

TARTU ÜLIKOOL
LOODUS- JA TEHNOLOOGIATEADUSKOND

Füüsika Instituut

Mart Ernits

**Südame- ja hingamiskomponendi Foucault' kardiogrammist
lahutamise uurimine**

Bakalaureusetöö (12 EAP)

Juhendaja: Jüri Vedru

TARTU 2013

Sisukord

1	Sissejuhatus.....	3
2	Valdkonna ülevaade	4
2.1	Töö eesmärk	7
3	Andmete, meetodika, aparatuuri, objektide, materjali jms. Kirjeldus.	8
3.1	FouKG meetod ja seade	8
3.2	Mõõtmise meetodika	8
3.3	Olemasolevad andmed ja nende kirjeldus.....	9
3.4	Kasutatud signaalitöötamise meetodite üldiseloomustus	9
3.4.1	MATLAB	9
3.4.2	Varasemad „oma programmeeritud“ vahendid	9
3.4.3	Normaliseerimise meetodi kirjeldus ja päritolu	10
4	Töö ja tulemuste kirjeldus	11
4.1	Uuringuid ette valmistavad tegevused	11
4.1.1	Eksperiment.....	11
4.1.2	Mudeli loomise kirjeldus.....	11
4.2	Uuringud.....	18
4.2.1	Tsüklite kestuse normaliseerimine ja selle tulemused	18
4.2.2	FouKG komponentide spektraalse meetodi abil lahutamise katse	19
4.2.3	Südamesünkroonse komponendi süstolilõppe kasutatav interpolatsioonimeetod.	25
5	Arutelu	31
6	Kokkuvõte.....	33
7	Summary	34
8	Viidatud kirjandus	35
9	Lisa	37

1 Sissejuhatus

Käesolev bakalaureusetöö kuulub biomeditsiinitehnika valdkonda ja on valminud Tartu Ülikooli Füüsika Instituudi meditsiinifüüsika ja biomeditsiinitehnika keskses.

Tartu Ülikooli Füüsika Instituudis arendatakse juba pikemat aega Foucault' kardiograafiat, mis kuulub elektriliste bioimpedantsmeetodite hulka. Hetkel otsitakse sellele meditsiinilist rakendust.

Üks tuntud rakendus sellele võiks olla südame löögimahu jälgimine, mille episoodiliseks mõõtmiseks on olemas mitmeid invasiivseid meetodeid. Viimastest üks usaldusväärsematest on Ficki põhimõttel vere voolu mahtkiiruse arvutamine. Sellesarnased meetodid ei sobi aga inimeste pikaajaliseks jälgimiseks, kuna võtavad palju aega ja on patsiendi jaoks äärmiselt ebamugavad. Samuti ei ole sellised meetodid kasutatavad näiteks mõnede patoloogiate nagu näiteks hemofiilia puhul.

Mitteinvasiivsetest meetoditest inimese vereringe jälgimiseks võib välja tuua erinevaid tomograafia variante, mis on kohmakad, ning ehhokardiograafia, mis vajab spetsialisti aktiivset osalust. Mugavuse seisukohast oleks vaja, et jälgimiseks kasutatav aparatuur takistaks patsiendi tavapärasest käitumist võimalikult vähe. Sellist võimalust pakuvad erinevad bioimpedantsmeetodid, sealhulgas ka Foucault' kardiograafia; nende üldiseks puuduseks on raskesti kalibreeritavus, mistõttu ei ole nende abil võimalik mõõta südame löögimahu absoluutset väärtust, aga võiks olla võimalik määrata selle suhtelist muutumist ja muid suhtelisi näitajaid, näiteks südame Starlingi koefitsienti.

FouKG signaali põhikomponentideks on kopsude tegevusest tulenev hingamissünkroonne komponent ja südametegevusest tulenev südamesünkroonne komponent. Nimetatud signaali komponentide võimalikult täpne üksteisest eraldamine on FouKG abil südametegevuse kirjeldamiseks kriitilise tähtsusega. Senised katsed FouKG komponentide täpseks üksteisest lahutamiseks on ebaõnnestunud.

2 Valdkonna ülevaade

Südame- ja veresoonkonna haigused on üks levinumaid haiguste liike maailmas. 2006. aastal moodustasid need haigused 26% kõigi Ameerika Ühendriikides registreeritud surmajuhtude põhjustest [1]. Hetkel on olulistest südame tegevust iseloomustavatest füsioloogilistest muutujatest võimalik pidevalt ja mitteinvasiivselt mõõta ainult vererõhku. Ehhokardiograafia, mis võimaldab muuhulgas näha ka löögimahtu, on üks tihemini südame diagnostikas kasutatavatest uurimisviisidest, sest alternatiivid ei ole temaga võrreldavad. Siiski puuduvad siiani meetodid, mis sobiksid südame mehaanilise tegevuse pidevaks monitooringuks.

On olemas mitmeid invasiivseid meetodeid südame löögimahu episoodiliseks mõõtmiseks, üks usaldusväärsematest neist on Ficki põhimõttel vere voolu mahtkiiruse arvutamine. Ficki põhimõtte kohaselt on vere voolamise keskmine mahtkiirus organismis leitav, kui on teada organismi hapniku tarbimise kiirus, hapniku kontsentratsioon arteriaalses veres ja hapniku kontsentratsioon segunenud venoosses veres. Kui määrata inimese hapniku tarbimise intensiivsus ja mõõta vere hapniku arteriovenoosne diferents, on võimalik selle info kaudu kergesti kindlaks määrata vere keskmine voolamise mahtkiirus [2]. Selline meetod ei sobi inimeste pikaajaliseks jälgimiseks, kuna võtab palju aega ja on patsiendi jaoks äärmiselt ebamugav. Samuti ei ole sellised invasiivsed meetodid kasutatavad näiteks selliste patoloogiate nagu näiteks hemofiilia puhul.

Olemasolevad meetodid, mis võimaldavad südame mehaanilist aktiivsust mitteinvasiivselt registreerida, on samuti kas kohmakad (magnetresonantstomograafia, kompuutertomograafia, positron-emissioontomograafia) või vajavad spetsialisti aktiivset osalust signaali registreerimisel nagu ehhokardiograafia, kus kasutatakse ultraheli ja Doppleri efekti, et määrata vere liikumiskiirused ja suunad südames. Seetõttu ei saa neid kasutada patsiendi pikaajaliseks ega pidevaks jälgimiseks. Mugavuse seisukohast oleks vaja, et jälgimiseks kasutatav aparatuur takistaks patsiendi tavapärast käitumist võimalikult vähe. Ühe võimaluse südame löögimahu mitteinvasiivseks jälgimiseks pakub rindkere ja täpsemalt südamepiirkonna elektrilise impedantsi mõõtmine. Vastavat meetodit nimetatakse impedantskardiograafiaks (IKG). Selle meetodi puhul asetatakse kaelale ja rindkere alaosalale elektrodid, mille elektriliselt pingestamise kaudu tekitatakse rindkeres sondeeriv vool ja pinge ajas muutumise järgi impedantsi muutust määrates püütakse hinnata südame löögimahtu. See meetod annab hästi reprodutseeritavaid tulemusi, kuid seda ainult sarnase kehaehitusega patsientide puhul, näiteks ülekaaluline naine, kellel süda on laienenud, ja alakaaluline mees omavad oluliselt erinevat rindkere eritakistuse jaotust [3].

IKG edasiarendusena toimub intensiivselt ka impedants-tomograafia arendus, mille raames on üheks huvi pakkuvamaks küsimuseks mehhaanilise südametegevuse jälgimine, näiteks [5]. Tomograafia on aga arstide ja patsientide jaoks kauakestvaks monitooringuks sobimatu, sest andurite süsteem segab arsti tööd.

Foucault' kardiograafial (FouKG – nimetus tuleneb tema poolt tekitatavatest pööriselitest Foucault' vooludest) on potentsiaali kirjeldatud probleemide lahendamiseks, kuna võiks võimaldada südame mehhaanilise tegevuse jälgimist pika aja vältel ilma erilise järeelvalve vajaduseta ja ei vaja arsti osavõttu ega elektrilist kontakti patsiendiga.

Foucault' kardiograafia puhul kasutatakse elektroodide asemel rindkere pinnale südame piirkonda asetatavat raadiosagedus-generaatorist toidetavat induktiivpooli, mis indutseerib patsiendi kehas nõrgad lokaalsed pöörivoolud (Foucault' voolud). Nende voolude amplituud sõltub keskkonna elektrilisest takistusest. Seejuures detekteeritakse poolis tekkiva kaotakistuse muutumisest tingitud võnkumiste amplituudi muutumist, mis on lineaarselt seotud rindkere impedantsi muutustega. Saadakse FouKG signaal, mille põhikomponentideks on kopsude tegevusest tulenev hingamissünkroonne komponent ja südametegevusest tulenev südamesünkroonne komponent. Selle kaudu püütakse kirjeldada südame löögimahu muutumist. Eelnevast johtuvalt on võimalik FouKG abil paremini siduda mõõdetav piirkond südamega kui tavalise IKG abil.

Foucault' kardiograafia nagu teistegi elektriimpedantsmeetodite puuduseks on tema abil mõõdetavate suuruste raskesti kalibreeritavus. See tuleneb asjaolust, et saadava signaali tugevus varieerub tugevasti patsiendilt patsiendile, kuna sõltub konkreetse inimese anatoomiast. Seetõttu ei ole tema abil võimalik mõõta südame löögimahu absoluutset väärtust, küll aga võiks olla võimalik määrata selle suhtelist muutumist ja muid suhtelisi näitajaid, näiteks südame Starlingi koefitsienti.

Starlingi koefitsient kuulub parameetrina Starlingi südameseaduse matemaatilisse esitusse, mis kirjeldab seost südame löögimahu ja lõppdiastoolse ruumala vahel ja mida võib lihtsustatult lineaarses lähenduses esitada järgmiselt:

$$V_{SV} = K \cdot (V_{ED} - U) . \quad (1)$$

Siin on V_{SV} käesoleva tsükli löögimaht, V_{ED} – sellele eelneva tsükli lõppdiastoolne ruumala,

K , U – nn. Starlingi koefitsient ja Starlingi nihe. K ühteageu veretult ja pidevalt määramine on seni võimatu olnud, mille jälgimine võiks olla FouKG kasutamise üheks eriliseks eeliseks [4].

K näitab, kui suure osa lõppdiastoolse ruumala juurdekasvust moodustab löögimahu juurdekasv ehk kui efektiivselt süda sisenenud vere hulga muutusele reageerib, matemaatiliselt tähendab see löögimahu V_{SV} tuletist lõppdiastoolse täitumuse V_{ED} järgi.

Foucault' kardiograafia abil võiks tulevikus olla võimalik määrata jooksvalt K , mis iseloomustab südame funktsionaalset seisundit. See aitaks ravi juhtida ja tema efektiivsust jälgida.

Suurimaks raskuseks niisuguse eesmärgi saavutamisel on osutunud FouKG signaali komponentide eraldamine. Hinge kinni hoidmine võimaldab hingamisest tulenevat komponenti küll vältida, aga see võte ei ole kasutatav haigete jälgimisel. Sama kehtib ka kontrastaine, näiteks soolalahuse vereringesse süstimise kohta [3], mis võib põhjustada hemolüüsi ja mida ei saa nimetada mitteinvasiivseks. Seetõttu oleks väga hea, kui FouKG signaali südame- ja hingamistekkeline komponent õnnestuks eraldada signaalitöötluste meetoditega.

Rahuldavaid tulemusi ei anna sageduste põhjal filtreerimine, sest tüüpiliselt esineb signaali südametekkelise ja hingamiskomponendi kõrgemate harmoonikute kattuvusi. Seetõttu on tavaline, et osa hingamiskomponendist jääb pärast sellist töötlust signaali alles [5].

Veel on IKG jaoks katsetatud üle ansambli keskmistamist, kus üle paljude südamesüklite keskmistades kõrvaldatakse hingamise ja müra komponendid signaalist. Kahjuks lähevad sellisel viisil kaotsi väikesed või lühiajalised muutused ja on aeglane [8],[7].

Katsetatud on ka uudsete meetodite rakendamist. Sel juhul rakendatakse peakomponentide analüüsi elektrilise impedants-tomograafia abil registreeritud signaalile, et lahutada hingamissünkroonset ja südamesünkroonset komponenti. Signaal võetakse ühe kopsupiirkonnast pärit kujutise piksli ajalisest muutumisest. Selleski töös eraldatakse signaal kolmeks komponendiks: südame komponent, hingamiskomponent ja ülejäänud signaal ehk müra, seejärel moodustatakse hingamiskomponendi algne šabloon, mis sobitatakse mõõdetud signaaliga ja lahutatakse tulemus sellest. Saadud jääki tõlgendatakse esimese lähendusena südamesünkroonsele komponendile. Edasi parandatakse saadud šabloone ja lähendeid peakomponentide meetodi abil iteratiivselt. Autorid on tulemusega mõõdukalt rahul [5].

Arendatakse ka signaali komponentideks lahutamist mudeli põhjal. Sel juhul samuti moodustatakse südame- ja hingamissignaali mudelid (šabloonid), mis konstrueeritakse Jacobi polünoomide kaalutud kombinatsioonina, sobitatakse algse signaaliga. Näiteks kui algsignaalist lahutatakse südamekomponent, eeldatakse, et ülejäänud signaal annab hingamise lainekuju. Saadud lainekuju abiga modifitseeritakse hingamise laine mudelit. Analoogiline protseduur viiakse läbi südamesignaali saamiseks ja vastava mudeli modifitseerimiseks. Nii tegutsedes kohandatakse pidevalt mudeleid mõõdetavale signaalile. Selline algoritm ei suuda vajalikul tasemel hakkama saada FouKG signaali komponentideks lõhustamisega [8],[7].

Üllatuslikult on samalaadne probleem esile tõusnud astronoomias, kus samuti on tarvis olnud üksteisest lahutada erinevaid tähtede jälgimisel registreeritavaid liikumisi, mille spektrid on

kattumises. Sellise probleemi lahendusmeetod on pakutud artiklis [6]. Probleemide sarnasuse ja lahendusviisi edukuse tõttu on meetod seda väärt, et seda katsetada ka meie valdkonnas.

2.1 Töö eesmärk

Eelneva põhjal on näha, et see probleem on üle maailma aktuaalne ja selle lahendamine tooks ühiskonnale suurt kasu. Artikkel [6] annab julgust arvata, et on lootust seda ülesannet lahendada. Kätesaadavatest allikatest otsides ei ole leitud taolise meetodi kohta mingeid viiteid, järelikult on ka õigustatud meie püüdlused käesoleva probleemi mainitud viisil lahendamiseks.

Töö eesmärgiks on uurida, millised on võimalused südametekkeline komponendi eraldamiseks FouKG signaalist, et võimaldada Starlingi koefitsiendi individuaalset määramist FouKG signaali põhjal.

Üheks senistest uurimistest alguse saanud lähtekohaks käesolevale tööle oli oletus, et Starlingi koefitsiendi võimaldaks määrata lõppdiastoolse ruumala muutuse ja vastava löögimahu muutuse lineaarse korrelatsiooni maksimeerimise tingimus.

Südametekkeline komponendi eraldamiseks loodame kasutada meetodit, mis on esitatud Tartu observatooriumi vanemteaduri Jaan Peldi artiklis [6].

Formuleeritud eesmärgi saavutamiseks on vaja lahendada järgmised ülesanded:

- esmalt tuleb luua FouKG signaali simulatsioon, milles südame sagedus ja amplituud on moduleeritud füsioloogiliselt realistliku hingamise mudeli poolt;
- loodava mudeli tõeläheduse kontrollimiseks tuleb teha spetsiaalsed mõõtmised kontrollitud tingimustel, eelkõige sügava hingamise juhul, mis on seni osutunud raskeimaks;
- seejärel tuleb saadud signaali ümber formeerida selliselt, et südamesüklite pikkused saaks võrdseteks;
- edasi püüame tuvastada hingamiskomponendi ja lahutame selle uuritavast signaalide segust;
- võrdleme saadud tulemusi algsete simuleeritud signaali komponentidega ja teeme järeldusi.

3 Andmete, meetodika, aparatuuri, objektide, materjali jms.

Kirjeldus.

3.1 FouKG meetod ja seade

FouKG meetod kuulub inimese südametegevuse jälgimiseks sobivate elektrilise bioimpedantsi meetodite hulka.

Sel puhul sondeeritakse inimkeha nõrga elektrivooluga, mis n.ö. „tekitatakse kohapeal”, keha mõjutamisega induktori vahelduva magnetvälja abil. Viimase toimel tekivad inimkehas nõrgad pööriselised Foucault' voolud, mille energia muundub inimkehas soojuseks. Neelduv elektromagnetvälja võimsus on kuni 0,5 mW, mis on peaaegu 10000 korda väiksem näiteks südame enese võimsusest ja ei põhjusta mingit olulist temperatuuritõusu ega ärritust. Ka neelduva võimsuse ruumtihedus küündib umbes $1 \mu\text{W}/\text{cm}^3$ -ni, jäädes sadu kordi alla lubatule (nt. USA standardite kohaselt lubatud piiriks on $1600 \mu\text{W}/\text{cm}^3$). Riietus pole FouKG-signaali saamisel takistuseks.

Käesolevas uurimuses kasutatav FouKG seade, valmis oma praegusel kujul aastal 2000. Aparaat koosneb autogeneraatori tüüpi andurist, mis asetetuna patsiendi südamepiirkonna kohale, tekitab viimases nõrku pöörisvoole umbes poole oma läbimõõdu suuruses ruumiosas ja registreerib nendest tingitud kadusid, ning signaali salvestavast arvutist. Vere hulga kasvamine suurendab ja kopsudes sisalduva õhu koguse kasvamine vähendab pöörisvoolude poolt tekitatud kaotakistust.

Juhtarvuti võimaldab korraga salvestada 2 minuti pikkuseid signaale diskreetimissagedusega 250Hz.

Pinge võimendus anduris on umbes 700 korda. ADC mõõdab pinget piirkonnast +/- 10V ja tema täpsus on 12 bitti.

Anduri poolt haaratav ruumipiirkond on ligikaudu poolsõõriku kujuline.

3.2 Mõõtmise meetodika

Mõõtmise ajaks kinnitatakse andur patsiendi rindkerele südame piirkonda.

Anduri juures askeldamine on töö ajal keelatud, et vältida müra.

Mõõtmisi on võimalik sooritada erinevates asendites: selili, kõhuli, külje peal lamades, püsti seistes või istudes. Parim südamesignaali on saadav kõhuli lamamis asendist mõõtes, sest siis on süda andurile kõige lähemal. Veidi nõrgem signaal saadakse selili katset tehes, kuid kuna see asend on patsiendi jaoks mugavam, on see võetud põhiliseks uurimisaluseks olukorraks. Püstises asendis täitub süda verrega aeglasemalt kui lamades ja selle tõttu on niisugusel juhul saadav südametekkeline signaalikomponent oluliselt erineva kujuga.

3.3 Olemasolevad andmed ja nende kirjeldus

Uurimustöö alguseks olid olemas varasematest aegadest kogutud katseandmed mitmekümne inimese kohta. Osas katsetest olid katsealused pikali-, teistes püstiasendis. Mõnel uuritava oli diagnoositud südamehaiguseid, teised olid terved.

Praktilist väärtust omas kõige rohkem spetsiaalselt allpool kirjeldatava simulatsiooniga sarnase hingamissageduse ja -sügavusega tehtud katse. See võimaldas paremini võrrelda reaalse ja imiteeritud signaali spektreid ning jälgida tema komponentide eraldamise eri meetodite efektiivsust.

3.4 Kasutatud signaalitöötlemise meetodite üldiseloostus

3.4.1 MATLAB

Tähtsaimaks töövahendiks oli MATLAB (*Matrix Laboratory*), mis võimaldab suhteliselt kerge vaevaga sooritada mitmesuguseid signaalitöötlemiseks vajalikke arvutusi.

MATLAB-i signaalitöötlemise tööriistade (*Signal Processing Toolbox*) hulgast kõige olulisem oli kiire Fourier' pöörde (FFT) funktsioon, mis võimaldab väga kiiresti leida pikkade signaalide Fourier' pöördeid.

Töö lõpu poole kasutati siluva kuupsplaini *csaps* abi, millega saab siluda ning interpoleerida mitmesuguseid signaale.

3.4.2 Varasemad „oma programmeeritud“ vahendid

FCA (*Foucault Cardiogram Analyser*) – Tartu Ülikooli Foucault' kardiograafia uurimise töörühmas möödunud kümnendi algul loodud suuremahuline tarkvara, mis võimaldab muuhulgas identifitseerida FouKG lõppdiastoolseid ja lõppsüstoolseid hetki, milleks on vastavalt EKG signaali R-saki tipp ja T-saki lõpp.

FSL (*Frank-Starling-Lischuk*) – leiab korrelatsioonimeetodil antud signaali puhul Starlingi koefitsiendi ja signaali Starlingi valemile vastavuse mõõtmiseks korrelatsioonikordaja. Selleks koostab korrelatsioonivälja, kus abstsissel on lõppdiastoolse täitumuse muut ja ordinaatteljel on vastav löögimahu muut. Muudud saadakse järjestike südame tsükli võrdlemisel. Starlingi koefitsient on võrdne korrelatsiooniväljale ehitatud lineaarse regressiooni tõus.

3.4.3 Normaliseerimise meetodi kirjeldus ja päritolu

Uurimistöö lähtus Tartu observatooriumi vanemteaduri Jaan Peldi poolt konsultatsioonil soovitatud südame-tsüklite pikkuste normaliseerimise meetodist, mis on inspireeritud artiklis [6] kirjeldatust.

Varasemad katsed südame- ja hingamistekkeliste komponentide spektraalseks lahutamiseks on läbi kukkunud, kuna FouKG spekter on väga keeruline. Selle, meie jaoks uue, meetodi abil saadav spekter on eeldatavasti oluliselt lihtsama struktuuriga ja võimaldab erinevaid komponente paremini üksteisest eristada.

Algselt on mõõdetud signaalis südame-tsüklite kestused erinevate pikkustega, nii FouKG hingamistekkelisel kui südame-tsüklisel komponendil on spektrijooned laiali määratud. Kui teha kindlaks südame-tsüklite iseloomulikud punktid ja signaali niimoodi deformeerida, et südame-tsükliline komponent muutub perioodiliseks võnkumiseks, näeme saadud signaali spektris selgeid jooni. Lootus on, et nendest spektrijooontest õnnestub koostada südame-tsüklilise komponendi piisavalt täpselt kujutav signaal.

Programmi FCA abil tuleb identifitseerida lõppdiastoolsed ja lõppsüstoolsed punktid, milleks on vastavalt EKG signaali R-saki tipp ja T-saki lõpp.

Seejärel tuleb deformeerida süstolid ja diastolid ühepikkusteks, selleks on vaja mõlema kuju ümber diskreetida nii, et kummagi uueks pikkuseks saaks 500 punkti ja ühe südame-tsüklilise kogupikkuseks 1000 punkti. Võttes uueks diskreetimissageduseks 1000 Hz on uues, normaliseeritud südame-tsüklilise komponendi põhisageduseks 1 Hz ja spektris sellel kohal kitsas joon.

4 Töö ja tulemuste kirjeldus

4.1 Uuringuid ette valmistavad tegevused

Töö põhiküsimuste lahendamine eeldas mitmeid eeltöid, nimelt tuli läbi viia eksperiment, mille väljundandmete järgi oleks võimalik luua signaali tekke mudel ja kontrollida viimasega saadavaid tulemusi.

4.1.1 Eksperiment

Juba enne töö algust oli selge, et üks raskemaid juhte on sügava ning järsu sissehingamisega juht, mil FouKG südame- ja hingamissünkroonse komponendi lahutamine on puudulik [6], [4]. Sellel põhjusel on tarvis teha spetsiaalne katse kirjeldatud olukorras.

Katseseadmeks oli paragrahvis kirjeldatud FouKG aparaat. Õige hingamise käigu tagamiseks kasutati programmeeritavast signaaligeneraatorist tekitatud helisignaali, kus sujuvalt muutuva heli kõrgusega anti katsealusele märku, kuidas hingata.

Katsealuseks oli meessoost 22 aastane, 181cm pikkune, 75kg raskune normaalse kuni kõhna kehaehitusega südamehaigusteta vabatahtlik isik.

Uuringus registreeriti samaaegselt FouKG-d ja II lülituse EKG-d. EKG II lülitus valiti registreerimiseks seetõttu, et selles lülituses on R-sakk, mida kasutame südame tsükli iseloomulike punktide leidmisel sünkroniseeriva sündmusena, kõige tugevam ja seega kindlamini tuvastatav.

Katsealune lamas katse ajal selili mugaval pinnal ja hingas sügavalt sünkroonselt muutuva toonikõrgusega helisignaali sisse ja välja.

Katseandmed salvestati ASCII formaadis tekstifaili.

Tulemused olid head, hingamine oli võrreldes varasemates katsetes saaduga väga ühtlase sageduse ja sügavusega, südame puhul sellist olukorda üldjuhul ilma medikamentideta saavutada ei ole võimalik.

4.1.2 Mudeli loomise kirjeldus

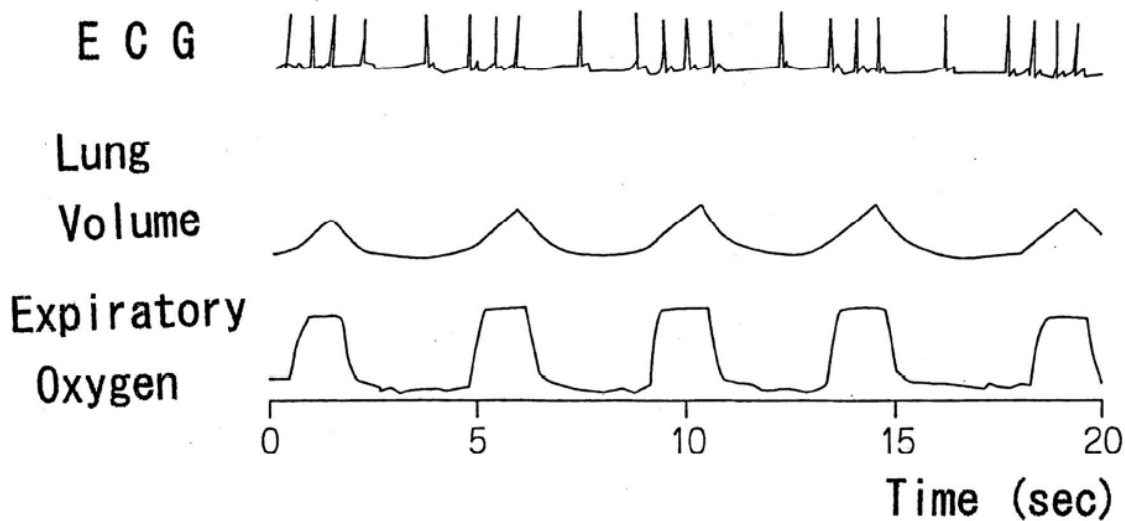
Selleks, et töötada välja meetodit signaali komponentide lahutamiseks on vaja omada täielikult kontrollitavat testsignaali. Kui teha tööd ainult tundmatu signaali kallal, on raske veenduda meetodi õigsuses, sest ei saa kindel olla, et lahutamine on läbi viidud piisavalt täpselt.

FouKG põhiline tööhüpotees on, et mõõdetava signaali komponendid on lineaarselt seotud vastavate füsioloogiliste muutujatega. Lineaarse seose koefitsiendid varieeruvad oluliselt individuaalselt ja katsekorraldusest sõltuvalt, olles siiski sama patsiendi ja fikseeritud

katsekorralduse juures muutumatud. Teisisõnu on signaali absoluutsed väärtused määratud lineaarse teisenduse täpsusega, seetõttu on ka mudelist genereeritud signaali ühikud meelevaldsed, vaid signaali komponentide omavahelised suhted peavad olema realistlikud.

Mudel peab arvestama mõnede tuntud füsioloogiliste seaduspärasustega - hingamise mõjuga südame löögisagedusele ja tsükli sisesele ajalisele korraldusele ning lõppdiastoolsele täitumisele.

Füsioloogia-alastest publikatsioonidest on võimalik leida andmeid [15] hingamise mõjust südame löögisagedusele (vt. joonis 1).



Joonis 1. Koeralt mõõdetud hingamist ja südamegevust kirjeldavaid signaale.

Pange tähele, et südame löögisageduse muutumine korreleerub hingamise faasiga: sissehingamise ajal muutuvad EKG (ECG) signaali R-sakkide vahelised intervallid (südame tsüklikestused) lühemaks ning väljahingamise ajal pikemaks. Sissehingamisel moodustub kopsuruumala (Lung Volume) muutumise kõverale terav tipp. Esitatud on ka välja hingatava hapniku (Expiratory Oxygen) graafik.

Käesoleva töö käigus valmis uus mudel, mis genereerib Starlingi seadusega kooskõlas olevat signaali, milles südame ja hingamise sagedused ning ulatused on teada ja füüsikaliselt ning füsioloogiliselt realistlikud, see tähendab, et nad on võrreldavad katsetes saadavatega. Realistlikkuse tagamiseks on arvestatud tuntud füsioloogilisi teadmisi, esmalt Franki-Starlingi seadust, mis leidis kirjeldamist peatükis 2, ilma milleta ei ole võimalik südame kontraktsioonitegevust realistlikult kirjeldada.

Töö põhieesmärgi olemuse tõttu tuleb kindlasti arvestada hingamise mõju südametegevusele. On tähtis kajastada teadmist, et hingamine avaldab mõju südame löögisagedusele ja vatsakeste lõppdiastoolsele täitumisele. Südame löögisagedus muutub sõltuvalt rõhust teatud keha punktides.

Karpmani valem, mis annab empiirilise statistilise seose südame tsükli kestuse ja süstoli kestuse vahel [14]., mis avaldub järgmiselt:

$$T_{sys} = 0,3 \text{ s} \cdot \left(\frac{T}{1 \text{ s}}\right)^{0,36} . \quad (2)$$

Siin T_{sys} – süstoli kestus, T – kogu südame tsükli kestus, s – sekund.

Selline mudel peab kindlasti väga täpselt alluma Starlingi seadusele, et ei oleks mingit küsimust Starlingi koefitsiendi määramise õigsuses. Ülejäänud omadused, südame- ja hingamise sagedused, hingamise mõju südametegevusele ning saadavate signaalide komponentide proportsioonid peaksid olema katsetes jälgitavate sarnased.

Sarnaseid mudeleid on loodud ka varem, näiteks [8], kust on ka praegusel juhul eeskujul võetud. Meie mudel, erinevalt viidatud allikas valmistatust, mis on puhtalt fenomenoloogiline, püüab arvestada ka signaali tekkimise põhjuslikke tagamaid. Sarnasuse näitena on mõlemas mudelis kopsuruumala muutumise graafik ühesugune, sest mõlemad imiteerivad katsetes jälgitud protsesse.

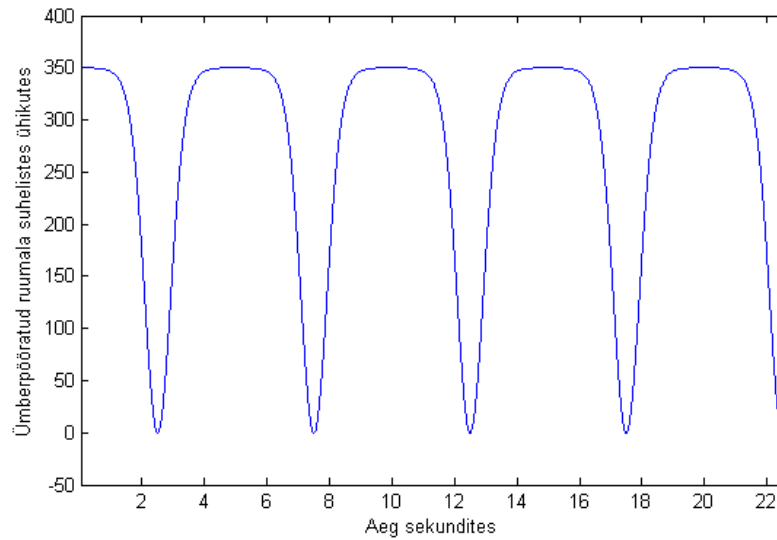
Mudelis arvutatakse kõigepealt kopsude ruumala muutumise lainekuju (vt. joonis 2). Kõik leitavad hingamistsüklid on identsed. Hingamissignaali arvutatakse deformeeritud siinuse kaudu nii:

```
% HSag on Hz-des, aeg on sekundites, hng on suhtelistes ühikutes, kõik
arvud on valitud sobivad kuju saavutamiseks
HSag = 1/5; % Hz
hng = 1-2.^(0.5*HSag*(25+50*(sin(HSag*2*pi*aeg)))));
hng = hng-min(hng);
hng = hng*350/max(hng);
```

Sellisel viisil saame hingamise lainekuju, kus toimub korraks kiire ja sügav sissehingamine, millele järgneb pikem paus, kus hingamist ei toimu.

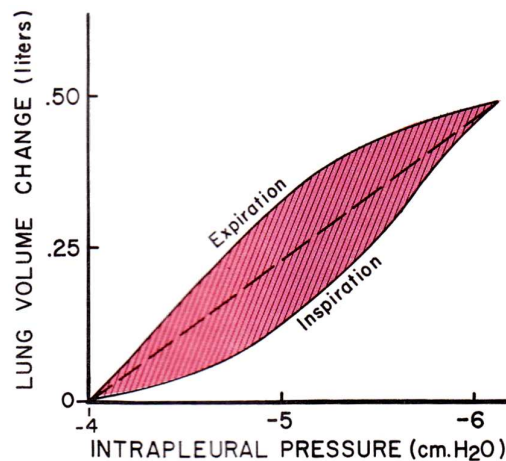
Eelnev hingamissignaali on üks raskemaid juhtumeid, kus hingamine on järsk, kiire ning sügav, et oleks võrdlusmaterjali ka lihtsamate juhtude jaoks, osutus kasulikuks kasutada hoopis järgmist siinuse kujulist hingamise käiku:

```
% aeg on sekundites, hng on suhtelistes ühikutes
hng = sin(aeg);
hng = hng-min(hng);
hng = hng*350/max(hng);
```



Joonis 2. FouKG hingamistekkelise komponendi imitatsioon.

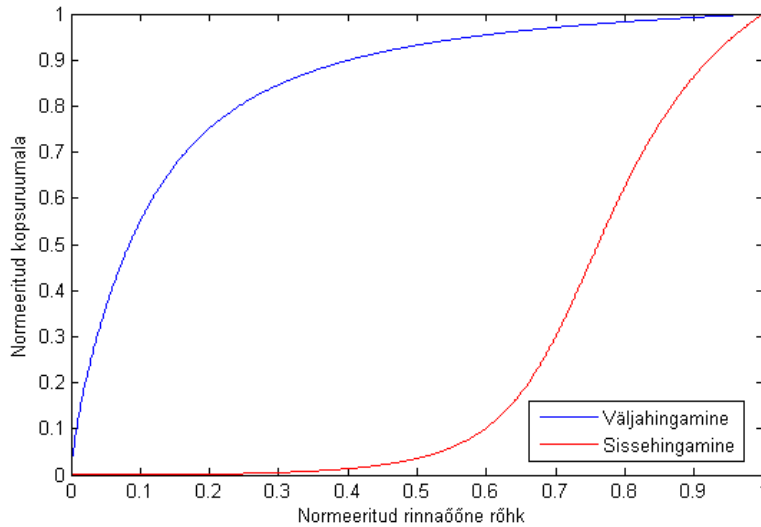
Kopsuruumala käigu kaudu leitakse rinnaõõne sisese rõhu muutumise käik arvestades, et rõhk jälgib kopsuruumala teatud hüstereesiga (vt. joonis 3). Viimast nähtust seletatakse pindpinevusjõudude olemasoluga, mis tühjemate kopsude puhul avaldavad suuremat kokkutõmbavat mõju [13].



Joonis 3. Kopsuruumala ja rinnaõõne rõhu muutumise näidiskõver õpikust [13].

Meie mudelis kasutatud hüstereesikõver (vt. joonis 4) erineb õpiku nädisest selles osas, et hüsterees on seal tunduvalt tugevamalt väljendunud. See on kasulik selleks, et simulatsioonist genereeritud signaali uurimisel oleks hüstereesi mõju kergemini jälgitav. Mudel kasutab hüstereesikõverat, mille abstsissi ja ordinaadi muutumiskiirkonnad on normaliseeritud nullist üheni. Ordinaadil on kujutatud kopsude suhteline täitumus, abstsissil on normaliseeritud rinnaõõne rõhk.

Normaliseerimine on läbi viidud nii, et nullväärtusele vastab hingamistsükli minimaalne rõhu absoluutväärtus ja ühikulisele väärtusele vastab maksimaalne rõhu absoluutväärtus.



Joonis 4. Rinnaõõne rõhu sõltuvus kopsuruumalast.

Mudel arvestab hingamise poolt tekitatud rinnaõõne sisese rõhu muutusi ja selle abil moduleerib südame tsükli pikkuseid ning lõppdiastoolseid ruumalaid. Õpikus [12] kirjeldatakse kvalitatiivselt kolme mehhanismi, mille kaudu rinnaõõne rõhk põhjustab südame löögisageduse muutumist. Meie kasutame selle sõltuvuse kajastamiseks lineaarset mudelit, mida programmeeritakse tsüklilise keha järgmine:

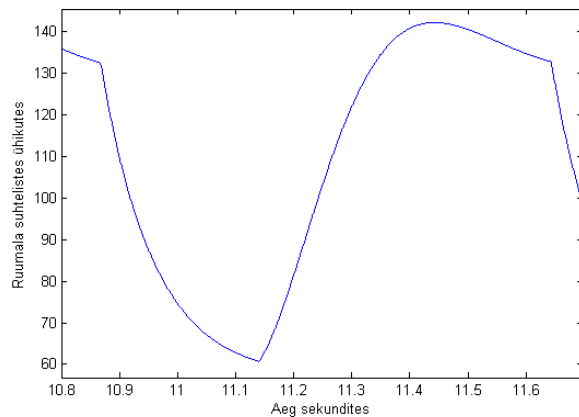
```
KeskSTsykR6hk = mean(r6hk(STsykAlgus:(STsykAlgus+TsykPikkus)));
TsykPikkus = round(TsykPikkus *Q+W); % Q=180, W=600
TsykPikkused = [TsykPikkused, TsykPikkus];
STsykAlgus = STsykAlgus + TsykPikkus;
```

Siin Q ja W teisel real on nimetatud lineaarse mudeli realistliku tulemuse saavutamiseks sobivalt valitud konstandid.

Väga kergesti mõistetav on, et rinnaõõne rõhk mõjutab vere venoosset juurdevoolu südamesse. Kui rinnaõõne rõhk on madalam, siis voolab veri muudest keha piirkondadest rinnaõõnde. Ka selle sõltuvuse kirjeldamiseks kasutame lineaarset mudelit, mille programmeerimise realiseerimine on järgmine:

```
% nTsykkel - südame tsükli number
V_ed = (G*DiakKeskR6hud(nTsykkel))+K; % Lõppdiastoolne ruumala
```

Siin G ja K on sobivalt valitud konstandid. Selliselt saadakse lõppdiastoolse ruumala väärtus.



Joonis 5. Südame tsükkel simulatsioonis.

Südame lõppdiastoolsetele vastavad lõppsüstoolsed ruumalad leitakse Starlingi valemi abil, süstolite ja diastolite suhtelised kestused Karpmani valemiga (2).

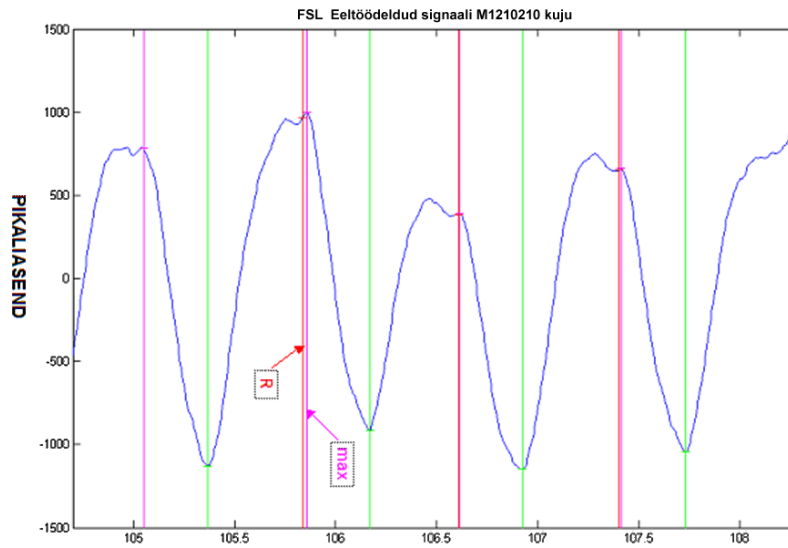
Niisugusel viisil leitakse diastolite lõpphetked ja süstolite lõpphetked kogu simuleeritud signaal jaoks, seejärel ühendatakse iga diastoli lõpp järgmise tsükli süstoli lõpuga kasutades kahanevat eksponenti, mis arvutatakse sellise programmilõigu abil:

```
% nT_Sys - süstoli kestus
Aeg_Sys = 0:1:Syskestus;
Ajategur_Sys = Syskestus./3;
Syskuju = exp(1-Aeg_Sys./Ajategur_Sys);           % Süstoli kuju leidmine
Syskuju = Syskuju-min(Syskuju);                   % Nulljooneni nihutamine
Syskuju = Syskuju./max(Syskuju);                 % Ulatuse normeerimine
```

Diastolite ajal kirjeldub ruumala muutumine sumbuva võnkumise kaudu, kus hetkeks kasvab ruumala suuremaks lõppdiastoolsest ja siis läheneb sellele (vt. joonis 5). Diastoli aegne lainekuju arvutatakse järgmise teist järku võnkavas lülis toimuva protsessiga:

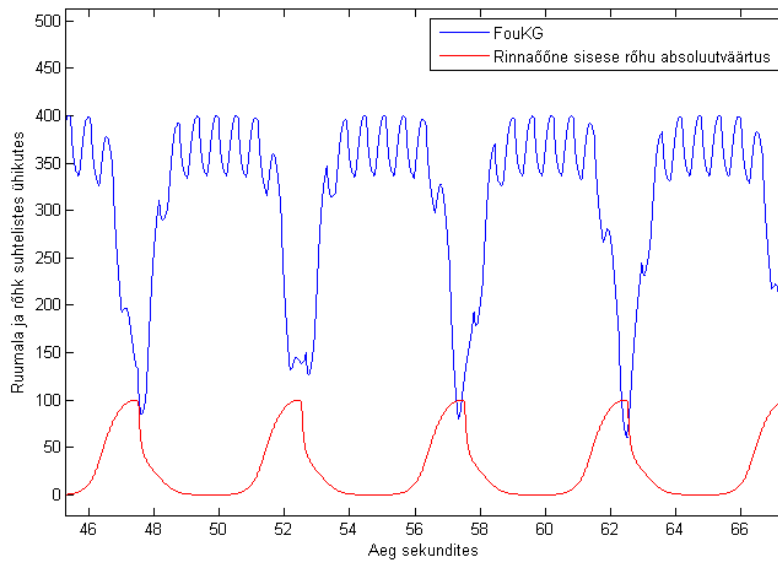
```
% konstandid algfaas, ajategur ja ringsagedus on sobivalt valitud
t = 0:Asamm:Diakestus;
algfaas = (pi/2)-0.3;
ajategur = 1/6;
ringsagedus = 9.5;
Diakuju = 1-exp(-t/ajategur).*(sin(ringsagedus*t+algfaas));
% Nulljooneni nihutamine ja ulatuse normeerimine nii, et viimane punkt oleks 1
Diakuju = (Diakuju-min(Diakuju))/(1-min(Diakuju));
Diakuju = Diakuju*(V_ed-V_es)+V_es; % V_es - lõppsüstoolne ruumala
```

Sellisel saadakse diastoolse täitumise käigule fenomenoloogiline kirjeldus - laine, mis kiiresti tõuseb üle rõhu kaudu arvatud lõppdiastoolse ruumala väärtuse ja läheneb sellele sumbuva võnkumisega tsükli lõpuni (vt. joonis 5), selline kuju on valitud, sest sarnaneb reaalses signaalides nähtavatega (vt. joonis 6).



Joonis 6. Realse FouKG signaali südame tsüklid. Panna tähele Diastoli aegset võnkumist.

Liites tulemusele hingamise ruumala muutumine, saadakse lõplik lainekuju (vt. joonis 7).



Joonis 7. Simulatsioonist saadav FouKG signaal (sinine) ja rinnaõõne sisese rõhu absoluutväärtus (punane)

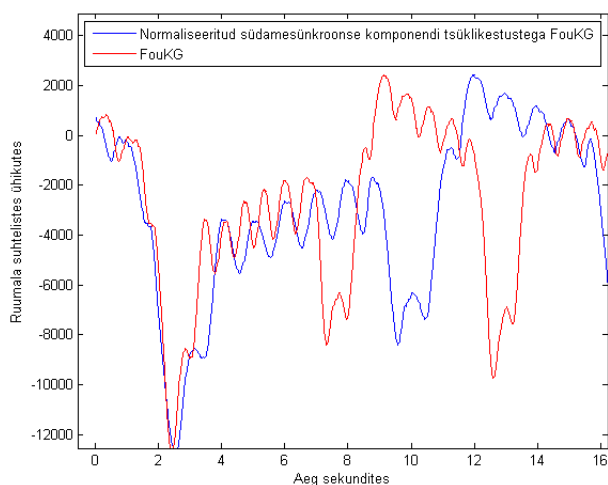
4.2 Uuringud

4.2.1 Tsüklite kestuse normaliseerimine ja selle tulemused

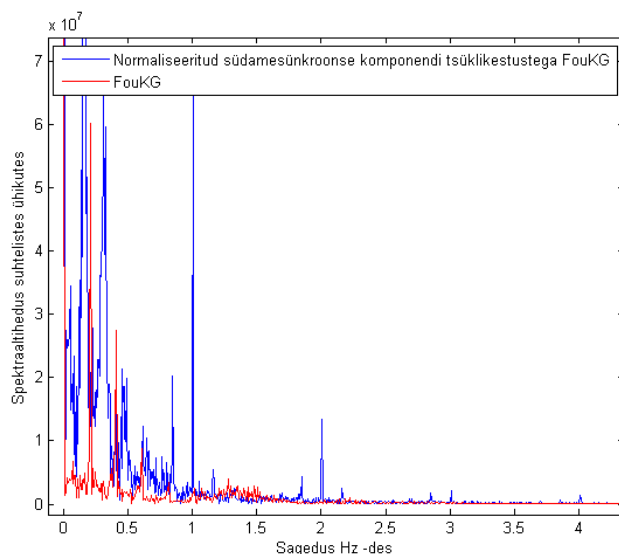
Varasemad katsed FouKG signaali komponentide lahutamiseks spektraalsel meetodil on ebaõnnestunud, sest südamesünkroonne ja hingamissünkroonne komponent ei ole Fourier' pöörde spektrist piisavalt eristatavad, kuna mõlema võnkumised on mittestatsionaarsed. Tsüklimestuste normaliseerimine muudab vastava signaalikomponendi väga statsionaarse-lähedaseks ja omab potentsiaali FouKG komponentide senisest märgatavalt paremaks eraldamiseks.

Südamesünkroonne signaalikomponendi normaliseerimise tarkvara kasutab FCA abil EKG kaudu identifitseeritud süstolite ja diastolite lõpphetki FouKG signaali südamesünkroonne komponendi ümber diskreetimiseks. Konkreetse rakenduse puhul valiti uue signaali südamesünkroonne komponendi normaliseeritud sageduseks 1 Hz, nii süstolite kui diastolite kestusteks saab 0.5 sekundit.

Programm valib talle ette antud diastolite ja süstolite lõpphetkede abil FouKG signaalist välja südamesünkroonne komponendi tsüklile vastava lõigu ning kasutades MATLABI sisse ehitatud funktsiooni `interp1`, leiab vastava signaali lõigult võrdsete vahedega 500 punkti, mis liidetakse uue massiivi lõppu. Algse signaali diskreetimissagedus oli 250Hz ja uue, normaliseeritud tsüklimestustega signaali vastav sagedus on 1kHz, see aitab vältida moonutuste teket, sest kõikidel tsüklitel on protseduuri lõpuks rohkem punkte kui alguses, seega puudub info kadu.



Joonis 8. FouKG enne ja pärast südamesünkroonne komponendi kestuste normaliseerimist esitatuna ajavallas.



Joonis 9. FouKG enne ja pärast südamesünkroonse komponendi kestuste normaliseerimist esitatuna sagedusvallas.

Nagu joonistelt 8 ja 9 näha, muutusid FouKG spektrijooned pärast südamesünkroonse komponendi tsüklikestuste normaliseerimist oluliselt kitsamaks.

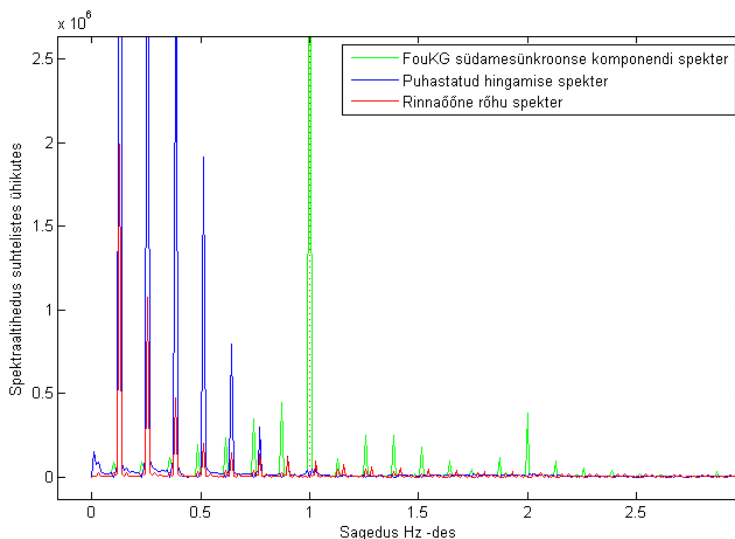
4.2.2 FouKG komponentide spektraalse meetodi abil lahutamise katse

Kuna varasemad katsed hingamist FouKG signaalist spektraalsel meetodil lahutada on takerdunud selle taha, et südame ja hingamise spektrid segunevad, on põhjust arvata, et pärast normaliseerimist saadud spektrist südamejoonte kustutamine võimaldab saada senisest palju puhtamat hingamissünkroonset komponenti.

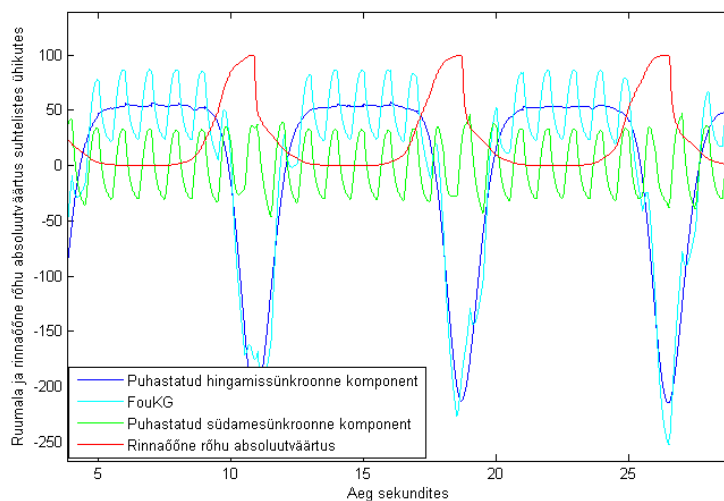
Kavas oli kustutada eelmises punktis saadud normaliseeritud tsüklikestustega FouKG signaali spektrist südametekkelise komponendi põhi- ja kõrvaljooned ning sellisel viisil saadud hingamise lainekuju lahutades leida tõeline FouKG südametekkeline komponent.

Selle idee realiseerimiseks kirjutati MATLAB-is uus programm, milles kõigepealt lahutatakse normaliseeritud tsüklikestustega signaalist selle keskväärtus ja leitakse MATLAB-i funktsiooni `fft` abil spekter. Saadud sagedusvalla-esituses korrutatakse nulliga arvatavaid südametekkelise komponendi spektraalamplituude. Kasutades funktsiooni `ifft`, teisendatakse spekter tagasi ajavalla-esitusse. Niisuguselt leitud hingamissünkroonne komponent lahutatakse algsest FouKG signaalist ja saadakse südamesünkroonne komponent.

Moodustus väga puhas joonspekter (vt. joonis 10), kust on näha, et rinnaõõne rõhu, mis ongi mudelis südame tegevuse moduleerijaks, harmoonikud kattuvad hingamissünkroonse ruumala graafiku spektriga amplituudi täpsuseni. Vastav ajaprotsess on samuti üsna regulaarne (vt. joonis 11), kuid ei lange siiski kokku simulatsioonis saadud vaid rinnaõõne rõhust mõjutatud südamesünkroonse komponendiga terava sisse- ja väljahingamise ajal.



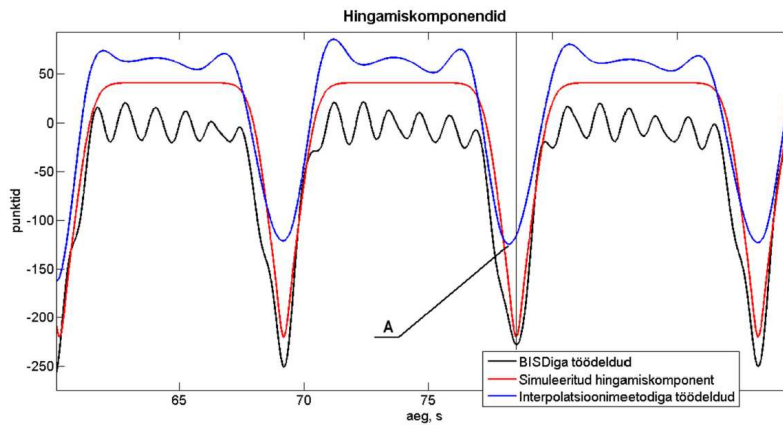
Joonis 10. Puhastatud simulatsiooni spekter.



Joonis 11. Puhastatud simulatsiooni signaali ajakõver.

Joonisel 12 on võimalik näha varasemate samalaadse ülesande lahendamiseks katsetatud algoritmide tulemusi. Sellel joonisel on meie omaga väga sarnase kujuga simuleeritud hingamiskomponent esitatud punase värviga. Ülemine, sinist värvi kõver on saadud interpolatsioonimeetodil – läbi FouKG südamesüklite keskpunktide on tõmmatud splain.

Alumine, musta värvi kõver, on saadud TTÜ Elektroonika Instituudis väljatöötamisel oleva BISD meetodiga [7].



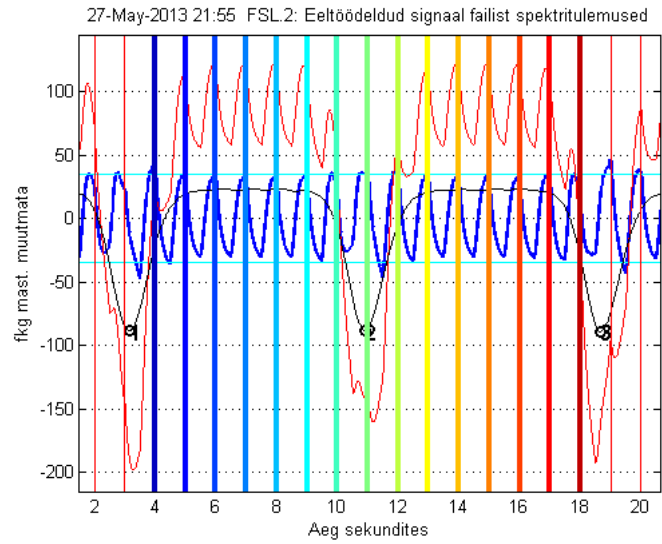
Joonis 12. Võrdlev joonis Erki Koobi bakalaureusetööst [8].

Töös [8] on mõlemat selles võrreldud meetodit hinnatud ebarahuldavaks. Võrreldes jooniseid 11 ja 12, võime järeldada, et spektraalse meetodi rakendamine normaliseeritud südamesünkroonse komponendi tsüklikestustega signaalile on andnud selle ülesande lahendamisel senistest meetoditest märgatavalt paremaid tulemusi.

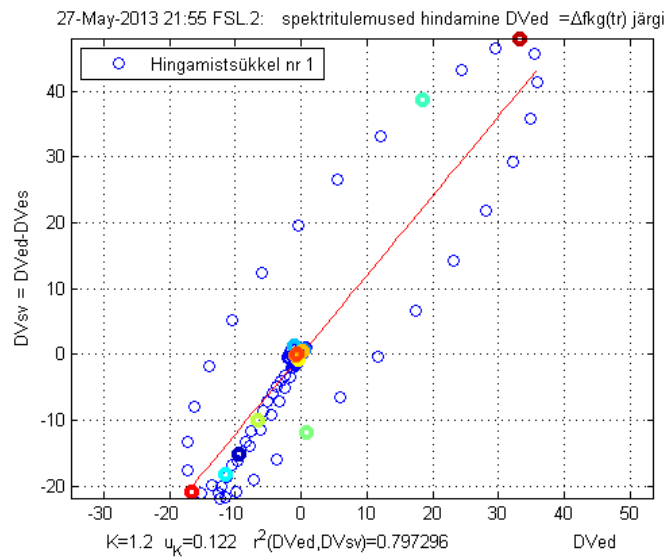
Edasi püüdsime saadud südamesünkroonsest lainekujust leida programmi FSL abiga Starlingi koefitsienti. Väärrib märkimist, et Starlingi koefitsient ei ole määratav juhtudel, kus hingamist ei toimu, sest hingamine on peamine südame lõppdiastoolse täitumuse mõjutaja.

Lugeja kindlasti märkab joonisel 13(b) ebatavaliselt korrapärast korrelatsioonivälja. Suurem osa punkte on koondunud koordinaatide alguse ümbrusse ning ülejäänud moodustavad pikaks venitatud ellipsi sarnase enesega löikuva linnu. Põhjus näib peituvat simulatsiooni determineerituses. Punktide paiknemine linnul paistab sõltuvat hingamis- ja südamesünkroonsete komponentide omavahelisest faasinihkest.

Leitud Starlingi koefitsiendi väärtus 1,2 on vale, sest mudelis on määratud selleks 0,7. Korrelatsioonikoefitsiendi ruut on väike, mis viitab ebapiisavale signaali komponentide lahutamise täpsusele. Korrelatsioonikordaja ruudu väärtus on arvatavasti lähedane ka reaalsete FouKG signaalide korrelatsiooniväljas nähtavale, sest samad mehhanismid, mis põhjustavad siin punktide hajumise, toimivad ka seal.



(a)

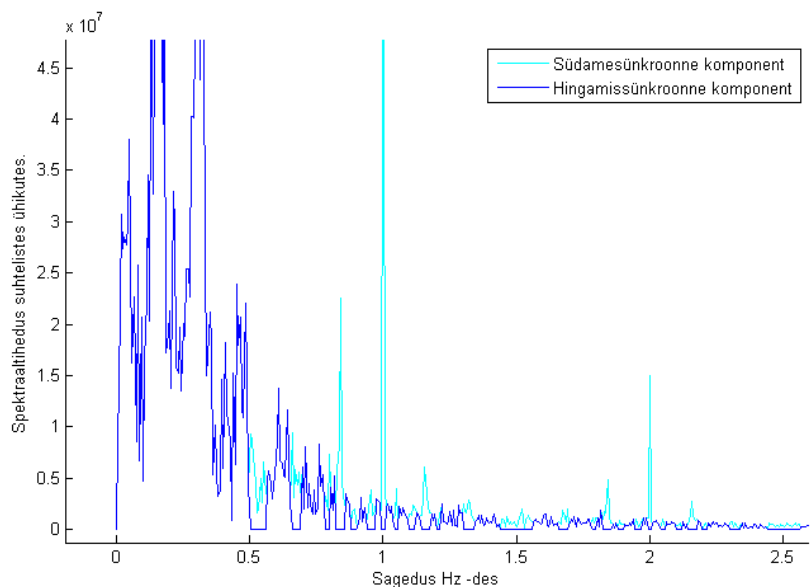


(b)

Joonis 13. Simuleeritud FouKG südamesünkroonse komponendi spektraalse meetodiga eraldatud signalist Starlingi koefitsiendi leidmine.

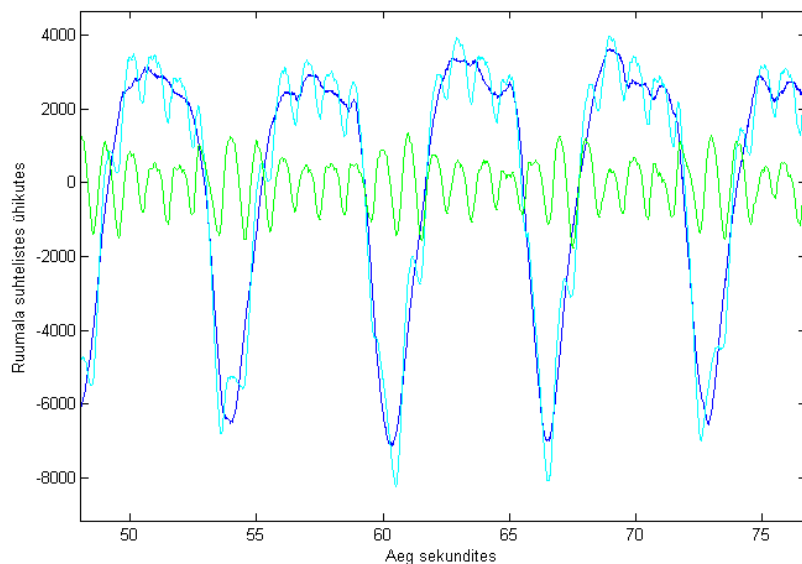
- (a) Kaks signaali hingamistsükli programmi FSL poolt väljastatud joonisel, lõppdiastoolsed hetked on tähistatud värviliste püstjoontega.
- (b) Südame löögimahu muutuse ja lõppdiastoolse ruumala muutuse korrelatsiooniväli. K – Starlingi koefitsient, u_k – Starlingi koefitsiendi määramatus 95% usaldusnivool, r^2 – korrelatsioonikordaja ruut. Jämedate rõngastega tähistatud punktide värvused vastavad (a) osa püstjoonte värvustele.

Paragrahvis 4.1.1 kirjeldatud eksperimendis registreeritud signaali puhul kustutasime spektrijooni katse ja eksimuse meetodil eesmärgiga korrata seda, mis oli hästi õnnestunud simulatsiooni korral. Kuna normaliseeritud reaalse signaali spektrijooned on oluliselt laiemad kui simulatsiooni korral, ei saanud spektrijooni kustutada samal viisil. Pärast mitmete südamejoonte kustutamist (helesinised **Joonis 14** joonisel 14) saime sellise tulemuse:

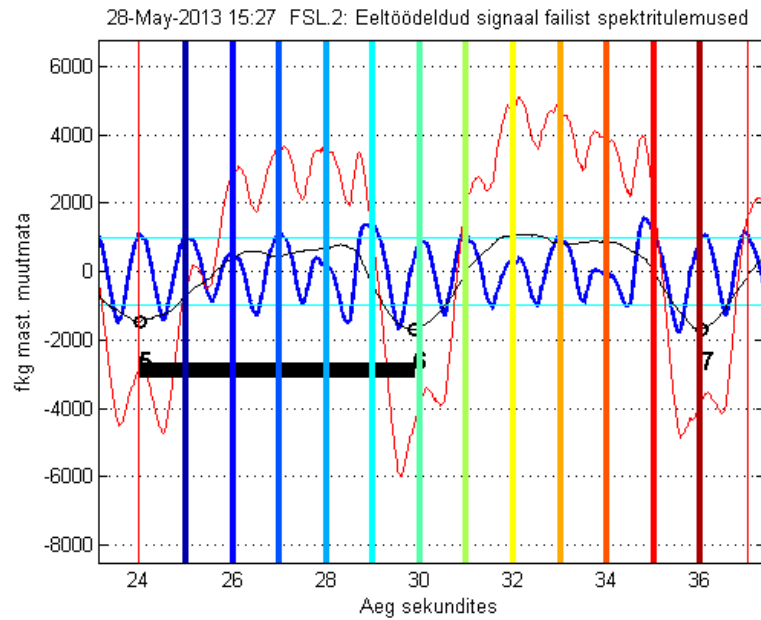


Joonis 14. Parim südamesünkroonsest komponendist puhastatud FouKG spekter.

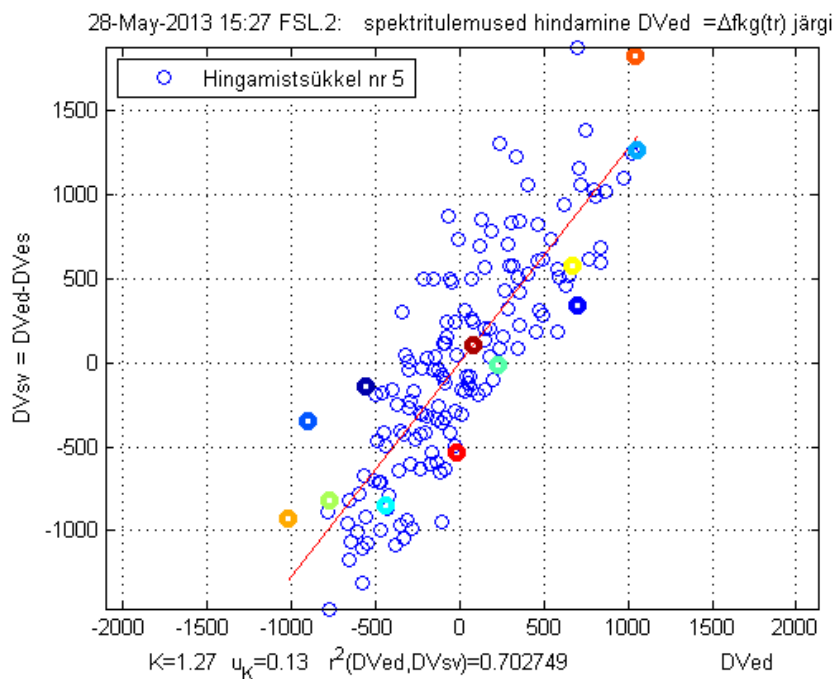
Järgmisel joonisel on kujutatud saadud signaalid ajavalla esituses.



Joonis 15. Parim südamesünkroonsest komponendist puhastatud reaalne FouKG.



(a)



(b)

Joonis 16. Realse FouKG südamesünkroonses komponendist spektraalse meetodiga puhastamise tulemused.

- (a) Kaks signaali hingamistsükli programmi FSL poolt väljastatud jooniselt, lõppdiastoolseid hetked on vasakul hingamistsükli värviselt tähistatud.
- (b) Südame löögimahu muutuse ja lõppdiastoolse ruumala muutuse korrelatsiooniväli. K – Starlingi koefitsient, u_K – Starlingi koefitsiendi määramatus 95% usaldusnivool, r^2 – korrelatsioonikordaja ruut.

Saadud hingamissünkroonsele komponendile on sisse jäänud teatav südamesageduslik võnkumine.

Pannes spektrist joonte kustutamisega saadud parima tulemuse FSL programmi sisse, saime tulemuse, mida esitab joonis 16.

Korrelatsioonikordaja ruut on väike ja võime näha arvatavat süstemaatilist viga, kus Starlingi koefitsient K on ühest suurem, mis ei ole tõepärane. Simulatsiooni ja antud katsekorralduse juures on tingimused sihilikult püütud hoida sarnased, seega on alust arvata, et vea tekke põhjus on mõlemal juhul sama.

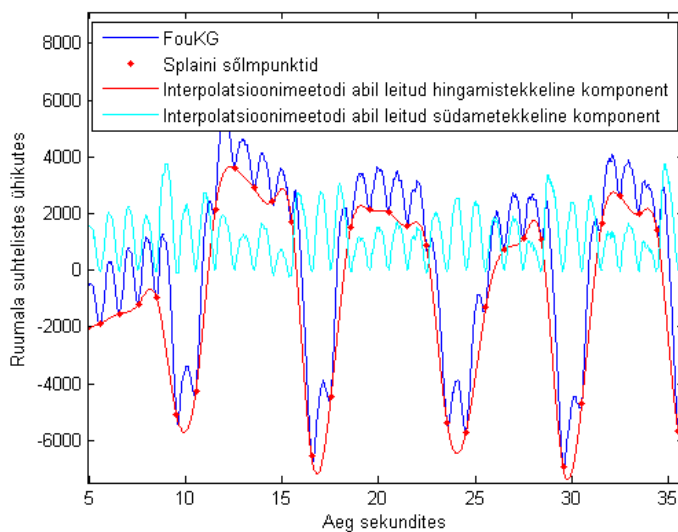
Spektraalse meetodi uurimise kokkuvõtteks võime tõdeda, et südamesüklite kestuste normaliseerimise meetodil saadud spektrid oli oluliselt lihtsama ehitusega kui tavaliste FouKG signaalide omad ja korrapärasel juhul andsid ka varem testitud oluliselt paremaid tulemusi. Reaalse signaali korral, milles sisaldub arvestatav hulk ettearvamatuid võnkumisi, ei olnud tulemused sama head.

Kiire ja sügava sisse ning välja hingamise piirkondades tekkis nii simulatsiooni kui reaalse signaali korral moonutus, kus südamesünkroonne komponent kahaneb kohas, kus Starlingi seaduse järgi peaks ta hoopis kasvama.

4.2.3 Südamesünkroonse komponendi süstolilõppe kasutav interpolatsioonimeetod.

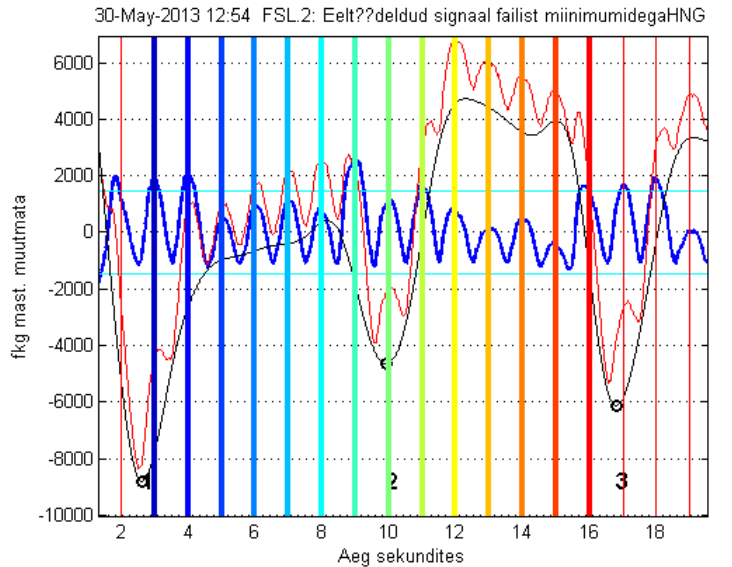
Varasemad uurijad on püüdnud hingamissünkroonset komponenti leida splaini abil lähendades ehk interpolatsioonimeetodit kasutades [8], [4], [17]. Ka meie proovisime sellist meetodit.

Sarnaselt [17]-s kasutatud meetodile on meie poolt FouKG komponentide lahutamiseks kasutatava splaini (funktsioon *csaps*) kujundavateks sõlmpunktideks on valitud südamesünkroonse komponendi süstolite lõpud (vt. joonis 17). Edaspidi nimetame seda SLI-meetodiks.

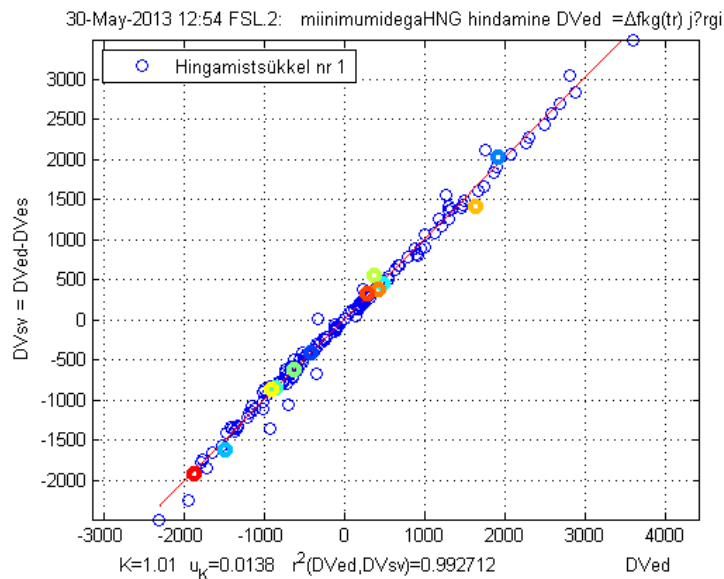


Joonis 17. Interpolatsioonimeetod.

Sellel joonisel on teiste hulgas kujutatud interpolatsioonimeetodi abil leitud hingamissünkroonset komponenti, milles on selgelt märgata olulisi vigu, nagu eelnevategi katsete korral seda meetodit rakendada, mille näiteks on joonisel 12 kujutatud tsüklikeskmisi kasutava interpolatsioonimeetodiga leitud hingamissünkroonne komponent.



(a)



(b)

Joonis 18. Realse FouKG südamesünkroonse komponendi SLI-meetodiga puhastamise tulemused.

- (a) Väljavõte programmi FSL poolt väljastatud graafikust, lõppdiastoolsed hetked on vasakpoolsel hingamistsükliil värviliselt tähistatud.
- (b) Südame löögimahu muutuse ja lõppdiastoolse ruumala muutuse korrelatsiooniväli. K – Starlingi koefitsient, u_K – Starlingi koefitsiendi määramatus 95% usaldusnivool, r^2 – korrelatsioonikordaja ruut.

Rutiinselt uurisime saadud signaali vastavust Starlingi seadusele programmi FSL abil. Joonisel 18 on kujutatud selle tulemused.

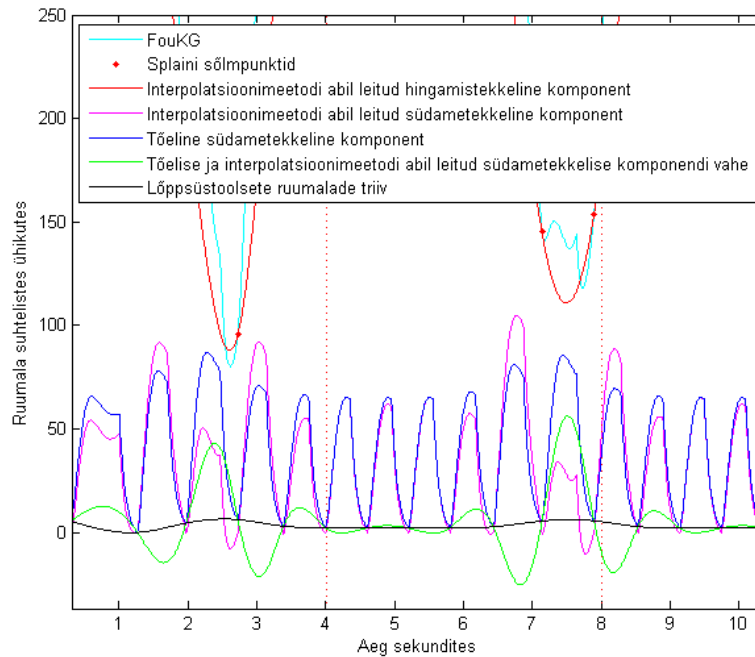
Sellelt jooniselt on näha, et kõrge korrelatsioonikoefitsiendi väärtus on isegi reaalse signaali korral väga lihtsal viisil saavutatav. Niisuguse meetodi puuduseks on, et selliselt muudame me signaalist leitava Starlingi koefitsiendi kunstlikult ühikuliseks.

Vastavalt Starlingi seadusele kasvab löögimaht lõppdiastoolse mahu suurenemisel ΔV võrra $K \cdot \Delta V$ võrra. Kui seejuures $K < 1$ ja $\Delta V > 0$, siis uue südamsükli lõppsüstoolne ruumala on suurem eelmise tsükli omast. Seepärast triivivad tegelikult lõppsüstoolsed ruumalad üldjuhul sõltuvalt hingamise faasist üles ja alla.

Õige K väärtuse saamiseks oleks vaja SLI-meetodiga leitud hingamissünkroonsele komponendile lisada parand, mis kirjeldaks seda nähtust.

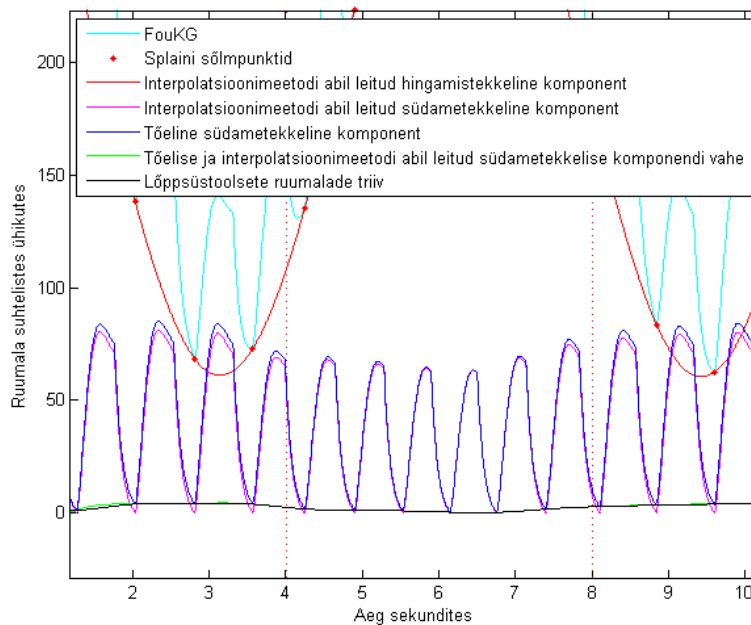
Kasutame ära asjaolu, et meil on mudelsignaali südametekkeline komponent teada ja võrdleme teda SLI-meetodiga rekonstrueeritud südametekkeline komponentiga (vt. joonis 19). Ilmneb, et piirkondades, kus hingamissignaali muutub kiiresti, on südame amplituud tugevasti moonutatud. Kuna SLI-meetodi puhul on diskreetimissagedus võrdne südame löögisagedusega, siis vastavalt Nyquisti teoreemile ei ole meil võimalik taastada hingamistekkeline laine komponente, mille sagedus on kõrgem poolest südame löögisagedusest.

Järgnevatel joonistel on esitatud puhta südametekkeline komponendi kõveraid, mille all peame silmas FouKG signaali, millele pole simulatsioonis liidetud hingamistekkelist komponenti.



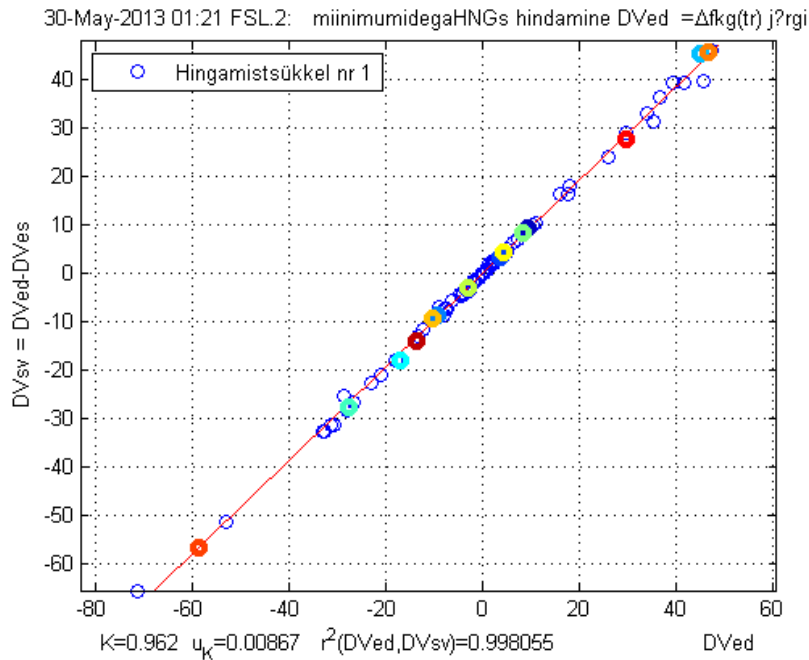
Joonis 19. Puhta südamekkelise signaali võrdlus interpolatsioonimeetodil saaduga.

Sellist probleemi ei teki, kui hingamine ei sisalda kiireid muutusi – siis on diskreetimissagedus piisav, et Nyquisti kriteerium oleks täidetud (vt. joonis 20).



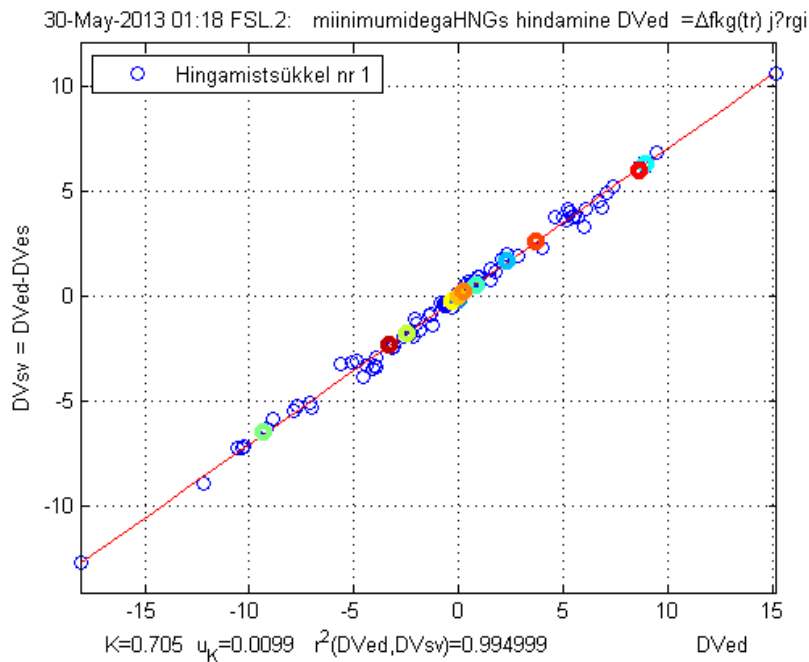
Joonis 20. Tõelise südamekkelise komponendi ja SLI-meetodiga saadud südamekkelise signaali võrdlus rahuliku sinusoidaalse hingamise korral.

Tekkis kahtlus, et lõppdiastoolse täitumise muutuse ja sellele vastava löögimahu muutuse korrelatsiooni maksimeerimine ei ole sobivaks kriteeriumiks signaalide lahutamise edukuse hindamisel. Selle kontrollimiseks sai tehtud järgmine uuring.



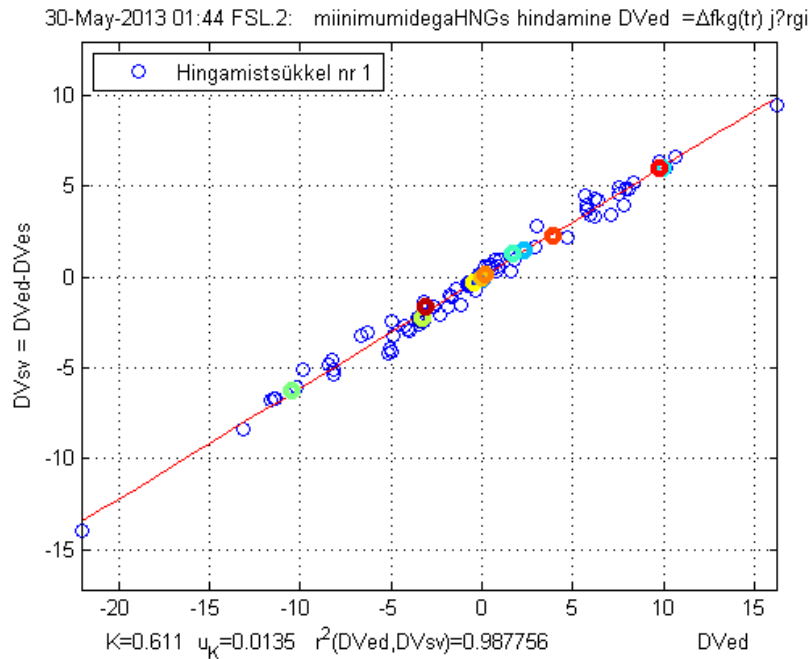
Joonis 21. FSL korrelatsiooniväli SLI-meetodil töödeldud simulatsioonile.

Siit jooniselt näeme, et korrelatsioon on väga tugev, kuid leitud K väärtus on vale, sest simulatsioonis oli ette antud, et $K=0,7$.



Joonis 22. FSL korrelatsiooniväli simulatsioonist saadud tõelise südametekkelise komponendi jaoks.

Siit jooniselt on näha, et FSL programmi abil on võimalik leida ka õiget K väärtust, koos kõrge korrelatsioonikordaja väärtusega.



Joonis 23. FSL korrelatsiooniväli simulatsioonist saadud tõelise südamekomponendi kohta, kuhu on liidetud tema enese juhu lõppsüstoolsete ruumalade triiv koefitsiendiga 0.5.

Siit on näha, et kui parandit (tõelise südamekomponendi lõppsüstoolsete ruumalade mähisjoont) korrutada mõõduka suurusega koefitsiendiga ja liita tõelisele südamekomponendile, on võimalik saavutada tugev korrelatsioon ja samas saada vale K väärtus.

Kolmest eelnevast joonisest nähtub, et peatükis 2 toodud hüpotees lineaarse korrelatsiooni maksimeerimise kasutatavusest signaalide lahutamise edukuse kriteeriumina ei osutunud õigeks.

5 Arutelu

Katse

Sooritatud eksperiment oli edukas, kunagi varem pole FouKG uurimisel õnnestunud nii hingamist nii selgelt juhtida. Uuenduseks oli muutuva helikõrgusega signaali kasutamine, mis andis patsiendile märku, kuidas hingata.

Kui varasemalt on proovitud mõõta püsti ja pikali, tundub, et edasiste kliiniliste rakenduste arendamisel tulekski keskenduda selili lamamis asendile, sest see on haigete puhul kõige tavalisem asend. Sellisel juhul on ka vereringe dünaamika lihtsam kui püstiasendis.

Simulatsioon

Uurimistöö käigus valminud FouKG tekke mudel, olles siiski osaliselt fenomenoloogiline, on võrreldes varasemate loodud mudelitega põhjuslikum. Eelkõige peitub selle mudeli uudsus meie jaoks rinnaõõne sisese rõhu arvestamises lõppdiastoolse täitumise ja löögisageduse määramise juures. See osutus meie uurimistöö ülesannete seisukohast oluliseks, kuna võimaldas arvestada kopsude ruumala ja rõhu seose hüstereesi, mis tekitab hingamise ja ruumala vahele faasinihke. Selline detail võib tulevikus kasulikuks osutada.

Uurimuse lõpus selgunud asjaolude uurimiseks peaks piisama ka lihtsast, fenomenoloogilisest mudelist. Interpolatsioonimeetodi toimimise jaoks piisab südametekkeline komponendi kujutamiseks siksak-mudelist lisaks võib sel puhul rinnaõõne rõhu keerulise leidmise asemel kasutada lõppdiastoolsete ruumalade mõjutajana suhteliselt vabalt valitud lainet. Küll aga spektraalsete meetodite korral on komponentide realistlik kuju ja omavahelised faasinihked olulised.

Spektraalne meetod

Südamesünkroonse komponendi tsüklikestuste normaliseerimise meetod töötab selgete spektrijoonte saamise seisukohalt väga hästi ja ilmselt võiks ka edaspidi kuuluda südamega seotud signaalide töötlemise instrumentide hulka, kuid meie ülesandele oodatud lõplikku lahendust ei pakkunud.

Spektris esinevate kõrvalmaksimumide kõrvaldamine osutus oodatust raskemaks ülesandeks, sest südame ja hingamistekkeliste komponentide harmoonikud kattuvad tavaliselt ja on olemas kõrget järku kõrvalmaksimumid mida nähtavasti ei saa arvestamata jätta.

Tuleb rõhutada, et kuna Starlingi koefitsiendi määramiseks hädavajalik südametekkeline komponendi osa on hingamissünkroonne, ei saagi K-d puhtalt spektraalsel meetodil kätte saada.

Starlingi koefitsient

Üksikute tsüklite kohta arvatuna võib K küll ühest suurem olla [18], kuid meditsiinile võiks kasulikum olla hoopis mingi pikema perioodi keskmise K leidmine.

Kiire hingamise probleem

Nagu ülal viidatud, on üheks põhiliseks probleemide põhjustajaks hingamissünkroonse komponendi kiired muutused. Üks võimalus selle probleemi ületamiseks võiks olla nende piirkondade ignoreerimine, kuid sellisel juhul võib juhtuda, et diagnostiline väärtus kahaneb. Spektraalse meetodi korral suurendab selliste kohtade olemasolu hingamissünkroonses komponendis spektrite kattumist. Interpolatsioonimeetodite korral tekitavad sellised kiired muutused probleeme, sest splain hakkab lainetama ja meie diskreetimissagedus jääb liiga väikseks. Järelikult tuleks ilmselt keskenduda rahulikuma hingamise juhule.

Lahendi mitmesus

Uurimistöö lõpus demonstreeritud nähtus, mis viitab lahendite mitmesusele, võib tähendada, et Starlingi koefitsient ei ole praeguste vahendite abil mõõdetava info põhjal üheselt määratav. See ei tähenda, et lisatingimuste leidmise korral ei oleks sellele ülesandele ühene lahend leitav. Selleks vajab ülesanne mingite täiendavate mõõtmisvõimaluste leidmist ja arvesse võtmist. Seejuures peaksid need mõõtmised olema sarnaselt FouKG-le mitteinvasiivsed ja mugavalt teostatavad.

6 Kokkuvõte

Käesolevas töös on valminud uus mudel FouKG tekkemehhanismi kohta, läbi viidud südamesükli kestuste normaliseerimine ning spektraalse meetodiga ja interpolatsioonimeetodiga FouKG komponentide lahutamise võimaluste uurimine.

Bakalaureusetöös on antud ülevaade Foucault' kardiograafia tänasest seisust ja püstitatud töö eesmärk ning tööülesanded.

Eesmärgi ja ülesannete püstitamise juures on kirjeldatud ka kahte olulist töö lähehüpoteesi, millest üks kandis vilja, teine osutus ekslikuks.

Läbi viidud tööde põhjal võib järeldada järgmist:

1. Starlingi koefitsiendi määramise ülesanne ja signaali komponentide lahutamine on tihedalt seotud, ühe lahendamine toob kaasa ka teisele lahenduse leidmise. Samas võib arvata, et praeguste vahendite abil mõõdetava info korral ei ole ülesande lahend ühene ning see vajab lisatingimuse sisse viimist täiendavalt mõõdetava info alusel.
2. Signaali südamesünkroonse komponendi tsüklikestuste normaliseerimise meetod on osutunud kasulikuks, aga mitte piisavaks, et ülesannet täielikult lahendada.
3. Ainuüksi spektraalse meetodi abil ei saa FouKG signaali põhjal Starlingi koefitsienti leida, kuna südametekkeline komponendi oluline osa on hingamissünkroonne ja seega on täielikult peitunud hingamistekkelise komponendi spektri alla.
4. Edasises töös on juhul, kui eesmärgi lahendamiseks ei kasutata spektraalseid meetodeid, hästi kasutatav praegusest oluliselt lihtsam FouKG tekke mudel.

Autor avaldab tänu dr. Jaan Peldile väga vastutulelike konsultatsioonide eest ja tsüklikestuste normaliseerimise meetodi soovitamise eest.

7 Summary

An Investigation of the Separation of the Cardiac and Respiratory Components of the Foucault Cardiogram

Mart Ernits

The current Bachelor Thesis belongs to the field of biomedical engineering and has been completed at the Centre of Medical Physics and Biomedical Engineering of the Institute of Physics of the University of Tartu.

A new simulation model has been developed in the Thesis to describe the formation of the Foucault Cardiogram (FouCG). The method of normalization of the durations of the cardiac cycles has been pursued in the work; an investigation of the possibilities of the separation of the cardiac and respiratory components of the Foucault Cardiogram has been carried out.

A review of the present state of FouCG has been given and the objective and tasks have been formulated in the Thesis. Also two main starting hypotheses of the work are described, one of which has been proven to be true and the other to be false.

Based on the work that has been done, the following conclusions can be made:

1. The tasks of separating the components of the FouCG signal and estimating the value of the Starling coefficient are closely interlinked, by completing one, the other is also completed. However, it has been argued, that it is not possible to find a singular solution to these problems without the use of additional conditions in the form of other measured information.
2. The method of normalization of the durations of the cardiac cycles has been proven to be useful but not sufficient in solving the set tasks.
3. It is not possible to determine the Starling coefficient from the FouCG signal by the exclusive use of the spectral method. This is due to the fact that an important component of the cardiac signal has the same fundamental frequency as the respiratory component, and therefore is completely drowned in the spectrum of the respiratory component.
4. It appears that in the future, unless spectral methods are used, considerably less complex, compared to the one created for the current thesis, models of FouCG formation can be used.

The author would like to express gratitude to Dr. Jaan Pelt for hosting multiple very hospitable consultations and for proposing the method of normalization of the durations of the cardiac cycles.

8 Viidatud kirjandus

1. M. Heron, D. L. Hoyert, S. L. Murphy et al. , "Deaths: Final Data for 2006" Nat. Vital. Stat. Reports **57** No.14 (2009)
2. A. C. Guyton, "A Continuous Cardiac Output Recorder Employing the Fick Principle" Circ. Res.1959, **7**, 661-665.
3. R. P. Patterson, "Fundamentals of impedance cardiography" IEEE Eng. Med. Biol. Magazine March, 35-38 (1989)
4. O. Tarassova and J. Vedru, "Possibilities of Foucault Cardiography-Based Estimation of Heart Pumping Performance" in *13th Int. Conf. on Electrical Bioimpedance and 8th Conf. on Electrical Impedance Tomography*, (Graz, Austria, Aug. 29 - Sept. 2, 2007.),pp. 586-589
5. J.M.Deibele, H.Luepschen and S.Leonhardt, "Dynamic separation of pulmonary and cardiac changes in electrical impedance tomography" *Physiol. Meas.* **29**, S1-S14 (2008)
6. J. Pelt, N.Olsper, M.J. Mantere and I. Tuominen, "Multiperiodicity, modulations and flip-flops in variable star light curves I. Carrier fit method", *Astronomy and Astrophysics*, **535**, A23, pp. 1-12, (2011)
7. A. Krivošei, *Model Based Method for Adaptive Decomposition of the Thoracic Bioimpedance Variations into Cardiac and Respiratory Components. PhD Thesis*TUT Press 2009.
8. E. Koop *Foucault' kardiogrammi südame- ja hingamistekkeliseks komponendiks lahutamise uurimine. Bakalaureusetöö* (käsikiri) Tartu Ülikool, 2011.
9. G. Thews, „Kopsuhingamine,“ raamatus *Inimese füsioloogia*, R. F. Schmidt, G. Thews, (Tartu Ülikooli Füsioloogia Instituut, Tartu, 1997), lk. 572-610.
10. H. Antoni, „Südame funktsioonid,“ raamatus *Inimese füsioloogia*, R. F. Schmidt, G. Thews, (Tartu Ülikooli Füsioloogia Instituut, Tartu, 1997), lk. 461-504.
11. A. C. Guyton, „ Heart Muscle; The Heart as a Pump,“ raamatus *Textbook of medical physiology*, A. C. Guyton (W. B. Saunders, Philadelphia etc., 1981), lk. 150-164.
12. A. C. Guyton, „Electrocardigraphic Interpretation of Cardiac Arrhythmias,“ raamatus *Textbook of medical physiology*, A. C. Guyton (W. B. Saunders, Philadelphia etc., 1981), lk. 197-203.

13. A. C. Guyton, „Pulmonary Ventilation,“ raamatus *Textbook of medical physiology*, A. C. Guyton (W. B. Saunders, Philadelphia etc., 1981), lk.476-490.
14. V.V. Parin ja V.L. Karpman, „Kardiodinamika“ kogumikus *Fizilogija krovoobrasnenija, Fiziologija serdtsa* (Nauka, Leningrad, 1980), lk.215-221.
15. F. Yasumo ja J. Hayano, „*Respiratory Sinus Arrhythmia*“, *Chest*, 125, 683-690 (2004).
16. G. Savustjan, *Hingamise- ja südametekkeliste võnkumiste eraldamine Foucault' kardiogrammist. Bakalaureusetöö* (käsikiri) Tartu Ülikool, 2005.
17. J. Vedru, J. Trolla, P. Loog and J. Talts, „Prospect of Foucault Cardiography for the Monitoring of Cardiac Output“, in *Proc. Int. Biomedical Engineering*, (Kaunas, 22 – 23 October 1998.) pp. 12-15.
18. W. L. Gleason and E. Braunwald, „Studies on Starling's Law of the Heart: VI. Relationships between Left Ventricular End-Diastolic Volume and Stroke Volume in Man with Observations on the Mechanism of Pulsus Alternans“, *Circulation*, 25, 841-848 (1962).

9 Lisa

Märksõnad

Hingamistekkeline komponent –	FouKG signaali komponent, mis kirjeldab kopsude ruumala muutumist.
Hingamissünkroonne komponent –	FouKG signaali komponent, mille põhisagedus on võrdne hingamistekkelise komponendi põhisagedusega.
Südametekkeline komponent –	FouKG signaali komponent, mis kirjeldab südame ruumala muutumist.
Südamesünkroonne komponent –	FouKG signaali komponent, mille põhisagedus on võrdne südametekkelise komponendi põhisagedusega.
SLI-meetod –	FouKG signaali eraldamise meetod, mis kasutab lõppsüstoolseid punkte hingamistekkelise komponendi lähendi leidmiseks.
Tõeline südametekkeline komponent –	Mudelis leitud südametekkeline komponent, millele pole hingamistekkelist komponenti liidetud.

Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja lõputöö üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina _____ Mart Ernits _____

(autori nimi)

(sünnikuupäev: _____ 05.10.1989.a. _____)

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) enda loodud teose

_____ Südame- ja hingamiskomponendi Foucault' kardiogrammist lahutamise uurimine _____

(lõputöö pealkiri)

mille juhendaja on _____ Jüri Vedru _____,

(juhendaja nimi)

- 1.1.reprodutseerimiseks säilitamise ja üldsusele kättesaadavaks tegemise eesmärgil, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace-is lisamise eesmärgil kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni;
- 1.2.üldsusele kättesaadavaks tegemiseks Tartu Ülikooli veebikeskkonna kaudu, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace'i kaudu kuni autoriõiguse kehtivuse tähtaja lõppemiseni.

2. olen teadlik, et punktis 1 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile.

3. kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei rikuta teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse seadusest tulenevaid õigusi.

Tartus, **31.05.2013.a.**