УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ
ФАКУЛТЕТ ТЕХНИЧКИХ НАУКА У НОВОМ САДУ

Проф. др Игор Дејановић

Шаблон и упутство за писање завршних радова

Нови Сад, 2026

	УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ ● **ФАКУЛТЕТ ТЕХНИЧКИХ НАУКА** 21000 НОВИ САД, Трг Доситеја Обрадовића 6	Број:
	ЗАДАТАК ЗА ЗАВРШНИ РАД	Датум:

(Податке уноси предметни наставник - ментор)

Студијски програм:	Софтверско инжењерство и информационе технологије		
Студент:	Нада Зарић	Број индекса:	R2 15/2024
Степен и врста студија:	Мастер академске студије		
Област:	Електротехничко и рачунарско инжењерство		
Ментор:	Игор Дејановић		

НА ОСНОВУ ПОДНЕТЕ ПРИЈАВЕ, ПРИЛОЖЕНЕ ДОКУМЕНТАЦИЈЕ И ОДРЕДБИ СТАТУТА ФАКУЛТЕТА ИЗДАЈЕ СЕ ЗАДАТАК ЗА ЗАВРШНИ РАД, СА СЛЕДЕЋИМ ЕЛЕМЕНТИМА:

- проблем – тема рада;
- начин решавања проблема и начин практичне провере резултата рада, ако је таква провера неопходна;

НАСЛОВ ЗАВРШНОГ РАДА:

Шаблон и упутство за писање завршних радова

ТЕКСТ ЗАДАТКА:

Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit, sed do eiusmod tempor incididunt ut labore et dolore magnam aliquam quaerat voluptatem. Ut enim aeque doleamus animo, cum corpore dolemus, fieri tamen permagna accessio potest, si aliquod aeternum et infinitum impendere malum nobis opinemur. Quod idem licet transferre in voluptatem, ut postea variari voluptas distinguique possit, augeri amplificarique non possit. At etiam Athenis, ut e patre audiebam facete et urbane Stoicos irridente, statua est in quo a nobis philosophia defensa et collaudata est, cum id, quod maxime placeat, facere possimus, omnis voluptas assumenda est, omnis dolor repellendus. Temporibus autem quibusdam et.

Руководилац студијског програма:	Ментор рада:

Примерак за: □ - Студента; □ - Ментора

УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ ● **ФАКУЛТЕТ ТЕХНИЧКИХ НАУКА**
21000 НОВИ САД, Трг Доситеја Обрадовића 6

КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАЦИЈА

Редни број, **РБР**:	
Идентификациони број, **ИБР**:	
Тип документације, **ТД**:	Монографска документација
Тип записа, **ТЗ**:	Текстуални штампани материјал
Врста рада, **ВР**:	Дипломски - мастер рад
Аутор, **АУ**:	Нада Зарић
Ментор, **МН**:	Др Игор Дејановић, редовни професор
Наслов рада, **НР**:	Шаблон и упутство за писање завршних радова
Језик публикације, **ЈП**:	српски/ћирилица
Језик извода, **ЈИ**:	српски/енглески
Земља публиковања, **ЗП**:	Република Србија
Уже географско подручје, **УГП**:	Војводина
Година, **ГО**:	2026
Издавач, **ИЗ**:	Ауторски репринт
Место и адреса, **МА**:	Нови Сад, трг Доситеја Обрадовића 6
Физички опис рада, **ФО**: (поглавља/страна/ цитата/табела/слика/графика/прилога)	3/19/15/0/3/0/0
Научна област, **НО**:	Електротехничко и рачунарско инжењерство
Научна дисциплина, **НД**:	Примењене рачунарске науке и информатика
Предметна одредница/Кључне речи, **ПО**:	Шаблон, завршни рад, упутство
УДК	
Чува се, **ЧУ**:	У библиотеци Факултета техничких наука, Нови Сад
Важна напомена, **ВН**:	
Извод, **ИЗ**:	Овај документ представља упутство за писање завршних радова на Факултету техничких наука Универзитета у Новом Саду. У исто време је и шаблон за Typst.
Датум прихватања теме, **ДП**:	
Датум одбране, **ДО**:	01.01.2025
Чланови комисије, **КО**: Председник:	Др Петар Петровић, ванредни професор
Члан:	Др Марко Марковић, доцент
Члан:	
Члан, ментор:	Др Игор Дејановић, редовни професор

Потпис ментора

Образац **Q2.НА.04-05** - Издање 1

UNIVERSITY OF NOVI SAD ● **FACULTY OF TECHNICAL SCIENCES**
21000 NOVI SAD, Trg Dositeja Obradovića 6

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number, **ANO**:	
Identification number, **INO**:	
Document type, **DT**:	Monographic publication
Type of record, **TR**:	Textual printed material
Contents code, **CC**:	
Author, **AU**:	Nada Zarić
Mentor, **MN**:	Igor Dejanović, Phd., full professor
Title, **TI**:	Template and tutorial for thesis preparation
Language of text, **LT**:	Serbian
Language of abstract, **LA**:	Serbian/English
Country of publication, **CP**:	Republic of Serbia
Locality of publication, **LP**:	Vojvodina
Publication year, **PY**:	2026
Publisher, **PB**:	Author's reprint
Publication place, **PP**:	Novi Sad, Dositeja Obradovica sq. 6
Physical description, **PD**: (chapters/pages/ref./tables/pictures/graphs/appendixes)	3/19/15/0/3/0/0
Scientific field, **SF**:	Electrical and Computer Engineering
Scientific discipline, **SD**:	Applied computer science and informatics
Subject/Key words, **S/KW**:	Template, thesis, tutorial
UC	
Holding data, **HD**:	The Library of Faculty of Technical Sciences, Novi Sad
Note, **N**:	
Abstract, **AB**:	This document provides guidelines for writing final theses at the Faculty of Technical Sciences, University of Novi Sad. At the same time, it serves as a Typst template.
Accepted by the Scientific Board on, **ASB**:	
Defended on, **DE**:	01.01.2025
Defended Board, **DB**: President:	Petar Petrović, Phd., assoc. professor
Member:	Marko Marković, Phd., asist. professor
Member:	
Member, Mentor:	Igor Dejanović, Phd., full professor

Menthor's sign

Obrazac **Q2.HA.04-05** - Izdanje 1

УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ ● **ФАКУЛТЕТ ТЕХНИЧКИХ НАУКА**
21000 НОВИ САД, Трг Доситеја Обрадовића 6

ИЗЈАВА О НЕПОСТОЈАЊУ СУКОБА ИНТЕРЕСА

Изјављујем да нисам у сукобу интереса у односу ментор – кандидат и да нисам члан породице (супружник или ванбрачни партнер, родитељ или усвојитељ, дете или усвојеник), повезано лице (крвни сродник ментора/кандидата у правој линији, односно у побочној линији закључно са другим степеном сродства, као ни физичко лице које се према другим основама и околностима може оправдано сматрати интересно повезаним са ментором или кандидатом), односно да нисам зависан/на од ментора/кандидата, да не постоје околности које би могле да утичу на моју непристрасност, нити да стичем било какве користи или погодности за себе или друго лице било позитивним или негативним исходом, као и да немам приватни интерес који утиче, може да утиче или изгледа као да утиче на однос ментор-кандидат.

У Новом Саду, дана _____

Ментор

_____

Кандидат

_____

Садржај

1 Увод . . . 1
2 Стање у области . . . 3
2.1 Физиолошке основе кардиоваскуларног система . . . 3
2.2 Основе фотоплетизмографије . . . 4
2.3 Карактеристике фотоплетизмографског сигнала . . . 5
2.4 Дигитална обрада фотоплетизмографског сигнала . . . 7
2.5 Издвајање физиолошких информација из фотоплетизмографског сигнала . . . 8
2.6 Контролисано дисање и кардиоваскуларни биофидбек . . . 10
3 Закључак . . . 11
Списак слика . . . 13
Списак листинга . . . 15
Биографија . . . 17
Литература . . . 19

Глава 1

Увод

Носиви уређаји се све више користе за праћење различитих физиолошких параметара корисника. Савремени паметни сатови садрже сензоре који омогућавају мјерење срчане фреквенције, засићености крви кисеоником, температуре коже и других величина повезаних са физиолошким стањем организма. Њихова предност је могућност прикупљања података непосредно на тијелу корисника, без потребе за посебном лабораторијском опремом. Поред самог мјерења, расположива рачунарска снага ових уређаја омогућава и обраду података током њиховог прикупљања. На тај начин паметни сат може бити дио система који кориснику пружа информације о његовом тренутном физиолошком стању у реалном времену.

Једна од метода која се користи у паметним сатовима јесте фотоплетизмографија, на основу које се добија фотоплетизмографски (PPG) сигнал. Ријеч је о оптичкој методи којом се региструју промјене запремине крви у ткиву настале током срчаног циклуса. Анализом овог сигнала могу се издвојити информације повезане са срчаном активношћу и одредити параметри као што је срчана фреквенција. Паметни сатови PPG мјерење најчешће користе као основу за аутоматско израчунавање одређених физиолошких параметара. Приступ самом сигналу, међутим, омогућава његову додатну обраду и праћење промјена које се јављају у току мјерења.

Могућност праћења физиолошких промјена у реалном времену отвара простор за примјену биолошке повратне информације, односно *biofeedback*-а. Основна идеја овог приступа је да корисник добија информацију о физиолошком параметру који се тренутно мјери и на основу ње може пратити реакцију сопственог организма. Једна од активности која може утицати на срчану активност јесте контролисано дисање, при којем се ритам дисања задаје током одређеног временског периода. Ако се при томе истовремено приказује срчана фреквенција, корисник може пратити њене промјене током извођења вјежбе. На тај начин мјерење се не користи само за прикупљање података, већ и као средство за непосредно праћење физиолошког одговора.

У оквиру овог рада развијен је систем за праћење физиолошких параметара заснован на паметном сату и мобилном телефону. Систем се састоји од апликације за паметни сат *Samsung Galaxy Watch* и пратеће мобилне апликације за оперативни систем *Android*. Апликација на сату приступа расположивим сензорима, прикупља податке, обрађује одређена мјерења и приказује резултате кориснику. Мобилна апликација прима податке са сата и омогућава њихов приказ на телефону, док је између двије апликације реализована комуникација за размјену података. Развијени систем омогућава континуирано праћење срчане фреквенције и температуре коже, док се мјерење засићености крви кисеоником и прикупљање PPG сигнала покреће на захтјев корисника.

Посебан дио система намијењен је прикупљању и обради PPG сигнала директно на паметном сату. Поступак обраде обухвата припрему сигнала, коришћење доступних канала PPG сигнала, уклањање споро промјенљиве компоненте, филтрирање и детекцију врхова. На основу детектованих врхова израчунава се срчана фреквенција, док се обрађени сигнал и резултати обраде приказују на екрану сата. Током истог мјерења кориснику се приказују и упутства за вођено дисање кроз смјену дефинисаних фаза циклуса дисања. На тај начин корисник истовремено прати инструкције за дисање и промјене своје срчане активности.

Циљ рада је пројектовање и реализација система који омогућава прикупљање, обраду и приказ физиолошких података коришћењем паметног сата и мобилног телефона. Посебан циљ је развој поступка за обраду PPG сигнала у реалном времену и издвајање информација о срчаној активности из прикупљеног сигнала. Развијени систем се затим користи за испитивање могућности примјене биолошке повратне информације

током вођеног дисања. Анализира се да ли се током коришћења система може уочити смањење срчане фреквенције и како се њена вриједност мијења током вјежбе.

Рад је организован у више поглавља која прате развој и испитивање система. Након увода дат је преглед релевантних појмова, постојећих приступа и технологија на којима се рад заснива. Затим су описани коришћени уређаји и сензори, архитектура система, начин комуникације између апликација и поступак прикупљања и обраде података. Посебно су описани обрада PPG сигнала у реалном времену и реализација вођеног дисања са повратном информацијом о срчаној активности. У завршном дијелу рада приказани су поступак тестирања, добијени резултати, њихова анализа и закључци изведени на основу спроведених мјерења. (Овај пасус ће вјероватно да се промјени док напишем остала поглавља.)

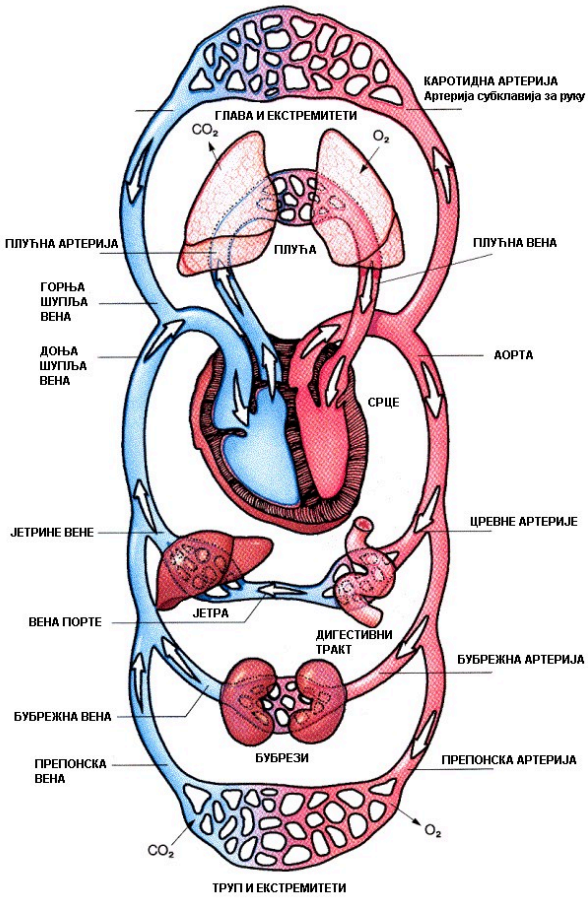
Глава 2

Стање у области

У овом поглављу приказане су теоријске основе и релевантна истраживања неопходна за разумијевање система за праћење физиолошких параметара заснованог на носивом уређају. Посебна пажња посвећена је фотоплетизмографији, принципу настанка фотоплетизмографског сигнала, његовим карактеристикама и поступцима дигиталне обраде. Размотрени су и приступи издвајању физиолошких информација из сигнала, као и утицај контролисаног дисања на кардиоваскуларну активност и примјена биофидбека. На крају су описане карактеристике носивих уређаја које омогућавају прикупљање, обраду и приказ физиолошких података.

2.1 Физиолошке основе кардиоваскуларног система

Кардиоваскуларни систем обезбјеђује непрекидно кретање крви кроз плућну и системску циркулацију, које су међусобно повезане у јединствен ток. Срце представља његов централни орган и састоји се од четири шупљине: десне и лијеве преткоморе и десне и лијеве коморе. Крв из системске циркулације враћа се у десну преткомору, прелази у десну комору и потом се потискује у плућни крвоток. Из плућа се крв плућним венама враћа у лијеву преткомору, прелази у лијеву комору и из ње се потискује у аорту, чиме започиње системска циркулација [1]. Основна организација крвотока и правац кретања крви кроз плућну и системску циркулацију приказани су на слици 1.



Слика 1: Плућна и системска циркулација.

Рад срца одвија се циклично, при чему се током сваког срчаног циклуса смјењују периоди контракције и опуштања срчаног мишића. Посматрано на нивоу комора, разликују се дијастолна и систолна фаза. Током дијастоле, коморе су опуштене и пуне се крвљу, док се током систоле контрахују и избацују крв у плућну артерију и аорту [2]. Као посљедица цикличног рада срца, притисак и проток у циркулацији нису континуирани, већ имају пулсатилан карактер [3].

Избацивање крви из лијеве коморе у аорту ствара пулсни талас који се шири од срца дуж аорте и даље кроз артеријски систем. Током ширења, дио таласа се рефлектује на мјестима промјене импедансе, као што су гранања артерија, смањење њиховог пречника и промјене локалне крутости артерија. На тај начин артеријски талас представља комбинацију компоненте која се шири од срца према периферији и рефлектованих компоненти које се враћају према срцу. Ширење и рефлексија таласа у артеријском систему утичу на његове карактеристике на периферним мјестима мјерења [3].

Доласком пулсног таласа до периферних дијелова циркулације јављају се периодичне промјене запремине крви у периферним крвним судовима. Ове промјене временски су повезане са срчаним циклусом и омогућавају да се периодична активност срца прати и на мјестима удаљеним од самог срца. Промјене запремине крви у микроваскуларном слоју коже могу се регистровати са површине тијела и представљају физиолошку основу фотоплетизмографског мјерења [4].

2.2 Основе фотоплетизмографије

Фотоплетизмографија (енгл. *photoplethysmography*, PPG) представља неинвазивну оптичку методу за регистровање промјена запремине крви у микроваскуларном слоју коже. Добијени фотоплетизмографски сигнал садржи пулсатилну компоненту која је повезана са промјенама запремине артеријске крви и временски је усклађена са срчаним циклусом. Мјерење се заснива на регистровању промјена интензитета свјетлости након њене интеракције са биолошким ткивом. За ту сврху користе се извор свјетлости и фотодетектор, чији ће распоред и начин мјерења бити детаљније описани у наставку [4].

Свјетлост усмјерена према кожи пролази кроз различите структуре ткива, при чему се један њен дио апсорбује, а други расија. Степен апсорпције и расијања зависи од састава ткива кроз које се свјетлост простире. Током срчаног циклуса мијењају се запремина крви и пречник артерија на мјесту мјерења, због чега се мијења и количина свјетлости која након интеракције са ткивом доспијева до фотодетектора. На тај начин периодичне промјене у периферном крвотоку доводе до промјена регистрованог интензитета свјетлости [4].

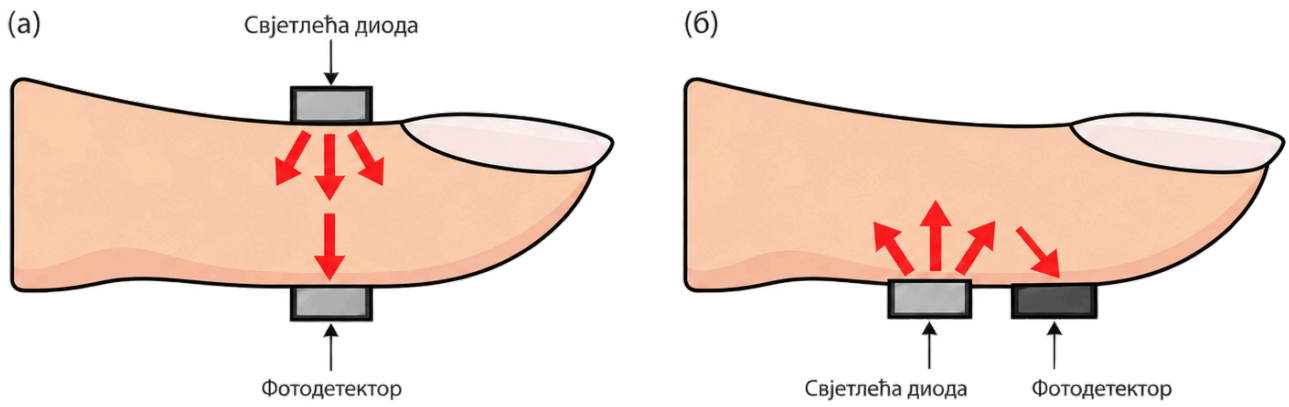
Зависност између слабљења свјетлости и особина средине кроз коју се она простире може се у поједностављеном облику описати Бер–Ламбертовим законом. Овај закон повезује промјену интензитета свјетлости са концентрацијом супстанце која је апсорбује и дужином оптичког пута кроз посматрану средину [4]:

$$I = I_0 e^{-\varepsilon l c}$$

гдје је I_0 интензитет упадне свјетлости, I интензитет пропуштене свјетлости, ε коефицијент екстинкције који описује способност супстанце да апсорбује свјетлост одређене таласне дужине, l дужина оптичког пута, а c концентрација те супстанце. Биолошко ткиво, међутим, представља сложену средину у којој поред апсорпције долази и до расијања свјетлости, због чега основни облик Бер–Ламбертовог закона не описује у потпуности стварне услове мјерења. Због тога су развијени модификовани облици Бер–Ламбертовог закона који узимају у обзир расијање свјетлости и ефективну дужину оптичког пута [5].

Основне компоненте фотоплетизмографског сензора су извор свјетлости, најчешће свјетлећа диода (енгл. *light-emitting diode*, LED), и фотодетектор који региструје свјетлост након њене интеракције са ткивом. У зависности од начина регистровања свјетлости, разликују се трансмисиона и рефлексиона конфигурација фотоплетизмографског мјерења, које су приказане на слици 2. Код трансмисионе конфигурације региструје се свјетлост која је прошла кроз ткиво, док се код рефлексионе конфигурације мјери свјетлост која се након интеракције са ткивом враћа према површини. Трансмисиона конфигурација често се примјењује

код пулсних оксиметара, док се рефлексиона конфигурација често примјењује у носивим уређајима, као што су паметни сатови и наруквице за праћење физичке активности [6].



Слика 2: Конфигурације фотоплетизмографског мјерења: (а) трансмисиона и (б) рефлексиона.

У фотоплетизмографском мјерењу могу се користити различите таласне дужине свјетлости, а њихов избор утиче на дубину продирања у ткиво и карактеристике регистрованог сигнала. Зелена свјетлост се често користи у носивим уређајима јер омогућава добијање израженог пулсатилног сигнала погодног за праћење срчане фреквенције. Црвена и инфрацрвена свјетлост продиру дубље у ткиво у односу на зелену, па могу регистровати промјене које потичу из дубљих васкуларних структура [6]. Оксигенисани и деоксигенисани хемоглобин различито апсорбују црвену и инфрацрвену свјетлост, па се поређењем фотоплетизмографских сигнала добијених при овим таласним дужинама може процијенити засићеност артеријске крви кисеоником (SpO_2) [4].

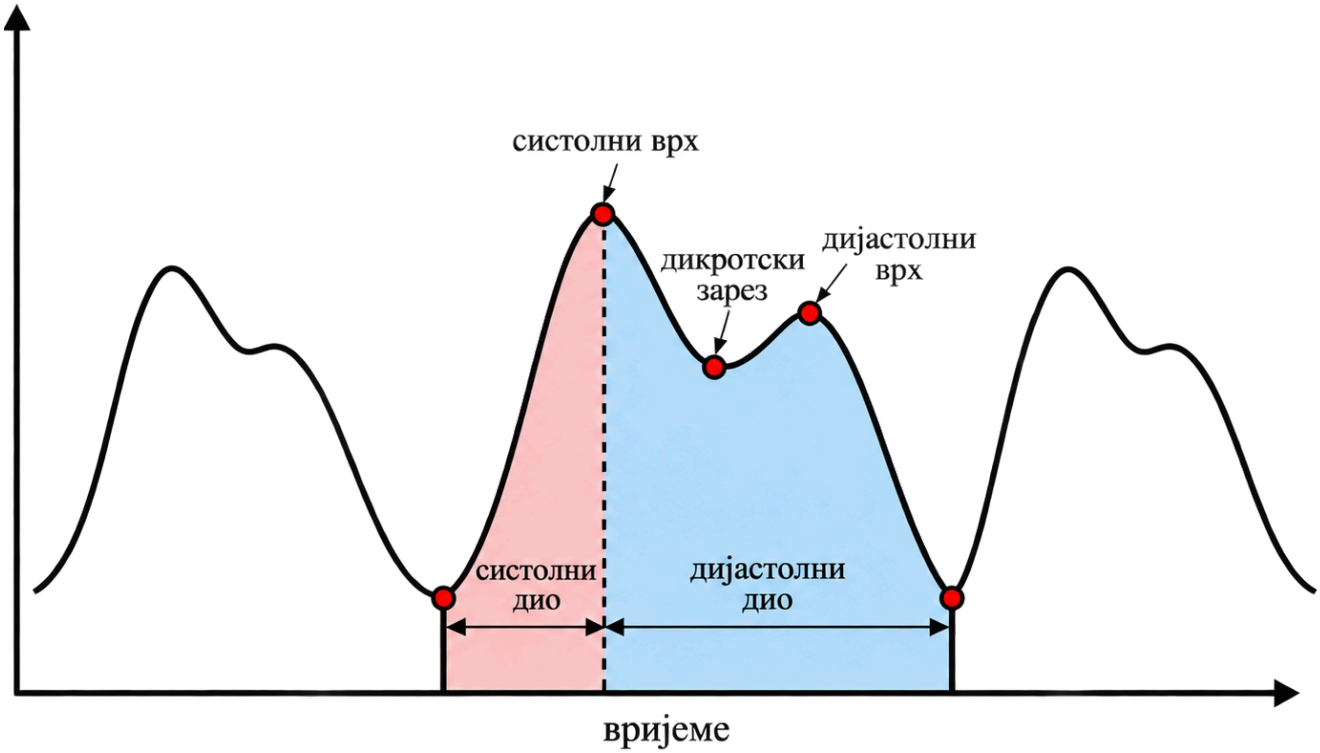
2.3 Карактеристике фотоплетизмографског сигнала

Фотоплетизмографски сигнал може се посматрати као комбинација пулсатилне и непулсатилне компоненте. Пулсатилна компонента (енгл. *alternating current*, AC) настаје усљед периодичних промјена запремине артеријске крви и временски је повезана са срчаним циклусом. Непулсатилна компонента (енгл. *direct current*, DC) представља споро промјењиви основни ниво сигнала. На њу утичу основна количина крви и остале структуре ткива, али и спорији физиолошки процеси, као што је, на примјер, дисање. Периодичне промјене повезане са срчаним циклусом зато се у сигналу испољавају као промјене AC компоненте у односу на DC основни ниво [4].

Фотоплетизмографски сигнал састоји се од понављајућих таласних облика, при чему сваки од њих одговара једном срчаном циклусу. Појединачни талас може се подијелити на систолни и дијастолни дио. Током систолног дијела сигнал расте јер се, након избацивања крви из лијеве коморе срца, повећава запремина крви на мјесту мјерења. Највиша тачка таласа назива се систолни врх и одговара највећој запремини крви током посматраног циклуса. Након систолног врха сигнал почиње да опада и прелази у дијастолни дио таласа [4].

На дијастолном дијелу таласа често се уочава мање удубљење које се назива дикротски зарез. Он представља локални минимум таласа и јавља се у периоду када се завршава избацивање крви из лијеве коморе срца и затвара аортни залистак, чиме се спречава повратак крви из аорте у комору. Затварање аортног залиска праћено је краткотрајном промјеном притиска у артеријском систему, која се на фотоплетизмографском сигналу може уочити као овај зарез. Након дикротског зареза сигнал може поново накратко порасти и формирати мањи дијастолни врх. Овај пораст повезује се са промјенама притиска током дијастоле и са дијелом пулсног таласа који се са периферних дијелова артеријског система враћа према срцу. Дикротски зарез и дијастолни врх не морају бити једнако изражени у сваком PPG сигналу, јер њихов положај и облик

зависе од особина артеријског система, а могу се мијењати и са старошћу [7]. Карактеристични дијелови и тачке једног PPG таласа приказани су на слици 3.



Слика 3: Карактеристични дијелови и тачке PPG таласа.

Поред самог облика таласа, из PPG сигнала могу се посматрати и његове временске и амплитудне карактеристике. Временски размак између одговарајућих тачака два сусједна таласа, на примјер између два систолна врха, одговара интервалу између два узастопна пулса. Овај интервал представља основу за одређивање учесталости пулса. Амплитуда појединачног PPG таласа представља разлику између његовог почетног нивоа и систолног врха и показује колико је изражена пулсатилна промјена регистрованог сигнала. Њена вриједност зависи и од индивидуалних особина ткива, мјеста мјерења и контакта сензора са кожом, као и од других услова прикупљања сигнала, па се мора тумачити у контексту конкретног мјерења [4], [6].

Облик и квалитет PPG сигнала нису непромијењени, већ зависе од физиолошких карактеристика особе и услова у којима се мјерење обавља. Најзначајнији фактори који могу утицати на изглед регистрованог сигнала су:

- Особине артеријског система - еластичност крвних судова и старост особе утичу на морфологију таласа, због чега дикротски зарез и дијастолни врх могу бити више или мање изражени.
- Артефакти покрета - помјерање сензора у односу на кожу може изазвати промјене амплитуде и облика сигнала које нису посљедица срчане активности.
- Контакт и положај сензора - различит притисак, нестабилан контакт са кожом и промјена мјеста мјерења могу утицати на количину свјетлости која доспијева до фотодетектора и тиме промијенити регистровани сигнал.
- Амбијентално свјетло - спољашњи извори свјетлости могу доспјети до фотодетектора и увести додатну компоненту у измјерени сигнал.

Због наведених утицаја, карактеристичне тачке PPG таласа не морају бити једнако изражене у сваком мјерењу, а присутне сметње могу их додатно прикрити или изобличити. Квалитет прикупљеног сигнала зато непосредно утиче на поузданост физиолошких информација које се из њега касније издвајају [4], [6], [7].

2.4 Дигитална обрада фотоплетизмографског сигнала

Претходно описан PPG сигнал може се представити поједностављеним моделом:

$$PPG(t) = DC(t) + AC(t) + n(t)$$

гдје је $DC(t)$ споро промјенљива непулсатилна компонента, $AC(t)$ пулсатилна компонента повезана са срчаним циклусом, док $n(t)$ обухвата шум и артефакте присутне током мјерења. За анализу срчане активности од посебног је значаја очување пулсатилне компоненте и карактеристичног облика PPG таласа. Присуство споро промјенљивог основног нивоа и различитих сметњи (шума) може отежати препознавање тих карактеристика у сировом сигналу, због чега се прије даље анализе примјењују поступци дигиталне обраде.

У дигиталном систему PPG сигнал се представља низом узорака, односно вриједностима измјерених у одређеним временским тренуцима. Број узорака који се прикупе током једне секунде назива се фреквенција узорковања и изражава се у херцима (Hz). Поред фреквенције узорковања, овом јединицом описује се и фреквенцијски садржај сигнала, односно брзина којом се поједине периодичне промјене јављају у оквиру сигнала.

У фреквенцијском садржају PPG сигнала могу се издвојити области у којима се јављају различите врсте промјена. Веома споре промјене основног нивоа најчешће се јављају на фреквенцијама испод приближно 0,1 Hz, док промјене повезане са дисањем могу бити присутне приближно у опсегу од 0,1 до 0,5 Hz. Пулсатилна AC компонента повезана са срчаном активношћу код здравих особа обично се налази изнад 0,5 Hz [4]. Оваква расподјела фреквенцијског садржаја омогућава да се при даљој дигиталној обради сигнала одреде области које је потребно сачувати и оне чији се утицај може умањити филтрирањем, како би се смањио утицај сметњи и добио сигнал погоднији за даљу анализу.

За издвајање жељених фреквенцијских области примјењују се дигитални филтери, којима се одређене компоненте сигнала пропуштају, док се друге умањују. Нископропусни филтер пропушта компоненте испод задате граничне фреквенције и умањује компоненте виших фреквенција, док високопропусни филтер има супротно дејство и задржава компоненте изнад граничне фреквенције. Комбиновањем ова два приступа добија се филтер пропусник опсега, којим се задржава садржај између доње и горње граничне фреквенције [8]. Избор типа филтера и његових параметара утиче на степен умањења сметњи, али и на очување облика PPG таласа, због чега се различита рјешења бирају у складу са циљем анализе [9].

Након избора типа филтера, потребно је одредити и његове граничне фреквенције, које значајно утичу на облик филтрираног PPG таласа. У литератури се доња граница пропусног опсега често поставља око 0,5 Hz, док се за горњу границу користе различите вриједности, као што су 5 Hz, 10 Hz и 12 Hz [4], [7]. Снижавањем горње граничне фреквенције јаче се умањују високофреквенцијске компоненте и сигнал постаје глађи, али се могу ослабити и поједини детаљи његове морфологије. Са друге стране, виша горња граница омогућава очување већег дијела облика таласа, али истовремено пропушта и већи дио високофреквенцијског садржаја [10]. На понашање филтера утиче и његов ред. Виши ред омогућава оштрији прелаз између пропусног и непропусног опсега, али истовремено повећава сложеност обраде и може израженије утицати на временске и фазне карактеристике сигнала [8].

За уклањање или умањење DC компоненте PPG сигнала примјењују се различити поступци, који се разликују према начину издвајања или процјене споро промјенљивог основног нивоа [4]:

- високопропусно филтрирање - нискофреквенцијске промјене основног нивоа умањују се постављањем одговарајуће граничне фреквенције филтера,
- процјена и одузимање основног нивоа - спора компонента се најприје процјењује на основу локалних вриједности сигнала, након чега се одузима од оригиналног сигнала,

- уклањање тренда и сложенији поступци процјене - основни ниво може се апроксимирати интерполацијом или полиномском функцијом, док сложенији приступи обухватају таласну трансформацију и адаптивно филтрирање.

Један од начина процјене основног нивоа PPG сигнала заснива се на покретном просјеку. За сваки посматрани узорак израчунава се средња вриједност узорака који припадају локалном прозору, а прозор се затим помјера дуж сигнала. Тако добијена вриједност користи се као процјена основног нивоа сигнала у посматраном дијелу и може се одузети од оригиналног сигнала. Избор величине и положаја прозора утиче на то колико ће добијена процјена пратити промјене основног нивоа и у којој мјери ће на њу утицати пулсатилни дио сигнала [11]. Према положају прозора у односу на посматрани узорак могу се разликовати два приступа:

- центрирани прозор - обухвата узорке који се налазе и прије и послије посматраног узорка. На тај начин локална средња вриједност одређује се симетрично у односу на тренутни положај у сигналу. Пошто је за израчунавање потребан и дио сигнала који тек треба да буде прикупљен, овај приступ уводи одређено кашњење у обради [8], [11],
- каузални прозор - обухвата тренутни и претходно прикупљене узорке. За његово израчунавање нису потребне будуће вриједности сигнала, па се нова процјена основног нивоа може добити чим пристигне нови узорак. Због тога је овај приступ погодан за обраду сигнала у реалном времену [8].

На резултат процјене основног нивоа утиче и величина прозора, односно временски интервал сигнала који се користи за израчунавање покретног просјека. Ако је прозор кратак, средња вриједност се рачуна на основу мањег дијела сигнала, па може пратити и промјене настале самим пулсним таласом. Повећањем прозора утицај појединачних пулсних промјена на просјек се смањује, али превелик прозор може спорије пратити стварне промјене основног нивоа [12]. Величина прозора може се одредити и у односу на трајање срчаног циклуса. У једном приступу, на примјер, коришћен је прозор чије је трајање било један и по пута дуже од процијењеног интервала између два узастопна откуцаја [11].

Посебан проблем при обради PPG сигнала представљају артефакти покрета, јер се њихов фреквенцијски садржај може преклапати са фреквенцијама које садрже корисне пулсатилне информације. Артефакти покрета могу се јављати приближно у опсегу од 0,01 до 10 Hz, док се главни фреквенцијски садржај PPG сигнала налази приближно између 0,5 и 5 Hz. Због овог преклапања није увијек могуће једноставним фреквенцијским филтрирањем раздвојити сметњу од физиолошког дијела сигнала. Зато се за њихово умањење примјењују и поступци који користе додатне информације о покрету или више истовремено регистрованих сигнала [4]. За умањење артефаката покрета могу се примјењивати различити приступи [13]:

- коришћење података акцелерометра - сигнал акцелерометра може служити као референца за процјену компоненти PPG сигнала насталих усљед покрета. На основу тих података могу се примјењивати адаптивни филтери којима се утицај покрета умањује,
- вишеталасна обрада - истовремено регистровани PPG сигнали различитих таласних дужина могу се користити за процјену и умањење артефаката покрета. У једном приступу зелени PPG сигнал коришћен је као главни сигнал за праћење срчане активности, док је инфрацрвени сигнал служио као референца за покрет. На основу инфрацрвеног сигнала процјењивана је компонента настала усљед покрета, која је затим прилагођавана зеленом сигналу и коришћена за његову корекцију.
- разлагање сигнала - PPG сигнал може се раздвојити на више компоненти које се разликују по својим временским и фреквенцијским карактеристикама. На основу тих разлика настоје се препознати компоненте које претежно садрже пулсатилну активност и оне у којима су израженије сметње настале усљед покрета. За ову сврху могу се користити поступци као што је таласна трансформација.

2.5 Издвајање физиолошких информација из фотоплетизмографског сигнала

Након претходне дигиталне обраде, даља анализа PPG сигнала заснива се на одређивању временских положаја карактеристичних тачака појединачних пулсних таласа. За одређивање пулсних интервала од посебног је значаја систолни врх, јер његово понављање омогућава праћење временског размака између

узастопних пулсева. У зависности од циља анализе, могу се издвајати и друге карактеристичне тачке, као што су почетак пулса, дикротски зарез и дијастолни врх. Њихови временски положаји и међусобни односи могу се користити за анализу морфологије PPG таласа и извођење додатних физиолошких информација [4], [7].

Детекција систолних врхова најприје подразумијева проналажење могућих кандидата у PPG сигналу. Један приступ заснива се на проналажењу локалних максимума, односно тачака чија је вриједност већа од сусједних вриједности сигнала. Други приступ користи промјену нагиба таласа: током узлазног дијела PPG таласа нагиб је позитиван, док након систолног врха постаје негативан, па прелаз из позитивног у негативан нагиб може указивати на појаву врха. На оба приступа могу утицати шум, дикротски зарез и друге локалне промјене облика таласа, због чега само проналажење кандидата није увијек довољно за поуздану детекцију [4].

Након проналажења кандидата могу се примијенити додатни услови за њихово прихватање као систолних врхова. Један од њих је праг амплитуде, којим се одбацују мање промјене сигнала које вјероватно не представљају стварни пулсни врх. Такође се може задати минимално временско растојање између два узастопна прихваћена врха, чиме се спречава да више блиских локалних промјена буде протумачено као више различитих пулсева. Ови услови могу се комбиновати са различитим начинима проналажења кандидата, док претходно филтрирање сигнала додатно смањује утицај шума на детекцију [4].

Временски размак између два узастопна систолна врха представља интервал између узастопних пулсева (енгл. *pulse-to-pulse interval*, PPI). Ако су временски положаји два узастопна врха означени са t_i и t_{i+1}, одговарајући пулсни интервал одређује се као

$$PPI_i = t_{i+1} - t_i$$

На основу његовог трајања може се одредити фреквенција пулса (енгл. *pulse rate*, PR):

$$PR_i = \frac{60}{PPI_i}$$

гдје је PPI_i изражен у секундама, а PR_i бројем пулсева у минути. У нормалним условима сваки срчани циклус доводи до појаве одговарајућег пулсног таласа у периферној циркулацији, па се фреквенција пулса добијена из PPG сигнала може користити као процјена срчане фреквенције [4], [6].

Пулсни интервали нису потпуно једнаког трајања, већ се њихове вриједности мијењају током времена. Варијабилност низа интервала добијених из пулсног таласа назива се варијабилност фреквенције пулса (енгл. *pulse rate variability*, PRV). Иако је PRV повезана са варијабилношћу срчане фреквенције (енгл. *heart rate variability*, HRV), ови појмови нису потпуно еквивалентни. HRV се одређује на основу временских интервала између узастопних срчаних циклуса регистрованих електрокардиограмом, док се PRV изводи из временских интервала између периферних пулсних таласа регистрованих PPG сигналом [6].

Разлика између PRV и HRV настаје зато што пулсни талас не доспијева до периферног мјеста мјерења истовремено са електричном активацијом срца. Након електричне активације потребно је одређено вријеме за избацивање крви из срца, а затим и за ширење пулсног таласа кроз артеријски систем до мјеста на којем се региструје PPG сигнал. Промјене ових временских интервала могу утицати на разлику између варијабилности измјерене електрокардиограмом и оне добијене из PPG сигнала. Због тога PRV и HRV у одређеним условима могу показивати сличне промјене, али се при њиховом поређењу мора узети у обзир да су одређене на основу различитих физиолошких сигнала [6].

Информације које се могу издвојити из PPG сигнала нису ограничене само на временски положај систолних врхова и интервале између њих. Амплитуда, облик и друге морфолошке карактеристике пулсног таласа такође су повезане са промјенама у кардиоваскуларном систему и могу се користити при процјени различитих физиолошких параметара [4]. PPG сигнал се, самостално или у комбинацији са другим мјере-

њима, може користити за одређивање засићености крви кисеоником, процјену респираторне фреквенције и крвног притиска, као и за анализу појединих особина артеријског система [6]. Које се информације могу поуздано издвојити зависи од карактеристика измјереног сигнала, начина мјерења и поступка његове анализе.

2.6 Контролисано дисање и кардиоваскуларни биофидбек

Дисање и кардиоваскуларна активност међусобно су повезани физиолошки процеси. Током респираторног циклуса долази до промјена срчане фреквенције, артеријског притиска и протока крви, а у њиховом настанку и регулацији учествују механички и аутономни механизми. Промјена фреквенције дисања може утицати на карактер кардиоваскуларних осцилација, што је нарочито изражено при спором контролисаном дисању [14]. Ова повезаност представља физиолошку основу за поступке кардиоваскуларног биофидбека, у којима се кориснику током контролисаног дисања приказују информације о промјенама кардиоваскуларног одговора [15].

2.6.1 Физиолошка повезаност дисања и кардиоваскуларног система

Један од механизама који повезује дисање са промјенама срчане активности јесте дјеловање аутономног нервног система. Он учествује у регулацији рада срца и прилагођавању срчане фреквенције промјенама у организму. Његова два основна дијела, симпатички и парасимпатички, имају супротне утицаје на срчану фреквенцију. Симпатичка активност доприноси њеном повећању, док парасимпатичка активност, која се на срце преноси углавном посредством вагусног нерва, доприноси њеном смањењу. Активност ових механизама мијења се током респираторног циклуса, чиме аутономна регулација учествује у повезивању дисања и промјена срчане фреквенције [14].

Повезаност дисања и промјена срчане фреквенције испољава се кроз појаву која се назива респираторна синусна аритмија (енгл. *respiratory sinus arrhythmia*, RSA). Она представља варијације срчане фреквенције које се јављају у складу са фазама респираторног циклуса. Током удисаја интервали између узастопних срчаних циклуса се скраћују, односно срчана фреквенција се повећава, док се током издисаја ови интервали продужавају и срчана фреквенција смањује. Промјена фреквенције дисања може утицати на учесталост и израженост осцилација срчане фреквенције повезаних са дисањем [14].

2.6.2 Споро контролисано дисање

2.6.3 Кардиоваскуларни биофидбек

Глава 3

Закључак

Списак слика

Слика 1 Плућна и системска циркулација. 3
Слика 2 Конфигурације фотоплетизмографског мјерења: (а) трансмисиона и (б) рефлексиона. 5
Слика 3 Карактеристични дијелови и тачке PPG таласа. 6

Списак листинга

Биографија

Нада Зарић је рођена 05.04.2001. године у Брчком, Босна и Херцеговина. Основно образовање стекла је у Основној школи „Свети Сава“ у Лопарама, Босна и Херцеговина. Након завршене основне школе, образовање је наставила у СЦ „Вук Караџић“ у Лопарама, на смјеру Гимназија – општи смјер. Успјешно је матурирала 2020. године са просјечном оцјеном 5,00. За изузетан успјех током средњошколског образовања награђена је Вуковом дипломом.

Након завршене средње школе, 2020. године уписала је основне академске студије на Факултету техничких наука Универзитета у Новом Саду, на студијском програму Софтверско инжењерство и информационе технологије. Основне академске студије завршила је 2024. године са просјечном оцјеном 9,47, чиме је стекла звање дипломираног инжењера софтвера.

Исте године уписала је мастер академске студије на Факултету техничких наука Универзитета у Новом Саду, на студијском програму Софтверско инжењерство и информационе технологије. Положила је све испите предвиђене наставним планом и програмом мастер академских студија и стекла услов за одбрану мастер рада.

Литература

[1] I. S. Ho, “Visualizing the Cardiac Cycle: A Useful Tool to Promote Student Understanding,” *Journal of Microbiology & Biology Education*, vol. 12, no. 1, pp. 56–58, 2011.

[2] A. B. Casabianca and D. E. Becker, “Cardiovascular Monitoring: Physiological and Technical Considerations,” *Anesthesia Progress*, vol. 56, no. 2, pp. 53–60, 2009.

[3] T. Weber and J. A. Chirinos, “Pulsatile arterial haemodynamics in heart failure,” *European Heart Journal*, vol. 39, no. 43, pp. 3847–3854, 2018.

[4] J. Park, H. S. Seok, S.-S. Kim, and H. Shin, “Photoplethysmogram Analysis and Applications: An Integrative Review,” *Frontiers in Physiology*, vol. 12, 2022.

[5] I. Oshina and J. Spigulis, “Beer–Lambert law for optical tissue diagnostics: current state of the art and the main limitations,” *Journal of Biomedical Optics*, vol. 26, no. 10, 2021.

[6] P. H. Charlton, P. A. Kyriacou, J. Mant, V. Marozas, P. Chowienczyk, and J. Alastruey, “Wearable Photoplethysmography for Cardiovascular Monitoring,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 110, no. 3, pp. 355–381, 2022.

[7] S. Moscato, L. Palmerini, P. Palumbo, and L. Chiari, “Quality Assessment and Morphological Analysis of Photoplethysmography in Daily Life,” *Frontiers in Digital Health*, vol. 4, 2022.

[8] A. Widmann, E. Schröger, and B. Maess, “Digital filter design for electrophysiological data - a practical approach,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 250, pp. 34–46, 2015.

[9] Y. Liang, M. Elgendi, Z. Chen, and R. Ward, “An optimal filter for short photoplethysmogram signals,” *Scientific Data*, vol. 5, 2018.

[10] D. G. Lapitan, D. A. Rogatkin, E. A. Molchanova, and A. P. Tarasov, “Estimation of phase distortions of the photoplethysmographic signal in digital IIR filtering,” *Scientific Reports*, vol. 14, 2024.

[11] Q. Tang, Z. Chen, C. Menon, R. Ward, and M. Elgendi, “PPGTempStitch: A MATLAB Toolbox for Augmenting Annotated Photoplethysmogram Signals,” *Sensors*, vol. 21, no. 12, 2021.

[12] Y. Chen, D. Li, Y. Li, X. Ma, and J. Wei, “Use Moving Average Filter to Reduce Noises in Wearable PPG During Continuous Monitoring,” in *EHealth 360°*, in Lecture Notes of the Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering, vol. 181. 2017, pp. 193–203.

[13] Y. Zhang *et al.*, “Motion Artifact Reduction for Wrist-Worn Photoplethysmograph Sensors Based on Different Wavelengths,” *Sensors*, vol. 19, no. 3, p. 673, 2019.

[14] M. A. Russo, D. M. Santarelli, and D. O'Rourke, “The physiological effects of slow breathing in the healthy human,” *Breathe*, vol. 13, no. 4, pp. 298–309, 2017.

[15] P. M. Lehrer and R. Gevirtz, “Heart rate variability biofeedback: how and why does it work?,” *Frontiers in Psychology*, vol. 5, p. 756, 2014.