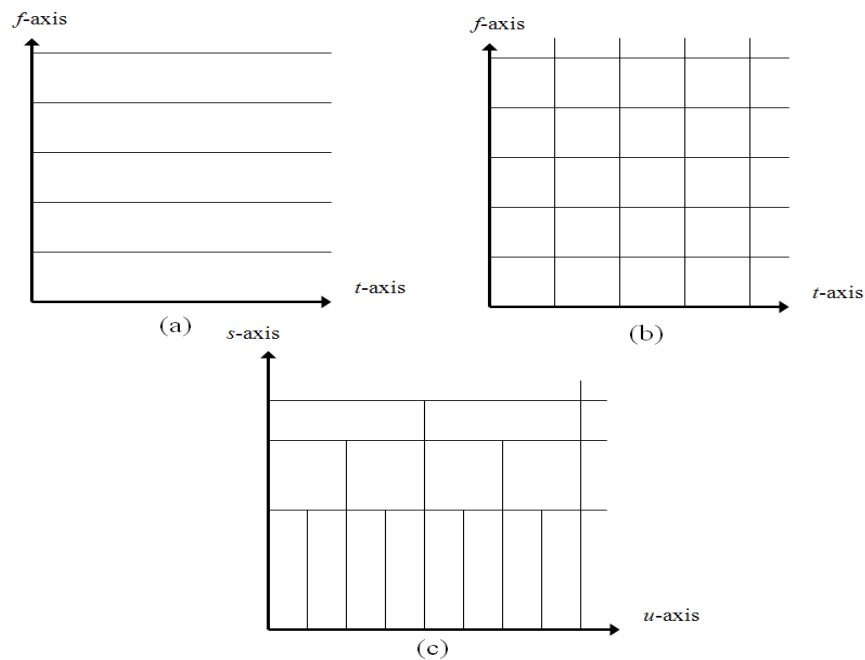
Континуалном трансформацијом таласићима (CWT = Continuous Wavelet Transformation) се функције разлажу на фреквенцијске компоненте, које се касније анализирају уз помоћ одговарајуће резолуције. Математички приказ ове трансформације је дат изразом и представља скаларни производ одређене функције и базног таласића:

$$CWT_{f(a,b)} = (f, \psi_{a,b}) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \bar{\psi}\left(\frac{x-b}{a}\right) dx \quad (15)$$

Основна функција Фуријеове трансформације је синусоида, док у трансформацији таласићима ту улогу има таласић. Таласић је осцилаторне природе и има нулту средњу вредност, као и синусоида. Међутим, уз поштовање одређених правила, таласић може бити произвољно изабран, што представља суштинску разлику између Фуријеове трансформације и трансформације таласићима.

Поред наведених, разлике између ових трансформација се уочавају и приликом графичког приказивања добијених резултата. Наглашено је да анализа сигнала применом

Фуријеове трансформације и Краткотрајне Фуријеове трансформације подразумева однос време – фреквенција, што код трансформације таласићима није случај. Фреквенцијски параметар, у овој трансформацији, замењује параметар скалирања, па се у складу са наведеним, трансформација таласићима приказује уз помоћ равни време – скала. Разлике у графичком приказивању Фуријеове трансформације, Краткотрајне Фуријеове трансформације и трансформације таласићима приказане су на слици.



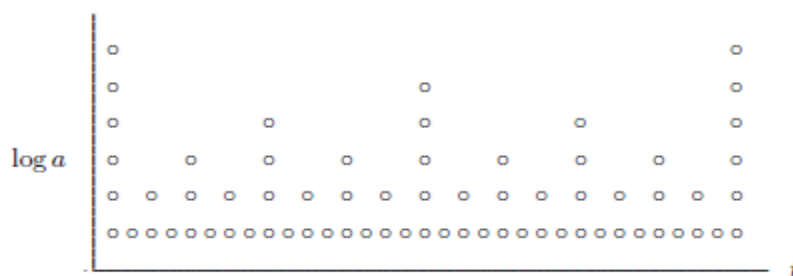
Слика 9. Фуријеова трансформација (a), Краткотрајна Фуријеова трансформације и Трансформација таласићима (ц)

Са слике 9 се јасно уочава предност Краткотрајне Фуријеове трансформације у односу на Фуријеову трансформацију. Предност се огледа у анализи нестационарних сигнала поделом истих на стационарне сегменте, као што је већ објашњено. Поред тога, евидентна је предност трансформације таласићима у односу на Краткотрајну Фуријеову трансформацију. Закључује се да трансформација таласићима омогућава анализу сигнала уз помоћ величине прозора која се може мењати у складу са сигналом. Тако се на малој скали могу адекватно приказати детаљи сигнала који се брзо мењају, док велика скала служи за праћење делова који се споро мењају. Тиме се успешно превазилазе недостаци претходних трансформација, а трансформација таласићима налази велику примену у различитим областима.

4.5 Дискретни таласићи

Континуална трансформација таласићима није адекватна јер су параметри translације и скалирања непрекидне величине, па се добија много сувишних коефицијената таласића. Превазилажење овог проблема пружа дискретизација, тако што се раван време – скала покрива мрежом у чијим се чворовима израчунава континуална трансформација.

Дискретни таласићи су делови непрекидне функције и над њима се трансформација врши у дискретним корацима, јер се не могу континуално скалирати и транслирати. Дискретизација се врши тако што се параметар скалирања дискретизује на логаритамској скали, бирањем целобројних тачака. Након тога, у зависности од параметра скалирања, дискретизује се временски параметар b . Корак дискретизације временске осе зависи од дискретизације параметра скалирања. Најчешће се узима вредност степена броја 2. На тај начин се дефинише диадска мрежа $a = 2^j, b = k2^j$.



Слика 10. Диадска мрежа тачака

Овој диадској мрежи се придружује таласић, настао скалирањем и translацијом основног таласића.

$$\psi_{jk}(x) = \psi(2^{-j}x - k) \quad (15)$$

Претходном релацијом је дефинисано да је параметар скалирања степен броја 2, док се параметар translације k мења линеарно. На тај начин се параметар скалирања на сваком нивоу удвостручује у односу на вредност са претходног нивоа, што за последицу има двоструко ширење таласића.

Примена дискретних таласића је веома значајна приликом смањивања броја коефицијената translације и скалирања, али је и даље потребно бесконачно много наведених коефицијената за успешну трансформацију таласићима. Треба напоменути да коришћење дискретних таласића, не представља дискретну трансформацију таласићима. Ови таласићи, настали дискретизацијом параметара скалирања и translације, имају велику улогу у смањењу броја функција скалирања.

Наглашено је да се дискретизацијом параметара скалирања и транслагације шири таласић. Двоструко ширење таласића, које настаје уколико је параметар скалирања 2, условљава и смањење резолуције, које настаје услед двоструког редуковања броја тачака у којима се дефинишу таласићи. На тај начин се остварује мултирезолуција.

4.6 Мултирезолуција

Како би се приказали битни детаљи дела сигнала који се брзо мења, потребни су уски, густо распоређени таласићи. Насупрот томе, за приказивање детаља делова сигнала који се споро мењају служе развучени таласићи, који су нису често распоређени.

$$f(x) = \sum_{j \in \mathbb{Z}} \sum_{k \in \mathbb{Z}} b_{j,k} \psi_{j,k}(x) \quad (16)$$

Увођењем у репрезентацију функције скалирања $\phi(x)$, постиже се коначан број нивоа резолуције, чиме се знатно редукује потребан број операција за рачунање трансформације таласићима.

Сигнал се представља дилатацијом и транслагацијом функције скалирања. У горе наведеном изразу, прва сума, дата функцијом скалирања, представља средњу вредност сигнала. Двострука сума дата изразом, представља детаље, тј. одступања од средње вредности сигнала на различитим нивоима резолуције. У складу са наведеним, адекватан избор функције скалирања обезбеђује да је највећи број детаља довољно мали да се може занемарити. У томе се огледа суштина компресије сигнала помоћу таласића, а то је записивање сигнала помоћу малог броја података и без велике деформације сигнала.

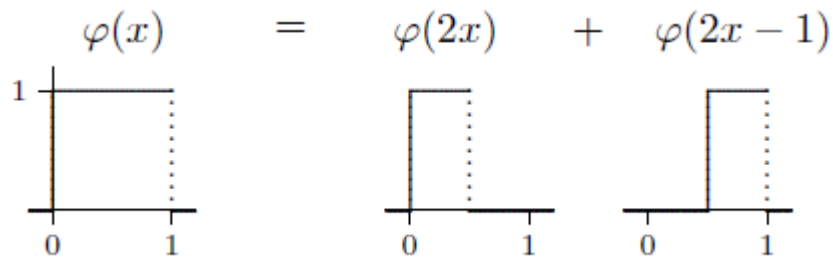
Основу теорије таласића чини функција скалирања $\phi(x)$, која се назива „таласић отац“ (father wavelet). Функција скалирања је решење дилатационе једначине, која је дата наредним изразом:

$$\phi(x) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} c(k) \phi(2x - k) \quad (17)$$

Дилатациона једначина има две скале, а њено решење је функција различита од нуле на коначном интервалу, уколико дилатациона једначина има коначан број сабирака. Линеарном комбинацијом транслагација и дилатација функције скалирања тј. једначином таласића, дефинише се „таласић мајка“ (mother wavelet), од кога даље настају нови таласићи, о чему је било речи на почетку.

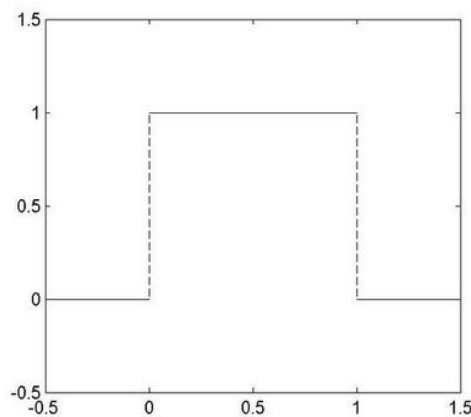
$$\psi(x) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} d(k) \phi(2x - k) \quad (18)$$

Тако, решење линеарне једначине која има само два решења различита од нуле, $c(0) = c(1) = 1$, је четвртка. Решење је приказано на слици 11.



Слика 11. Дилатациона једначина четвртка

Харова функција скалирања има велики значај у формирању векторских простора на чије компоненте се може сигнал разложити помоћу таласића.



Слика 12. График Харове функције

Харова функција скалирања је дефинисана наредним изразом:

$$\phi_H(t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t < 1, \\ 0, & \text{inače} \end{cases} \quad (19)$$

Помоћу ових функција скалирања сигнал се представља степенастом функцијом, тако да су дужине интервала веће на местима где се сигнал споро мења, док су мање дужине интервала карактеристичне на деловима где се сигнал брзо мења.

4.7 Пирамидални алгоритам

Значај таласића у компресији сигнала је непроцењив, јер би без њиховог учешћа у наведеном процесу, дигиталне слике и аудио сигнали заузимали много меморијског простора. Поред тога, њихов пренос и обрада би били знатно отежани. Компресија помоћу

таласића подразумева редуковање величине одређеног сигнала (нпр. аудио сигнал), без губљења битних информација о истом.

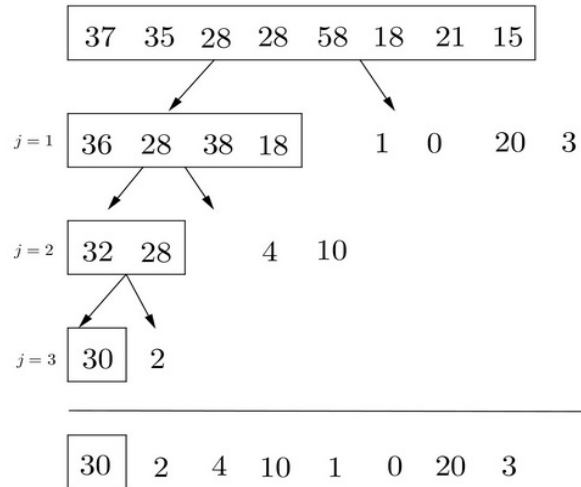
Пирамидални алгоритми су ефикасно средство за брзо рачунање коефицијената $a_{j,k}$ и $b_{j,k}$ у мултирезолуцијској репрезентацији сигнала.

$$a_{j,k} = \sum_l c(l - 2k)_{aj-1,l} \quad (20)$$

$$b_{j,k} = \sum_l d(l - 2k)_{aj-1,l} \quad (21)$$

Поред израчунавања наведених коефицијената, могућа је и реконструкција сигнала, помоћу инверзног пирамидалног алгоритма, уколико су коефицијенти познати. Компресија сигнала помоћу пирамидалног алгоритма је објашњена помоћу шеме приказане на слици 13. Коефицијенти помоћу којих се врши трансформација су коефицијенти једначине скалирања (уоквирени) и једначине таласића.

$$c(0) = c(1) = d(0) = -d(1) = 1. \quad (22)$$



Слика 13. Компресија сигнала помоћу пирамидалног алгоритма

На слици 13 је приказано да се у првом кораку компресије добијају низови {36, 28, 38, 18} који се односе на коефицијенте скалирања и {1, 0, 20, 3} који представљају коефицијенте таласића. У трећем кораку се добијају коефицијент апроксимације {30} и таласић који има вредност {2}. Након последњег корака компресије, добија се коефицијент таласића који се односи на изостављене детаље приликом рачунања средње вредности сигнала.

Процес компресије сигнала може бити без губљења детаља сигнала, као важних носиоца информација о сигналу. Тада се реконструкција компресованог сигнала не

разликује од оригиналног сигнала, јер се не занемарује ниједан коефицијент различит од нуле. Поред компресије без губитака детаља, разликује се и компресија са губицима. Тада, у случају реконструкције сигнала, долази до губитка детаља, али без великих последица по изглед сигнала. Овакав приступ је посебно значајан за складиштење и пренос сигнала великих величина.

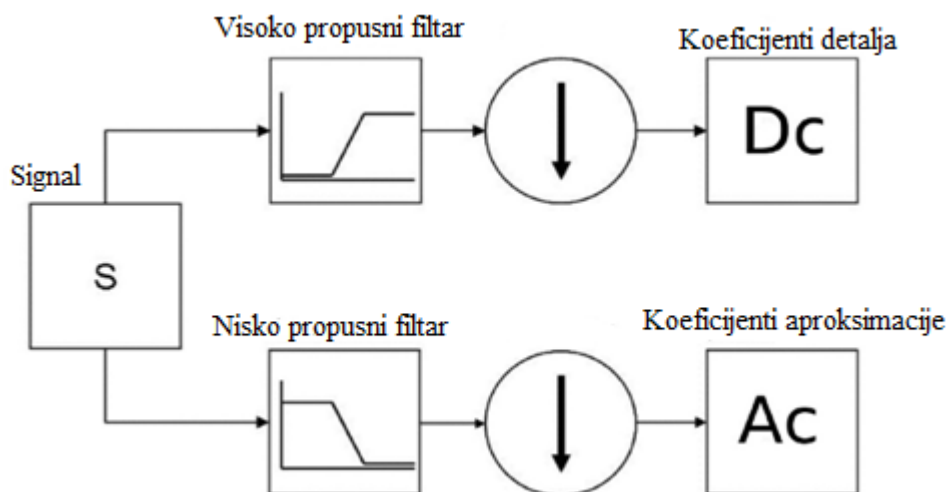
Синтеза сигнала представља поступак супротан компресији јер се полази од крајњег коефицијента скалирања коме се додаје последњи коефицијент таласића. Поступак се понавља све док се не стигне до почетних вредности коефицијената. Уколико се не занемари ниједан коефицијент, добија се исти полазни низ, што представља савршену реконструкцију сигнала.

4.8 Дискретна трансформација таласићима

Основу дискретне трансформације чине коефицијенти апроксимације и детаља. Апроксимација је ниско – фреквенцијска компонента функције на великим скалама, док су детаљи високо - фреквенцијске компоненте функције на малим скалама. Дискретна трансформација таласићима представља пролазак функције кроз банку филтара, коју чини низ компресованих таласића и функција скалирања. Као резултат дискретне трансформације таласићима добијају се коефицијенти функције скалирања $a_{j,k}$ и коефицијенти таласића $b_{j,k}$. Коефицијенти функције скалирања $a_{j,k}$ су коефицијенти апроксимације, док коефицијенти таласића $b_{j,k}$ представљају детаље. Пропуштањем сигнала кроз банку филтара врши се дискретна трансформација таласићима, која представља алгоритам помоћу којег се поменути коефицијенти одржећују на диадским скалама и у диадским тачкама.

Дискретна трансформација се спроводи у више корака. Прво се врши раздвајање коефицијената апроксимације и детаља, па се исти приказују као два одвојена сигнала. Ови сигнали су исте дужине као полазни сигнал, па је потребно да се изврши компресија, како би се број података на излазу одговарао броју података на улазу.

Након тога, следи дискретна трансформација сигнала апроксимације, који у другом кораку представља улазни сигнал. Затим се извлаче коефицијенти апроксимације и детаља овог сигнала, а дискретна трансформација таласићима се врши над добијеним сигналом апроксимације. Понављање наведених корака зависи од дужине полазног сигнала.



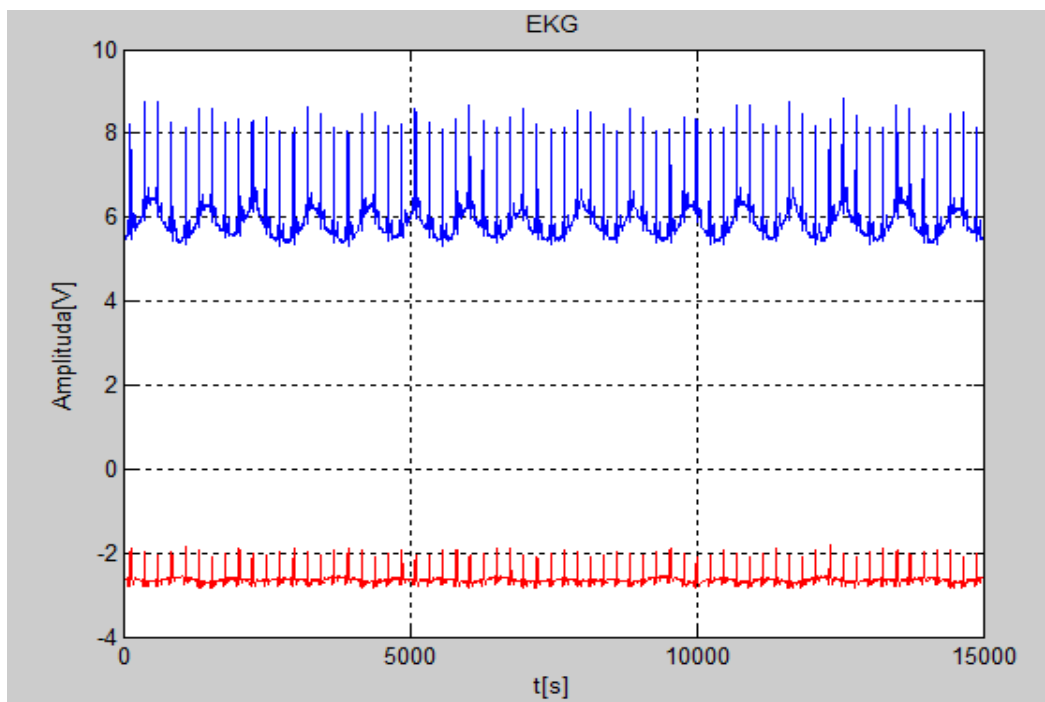
Слика 14. Поступак добијања коефицијената апроксимације и детаља

Дискретном трансформацијом таласићима се, због компресије, остварује лошија временска резолуција сигнала. Бољу фреквенцијску резолуцију омогућава декомпозиција сигнала, дељењем фреквенцијских слојева, чиме се удвостручава фреквенцијска резолуција. Као резултат дискретне трансформације добија се вектор кога чине коефицијенти трансформације и детаља. За овај рад је од посебног значаја дискретна трансформација таласићима и кроз пример ће бити детаљније описана [12, 13, 14].

5. ПРИМЕНА ТАЛАСИЋА ЗА АНАЛИЗУ ЕКГ СИГНАЛА

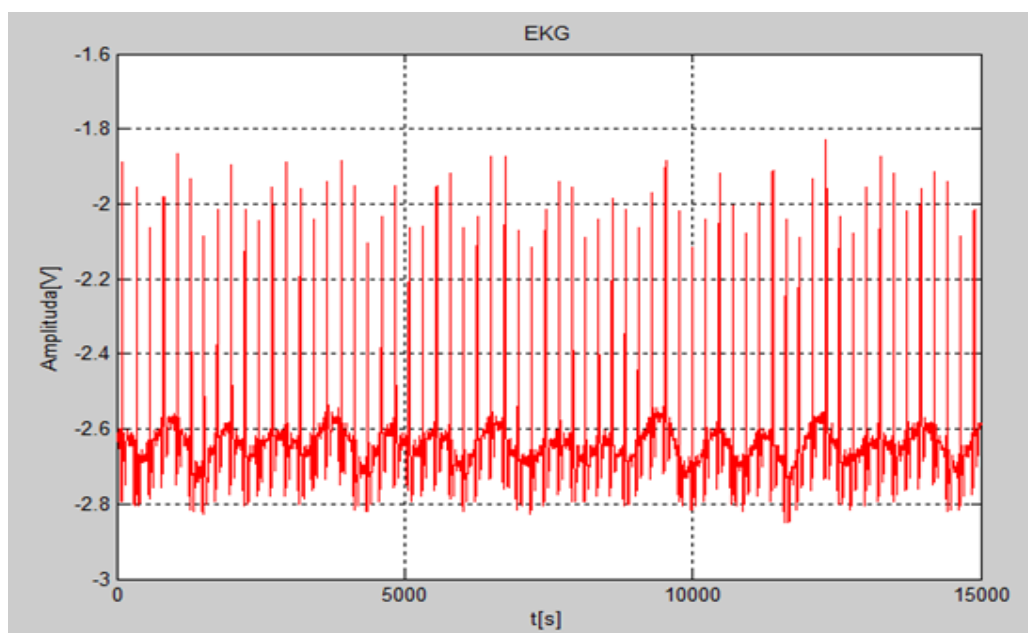
Анализа ЕКГ сигнала помоћу трансформације таласићима је извршена у програмском пакету Матлаб. Резултати анализе су приказани графички.

Данас су доступне многобројне базе које садрже податке о срчаној активности. Конкретно, датотека значајна за овај рад садржи три колоне. Прва колона се односи на временски тренутак у којем снимљен сигнал, док друге две колоне чине ЕКГ сигнал. Убацавањем тих података у Матлаб, и издвајањем потребних колона, добијају се ЕКГ сигнали приказани на слици 15.



Слика 15. ЕКГ сигнали

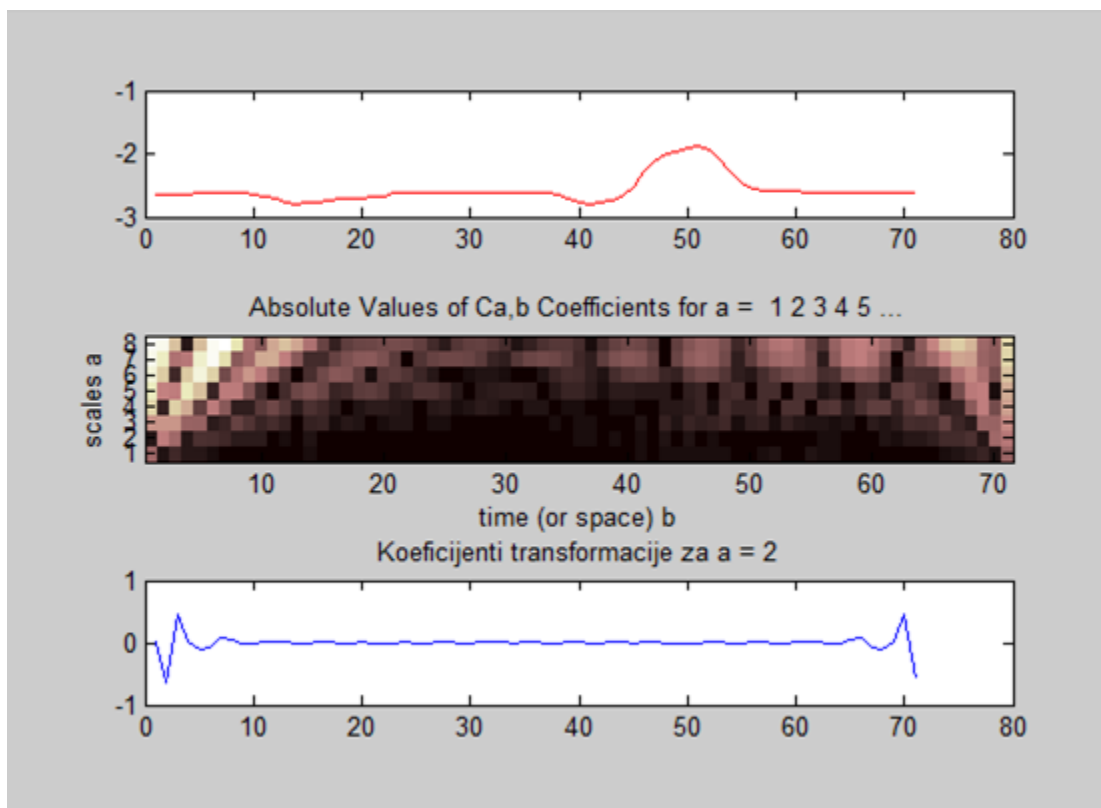
Пошто график садржи два, међусобно независна сигнала, даља анализа ће бити извршена на једном од њих (слика 16).



Слика 16. ЕКГ сигнал који ће бити анализиран

ЕКГ сигнал приказан на слици 16 је представљен у равни време – амплитуда. Са слике се види да је реч о сигналу срчане активности који одступа од нормалног, синусног ритма.

Прво је извршена континуална трансформација таласићима. Трансформација обухвата један срчани циклус. Поред тога, изабрано је да је фактор скалирања $a = 2$. Континуална трансформација таласићима је функција у Матлабу, где се као улаз уноси сигнал који желимо да анализирамо, фактор скалирања и назив таласића. У овом случају је изабрано да се фактор скалирања скалира на 8 нивоа. Добијени резултати су приказани на наредној слици, где се види да се континуална трансформација, не може приказати на рачунару, јер представља дводимензионални проблем. Уместо тога се извлаче коефицијенти трансформације за наведени ниво скалирања.



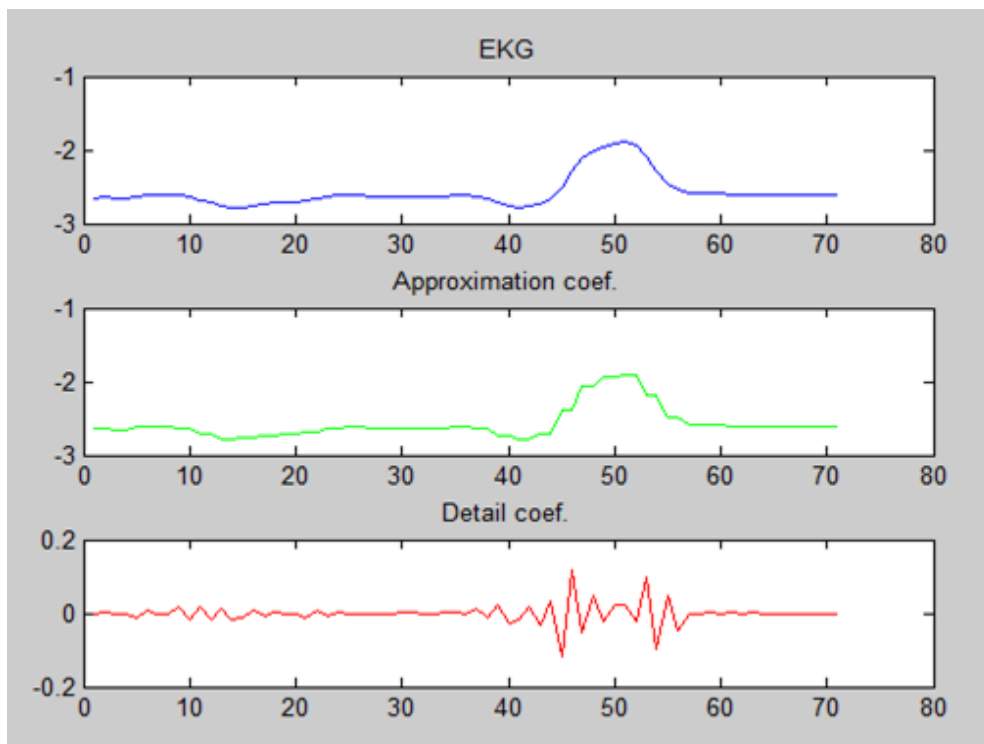
Слика 17. Континуална трансформација сигнала таласићима

Наглашено је да ниској дилатацији одговара висока фреквенција, и супротно. На претходном графику се види да већа вредност коефицијента значи и већу сличност између таласића и дела сигнала за који је коефицијент израчунат. У овом случају изабран је Мејеров таласић, а могуће је и коришћење других таласића.

5.1 Детекција QRS комплекса

Тема овог рада се односи на одређивање поремећаја рада срчаног мишића, који није могуће одредити без одређивања QRS комплекса. Према [15, 16] за детекцију QRS комплекса помоћу трансформације таласића потребно је извршити дискретну трансформацију сигнала и уклонити шуме који утичу на квалитет сигнала. Ове операције ће бити појединачно објашњене и графички представљене. Касније ће бити обједињене у циљу детекције QRS комплекса.

Први корак у детекцији QRS комплекса је дискретна трансформација таласићима, односно декомпозиција сигнала. Ова операција је извршена у циљу добијања коефицијената детаља и апроксимације, на начин који је претходно објашњен. Дискретна трансформација је урађена над делом сигнала који обухвата један срчани циклус. Улазни аргументи трансформације су сигнал, и назив таласића, док су вектори детаља и апроксимације CD и CA излази. Да би се коефицијенти детаља и апроксимације графички приказали потребно је применити функцију *urcoef*, код које у улазне аргументе спадају вектори апроксимације и детаља, назив таласића који се користио за дискретну трансформацију, број корака декомпозиције и ознака „a“ или „d“, у зависности од тога да ли желимо да извршимо реконструкцију апроксимације или детаља. Урађена је трансформација целог сигнала, а ради боље прегледности приказана је трансформација једног дела.



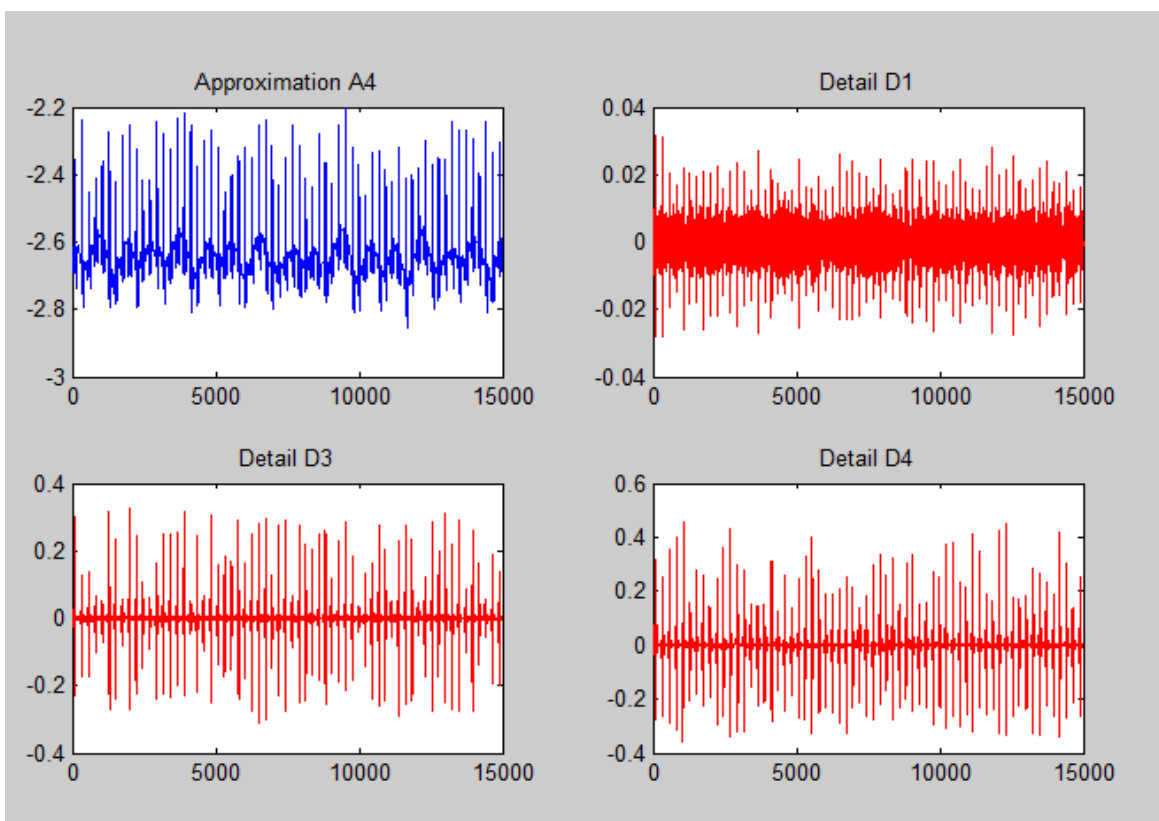
Слика 18. Дискретна трансформација сигнала таласићима

Резултат дискретне трансформације сигнала представљају добијени коефицијенти детаља и апроксимације, о чему је већ било речи. Прва слика на графику приказује део сигнала над којим је извршена анализа, док се друга и трећа слика односе на коефицијенте апроксимације и детаља. Резултат њихових сабирања је почетни сигнал. Након једнодимензионалне дискретне трансформације, уследило је даље растављање сигнала на делове корисне за одређивање карактеристичних таласа. У складу са тим, сигнал се посматра као збир ниско фреквентних и високо фреквентних коефицијената, што је приказано наредним изразима.

$$S = A1 + D1; A1 = A2 + D2; A2 = A3 + D3; A3 = A4 + D4; \quad (22)$$

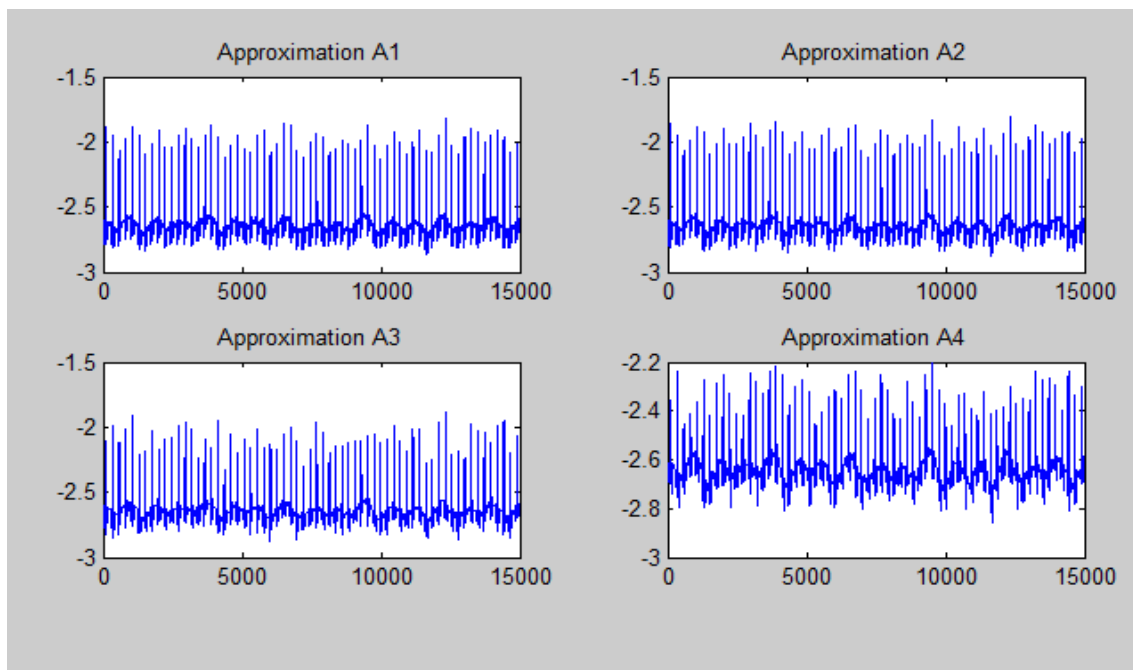
$$S = A4 + D4 + D3 + D2 + D1 \quad (23)$$

Приказани изрази указују на то да је приликом детекције карактеристичних таласа, потребно прво раставити сигнал на коефицијент апроксимације и детаља, а затим даље растављати добијене коефицијенте апроксимације на нове коефицијенте апроксимације и детаља. Наведени поступак зависи од скале, а у овом примеру је скалирање функција извршено на четири нивоа. На слици 19 је сигнал добијен помоћу декомпозиције, а који одговара изразу 23.

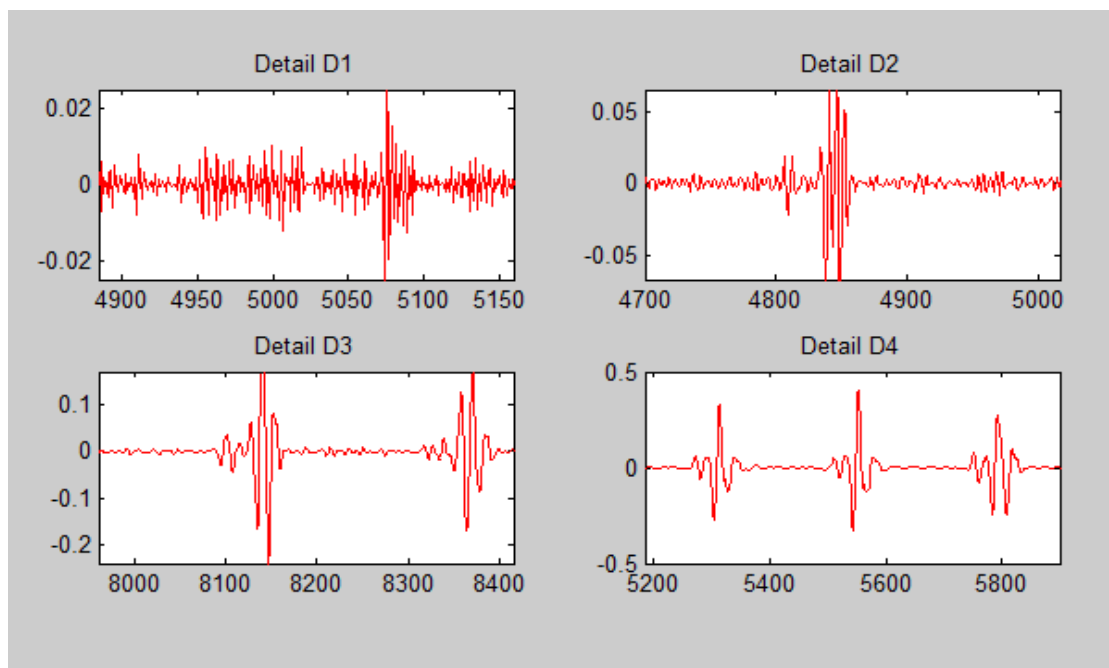


Слика 19. Декомпозиција сигнала

Након тога су посебно издвојени коефицијенти апроксимације и детаља, и приказани на сликама 20 и 21.

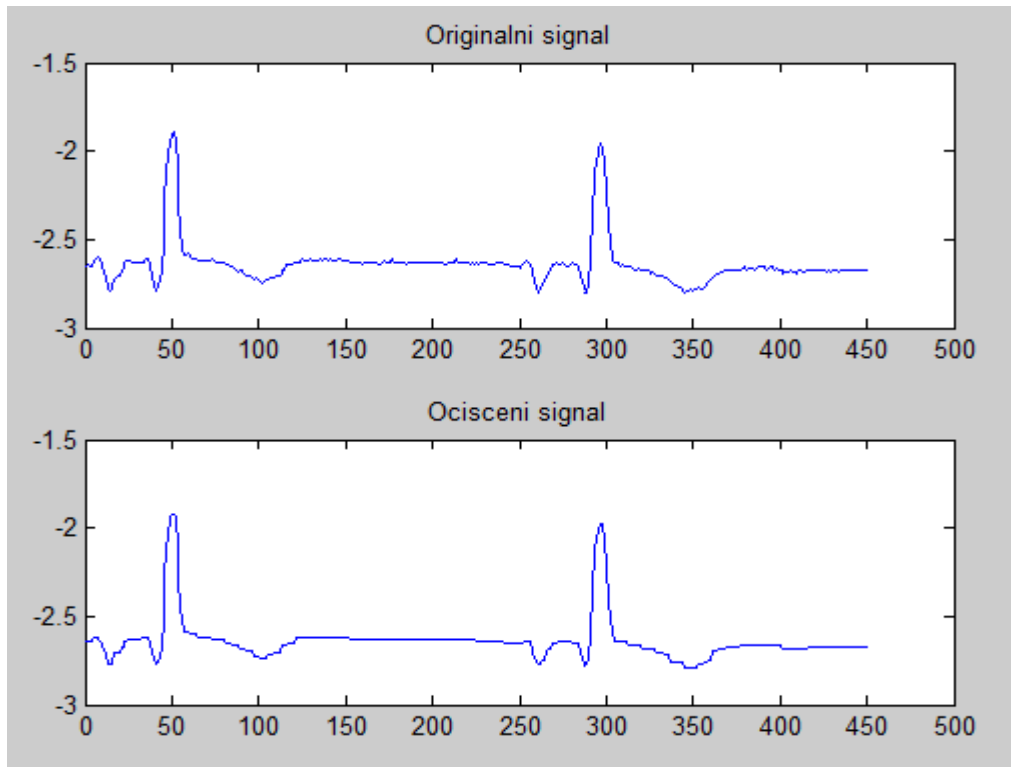


Слика 20. Коефицијенти апроксимације сигнала



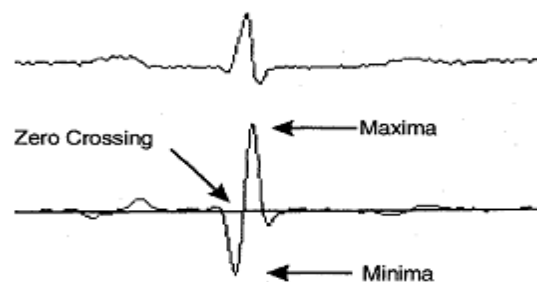
Слика 21. Коефицијенти детаља сигнала

Поред издвајања детаља потребно је исте очистити од шума. Чишћење сигнала подразумева одбацивања детаља чији су коефицијенти испод одређеног прага, што зависи доста и од врсте таласића. При томе се поменути коефицијенти замењују нулама. Функција у Матлабу која се односи на чишћење сигнала је *ddencmp*, а поред уклањања шума могуће је и извршити компресију сигнала. На наредној слици је приказан очишћен сигнал који садржи у овом случају два срчана циклуса због боље прегледности.



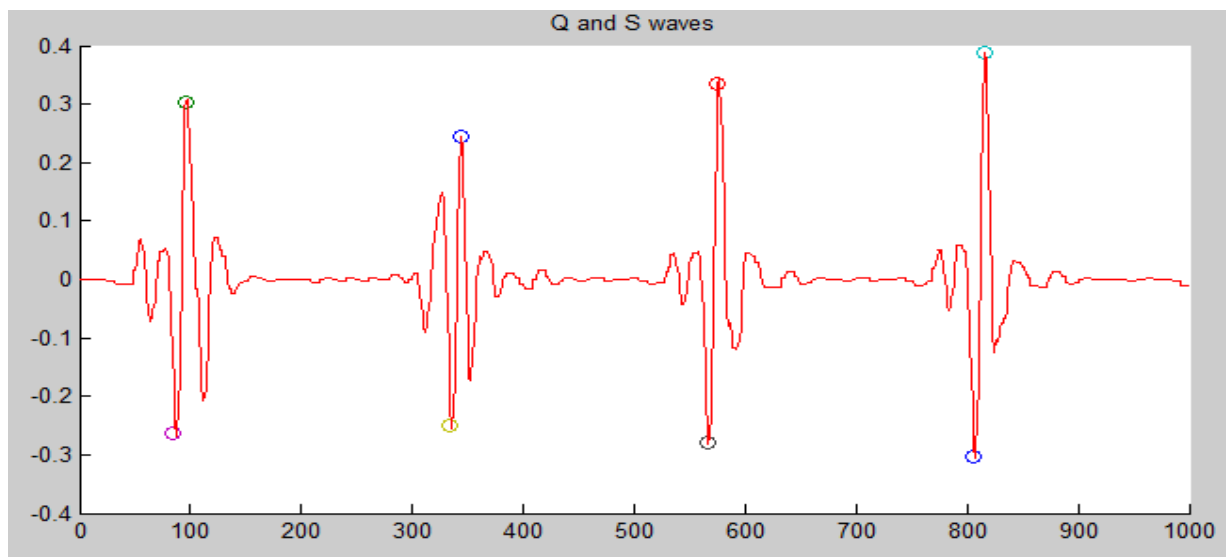
Слика 22. Чишћење сигнала од шума

На горе описан начин је очишћен и детаљ дискретне трансформације D4. Према [17], применом дискретне трансформације таласићима Q таласу одговара минимална тачка на графику, док S таласу одговара тачка на маскималној висини, што је и приказано на слици 24.



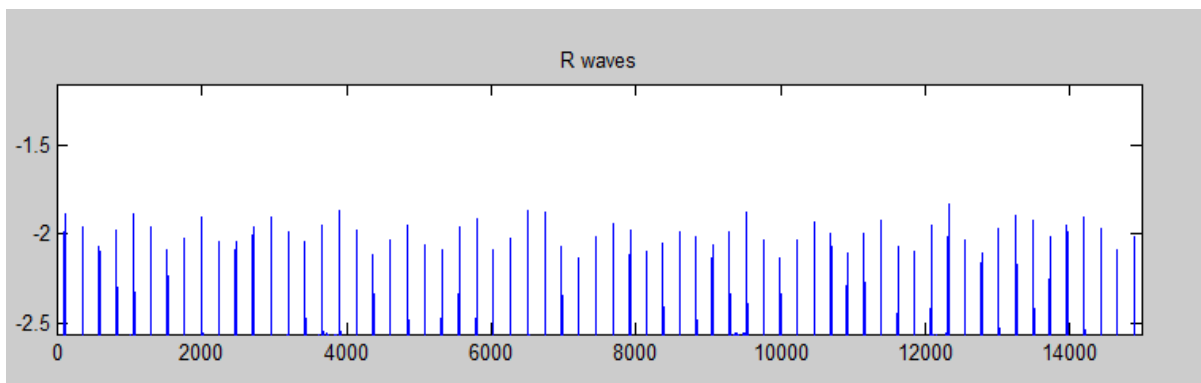
Слика 23. Положај Q (доле) и S (горе) таласа сигнала

Ови таласи су приказани кружићима и представљају високофреквентне компоненте сигнала. Одређени су односу на нулту линију на графику.



Слика 24. Q и S таласи сигнала

Поред Q и S таласа, помоћу декомпозиције су одређени и R таласи који представљају деполаризацију леве коморе. Ови таласи заједно са Q и S таласима, чине QRS комплекс.



Слика 25. R таласи

На приложеним сликама су приказани карактеристични таласи ЕКГ сигнала, на основу којих се добија слика о стању срчаног мишића.

Посматрањем ових таласа и сигнала у целини, уочава се велика учестаност QRS комплекса, што може указивати на поремећај рада срчаног мишића. Међутим, поремећај се не може са сигурношћу одредити, без помоћи медицинске експертизе, па је у том смислу довољно аутоматски одредити карактеристичне таласе, а даљу анализу активности срчаног мишића препустити стручњацима. Поред тога, поремећај срчаног ритма није увек исти, већ зависи и од физиолошких и многих других особина испитаника.

6. ЗАКЉУЧАК

Иако је софтверска, аутоматска детекција QRS комплекса тема истраживања дужи низ година, још увек није развијен алгоритам који ће моћи овај комплекс да детектује без грешке.

У овом раду приказана је примена трансформације таласићима за анализу ЕКГ сигнала. Поред тога, кроз рад су представљене предности ове трансформације које се, пре свега, односе на анализу сигнала променљивих у времену. Иако је QRS комплекс одређен помоћу трансформације таласићима, иста не представља једини начин за детекцију комплекса.

Предности трансформације таласићима су кључне за примену исте за анализу биосигнала, насталих као резултат електрофизиолошких мерења. У складу са наведеним, примена трансформације таласићима није везана само за анализу сигнала срчане активности већ иста може бити и од значаја и за анализу активности мозга тј. ЕЕГ сигнала.

Даљи рад везан за аутоматско одређивање поремећаја срчаног мишића би подразумевао примену других доступних алгоритама за одређивање QRS комплекса, у циљу проналажења оптималног алгоритма.

7. ЛИТЕРАТУРА

- [1] <http://www.innerbody.com/image/cardov.html>
- [2] Gray's Anatomy of the Human Body, 20th ed. 1918.
- [3] <http://antranik.org/blood-flow-of-the-heart/>
- [4] Филиповић Н., Основи биоинжењеринга, Факултет инжењерских наука у Крагујевцу, Крагујевац, 2012.
- [5] <http://www.stetoskop.info/Poremecaji-srcanog-ritma-Srcane-aritmije-Lupanje-preskakanje-srca-680-c29-sickness.htm>
- [6] <http://www.stetoskop.info/Elektrokardiogram-EKG-520-s3-content.htm>
- [7] Slobodan M. Janković, EKG ZA SVAKOGA, Hemofarm, Vršac 2002.
- [8] <https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>
- [9] https://en.wikipedia.org/wiki/QRS_complex
- [10] <http://perso.ens-lyon.fr/paulo.goncalves/pub/WaveletsHistoryByDaubechies.pdf>
- [11] H.G. Stark, Wavelets and Signal Processing, University of Applied Sciences, Germany, Springer – Verlag Berlin Heidelberg, 2005.
- [12] Радуновић Д., Таласићи (wavelets), Академска мисао, Београд, 2005.
- [13] Chun - Lin, Liu A Tutorial of the Wavelet Transform, February 23, 2010.
- [14] S. Mallat, *A wavelet Tour of Signal Processing*, Academic Press, New York, 1998.
- [15] K.V.L Narayana, Wavelet based QRS detection in ECG using MATLAB, Department of Electronics and Instrumentation Engineering, GITAM Institute of Technology, GITAM University, Visakhapatnam, Andhrapradesh, India.
- [16] Christian Iglesias Zazueta, Xose A. Vila, Maria J. Lado, A Free Software Tool for Automatic Analysis of ECG, Escola Superior de Enxeneria Informatica - Universidade de Vigo

[17] Gaurav Jaswal, Rajan Parmar, Amit Kaul, QRS Detection Using Wavelet Transform, International Journal of Engineering and Advanced Technology (IJEAT), August 2012.