

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

DIPLOMSKI RAD br. 1694

**Sustav za neinvazivno praćenje
fizioloških parametara sportaša**

Vicko Čagalj

Zagreb, lipanj 2018.

Zagreb, 9. ožujka 2018.

DIPLOMSKI ZADATAK br. 1694

Pristupnik: **Vicko Čagalj (0036474848)**
Studij: Elektrotehnika i informacijska tehnologija
Profil: Elektroničko i računalno inženjerstvo

Zadatak: **Sustav za neinvazivno praćenje fizioloških parametara sportaša**

Opis zadatka:

U okviru diplomskog rada potrebno je osmisliti ugradbeni računalni sustav za neinvazivno praćenje ključnih pokazatelja sportaša tijekom treninga, kao što su srčani ritam, temperatura tijela, vodljivost kože i detekcija udara ili padova. Potrebno je odabrati pogodne senzore za mjerenje ovih fizioloških veličina, sustave za prilagodbu i predobradu izmjerenih električkih veličina i njihovu pretvorbu u digitalni oblik. Nadalje, potrebno je odabrati odgovarajuće ugradbeno računalo za prihvatanje, kalibraciju i obradu izmjerenih signala, te eventualno prosljeđivanje podataka u mobilnu aplikaciju putem bežičnog sučelja, radi dodatne obrade i prikaza korisnicima.

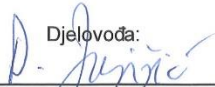
Zadatak uručen pristupniku: 16. ožujka 2018.
Rok za predaju rada: 29. lipnja 2018.

Mentor:



Prof. dr. sc. Davor Petrinović

Djelovođa:



Prof. dr. sc. Dražen Jurišić

Predsjednik odbora za
diplomski rad profila:



Prof. dr. sc. Mladen Vučić

Sadržaj

Uvod	1
1. Sport i tehnologija	3
1.1. Sportsko inženjerstvo	4
2. Senzori i nosivi uređaji u sportu	5
2.1. Pregled senzora.....	5
2.1.1. Senzori za mjerenje opterećenja i tlaka	6
2.1.2. Inercijski senzori.....	7
2.1.3. Optički senzori.....	8
2.1.4. Senzori za mjerenje kuta i pomaka.....	8
2.1.5. Senzori kao dio odjeće sportaša	9
2.2. Implementacija i zahtjevi nosivih uređaja	10
2.2.1. Izbor senzora i njihove karakteristike.....	11
2.2.2. Obrada i priprema signala.....	12
2.2.3. Napajanje i snaga.....	14
2.2.4. Akvizicija podataka i memorija.....	15
2.2.5. Bežične tehnologije	15
2.2.6. Obrada podataka	16
2.2.7. Povratna informacija.....	17
2.2.8. Kućište senzorskog sustava	18
3. Sustav za neinvazivno praćenje fizioloških parametara sportaša.....	19
3.1. Motivacija i opis problema	19
3.2. Fiziološki parametri i zahtjevi sustava	20
3.2.1. Temperatura tijela.....	20
3.2.2. Dehidracija – otpor (vodljivost) kože.....	21

3.2.3.	Frekvencija srca	23
3.2.4.	Sile na tijelo	24
3.3.	Glavni dijelovi sustava – spajanje i testiranje	27
3.3.1.	Arduino Uno	27
3.3.2.	Temperaturni senzor – TMP007	29
3.3.3.	ADXL377 akcelerometar	32
3.3.4.	Senzorski sustav za mjerenje frekvencije srca	35
3.3.5.	Komercijalni senzor za mjerenje frekvencije srca.....	41
3.3.6.	GSR senzor	43
4.	Alarmni sustav	47
4.1.	Alarm – PS1240 zvučni signal	47
4.2.	Funkcija playTone()	49
4.3.	Izgled sustava – prototip.....	50
4.4.	Čitanje veličina sa senzora	52
5.	Mogućnosti poboljšanja i proširenja sustava.....	55
5.1.	Napajanje uređaja	55
5.2.	Izrada kućišta uređaja	56
5.3.	Postavljanje uređaja na tijelo	56
5.3.1.	Raspored senzora	56
5.3.2.	Sloboda pokreta	57
5.3.3.	Sigurnost.....	58
5.3.4.	Udobnost.....	58
5.4.	Povratna informacija korisniku	58
	Zaključak	60
	Literatura	61
	Sažetak.....	63

Summary.....	64
Privitak	65

Uvod

Tempo razvoja društva u svim područjima ljudskog djelovanja te dinamika suvremenog načina života, s cijelim spektrom negativnih utjecaja na zdravlje pojedinca, iziskuju obraćanje pažnje na važnost i potrebu tjelesne aktivnosti. Sport je kompleksan društveni fenomen, stoga nije jednostavno utvrditi i jedinstvenu definiciju koja bi obuhvatila i objasnila sve njegove segmente i pristupe izučavanja. S druge strane, ograničena, ali vrlo „zdravstvena” definicija sporta glasila bi ovako: to je tjelesna aktivnost koja značajno poboljšava fiziološke karakteristike pojedinca. Sport je dio života skoro svakog čovjeka. Bavljenje sportom, kao i kretanje općenito, izuzetno je značajno za svakog pojedinca. Sport bitno pridonosi poboljšanju i održavanju zdravlja, povoljno djeluje na psihu i osjećaj zadovoljstva.

U zadnjih deset godina broj profesionalnih mladih sportaša dramatično je porastao. Zbog niza znanstvenih dokaza o pozitivnom utjecaju tjelesnog vježbanja, pojedince koji se redovito bave tjelesnom aktivnošću, a posebice mlade vrhunske sportaše svrstavamo u skupinu zdravih pojedinaca s jedinstvenim životnim stilom i sposobnostima za izvanredna tjelesna dostignuća. Današnji vrhunski sport od sportaša također iziskuje izrazito visoka fiziološka i druga opterećenja te je, analogno navedenom, potreban još ozbiljniji pristup u integraciji znanja različitih struka, kako bi se ostvario što bolji sportski učinak. Iako tjelesna aktivnost ima neprocjenjiv terapijski učinak na ljudsko tijelo, neobično je važno upoznati i njezine nuspojave kako bismo ih pravodobno umanjili ili eliminirali.

Brže, više, jače. Natjecateljski duh oduvijek je tjerao ljude na ispitivanje vlastitih mogućnosti i podizanje granica izdržljivosti. Mladi sportaši danas su izloženi velikim psihičkim i fizičkim naprezanjima te s vremenom postaju ranjivi i bolesni moderni gladijatori. Nažalost, okrutnu stranu sporta predstavljaju ozljede i nesreće koje su sve češće u ovo doba surovog profesionalizma. Ozljede koje sportaša mogu privremeno ili trajno ukloniti sa sportskih terena predstavljaju značajan gubitak za samog sportaša, sportsku ekipu i društvo u cjelini: moguća su dugoročna oštećenja organizma sportaša, gubitak sezone i stipendija, pogoršanje rezultata ekipe, a i financijski trošak ozbiljne ozljede nije zanemariv. S obzirom na to da je liječenje

sportskih ozljeda vrlo često teško, skupo i vremenski zahtjevno, preventivne strategije i aktivnosti opravdane su i s medicinskog i ekonomskog aspekta.

Iznenadna smrt profesionalnih sportaša ili rekreativaca za vrijeme treninga, natjecanja ili neposredno nakon, najteži je oblik nesreće na sportskim terenima. Kao takva, rijedak je, no sve prisutniji događaj koji pogađa zajednicu i privlači pažnju mnogih društvenih struktura. Potrebno je stati na kraj takvim događajima i podići nivo svijesti na svim razinama – počevši od temeljitijih liječničkih pregleda do slušanja vlastitog tijela.

Cilj ovoga rada je implementirati prototip sustava za praćenje fizioloških parametara koji će biti u službi prevencije ozljeda i nesreća za vrijeme sportskih aktivnosti. Potrebno je istražiti i spoznati teorijsku pozadinu fizioloških signala te odabrati senzore za monitoriranje istih. Nadalje, razvijeni sustav će prikupljati i obrađivati podatke te će na osnovu graničnih vrijednosti nekih veličina, vršiti alarmiranje sportaša i trenera.

1. Sport i tehnologija

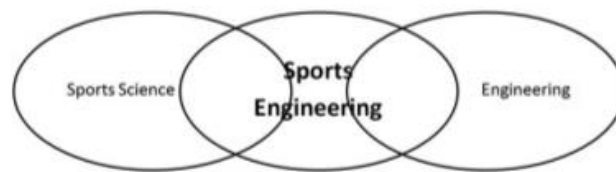
Kao i većinu ljudskih aktivnosti, tako i sport karakterizira sve veći tehnološki napredak. Opće i informatičke tehnologije postaju važna podrška za mnoge sportske aktivnosti. Treneri se sve više oslanjaju na znanstvenike i inženjere te od njih očekuju provjerene informacije i načine kako ih primijeniti u praksi. Ponekad sportaši od svojih trenera zahtijevaju primjenu novih metoda i novih tehnologija u komunikaciji, provođenju treninga te praćenju i kontroli programa sportske pripreme. Znanost i nove tehnologije u sportu imaju primjenu u unapređenju sportske opreme radi poboljšanja izvedbe sportaša, boljeg utvrđivanja stanja treniranosti, kontrole, praćenja trenažnog procesa te planiranja i programiranja rada.

Zbog neizostavne vrijednosti dijagnostičkih podataka mjerni uređaji sve više postaju dijelom svakodnevne trenerske prakse, a brz napredak tehnologije pruža nam nove i sofisticiranije sustave mjerenja, odnosno testiranja. Tako se različiti uređaji koji su prije zahtijevali laboratorijske uvjete, sada mogu koristiti na terenu, a rezultati su dostupni odmah. Mnogi sportaši, treneri i prateće osoblje zauzimaju na znanstvenim spoznajama utemeljen pristup u provođenju i praćenju treninga. Za provođenje procesa treninga karakteristična je sve veća individualizacija trenažnih opterećenja i pažnja usmjerena na regulaciju brojnih parametara. Odgovarajuće praćenje opterećenja može pomoći u praćenju treniranosti i adaptacije sportaša na opterećenje, ali i minimizira rizik od pretreniranosti, bolesti i/ili ozljeda. Istraživanja pokazuju niz alata za kvantificiranje i praćenje opterećenja u treningu kao što su uređaji za mjerenje sile, analizu vremenskih i prostornih parametara, subjektivne mjere opterećenja, percepcija napora, otkucaji srca, laktati u krvi i slično⁽²⁾.

Koliko brzo se tehnologija utkala u sport i sve njegove sfere, dokazuje i pojava nove discipline – sportskog inženjerstva.

1.1. Sportsko inženjerstvo

Sportsko inženjerstvo je relativno nova inženjerska disciplina koja je u posljednjih nekoliko desetljeća pronašla sve veću primjenu u ljudskoj praksi. Ono spaja i čini most između dva srodna znanstvena polja: znanosti u sportu (prikladniji termin na engleskom *sport science* bit će korišten u nastavku poglavlja) i inženjerstva. Često se događa da javnost ne može razlikovati ove pojmove. Inženjerstvo s primjenom u sportu, može se definirati kao tehnička primjena matematike i fizike za rješavanje sportskih problema pomoću dizajna, razvoja i istraživanja na vanjskim uređajima koje sportaši koriste kako bi poboljšali njihovu izvedbu. S druge strane, *sport science* definiramo kao analizu kretanja, fiziologije, biomehanike i psihologije sportaša. Slika 1. vjerno predočava razliku, a samim time i osnovnu definiciju sportskog inženjerstva⁽¹⁾.



Slika 1. Veza između inženjerstva i znanosti u sportu (Haake, 1999.)

Sportski inženjeri odgovorni su za projektiranje i izgradnju nove opreme na zahtjeve sportaša, uz mjerenja izvedbe sportaša, same opreme te njihove interakcije. Inženjerstvo i tehnologija bez sumnje igraju značajnu ulogu u unapređenju i podizanju sportske igre na jednu višu razinu. Isto tako, čine sport zanimljivijim za gledanje te ono što je sama motivacija ovog rada – uspostavljaju toliko važnu sigurnost i prevenciju od neželjenih događaja.

U raznim sportovima primjenjuje se veliki broj tehnologija koje se mogu kategorizirati u četiri osnovne: **materijali, računalno modeliranje, dizajn i ergonomija** te **instrumentacija**⁽³⁾. Potonja kategorija predstavlja srž ovoga rada te je opisana u sljedećem poglavlju.

2. Senzori i nosivi uređaji u sportu

Profesionalni sport je postao široko područje ljudske sfere djelovanja, ugrađen u sve vitalne elemente društvene strukture, u moderno vrijeme posebice znanosti. Znanstvena istraživanja u sportu dovela su do pojave boljih, bržih i jačih uređaja i opreme što u konačnici rezultira boljim izvedbama sportaša.

Tradicionalno su sportska i klinička testiranja bila rezervirana isključivo za laboratorije gdje je raspoloživa sva instrumentacija i u kojima je moguće kontrolirati stanja okoline. Takva oprema je izrazito robusna, skupa te zahtijeva mirnoću ispitanika. Danas s druge strane, razvojem mikroelektronike i ostalih mikro-tehnologija moguće je izraditi male i lagane uređaje koji se mogu nenametljivo koristiti u raznim aplikacijama. Sportski tereni postaju svojevrсни laboratoriji: korisnici uređaja dobivaju brzu povratnu informaciju za vrijeme sportskih aktivnosti te se na temelju istih mogu vršiti daljnja znanstvena istraživanja.

Većina fenomena koji su vezani za znanstveno-sportska istraživanja gdje se traže mjerenja i kvantifikacija nisu odmah dostupni ili nisu električne veličine. Poželjna je konverzija svakog fizikalnog događaja u električnu veličinu nakon čega se može vršiti njena manipulacija. Sredstva kojima se dolazi do navedenih ciljeva predstavljaju senzori za mjerenje fizioloških parametara tijela sportaša. Paralelno brzom razvoju tehnologije, uzročno-posljedičnom vezom dolazi do pojave značajnih medicinskih spoznaja te tako senzori nailaze na široku primjenu u svijetu sporta.

2.1. Pregled senzora

Senzorske tehnologije korištene u sportu razlikuju se po fizikalnoj veličini koju mjere i metodama koje to omogućuju. Na temelju toga, u narednim recima napravljena je njihova temeljna podjela.

2.1.1. Senzori za mjerenje opterećenja i tlaka

Sila (N), moment sile i torzija (Nm), poopćeni u pojam opterećenja, najčešće su veličine od razmatranja pri dizajnu i primjeni **senzora za mjerenje opterećenja**. Mehanička naprezanja obično se mjere deformacijom otpornog materijala koji se nalazi u mjerilima opterećenja (engl. *strain gauges*). Naprezanje nastalo na materijalu od kojeg je izrađeno mjerilo, predstavlja promjenu duljine vodljive rešetke mjerila što uzrokuje promjenu ukupnog električnog otpora mjerila. Takve promjene su obično vrlo male te se mogu mjeriti mostovima, najčešće Wheatstoneovim, koji omogućuju pojačanje malih varijacija otpora pri uobičajenom redu veličine napona. Mjerila se spajaju u mostove koji mogu imati jednu, dvije ili četiri aktivne grane. Povećanje broja grana povećava osjetljivost mosta što donosi i druge prednosti kao što su razdvajanje željene veličine od neželjenih, izolacija električnog šuma itd.

Tlak je fizikalna veličina koja je određena omjerom sile koja djeluje okomito na neku površinu. **Senzori za mjerenje tlaka** dostupni su na tržištu u ovisnosti o mjernim principima. Prva grupa temelji se na principu kapacitivnosti, pri čemu je senzor napravljen od dvije vodljive, električki nabijene ploče odvojene dielektričnim elastičnim slojem. Dielektrični sloj se savija pod utjecajem tlaka skraćujući udaljenost među pločama što rezultira promjenom napona proporcionalnoj tlaku. Sljedeća grupa koristi otpor: senzor mjeri otpor vodljivog polimera između dvije elektrode koji se smanjuje kako se mijenja vodljivi sloj pri promjeni tlaka. Isto tako postoje senzori koji koriste piezoelektrične kristale. Oni stvaraju električno polje kao odgovor na promjenu tlaka, no uz neke nedostatke kao što su pojava klizanja napona i veća osjetljivost na šum. Naposljetku, novije verzije senzora za mjerenje tlaka sve češće uključuju MEMS (engl. *Micro Electro Mechanical Systems*) tehnologiju. Takvi su malih dimenzija, niske cijene te omogućuju mjerenje širokog raspona tlaka uz odličnu linearnost i neznatnu histerezu.

Ove senzore najčešće nalazimo pri izradi i testiranju sportske opreme te istraživanju ljudskog kretanja⁽⁴⁾.

2.1.2. Inercijski senzori

Inercijski senzori obično se sastoje od akcelerometra i žiroskopa koji mjere promjene u linearnom i kutnom ubrzanju. Danas su široko primijenjeni na kinematiku tijela gdje se koriste kao biomehanički markeri tjelesne aktivnosti ili za dobivanje linearnih i kutnih brzina. Poznavanjem inercijskih svojstava pokretnog tijela mogu se procijeniti sile i momenti koji djeluju na centar mase⁽⁴⁾.

Linearno ubrzanje (akceleracija) je vremenska derivacija brzine, a sama brzina je vremenska derivacija puta (položaja). S druge strane, kutno ubrzanje je vremenska derivacija kuta. Tako je pomalo uobičajen, ali i često pogrešan pristup, pokušati dobiti izravna kinematička mjerenja, odnosno raditi numeričko integriranje za određivanje brzine i položaja. Teoretski, pod uvjetom da su početni ili završni položaj poznati i da senzori rade sa što manjim odstupanjima, mogu se dobiti jednostavnija i razumljivija mjerenja. Međutim, u praksi je taj zadatak ipak mnogo teži i složeniji. Problemi većinom proizlaze iz prirode zahtjeva za sportske primjene. Senzori moraju biti dovoljno mali da budu nosivi, no to snosi i određenu cijenu – nižu točnost i brzinu uzorkovanja u odnosu na, primjerice inercijske navigacijske sustave.

Danas se inercijski senzori orijentirani u tri smjera sve češće kombiniraju s magnetometrom kako bi stvorili jednu inercijsku jedinicu za mjerenje (engl. *Inertial Measurement Unit* – IMU). Pri ovakvoj postavci, magnetometar mjeri orijentaciju jedinice u odnosu na lokalno magnetsko polje. Nadalje, ova informacija s akcelerometrom i žiroskopom s tri osi, koristi se za procjenu orijentacije objekta: signal ulazi u iterativni proces računanja, znan kao i Kalmanov filter, posvećen kompenzaciji pogreške odstupanja senzora.

U dinamičkom sportskom okruženju, inercijski senzori nude mjerenje kompleksnih fizikalnih parametara u odnosu na karakteristike trčanja i koraka te općenito određivanje ljudskog hoda⁽⁴⁾. Plivanje je također jedno od područja sa širokom primjenom inercijskih senzora jer su njihove mogućnosti usko povezane sa samim sportom. Plivanje odlikuje jako malo kontakta te je kretanje tijela u vodi prikladno dinamičkom rasponu senzora. Korištenje senzora u ovoj domeni zahtijeva vodootporne uređaje koji neće utjecati na pokrete plivača što nije jednostavan zadatak. Usprkos navedenom, svijet plivanja privlači veliki interes inženjera.

2.1.3. Optički senzori

Mjerenje svjetlosti, bilo direktno ili indirektno, nudi metodu za mjerenje ljudskog kretanja i bioloških parametara s vrlo malo kontakta. Rutinski se koristi kao metoda detekcije frekvencije srčanog ritma putem fenomena pletizmografije (objašnjen u daljnjem radu). No, njezina primjena je i mnogo šira – kroz svjetlosne signale, senzore i specijalističke fotografije.

Svjetlost, kao putujući elektromagnetski val ima mnoga svojstva kojima se može manipulirati za prijenos informacija i koja mogu jednostavno biti mjerena pretvornicima. Pretvornici mjere frekvenciju i amplitudu koja se može mijenjati ili biti promijenjena kao rezultat prijenosa, refleksije i adsorpcije. Optički senzori mogu biti fotootpornici čiji se električni otpor smanjuje s povećanjem intenziteta ulazne svjetlosti, mogu se ponašati kao diode ili generirati električni potencijal te isto tako biti korišteni kao izravna metoda povratne veze prema korisniku⁽⁵⁾.

Svjetlosna vrata (engl. *light gates*) najčešći su način mjerenja i kontrole brzine sportaša – naglasak je na promatranju trenutaka kad je tijelo (stopalo) u kontaktu s podlogom. Nastanak sile stopala može se mjeriti deformacijom na optičkim vlaknima koja pritom mijenjaju svoje propagacijske karakteristike. Odnedavno se upotreba svjetlosti kao tehnike prijenosa koristi kako bi vizualno pružila povratnu informaciju o zaveslaju kod plivača. Postoje razne varijacije optičkih tehnika korištenih u sportu kao što su Dopplerov efekt te radio valovi za mjerenje brzine, primjerice, za procjenu brzine iznad leda pri vožnji boba⁽⁴⁾.

2.1.4. Senzori za mjerenje kuta i pomaka

Kutovi između ekstremiteta, relativni i apsolutni pomaci pokretnih segmenata obično su povezani s pravilnim izvođenjem sportskih pokreta. Stupanj vještine i koordinacije, usporedbe među profesionalnim i amaterskim sportašima često se temelje na vizualnim procjenama i analizi kutova i pomaka.

Senzori pomaka mogu biti zasnovani na različitim tehnologijama, bilo s kontaktom ili bez. Jedni od najčešćih u području sportskih aplikacija su tzv. *Draw-wire* senzori. Oni mjere linearne kretnje pomoću vrlo fleksibilnog čelika ili polimerskog kabela.

Kabelski kraj obično je povezan s pokretnim dijelom, odnosno mjernim objektom, a kućište je postavljeno na stacionarni okvir. Kabel je namotan oko valjka čija osovina je povezana s potenciometrom ili enkoderom dajući analogni ili digitalni izlazni signal. Promjenom udaljenosti mjernog objekta od senzora, valjak se okreće. Ovo rotacijsko kretanje pretvoreno je u električni signal na izlazu pomoću enkodera ili potenciometra. Prednosti ovih senzora su brza i fleksibilna montaža, visoka pouzdanost i dugi vijek trajanja. Senzori pomaka zasnovani na laserskim tehnologijama prednjače u beskontaktnim mjerenjima, osiguravajući visoku rezoluciju, odličnu linearnost i dodavanje visokih frekvencija mjerenja.

Kutovi koji izražavaju apsolutnu ili relativnu orijentaciju segmenata tijela u odnosu na fiksnu os, nude mogućnost opisivanja položaja i kutne kinematike subjekta koji obavlja sportsku aktivnost. Evaluacija, korekcija i demonstracija tehnike često se temelje na procjeni i traženju apsolutnog kuta segmenta, primjerice kut trupa pri 100-metarskom sprintu ili pak vrijednosti raspona relativnog kuta (primjer: relativni kut koljena tijekom skoka iz čučnja)⁽⁴⁾.

U narednim godinama se očekuje postupna zamjena senzora za mjerenje kuta kombinacijom dvaju apsolutnih skupa kutova izračunatih pomoću IMU-ova (*Inertial Measurement Unit*). Točnost ovakvih mjerenja jako ovisi o korištenim sensorima te rasponu i brzini promatranog pokreta.

2.1.5. Senzori kao dio odjeće sportaša

Senzori kao dio odjeće sportaša na prvi pogled ne pripadaju dosad prikazanoj klasifikaciji. No, uključivanje senzora u izradu sportske opreme i odjeće, u kombinaciji s progresivnom minijaturizacijom elektronike, čini ih izuzetno vrijednim spomena. Proširenje ovog pojma predstavljaju nosivi uređaji koji će biti kasnije razmatrani.

Primjeri mogućih senzora kreću se od jednostavnih senzora temperature (termoparova) u laboratorijskim uvjetima sve do visoko osjetljivih telemetrijskih senzora temperature tijela koji se koriste na sportskim terenima⁽⁴⁾.

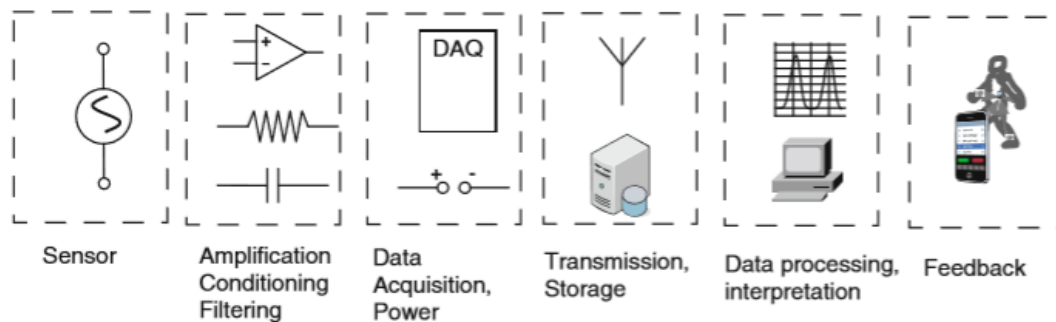
Sve veća pozornost na tekstil i svojstva rastezanja odjeće na polju izrade sportske opreme, potiče istraživanje prema sensorima naprezanja koji se mogu ugraditi u tkaninu što dovodi do poboljšanja mišićne efikasnosti.

Tržište pametne odjeće i senzora tek se počinje oblikovati, kako iz perspektive krajnjih korisnika tako i iz perspektive lanca vrijednosti. U današnje vrijeme profesionalni sportaši i ljubitelji sporta sve više usvajaju trendove kupovanja kratkih majica, hlača, sportskih remena, čarapa koje pružaju biometrijske podatke o aktivnosti mišića, brzini disanja, zonama aktivnosti srca itd.

2.2. Implementacija i zahtjevi nosivih uređaja

Iako ne postoji recept ili općeniti pristup implementaciji, postoji nekoliko strategija i metodologija koje mogu pomoći provedbi senzora u sportu i procesu inovacija općenito. Primjenom senzora u njihovom osnovnom, rudimentarnom obliku nad sportskom aplikacijom, mogu se dobiti brzi razvojni ciklusi koji u kratkom roku daju ključne informacije iz kojih se može razviti kohezivni plan istraživanja i daljnjeg razvoja. S obzirom na konkurentsku prirodu sporta, gdje vrijeme predstavlja strateški čimbenik, učinkoviti pristup usvajanju senzora u sportu pokazuje se uspješnim i na nekoliko drugih područja tehnike.

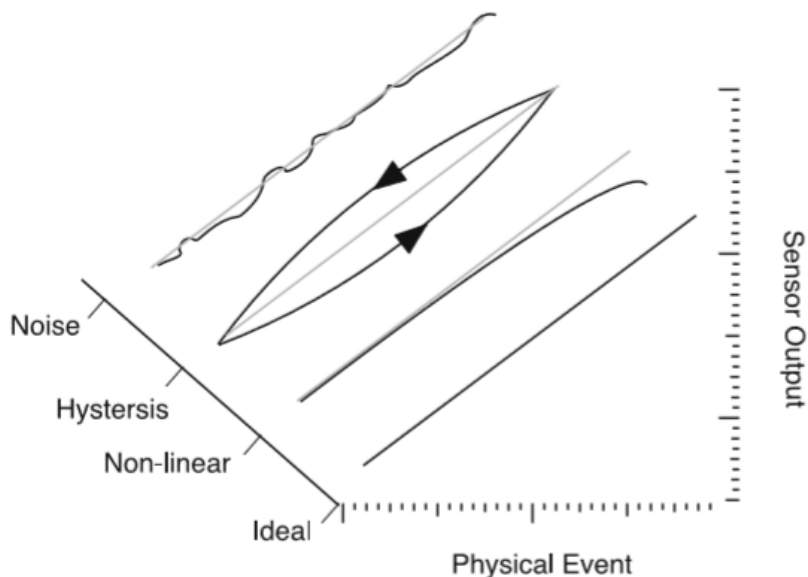
Primjena i razvoj senzora u sportu, ili u bilo kojem sportskom kontekstu, složeni su pojmovi i sustavno su obrađeni u ovom poglavlju. Sportski kontekst donosi jedinstvene izazove – ponekad grubo okruženje, kako električki tako i fizički, zahtjev za malim dimenzijama, minimalnom potrošnjom energije i povratnim informacijama u stvarnom vremenu. Senzori i prateća instrumentacija podložni su fizičkim šokovima koji se često susreću pri fizičkim pokretima i kontaktnim silama, ili u kvazi-vodenim uvjetima okoliša kao što je znojenje. Nadalje, probleme mogu stvarati i značajne promjene temperature, tjelesni kontakti i vjetar. Sve ovo ukazuje na to da implementacija nosivih uređaja nije nimalo jednostavan zadatak. Slika 2. pokazuje put koji informacija prijeđe od senzora do krajnjeg korisnika. Na narednih nekoliko stranica, opisano je na što treba paziti pri konstrukciji i koji su elementi takvog uređaja te na koji način zaobići probleme koji vrebaju na svakom koraku.



Slika 2. Blokovska shema faza izgradnje nosivih uređaja⁽⁴⁾

2.2.1. Izbor senzora i njihove karakteristike

Senzori rade pretvorbu mjerene fizičke veličine u električni signal. Međutim u praksi pokazuju neke karakteristike koje odstupaju od idealne, kao što su nelinearnost, histereza, šum, pomak nule, osjetljivost na druge pojave kao što su temperatura i degradacija životnog vijeka senzora. Na sreću, uz dobru kalibraciju i kasniju obradu, mogu se dobiti kvalitetni podaci.



Slika 3. Odziv senzora, odnos idealnih i neidealnih karakteristika⁽⁴⁾

Slika 3. prikazuje neke od karakteristika koje pokazuju odstupanje od idealne pretvorbe linearnog senzora. Karakteristike senzora obično su dostupne u obliku

priloženih tehničkih specifikacija (puno prikladniji engleski termin *datasheet*), s definicijama proizvođača koje opisuju zahtjeve senzora, njihove odzive i ograničenja. Osim samih karakteristika, senzori osjećaju fizičku okolinu na mjestu na kojem su postavljeni kako bi se osiguralo optimalno mjesto i uvjeti za sakupljanje željenih parametara. Stoga treba pažljivo odabirati senzore uzimajući u obzir sve prednosti i nedostatke koje njihova primjena donosi u željenom kontekstu. Primjera radi, senzori na sučelju bicikla trebaju mjeriti karakteristike interakcije između biciklista i bicikla bez ometanja promatranog fenomena. Ili pak s druge strane, uređaj za mjerenje otkucaja srca ne smije očitavati električne impulse nastale interakcijom mišića pri pokretu⁽⁴⁾.

Obrada i priprema senzorskih signala kao sljedeća faza u implementaciji nosivih uređaja, uvelike pomaže u smanjenju neželjenih smetnji i šuma te je od primarne važnosti kako bi se osigurala cjelovitost podataka.

2.2.2. Obrada i priprema signala

Obrada i priprema signala uključuje poznavanje karakteristika senzora, okolišnih uvjeta kao i bilo kojih vanjskih izvora šuma te fizičkih ili električnih pojava. Većina analognih signala zahtijeva nekakav oblik pripreme prije nego što se digitaliziraju. U sljedećih nekoliko redaka opisane su najčešće tehnike pomoću kojih se postiže učinkovita i precizna obrada signala koja ga priprema za sljedeću fazu.

Pojačala povećavaju naponsku razinu kako bi ju prilagodili rasponu analogno-digitalnog pretvornika čime se povećava razlučivost i osjetljivost mjerenja. Osim toga, korištenjem vanjskih uređaja za obradu signala koji se nalaze bliže izvoru signala ili pak senzoru, poboljšava se odnos signala prema šumu (SNR – *signal to noise ratio*), povećanjem razine napona prije utjecaja šuma iz okoline.

Prigušenje signala, suprotno pojačanju, nužno je kada su naponi koji se digitaliziraju izvan raspona analogno-digitalnog pretvornika. Ovaj oblik obrade signala smanjuje amplitudu ulaznog signala tako da ga postavlja unutar zadanog raspona. Prigušenje je obično potrebno pri mjerenju napona koji su viši od 10 volta⁽⁴⁾.

Uređaji za izolaciju signala propuštaju signal od izvora na mjerni uređaj bez fizičkog kontakta pomoću transformatorskih, optičkih ili kapacitivnih tehnika spajanja. Osim

razbijanja zemaljskih petlji, izolacija blokira visokonaponske udare i odbija visoki napon u zajedničkom načinu rada te tako štiti skupu mjernu opremu.

Filtri eliminiraju neželjene šumove unutar određenog frekvencijskog opsega. Često se niskopropusni filtri koriste za otklanjanje šuma visoke frekvencije pri električnim mjeranjima, kao što je napajanje od 60 herca. Druga uobičajena upotreba filtriranja je sprječavanje pojave *aliasinga* uzrokovanog signalima visokih frekvencija. Takozvani *antialiasing* filtri smanjuju signale iznad Nyquistovih frekvencija.

Pobuđivanje signala je potrebno mnogim vrstama pretvornika. Primjerice, termistori i otpornički detektori temperature zahtijevaju vanjsku naponsku ili strujnu pobudu. Njihova mjerenja obično se sastoje od strujnog izvora koji promjene otpora pretvara u mjerljivi napon.

Linearizacija je neophodna kada senzori proizvode naponske signale koji nisu linearno povezani s fizičkim mjeranjima. Ona je proces interpretacije signala od senzora i može se obaviti obradom signala ili softverski. Termopar je klasični primjer senzora koji zahtijeva linearizaciju.

Kompenzacija hladnog kraja je tehnika potrebna za točna mjerenja termoparom. Termopar mjeri temperaturu kao razliku u naponu između dva različita metala. Na temelju ovog koncepta, na spoju između termopara i terminala mjernog uređaja za prikupljanje podataka generira se još jedan napon. Kompenzacija hladnog kraja poboljšava točnost mjerenja kontrolirajući temperaturu spoja te primjenom odgovarajuće korekcije.

Određene vrste pretvornika imaju vrlo visoku izlaznu impedanciju i ne mogu dati dovoljno struje za korištenje normalnog napona na ulazu. Kada su spojene na normalno pojačalo, struje izvučene s pretvornika mogu ozbiljno utjecati na ulazni signal. Primjerice staklene elektrode za mjerenje pH vrijednosti ili sonde za mjerenje koncentracije plina su ovog tipa. Stoga ih se u krug uključuje s vrlo visokom ulaznom impedancijom.

U posljednje vrijeme povećana je složenost senzora tako da mnogi imaju tzv. *on board* obradu signala i krugove za smanjenje šuma.

2.2.3. Napajanje i snaga

Iako se veličina senzora, elektroničke podrške i baterija nastavila smanjivati posljednjih godina, proračun napajanja je i dalje bitan element dizajna. Istraživači moraju uzeti u obzir da su prihvatljiva veličina, vrijeme rada i kvaliteta podataka neizbježni međusobni kompromis. Primjerice, u brojnim primjenama veličina baterije zna biti i veća od one u odnosu na senzor i elektroniku. Pojedinačne komponente mogu zahtijevati različite naponske razine, stoga su često potrebni regulatori i transformatori.

Dok je SI jedinica snage W (vat), obično se potrošnja snage u sensorima raspravlja u smislu struje (obično mA ili μA – mili ili mikroamperi), a kapacitet baterije (akumulatora) često se navodi kao mAh (miliampersat). Prikaz jednog takvog proračuna snaga dan je u tablici 1.⁽⁴⁾

Tablica 1. Proračun snaga senzorskog sustava

Element	Opis	Struja (pasivna, aktivna)
Mikrokontroler	ATMEL, 8-bitni, niska snaga	1 μA , 25 mA (tipično)
Akcelerometar	MEMS s 3 osi	10 μA , 250 μA
Žiroskop	Dvokanalni MEMS	5 μA , 6.5 mA
LCD zaslon	Tehnologija tekućih kristala	25 mA
Radio prijemnik	2.4 gigahercni	0, 14 mA
Baterija	Litijska	120 mAh
SD memorijska kartica	<i>Non volatile</i>	0, 10 mA

Očigledno postoji niz mogućnosti i odluka koje mogu utjecati na potrošnju snage senzorskog sustava, stoga je potrebno pažljivo razmotriti radno okruženje. Primjerice, ako je potrebno brzo uzorkovanje, tada je potrebna baterija viših kapaciteta koja će utjecati na veličinu samog sustava ili je pak potrebno osigurati kraće vrijeme izvođenja. Ovisno o primjeni, moguće je da manji uređaji rade satima ili čak i mjesecima bez potrebe za mijenjanjem baterije.

2.2.4. Akvizicija podataka i memorija

Akvizicija podataka je proces uzorkovanja signala koji mjere stvarne fizikalne uvjete i pretvaranje dobivenih uzoraka u digitalne numeričke vrijednosti kojima se dalje može manipulirati. Skladištenje podataka u memoriju određenog kapaciteta postaje manja briga pojavom jeftinih robusnih memorijskih kartica. Međutim, kompromis između frekvencije uzorkovanja i razlučivosti podataka važne su stavke kako zbog snage, tako i ostalih unutarnjih komponenti ovakvih sustava. Poželjno je da sustav omogućuje početno uzorkovanje na maksimalnoj frekvenciji i rezoluciji. No, za takvo što je potrebno platiti visoku cijenu u vidu procesne snage, potrošnje struje i skladištenja kapaciteta. Često, znajući primjenu, razlučivost uzoraka može se fino podešavati. Korištenje privremenog pristupa memoriji i podatkovnih spremnika (engl. *buffers*) treba biti pomno razmatrano budući da veliko opterećenje na sustav za uzorkovanje može dovesti do varijabilnosti podataka. Neka od mogućih rješenja su prekidima uvjetovano uzorkovanje, pojedinačno, dvostruko ili kružno punjenje spremnika te ograničavanje ciklusa pisanja kada postoji dovoljan broj podataka za pisanje. Isto tako, pretprocesorska obrada podataka, primjerice filtriranje ili kompresija, može smanjiti troškove pohrane.

2.2.5. Bežične tehnologije

Pristup podacima sa senzora i povratna informacija u realnom vremenu ima veliku vrijednost u sportu, a uvelike je olakšana pojavom bežičnih tehnologija niske cijene. Bežične tehnologije znatno su napredovale posljednjih godina što je dovelo do mnogih komunikacijskih protokola koji nastoje pronaći savršenu ravnotežu između

propusnosti informacija, potrošnje energije i složenosti sustava. Postoje dva bitna pristupa implementaciji bežičnih rješenja: korištenje brzih, postojećih protokola ili pak oblikovanje novih za specifičnu primjenu. Postojeći protokoli i proizvodi znatno smanjuju vrijeme razvoja bežične mreže senzora i više vremena se može posvetiti analizi prikupljenih podataka. S druge strane, prilagođeni dizajn često može stvoriti specifičnije i time bolje, cjelovito rješenje. U konačnici je vrlo vjerojatno da će bilo koja odabrana tehnologija biti promijenjena ili zastarjela prije rješavanja problema zbog stalnog kolanja novih informacija i svojevrsne moderne tehnološke utrke.

Komunikacije u mrežama bežičnih senzora tipično rade u nekom frekvencijskom opsegu nelicenciranih komunikacijskih pojasa kao što su industrijski, znanstveni i medicinski koji se razlikuju od zemlje do zemlje po frekvenciji i dopuštenoj snazi. Tako komunikacija u tim frekvencijskim pojasevima mora biti u skladu sa strogim smjernicama o snazi prijenosa i širini pojasa reguliranim od strane tijela vlasti svake zemlje. Na primjer, nešto poput jednostavnog mijenjanja antene na bežičnom komunikacijskom modulu može uzrokovati da novonastala konfiguracija bežične mreže krši uvjet propisane snage za taj frekvencijski pojas⁽⁴⁾.

IEEE (engl. *The Institute of Electrical and Electronics Engineers*) ratificirao je niz različitih kategorija standarda bežične mreže koje se razlikuju u ovisnosti o snazi i složenosti, od standarda računalnih mreža, protokola niske snage, protokola širine pojasa (Bluetooth) itd. Primjerice, regulative za bežične mreže senzorskih sustava koji su predmet interesa ovoga rada, sadržane su unutar standarda IEEE802.11.6.

Pri izgradnji ovakvih sustava, postavlja se nekoliko kompleksnih pitanja o tehnologijama koje bi trebale biti korištene. Je li realno dostupna širina pojasa za prijenos dostatna za željenu primjenu? Kako eliminirati šumove iz okoliša i drugih uređaja? Što ako više uređaja dijeli određenu širinu pojasa? Kako put koji mora prevaliti informacija utječe na snagu odašiljanja i veličinu antene? Odgovore na ova, a i ostala pitanja donijet će moderna utrka na polju komunikacija čiji smo svjedoci.

2.2.6. Obrada podataka

Upotreba senzora potencijalno donosi stvaranje velikih skupova podataka koji zahtijevaju naknadnu analizu. Primjerice, sustav senzora opisan u Tablici 1. koristi

6 senzora pri frekvenciji uzorkovanja od 100 Hz sa 16-bitnom rezolucijom. To znači da jednosatno uzorkovanje proizvodi 4 Megabajta podataka. Iako to nije velik skup podataka prema suvremenim standardima, dodamo li još nekoliko testova s ponavljanjima ili koji senzor više, ova brojka može značajno narasti.

Naknadna obrada podataka, barem u kontekstu istraživanja, obično se provodi pomoću osobnih računala, iako je sve češća i popularnija obrada unutar ugradbenog sustava te je kao takva dizajnirana za specifične potrebe⁽⁴⁾. Odluka o vrsti i dizajnu obrade podataka ovisi o razini razvijenog sklopovlja i namjeni. Neki od najpopularnijih hardverskih platformi (*National Instruments*, HBM, *Data Translation...*) dolaze s alatima za analizu uzoraka. Osim toga, popularna je i upotreba simboličkog jezika kao što je Matlab⁽⁶⁾, a proračunske tablice koje nudi *Excel* zajednička su platforma za korištenje svim sportskim istraživačima. Analiza podataka proživljava pravo doba revolucije pojavom *Big Data* analiza. Danas neki od softvera, na osnovu svih prikupljenih podataka, mogu donositi razne evaluacije, kao što su primjerice vrijednosti igrača na tržištu ili vjerojatnost ozljede.

2.2.7. Povratna informacija

Mogućnost davanja povratne informacije korisnicima iznimno je važna sportašima, trenerima, amaterima te nailazi na rastuću potražnju koja vodi prema razvoju i primjeni senzora u sportu. Načini dobivanja povratnih informacija mogu varirati kao i osjetilne i percepcijske osobnosti ljudskog bića: od komunikacije putem vidljive svjetlosti u plivanju, ultrazvuka u veslanju, do vizualnih i zvučnih informacija pomoću zaslona tableta u golfu⁽⁴⁾. Nadalje, kombinacija senzora za tlak u ulošcima pancera, Bluetooth komunikacije, sučelja za pametne telefone i slušalica kao sredstva za dobivanje povratne informacije s uputama o ispravnoj tehnici skijanja⁽⁷⁾, fascinantna je primjer primjene povratnih informacija dobivenih senzorskim mjerenjem za treniranje.

Međutim, vrijedno je primijetiti da niti prisutnost hardverskih komponenti takvog sustava, niti sam program za implementaciju, ne osiguravaju smislenu i uspješnu primjenu tehnologije. Ključno je doći do metoda kojima se određeni skup podataka može prikazati kao sportski relevantna informacija. Dakle, temeljno znanje u

disciplini sportskog inženjerstva predstavlja pronalazak točnog algoritma koji pretvara mjerne podatke u funkcionalne evaluacije. Preostaje još puno posla za timove sportskih inženjera i znanstvenika u ovom polju – ne samo u vidu smanjivanja vremena kašnjenja povratne informacije, već i u izgradnji znanja na osnovu dobivenih podataka.

2.2.8. Kućište senzorskog sustava

Nakon što je uspostavljena funkcija svakog od dijelova senzorskog sustava, potrebno ga je postaviti u okruženje koje će ga štititi od vanjskih faktora. Ovo je često posljednja faza hardverskog dizajna te može biti prilagođenog oblika ili pak obična kutija. Dizajnerska rješenja koja uključuju analizu krajnjih korisnika s obzirom na dostupne tehnologije često su sofisticiranija i smatraju se idealnim.

Obično su elektroničke komponente i rješenja dizajnirani s vanjskim kućištem. Neke od stvari kod kojih treba paziti pri izgradnji kućišta su minimalni zahtjevi na čistoću, pričvršćivanje na vanjske krugove i senzore putem konektora te vodootpornost. Troškovi rješenja variraju budući da se troškovi postavljanja i proizvodnje moraju pažljivo razmotriti. U novije vrijeme sve je češća upotreba 3D printera kao jeftine alternative za jednokratna rješenja te male proizvodne tokove. Ova tehnika se odlikuje niskim troškovima, jednostavnošću prilagodbe i mogućnošću printa kompleksnih rješenja.

3. Sustav za neinvazivno praćenje fizioloških parametara sportaša

3.1. Motivacija i opis problema

U svijetu danas ima mnogo kako profesionalnih, tako i amaterskih sportaša. Za praćenje prvenstveno kvantitativnih karakteristika tjelesne aktivnosti sportaša koriste se različiti mehanički i elektronički aparati i instrumenti. Pravu revoluciju na tržištu napravili su tzv. *fitness trackeri*. U vrijeme kad je povećanje kvalitete života postalo društveni imperativ, a elektroničke i informacijske tehnologije postale neizostavan dio svakodnevice, ovi uređaji su se nametnuli kao logičan koncept modernog života. Kao glavnih nedostatak istih nameće se vrlo visoka cijena i mjerenje samo jednog fiziološkog parametra.

Ideja je da sustav bude namijenjen sportašima u manjim sredinama koji nemaju dovoljno sredstava za kupnju sličnih, no skupljih proizvoda. U nadi da se zaobiđu ozljede i nesreće na sportskim terenima, uređaj će pratiti važne vitalne signale te tako omogućiti kontrolu nad tijelom sportaša. U najgorim slučajevima, nebriga, krenuvši od liječničkih pregleda do slušanja vlastita tijela, može dovesti i do smrti. Zdravstveno stanje sportaša biva kompromitirano uslijed sudara, tupih udaraca, toplotnih udara, abnormalnog srčanog ritma, dehidracije itd. Najvažniji zadatak uređaja predstavlja prijavljivanje nepravilnosti na osnovu kojih se može preventivno djelovati kako ne bi došlo do neželjenih događaja.

Ovaj uređaj objedinjuje više funkcija pojedinih *trackera* te se za razliku od istih ističe nižom cijenom. Naglasak je na kontinuiranom mjerenju fizioloških parametara i alarmiranju korisnika tako da uređaj bude nenametljiv, siguran i udoban za nošenje.

3.2. Fiziološki parametri i zahtjevi sustava

Zgusnuti kalendari natjecanja uz sportske izvedbe u teškim uvjetima okoline iscrpljuju organizam sportaša, ali i nameću potrebu za brzom prilagodbom s obzirom na naglu promjenu vremenskih zona i klimatskih uvjeta. Učestali naporni treninzi i utakmice predstavljaju stres za organizam te je od iznimne važnosti slušati vlastito tijelo koje šalje poruke. U biomedicinskom rječniku, te poruke predstavljaju fiziološke signale na osnovu kojih možemo preventivno djelovati, omogućiti tijelu oporavak te izbjeći neželjene posljedice. U ovom poglavlju prikazani su fiziološki parametri koje sustav prati te zahtjevi na uređaj koji su posljedica promatranih fizičkih veličina.

3.2.1. Temperatura tijela

Pod pojmom temperatura tijela podrazumijevamo unutrašnju temperaturu tijela. Ljudski organizam može optimalno funkcionirati ako se njegova unutrašnja temperatura ne mijenja za više od 0,5 °C. Temperaturu tijela nadziru složeni termoregulacijski kontrolni mehanizmi⁽⁸⁾. Ljudski organizam sposoban je održati prilično konstantnu tjelesnu temperaturu i pored velikih raspona temperature okolina. Unutarnju temperaturu od 41 °C organizam može podnositi samo kratki period, a termoregulacijski poremećaji nastali na toj razini temperature nazivaju se hipertermija ili hiperpireksija⁽⁸⁾. Klinička slika i težina stanja toplinske bolesti određeni su visinom unutarnje temperature tijela, godinama života, zdravstvenim stanjem, sposobnošću aklimatizacije na vrućinu, temperaturom okoline i vlažnošću zraka.

Toplotni udar, kao najteži oblik toplinske bolesti, hitno je medicinsko stanje sa smrtnošću do 80 %. Tjelesni napor visokog intenziteta u nepovoljnim uvjetima okoline (vlažnost, nepropusna odjeća) kumulira toplinu koja može podizati temperaturu za 0,3 °C/min, tako da se toplotni udar može pojaviti već za 15–ak minuta. U 10 godina, od 1961. do 1971. g. umrlo je 46 američkih nogometaša od toplotnog udara, a isti je kao uzrok smrtnosti američkih atletičara bio na drugom mjestu iza ozljeda glave i kralježnice⁽⁸⁾. I dobro pripremljeni sportaš koji pokušava u neprimjereno vrućim uvjetima okoline bez prilagodbe zadržati i dalje visok intenzitet, volumen i frekvenciju treninga ili utakmica, može podleći pokretanju procesa koji

vode toplinskom udaru što rezultira ozbiljnim narušavanjem zdravlja, ali često i smrtnim ishodom.

Uređaj stupa u funkciju sprječavanja razvoja toplinske bolesti tako da mjeri temperaturu tijela sportaša i upozorava ga ako ona prijeđe nedopuštene vrijednosti. Unutrašnja (engl. *core temperature*) temperatura tijela ne može se mjeriti zbog invazivnosti postupka te je umjesto toga korištena temperatura kože kao svojevrsni surogat za dobivanje traženih veličina. Nedostatak ove metode je hlađenje tijela za vrijeme znojenja te se tako ne može dobiti optimalna vrijednost temperature tijela. Nekakva normalna temperatura tijela iznosi 37 °C i minimalna devijacija od 2 °C može izazvati ozbiljne fiziološke probleme u organizmu sportaša. Toplinske bolesti mogu se dogoditi već na 40 °C, stoga je uređaj programiran da upozorava sportaša o promjeni temperature tijela iznad kritične granice od 39 °C.

Prvi simptomi toplinske bolesti nikako se ne smiju zanemarivati jer njihovo ignoriranje dovodi do težih oblika bolesti. Uz primjerenu hidraciju te brzu i kvalitetnu prilagodbu sportaša danim uvjetima, uređaj predstavlja prvu frontu u borbi protiv štetnih posljedica povišene temperature tijela.

3.2.2. Dehidracija – otpor (vodljivost) kože

Voda je esencijalan nutrijent s višestruko izraženom ulogom u tijelu čovjeka. Potrebe za unosom vode još su izraženije kod dugotrajnih aerobnih aktivnosti. Mnogobrojna istraživanja potvrđuju da dehidracija smanjuje radnu sposobnost, dovodi do preuranjenog umora i zamora živčanog sustava. Gubitak tjelesne vode, ako je dovoljno ozbiljan, kompromitira mnoge fiziološke funkcije, poput onih kardiovaskularnih te funkcije bubrega, a izaziva i slabost, glavobolju, mučninu te opću malaksalost. Prekomjerni gubitak vode naziva se dehidracija.

Osim na fiziološke, dehidracija ima negativne učinke i na kognitivne funkcije. Ni za jedne ni za druge nije određena točna granica kod koje dolazi do njihove kompromitacije. Dehidracijom se obično smatra deficit tekućine u iznosu 2-3 % tjelesne mase.

Dehidracija, osim što djeluje na aerobnu izvedbu, usko je povezana s promjenom temperature tijela te tako povećava rizik od toplinske iscrpljenosti, a rizični je faktor

i za toplotni udar⁽⁹⁾. Fiziološki čimbenici koji pridonose padu izvedbe uzrokovanim dehidracijom su povećani termalni stres, povećani kardiovaskularni napor, povećana potrošnja glikogena, a moguće i izmijenjena funkcija središnjeg živčanog sustava koja se očituje pojačanim dojmom umora te padom motivacije⁽¹⁰⁾.

Američki „*National Center for Catastrophic Sports Injury*“, 2007. godine donio je izvješće od čak 20 smrtnih slučajeva u nepunom razdoblju od 7 godina u srednjoškolskom i sveučilišnom američkom nogometu, kojima je kumovao toplinski udar izazvan dehidracijom⁽¹¹⁾. Cilj kojemu bi svaki sportaš, rekreativac ili profesionalac trebao težiti jest započinjanje aktivnosti u adekvatnom stupnju hidracije i njegovo zadržavanje za vrijeme obavljanja aktivnosti.

Najpreciznije neinvazivne metode za mjerenje razine hidracije uključuju uzimanje uzoraka sline, urina i krvi. No, u ovom slučaju, ako jedna od preventivnih mjera zakaže, uređaj indicira razinu dehidracije u ovisnosti o otporu kože te obavještava korisnika koji nakon toga može poduzeti akcije kojima će vratiti tijelo u optimalan stupanj hidracije. Prema Fowlesu i ostalima, otpor kože veći od 100 k Ω može sugerirati pojavu simptoma dehidracije⁽¹²⁾. Vodljivost, recipročna vrijednost otpora, smanjuje se u uvjetima suhe kože. Stoga je granica vodljivosti kože postavljena na 10 μ S – ako se vrijednost spusti ispod te razine, oglašava se alarm. Najveći problem predstavlja što je vodljivost kože individualna mjera te se razlikuje od osobe do osobe. No, uvidom u nekoliko članaka i tekstova uzeta je gore navedena granica kao nekakva optimalna mjera.

Najčešće prihvaćena mjesta za mjerenje vodljivosti kože su prsti, dlanovi i stopala gdje postoji velika koncentracija žlijezda znojnice čija je primarna funkcija termoregulacija. Za potrebe ovog sustava bit će korišten GSR senzor (engl. *galvanic skin response*) koji mjeri otpor kože te će morati biti postavljen na određeno mjesto tako da što manje utječe na udobnost i izvedbu sportaša.

3.2.3. Frekvencija srca

Frekvencija srca je broj srčanih ciklusa u jednoj minuti. Srce pumpa krv bogatu kisikom iz pluća u čitavo tijelo. Za opskrbljivanje organizma kisikom i hranljivim tvarima srce se u normalnim uvjetima, kada je organizam u mirovanju, kontrahira 60 do 70 puta u minuti. Jedan od termina koji se za frekvenciju srca koristi je i puls, srčani ritam (engl. *Heart rate* – HR). Mjerna jedinica frekvencije rada srca je broj otkucaja u minuti te se u literaturi, a i u ovom radu koristi engleska inačica – *beats per minute* (bpm).

Zdravstveno stanje srca najvažnije je za dobru kondiciju, a frekvencija srca najbolji je pokazatelj stanja srčanog mišića i općeg zdravstvenog stanja. Funkcija srca regulira se na dva načina: protokom krvi i kontrolom preko živčanog autonomnog sustava. Srčana frekvencija je pretežno pod utjecajem drugog mehanizma, jer kao što mnogi znaju, simpatički sustav ju povećava, a parasimpatički smanjuje.

Kao i kod svakog mišića, kada se primijeni redoviti trening, volumen srca se povećava, pa ono može odgovoriti na intenzivnije napore. Istovremeno se srčana frekvencija smanjuje pa se uz manji utrošak energije i kisika ostvaruje veći rad. Zbog toga je važno pratiti promjene srčane frekvencije i na osnovu nje određivati vrstu vježbanja, dužinu trajanja, krajnji cilj koji se želi postići, ali i pratiti abnormalnosti koje mogu dovesti do teških posljedica. Redovita tjelesna aktivnost vrlo je značajna za zdravlje čovjeka, no intenzivna tjelesna aktivnost može povećati rizik od iznenadne srčane smrti u predisponiranih osoba. Ovaj problem posebno je značajan kod sportaša, koji imaju 2,8 puta veći rizik od iznenadne srčane smrti u usporedbi s populacijom koja se ne bavi sportom⁽¹³⁾. Iznenadnu srčanu smrt mogu uzrokovati brojne genetičke i stečene bolesti koje je u velikoj mjeri moguće dijagnosticirati preventivnim pregledima sportaša. Svakim danom bivamo zatečeni smrću profesionalnih i amaterskih sportaša kojima su dijagnosticirani simptomi i nepravilnosti bili neadekvatno obrađeni ili ignorirani. Primjerice, u desetogodišnjoj studiji (1983.-1993.) provedenoj od strane istraživača iz „*National Center for Catastrophic Sports Injury*“ utvrđeno je 160 slučajeva netraumatične iznenadne smrti kod sportaša srednjoškolskog i studentskog uzrasta, od čega je kod 100 sportaša utvrđen kardiovaskularni uzrok. Na temelju ukupnih podataka o sudjelovanju učenika i studenata u različitim sportskim aktivnostima dobivena je

incidencija iznenadne smrti od prosječno jednog slučaja na 180,000 sportaša godišnje⁽¹⁴⁾.

Primarna prevencija ostvaruje se dobrim poznavanjem svih potencijalnih uzroka kako bi se pravodobnim otkrivanjem srčane bolesti, kroz preventivne preglede sportaša, spriječile određene iznenadne smrti. No, preventivnim pregledima sportaša ne mogu se spriječiti sve posljedice, zbog čega su nam važne i mjere sekundarne prevencije koje uključuju i koja je upravo razvoj ovakvog uređaja za monitoriranje fizioloških parametara.

Senzorski krug kojim se mjeri srčana frekvencija treba pratiti njene vrijednosti u rasponu od 40 do 220 bpm-a što predstavlja određene ekstreme ljudskog organizma. Kada je sportaš na treningu ili utakmici, puls se nalazi između 65 % do 95 % maksimalne vrijednosti⁽¹⁵⁾. Dogodi li se veća promjena pulsa i on poraste iznad 190 bpm-a, uređaj mora prijaviti da se stanje sportaša nalazi u opasnoj zoni, izvan optimalnog režima rada srčanog mišića.

3.2.4. Sile na tijelo

Sile koje mogu djelovati na tijelo, najčešće glavu igrača, dijele se na kontaktne i inercijske. Kontaktne sile nastaju direktnim udarcem tijelo o suparničkog igrača ili o podlogu i češće su uzrok srednje teškim i težim ozljedama mozga. Za razliku od njih, inercijske sile (akceleracijske i deceleracijske) nastaju pokretanjem mozga unutar lubanje te su one glavni uzrok potresa mozga. Akceleracijske sile se s obzirom na smjer mogu podijeliti na linearne i rotacijske, od kojih potonje stvaraju veći rizik za nastanak potresa mozga⁽¹⁶⁾.

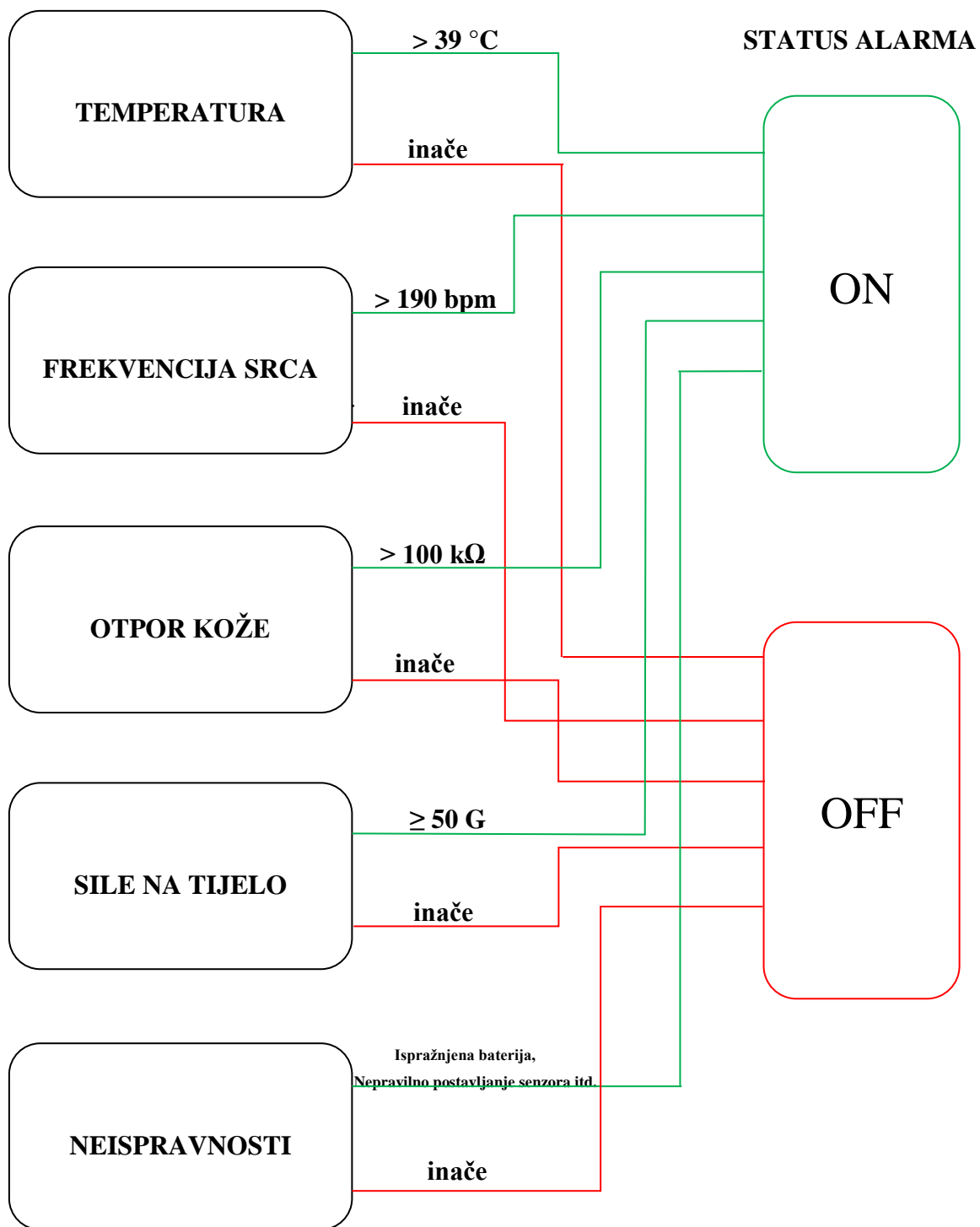
Namjera je da uređaj mjeri sile na tijelo pomoću akcelerometra zbog značajnog broja fizičkih kontakata i udaraca koji se događaju za vrijeme sportske aktivnosti. Intenzitet sudara može biti od laganog pa sve do ozbiljnijih koji uzrokuju trajne tjelesne ozljede. Prvi akcelerometar postavlja se u blizini glave budući da blage traumatske ozljede glave koje nastaju u kontaktnim sportovima zaokupljaju sve veću pozornost sportskih znanstvenika i kliničara. Tijekom 2011. godine u Hrvatskoj je provedeno istraživanje posljedica višestrukih blagih traumatskih ozljeda glave kod udarca lopte u glavu i glavom u skupini od 70 bivših amaterskih nogometaša⁽¹⁶⁾.

Provedeno je kognitivno i elektroencefalografsko testiranje. Rezultati su pokazali da skupina nogometaša ima značajan deficit pažnje u izvođenju zadataka koji traže jednostavno vrijeme reakcije i deficit u održavanju pažnje u dužem vremenskom intervalu.

Drugi akcelerometar mjeri sile na području prsa. Pokazano je da jaki, tupi udarac u predjelu prsnog koša može dovesti do trenutnog srčanog zastoja kod zdravih mladih sportaša. Ovi rijetki događaji dokumentirani su kako za vrijeme jednostavnih sportskih aktivnosti, tako i za vrijeme natjecateljskih utakmica. Stoga treba biti jako pažljiv kad je u pitanju mjerenje sile na tijelo sportaša, jer pravovremena reakcija vodi ka ostvarivanju cilja da sportska borilišta budu sigurnija mjesta.

Američka ustanova „*The National Highway Traffic Safety Administration*“ stvorila je skup kriterija koji se odnose na iznenadne udare sile na model ljudskog tijela⁽¹⁷⁾. Otkriveno je da je sila u iznosu od 75 G kobna za odrasla čovjeka i uzrokuje teže ozljede ili smrt. Nekakva gornja granica, na kojoj ne dolazi do težih ozljeda kod različitih modela ispitanika (muškarci, žene, djeca) uspostavljena je na 50 G. Stoga, ako uređaj zabilježi udarce na tijelo u iznosu jednakom ili većem od 50 G, mora obavijestiti korisnika o izvjesnom riziku zadobivanja težih ozljeda koje mogu trajno utjecati na zdravlje.

Na sljedećoj stranici napravljen je blok dijagram koji prikazuje funkcioniranje alarmnog sustava regulirano ograničenjima postavljenim na senzore i promatrane fiziološke parametre.



3.3. Glavni dijelovi sustava – spajanje i testiranje

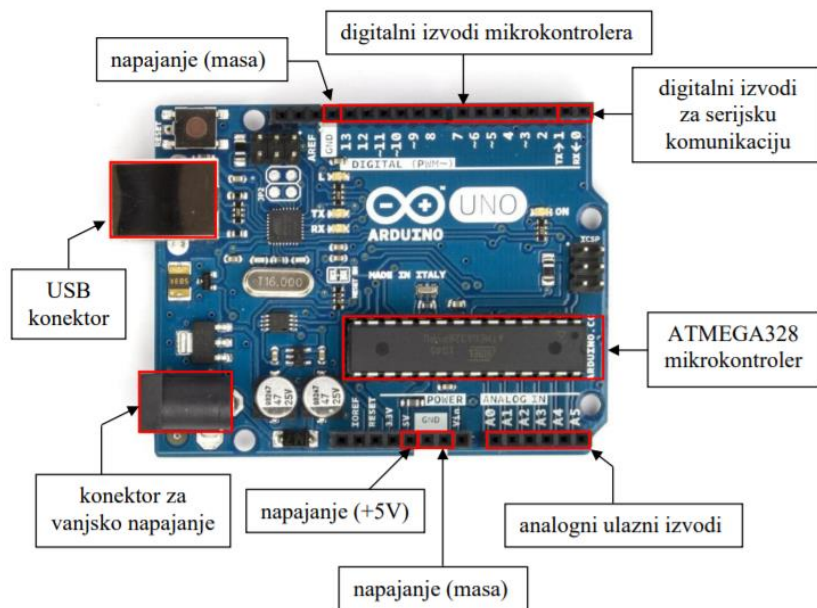
3.3.1. Arduino Uno

Arduino je *open-source* platforma za kreiranje elektroničkih prototipova temeljena na sklopovlju i programskom paketu koji je fleksibilan i jednostavan za primjenu. Arduino je namijenjen inženjerima, automatičarima, elektroničarima, dizajnerima, hobbistima. Posebno je koristan za učenike i studente koji na ovoj platformi stvaraju svoje prve programske aplikacije i manje projekte. Cijena osnovne platforme, elektroničkih komponenata i pribora iznimno je pristupačna.

Arduino projekt započeo je 2005. godine na sveučilištu u Italiji kao platforma za učenje programiranja i korištenje mikrokontrolera. Mikrokontroler korišten na ovoj izuzetno popularnoj Arduino platformi je ATmega328 koji proizvodi tvrtka ATMEL. Pločica Arduino sastoji se od Atmel 8-bitnih, 16-bitnih i 32-bitnih AVR mikrokontrolera s komplementarnim komponentama koje olakšavaju programiranje i ugradnju u druge strujne krugove i sustave. U osnovi, sve Arduino kompatibilne pločice sastoje se od mikrokontrolera, integriranog sklopa za komunikaciju s računalom te perifernih elektroničkih dijelova za osiguravanje mogućnosti rada mikrokontrolera - stabilizatori napona, kvarcni oscilator za generiranje frekvencije takta i slično.

Arduino Uno Razvojna pločica prikazana na slici 4. posjeduje 20 ulazno/izlaznih pinova, generator digitalnog takta 16 MHz, USB priključak za povezivanje s osobnim računalom, reset tipke i priključke za napajanje vanjskim istosmjernim (DC) naponskim izvorom. Umjesto napajanja korištenjem vanjskog istosmjernog naponskog izvora, razvojna pločica se može napajati preko USB sučelja spojenog na osobno računalo pa je tako odmah omogućena i serijska komunikacija za upisivanje programa u memoriju mikrokontrolera.

Osnovne tehničke karakteristike Arduino Uno razvojne pločice navedene su u tablici 2.



Slika 4. Izgled Arduino Uno mikrokontrolera

Tablica 2. Tehničke karakteristike Arduino Uno razvojne pločice⁽¹⁸⁾

Mikrokontroler na pločici	ATMega328
Nazivni napon napajanja	5 V
Ulazni napon (preporučeni)	7-12 V
Ulazni napon (ograničen)	6-20 V
Broj digitalnih ulaz/izlaz pinova	14
Broj analognih ulaznih pinova	6
Maksimalna istosmjerna struja po ulaz/izlaz pinu	40 mA
Maksimalna istosmjerna struja na 3,3 V pinu	50 mA
Flash memorija	32 KB
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Takt	16 MHz

Unutar Arduino programske razvojne okoline koristi se C/C++ programski jezik, a programski kod napisan za upravljanje mikrokontrolerom naziva se „*sketch*“ (u daljnjem tekstu skeč). Osim u Arduino razvojnoj okolini razvojna pločica se može programirati i originalnim AVR alatima, kao što je AVR *Studio*. Glavna razlika između AVR *Studia* i Arduino razvojne okoline je korištenje automatiziranih funkcijskih prototipova, pisanih u programskom jeziku C, koji se tijekom prevođenja programa pretvaraju u čiste AVR C/C++ naredbe pa je time olakšano pisanje programa.

3.3.2. Temperaturni senzor – TMP007

Za razliku od drugih temperaturnih senzora, TMP007 termopilni senzor razvijen od strane *Texas Instrumentsa* (prikazan na slici 5.), temeljen na tehnologiji infracrvenog zračenja, omogućuje beskontaktno mjerenje objekta. Unutarnji matematički sklop čini sve izračune temperature te je senzor kao takav jednostavan za integraciju. Ciljana temperatura objekta dobiva se direktno preko I²C sabirnice tako da senzor detektira temperaturu apsorbirajući infracrveno zračenje promatranog objekta. Uz 14-bitnu rezoluciju moguće je mjeriti temperaturu u rasponu od -40 do 125 °C.



Slika 5. TMP007 temperaturni senzor

I²C uređaji mijenjaju bitove podataka kad god se zajednički signal takta promijeni. Kontroler i periferni uređaji šalju podatke o bitovima kada se takt mijenja od niske do visoke (na rastući brid takta). Za razliku od SPI-ja, ne mogu istodobno slati podatke. TMP007 ima niz memorijskih registara koji kontroliraju njegovu funkciju. U i iz njih se može pisati i čitati pomoću I²C komunikacije s mikrokontrolera poput

Arduina te tako konfigurirati senzor. Primjerice, postavljanje I²C adrese, osjetljivosti senzora i tako dalje.

Za primjenu I²C komunikacije na Arduinu, potrebna je *Wire* biblioteka dostupna unutar Arduino razvojne okoline. Senzor je poprilično jednostavan za korištenje, zahtijeva minimalno ožičenje što olakšava njegovo spajanje s upravljačkim jedinicama.

Prije spajanja, potrebno je proučiti raspored pinova koji je sljedeći:

- **POWER pinovi**

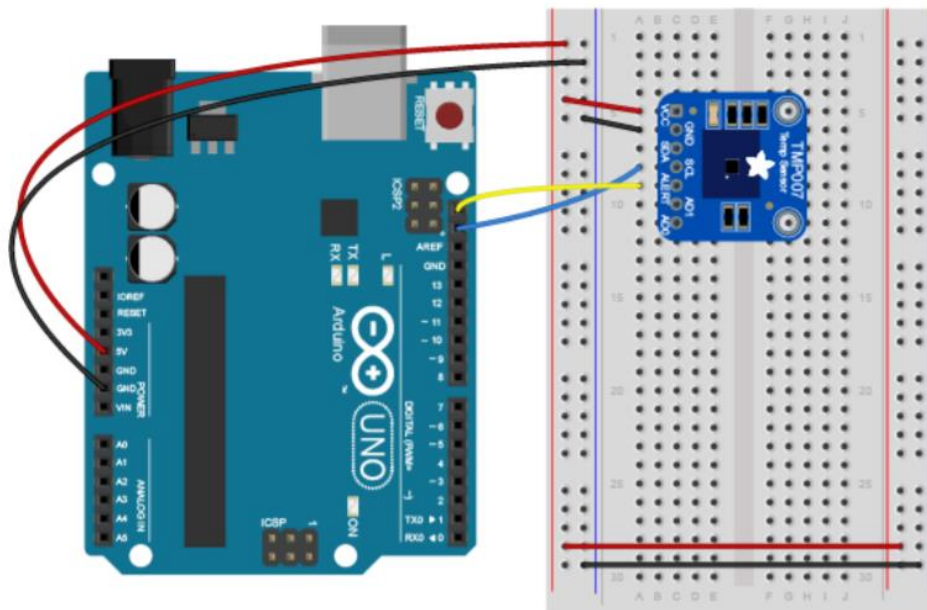
- **VCC** – ovo je pin koji radi na pozitivnoj logici te na njemu može biti istosmjerni napon napajanja od 2,2-5,5 V, prikladan za upotrebu s 3 ili 5-voltnom logikom.
- **GND** – referentni pin uzemljenja.

- **I²C podatkovni pinovi**

- **SCL** – pin I²C takta. Na senzorskoj ploči već je postavljen *pull-up* otpornik od 10 kΩ, stoga se ovaj pin može spojiti direktno na I²C pin takta mikrokontrolera.
- **SDA** – podatkovni I²C pin. Zbog postojanja *pull-up* otpornika, pin se može spojiti direktno na I²C podatkovni pin mikrokontrolera.

- **Alert** – pin za generiranje prekida kojima se postavljaju upozorenja o nedopuštenoj razini temperature. Nije korišten u radu.
- **AD0 i AD1** – pinovi za postavljanje na adresi na I²C sabirnici. Senzor ima zadanu adresu – **0x40**. Nije korišten u radu.

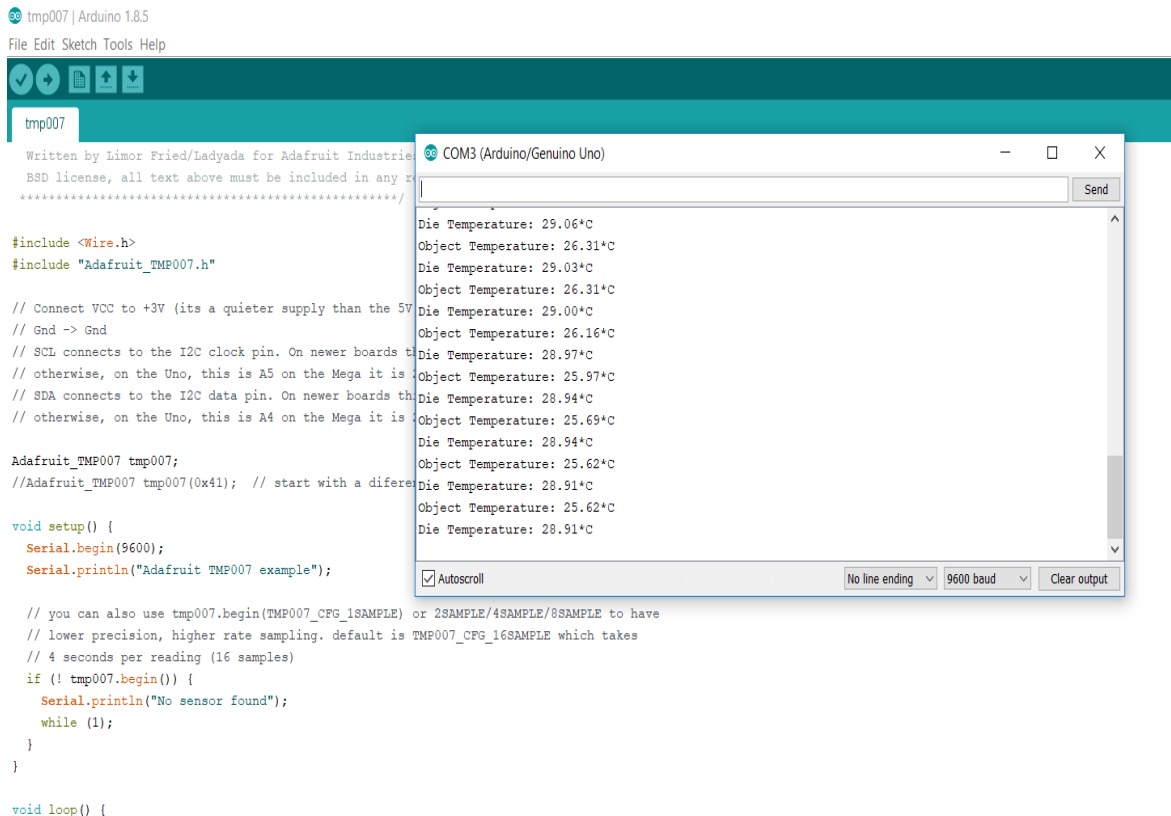
Prototipni izgled spoja Arduina Una i TMP007 senzora dan je na slici 6. izrađenoj korištenjem *Fritzing* alata za crtanje električnih shema.



Slika 6. Spajanje TMP007 senzora na Arduino

Pravilno spojivši senzor, potrebno je skinuti gotovu biblioteku sa stranice dobavljača (*Adafruit*) te je pozicionirati u mapu koja sadrži ostale biblioteke korištene od strane Arduino razvojne okoline. Dvije najvažnije funkcije koje koristimo su `readObjTempC()` koja služi za slanje *write* komande kojom se započinje čitanje temperature objekta ispred senzora te slična, funkcija `readDieTempC()` za slanje *write* komande za čitanje temperature čipa. Nadalje, učitavamo primjer za testiranje senzora te pokrećemo verifikaciju i *upload* skeča na Arduino Uno mikrokontroler. TMP007 može čitati temperaturu svake sekunde, stoga je potrebno postaviti kašnjenje nakon svakog čitanja s `delay(4000)` te tako uzimati uzorke svake 4 sekunde kako bi dobili reprezentativnije rezultate.

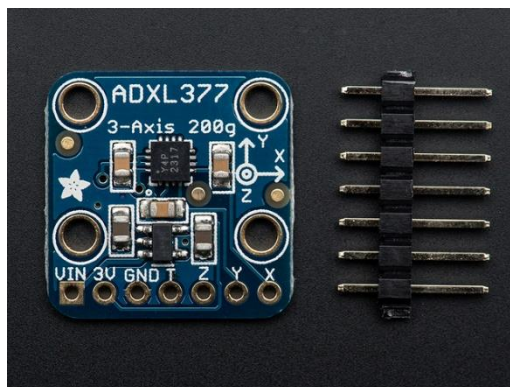
Otvaranjem terminalskog prozora za serijsku komunikaciju možemo čitati temperaturu objekta u stvarnom vremenu. Primjer nekoliko takvih čitanja vidljiv je na slici 7.



Slika 7. Temperaturna čitanja sa senzora TMP007

3.3.3. ADXL377 akcelerometar

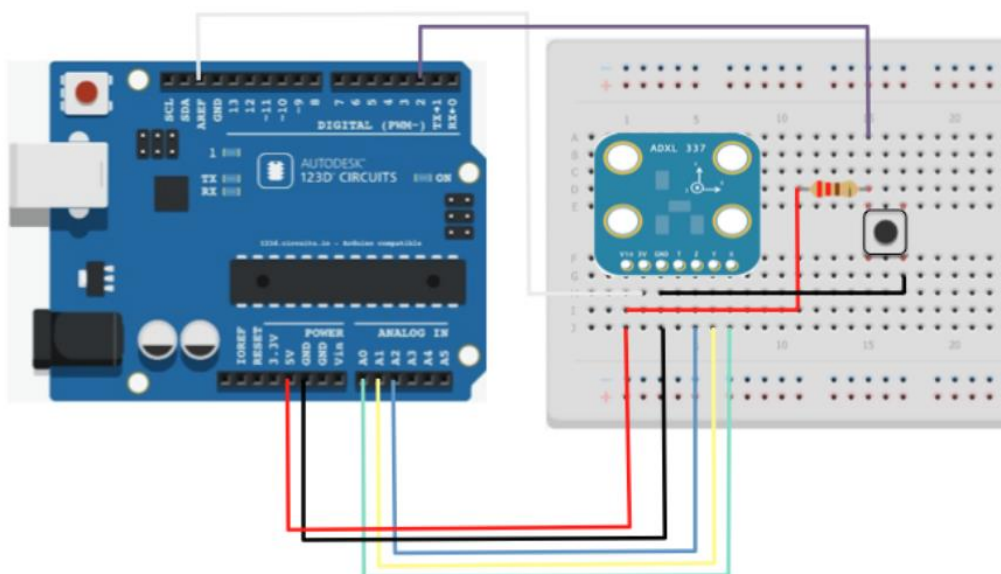
Adafruitov ADXL377 je mali, tanki akcelerometar (slika 8.) niske potrošnje s 3 osi i izlaznim naponima uvjetovanim signalima. Nadalje, mjeri akceleraciju koja proizlazi iz pokreta, šoka ili vibracija s tipičnim rasponom pune skale od ± 200 G – ekstremna dinamička ubrzanja koja se susreću u raketnim pokusima i sredinama koje uključuju jake udarce na tijelo.



Slika 8. Akcelerometar ADXL377

Senzor pripada MEMS porodici i sastoji se od mikro-obrađene strukture na silicijskoj ploči. Struktura je odijeljena polisilikonskim oprugama koje pružaju otpor protiv sila ubrzanja u sve 3 osi. Nastalo odbijanje uzrokuje promjenu kapaciteta između fiksiranih ploča i onih pričvršćenih za strukturu. Ova promjena kapaciteta na svakoj osi pretvara se u izlazni napon proporcionalan ubrzanju na pojedinoj osi.

Spajanje senzora na glavnu upravljačku jedinicu nije komplicirano te je prikazano na slici 9. Za najbolju točnost i preciznost koristi se izlaz regulatora napona na senzorskoj ploči kao analogna referenca na Arduino Uno. Dodatno, potrebno je spojiti 3V pin na AREF pin Arduina zbog mogućnosti korištenja vanjskog izvora napajanja. Ostatak spojne sheme je intuitivan. Važno je naglasiti da je usprkos najvećem mogućem izlaznom naponu od 3,3 V na senzoru, moguće spojiti pin V_{IN} na 5-voltni pin Arduina jer isti ima ugrađeni regulator napona koji prilagođava razinu maksimalnog napona na senzoru.

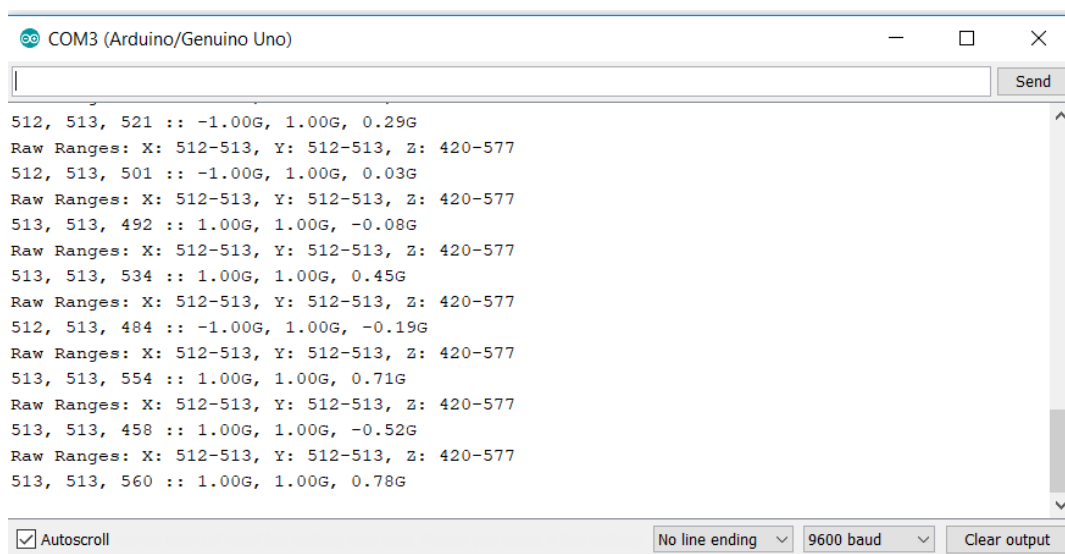


Slika 9. Spoj ADXL377 senzora s Arduino Unom

Uhodavanje i testiranje senzora ipak je nešto kompliciranije. Kao i kod svih senzora, postoji razlika između uzoraka. Za nekakve nekritične primjene kao što su kontroleri videoigara, te varijacije ne predstavljaju važan čimbenik u implementaciji. No, za aplikacije koje zahtijevaju precizno mjerenje, kalibracija do pouzdanog referentnog sustava je itekako dobra ideja. Takav je slučaj i funkcija ovog akcelerometra pri izgradnji sustava za praćenje fizioloških parametara

Kako bi se osiguralo da su očitavanja dobivena iz senzora bila točna u odnosu na očekivana standardna mjerenja, akcelerometar je kalibriran gravitacijom kao referentnom točkom. Uz to, potrebno je da su izlazna očitavanja izražena u jedinicama sile teže (G). Na približnoj razini mora na površini Zemlje, gravitacijska sila je stabilna i pouzdana referenca. Prema tome, veličina od 1 G predstavlja gravitacijsko privlačenje stacionarnog objekta na Zemljinoj površini.

Za kalibraciju senzora na gravitacijsku referencu, potrebno je odrediti izlaz senzora za svaku os kada je senzor precizno poravnat s osi gravitacijskog privlačenja. Problem kod ADXL377 je sljedeći: točna kalibracija za ekstremne G-sile zahtijeva specijaliziranu opremu za ponovno stvaranje tih istih sila u kontroliranom okruženju. Shodno tome, kalibracija je provedena analogno kalibraciji akcelerometara s manjim rasponom mjerenja željenih vrijednosti. Prvo je eksperimentalna pločica (engl. *breadboard*) polegnuta na ravnu površinu. Pritisnuvši dugme, pokreće se kalibracija te se dobiva minimalna vrijednost za z-os. Nakon toga se podizanjem pločice mjeri vrijednost u smjeru pozitivne osi y. Okretanjem pločice u željenom smjeru, dolazi se do ostalih vrijednosti te se konačno dobiva izlaz s kalibriranim rasponom za svaku os s izmjerenim G silama (slika 10.). Izračun i kalibracija izlaznih veličina napravljena je pomoću dostupne funkcije za mapiranje koja kao argumente uzima vrijednosti sa senzora te minimalnu i maksimalnu akceleraciju. Kao drugi način kalibracije i prikaza izlaznih veličina može poslužiti *datasheet* iz kojeg se na osnovu izlaznih naponskih razina sa senzora, može izračunati vrijednost akceleracije.



```
COM3 (Arduino/Genuino Uno)
512, 513, 521 :: -1.00G, 1.00G, 0.29G
Raw Ranges: X: 512-513, Y: 512-513, Z: 420-577
512, 513, 501 :: -1.00G, 1.00G, 0.03G
Raw Ranges: X: 512-513, Y: 512-513, Z: 420-577
513, 513, 492 :: 1.00G, 1.00G, -0.08G
Raw Ranges: X: 512-513, Y: 512-513, Z: 420-577
513, 513, 534 :: 1.00G, 1.00G, 0.45G
Raw Ranges: X: 512-513, Y: 512-513, Z: 420-577
512, 513, 484 :: -1.00G, 1.00G, -0.19G
Raw Ranges: X: 512-513, Y: 512-513, Z: 420-577
513, 513, 554 :: 1.00G, 1.00G, 0.71G
Raw Ranges: X: 512-513, Y: 512-513, Z: 420-577
513, 513, 458 :: 1.00G, 1.00G, -0.52G
Raw Ranges: X: 512-513, Y: 512-513, Z: 420-577
513, 513, 560 :: 1.00G, 1.00G, 0.78G
```

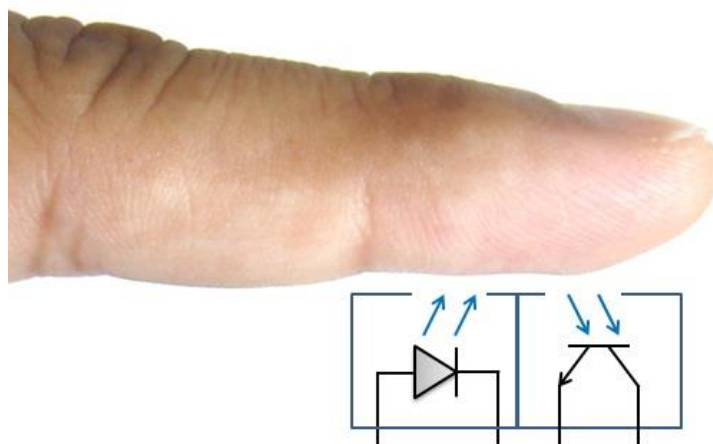
Slika 10. Izlazni podaci sa senzora nakon kalibracije

3.3.4. Senzorski sustav za mjerenje frekvencije srca

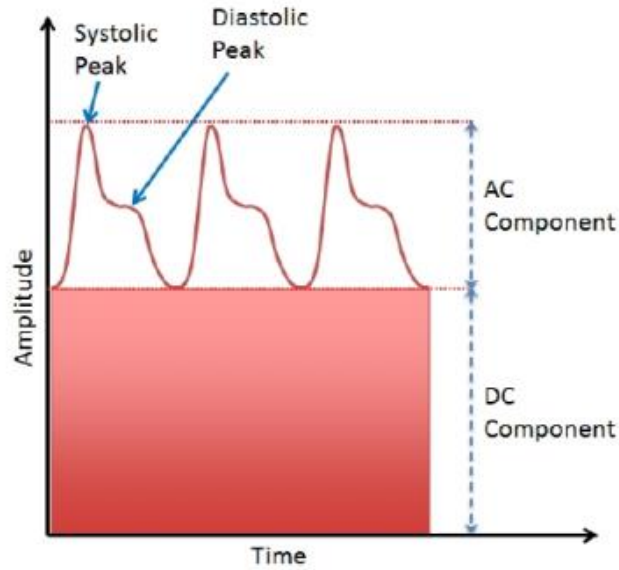
Rad senzorskog sustava za mjerenje frekvencije srca (pulsa) temelji se na načelu fotopletizmografije (engl. skraćenica PPG korištena u daljnjem tekstu) kao neinvazivne metoda za mjerenje varijacije volumena krvi u tkivima nastale svakim otkucajem srca, pomoću izvora svjetlosti i detektora. Riječ pletizmografija izvedena je iz dvije grčke riječi: *plethysmos* što znači povećanje i *graf* što znači pisati. Dodajući prefiks foto označava se pletizmografija koja koristi optičke tehnike. Mjerenje osigurava sinkronost promjena volumena krvi s otkucajima srca. Postoje dvije osnovne vrste fotopletizmografije: transmisija i refleksija, a potonja je korištena u ovom radu.

U refleksijskoj fotopletizmografiji, izvor svjetla i detektor postavljaju se na istu stranu dijela tijela. Svjetlo se emitira u tkivo, a reflektirano svjetlo mjeri detektor. Zbog toga što svjetlost ne mora prodrijeti u tijelo, refleksijska PPG može se primijeniti na bilo koji dio ljudskog tijela. Detektirana svjetlost, bilo reflektirana ili transmitirana kroz dio tijela, mijenjat će se prema pulsnom protoku krvi uzrokovanom radom srca.

Slika 11. pokazuje osnovnu reflektivnu PPG sondu za izdvajanje signala pulsa s vrha prsta. Infracrvenom svjetlošću osvjetljava se vrh prsta te se više ili manje svjetlosti apsorbira, ovisno o volumenu krvi tkiva. Kao posljedica toga, intenzitet reflektirane svjetlosti varira s pulsiranjem krvi nastalim otkucajem srca. Niži intenzitet pokazuje veći volumen krvi i obratno. Grafički prikaz koji predstavlja varijaciju intenziteta svjetlosti u vremenu naziva se PPG signal (slika 12.).



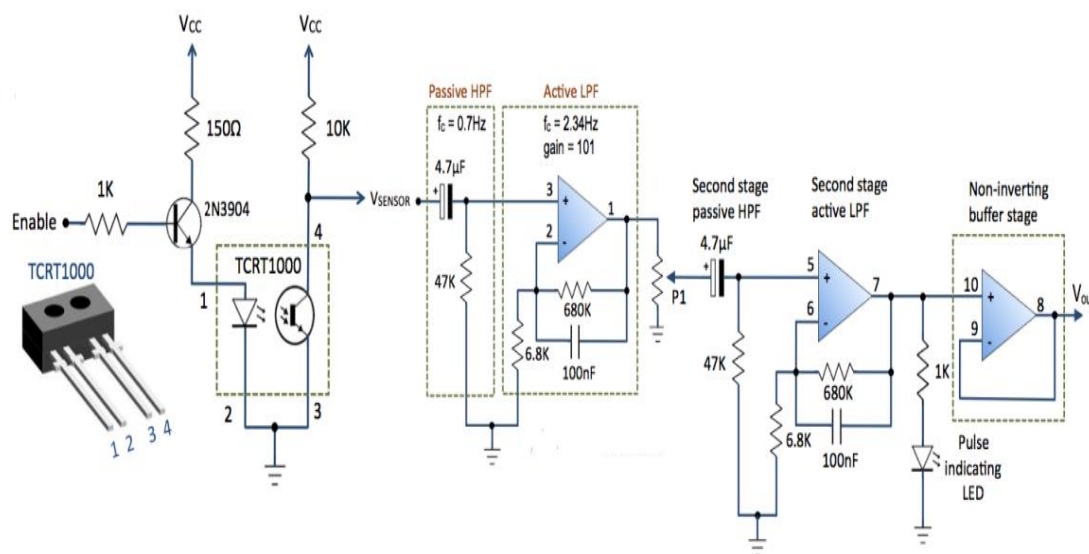
Slika 11. Reflektivna fotopletizmografija⁽²²⁾



Slika 12. PPG signal⁽²²⁾

PPG signal sastoji se od dvije komponente: AC i DC. AC komponenta je postavljena na istosmjernu i rezultat je promjena pulsa u volumenu arterijske krvi. Budući da je ovaj volumen usklađen s otkucajima srca, AC komponenta može biti iskorištena za mjerenje frekvencije srca. DC komponenta odnosi se na tkiva, kosti i prosječni volumen krvi. Ova komponenta mora biti uklonjena kako bi se mogla analizirati i mjeriti AC komponenta. Budući da AC komponenta čini vrlo mali dio PPG signala, potreban je učinkoviti krug za filtriranje i pojačavanje željenih informacija.

Shema senzorskog sustava prikazana je slici 13.



Slika 13. Električni krug senzorskog sustava s 2 stupnja filtriranja

Prvi dio kruga omogućava čitanje sa senzora TCRT1000. To je reflektirajući optički senzor s odašiljačem infracrvenog zračenja i fototranzistorom koji su smješteni jedan do drugoga i zatvoreni unutar olovnog kućišta te se tako suzbija minimalni učinak vanjske vidljive svjetlosti. Dovođenjem visoke razine na *Enable* pin, uključit će se odašiljač IR zračenja i aktivirati senzor. Vrh prsta koji se postavlja preko senzora će djelovati kao reflektor svjetla. Fototranzistorom se nadzire reflektirana količina svjetla. Izlaz senzora (V_{SENSOR}) je periodički fiziološki valni oblik, sinkron s otkucajima srca, s malim promjenama reflektirajućeg IR svjetla koje su uzrokovane fluktuacijama volumena krvi.

Prvi stupanj pripreme signala otklanja DC komponentu PPG signala. Isto tako pojačava AC komponentu faktorom iznosa 101. Za filtriranje istosmjernje komponente koristi se pasivni visokopropusni, a za pojačanje izmjenične aktivni niskopropusni filter za čiju je izgradnju korišteno operacijsko pojačalo MCP6004. Pasivni visokopropusni filter ima preciznu graničnu frekvenciju od 0,7 Hz. Različite kombinacije otpornika i kondenzatora mogu se koristiti za postizanje ove vrijednosti. U ovom slučaju, izabrani su otpornik od 47 k Ω i kondenzator od 4,7 μF .

Granična frekvencija za odabrane vrijednosti može se naći pomoću jednadžbe (1), gdje R predstavlja vrijednost otpornika, a C vrijednost kondenzatora.

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2 \times 47\text{k}\Omega \times 4,7\mu\text{F}} \approx 0,7 \text{ Hz} \quad (1)$$

Aktivni niskopropusni filter ima graničnu frekvenciju od 2,34 Hz. Vrijednosti korištenih otpornika i kondenzatora su 680 k Ω i 100 nF. Jednadžba (2), analogno prvoj, glasi:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} = \frac{1}{2 \times 680\text{k}\Omega \times 100\text{nF}} \approx 2,34 \text{ Hz} \quad (2)$$

Pojačanje operacijskog pojačala ovog stupnja dobije se uz odabrane vrijednosti otpornika koje se mogu pronaći u jednadžbi (3), gdje R_2 predstavlja otpornik negativne povratne veze.

$$A = 1 + \frac{R_2}{R_1} = 1 + \frac{680\text{k}\Omega}{6,8\text{k}\Omega} = 101 \quad (3)$$

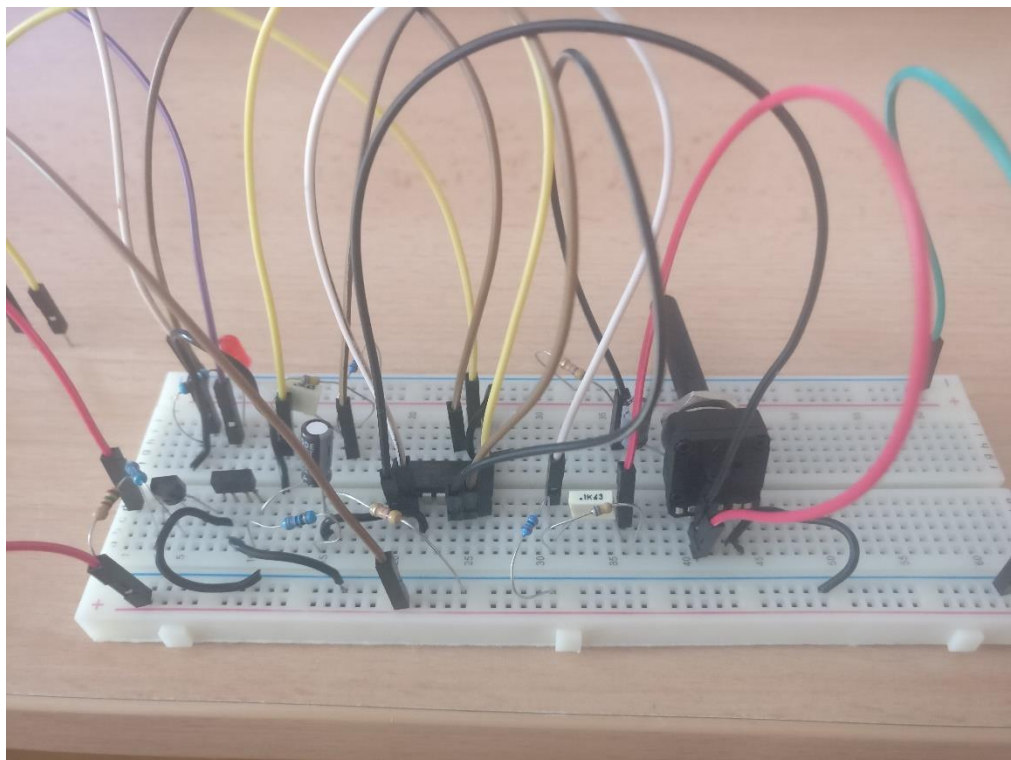
Tako kombinacija visokopropusnog i niskopropusnog filtra pomaže uklanjanju neželjene DC komponente i šuma visoke frekvencije, uključujući 50 Hz smetnje gradske mreže, a pojačava signal niske amplitude 101 puta.

Put izlaznog signala prvog stupnja pripreme nastavlja se na sličnu, prethodno opisanu kombinaciju filtara. Ukupno pojačanje dobiveno iz dvije kaskade iznosi $101 \times 101 = 10201$. Potencijometar 5K postavlja se na izlaz prvog stupnja pripreme signala u slučaju da ukupno dobiveno pojačanje kaskade mora biti manje od 10121. Dvije faze filtriranja i pojačavanja pretvaraju ulazne PPG signale u pulseve TTL naponske razine koji su sinkroni s otkucajima srca. Frekvencija pulseva prema frekvenciji srca odnosi se prema jednadžbi (4).

$$\text{Otkucaji u minuti (BPM)} = 60 \times f \quad (4)$$

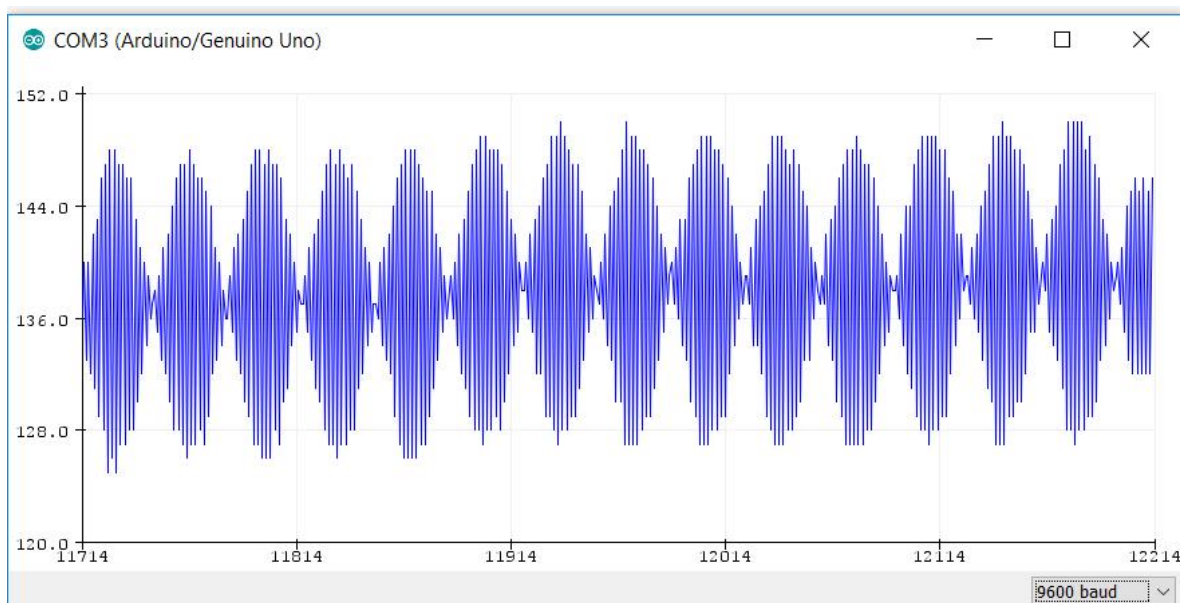
LED žarulja spojena na izlaz drugog stupnja treperit će kad je puls detektiran. Završni stupanj električnog kruga čini naponsko sljedilo za smanjenje izlazne impedancije. To je od velike koristi ako se kanal analogno-digitalnog pretvornika mikrokontrolera koristi za čitanje pojačanog PPG signala.

Konačna (prototip!) spojna shema senzorskog sustava prikazana je na slici 14.



Slika 14. Shema električnog kruga ostvarena na eksperimentalnoj pločici

Spoj senzorskog kruga s Arduino Unom je jednostavan. Potrebno je dovesti napajanje na eksperimentalnu pločicu s 5-voltnog pina mikrokontrolera. Uz to, dovodi se i uzemljenje s GND pina. Naposljetku, *Enable* kraj sustava se isto tako postavlja na 5 V. Čitanja sa senzora vrše se s analognog A₀ pina mikrokontrolera. Na njemu se vrši A-D konverzija fizioloških veličina te dobivamo val u ovisnosti o otkucajima srca prikazan na slici 15. (opcija *Serial Plotter* unutar Arduino razvojne okoline). Uzorci se uzimaju svakih 10 ms.



Slika 15. Val filtriranog PPG signala

Ako iz vala želimo dobiti brzinu otkucaja srca u minuti, potrebno je brojati vrhove signala u jednoj minuti. Stoga je ključno postaviti prag (engl. *threshold*) na osnovu kojeg će se određivati jedan otkucaj. Promatrajući gornju sliku, najpovoljnije je vrijednost praga postaviti na 140. Tako će svaka vrijednost s pina veća od 140 biti smatrana jednim otkucajem. Budući da je razdoblje od minute predugo, uzimat će se vrijednosti u intervalu od 20 sekundi. Na koncu će se rezultat množiti s 3 kako bi se dobio broj otkucaja u minuti. Izgled dijela koda koji vrši akviziciju digitalnih vrijednosti i obrađuje ih u ovisnosti o proteklom vremenu dan je u nastavku.

```
if ((millis() - millisBefore) < beatTime) {
    if (counter == true) {
        if (adc >= threshold) {
```

```

        count++;

        counter = false;

        Serial.print("Beat : ");

        Serial.println(count);

    }

}

if (adc < threshold) {

    counter = true;

}

} else {

    Serial.print(count*(60000/beatTime));

    Serial.println(" BPM");

    count=0;

    millisBefore = millis();

}

```

Gore navedeni kod ispisat će broj svakog detektiranog otkucaja i broj otkucaja u minuti svakih 20 sekundi. Varijablom `beatTime` moguće je mijenjati interval nakon kojeg se ispisuju željeni podaci. Konačan izgled rezultata prikazan je na slici 16.

The screenshot shows a serial monitor window with the following text output:

```

Your heart rate is:
65
Your heart rate is:
60

```

At the bottom of the window, there are control elements: a checked checkbox for "Autoscroll", a dropdown menu set to "No line ending", a dropdown menu set to "115200 baud", and a "Clear output" button.

Slika 16. Varijacije rezultata dobivenih PPG senzorskim krugom

Nažalost, metoda mjerenja preko ovako izvedenog sustava nije dala željene rezultate. Naime, nisu se mogla uspostaviti koncizna i kontinuirana mjerenja ovim senzorskim krugom. Mogući problemi su tolerancije i pogreške samih komponenti, utjecaj kapaciteta itd. Stoga je drugi, komercijalni senzor uzet u obzir te je njegovo spajanje i interakcija s Arduinoom tema sljedećeg potpoglavlja.

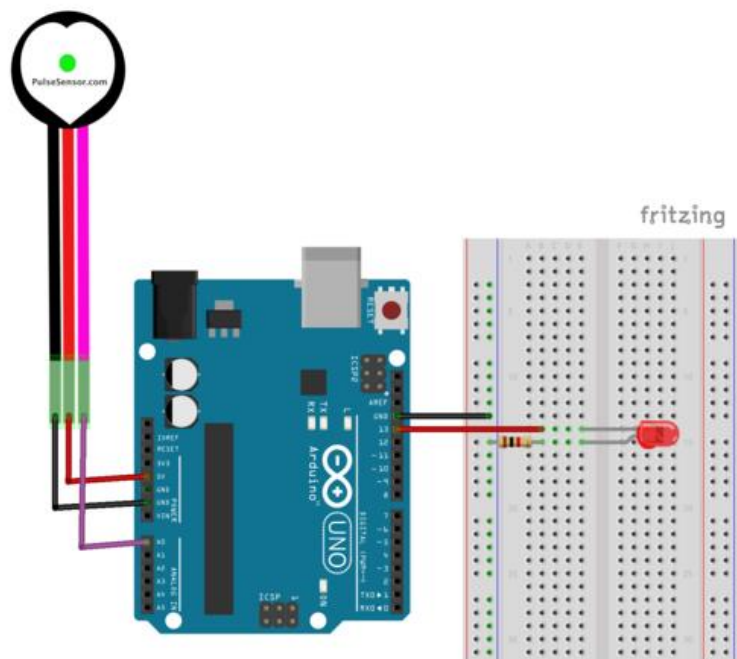
3.3.5. Komercijalni senzor za mjerenje frekvencije srca

Adafruitov senzor za mjerenje pulsa (slika 17.), jedan je od onih *plug-and-play* senzora sa svim kompatibilnostima vezanim za Arduino čiji se rad temelji na tehnologiji infracrvenog zračenja (PPG senzor). Jednostavan je za korištenje učenicima, umjetnicima, sportašima i programerima koji žele bez puno komplikacija ugraditi podatke o pulsu u svoje projekte.



Slika 17. Senzor za mjerenje pulsa

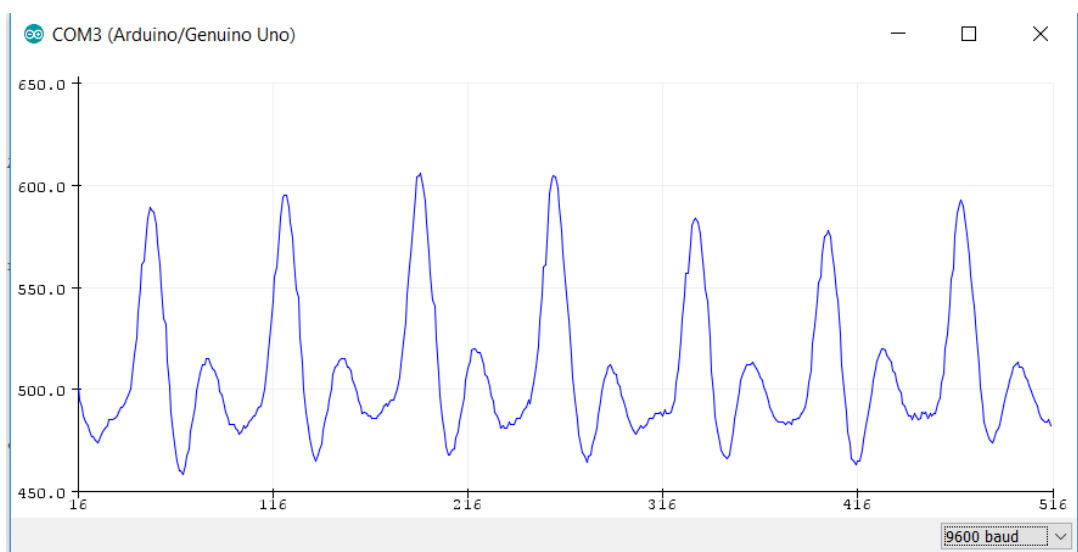
Senzor posjeduje krug za pojačavanje signala i uklanjanje šuma. Na brz i lak način dobivaju se pouzdana mjerenja te radi s 3 ili 5-voltnom naponskom razinom Arduina. Spajanje putem eksperimentalne pločice na Arduino Uno jednostavno je te je prikazano na slici 18.



Slika 18. Shema spajanja senzora na Arduino Uno


Pin s 5-voltnim naponom napajanja pokreće senzor, a željeni parametar se prenosi s analognog ulaznog pina mikrokontrolera. Prevođenjem već gotove biblioteke napravljene od strane proizvođača te *uploadom* na Arduino, LED-žarulja će svijetliti u ritmu otkucaja srca.

Val izlaznog signala može se vidjeti na slici 19. dobivenom alatom iz Arduino razvojne okoline – *Serial Plotter*. Svaki vrh (engl. *peak*) predstavlja jedan otkucaj.



Slika 19. Valni oblik signala pulsa

Za dobivanje BPM vrijednosti koristi se gotova funkcija `getBeatsPerMinute()`. Pozadinu priče čine prekidi: za svaki izlaz koji se tumači kao otkucaj srca, prelazi se u prekidnu rutinu te se složenom matematičkom formulom dolazi do konačnog rezultata – ispisivanja trenutnog broja otkucaja srca u minuti. Izgled terminalskog prozora prikazan je na slici 20.



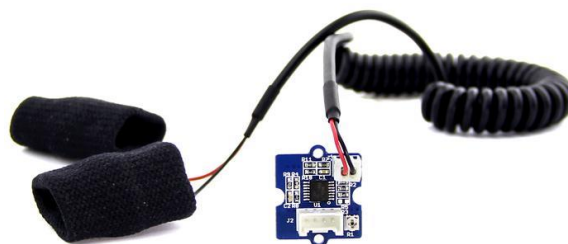
```
COM4 (Arduino/Genuino Uno)
Send
BPM: 77
<3 A HeartBeat Happened !
BPM: 77
<3 A HeartBeat Happened !
BPM: 80
<3 A HeartBeat Happened !
BPM: 81
<3 A HeartBeat Happened !
BPM: 79
<3 A HeartBeat Happened !
BPM: 75
<3 A HeartBeat Happened !
BPM: 77
<3 A HeartBeat Happened !
BPM: 77
```

Autoscroll No line ending 9600 baud

Slika 20. Broj otkucaja srca u minuti

3.3.6. GSR senzor

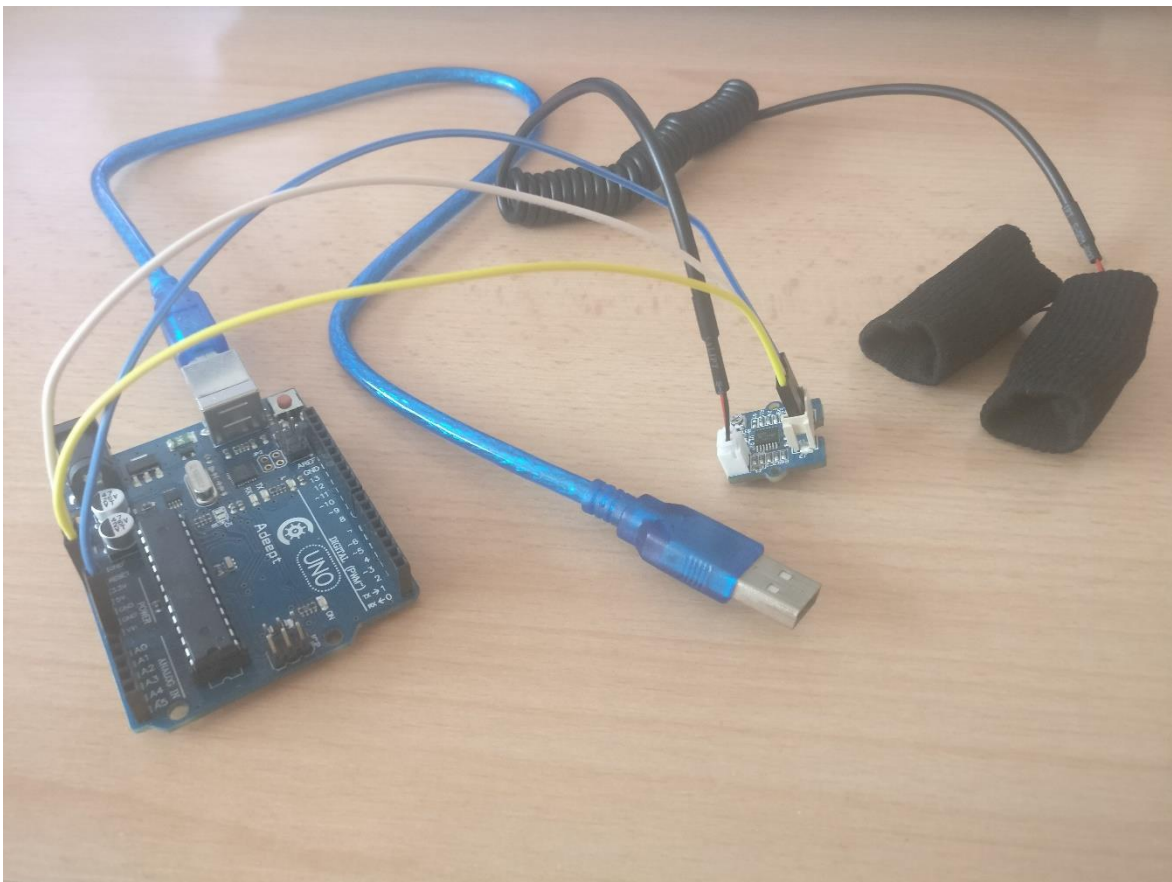
GSR senzor (slika 21.) omogućuje mjerenje vodljivosti kože, odnosno otpora kao njenog recipročnog iznosa.



Slika 21. GSR senzor s elektrodama

GSR signal je vrlo jednostavan za snimanje: dvije elektrode stavljaju se na drugi i treći prst jedne ruke. Varijacija niskonaponske struje između dvije elektrode koristi se kao mjera električne aktivnosti kože. Ovakav način pogoduje testiranju prototipa, no nije krajnje rješenje. Ramena, iako s manjom gustoćom znojnih žlijezda, nameću se kao optimalna alternativa za prste u slučaju kada korisnik treba koristiti senzor za vrijeme aktivnosti.

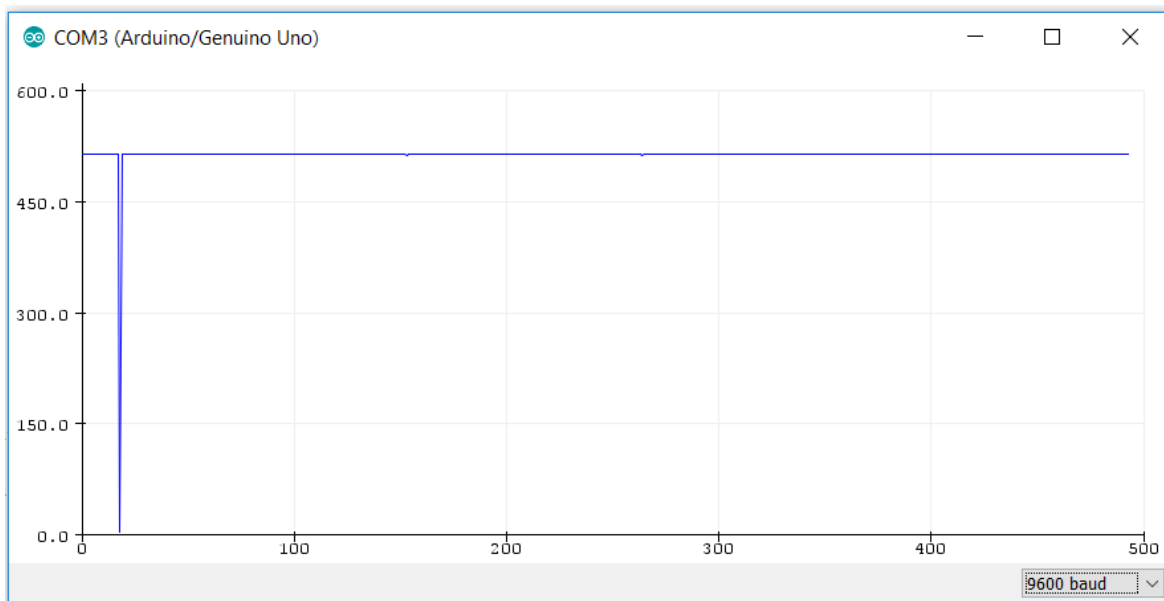
Ožičenje s Arduino Unom napravljeno je na sljedeći način: V_{cc} pin senzora spaja se na 5-voltni, masa na GND, a izlazni signal ide na analogni pin mikrokontrolera. Kako to izgleda u praksi, prikazano je slikom 22.



Slika 22. GSR senzor s Arduino Unom

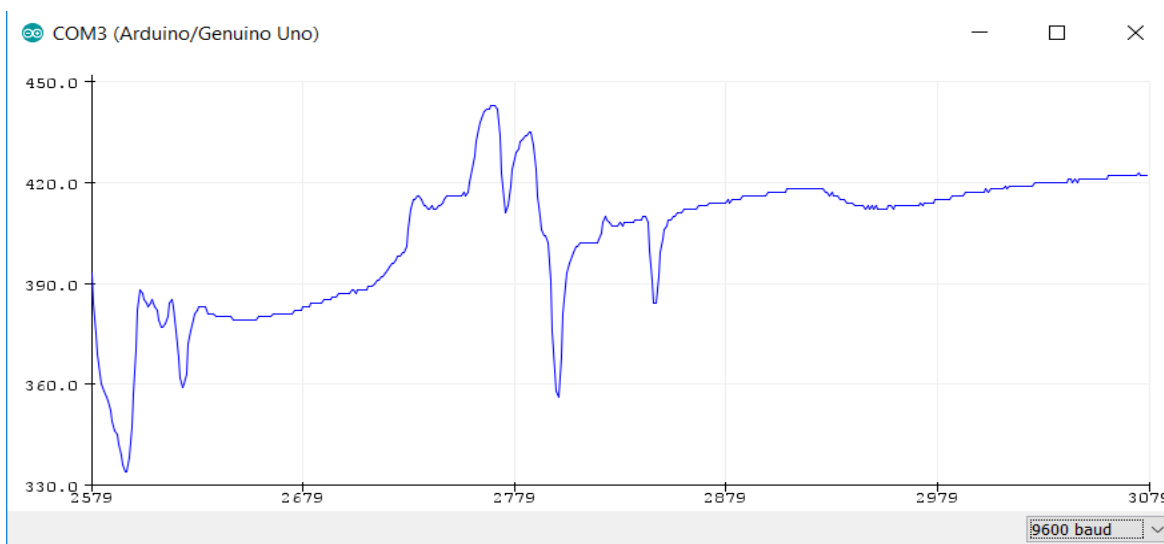
Po uključivanju USB-kabela na računalo, potrebno je napraviti kalibraciju senzora, odnosno podesiti naponsku razinu signala na izlazu senzora. Puni raspon ADC-a Arduino Una je 1024 V, a V_{cc} pin je na 5 V. Električna shema senzora je u osnovi diferencijalno pojačalo, koje početnu referencu napona od 1,25 V povećava 2 puta, stoga je referentni napon na izlazu jednak 2,5 V što odgovara polovici raspona pune

skale ADC-a. Zbog svega navedenog, koristeći potenciometar namješta se izlazna naponska razina ADC-a na 512 što se vidi na slici 23. sa *Serial Plotter-a* Arduino razvojne okoline.



Slika 23. Kalibracija naponske razine izlaza GSR senzora

Nakon što je kalibracija uspješno provedena, potrebno je testirati rad senzora stavljanjem elektroda na kažiprst i srednji prst lijeve ruke. Promjene naponske razine prate se ocrtavanjem grafa na *Serial Plotter-u* (slika 24.).



Slika 24. Kretanje naponskih razina s ADC-a

4. Alarmni sustav

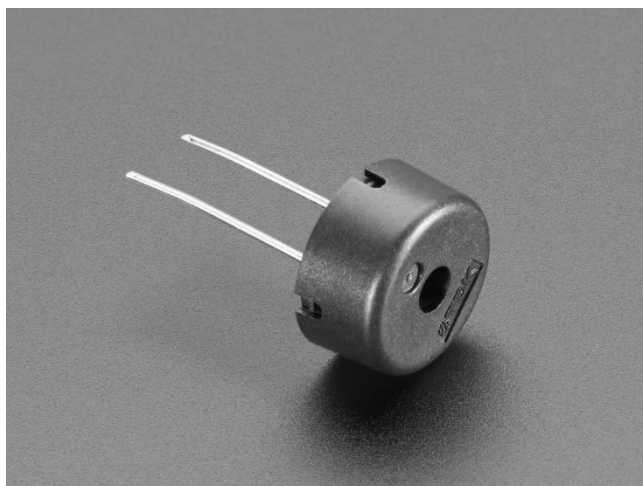
Ako bilo koji od promatranih mjernih parametara – temperatura, električni otpor kože (razina dehidracije), brzina otkucaja srca i sile na tijelo, izađe iz okvira zadanog raspona određenog dijagramom na stranici 26. ovog rada, korisnik sustava mora biti promptno obaviješten. Pojedinci koji se nalaze izvan definiranih granica koje su okarakterizirane kao fiziološki sigurne, imaju veći rizik od ozljede ili pretjeranog iscrpljivanja organizma. Jednom kad je korisnik obaviješten, mogu se poduzeti odgovarajuće mjere koje će spriječiti najgore moguće posljedice.

Zamišljeno je da se alarmni sustav mora isključiti nakon pet sekundi trajanja signala. Trajanje je određeno tako da bude dovoljno dugo da obavijesti sportaša, a da pritom ne stvara smetnje korisniku i ostalim sudionicima sportske aktivnosti. Osim toga, alarm mora biti dovoljno glasan kako bi se osiguralo da signal zvuka bude jasno primijećen.

Da bi se zvuk mogao čuti, mora biti 10 dB viši od buke okoline. U ovom slučaju, buku okoline čine zvukovi na sportskim terenima za vrijeme utakmice ili treninga. Već promjena od 10 dB percipira se kao dva puta jači zvuk od nominalnog. Udaljenost također utječe na razinu zvuka koju čuje ljudsko uho - razina zvuka pada za oko 6 dB svaki put kad se udaljenost između izvora i primatelja zvuka udvostruči.

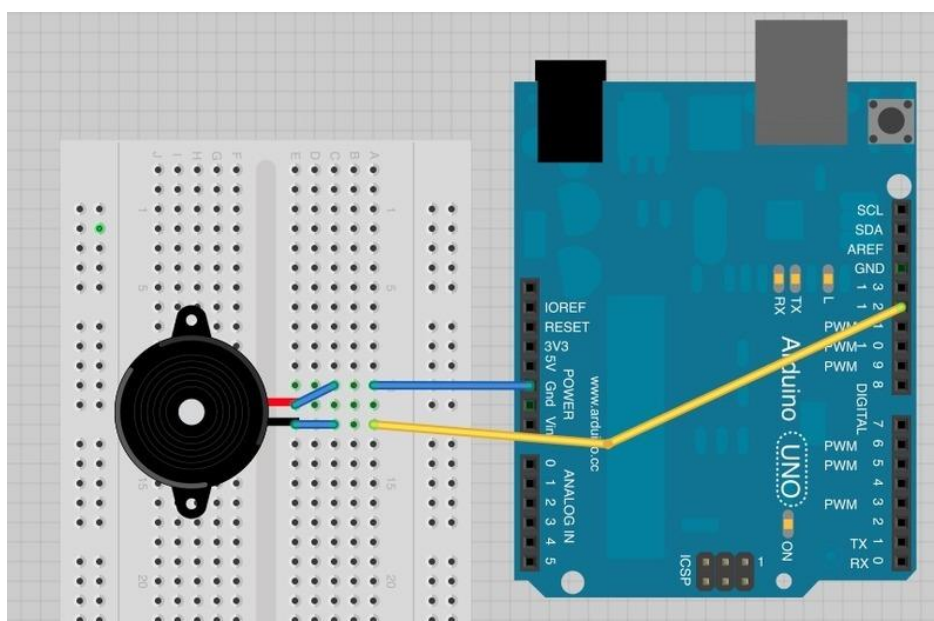
4.1. Alarm – PS1240 zvučni signal

Kao sredstvo za obavještavanje korisnika o prelasku vrijednosti fizioloških parametara izvan zadanih granica, koje zadovoljava navedene specifikacije, korišten je *Adafruitov* PS1240 (slika 26.) koji proizvodi zvučni signal nastao piezoelektričnim efektom. Neke od alternativa su piezo-tonovi s 2 i 3 žice, zvučnici od 5 V koji imaju slične kapacitete jačine zvuka, no posjeduju određene nedostatke u vidu visoke cijene ili nemogućnosti podešavanja frekvencije.



Slika 26. PS1240 alarm

Prije korištenja, potrebno je spojiti jedan pin na masu, a drugi na digitalni pin mikronrolera. Spajanje na Arduino Uno predočeno je slikom 27.



Slika 27. Spoj alarma s Arduino Unom

PS1240 stvara najglasnije zvukove na frekvencijama oko 4, no djeluje u rasponu od 2-10 kHz. Za dodatnu glasnoću, oba pina mogu se spojiti na mikrokontroler te tako napraviti takozvani diferencijalni pogon za dvostruko veći volumen.

4.2. Funkcija playTone()

Potrebno je napisati funkciju koja će pulsirajućim signalom u trajanju od 5 sekundi izvršiti alarmiranje korisnika. Pulsirajući ton je primjetljiviji i naglašava hitnost u odnosu na kontinuirani. Arduino razvojna okolina posjeduje ugrađenu funkciju `tone()` čija je manjkavost nemogućnost korištenja ostalih digitalnih pinova budući da nam je jedan rezerviran za spajanje zvučnog signala.

PS1240 spajamo na digitalni pin broj 12 što u kodu pišemo kao globalnu varijablu:

```
int pinSpeaker = 12;
```

Nadalje, u `setup()` dijelu koda postavljamo pin kao izlazni:

```
 pinMode(pinSpeaker, OUTPUT);
```

Funkcija izgleda ovako:

```
void playTone(long duration, int freq) {
    duration *= 1000;
    int period = (1.0 / freq) * 1000000;
    long elapsed_time = 0;
    while (elapsed_time < duration) {
        digitalWrite(pinSpeaker, HIGH);
        delayMicroseconds(period/2);
        digitalWrite(pinSpeaker, LOW);
        delayMicroseconds(period/2);
        elapsed_time += (period);
    }
}
```

Pri pozivu funkcije navodi se željeno trajanje i frekvencija signala u milisekundama. Nakon toga se računa period signala u ovisnosti o kojemu ćemo stanje na izlaznom pinu postavljati u visoko i obrnuto. U *while* petlji brojimo vrijeme i uspoređujemo ga s trajanjem signala. Izlazni pin postavljamo u visoko stanje te ga držimo takvim pola perioda signala funkcijom `delayMicroseconds(period/2)`. Potom se na pin dovodi niska razina u trajanju pola perioda signala. Tako se dobiva pulsirajući signal. Na kraju petlje proteklom vremenu pribraja se period signala te se vraća na ispitivanje početnog uvjeta. Nakon čitanja vrijednosti parametara sa senzora,

uspoređujemo iste s referentnim, označenim kao štetnim. Primjer s temperaturnim senzorom TMP007:

```
if (objTemp >= 39) {  
    playTone(5000,160);  
}
```

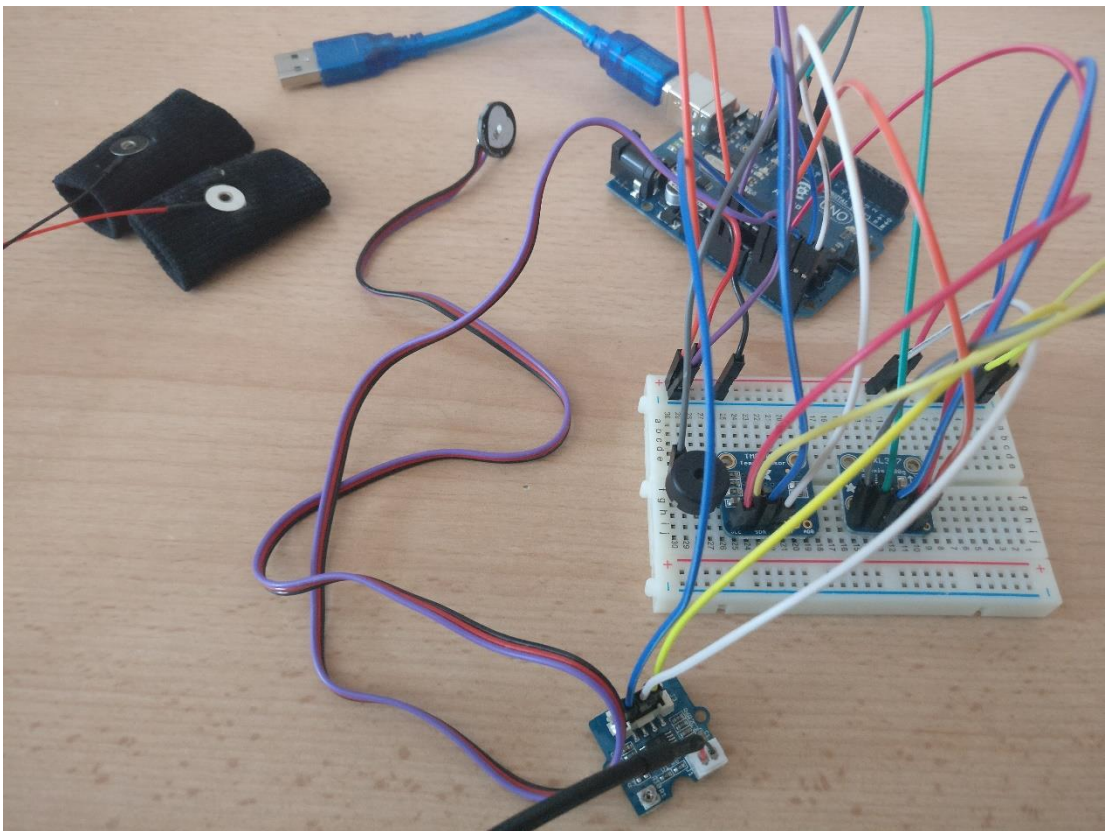
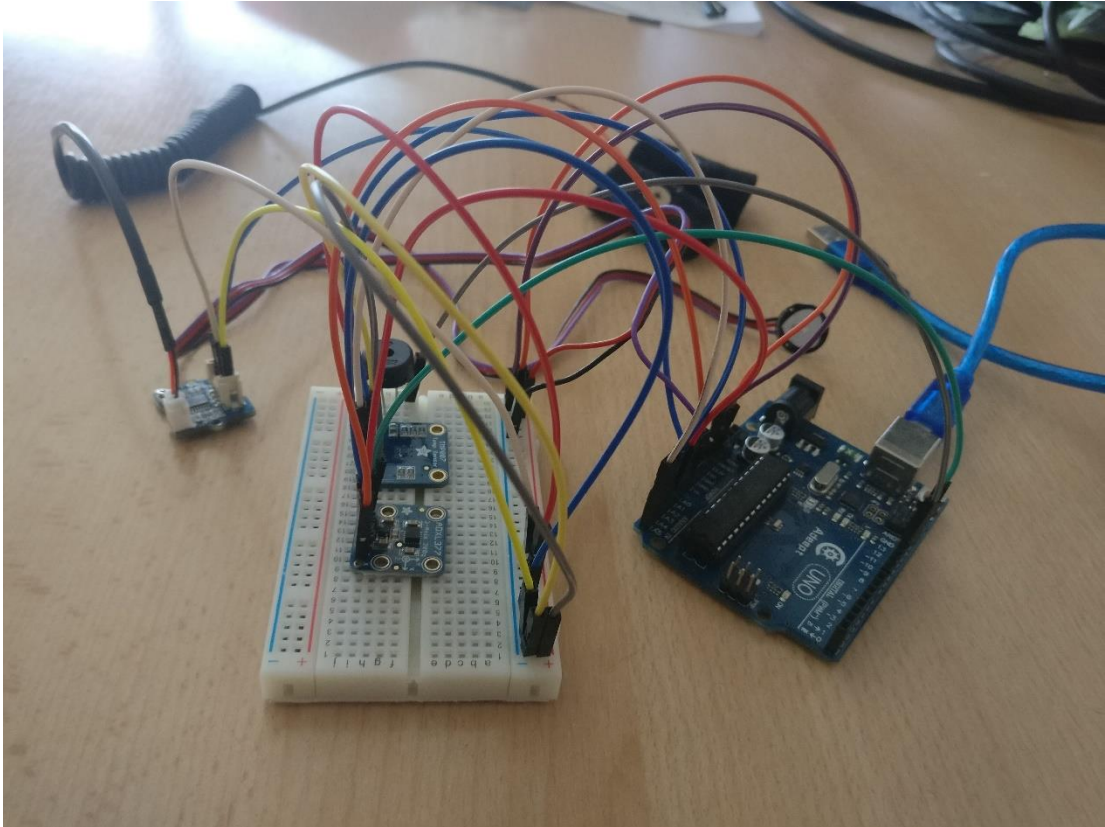
Ako temperatura objekta (korisnika) prijeđe zadanu vrijednost od 39 °C, poziva se funkcija čiji je rezultat reprodukcija signala frekvencije 160 Hz i trajanja od 5 sekundi.

4.3. Izgled sustava – prototip

Nakon što je rad senzora i alarma uhodan i testiran, potrebno je složiti prototipni izgled sustava koji kasnije može ići na tiskanu pločicu. Konačno rješenje prototipa sustava prikazano je slikama 28. i 29.

Korištenjem komercijalnog senzora za mjerenje pulsa nastao je problem u vidu manjka analognih pinova na mikrokontroleru. Naime, Arduino Uno posjeduje samo 6 analognih pinova koji mogu biti korišteni kao digitalni, dok suprotno ne važi budući da su samo analogni pinovi povezani direktno na ADC mikrokontrolera. Stoga će ova prototipna verzija uključivati jedan akcelerometar koji će mjeriti silu u 2 osi (najbitnije u smjeru z osi – u tijelo). Pri izgradnji konačnog uređaja, morat će biti korišten Arduino Mega mikrokontroler ili MUX preko kojeg će se moći dobiti prošireni broj analognih pinova.

Konačan izgled isto tako mora biti prilagođen za izradu kućišta uređaja i postavljanje senzora na tijelo sportaša (u nastavku rada).



Slika 28. i 29. Konačan izgled prototipa sustava

4.4. Čitanje veličina sa senzora

Važno je objediniti više .ino datoteka u jednu veliku, kako bi se smanjilo vrijeme potrebno za procesiranje podataka. Arduino ima mogućnost uploadanja više .ino datoteka unutar jednog direktorija, no takvo što nije preporučeno kad je u pitanju višestruko čitanje senzora.

Pri prebacivanju više programa u jedan veliki treba voditi računa o vremenima čitanja senzora te ih tako tempirati i postavljati unutar određenih vremenskih okvira. Od velike je važnosti izbaciti blokirajuću funkciju `delay()` iz koda budući da njeno korištenje može dovesti do ignoriranja nekih čitanja ili pak dužeg čekanja na čitanje sa senzora. Ovakva blokirajuća funkcija sprječava program da učini bilo što drugo sve dok njen zadatak nije završen. No važno je naglasiti da ako se radi o kratkotrajnoj odgodi za uzimanje više manjih uzoraka istog signala (primjerice akvizicija uzoraka GSR senzora), `delay()` može ostati u kodu jer ne narušava funkcioniranje čitanja s ostalih senzora. Drugim riječima, prihvatljivo je malo kašnjenje reda veličine milisekunda. Uzevši u obzir sve navedeno, aplikacija koja zahtijeva stalno prikupljanje podataka sa senzora mora pod svaku cijenu nastojati izbjeći korištenje ove funkcije jer ono zaustavlja apsolutno sve. Srećom, postoji i drugo rješenje korištenjem funkcije `millis()`.

Funkcija `millis()` obavlja jedan zadatak. Kada se pozove, vraća broj milisekundi koje su protekle od prvog pokretanja programa. Nameće se jednostavno pitanje: zašto je to korisno? Zato što se pomoću jednostavne matematike može vremenski odrediti (uloga brojača) rad programa bez utjecaja na njegovo funkcioniranje. Slijedi osnovna demonstracija kako sama funkcija djeluje na primjeru čitanja s temperaturnog senzora.

Kako bi koristili `millis()` za podešavanje vremena, program će morati znati trenutnu vrijednost proteklog vremena, moguće i više puta u svakom prolasku kroz `loop()` petlju. Iako je moguće čitati vrijednost svaki put kada je to potrebno, prikladnije ju je pročitati jednom u svakom prolazu, tako da se unutar programske vrijednosti može koristiti onoliko puta koliko je potrebno. To činimo sljedećim retkom u tijelu petlje:

```
currentMillis = millis();
```

Vrlo jednostavno, no ova linija koda utjelovljuje nekoliko važnih ideja:

- Varijabla mora biti prethodno deklarirana (globalno!)
- Mora biti tipa *unsigned long* jer to je ono što `millis()` vraća
- Ima opisni naziv

Potrebne su još najmanje dvije druge varijable kako bi se utvrdilo je li proteklo traženo vrijeme. Poznata je trenutna vrijednost vremena, ali kada je započeo period i koliki je vremenski interval do kojeg brojimo? Na početku programa definiramo varijable:

```
unsigned long lastTempTime = 0;
const int tempInterval = 40000;
```

Varijabla `lastTempTime` označava početak brojanja vremenskog perioda koji je predstavljen varijablom `tempInterval` (u milisekundama). *Unsigned* vrijednost označava da varijabla nikad ne može biti negativna. To se čini zbog toga da maksimalni broj koji možemo pohraniti bude što veći. Prema zadanim postavkama, varijable su tipa *signed*, što znači da se jedan bit memorije za tu varijablu koristi za pohranu predznaka, odnosno ispitivanje je li vrijednost pozitivna ili negativna. Uzimanjem samo pozitivnih vrijednosti, dobiva se dodatan bit za korištenje. Ostavimo li program da radi neko vrijeme provjeravajući proteklo razdoblje, nakon nešto više od 49 dana, vrijednost koja se vraća preko `millis()` funkcije postat će prevelika za *unsigned long* varijablu te će se prebaciti u nulu i početi ponovno brojati.

Provjeravanje proteklog vremena prikazano je sljedećim isječkom koda koji se nalazi unutar funkcije `tempRead()` koja se nalazi u `loop()` dijelu Arduino skeča te sadržava čitanje i pisanje fizioloških veličina s temperaturnog senzora:

```
if(currentMillis - lastTempTime >= tempInterval)
```

Ako željeno vrijeme nije prošlo, obavlja se nekakav drugi dio koda što je bitna razlika u odnosu na `delay()`. Najvažnije je na kraju potvrdne *if* provjere spremi i promijeniti početak brojanja perioda te tako krenuti s novim ciklusom brojanja:

```
lastTempTime = millis();
```

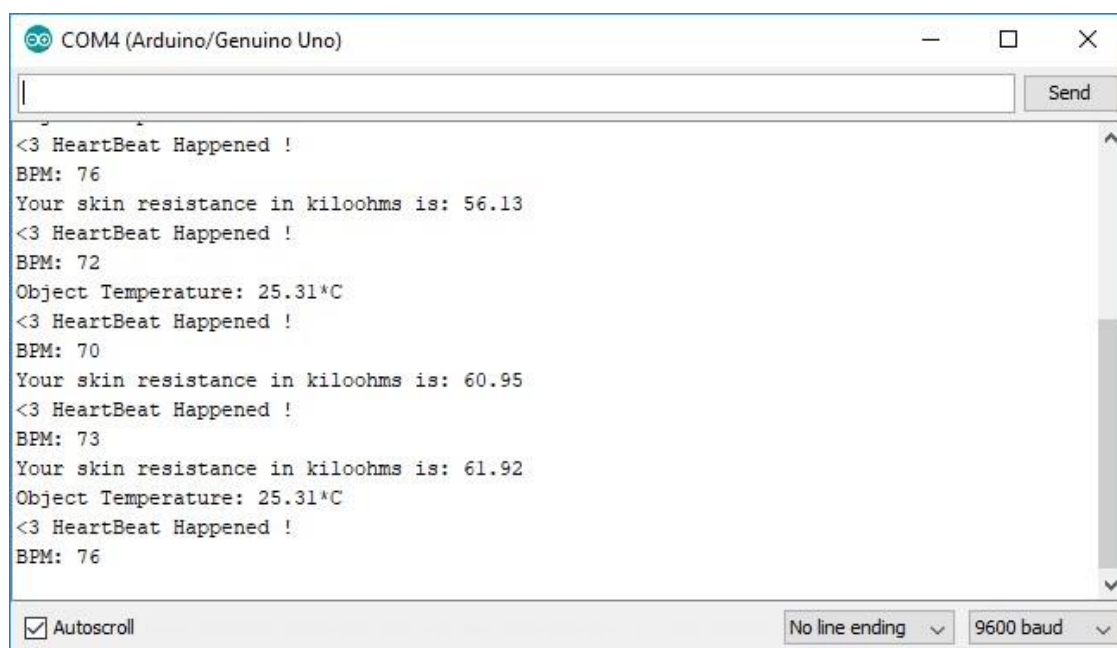
Analogno funkciji `tempRead()` potrebno je napraviti i ostale funkcije za čitanje senzora. Njihovi pozivi se također nalaze u `loop()` dijelu skeča te svi dijele istu

`currentMillis` varijablu. Tako se dobiva mogućnost simultanog čitanja s više senzora ovisno o postavljenim vremenskim intervalima. U pozadini programa takva čitanja zapravo neće biti napravljena u isto vrijeme, no dobiva se privid simultanosti jer se `loop()` petlja ponavlja tisuću puta u sekundi.

Osim funkcije `millis()`, moguće je koristiti prekide, no takvo što je puno kompleksnije i neće biti razmatrano u ovom radu. Na koncu je najvažnije da se ne koriste funkcije koje će na određeni način blokirati rad ostatka programa (u konkretnom slučaju - čitanje s više senzora „istovremeno“).

Isto tako, treba uzeti u obzir da višestruko čitanje s analognih pinova funkcijom `analogRead()` ponekad rezultira otežanim radom ADC-a te neki uzorci mogu biti krivo interpretirani. Naime, svaki analogni pin je povezan na ADC (6 pinova – 6 kanala) na kojima se izvršava 10-bitna konverzija analognog u digitalno. Slijednim čitanjem s više analognih pinova mijenjaju se kanali ADC-a što traje određeno vrijeme. Stoga treba razmisliti i o možebitnom zanemarivanju prvog ili prvih nekoliko uzoraka te početi manipulirati podacima nakon određenog broja uzoraka.

Kompletni program za čitanje fizioloških veličina sa senzora dostupan je u Privitku, a rezultat njegovog izvršavanja prikazan je na slici 30. Čitanja s akcelerometra moraju se stalno izvršavati no ispisuju se tek kad prijeđu nedopuštenu vrijednost zbog kompliciranog ispisa. Frekvencija srca uzima se svakih 20, otpor kože 30, a temperatura 60 sekundi.



```
COM4 (Arduino/Genuino Uno)
<3 HeartBeat Happened !
BPM: 76
Your skin resistance in kiloohms is: 56.13
<3 HeartBeat Happened !
BPM: 72
Object Temperature: 25.31°C
<3 HeartBeat Happened !
BPM: 70
Your skin resistance in kiloohms is: 60.95
<3 HeartBeat Happened !
BPM: 73
Your skin resistance in kiloohms is: 61.92
Object Temperature: 25.31°C
<3 HeartBeat Happened !
BPM: 76
```

Autoscroll No line ending 9600 baud

Slika 30. Ispis fizioloških parametara

5. Mogućnosti poboljšanja i proširenja sustava

Kao što je već nekoliko puta napomenuto, u okviru ovog rada izrađen je prototip sustava koji ima mogućnosti razviti se u kompletan proizvod. Prije svega bi trebalo napraviti prelazak s eksperimentalnog na konkretno, ostvarujući čvršće kontakte komponenata lemljenjem i stavljanjem na tiskanu pločicu. Rezultat toga je prostorna ušteda te manji i lakši uređaj.

Ostaje pitanje valjanosti i verifikacije dobivenih rezultata. Uz prikladno testiranje u sportskim uvjetima, svakako je potrebno napraviti usporedbu postojećeg sustava s drugim mjernim instrumentima za praćenje važnih fizioloških parametara.

5.1. Napajanje uređaja

Kako bi se osigurala portabilnost uređaja, potrebno je pronaći optimalni izvor napajanja. Stoga se baterija nameće kao najbolje moguće rješenje. Proizvođači Arduino Una tvrde da unutarnji krug mikrokontrolera može raditi s vanjskim naponom napajanja od 6 do 20 V⁽¹⁹⁾. Međutim, ako je isporučeni napon manji od 7 V, 5-voltni pin može davati manje od potrebnih 5. Budući da akcelerometri i temperaturni senzor moraju raditi na toj naponskoj razini, baterija mora pružati napon veći od 7 V. Ako bi s druge strane uzeli napon od 12 V, moglo bi doći do pregrijavanja regulatora napona te bi tako oštetili unutarnje komponente. S obzirom na navedeno, 9-voltna baterija predstavlja adekvatno napajanje mikrokontrolera i senzorskih komponenti bez mogućnosti oštećenja. Budući da prosječna utakmica ili trening traje oko 2-3 sata, baterija mora biti u stanju napajati uređaj barem 5 sati, uzimajući u obzir svojstva elektrokemijskih komponenti.

Oglašavanje alarma ako je potrebna zamjena baterije može biti jedna od zgodnih odlika uređaja. Ovo svojstvo može biti ključno jer ako napajanje padne ispod 7V, neki od dijelova sustava mogu zakazati i izgubit će se funkcionalnost uređaja. Ovakvo što se može postići ugradnjom digitalnog multimetra, no to donosi i neke nedostatke – povećanje veličine i težine uređaja.

5.2. Izrada kućišta uređaja

Uređaj bi trebao funkcionirati u uvjetima koje sportaši svakodnevno susreću i proživljavaju. Kako bi se ispunio ovaj uvjet, električne komponente uređaja moraju biti smještene u kućištu otpornom na vodu i sposobnom izdržati sve vanjske sile bez oštećivanja unutarnjih komponenti. Nadalje, kućište mora biti otporno na vlagu zbog velikog broja mjesta na kojima vlaga može dovesti u opasnost rad samog uređaja. Ovaj zahtjev je posebno važan jer se sportaši znoje tijekom tjelesne aktivnosti te zbog kiše koja je česta pojava na sportskim terenima. Uređaj mora biti u stanju da radi u takvim uvjetima, bez kratkih spojeva u električnim krugovima ili korozija metalnih dijelova⁽²⁰⁾. Tijekom treninga ili utakmice, često dolazi do sudara s drugim igračima ili korištenom opremom. Dogodi li se udarac na mjestu postavljanja, uređaj mora nastaviti s normalnim radom. Kućište mora biti u stanju izdržati udarne sile od otprilike 50 G-ova. Primjera radi, ekstremi koji se susreću iznose od oko 29 G-ova u nogometu do 60 G-ova u kontaktnim sportovima kao što je američki nogomet⁽²¹⁾.

Pri izradi kućišta bitno je izabrati jak, ali lagan materijal koji će udovoljiti gore navedenim zahtjevima. Dizajn kućišta se radi u nekom od alata za 3D vizualizaciju kao što je *SketchUp*. Po završetku crteža, pristupa se 3D *printu* i stvaranju konačnog proizvoda.

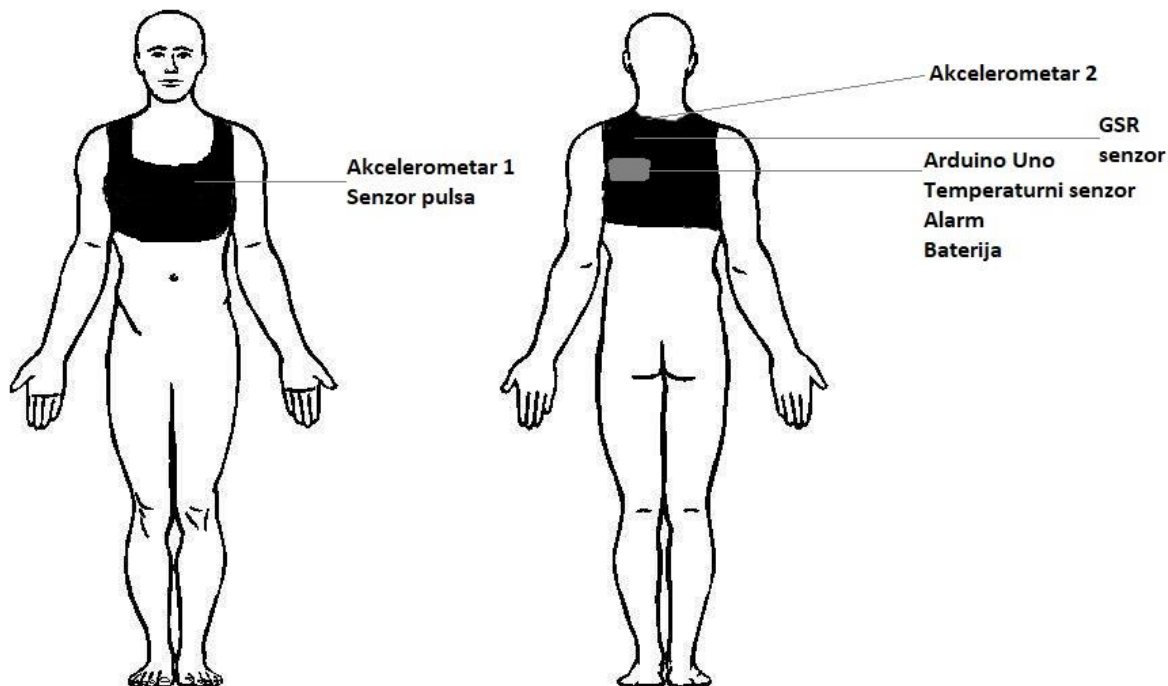
5.3. Postavljanje uređaja na tijelo

Jedno od najvažnijih pitanja cijele priče oko razvoja uređaja je gdje i kako postaviti senzore i na koji način uspostaviti ravnotežu između korištenja uređaja i nesmetanog obavljanja sportskih aktivnosti. Sljedećih nekoliko kratkih potpoglavlja pokušava dati odgovore na ta pitanja.

5.3.1. Raspored senzora

Gdje na tijelo postaviti senzore te tako dobiti najbolja moguća očitavanja fizioloških parametara? Jedno od mogućih rješenja sastoji se od nošenja sportske majice ili topa od neoprena s džepom na leđima u koji se smješta mikrokontroler s

komponentama. Akcelerometar broj 1 mora biti smješten na vratu što bliže glavi kako bi mogao uhvatiti udarne sile na glavu korisnika. Akcelerometar broj 2 sa senzorom pulsa postavlja se na prsna. I na kraju, GSR senzor mora biti na mjestu gdje ima puno znojnih žlijezdi. S obzirom na konfiguraciju uređaja i korištenje majice kao sredstva za pričvršćivanje senzora, najbolji izbor predstavlja područje trapeznog mišića. Konačan raspored senzora na tijelu prikazan je na slici 31. izrađenoj u *Paint-u*.



Slika 31. Raspored senzora i komponenti na tijelu korisnika

5.3.2. Sloboda pokreta

Uređaj ne smije ometati sposobnost sportaša da obavlja svoje zadatke. Ako bi uređaj na bilo koji način inhibirao kretanje sportaša, smatrao bi se neprikladnim za primjenu. Neophodno je da uređaj bude dovoljno pričvršćen kako ne bi padao ili visio sa sportaša za vrijeme sportske aktivnosti. Sportski top koji bi se koristio za pričvršćivanje uređaja na tijelo mora dozvoliti punu slobodu kretanja. Kompromis između zahtjeva mogao bi se postići testiranjem i anketiranjem sportaša o kvaliteti odabranog rješenja.

5.3.3. Sigurnost

Presudno je da je uređaj siguran za upotrebu i da je rizik od opasnosti minimiziran te je ovaj zahtjev usko povezan s izradom kućišta. Elektronika mora biti zaštićena od tijela izolacijskim materijalom tako da generirana toplina ne može izazvati opekline na koži sportaša. Materijal od kojega je izgrađeno kućište mora biti kompaktan i nelomljiv kako udarci na i lomovi istog ne bi stvarali oštre rubove koji mogu uzrokovati ozljede korisnika. Konačni proizvod mogao bi sadržavati i priručnik s uputama o sigurnom i optimalnom korištenju uređaja.

5.3.4. Udobnost

Potrebno je da uređaj bude dovoljno udoban za nošenje tijekom sportskih aktivnosti. Neudobnost bi mogla utjecati na nezadovoljstvo sportaša i odbijanje nošenja uređaja. Težina i veličina bi trebala biti slična današnjim pametnim telefonima te bi se tako minimizirale smetnje koje sportaš osjeti. Materijal sportskog topa (majice) za koji bi uređaj bio pričvršćen ne smije izazivati iritaciju kože. Pri postavljanju senzora (lijepljenje elektroda) treba paziti da ne budu na mjestima blizu pokretnih udova. Najbitnije je da uređaj ne izaziva značajnu distrakciju ili nelagodu te da korisnici budu spremni na određeni kompromis između udobnosti i važnosti funkcije samog uređaja.

5.4. Povratna informacija korisniku

Jedno od najprimitivnijih rješenja za davanje povratne informacije korisniku može biti pohranjivanje izlaznih vrijednosti sa senzora na SD karticu. Nakon pohrane, podaci mogu biti analizirani od strane trenerskog osoblja po završetku treninga ili utakmice.

Međutim, optimalna rješenja predstavljaju prikazi podataka koji su dostupni u realnom vremenu. Za takvo što je Arduinu potrebno dodati neki od modula kojim će se ostvariti bežična komunikacija. Jedan od najčešće korištenih i najjednostavnijih je ESP8266 Wi-Fi modul koji je donio jednu pravu malu revoluciju u svijetu IoT-a

(engl. *Internet of Things*). To je kompletan 32-bitni SoC (engl. System on Chip) s ugrađenom *flash* memorijom, RAM-om i EEPROM-om kojega se čak može direktno programirati iz Arduino sučelja, bez potrebe za dodatnim mikrokontrolerom. No, problem njegove primjene u sportskim aplikacijama je pokrivenost terena Wi-Fi signalom i mogućnost korištenja istog. Stoga je potrebno koristiti neku drugu tehnologiju, a kao sljedeći prirodan i logičan izbor nameću se Bluetooth moduli. Takvim modulima moguće je upravljati zadacima putem Android uređaja ili primati informacije s pločice na pametne telefone. Najveća prednost Bluetooth signala, uz jednostavno uparivanje s Arduinoom, je njegov domet koji može biti i do 100 m te je kao takav idealan za primjenu na sportskim terenima.

Odabравši modul za uspostavljanje bežične komunikacije, postavlja se pitanje na koji način pristupiti interakciji s krajnjim korisnikom. Sljedeća faza razvoja uređaja bila bi korištenje vlastite ili već dostupne mobilne aplikacije za komunikaciju s Arduinoom, prikaz izlaznih veličina sa senzora i slanje obavijesti trenerima. Aplikacije koje postoje na tržištu ne pružaju sve navedene funkcionalnosti. Primjerice, *ArduTooth* omogućava samo prikaz podataka sa senzora u realnom vremenu. S druge strane pak, *Pushover* aplikacija pruža mogućnost slanja poruke korisniku ovisno o kritičnim parametrima sa senzora. Zato bi se izradom vlastite aplikacije mogle objediniti funkcije različitih aplikacija te tako dati korisniku sadržajnu povratnu informaciju.

Zaključak

U okviru rada razvijen je prototip sustava za neinvazivno praćenje fizioloških parametara sportaša. Fenomeni koji su istraženi i u ovisnosti o kojima su postavljene granice za funkcioniranje sustava su temperatura tijela, frekvencija rada srca, dehidracija (otpor kože) i udarne sile na tijelo sportaša. Izabrani su pogodni senzori za mjerenje i prepoznavanje potencijalno opasnih veličina koji služe kao indikatori koji aktiviraju alarmni sustav.

Postoji veliki niz mogućnosti za proširenje sustava koje su u radu zastupljene u sferi teorije. Prije svega to je prijenos komponenti na tiskanu pločicu, izrada kućišta i izbor vanjskog napajanja čime bi se dobila mogućnost testiranja uređaja u realnim situacijama. Jedan od sljedećih koraka bi bila i izrada mobilne aplikacije za vizualizaciju izlaznih senzorskih veličina i obavještanje o njihovom prekoračenju postavljenih okvira. Time bi se omogućilo trenerima i sportašima da pregledaju prikupljene podatke te tako dobiju bolji uvid u uvjete na koje sportaši nailaze za vrijeme fizičke aktivnosti. Štoviše, na osnovu kretanja fizioloških parametara u odnosu na opterećenje, može se izraditi jasan plan trenažnog procesa i utakmica. Naposljetku, ništa manje važno, testiranje i usporedba prikupljenih podataka s drugim, s medicinskog aspekta relevantnijim instrumentima.

Pri realizaciji ideje, naglasak je bio na što jeftinijim, svima pristupačnim komponentama. Međutim, cijena sustava je prešla postavljene granice okvira od nekakvih 100 američkih dolara, stoga bi u daljnjem razvoju proizvoda trebalo težiti izradi vlastitih senzorskih modula koji bi zamijenili postojeće komercijalne koji su se ipak pokazali nešto skupljim od predviđenog (senzor pulsa).

Konačno, primarno postavljeni cilj je ostvaren – integracija više senzora i prikupljanje parametara od životne važnosti za sportaše kako bi se ukazalo na važnost promicanja sigurnosti na sportskim terenima. Tehnologija je tek nedavno počela dublje zadirati u svijet sporta i medicine. Ove discipline nastavit će se nadopunjavati i zajedno razvijati te će tako iznjedrili brojna nova rješenja koja će osigurati da sport i tjelesna aktivnost ostanu ono što i zaista jesu – ogledalo zdravog i sretnog pojedinca.

Literatura

- [1] Haake, S. Sports Engineering. 17th International Symposium on Biomechanics in Sports. 1999.
- [2] D. Milanović, Teorija treninga – Kineziologija sporta, Sveučilište u Zagrebu, Kineziološki fakultet. 2013.
- [3] Zahari Taha et al. An overview of sports engineering: History, impact and research. 2013.
- [4] Daniel A. James, Nicola Petrone. Sensors and Wearable Technologies in Sport. Technologies, Trends and Approaches for Implementation. 2016.
- [5] Diefenderfer A, Holton B. Principles of electronic instrumentation. Saunders, Philadelphia. 1994.
- [6] James DA, Wixted A (2011) ADAT: A matlab toolbox for handling time series athlete performance data. *Procedia Eng* 13: 451–456
- [7] Müller M (2010) Enhancing sport—sports technology design in the context of sport motive, motion task and product feature, doctoral dissertation, TUM, Munich
- [8] Legović D, Gulan G, Tudor A, Šantić V, Jurdana H, Prpić T: TJELESNA AKTIVNOST U TOPLIM UVJETIMA OKOLINE I TOPLINSKA BOLEST, 2008.
- [9] Volpe SL, Poule KA, Bland EG. Estimation of prepractice hydration status of National Collegiate Athletic Association Division I athletes. *Journal of Athletic Training*, 44(6): 624- 629, 2009.
- [10] van Dooren M, de Vries JJ, Janssen JH. Emotional sweating across the body: Comparing 16 different skin conductance measurement locations. *Physiology & Behavior*, 106(2): 298-304, 2012
- [11] Worker Deaths by Electrocution: A Summary of NIOSH Surveillance and Investigative Findings. National Institute for Occupational Safety and Health, (98-131): 5-43, 1998.
- [12] Fowles DC, Christie MJ, Edelberg R, Grings WW, Lykken DT, Venables PH. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology*, 18(3): 232-239, 1981.
- [13] D.Veber: Prevencija srčane smrti kod sportaša, 2015.
- [14] K. Nabršnig, S. Janković, D. Knjaz: IZNENADNA SMRT TIJEKOM I NEPOSREDNO NAKON SPORTSKE AKTIVNOSTI, 2009.
- [15] N. Njirić: Može li dizajn kacige smanjiti rizik od potresa mozga pri sportskoj aktivnosti?, 2014.
- [16] B. Radić: Osobitosti usmjerene i suzdržane pažnje i elektroencefalograma u nogometaša s blagim ponavljajućim traumama glave. Doktorska disertacija, Kineziološki fakultet, Sveučilište u Zagrebu, Zagreb, 2012.
- [17] Eppinger R, Sun E, Kuppa S, Saul R. Supplement: Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems-II.

Proceedings of the National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA), SES1-SA11: 40, 2000.

- [18] <https://store.arduino.cc/arduino-uno-rev3>
- [19] ATMEL, "8-bit Microcontroller with 4/8/16/32K Bytes In-System Programmable Flash," ATmega328P datasheet, Oct. 2009.
- [20] Kuhn PK, Furse C, Smith P. Locating Hidden Hazards in Electrical Wiring. Aged Electrical Systems Research Application Symposium, October 18-19, 2006, Chicago, Illinois.
- [21] Naunheim RS, Standeven J, Richter C, Lewis LM. Comparison of Impact Data in Hockey, Football, and Soccer. The Journal of Trauma: Injury, Infection, and Critical Care, 48(5): 938-941, 2000.
- [22] <http://embedded-lab.com/blog/introducing-easy-pulse-a-diy-photoplethysmographic-sensor-for-measuring-heart-rate/>

Sažetak

Naslov

Sustav za neinvazivno praćenje fizioloških parametara sportaša

Sažetak

Suvremeni sport i tjelesna aktivnost uz sve svoje prednosti ipak donose i neke mane. Uslijed prevelikih opterećenja i sveprisutnog stresa, sportaši postaju osjetljiviji na ozljede koje mogu dovesti do težih posljedica opasnih po život. Uređaji za praćenje fizioloških parametara sportaša dostupni na tržištu posjeduju određene manjkavosti kao što su nekontinuirana praćenja samo jedne veličine ili nemogućnost indiciranja i alarmiranja sportaša o izvjesnom riziku od ozljede. Sustav se sastoji od Arduino Uno mikrokontrolera, alarma i senzora koji redom bilježe promjene sljedećih parametara: temperature tijela, frekvencije srca, dehidracije (otpor kože) i sila na tijelo. Na temelju prelaska izlaznih senzorskih veličina van teorijski određenih sigurnosnih okvira, oglašava se alarm. Očekuje se da sustav brzo i precizno prepoznaje opasne situacije i upozorava korisnika o potencijalnom riziku za nastanak tjelesnih ozljeda. Dodatnim proširenjima sustava i izradom konačnog proizvoda omogućilo bi se testiranje u stvarnim sportskim uvjetima.

Ključne riječi

Arduino Uno, temperatura tijela, frekvencija srca, dehidracija, otpor kože, sile na tijelo, alarmiranje korisnika

Summary

Title

System for non-invasive monitoring of physiological parameters of athletes

Abstract

Sport and physical activity nowadays, with all its advantages, also bring some drawbacks. Due to overexertion and ubiquitous stress, athletes become more vulnerable to injuries that can lead to more serious life-threatening consequences. Devices for tracking physiological parameters of athletes available on the market possess certain deficiencies such as uncontinuous tracking of only one physical metric or the inability to signal and alarm the athlete about a certain risk of injury. The system consists of an Arduino Uno microcontroller, alarm, and sensors that track changes of the following parameters: body temperature, heart rate, dehydration (skin resistance) and impact forces on the body. The alarm sounds when a physiological metric goes outside a specified safe range. It is expected that the system quickly and precisely recognizes dangerous situations and alerts the user to the potential risk of injuries. Additional system extensions and final product design would allow testing in real sports conditions.

Keywords

Arduino Uno, body temperature, heart rate, dehydration, skin resistance, impact forces, notifying the user

Privitak

sensorReadings.ino

```
//Temperature sensor
#include <Wire.h>
#include "Adafruit_TMP007.h"
Adafruit_TMP007 tmp007;
unsigned long lastTempTime = 0;
const int tempInterval = 60000;

// GSR sensor
const int GSR = A3;
int sensorValue = 0;
int gsr_average = 0;
float HumResistance = 0;
unsigned long lastGSRTIME = 0;
const int GSRInterval = 30000;

//Pulse sensor
#define USE_ARDUINO_INTERRUPTS true // Set-up low-level interrupts for most accurate BPM
math.
#include <PulseSensorPlayground.h> // Includes the PulseSensorPlayground Library.
const int PulseWire = 0; // PulseSensor PURPLE WIRE connected to ANALOG PIN 0
int Threshold = 550; // Determine which Signal to "count as a beat" and which to
ignore.
unsigned long lastPulseTime = 0;
const int pulseInterval = 20000;
PulseSensorPlayground pulseSensor; // Creates an instance

//ADXL377 accelerometer
//const int xInput = A0;
const int yInput = A1;
const int zInput = A2;
```

```

//const int buttonPin = 2; if calibration needed

// Raw Ranges:

// initialize to mid-range and allow calibration to

// find the minimum and maximum for each axis

int xRawMin = 512;

int xRawMax = 512;

int yRawMin = 512;

int yRawMax = 512;

int zRawMin = 512;

int zRawMax = 512;

// Take multiple samples to reduce noise

const int sampleSize = 10;

unsigned long currentMillis;

//buzzer

int pinSpeaker = 12;

void setup() {

  Serial.begin(9600);

  //analogReference(EXTERNAL);

  //Pulse sensor

  pulseSensor.analogInput(PulseWire);

  pulseSensor.setThreshold(Threshold);

  // Double-check the "pulseSensor" object was created and "began" seeing a signal.

  if (pulseSensor.begin()) {

    Serial.println("We created a pulseSensor Object !"); //This prints one time at Arduino

    power-up, or on Arduino reset.

  }

  if (! tmp007.begin()) {

    Serial.println("No sensor found");

```



```

    // while (1);
}
}

void loop() {
    // put your main code here, to run repeatedly:
    currentMillis = millis();
    BPMread();
    GSRread();
    tempRead();
    ADXLread();
}

void GSRread() {
    if (currentMillis - lastGSRTIME >= GSRInterval) {
        long sum = 0;
        for (int i = 0; i < 10; i++)    //Average the 10 measurements to remove the glitch
        {
            sensorValue = analogRead(GSR);
            sum += sensorValue;
            delay(5);
        }
        gsr_average = sum / 10;
        HumResistance = (float)((1024 + (2 * gsr_average)) * 10) / (512 - gsr_average);
        Serial.print("Your skin resistance in kilohms is: ");
        Serial.println(HumResistance);
        if (HumResistance > 100.0)
            playTone(5000, 160);
        lastGSRTIME = millis();
    }
}

void BPMread() {
    if (currentMillis - lastPulseTime >= pulseInterval) {

```

```

    int myBPM = pulseSensor.getBeatsPerMinute(); // Calls function on our pulseSensor object
that returns BPM as an "int".

    // "myBPM" hold this BPM value now.

    if (pulseSensor.sawStartOfBeat()) { // Constantly test to see if "a beat
happened".

        Serial.println("<3 HeartBeat Happened ! "); // If test is "true", print a message "a
heartbeat happened".

        Serial.print("BPM: "); // Print phrase "BPM: "
        Serial.println(myBPM); // Print the value inside of myBPM.
    }
    if (myBPM > 190)
        playTone(5000, 160);
    lastPulseTime = millis();
}
}

void tempRead() {
    if (currentMillis - lastTempTime >= tempInterval) {
        float objt = tmp007.readObjTempC();
        Serial.print("Object Temperature: ");
        Serial.print(objt);
        Serial.println("*C");
        if (objt > 39.0)
            playTone(5000, 160);
        lastTempTime = millis();
    }
}

void ADXLread() {
    //int xRaw = ReadAxis(xInput);
    int yRaw = ReadAxis(yInput);
    int zRaw = ReadAxis(zInput);

    /*Serial.print("Raw Ranges: X: ");
    Serial.print(xRawMin);

```

```

Serial.print("-");
Serial.print(xRawMax); */

/*Serial.print(", Y: ");
Serial.print(yRawMin);
Serial.print("-");
Serial.print(yRawMax);

Serial.print(", Z: ");
Serial.print(zRawMin);
Serial.print("-");
Serial.print(zRawMax);
Serial.println();
Serial.print(xRaw);
Serial.print(", ");
Serial.print(yRaw);
Serial.print(", ");
Serial.print(zRaw); */

// Convert raw values to 'milli-Gs'
// long xScaled = map(xRaw, xRawMin, xRawMax, -1000, 1000);
long yScaled = map(yRaw, yRawMin, yRawMax, -1000, 1000);
long zScaled = map(zRaw, zRawMin, zRawMax, -1000, 1000);

// re-scale to fractional Gs
//float xAccel = xScaled / 1000.0;
float yAccel = yScaled / 1000.0;
float zAccel = zScaled / 1000.0;

// Serial.print(" :: ");
// Serial.print(xAccel);
if ((yAccel > 50.0) || (zAccel > 50.0)) {
    playTone(5000, 160);
    Serial.print("G, ");
    Serial.print(yAccel);

```

```

    Serial.print("G, ");
    Serial.print(zAccel);
    Serial.println("G");
}
}

int ReadAxis(int axisPin) {
    long reading = 0;
    analogRead(axisPin);
    delay(1);
    for (int i = 0; i < sampleSize; i++)
    {
        reading += analogRead(axisPin);
    }
    return reading / sampleSize;
}

// duration in mSecs, frequency in hertz
void playTone(long duration, int freq) {
    duration *= 1000;
    int period = (1.0 / freq) * 1000000;
    long elapsed_time = 0;
    while (elapsed_time < duration) {
        digitalWrite(pinSpeaker, HIGH);
        delayMicroseconds(period / 2);
        digitalWrite(pinSpeaker, LOW);
        delayMicroseconds(period / 2);
        elapsed_time += (period);
    }
}
}

```