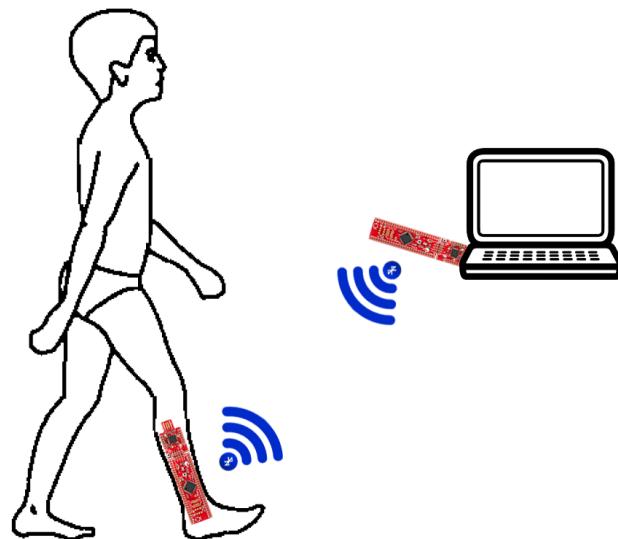

Aktivitetsmåler til forebyggelse af fysisk inaktivitet hos børn

Projektrapport 4. semester



SKREVET AF
GRUPPE 4403

AALBORG UNIVERSITET, 01/02/2016 - 27/05/2016



Titel

Aktivitetsmåler til forebyggelse af fysisk inaktivitet hos børn

Projekt

P4 - Behandling af fysiologiske signaler

Projektperiode

01/02/2016 - 27/05/2016

Projektgruppe

4403

Deltagere

Cecilie Sophie Rosenkrantz Topp
Frederik Skou Nielsen
Josefine Dam Gade
Line Sofie Hald
Morten Skaarup Larsen

Vejleder

Sabata Gervasio

Oplagstal: Online

Sidetal: 121

Antal appendiks: 1

Afleveret: 27/05/2016

Synopsis:

Fysisk inaktivitet er en stigende tendens i det danske samfund, som kan føre til en række helbredsmæssige problemer som overvægt, osteoporose og hjertekarsygdomme. I Danmark er det vurderet, at 4.500 dødsfald årligt er relateret til fysisk inaktivitet. Konsekvenserne af fysisk inaktivitet kan være reversibel, hvorfor forebyggelse og behandling heraf især i en ung alder er at foretrække.

Derfor designes, implementeres og testes et system, som kan detektere hverdagsaktiviteterne gang, løb og cykling. Dette system giver undervejs point ud fra detekterede aktiviteter gennem en brugerflade. Derved skal dette fungere som en motiverende faktor til et øget fysisk aktivitetsniveau for målgruppen 9-12-årige børn. Der opstilles krav til hver del af det samlede system, hvilket testes undervejs. Derved burde det samlede system fungere efter hensigten.

Systemet er designet, implementeret og afslutningsvist testet på fem forsøgspersoner. Resultatet heraf er, at systemet til dels er funktionelt men ikke opfylder alle krav, da aktiviteterne detekteres men ikke optages med korrekt varighed. Der vurderes derfor at være optimeringsmuligheder, som afslutningsvist præsenteres og diskuteres.

Forord og læsevejledning

Forord

Denne rapport er udarbejdet som et 4. semesters projekt på bacheloruddannelsen i Sundhedsteknologi på Aalborg Universitet. Projektetperioden forløb fra 1. februar 2016 til 27. maj 2016.

Projektet tager udgangspunkt i studieordningen for bacheloruddannelsen i Sundhedsteknologi. Semesterets fokusområde er 'Behandling af fysiologiske signaler', hvor dette projekt tager udgangspunkt i projektforslaget 'Udvikling af aktivitetsmåler'. Formålet er blandt andet design, implementering og test af en prototype, der kan detektere fysisk aktivitet. Prototypen udvikles med henblik på at bestemme det fysiske aktivitetsniveau for børn i aldersgruppen 9-12 år.

Der rettes en tak til vejleder Sabata Gervasio for et godt og lærerigt samarbejde under udarbejdelsen af denne rapport. Yderligere rettes der en tak til semesterkoordinater, John Hansen, for råd og vejledning til forståelse af semesterets nye mikrokontroller.

Læsevejledning

Projektet er opbygget af fem kapitler, en litteraturoversigt samt et bilag. Hvert kapitel og hovedafsnit indledes med et kursiv afsnit, som har til formål at vejlede læseren i henholdsvis kapitlets og hovedafsnittets indhold og sammenhæng i rapportens helhed.

Første kapitel består af en indledning og initierende problemstilling. Herefter er problemanalySEN, der bearbejder den initierende problemstilling, hvilket leder frem til en problemformulering. Det tredje kapitel er problemløsning, hvorfor løsningsstrategi og essentielle teoretiske elementer beskrives. Yderligere indeholder kapitlet krav til prototypen og dets delelementer. Det efterfølgende kapitel består af design, implementering og test af systemets delelementer samt en test af det samlede system. Afslutningsvis findes syntesen, indeholdende diskussion, konklusion og perspektivering.

Rapporten benytter Vancouver metoden til kildehenvisning. Alle benyttede kilder er at finde på side 92, hvor de er listet i numerisk rækkefølge. I tilfælde, hvor kilden befinder sig inden for punktum, tilhører denne kildehenvisning indholdet i den pågældende sætning. Er kildehenvisningen placeret efter punktummet i sætningen, tilhører kilden indholdet i det foregående afsnit.

Tabeller og figurer er nummereret efter deres respektive afsnit, hvorfor eksempelvis figur 1.1 er den første figur i kapitel 1.

Rapporten benytter forkortelser, hvor ordet skrives ud første gang det præsenteres med tilhørende forkortelse i parentes efter ordet. Efterfølgende vil denne forkortelse blive benyttet i resten af rapporten med undtagelse af overskrifter.

Indholdsfortegnelse

| | |
|--|------------|
| Kapitel 1 Introduktion | 1 |
| 1.1 Indledning | 1 |
| 1.2 Initierende problemstilling | 2 |
| Kapitel 2 Problemanalyse | 3 |
| 2.1 Fysiologisk effekt af fysisk aktivitet og inaktivitet for børn | 3 |
| 2.2 Udsat aldersgruppe for inaktivitet | 6 |
| 2.3 Motivationsfaktor til øget fysisk aktivitet | 7 |
| 2.4 Aktivitetsmålere til børn | 8 |
| 2.5 Problemformulering | 13 |
| Kapitel 3 Problemløsning | 14 |
| 3.1 Løsningsstrategi | 14 |
| 3.2 Funktionelle krav | 14 |
| 3.3 Bevægelsesanalyse | 16 |
| 3.4 Brugersikkerhed | 19 |
| 3.5 Hardware teori | 20 |
| 3.6 Software teori | 23 |
| 3.7 Resume af pilotforsøg | 32 |
| 3.8 Kravspecifikationer | 32 |
| Kapitel 4 Design, implementering og test | 37 |
| 4.1 Spændingsforsyning | 37 |
| 4.2 Mikrokontroller | 38 |
| 4.3 Analog til digital konvertering | 40 |
| 4.4 Bevægelsessensor | 42 |
| 4.5 Pulssensor med tilhørende algoritme | 46 |
| 4.6 Algoritme til detektering af gang og løb | 54 |
| 4.7 Algoritme til detektering af cykling | 65 |
| 4.8 Trådløs kommunikation via Bluetooth Low Energy | 73 |
| 4.9 Grafisk bruger interface | 77 |
| 4.10 Det samlede system | 80 |
| Kapitel 5 Syntese | 85 |
| 5.1 Diskussion | 85 |
| 5.2 Konklusion | 89 |
| 5.3 Perspektivering | 90 |
| Litteratur | 93 |
| Appendiks A Pilotforsøg | 101 |
| A.1 Formål | 101 |

| | |
|------------------------------|-----|
| A.2 Metode | 101 |
| A.3 Databehandling | 104 |
| A.4 Diskussion | 114 |
| A.5 Konklusion | 116 |

Dette kapitel belyser de samfundsmaessige problemstillinger, som kan forekomme i forbindelse med fysisk inaktive børn. De opstillede problemstillinger vil danne grundlag for et initierende problem, som undersøges yderligere i problemanalysen.

1.1 Indledning

Fysisk inaktivitet hos børn er et problem i det danske samfund, idet 45% af danske børn i alderen 11-15 år var fysisk inaktive i 2006. Desuden påpeger studier, at menneskets fysiske aktivitetsniveau er faldende med alderen. Der kan opstå en række helbredsmæssige konsekvenser som følge af et lavt fysisk aktivitetsniveau. [1] Dette har resulteret i, at fysisk inaktivitet er relateret til 4.500 dødsfald årligt i Danmark. Endvidere er det påvist, at fysisk inaktive danskere ofte lever 5-6 år mindre end fysisk aktive personer. [2] Dermed bør fysisk aktive vaner inkorporeres i barndommen for at forebygge det samfundsmaessige problem.

En af de helbredsmæssige konsekvenser, som resultat af fysisk inaktivitet, kan være overvægt. Overvægtige børn har i højere grad end normalvægtige børn risiko for at udvikle livsstilssygdomme, såsom type-2-diabetes og hjertekarsygdomme. Undersøgelser har desuden påvist, at overvægtige børn har 70% risiko for at forblive overvægtige som voksne. [3] Overvægt og særligt fysisk inaktivitet kan have betydning for barnets psykiske velvære. Danske børn har det seneste årti haft en faldende vurdering af deres livstilfredshed, hvilket blandt andet kommer til udtryk på baggrund af egenvurdering af fysisk fremtonen og formåen [4, 5].

Fysisk inaktivitet kan have samfundsmaessige konsekvenser. Dette kommer som følge af, at flere børn bliver fysisk inaktive, hvormed en stigning i antallet af overvægtige børn kan forekomme. I takt med at størstedelen af de overvægtige børn forbliver overvægtige som voksne, antages det, at tilfælde af livsstilssygdomme i relation med inaktivitet og overvægt vil stige. Livstilsygdomme medfører et merforbrug på 3,1 milliarder kroner for det danske sundhedsvæsen. [2]

I sammenhæng med udviklingen af moderne teknologi og elektroniske spil foretrækker mange børn stillesiddende aktiviteter fremfor fysiske aktiviteter [4]. Dette har medført en konsensus om, at teknologiens udvikling er en af hovedårsagerne til, at fysisk inaktivitet er en stigende tendens hos børn [6]. Særligt børn i den tidlige pubertet har fået et øget tidsforbrug af stillesiddende aktiviteter. En undersøgelse har vist, at 15% af danske 11-årige i år 2000 brugte mere end fire timer dagligt på elektroniske spil. I år 2014 var der sket en fordobling af dette tal, hvor 30% af danske 11-årige brugte mere end fire timer dagligt på elektroniske spil. [4] Der forekommer en sammenhæng mellem fysisk inaktivitet og teknologiens udvikling, da særligt børn i den tidlige pubertetsalder finder spil og leg interessant [7]. Spil og leg kan i sammenhæng med teknologi være motiverende for børn, som skal udføre en fysisk aktivitet. En sammenkobling af disse motiverende elementer og fysisk aktivitet har eksempelvis firmaet PlayWare implementeret på en række legepladser. PlayWare indeholder intelligent teknologi, som motiverer børn til et øget fysisk aktivitetsniveau. Denne sammenkobling af teknologi, leg og fysisk aktivitet har medvirket til et øget fysisk aktivitetsniveau, idet teknologien initierer

en række fysiske aktiviteter hos børnene. [8]

En teknologi, der benytter teknologiske elementer som motiverende faktor, kan derfor have potentialet til at øge det fysiske aktivitetsniveau hos børn.

1.2 Initierende problemstilling

Fysisk inaktivitet blandt danske børn er et stort problem, hvilket blandt andet kommer til udtryk ved følgesygdomme. Disse indbefatter fysiske såvel som psykiske konsekvenser for den pågældende person. De helbredsmæssige konsekvenser har desuden et årligt merforbrug på 3,1 milliarder kroner for det danske sundhedsvæsen. Der er dermed et behov for at reducere antallet af fysisk inaktive børn i henhold til helbredsmæssige parametre. Studier har vist, at børn kan få et øget aktivitetsniveau ved en kombination af teknologi og fysisk aktivitet. Det er derfor væsentligt at undersøge:

Hvilke teknologiske muligheder findes der for at motivere fysisk inaktive børn til et øget fysisk aktivitetsniveau?

For at kunne løse den initierende problemstilling analyseres en række aspekter af problemet. Dette gøres med henblik på at belyse problemet fra flere vinkler. I dette kapitel beskrives fysiologisk inaktivitet og aktivitet samt dets indvirkning på kroppen. Derudover defineres en målgruppe for projektet, hvilket medfører at denne målgruppens motivationsfaktorer kan forklares. Heraf opstilles succeskriterier til aktivitetsmålere, der benyttes til at udvælge og analysere eksisterende aktivitetsmålere. Afslutningsvist præsenteres en problemformulering.

2.1 Fysiologisk effekt af fysisk aktivitet og inaktivitet for børn

I afsnittet beskrives, hvilke fysiologiske konsekvenser der er forbundet med fysisk inaktivitet og aktivitet. Det blyses hvilke forskelle der er ved fysisk inaktivitet og overvægt, og hvilken der på længere sigt kan have de største fysiologiske konsekvenser. Derudover beskrives intensiteten af en fysisk aktivitet, og i hvilken grad den kognetive respons afhænger af fysisk aktivitet.

2.1.1 Fysiologiske risici ved fysisk inaktivitet

Et individ, som udfører mindre end 2,5 timers fysisk aktivitet om ugen med moderat intensitet, defineres som værende fysisk inaktiv. Moderat intensitet defineres som aktivitet, hvor personen skal opnå 64-74% af den maksimale puls. [6]

Fysisk inaktivitet kan medføre følgesygdomme såsom hjertekarsygdomme, diabetes, osteoporose og psykiske lidelser. Menneskekroppen er ikke skabt til at være inaktiv, og derfor vil kroppen reagere kraftigt heraf. Eksempelvis kan kroppen begynde at nedbryde knoglerne indefra som resultat af fysisk inaktivitet. Det fysiske aktivitetsniveau får således betydningen for knoglernes samlede vægt, da der ikke er behov for store og stærke knogler, hvis de ikke benyttes tilstrækkeligt. [6, 9, 10]

Et longitudinelt studie fra Holland fulgte børn og unge over en 15-årig periode. Studiet påviste, at inaktivitet hos børn før puberteten har alvorlige konsekvenser. Studiet konkluderede, at inaktivitet før puberteten medfører forøget risiko for knoglefrakturer og mulig immobilitet. Dette er et resultat af, at fysisk aktivitet i barndommen og ungdommen er stærkt relateret til knoglemineraltætheden i ryggen og hoften. [11] I et andet studie med 2.429 børn i alderen 5-14 år blev det konkludert, at fysisk inaktive børn havde mere end dobbelt så stor risiko for at udvikle høfeber end aktive børn [12]. Inaktivitet i barndommen kan dermed være skadeligt, da det kan medføre kroniske følger.

Fysisk inaktivitet kan føre til overvægt, som ydermere kan medføre en række helbredsmæssige konsekvenser for den pågældende person. Overvægt øger risikoen for forhøjet kolesterol, forhøjet blodtryk og diabetes samt følgesygdomme heraf, såsom slagtilfælde og nyresygdomme. Det er dokumenteret, at der er større risiko for tidlig død, jo tidligere den pågældende person pådrager sig overvægt. Det er derfor essentielt at øge børns fysiske aktivitetsniveau og dermed mindske risikoen for fysisk inaktivitet i kombination med overvægt. [13] Derudover ses det, at overvægtige børn ofte lider af psykologiske og sociale problemer. Kombineret med

overvægten kan dette have en negativ indvirkning på barnets fremtid i forhold til uddannelse og socioøkonomiske status [14].

Overvægt kan opstå som følge af et større kalorieindtag i forhold til individets ligevægtsindtag. [13] Definitionen for overvægt er blandt andet defineret af body mass index (BMI), hvilket er forholdet mellem en persons vægt og højde [14]. Der findes en specifik BMI oversigt for henholdsvis piger og drenge i aldersgruppen 2-20 år, hvor grænseområder er fast defineret for begge køn. Der er ikke betydelig forskel på BMI oversigten mellem kønnene, men derimod afhænger grænseområderne for BMI oversigten af alderen. [15]

Fysisk inaktivitet og overvægt er ikke det samme, hvoraf de helbredsmæssige konsekvenser tilsvarende ikke er ens. Det er derfor muligt at være overvægtig men samtidig have en aktiv livsstil. [6] Undersøgelser viser, at en overvægtig men aktiv person kan have samme metabolske sundhed som en normalvægtig. En overvægtig person kan igennem en aktiv livsstil nedsætte insulinresistens, højt kolesterol og højt bloktryk, selvom vedkommende forbliver overvægtig. [16, 17]

Det tyder på, at fysisk inaktivitet kan være mere skadeligt end overvægt, hvis de sammenlignes som inaktiv normalvægtig mod aktiv overvægtig. Fysisk inaktivitet kombineret med overvægt øger risikoen for en række sygdomme. Derimod er en normalvægtig fysisk inaktiv person i større risiko for tidlig dødsfald end en overvægtig fysisk aktiv person. I et 12-års studie lavet over 334.161 europæiske deltagere blev fysisk aktivitet, BMI og taljemål holdt op mod dødeligheden blandt deltagerne. Studiet konkluderer, at dobbelt så mange vil dø af fysisk inaktivitet i forhold til overvægt. Det antydes igennem dette, at fysisk inaktivitet er en større risikofaktor i sammenhæng med dødelighed. [18]

2.1.2 Fysiologisk udbytte ved fysisk aktivitet

Der er forskellige former for fysisk aktivitet, som har forskellige intensitetsniveauer [19]. Ifølge Sundhedsstyrelsen skal et barn i alderen 5-17 år være fysisk aktiv i mindst 60 minutter om dagen med moderat til høj intensitet. Derudover anbefales det, at børn i denne alder skal udføre fysisk aktivitet i 30 minutter med et højt intensitetsniveau tre gange om ugen. [20]

Fysisk aktivitet kan mindske risikoen for flere sygdomme såsom overvægt, diabetes og hjertekarsygdomme. Eksempelvis kan overvægt både forbygges og afhjælpes af fysisk aktivitet. Ydermere er fysisk aktivitet et forebyggende samt udviklende element for børns led, knogler og muskler. Eksempelvis dannes der mere synovialvæske ved fysisk aktiviteter, hvorved bevægelse af led faciliteres. Knogler vedligeholdes desuden af fysisk aktivitet, hvorved det kan undgås, at knoglens densitet mindskes. Ydermere udvikles og vedligeholdes muskler af fysisk aktivitet, som følge af den belastning en fysisk aktivitet påfører muskelfibrene. [19, 21, 22, 23, 24]

Kroppens udbytte af fysisk aktivitet afhænger blandt andet af aktivitetstypen og intensiteten heraf. Eksempelvis tyder et studie på, at fysisk aktivitet har en positiv indvirkning på børns kognition. [25] Ydermere vil en anstrengende fysisk aktivitet få hjertet til at slå hurtigt, hvormed ilt og næringsstoffer hurtigere sendes rundt i kroppen [26]. Blodkar vil desuden blive udspilet, således blodet i større grad kan komme til hudoverfladen og afgive den varme, som blodet fører væk fra de aktive muskler. Der sker altså en stigning i pulsen og blodtrykket, og denne stigning afhænger af den pågældende aktivitets påvirkning på kroppen. [10, 27, 28]

Fysisk aktivitet og intensitet

Der er en tydelig sammenhæng mellem puls og kroppens reaktion på den fysiske aktivitet, da den maksimale puls for et individ og intensiteten af den fysiske aktivitet har en lineær sammenhæng. Den maksimale puls kan bestemmes for en person ved at trække personens alder fra en værdi på 220. [29]

Flere studier påpeger, at procenten af den maksimale puls har sammenhæng med effekten af den fysiske aktivitet. Eksempelvis antallet af forbrændte kalorier, hvorvidt den aerobe udholdenhed trænes, forbedring af den anaerobe tolerance eller forbedring af den kardiovaskulære ydeevne. I sammenhæng med fysisk aktivitet kræver kroppen adenosintrifosfat (ATP). Dette molekyle er energibærende og nedbrydes løbende for energiudvinding. Anaerobe forhold forekommer, når der ikke er en tilstrækkelig mængde ilt til stede i kroppen, hvorfor denne proces er den første, som indtræder under fysisk aktivitet. ATP kan gendannes anaerobt ved spaltning af kreatinfosfat eller kulhydrater under dannelse af mælkesyre. [10, 30, 31] Under aerobe forhold kan ATP gendannes i store mængder igennem den oxidative fosforylering. Denne proces indtræder og dominerer efter 15-20 minutters fysisk aktivitet. [10, 31]

Pulsen er sigende for aktivitetens intensitetsniveau samt den effekt, som aktiviteten kan medøre for personen. Et højere intensitetsniveau resulterer i en højere puls og dermed hårdere fysisk aktivitet. Denne sammenhæng mellem intensitetszoner, maxpuls, varighed samt fysiologisk udbytte inddeltes i fem zoner og ses på tabel 2.1. [32, 33]

| Zoner | Procent af maksimal puls [%] | Aktivitetens varighed [min] | Fysiologisk udbytte |
|---------------|------------------------------|-----------------------------|--|
| 5 - Maksimalt | 90-100 | 0-2 | Træner det neuromuskulære system og øger maksimal sprinthastighed. |
| 4 - Hårdt | 80-90 | 2-10 | Forbedrer den anaerobe tolerance og øger højhastigheds udholdenhed. |
| 3 - Moderat | 70-80 | 10-40 | Forbedrer aerob styrke og blod-cirkulationen. |
| 2 - Let | 60-70 | 40-80 | Forbedrer den aerobe udholdenhed, styrker kroppen til høj intens arbejde og øger fedtmetabolismen. |
| 1 - Meget let | 50-60 | 20-40 | Hjælper og øger hastigheden af genopbygningen af musklerne efter hård fysisk aktivitet. |

Tabel 2.1: I tabellen ses de fem intensitetszoner, som bestemmes ud fra den maksimale puls. Varigheden for hver intensitetszone angiver tidsintervallet, som aktiviteten skal udføres i for at opnå det tilsigtede fysiologiske udbytte. [33] (Modificeret)

Pulsen er en sigende faktor for aktivitetens formål. Dette medfører, at pulsen er bestemmende for intensiteten, varigheden og udbyttet. Intensiteten kan også bestemmes ud fra maksimal iltoptagelse, som er en betegnelse for, hvor meget ilt der optages i minutet. Derudover kan det bestemmes ud fra Borg skalaen, som er en subjektiv vurdering af, hvor hård en given fysisk aktivitet er. [6]

Fysisk aktivitet og kognitiv respons

Fysisk aktivitet bidrager med et positivt udbytte vedrørende encephalons kognitive funktioner. Eksempelvis øges de kognitive funktioner som indlæring, hukommelse og koncentration. [28, 34, 35] Fysisk aktivitet gavner encephalons kognitive funktioner ved at øge aktiviteten i hippocampus, som er lokaliseret i det limbiske system i encephalon. Dette område i encephalon processerer hukommelse, indlæring og navigation, hvilket resulterer i at øget fysisk aktivitet forbedrer evnen heraf. Ved en længerevarende træningsperiode vil der ske en ændring i encephalons plasticitet, hvorved encephalon adapteres til det ændrede aktivitetsniveau. Dermed vokser områder i hippocampus, som processerer indlæring og hukommelse, som resultat af øget fysisk aktivitet. Blodkarrene i encephalon udvides som følge af det øgede aktivitetsniveau på samme vis som i resten af kroppen. Dette medfører, at der kan tilføres flere næringsstoffer og mere energi, hvilket er medvirkende til kortvarig øget kognitiv funktion. Efter fysisk aktivitet i 11-20 minutter vil de øgede kognitive funktioner for børn være op til 50 minutter, mens de for voksne vil være 25 til 45 minutter. Den fysiske aktivitets effekt på encephalons kognitive funktioner er ikke permanente og aftager langsomt efter aktiviteten er opholdt. [23, 35] Ydermere tyder studier på, at fysisk aktivitet kan have en længerevarende positiv effekt på børns kognition. Dette kommer eksempelvis til udtryk ved, at længerevarende træningsperioder kan bidrage til en positiv virkning på matematiske færdigheder. [25, 34]

2.2 Udsat aldersgruppe for inaktivitet

Dette afsnit præciserer en målgruppe ud fra forbrugsudviklingen af teknologiske apparater. Derudover undersøges hvordan børns vaner udvikles, hvormed en aldersgruppe der er modtagelig over for nye vaner kan fastlægges.

Den teknologiske udvikling har stor betydning for den stigende andel af inaktive danske børn [6]. Ifølge Sundhedsstyrelsen var 45% af danske unge i alderen 11–15 år fysisk inaktive i 2006 [1]. Derudover mener Sundhedsstyrelsen, at børn og unge bliver mindre aktive med alderen. Dette kan have en sammenhæng med, at tilstedeværelsen af teknologi for børn ligeledes stiger med alderen. I 2013 havde 3% af børn i alderen 5-8 år teknologiske apparater med i skole hver dag. Dette tal var i 2014 steget til 33% for samme aldersgruppe. Denne tendens stiger med alderen, da 87% af børn i aldersgruppen 9-12 år dagligt medbragte teknologiske apparater i 2014. [1, 36]

Børns vaner i forhold til fysisk aktivitetsniveau dannes i barndommen og den tidlige pubertetsalder, hvilken er defineret som 8-12 år afhængigt af køn [7]. I denne aldersgruppe har autoritære roller, såsom forældre og lærere, fortsat en påvirkning med hensyn til at inkorporere vaner hos børnene. [7, 37, 38]

Det anses som nødvendigt, at børn vænnes til at være fysisk aktive i en tidlig alder, idet vaner bringes med videre til voksenlivet. Hvis ikke børnene får tilegnet sig en fysisk aktiv livsstil, vil børnene vænnes til en stillesiddende adfærd [39]. Endvidere påpeger studier, at det kan være fordelagtigt at give børn gode vaner før puberteten. Dette skyldtes en række fysiske og psykiske faktorer, som børnene undergår i puberteten. Gode vaner, som en fysisk aktiv livsstil, skal dermed videreføres til børnene forinden 13 års alderen. [37, 38, 40]

Der ønskes at reducere antallet af inaktive børn, hvormed der med fordel kan appelleres til børn inden pubertetsaleden. Når børnene aktiveres i denne aldersgruppe, er chancen større for

en fremadrettet videreførsel af de tilegnede vaner. For at aktivere børnene kan det med fordel gøres gennem teknologi, da børnene i stigende grad benytter det, hvilket kan have en betydning for den stigende andel af inaktive børn. Det ønskes dermed at benytte teknologien til at forebygge fysisk inaktivitet for børn i alderen 9-12 år. Denne aldersgruppe bruger teknologien i høj grad og har ligeledes tendens til at være fysisk inaktive.

Dermed er målgruppen for dette projekt defineret som børn i aldersgruppen 9-12 år.

2.3 Motivationsfaktor til øget fysisk aktivitet

Dette afsnit beskriver, hvad der kan motivere den valgte målgruppe til øget fysisk aktivitetsniveau. Dette gøres med henblik på at have et grundlag til at designe et motiverende teknologisk apparat til målgruppen.

Motivation er menneskets drivkraft i forhold til opførsel og udførslen af handlinger [41]. Fysisk aktivitet bliver udført på baggrund af den enkelte persons motivation til en aktivitet. Motivationen til en given aktivitet kan deles op i to overordnede typer: Intrinsisk og ekstrinsisk. Den intrinsiske motivation omhandler individets drivkraft til at udføre en opgave. Denne type motivation fokuserer på individets holdning til aktiviteten, og hvordan aktiviteten kan opfylde personlige behov. Den intrinsiske motivation er derfor karakteriseret af interessen og glæden ved en aktivitet. Den ekstrinsisk motivation omhandler en ekstern påvirkning af et individ. Denne type motivation kan eksempelvis være forældres forventninger til et barns skolekarakterer eller sportsaktiviteter. Barnet udfører aktiviteten på baggrund af en ekstern motivation, som kan risikere at blive udført med frygten for at fejle. Ekstrinsisk motivation fokuserer derfor på effekten af en aktivitet udført med en ekstern motivation. [42]

Motiverende faktorer kan være aldersmæssigt betinget, hvorfor børn og voksne motiveres forskelligt. Dette kommer blandt andet som følge af det psykologiske stadie, som børn befinner sig i. Børn handler instinktivt og impulsivt, hvormed de kan have svært ved at fastholde koncentrationen på en given aktivitet. Derfor er det essentielt, at børn har en motivationsfaktor, som giver glæde og lysten til at udføre en aktivitet. [41] For børn er det væsentligt, at en aktivitet opleves sjovt, anerkendende og har sociale dimensioner. Der kan imidlertid opstå problemer ved fysiske gruppeaktiviteter, da børnene eksempelvis kan være forhindret i at møde til de givne tidspunkter. Det kan dermed være fordelagtigt, hvis en fysisk gruppeaktivitet ikke udelukkende afhænger af et fysisk fremmøde. [7, 43]

Børn i målgruppen motiveres særligt gennem leg, hvor det er essentielt, at alle deltagere oplever succes ved aktiviteten. Børn i denne alder motiveres endvidere intrinsisk gennem en positiv tilgang, hvor der særligt fokuseres på de ting, som lykkes. Dermed bidrager frivillig fysisk aktivitet med intrinsisk motivation til det bedste udbytte for børn [42]. Konkurrencer vil ofte være en del af sociale fysiske aktiviteter, idet børnene sammenligner sig med andre. Disse konkurrencer kan medføre nederlag og dårlige oplevelser for det enkelte barn. Det er dog essentielt at bibeholde barnets gode oplevelse ved den fysiske aktivitet. Konkurrencer skal derfor holdes på et plan, hvor det ikke er en begrænsende faktor for barnet. Overordnet skal der appelleres til børnene i denne aldersgruppe gennem fairplay og et positivt syn på aktiviteterne. [7]

Sociale sammenhænge, forældrenes støtte og leg igennem fysiske aktiviteter er de væsentligste ekstrinsiske motivationsfaktorer for børn, som skal øge det fysiske aktivitetsniveau. Generelt

virker intrinsisk motivation bedre end ekstrinsisk motivation. Hvis barnet ikke selv har lysten og interessen i en given fysisk aktivitet, vil eksempelvis forældres opfordring ikke gøre en væsentlig forskel. [42, 44] En fysisk aktivitet, som giver børn naturlig tilfredsstillelse og glæde, kan medføre et fremtidigt øget fysisk aktivitetsniveau for barnet [43].

2.4 Aktivitetsmålere til børn

Dette afsnit omhandler optimale egenskaber for en aktivitetsmåler samt funktionaliteten af nuværende aktivitetsmålere til børn. En række nuværende aktivitetsmålere analyseres og vurderes med henblik på at kunne designe en prototype, som opfylder de opstillede succeskriterier.

2.4.1 Aktivitetsmåleres funktionalitet

Aktivitetsmålere benyttes til at detektere det fysiske aktivitetsniveau hos en bruger. Aktivitetsmålere benytter en eller flere sensorer til at detektere det fysiske aktivitetsniveau. Eksempelvis kan et pedometer, accelerometer eller gyroskop findes i en aktivitetsmåler. Et pedometer bestemmer antal skridt via en svævende pendulhammer i et kredsløb. Et accelerometer mäter acceleration i m/s^2 eller g-kræfter, hvilket er et udtryk for tyngdepåvirkningen af sensoren under bevægelse. Et gyroskop mäter vinkelhastighed i grader per sekund (dps) eller omdrejninger per sekund. Dette kan anvendes til at bestemme orientering eller balanceinformation. [45, 46, 47]

Et fælles formål for aktivitetsmålerne er dermed at bestemme de fysiske aktiviteter gennem en række analoge og digitale elementer. De digitale elementer benyttes til at behandle og visualisere sensorens opsamlede data gennem en brugerflade.

2.4.2 Succeskriterier for aktivitetsmålere til børn

Producenter benytter teknologi som et led i at motivere børn til et mere fysisk aktivt liv gennem spil og lege ved hjælp af aktivitetsmålere. [48, 49] En teknologi, som motiverer børn til en aktiv livsstil, vil give samfundsøkonomiske og sundhedsmæssige fordele, idet en aktiv livsstil forbygger diverse følgesygdomme, som beskrevet i afsnit 2.1.1.

Aktivitetsmålere til børn bør tage højde for en række essentielle kriterier, som blandt andet indebærer en detektering af barnets daglige aktivitet. Aktivitetsmåleren skal dermed detektere og gemme al aktivitet i et barns hverdag i såvel skole- som fritid.

Et studie har undersøgt, hvilke børneidrætter der er de 10 mest populære blandt børn i aldersgruppen 7-15 år. Det fremgår af dette studie, at 7 ud af de 10 mest populære børneidrætter involverer gang eller løb [50]. Desuden fremgår det af flere studier, at cykling er en af de hyppigst benyttede transportmidler for børn i alderen 10-15 år [51, 52]. På baggrund af dette vurderes det, at en aktivitetsmåler skal kunne detektere gang, løb og cykling. Dermed registreres størstedelen af et barns samlede fysiske aktivitetsniveau i løbet af en dag. Ydermere bør aktivitetsmåleren kunne skelne mellem aktivitetsformerne, hvilket foregår automatisk igennem genkendelse ved brug af forskellige sensorer. Herved kan aktivitetsmåleren opnå en stor brugervenlighed, idet barnet ikke selv skal indtaste, hvilken type fysisk aktivitet der udføres.

Intensiteten af en given fysisk aktivitet kan bestemmes af en persons puls, som det fremgår

i afsnit 2.1.2. Det vil være fordelagtigt, at aktivitetsmåleren kan bestemme barnets puls og herigenom kategorisere intensiteten.

Målgruppen for den tilsigtede aktivitetsmåler er børn i aldersgruppen 9-12 år. Det er påvist, at børn i denne aldersgruppe motiveres bedst gennem frivillig fysisk aktivitet med intrinsisk motivation som leg og spil. Aktivitetsmåleren skal derfor kunne benytte sig af en type motivation, som henvender sig til målgruppens behov.

Aktivitetsmålerens placering og påmontering skal desuden være komfortabel. Aktivitetsmåleren må ikke fratauge eller hindre barnets psykiske eller fysiske udfoldelse i forbindelse med afbenyttelse.

Den optimale aktivitetsmåler til målgruppen skal dermed kunne:

- Detektere gang.
- Detektere løb.
- Detektere cykling.
- Detektere fysiske aktiviteters intensitet.
- Motivere fysisk inaktive og aktive børn til et øget fysisk aktivitetsniveau.
- Monteres og placeres på komfortabel vis.

Afgrænsning af aktivitetsmålere

Der er udvalgt fire aktivitetsmålere til videre analyse, som alle har samme formål: at motivere børn til et øget fysisk aktivitetsniveau. De udvalgte aktivitetsmålere henvender sig alle til børn i målgruppen 9-12 år og har på forskellig vis udformet en brugerflade, som er motiverende. Ydermere er aktivitetsmålerne trådløse og tilbyder en brugerflade gennem trådløs overførsel i form af en hjemmeside og/eller applikation (app).

De udvalgte aktivitetsmålere vil blive analyseret og vurderet på baggrund af de opstillede succeskriterier.

2.4.3 UNICEF kid power band

UNICEF Kid Power Band er en aktivitetsmåler, som henvender sig til børn ved at hjælpe børn i ressoucefattige lande, hvoraf sloganet til aktivitetsmåleren lyder: "Vær aktiv. Red liv". Aktivitetsmåleren er udformet som et armbånd, hvilket fremgår af figur 2.1. Aktivitetsmåleren benytter et pedometer og et accelerometer til at detektere barnets fysiske aktivitet. Det opsamlede data overføres trådløst via Bluetooth til en app. [49, 53]



Figur 2.1: På figuren ses UNICEF kid power band, udformet som et armbånd. [54]

Børnene kan optjene point ved at være fysisk aktive, som omregnes til en sum penge, der sponsoreres af fans, firmaer og forældre. Pengene bliver doneret til ressoucefattige lande, som er en del af UNICEFs tiltag. Børnene har mulighed for at vælge mellem en række udvalgte

lande gennem missioner. Disse missioner skal lære børnene om samfundet i det pågældende land og giver børnene indsigt i betydningen af deres hjælp. Resultaterne samles i en app, hvor børnene har mulighed for at følge med i progressionen for dem selv samt deres venner samt for de missioner, som de deltager i. [49, 53]

Aktivitetsmåleren har en indkøbspris på 285 kr. [54]

Vurdering af succeskriterier

Aktivitetsmålerens funktioner vurderes ud fra opstillede succeskriterier i afsnit 2.4.2.

Aktivitetsmålerens funktion er at tælle skridt, hvilket detekteres under løb og gang, dog skelnes der ikke mellem aktiviteterne. Da armene ikke bevæges ved cykling, er denne aktivitetsform ikke mulig at detektere. Aktivitetsmåleren kan ikke detektere intensiteten af den målte aktivitet, idet der kun måles på, hvor energisk armen bevæges under en given øvelse. Aktivitetsmåleren er designet som et armbånd med en justerbar rem, hvilket gør at den kan monteres og placeres på komfortabel vis. [53]

Børnene udfører de fysiske aktiviteter sammen med andre børn med henblik på at hjælpe børn i ressourcefattige lande. Aktivitetsmåleren motiverer børnene intrinsisk og ekstrinsisk ved hjælp af de sociale aspekter, som ligger til grund for aktivitetsmålerens brugerflade. [49]

UNICEF Kid Power Band opfylder to ud af seks succeskriterier, mens det delvist opfylder to succeskriterier. En oversigt kan ses i tabel 2.2.

2.4.4 The Sqord Booster

The Sqord Booster er en aktivitetsmåler, som appellerer til børn i alderen 8-14 år gennem konkurrence og fællesskab. Aktivitetsmåleren kan placeres om håndleddet som et armbånd, hvilket kan ses på figur 2.2. Aktivitetsmålerens chip kan også placeres i en lomme eller bindes til skoen angiveligt uden indflydelse på målingerne, som sensorerne udfører.



Figur 2.2: På figuren ses The Sqord Booster udformet som et armbånd. [55]

Aktivitetsmåleren motiverer børn igennem spil, hvor alt udført aktivitet gemmes i en avatar. Denne avatar designet børnene selv på en hjemmeside, hvor de også kan kommunikere med deres venner. Forældrene har mulighed for at oprette et forældrelogin til siden, så de ligeledes kan følge med i barnets aktivitet. Aktivitetsmåleren er designet til at blive brugt i grupper men er ikke betinget af fysisk tilstedeværelse, da online gruppekommunikation også er muligt. Børnene kan enten konkurrere mod hinanden eller arbejde sammen som et hold. Det er også muligt at benytte aktivitetsmåleren individuelt, da barnet kan følge egen og andres udvikling. Hermed kan der opstå interne konkurrencer i forbindelse med barnets formåen. [56, 57] Børnene optjener point ved at deltage i forskellige konkurrencer, hvor deres fysiske aktivitet måles gennem et tre-akse accelerometer. Det opsamlede data overføres trådløst til en app via Bluetooth Low Energy (BLE). [56]

The Sqord Booster tilgodeser alle præstationer, idet alle får en medalje ved at have deltaget i en given aktivitet. Vinderen får imidlertid flere point end de andre deltagere. Spillet er designet således, at alle har mulighed for at vinde. Dette er muligt, da der i det enkelte spil vurderes ud fra børnenes individuelle form igennem tidligere præstationer. [56]
The Sqord Booster har endvidere en indkøbspris på 230 kr [56].

Vurdering af succeskriterier

Aktivitetsmålerens funktioner vurderes ud fra opstillede succeskriterier i afsnit 2.4.2.
Aktivitetsmåleren detekterer børnenes aktivitet ved gang og løb men kan ikke skelne mellem aktiviteterne og der detekteres ikke cykling. Der måles ikke intensitet af det udførte arbejde. Børnene bliver aktiveret socialt, da hjemmesiden er en blanding mellem et chatforum og en oversigt over præstationer. Derudover har børnene mulighed for at konkurrere med og mod hinanden. The Sqord Booster henvender sig både til fysisk inaktive og aktive børn, idet alle har mulighed for at vinde. Aktivitetsmåleren er mulig at placere flere steder, hvormed børnene har mulighed for at vælge en placering, hvor det er til mindst gene. [56, 57]

The Sqord Booster opfylder to ud af seks succeskriterier, mens det delvist opfylder to succeskriterier. En oversigt kan ses i tabel 2.2.

2.4.5 Nabi Compete

Nabi Compete er en aktivitetsmåler, som appellerer til børn over seks år gennem deres madvaner og samvær med andre. Aktiviteten måles gennem et tre-akse accelerometer, som sidder i et armbånd, hvilket kan ses på figur 2.3.



Figur 2.3: På figuren ses Nabi Compete udformet som et armbånd. [58]

Der er muligt for børnene at konkurrerer individuelt, men hovedformålet er at konkurrere sammen med andre som et hold. Desuden kan børnene vælge en fødevare i brugerfladen, som kan informere børnene om, hvor meget fysisk aktivitet der kræves for at forbrænde denne fødevare. Herved kan der opstå konkurrence i at forbrænde flest kalorier eller løbe længst. Gennem konkurrencerne optjenes der point, som kan bruges til at købe et virtuelt dyr, der udvikles ved hjælp af point.

Dataet synkroniseres til en app gennem Bluetooth, hvor der kan gemmes data i op til 90 dage. Barnet og forældrene har dermed mulighed for at følge med i barnets progression.

Nabi Compete har endvidere en indkøbspris på 190 kr [48, 59].

Vurdering af succeskriterier

Aktivitetsmålerens funktioner vurderes ud fra opstillede succeskriterier i afsnit 2.4.2.
Aktivitetsmåleren detekterer gang og løb, men det er ikke muligt at skelne mellem aktivitetsformerne. Der detekteres heriblandt ikke cykling eller intensitet. Børnene aktiveres

socialt, idet appen er designet med mulighed for at konkurrere mod hinanden eller arbejde sammen i hold. Derudover har børnene mulighed for at se, hvor mange kalorier de har forbrændt. Aktivitetsmåleren er designet som et armbånd med en justerbar rem, hvilket gør at den kan monteres og placeres på komfortabel vis. [48, 59]

Nabi Compete opfylder to ud af seks succeskriterier, mens det delvist opfylder to succeskriterier. En oversigt kan ses i tabel 2.2.

2.4.6 Ibitz

Ibitz er en aktivitetsmåler, som henvender sig til børn over fem år gennem udfordringer i samarbejde med forældrene. Aktivitetsmåleren består af et pedometer, der måler skridt, og monteres ved en klemme, som det fremgår af figur 2.4



Figur 2.4: På figuren ses Ibitz, som benytts ved brug af klemmen. [60]

Ibitz har generelle udfordringer inkorporeret og designet opfordrer til, at forældrene skal opsætte milepæle for barnet. Forældrene har mulighed for at udforme opgaver til deres barn, som de vurderer er passende i forhold til barnets fysiske aktivitetsniveau. Disse udfordringer kan indebære, hvor meget tid børnene skal bruge på en aktivitet. Ved at gennemføre udfordringerne, kan børnene optjene point, der kan bruges på to forskellige elektroniske spil. Aktivitetsmåleren synkroniseres trådløst med en app via Bluetooth. Appen gemmer aktiviteterne i 30 dage, hvorved barnet og forældrene har mulighed for at følge med i progressionen.

Aktivitetsmåleren har endvidere en indkøbspris på 165 kr. [60]

Vurdering af succeskriterier

Aktivitetsmålerens funktioner vurderes ud fra opstillede succeskriterier i afsnit 2.4.2. Aktivitetsmåleren detekterer gang og løb men ikke cykling. Det er dog ikke muligt at skelne mellem aktivitetsformerne eller detektere intensitet. Børnene bliver delvist aktiveret socialt, hvor det primært er sammen med familien. Derudover aktiveres børnene ved at tjene point til forskellige spil, som oftest spilles sammen med andre børn. Aktivitetsmåleren monteres uden gene, da børnene selv kan vælge mellem at montere den på buksen eller skoen.

Ibitz opfylder to ud af seks succeskriterier, mens det delvist opfylder to succeskriterier. En oversigt kan ses i tabel 2.2.

2.4.7 Samlet vurdering af de udvalgte aktivitetsmålere

Ovenstående analyse og vurdering af de udvalgte aktivitetsmålere viser, at ingen af aktivitetsmålerne opfylder alle de opstillede succeskriterier fra afsnit 2.4.2.

Fælles for aktivitetsmålerne er, at alle kan detektere løb og gang, men de kan ikke automatisk adskille disse aktivitetsformer. Yderligere er ingen af aktivitetsmålerne i stand til at detektere

intensitet eller cykling. Det er vurderet, at alle aktivitetsmålerne har motiverende elementer således, at disse henvender sig til både fysisk aktive og inaktive børn. Desuden kan alle aktivitetsmålerne monteres og placeres på komfortabel vis, således børnene ikke oplever gener ved afbenyttelse. Resultatet af analysen fremgår i tabel 2.2.

| Krav | Unicef Kid Power Band | Sqord Booster | Nabi Compete | Ibitz |
|--|-----------------------|---------------|--------------|---------|
| Detektere gang | (x) | (x) | (x) | (x) |
| Detektere løb | (x) | (x) | (x) | (x) |
| Detektere cykling | | | | |
| Detektere intensitet | | | | |
| Motivere fysisk inaktive såvel som fysisk aktive børn | x | x | x | x |
| Monteres uden gene | x | x | x | x |
| Pris | 285 kr. | 230 kr. | 190 kr. | 165 kr. |

Tabel 2.2: I tabellen ses en oversigt over de fire udvalgte aktivitetsmålere, som er analyseret og vurderet på baggrund af deres respektive funktioner. (x) betyder, at de delvist lever op til succeskriterierne og x betyder, at de lever op til succeskriterierne.

For at optimere de aktivitetsmålere, der benyttes i dag, vurderes det, at de skal være i stand til at adskille gang, løb og cykling. Barnet kan derved få overblik over dagens totale fysiske aktivitetsniveau. Derudover vurderes det som værende optimalt, hvis intensiteten af den fysiske aktivitet kan detekteres ved hjælp af puls. Denne er sigende for det fysiologiske udbytte af den givne aktivitet, hvilket beskrives i afsnit 2.1.2.

Aktivitetsmåleren skal aktivere børnene socialt sammen med andre børn. Derudover skal aktiviteterne foregå igennem leg eller spil, som både skal være baseret på konkurrence mod andre eller sammenspil i hold.

2.5 Problemformulering

Projektets definerede målgruppe er 9-12-årige børn, idet et stort antal i denne aldersgruppe er fysisk inaktive, hvilket i Danmark er et stigende problem. Fysisk inaktivitet har en række helbredsmæssige konsekvenser. Eksempelvis overvægt, som kombineret med fysisk inaktivitet forværret barnets helbredsmæssige tilstand. Øget fysisk aktivitet afhjælper fysisk inaktivitet direkte men har også andre åbenlyse fordele. Et øget fysisk aktivitetsniveau kan afhjælpe og forebygge overvægt samt bidrage til en øget kognitiv respons. Børn motiveres forskelligt, og den valgte aldersgruppe motiveres særligt igennem spil og leg. Denne aldersgruppe benytter desuden teknologiske apparater i høj grad. Eksisterende aktivitetsmålere benytter disse motiverende faktorer til at opnå et øget aktivitetsniveau. Disse opfylder ikke alle essentielle succeskriterier, hvilket danner grundlag for forbedring. Det vil dermed være essentielt at undersøge:

Hvordan kan en aktivitetsmåler udvikles således, at den har potentialet til at forebygge og reducere antallet af fysisk inaktive børn i aldersgruppen 9-12 år?

Problemløsning

3

I forbindelse med besvarelse af problemformuleringen udarbejdes en løsningsstrategi. Hertil opstilles en række funktionelle krav, som systemet skal overholde for at kunne besvare problemformuleringen. Der foretages en bevægelsesanalyse for gang, løb og cykling med henblik på at definere aktiviteternes karakteristika for at muliggøre senere algoritmedesign. Efterfølgende præcenteres teori for hardware og software, der sammen med bevægelsesanalysen og et pilotforsøg danner grundlag for udarbejdelse af specifikke krav.

3.1 Løsningsstrategi

Dette afsnit beskriver en strategi for, hvordan projektet vil forsøge at besvare problemformuleringen.

For at besvare det omtalte problem i afsnit 2.5 udarbejdes en prototype af en aktivitetsmåler, som kan detektere og adskille aktivitetsformerne gang, løb og cykling samt registrere intensiteten af den udførte aktivitet. Disse aktivitetsformer adskilles, idet barnets fysiologiske udbytte afhænger af aktiviteten samt intensiteten og varigheden heraf, som beskrevet i afsnit 2.1.2. Barnet får feedback på det opsamlede data, således det er muligt at følge med i, hvilke aktiviteter der udføres samt varigheden heraf. Dette gøres for, at aktivitetsmåleren har potentialet til at motiverer og dermed reducere antallet af fysisk inaktive børn i aldersgruppen 9-12 år.

Sensorerne skal i denne forbindelse undersøges med henblik på detektering og adskillelse af gang, løb og cykling. Hertil skal der udarbejdes en bevægelsesanalyse for aktiviteterne således, at forskellige bevægelsesmønstre kan beskrives for at kunne adskille disse gennem algoritmer i software.

Børnene skal motiveres til at være aktive med et højere intensitetsniveau for at opnå det største udbytte af deres præstation, som visualiseres gennem en brugerflade.

3.2 Funktionelle krav

For at sikre systemets funktionalitet i forhold til ovenstående løsningsstrategi opstilles en række overordnede funktionelle krav til det samlede system. Disse krav danner grundlag for efterfølgende indhold i kapitlet. Der opstilles ydermere et blokdiagram for at give et overblik af kravene til systemet og heraf systemets funktionalitet.

Formålet med systemet er at udvikle en aktivitetsmåler, som har potentialet til at reducere antallet af fysisk inaktive børn. Der ønskes et system, som detekterer og adskiller aktiviteterne gang, løb og cykling, idet disse vurderes at være gængse aktiviteter i børns hverdag. Detekteringen af disse kan ske gennem et accelerometer og et gyroskop, hvorefter systemet teoretisk kan adskille gang, løb og cykling. Intensiteten af aktiviteterne registreres igennem puls, da dette giver en indikation af barnets fysiologiske udbytte af aktiviteten. Det vil være væsentligt at sammenholde puls og tid, da det anbefales, at børn skal være aktive 30 minutter

med høj intensitet mindst tre gange om ugen. Derudover er aktivitetens varighed en væsentlig parameter, idet børns kognitive funktion er øget i op til 50 minutter efter 11-20 minutters fysisk aktivitet.

For at systemet har en motiverende effekt på børn, skal der være en brugerflade, som børn finder motiverende. Denne skal visuelt give feedback på dagens samlede præstationer samt progressionen i aktivitetsniveauet. Børnene bliver gennem brugerfladen belønnet med point afhængigt af, hvilken aktivitet der udføres og intensiteten heraf.

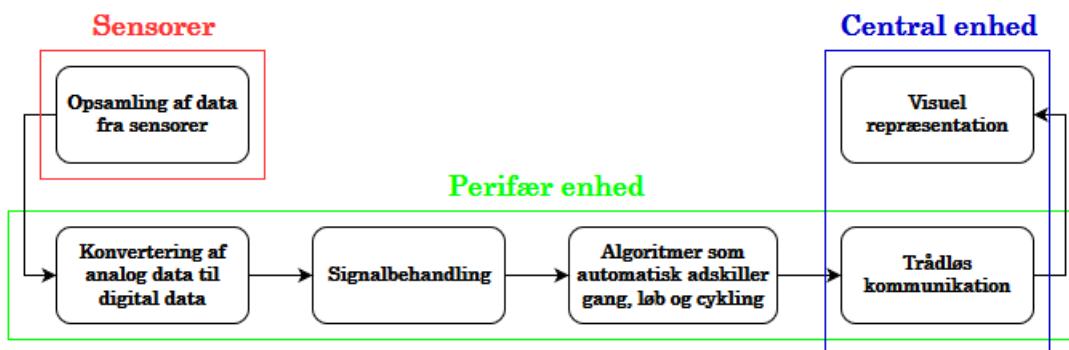
Systemet skal være i stand til at detektere børns aktivitet igennem en hel dag uden at være til gene. Det skal derfor være et batteridrevet trådløst system, som kan sende data til en ekstern enhed med faste intervaller. Derudover skal det være elektrisk sikkert, således barnet ikke udsættes for fare.

På baggrund af ovenstående udformes de funktionelle krav således, at systemet skal:

- Kunne detektere aktiviteterne gang, løb og cykling gennem bestemte sensorer.
- Kunne adskille gang, løb og cykling ved hjælp af algoritmer i softwaren.
- Kunne registrere intensiteten af de givne aktiviteter gennem pulsdetektering.
- Være komfortabelt for brugeren.
- Trådløst sende data til en ekstern enhed.
- Være batteridrevet gennem en hel dag.
- Være elektrisk sikkert for brugeren.
- Behandle og repræsentere signalerne visuelt i forhold til tid.
- Motivere børn i aldersgruppen 9-12 år.

3.2.1 Det overordnede system

Med udgangspunkt i de funktionelle krav til det overordnede system udformes et blokdiagram, som illustreres på figur 3.1. På denne fremgår rækkefølgen af blokkene, samt hvor i systemet funktionerne finder sted.



Figur 3.1: På figuren ses blokdiagrammet for det samlede system. Overordnet deles systemet op i tre, som markeres med forskelligt farvede kasser. Sensorerne opsamler data, som den perifære enhed signalbeandler, hvorefter den centrale enhed visualiserer dette.

De analoge sensorer, som er omkredset af en rød firkant på figur 3.1, står for opsamling af data. Disse skal måle på forsøgspersonen og være tilkoblet den perifære enhed. Signalerne herfra konverteres fra analoge til digitale signaler gennem en analog-til-digital konverter (ADC).

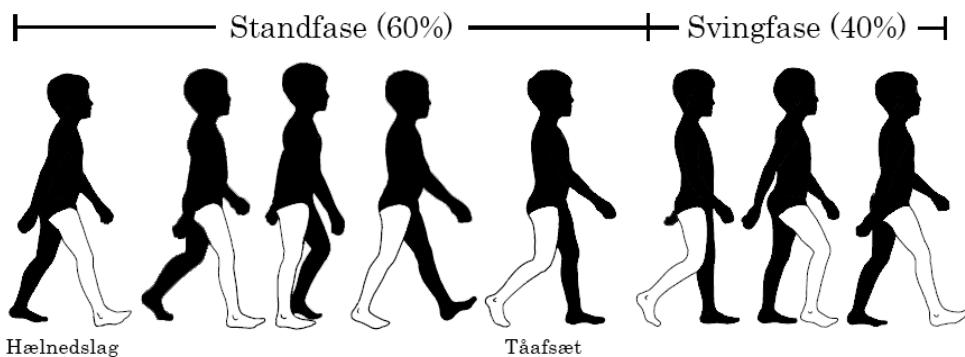
Herefter behandles signalerne således, at der kan adskilles mellem de specifikke aktiviteter gang, løb og cykling. Gennem trådløs kommunikation mellem enhederne overføres data til den centrale enhed, der viderefører data til PC'en. Heri visualiseres dataet i en grafisk brugerflade (GUI), så børnene kan se varigheden og intensiteten af en given aktivitet.

3.3 Bevægelsesanalyse

Følgende afsnit indeholder en bevægelsesanalyse af gang, løb og cykling. Dette udarbejdes med henblik på at finde karakteristika for de tre aktivitetsformer i forbindelse med detektering af aktiviteterne. Der vil derfor afslutningsvist være en sammenligning af karakteristika for de tre aktivitetsformer.

3.3.1 Gang

Gang er en fysisk aktivitet, som er kendtegnet ved altid at have mindst en fod i jorden. Aktiviteten betegnes som en cyklus, der ses på figur 3.2. Bevægelserne er identiske for højre og venstre ben men er forskudt med en halv cyklus i forhold til hinanden, hvorfor bevægelsen kun beskrives for højre ben. [61, 62]

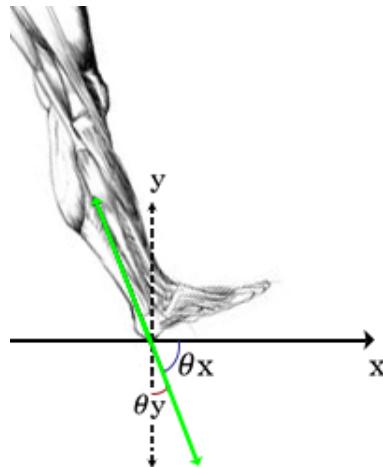


Figur 3.2: På figuren ses en gangcyklus, som er illustreret for højre ben, opdelt i henholdsvis en standfase og en svingfase. Standfasen udgør en større procentdel af den samlede cyklus end svingfasen. Ydermere indeholder standfasen cyklussens hælnedslag og tåafsæt. [61] (Modificeret)

Følgende beskrivelse tager udgangspunkt i figur 3.2. En gangcyklus inddeltes i to faser: standfasen og svingfasen. Standfasens varighed er cirka 60% af en gangcyklus og påbegyndes, når den højre hæl opnår kontakt med underlaget. Efter dette placeres fodden fladt på underlaget, da venstre fod her hæves over jorden. Herefter opnår begge fødder kontakt med underlaget, mens der opstår et hælslip for den højre fod. Standfasen afsluttes med en dorsalfleksion af anklen og dermed et afsæt fra tærne på højre fod. [61, 62]

Når højre fod samt højre ben er i svingfasen, udgør dette cirka 40% af en gangcyklus. Svingfasen påbegyndes med en acceleration af fodden og benet, når fodden ikke længere har kontakt med underlaget i standfasen. Den højre fod svinges fremad lige under kroppen. Afsluttende for svingfasen er der en deacceleration. Denne fase sænker hastigheden af benets og fodens fremadgående bevægelse. Derved er kroppen klar til det kommende hælnedslag, som initierer standfasen. [61, 62]

De to faser er dermed i retningerne af henholdsvis x- og y-aksen. Figur 3.3 viser kraftpåvirkningen på begge akser, som forekommer ved et hælnedslag.

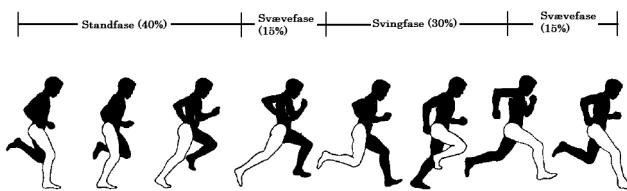


Figur 3.3: På figuren ses kraftpåvirkningerne for x- og y-aksen ved et hælnedslag. Den resulterende kraft ved hælnedslag er indikeret med en grøn pil. Denne har en mindre vinkel til y-aksen, hvormed kraftpåvirkningen i y-aksens retning er størst.

Figur 3.3 illustrerer den resulterende krafts retning i forbindelse med et hælnedslag. Yderligere fremgår det, at vinklen mellem den resulterende kraft og y-aksen er mindre end vinklen mellem x-aksen og den resulterende kraft. Kraftpåvirkningen i forbindelse med et hælnedslag er altså størst i y-aksens retning og derfor mest karakteristisk. [63, 64, 65]

3.3.2 Løb

Løb er en fysisk aktivitet, som er kendtegnet ved, at maksimalt én fod rører jorden af gangen. Aktiviteten er en hurtigere version af gang og beskrives ligeledes som en cyklus men indeholder fire faser, som det ses på figur 3.4: standfasen, den første svævefase, svingfasen og den anden svævefase. [66, 67]



Figur 3.4: På figuren ses en løbecyklus opdelt i standfase, svingfase og to svævefaser. Standfasen udgør en større procentdel af cyklussen i forhold til svingfasen. Yderligere fremkommer svævefaser ved løb. [66] (Modificeret)

Følgende beskrivelse tager udgangspunkt i figur 3.4. På samme vis som ved gangcyklussen begynder løbecykussen, når højre hæl rammer jorden. Dette er begyndelsen af standfasen, som udgør 40% af løbecykussen. Herefter fortsætter fodden til midtstand, hvor den er fladt placeret på jorden. Afslutningsvis udføres et accelererende afsæt med tærne, som leder op til den næste fase, der er den første svævefase. [66, 67]

De to svævefaser er identiske og udgør hver især 15% af cyklussen. Disse er karakteriseret ved, at begge ben er løftet fra jorden. Svævefasen begynder idet, at tåafsstøttet har løftet fodden

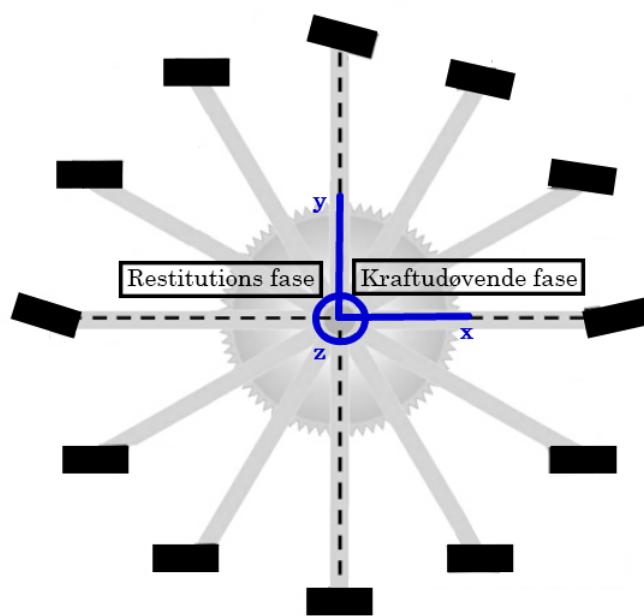
fra jorden. Mellem de to svævefaser er svingfasen, som udgør 30% af løbecyklussen. Denne fase indebærer, at højre fod og ben hæves og føres frem, hvorefter hælen igen isættes. Dette sker, mens den venstre fod udfører standfasen, hvorved højre fods svingfase er støttet af den venstre fod i jorden. [66, 67]

Ved løb er maksimalt én fod i kontakt med jorden ad gangen, hvilket resulterer i at der er et større stress på leddene ved løb i forhold til gang. [66] Dette suppleres af kraftpåvirkningen i de forskellige retninger under både gang og løb, hvor faserne domineres forskelligt af kraftpåvirkning i x- og y-aksens retning.

Standfasens hælnedslag og tåafslæt under gang og løb er særligt karakteristisk grundet sin kraftpåvirkning i y-aksens retning. Kraftpåvirkningen er dog større ved løb, da denne fase ikke er understøttet af venstre fod. Kraftpåvirkningen i x-aksens retning for standfasen er af mindre betydning, da fodden sættes i jorden og løftes op igen. Modsat har svingfasen under gang og løb størst kraftpåvirkning i x-aksens retning, da accelerationen fremad af knæ og fod påvirker x-aksen mere end y-aksen. [63]

3.3.3 Cykling

Cykling er en aktivitetsform, der udnytter kraftoverførslen mellem en person og en cykel. For at opnå en fremdrift af cyklen benytter brugeren hovedsageligt en statisk position af overkroppen, hvorimod de nedre lemmer udfører kraftudviklingen. [68] Kraftoverførslen forekommer ved, at brugeren belaster cyklens pedaler. De roterende bevægelser med de nedre ekstremitter skaber en fremdrift i hele systemet. Bevægelserne er opdelt i to lige lange faser; en kraftudøvende- og en restituerende fase, hvilket fremgår af figur 3.5.



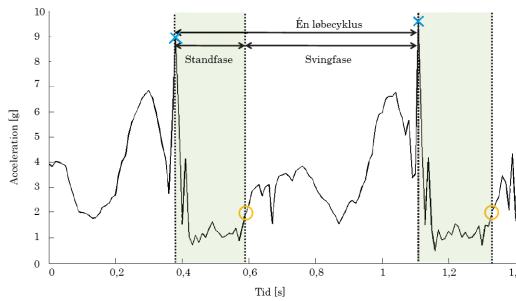
Figur 3.5: På figuren ses cyklussen for cykling, som er opdelt to faser: en kraftudøvende- og en restituerende fase. [68] (Modificeret)

Det fremgår af figur 3.5, at cykling er en bevægelse, som påvirker både x- og y-aksen. Der er dog tale om en cirkulær bevægelse om z-aksen. Idet cykling udføres i en cirkulær bevægelse, vil

det være muligt at bestemme det antal grader, som benet har roteret om den pågældende akse. Derfor har en række studier beskrevet, at cykling med fordel kan detekteres af et gyroskop, som kan måle vinkelændringen af et bens bevægelse rundt om en akse. Dermed vil gyroskopets output for cykling være tilsvarende en sinussignal under ideelle forhold. [69, 70]

3.3.4 Karakteristika for de tre aktivitetsformer

En gangcyklus og løbecyklus er blandt andet karakteriseret ved at have en kraftpåvirkning i y-aksens retning ved hælnedslag og tåafsæt. Et eksempel på disse to kraftpåvirkninger i y-aksens retning kan ses under løb på figur 3.6. Signalet for gang vil til dels ligne dette signal dog med forskel på varigheden af henholdsvis stand- og svingfasen. Dette skyldes, at standfasen reduceres i varighed for løb i forhold til gang.



Figur 3.6: På figuren ses et signal for løb optaget med et accelerometer, der er placeret på anklen. Accelerationen på y-aksen fremgår som funktion af tiden på x-aksen. En cyklus er angivet med den tilhørende stand- og svingfase, hvoraf de to svævefaser indgår i svingfasen. Ydermere er hælnedslag markeret med et blåt kryds, og et tåafsæt er markeret med en gul cirkel. [?] (Modificeret)

En cykelcyklus har ikke nogen væsentlig acceleration i vertikal eller horisontal retning men derimod rotation om en akse. Måling med et gyroskop vil dermed repræsentere ændringerne i vinklen om aksen. [69, 70]

3.4 Brugersikkerhed

Nedenstående afsnit beskriver, hvilke risici der kan forekomme, når en bruger tilkobles elektronisk udstyr. Dette gøres med henblik på at kunne opbygge et system med sikkerhedsanstaltninger.

Medikoteknisk udstyr er tilsluttet en spændingsforsyning i form af eksempelvis strømnettet eller et batteri. Der indgår derfor en spænding i det elektroniske kredsløb og dermed også en elektrisk strøm, som kan være farlig for brugeren, når vedkommende er tilkoblet det medikotekniske udstyr. Der kan derved være risiko for lækstrømme, som fører til makro- og mikroshock. Makroshock er defineret som en elektrisk strøm oven på huden, der løber igennem den tilsluttede person. Mikroshock er defineret som elektrisk strøm, der løber igennem en persons væv, heriblandt hjertet. Skader fra mikroshok kan være store vævsskader eller dødelige elektriske påvirkninger af personen. Mikroshok medfører derfor oftest en større potentiel fare end makroshock. [71]

Det er essentielt, at det elektroniske udstyr involverer sikkerhedsmæssige elementer,

således risikoen for lækstrømme sænkes. Isolation benyttes til at isolere brugeren fra elektriske spændingskilder i det medikotekniske udstyr. Ydermere benyttes jording som en sikkerhedsforanstaltung, hvor alle aktive komponenter føres til samme jord. Ved at forbinde alle komponenter til samme nulpunkt vil eventuelle lækstrømme løbe denne vej og dermed væk fra brugeren. [71]

Systemet skal være mobilt, som det fremgår af afsnit 3.2, hvorfor systemet skal forsynes med spænding fra et batteri. Ved at bruge et batteri tilføres en lav spænding, hvorfor risici ved benyttelse af systemet begrænses. Brug af batterier medfører dog andre sikkerhedsmæssige farer, hvis det ikke bruges efter forskrevne regler. Ved fejlbrug kan brugeren risikere at batteriet ødelægges, hvilket blandt andet kan medføre forbrændinger eller andre skader på huden, da indholdet af batteriet kan være giftigt. [72]

3.5 Hardware teori

Følgende afsnit omhandler de teoretiske aspekter af systemets hardware. Grundlæggende teori for accelerometer, gyroskop og pulssensor beskrives med henblik på at kunne detekttere og kategorisere de ønskede aktiviteter.

3.5.1 Accelerometer

Et accelerometer er et elektromekanisk apparat, som anvendes til at måle accelerationskræfter, hvilket er ændringer i hastighed og position [73, 74]. Enheden for dette er m/s^2 eller g , hvor 1 g svarer til $9,82 m/s^2$. Et accelerometer måler dermed egenaccelerationen af et givet objekt. [45, 74]

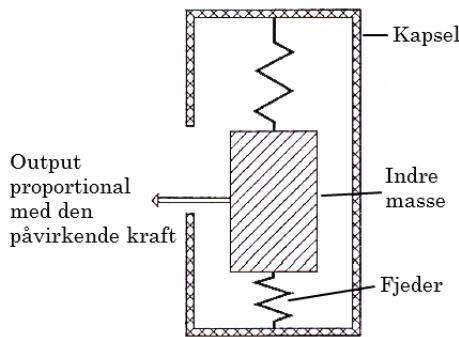
Et accelerometer måler to former for acceleration: statisk og dynamisk. De statiske kræfter er tyngdekraften i forhold til vinkelretningen af accelerometeret. De dynamiske kræfter beskriver retningen af accelerometerets bevægelse og dets vibrationer [45, 73, 75]. Ydermere forefindes accelerometre med henholdsvis en, to eller tre måleakser. [74]

Accelerationen i et accelerometer beregnes ud fra Newtons anden lov, som ses i ligning (3.1):

$$F = m \cdot a = m \cdot f + m \cdot g \quad (3.1)$$

I ligning (3.1) er den totale kraft (F) lig med den påvirkede masse (m) ganget med dets acceleration (a). Dette kan også defineres som massen (m) multipliceret med henholdsvis de eksterne kræfter (f) og tyngdekraæften (g). [74, 76]

Illustrativt kan et accelerometer beskrives som en kapsel, hvori der er en indre masse spændt mellem to fjedre, hvilket illustreres på figur 3.7. En kræftpåvirkning kan skabe en ændring af den indre masses placering i den sensitive akse, hvormed accelerationen af selve accelerometeret i den pågældende akse kan beskrives. Hvis accelerometeret svæver i luften, vil både kapslen og den indre masse udelukkende påvirkes af tyngdekraæften, og der vil derfor ikke registeres en acceleration.[74, 76]



Figur 3.7: På figuren ses opbygningen af et accelerometer med en indre masse, fjedre og den ydre kapsel. Det ses på den indre masse, at denne er forskubbet mod bunden af kapslen, grundet en acceleration af accelerometeret. [74] (Modificeret)

Et stillestående accelerometer påvirkes altid af ± 1 g på en bestemt akse afhængig af sensorens orientering. Eksempelvis, hvis accelerometeret er placeret på et bord med dets positive y-akse i vertikal retning, da vil y-aksen blive påvirket med +1 g. I dette tilfælde vil de andre akser, henholdsvis x- og z-aksen, ikke blive påvirket af nogen kræfter. [64]

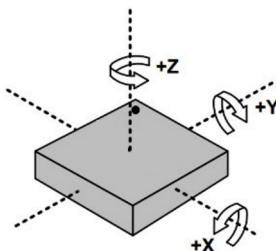
Accelerometre benyttes enten i en åben eller lukket kreds. I en åben kreds fastholdes den indre masse til et nulpunkt ved at være udspændt mellem to fjedre. Ved acceleration af den ydre kapsel bevæges den indre masse væk fra nulpunktet, hvorved ændringen for et enkelt akset accelerometer vil være proportional med kræften, som påvirker systemet.

I en lukket kreds fastholdes den indre masse til et nulpunkt ved hjælp af magnetiske kræfter. Oftest påmonteres en spole på den indre masse, hvormed magnetfeltet forstærkes. Det er muligt at foretage mere præcise målinger omkring nulpunktet end ved en åben kreds. Accelerometre med den lukkede kreds er derfor mere præcis end accelerometre med en åben kreds. [64, 74, 76]

3.5.2 Gyroskop

Et gyroskop er et elektromekanisk apparat, som anvendes til at måle vinkelændringer om en given akse, hvilket illustreres på figur 3.8. Enheden for outputtet fra et gyroskop er grader per sekund (dps). Et gyroskop kan give information om orienteringen eller navigationen af objektet, som sensoren optager data fra. Hvis et gyroskop eksempelvis drejes én omgang om egen akse i sekundet registreres en vinkelændring på 360 dps. [47, 77]

Et gyroskop kan eksempelvis registrere vinkelhastighed ved at anvende tyngdekræften og en roterende indre masse [47, 77].



Figur 3.8: På figuren ses et gyroskops måling af rotation omkring x-, y- og z-aksen. [47] (Modificeret)

Hvis et gyroskop eksempelvis opsamler data ved cykling, mens det er placeret på benet, vil massen blive utsat for en roterende bevægelse omkring én akse. Massen vil blive henholdsvis tungere og lettere i processen på baggrund af de ydre påvirkende kræfter, hvorfor outputtet vil komme til udtryk som et sinussignal, hvis det plottes i forhold til tid. Outputtet er afhængig af tyngdekraftens påvirkning af massen, hvorfor et varierende output kræver en bevægelse. [74, 78]

3.5.3 Vurdering af accelerometer og gyroskop med henblik på anvendelse

Et accelerometer kan bestemme den g-påvirkning, som et objekt udsættes for ved en given kraftpåvirkning, hvormed accelerometers output angives i g. Derimod bestemmer et gyroskop vinkelændringerne, som et objekt udsættes for, hvorfra gyroskopets output angives i dps. Et gyroskop er, modsat et accelerometer, ikke særligt påvirkeligt overfor støj og vibrationer. [73, 74, 78] Ydermere har et gyroskop et større strømforbrug sammenlignet med et accelerometer. Et gyroskop er fordelagtig at benytte til blandt andet detektering af gang, løb og cykling. Gyroskopet har dog et større strømforbrug i forhold til et accelerometer, at den oftest udskiftes med et accelerometer til detektering af gang og løb. Dette fremgår yderligere af en række studier, som alle benytter accelerometer til detektering af gang og løb. [45, 63, 65] Som beskrevet i afsnit 3.3 er der en stor påvirkning af et accelerometer i y-aksens retning ved gang og løb. Et accelerometer er derfor fordelagtigt at benytte til detektering af disse aktivitetsformer for at reducere strømforbruget af et eventuelt system. Dette er grundet sensorens lave strømforbrug, samt accelerometerets egenskab til at detektere gang og løbs karakteristika. Derimod er et gyroskop fordelagtigt at benytte til detektering af cykling, idet denne bevægelse er en cirkulær bevægelse omkring en akse. Betydningen heraf vil medføre, at cykling tilnærmelsesvis kan afspejles som en sinussignal med varierende frekvens og amplitude afhængigt af hastigheden. [74, 78]

Dette projekt vil derfor benytte et accelerometer til detektering af gang og løb samt et gyroskop til detektering af cykling.

3.5.4 Pulssensorer

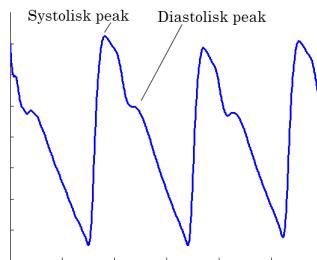
Kroppens puls kan detekteres på en række forskellige måder, eksempelvis ved brug af en elektrisk eller optisk pulssensor. Elektriske pulssensorer mäter pulsen ved hjælp af en elektrisk kontaktflade mellem sensor og person, som skabes ved hjælp af elektroder. Pulsen detekteres herved gennem forskelle i den elektriske ladning mellem elektroderne. Udfaldet af målingerne kan være afvigende, da individuelle faktorer, som en personens blod, svedniveau eller hudfødt, er en afgørende faktor for målingen. For at minimere disse udfald kræves der en god elektronisk kontakt, hvorfor præparerering af huden er nødvendig.. [79]

Optiske pulssensorer registrerer puls ved hjælp af lys. En LED udsender lys, som passerer huden og en blodåre, hvorfra en mængde af dette lys absorberes af hæmoglobin i blodet. Efterfulgt af dette opfanger en fotodiode mængden af det resterende lys. Størrelsen af dette lys er den bestemmende faktor vedrørende mængden af blod i blodåren og er heraf omvendt proportionalt. Pulssensoren udsender positive udsalg på signalet desto mere blod der registreres. Denne type sensor placeres derfor over en blodåre. [79, 80]

En optisk pulssensor registrerer blodomløbet i en blodåre. Blodomløbet i kroppen er kontrolleret af antallet af hjerteslag. Ét hjerteslag involverer to perioder, henholdsvis systole

og diastole. I den systoliske periode kontraherer atrierne og derefter ventriklerne for dermed at pumpe blodet ud i kroppen. Efterfølgende er der en afslappende periode i hjertets muskulatur, som er den diastoliske periode.

Ved at benytte en optisk sensor vil det være muligt at identificere disse perioder i hjertets cyklus. Systole kommer til udtryk med en større amplitude end diastolen, hvilket skyldes en større mængde blod under den systoliske periode. Dette fremgår desuden af figur 3.9, hvor et råt pulssignal er optaget med en optisk sensor. [10]



Figur 3.9: Figuren viser et pulssignal indeholdende systoliske og diastoliske peaks. [81] (Modificeret)

Én hjertecyklus og dermed ét hjerteslag involverer perioderne systole og diastole. Systole fremgår på figur 3.9 som et peak med en stor amplitude. Det vil derfor være muligt at bestemme en persons puls ved at bestemme antallet systoliske peaks i et signal, der indenfor et givent tidsinterval kan bestemme puls som antal hjerteslag i minuttet (BPM).

3.6 Software teori

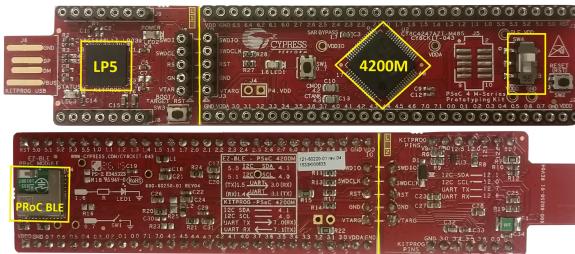
I dette afsnit beskrives den benyttede mikrokontroller (MCU) CY8CKIT-043 PSoC 4 M og dennes egenskaber. Dette gøres med henblik på at opnå forståelse for, hvordan denne kan benyttes til udvikling af systemet. Hertil beskrives MCUs centrale softwaremæssige funktioner samt digital signalkommunikation og -behandling.

3.6.1 CY8CKIT-043 Programmable System on Chip 4-M

En mikrokontroller (MCU) er et elektrisk system, som kan kontrollere elektronisk udstyr ved hjælp af inkorporeret softwaredesign. En MCU er dermed en mindre computer, der forefindes i elektroniske enheder. Eksempelvis er MCUs at finde i fjernsyn, mobiltelefoner og printere. [82, 83]

MCUs kan være bestående af en eller flere mikroprocessorer, hukommelse samt programmerbare in- og output-enheder. Dette giver brugeren af MCUs mulighed for at programmere enheden således, at denne kan kontrollere henholdsvis in- eller output-enheder. [82, 83] I dette projekt vil den tilgængelige MCU CY8CKIT-043 Programmable System on Chip (PSoC) 4 M-Series Prototyping Kit blive benyttet sammen med programmet PSoC Creator 3.3.

CY8CKIT-043 PSoC 4-M-Series Prototyping Kit er en MCU, som indeholder tre mikroprocessorer: to PSoCs og en Programmable Radio-on-Chip (PRoC), som alle ses på figur 3.10. [84]



Figur 3.10: MCUen, CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit, er vist på dens forside og underside. MCUsens LP5 og 4200M samt EZ_BLE er markeret med gul. MCUsen kan knækkes over i to til en KitProg board og target board del, hvilket er markeret med en gul streg på figuren. Kontakten til højre på forsiden af target boardet skal trykkes ned for, at PRoC programmeres på istedet for PSoC 4200M. Denne er ligeledes markered med gul. [84, 85]

Den første PSoC af typen LP5 sidder på MCUsens KitProg board del, som er den del af MCUsen, hvor universal serial bus (USB) porten er placeret. LP5 indeholder software, der kan indlæses på en computer ved hjælp af USB porten. Den bruges til at programmere og debugge softwaren på target boardet af MCUsen, hvor PSoC 4200M er placeret. Denne mikroprocessor fungerer som hovedcomputeren og kodes til at bestemme, hvad target boardet skal foretage. På undersiden af target board delen er en PRoC med BLE placeret. Denne PRoC har ikke samme antal muligheder for afbenyttelse i forhold til PSoC 4200M. Dette skyldes, at BLE kræver meget plads og ydeevne for at være funktionel, hvorfor dets resterende ydeevne er begrænset. [84, 85, 86]

For at opsamle data benyttes to MCUs, hvoraf den ene fungerer som master og den anden som slave. Masteren er tilkoblet en computer gennem USB samtidig med, at slaven er placeret på det objekt, som data skal opsamles fra. Dataoverførslen mellem disse enheder foregår gennem brug af BLE. I dette tilfælde benyttes en MCU fra Cypress, hvormed masterenheden og slaveenheden omtales som henholdsvis generic access profile (GAP) central og GAP peripheral [87].

Generel kommunikationen mellem en master og en slave i et integreret system udføres ved brug af enten Serial Peripheral Interface (SPI) eller Inter-Integrated Circuit (I²C) interface. Disse interfaces er kommunikationsprotokoller, som benyttes internt i eksempelvis MCUs til kommunikation mellem mikroprocessorer. Der findes derfor serielle porte med to ledninger til at sende data (TX) og modtage data (RX) imellem mikroprocessorerne på MCUsen. [85] SPI er en kommunikationsprotokol, som blandt andet benyttes til full-duplex kommunikation, hvilket giver mulighed for både at sende og modtage data. En SPI bus involverer én master og én eller flere slaver. SPI busser benytter derfor fire ledninger til at skabe forbindelser mellem én master og én slave. I tilfælde af, at der er benyttes flere slaver til én master kræves det, at alle slaver har hver sin chip select. SPI er en hurtig kommunikationsprotokol på trods af pladskrævende elementer, når et større antal slaver tilkobles. [85, 88]

Yderligere findes I²C, som ligeledes er en computerbus dataprotokol. Masteren i systemet kontrollerer I²C bussen og sender kommandoer til slaven. Både masteren og slaven kan sende og modtage data, men masteren kontrollerer, hvornår dette kan finde sted. I²C kan, modsat SPI, involvere flere mestre til kommunikation med et givent antal slaver. Ydermere er I²C en mere kompleks kommunikationsprotokol men samtidig mindre ressourcekrævende end SPI. Dette skyldes, at I²C blot kræver to ledninger til at skabe forbindelse mellem master og

slave. [85, 88]

Programmet PSoC Creator benyttes til at designe hardware og software til MCUen. Dette program benyttes til at designe og kode MCUen, hvorved softwaren kan tilpasses de fysiske komponenter i C kodning. [85] Når MCUen er tilsluttet computeren og sender data via Universal Asynchronous Receiver Transmitter (UART), kan MATLAB fungere som en GUI. Dette muliggør realtime visualisering af den data, som eksempelvis GAP central modtager fra GAP peripheral. [85, 88]

3.6.2 Mikrokontrollerens target processor

Mikroprocessoren 4200M er target processoren på CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit. Denne mikroprocessors kodning foretages i PSoC Creator og er dermed indeholdende de instruktionerne, som skal eksekveres, når MCUen er funktionel. Mikroprocessoren 4200M besidder ydermere en ARM Cortex-M0 processer.

Mikroprocessoren er baseret på Instruction Set Architecture (ISA). ISA er bindeleddet mellem MCUens hardware og software. C kodning af softwaren muliggør dermed, at instruktioner kan blive udført i forbindelse med MCUens hardware. ISAs kategorier kan blandt andet være Reduced Instruction Set Computer (RISC) eller Complex Instruction Set Computer (CISC). [86, 89, 90]

Den benyttede MCUs mikroprocessor 4200M er af kategorien RISC. Denne processormetode benytter simple instruktioner, som kan blive eksekveret under én clock cycle. Derimod kræver dette mere Random Access Memory (RAM) kapacitet, da hver opgave hentes ned, processeres over flere omgange og gemmes indtil de er eksekveret. Denne metode tillader dog pipelining, hvilket gør at flere instruktioner kan køre samtidig. En CISC baseret computer vil derimod udføre opgaver med så få linjer som muligt. Processorens hardware vil dermed være opbygget til at forstå og udføre komplekse instruktioner, hvilket kræver flere transistorer end RISC metoden. Sammenlignet er RISC processen hurtigere end CISC, men CISC computere kan udføre flere komplekse instruktioner på færre linjer end RISC. [86, 89, 90]

CPUen i Cortex-M0 er en del af det 32-bit MCU delsystem, som optimerer energibesparende drift ved hjælp af clock gating. CPUen har en flash hukommelse på 128 kB og 16 kB RAM af typen SRAM. Algoritmen for MCUen gemmes i flash hukommelsen, da RAM hukommelsen kræver konstant spændingstilførsel og slettes, hvis spændingstilførslen til MCUen slukkes. [89]

3.6.3 Power modes for mikrokontrolleren

CY8CKIT-043 PSoC 4-M moduler besidder fem forskellige power modes: active, sleep, deep-sleep, hibernate og stop. Strømforbruget, samt tiden det tager at vågne op fra tilstandene, ses i tabel 3.1 for PSoC 4200M. [91]

| Power mode | Strømområde | Opvågningstid for PSoC 4200M |
|------------|----------------------------|---------------------------------|
| Active | 1,3 mA til 14 mA | - |
| Sleep | 1,0 mA til 3 mA | 0 |
| Deep-sleep | 1,3 μ A til 15 μ A | 25 μ s |
| Hibernate | 150 nA til 1 μ A | 0,7 ms |
| Stop | 20 nA til 80 nA | 2 ms |

Tabel 3.1: I tabellen ses strømforbruget samt opvågningstiden ved givne power modes for PSoC 4200M. [91] (Modificeret)

Mikroprocessorens strømforbrug afhænger yderligere af, hvor meget af indholdet i mikroprocessoren der gøres utilgængeligt, hvilket illustreres i tabel 3.2. Det kan derfor være fordelagtigt at køre i en lav strømforbrugende tilstand, hvis der benyttes et batteri til at forsyne MCUen. En oversigt over MCUens funktionaliteter under de forskellige power modes ses i tabel 3.2. [91]

| Subsystem | Active | Sleep | Deep-sleep | Hibernate | Stop |
|-------------------------------------|--------|--------------|--------------|--------------|-------------|
| CPU | Aktiv | Tilbageholdt | Tilbageholdt | Deaktiveret | Deaktiveret |
| RAM | Aktiv | Aktiv | Tilbageholdt | Tilbageholdt | Deaktiveret |
| I ² C slave | Aktiv | Aktiv | Aktiv | Deaktiveret | Deaktiveret |
| Høj-hastigheds clock | Aktiv | Aktiv | Deaktiveret | Deaktiveret | Deaktiveret |
| ADC | Aktiv | Aktiv | Deaktiveret | Deaktiveret | Deaktiveret |
| Low-power komparatorer | Aktiv | Aktiv | Aktiv | Aktiv | Deaktiveret |
| Generel-purpose input/output (GPIO) | Aktiv | Aktiv | Aktiv | Aktiv | Frosset |

Tabel 3.2: I tabellen ses hvilke subsystemer, der er henholdsvis aktive, tilbageholdte, deaktiverede eller frosset under de fem forskellige power modes. Hvis en funktion tilbageholdes, fungerer dens centrale konfiguration ikke, men alle eksterne funktioner er aktive. Når GPIO er frosset, er alle pins låst og kan derfor ikke modtage input- eller sende outputinformation. (Modificeret) [91]

I sleep mode tilbageholdes CPUen, hvilket betyder at den venter på ethvert interrupt eller manuel genstart for at vågne op. RAMen bevares, men CPUen skriver eller læser ikke fra den, hvorfor CPUen ikke kører instruktionerne. Denne tilstand er fordelagtig til at reducere strømforbruget mellem hændelser som eksempelvis AD-konvertering. [91]

Under deep-sleep er højfrekvente clocks deaktiveret, og da ADCen kræver sådanne clocks, er den ligeledes inaktiv under tilstanden. Deep-sleep mode kan benyttes, hvis høj ydeevne i analoge eller digitale enheder ikke kræves for funktionen. Tilstanden deep-sleep kræver specifikke interrupts for at vågne, som eksempelvis et I²C eller GPIO interrupt. Disse operationssystemer er aktive og fortsat fungerende som slave, hvormed de kan skabe et interrupt. [91]

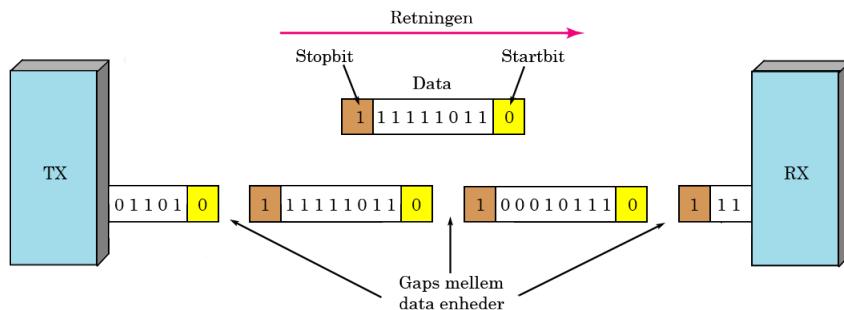
Når mikroprocessoren er i hibernate mode, er alle clocks og eksterne enheder deaktiveret. RAMen gemmes, men når et specifikt interrupt vækker mikroprocessoren, nulstilles og genstartes hele enheden. Denne tilstand kan vælges, hvis der kun er behov for periodiske opvågninger, og enheden skal bruge under 1 μ A strøm. [91]

Stop mode er den mindst strømforbrugende tilstand. Her modtager mikroprocessoren strøm,

som bevarer logiske tilstande, mens alt andet er deaktiveret. Kun én dedikeret pin kan vække enheden fra denne stop mode, hvorefter den nulstilles og genstarter. Stop mode kan benyttes, når enheden ikke skal slukkes helt men skal være i stand til at tænde eksempelvis ved en trykknap med input i den dedikerede pin. [91]

3.6.4 Universal Asynchronous Receiver Transmitter

En UART er en enhed, der implementerer seriel data og er dermed et led mellem et parallelt og et serielt interface, der både modtager og sender data. Data sendes som bits og kan både sendes serielt eller parallelt. [92, 93] Parallelt bliver flere bits overført på samme tid, hvormed et 8-bit system er nødsaget til at have otte ledninger, hvor der i den ene ende er en RX kobling og i den anden er en TX kobling. [92] Den serielle kommunikation foregår asynkront og kan foregå med én ledning, da kun en bit overføres af gangen. Den serielle kommunikation benyttes oftest, da der ikke kræves så mange ledninger. Det er i den serielle kommunikation nødvendigt at bestemme en baudrate, som TX og RX synkroniseres efter. Det modtagne data gemmes ofte i en buffer, som efterfølgende videregives i form af first-in-first-out (FIFO). [92] Overførsel af data sker asynkront, som det ses på figur 3.11.



Figur 3.11: På figuren ses en asynkron dataoverførsel mellem en afsender TX og en modtager RX. Dataenhederne sendes ved brug af et start- og stopbit for alle afsendte enheder. [94] (Modificeret)

Ved denne kommunikationsform opererer RX og TX ved to forskellige clocks. For at opnå synkront data sættes et startbit og stopbit, hvilket illustreres på figur 3.11. Data i gaps mellem stop- og startbit kasseres. UARTens opgave er at læse parallel data fra FIFO, som laves om til seriell data. Dette data kan efterfølgende sendes til andre enheder. Når RX i en anden enhed modtager et startbit, laves data om fra seriell til parallel data, hvorefter data kan skrives til modtager-FIFO. [92, 93]

Nogle enheder indeholder mere end én seriell-linje, og disse enheder fungerer enten som fuld-duplex eller halv-duplex. Ful-duplex enheder kan både sende og modtage data på samme tid. Halv-duplex enheder sender og modtager data på skift. [92, 93]

3.6.5 Interrupts

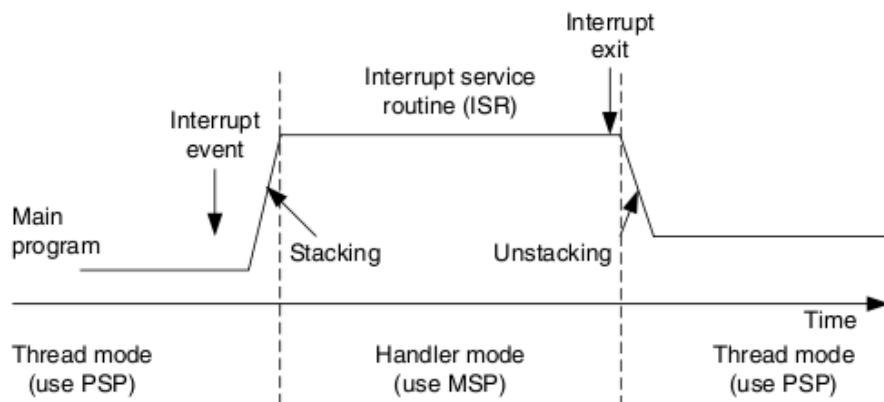
Interrupt er en funktion, som kan afbryde Central Processing Unit (CPU) fra main filen ved at løfte et ben højt ved en bestemt hændelse, eller hvis en timer har talt op til et bestemt niveau. [95]

I en aktivitetsmåler kan interrupts blandt andet benyttes til at vække gyroskopet fra sleep

mode til detektion af cykling. Hvis denne aktivitetsform ikke finder sted, lægges benet for funktionen ned igen og aktivitetsmåleren fortsætter som ellers ved at behandle accelerometer data.

En CY8CKIT-043 PSoC 4-M besidder 32 interrupt linjer (IRQ), IRQ[0] til og med IRQ[31], som kan prioriteres efter fire niveauer. Når et interrupt finder sted, vil CPUen modtage en specifik funktion, som kaldes Interrupt Service Routine (ISR). Denne skal sørge for, at koden til interrupt eksekveres hurtigst muligt, hvorved mainprogrammet ikke afbrydes konstant. Koden til interrupt bliver eksekveret, hvorefter main filen fortsættes. [95]

Inden et interrupt er programmet i tread mode, hvilket ses på figur 3.12. Når et interrupt finder sted, vil en pin gå høj, og processoren overfører information til den nuværende stack. Dette kaldes for stacking, hvilket får main filen til at gå i handler mode. Her skifter pointeren også stilling fra Main Stack Pointer (MSP) til Process Stack Pointer (PSP). Dette betyder, at den pågældende funktion gemmes og sættes på pause. Det er derved muligt at vende tilbage til præcis samme sted i processen efter interruptet. Koden for ISR eksekveres, hvorefter pinen lægges ned igen og unstacking foregår. Main filen går igen i tread mode, pointeren skifter til MSP og hovedarbejdet fortsættes. [83, 95]



Figur 3.12: På figuren ses effekten af et interrupt. Det fremgår, at et interrupt afbryder CPUens main rutine, for dermed at eksekvere den kode som er tilhørende ISR. Når ISR er udført vender CPUen tilbage til eksekveringen af main rutinen. [83]

I en Advanced RISC Machines (ARM) Cortex-M0 kan en høj prioritet afbryde en lav prioritet. Hver gang et interrupt finder sted, er der risiko for et stack overflow. Dette hænder, hvis afbrydelsene fortsætter i uendelighed, og det ikke er muligt at finde ud af, hvor i prosessen interruptet skal vende tilbage til. Igennem unstacking genskabes registrene, hvor afbrydelsen oprindeligt fandt sted. [95]

Der findes forskellige slags interrupts, som blandt andet kan finde sted på grund af manuel udløsning eller algoritmer. Næsten alle interrupts er programmerbare i CY8CKIT-043 PSoC 4-M. Der findes dog fem interrupts, som ikke kan ignoreres og kaldes exceptions. Disse er prioriteret højere end alle andre interrupts, da de beskytter og sikre mod fejl. [95]

3.6.6 Clocks

Clocks er et kredsløb, som benyttes til at synkronisere for eksempel rækkefølgen af funktioner eller indstilling af to signaler, hvormed en clock kontrollerer tiden for et program. En clock

udsender ved hjælp af oscillatorer en række impulser, der skifter mellem værdierne 0 og 1 med præcis puls bredde og interval. Tidsintervallet imellem henholdsvis to pulsers stigning fra 0 til 1 eller fald fra 1 til 0 kaldes clock cycle time, og pulsfrekvensen indstilles herefter. Pulsfrekvensen kontrolleres ofte af en crystal oscillator, da dette gør frekvensen mere præcis. [83]

En clock er et helt grundlæggende element i MCUs. Den kan eksempelvis bruges til at lave interrupts i et bestemt tidsinterval, hvis der er behov for, at en funktion skal køres igennem på bestemte tidspunkter. Derudover kan en clock eksempelvis benyttes som måleenhed for funktioners varighed. Derved opnås bevidsthed om, hvornår to funktioner skal påbegyndes, hvis de har forskellige clock cykler men skal være afsluttet samtidig. [83]

Clock systemet for PSoC 4200M består af en Watch Crystal Oscillator (WCO), der kører med 32 kHz. Derudover findes en Internal Main Oscillator (IMO), som per standardindstilling kører med 24 MHz men kan fungere fra 3 til 48 MHz, og en Internal Low-speed Oscillator (ILO), der normalt kører med 32 kHz. IMO er den primære kilde til intern clocking i PSoC 4200M ved aktiv tilstand, hvorimod ILO kan generere clocks under deep sleep mode. WCO kan både benyttes under aktiv og deep-sleep mode. Denne oscillator kan desuden benyttes som en real-time clock, hvilket holder styr på den aktuelle tid. [89]

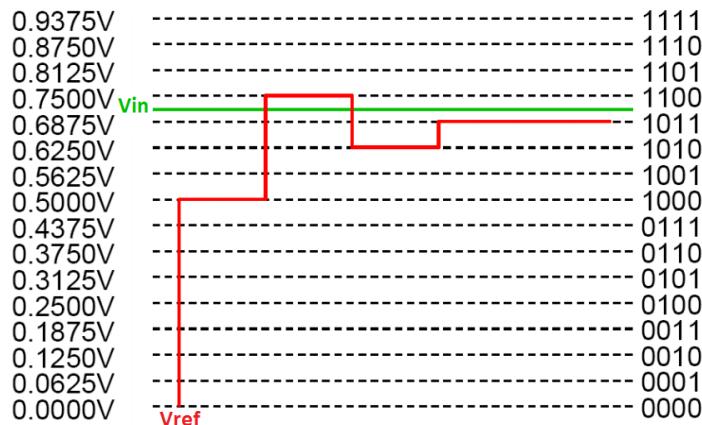
3.6.7 Analog-til-digital konverter

En ADC benyttes, når analogt data skal konverteres til digitalt data, således det kan bearbejdes eller visualiseres af en digital enhed. Samplingsfrekvensen og oplosningen for en ADC er afgørende for, hvor repræsentativt det analoge signal bliver gengivet i den digitaliserede udgave. Ifølge Nyquists teori skal samplingsfrekvensen være mindst det dobbelte af den højeste frekvens i signalet for at sikre en repræsentativ gengivelse af det analoge signal og dermed undgå aliasing. [71]

Der findes flere forskellige typer ADC, som for eksempel digital ramp ADC, sigma delta ADC og successive approximation (SAR) ADC. En digital ramp ADC tæller op fra 0 V for at finde det rette niveau for inputspændingen fra signalet. Når den rammer signalets spænding, overføres denne værdi til et digitalt output, referencespændingen nulstilles og tæller forfra igen. En sigma delta ADC oversampler og besidder kun en 1 bits konverter. Den foretager en sammenligning af en referenceværdi med inputspændingen, som enten giver 0 eller 1 som output. Disse værdier indsendes til et digitalt filter, der indsætter antallet af digitale ettaller og derved konverterer til et digitalt signal. Forskellen herimellem er altså metoden for konverteringen. [96, 97]

I en SAR ADC, som er implementeret i MCUen CY8CKIT-043 PSoC 4-M, kommer signalet ind i en komparator, der har en referencespænding (Vref). Først sammenlignes inputsignalet (V_{in}) med Vref, som indstilles til at være halvdelen af arbejdsmrådet. Komparatoren vurderer, om signalet er større eller mindre end denne værdi. Herved findes det mest betydende tal, hvorefter processen med halvering af Vref, som lægges til eller trækkes fra, og vurdering herudfra fortsætter indtil 12 bits er fundet. Derved er den analoge data konverteret til binære tal. Hvis en SAR ADC har for mange bits, bliver disse inddelingstrin så små, at det kan være støj, som afgør bitniveauerne. [96, 97]

Et eksempel på en SAR ADCs virkemåde ses på figur 3.13



Figur 3.13: På figuren ses funktionen for en 4 bits SAR ADC. Vin er i dette tilfælde en konstant værdi men kan skifte værdi flere gange i sekundet.

På figur 3.13 ses det, at Vref indstilles til halvdelen af arbejdsområdet på 1 V, hvoraf komparatoren vurderer hvorvidt inputsignalet er større end Vref. Derefter adderes en fjerdedel af arbejdsområdet til Vref og komparatoren foretager samme vurderingen. Denne proces fortsættes til alle bits er fundet, hvorefter det analoge signal er konverteret til et digitalt.

MCUens 12 bits SAR ADC kan inddøle det analoge signal i 4096 spændingsniveauer. Den skal derudover bruge 18 clocks for at fuldføre en 12 bits konvertering af data med samplingsfrekvens på 18.000.000 Hz, hvilket er dens maksimale samplingsfrekvens. MCUen kan indstilles til forskellige powermodes, hvoraf ADCen eksempelvis ikke kan benyttes under deep-sleep. ADCen understøtter både single ended og differential inputs og kan scanne alle 16 kanaler automatisk. Enhver ledig pin på MCUen kan monitoreres af ADCen. Det er muligt at have flere kanaler på ADCen, hvorved der kan samples ved forskellige frekvenser alt efter signalernes udformning. [89]

3.6.8 Trådløs kommunikation via Bluetooth Low Energy

Bluetooth er en radiobølge teknologi, som er designet til trådløs kommunikation mellem elektroniske enheder. Der findes Bluetooth Smart enheder, som kun understøtter BLE, og Bluetooth Smart Ready enheder, der understøtter både klassisk Bluetooth og BLE. [98, 99] Bluetooth er fordelagtigt at benytte, hvis der ønskes trådløs kommunikation eller trådløse enheder. PRoCens CPU på CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit er et EZ_BLE PRoC modul, som besidder en ARM Cortex-M0 processer. Denne CPU har en 2,4 GHz BLE radio, som understøtter en datahastighed på 1 megabits per sekund (Mbps). Data videresendes med en chip antennen, der kan transmittere data ved en radiofrekvens mellem 2,4-2,5 GHz. [100, 101]

Bluetooth sender og modtager radiobølger i bånd af 79 forskellige frekvenser, som kaldes kanaler. Bølgerne bliver modifieret af enheden, således de opfattes som et signal. Enheden, som skaber forbindelsen, vil automatisk være masteren og kan for eksempel kontrollere afsendelsen af data fra slaven samt styre varigheden af forbindelsen. Master og slave rollen kan dog skifte undervejs. Tilsammen vælger masteren og slaven en tilfældig kanal, men for at mindske risikoen for interferens skifter enhederne kanal op til tusinde gange i sekundet. [102, 98]

BLE er en videreudvikling af Bluetooth og kaldes også Bluetooth version 4.0. BLE kræver

mindre strøm for at fungere, fordi enheden er i sleep mode størstedelen af tiden. Når data sendes, aktiveres BLE og overfører hurtigst muligt, hvorefter den igen deaktiveres og går i deep sleep mode. Dette opnås ved, at BLE kun benytter 40 forskellige kanaler, hvor nogle kanaler er specielt dedikeret til at skabe forbindelse mellem enheder, og andre kanaler dedikeres til at sende data. Derved sikres en driftscyklus som er tæt på nul. Et BLE modul kan ikke skifte mellem master og slave rollen undervejs. Resultatet heraf medfører, at når en forbindelse er skabt, er rollerne fastlagt. Dette simplificerer designet yderligere, hvorved der ligeledes spares strøm. [99]

3.6.9 Digitale filtre

Digitale filtre benyttes til adskillelse eller genskabelse af signaler. Signaladskillelse benyttes ofte i forbindelse med at filtrere støj fra det ønskede signal. Signalgenskabelse benyttes, hvis signalet er blevet beskadiget eller forvrænget. [103]

Ethvert lineært filter har en impulsrespons, steprespons og frekvensrespons. Disse responser indeholder information om filteret på forskellig vis og giver tilsammen information om, hvordan filteret vil agere i en given situation. [103] Et filter designes ud fra dets responser. Den mest benyttede metode kaldes filterkernen eller Finite Impulse Response (FIR) filter, hvor signalets input summeres med filterets impulsrespons. En anden metode kaldes et rekursivt filter eller Infinite Impulse Response (IIR) filter, hvor tidligere outputværdier benyttes sammen med inputtet. For at finde impulsresponsen for et IIR filter, indsættes en impuls som input i filtret, og impulsresponsen er outputtet. Denne impulsrespons består af en sum af sinussignaler, som eksponentielt falder i amplitude. Dette resulterer i, at impulsresponsen bliver uendelig lang. [103, 104]

Et filter kan derudover designes ved, at filtrets steprespons eller frekvensrespons sammenholdes med impulsresponsen. Stepresponsen er integralet af impulsresponsen, som kan findes ved at indsætte en stepbølge i filteret, hvorfra stepresponsen er outputtet. Frekvensresponsen kan findes ved at finde den diskrete Fourier transformationen (DFT) eller Fast Fourier transformationen (FFT) af impulsresponsen. [103]

Finite Impulse Response filter

FIR filtre er defineret som digitale filtre med et endeligt antal impulsresponser. Det vil sige, at filteret har en impulsrespons med et endeligt antal ikke-nulværdier, hvorfor filtret kan designes stabilt og med en lineær fase. [104] Den generelle formel for FIR filtre ses i ligning (3.2).

$$Y[n] = \sum_{m=0}^M b_m X[n-m] \quad (3.2)$$

Der ses i ligning (3.2), at filteret benytter tidligere og nutidige inputs. Dette er den afgørende faktor for, at responsen har et endeligt antal impulsresponser. Hvorledes filtret designes bestemmes ud fra 'b' filterkoefficienten.

FIR filtre optræder som forskellige konfigurationer, heriblandt Parks-McClellan algoritmen, frekvens sampling, window type og moving average. [104]

Infinite Impulse Response filter

Et IIR filter er defineret som et digitalt filter med et uendeligt antal impulsresponser. Derfor har dette filter en impulsrespons med uendeligt mange nulværdier, hvilket gør at filterets impulsresponsen falder eksponentielt i amplitude og resulterer i en uendelig respons. Filteret kan derfor kun tilnærmelsesvis designes med en lineær fase, hvorfor det kan risikere at være ustabilt. [104] Af den generelle formel for IIR filtre i ligning (3.3) fremgår det, at filteret benytter tidligere og nutidige inputs men også tidligere outputs, hvormed det får uendeligt mange impulsresponser.

$$Y[n] = \sum_{k=1}^k a_k Y[n - k] + \sum_{m=0}^m b_m X[n - m] \quad (3.3)$$

IIR filtre optræder som forskellige filterkonfigurationer, heriblandt Butterworth, Chebyshev og elliptisk. Den afgørende faktor for, hvilket filter der benyttes er 'a' og 'b' filterkoefficienterne. Disse kan alle benyttes til lavpas-, højpas-, båndpas- eller båndstopfilter og designes ud fra krav om ripples, linearitet, dæmpningsgrad og faseskydelse. [104]

3.7 Resume af pilotforsøg

Dette afsnit er et resumé af pilotforsøget. Afsnittet opsummerer væsentlige resultater, som benyttes til udvikling af prototypen.

Pilotforsøget, som ses i appendiks A, undersøger gang, løb og cykling i forhold til biomekaniske egenskaber.

Tre mulige placeringer af en aktivitetsmåler bliver undersøgt for alle aktiviteter, hvormed aktiviteternes signalamplituder for henholdsvis accelerometer og gyroskop bliver undersøgt. Placering A vælges, hvorved accelerometeret bør have et arbejdsområde på ± 16 g og gyroskopet bør have et arbejdsområde på minimum 320 dps.

Aktiviteterne undersøges for, hvorvidt en adskillelse af disse er mulige. Signalamplituden for gang og løb har markant forskel i accelerometerets y-akse, hvorved de to aktivitetsformer antageligt kan adskilles. Karakteristika vedrørende cykling undersøges i gyroskopets z-akse, hvoraf et lignende sinussignal fremkommer. Det antages, at dette signal skaber mulighed for detektering af cykling. Det sikres ydermere, at signaler for gang og løb ikke har en sinus lignende tendens i gyroskopets z-akse, hvoraf adskillelse ligeledes antages at være mulig.

Aktiviteternes frekvensindhold undersøges ligeledes med henblik på at kunne fastsætte systemets samplingsfrekvens samt knækfrekvens for eventuelle filtre. Resultatet heraf er, at frekvensspektrum for gang og løb er på 0-45 Hz og for cykling på 0-6 Hz.

3.8 Kravspecifikationer

Det følgende afsnit beskriver kravene til systemets blokke. Disse tager udgangspunkt i pilotforsøget samt den underbyggende teori. Der opstilles ligeledes afvigelser til opstillede krav, som sikrer systemet opfylder de tiltænkte formål. Kravene benyttes til design, implementering og test af systemets blokke samt det samlede system.

Formålet med aktivitetsmåleren er at kunne detektere og adskille aktivitetsformerne gang, løb og cykling. Aktivitetsmåleren vil dermed indeholde hardware og software, som tilsammen kan

opsamle analoge signaler og udføre digital signalbehandling. Det samlede system skal have et potentiale til at opfylde de funktionelle krav for systemet, beskrevet i afsnit 3.2.

Endvidere vil nedenstående kravspecifikationer tage udgangspunkt i resultaterne fra de udførte pilotforsøg, hvilke ses i appendiks A.

3.8.1 Spændingsforsyning

MCUen påkræver en spændingstilkobling for at være funktionel, hvilket kan opnås gennem en USB port eller en ekstern spændingsforsyning. Den benyttede MCU er funktionel i et spændingsinterval på 1,71-5,5 V.

MCUen påsat brugeren skal derfor benytte en ekstern spændingsforsyning. Denne spændingsforsyning skal kunne forsyne MCUen i en hel dag samt være elektrisk sikker for brugeren. Det vurderes, at målgruppen er vågne i 15 timer om dagen.

Krav til spændingsforsyning

Spændingsforsyningen skal:

- Levere mindst 1,71 V og maksimalt 5,5 V til MCUen. Der accepteres ikke en spænding uden for grænseværdierne.
- Levere minimum 1,71 V i mindst 15 timer. Der accepteres ikke, at spændingsforsyningen leverer under 1,71 V i mindre end 15 timer.
- Være mobil og dermed besidde en opsætning som ikke involverer elnettet. Der accepteres ikke en afvigelse i forhold til dette krav.

3.8.2 Mikrokontroller

En specifik, udleveret MCU benyttes til udarbejdelsen af rapporten. Der kan derfor ikke stilles krav til selve hardwaren hertil. Dog skal MCUen fungere som spændingsforsyning til ICen samt pulssensoren, hvorfor der skal stilles krav hertil. I afsnit 4.4 og afsnit 4.5 beskrives de specifikke sensorer for dette projekt, hvorfor spændingsforsyningen hertil er bestemt.

Krav til mikrokontroller

Mikrokontrolleren skal:

- Levere mindst 1,9 V til maksimalt 3,6 V til ICen. Der accepteres ikke en spænding uden for grænseværdierne.
- Levere mindst 3 V til maksimalt 5 V til pulssensoren. Der accepteres ikke en spænding uden for grænseværdierne.

3.8.3 Analog-til-digital konverter

For at sikre at der registreres en valid puls for brugeren af systemet, skal den beregnede puls være mindre end 211 BPM. Dette er med udgangspunkt i beregningen af en persons maksimale puls, som bestemmes ved: [29]

$$220 - Alder = Maksimal puls \quad (3.4)$$

Samplingsfrekvensen bestemmes med antagelse om, at målgruppens maksimale puls er mindre end 211, hvilket svarer til 3,5 hjerteslag i sekundet. Derfor skal samplingsfrekvensen konfigureres til 35 Hz, i henhold til en praktisk samplingsfrekvens som er 10 gange større end

den maksimale frekvens for det optagede signal. [71]

Det digitale signal skal være konverteret repræsentativt for at opnå en valid gengivelse af det analoge signal.

Krav til analog-til-digital konverter

ADCen skal:

- Sample pulssensorens output med mindst 35 Hz. Der accepteres ikke en samplingsfrekvens under 35 Hz.
- Repræsentere det analoge signal korrekt. Der accepteres en maksimal afvigelse på 5%.

3.8.4 Accelerometer

ICen, LSM9DS1, vælges til dette projekt, idet specifikationerne for denne overholder de ønskede formål. Sensoren beskrives yderligere i afsnit 4.4.

Accelerometret i LSM9DS1 benyttes til at detektere gang og løb, hvor frekvensområdet er cirka 45 Hz. Ifølge Nyquist skal accelerometeret på ICen have en samlingshastighed, der er dobbelt så stor som det maksimale frekvensområde. I praksis benyttes dog en samlingshastighed, der er ti gange større end det maksimale frekvensområde. Derfor skal ICens ADC have en samplingsfrekvens på mindst 450 Hz for accelerometret. Det kan dog være fordelagtig at oversample, idet Nyquist frekvensen rykkes og fjerner aliasing. [71]

Pilotforsøget viste en maksimal acceleration på +16,95 g og -8,83 g. Den maksimale positive g-værdi antages derfor som værende den største acceleration, som accelerometeret vil blive påvirket af som prototype. Dog er pilotforsøget udført på en forsøgspopulation, n=4, med voksne mennesker. Det antages derfor, at den gennemsnitlige vægt er større end målgruppens, hvorfor et barn ikke vil kunne påvirke accelerometeret med mere end 16 g.

Krav til accelerometer

Accelerometeret skal:

- Have et arbejdsområde på ± 16 g. Der accepteres ikke et mindre arbejdsområde.
- Angive korrekt g-påvirkning under kontrollerede forhold. Der accepteres en afvigelse på 5%.
- ICens ADC skal have en samplingsfrekvens på mindst 450 Hz. Der accepteres ikke en samplingsfrekvens under 450 Hz.

3.8.5 Gyroskop

Gyroskopet i LSM9DS1 skal benyttes til at detektere cykling. Frekvensområdet for cykling blev i pilotforsøget bestemt til at være maksimalt 6 Hz. Derfor skal den indbyggede ADC i ICen sample gyroskopets data med mindst 60 Hz.

Det maksimale arbejdsområde for gyroskopet blev undersøgt i pilotforsøget, der udledte et arbejdsområde på maksimalt 334,69 dps for placering A. Dette blev bestemt for en given kadence ved cykling, hvorfor gyroskopet bør have et større arbejdsområde for at tage forbehold for en højere kadence.

Krav til gyroskop

Gyroskopet skal:

- Have et arbejdsområde på mindst 334,69 dps. Der accepteres ikke et arbejdsområde herunder.
- Samples med mindst 60 Hz af ICens ADC. Der accepteres ikke en samplingsfrekvens under 60 Hz.

3.8.6 Pulssensor og tilhørende algoritme

En pulssensor kræver en given spænding for at kunne optage data, som tilføres fra MCUsen. Sensoren skal være i stand til at optage data ved tilførslen af en DC spænding. Yderligere skal pulssensoren kunne opfange brugerens pulssignaler med henblik på bestemmelse puls og intensiteten af den pågældende aktivitet.

Krav til pulssensor og tilhørende algoritme

Pulsmåleren skal:

- Kunne detektere brugerens puls ved fysisk aktivitet. Der accepteres en afvigelse på 10%.

3.8.7 Algoritme til detektion af fysisk aktivitet

To MCUs skal agere som henholdsvis GAP central og GAP peripheral i forhold til BLE forbindelsen. Dette opnås ved brug af et standard kodeksempel fra Cypress, som skal programmeres på hver af de to BLE PRoC på MCUsene. Enheden, som skal optage data fra brugeren, skal agere som GAP peripheral, mens MCUsen tilkoblet en computer skal være GAP central.

Algoritmedesignet består af to algoritmer: en algoritme til detektering af gang og løb samt en algoritme til detektering af cykling. Heraf skal den ene algoritme benyttes til detektering af gang og løb ved hjælp af data fra accelerometeret. Den anden algoritme benyttes til detektering af cykling ved hjælp af data fra gyroskopet. Det vurderes på baggrund af pilotforsøget i appendiks A, at signalerne kræver databehandling først en algoritme kan detektere aktiviteterne. Derudover fremgår det, at peaket for hælnedslag har større amplitude under løb end ved gang. En mulighed for detektion og adskillelse af aktiviteterne er at indsætte en tærskelværdi. Ligeledes ses det, at procentfordelingen af frekvensindhold centrerer omkring én frekvens ved cykling, mens det ved gang og løb centrerer omkring flere frekvenser. Denne information benyttes til adskillelse af cykling fra gang og løb.

Krav til algoritme til detektering af gang og løb

Algoritmen til detektering af gang og løb skal:

- Behandle data fra accelerometeret, således hælnedslag fremstår som et markant peak.
- Være i stand til at detektere gang og løb ved brug af tærskelværdier. Det accepteres ikke, at systemet ikke kan detektere og adskille gang og løb fra cykling.

Krav til algoritme til detektering af cykling

Algoritmen til detektering af cykling skal:

- Behandle data fra gyroskopet, således frekvensindholdet fra signalet fremstår.
- Være i stand til at detektere cykling ved procentfordeling af frekvensindhold. Det accepteres ikke, at systemet ikke kan detektere og adskille cykling fra gang og løb.

3.8.8 Trådløs kommunikation via Bluetooth Low Energy

Den trådløse kommunikation mellem GAP Central og GAP Peripheral skal foregå ved brug af BLE. Denne type trådløse kommunikation benyttes på baggrund af, at den er implementeret på MCuen.

De to enheder skal ydermere kunne sende data til hinanden indenfor en afstand på 2 meter.

Krav til den trådløse kommunikation via Bluetooth Low Energy

Den trådløse kommunikation skal:

- Være i stand til at sende data indenfor en rækkevidde på 2 meter. Der accepteres ikke en kortere rækkevidde.

3.8.9 Grafisk Bruger Interface

GUIen skal være en motiverende faktor for brugeren, idet denne skal motivere målgruppen til et øget fysisk aktivitetsniveau. Den skal visualisere tiden og intensiteten af henholdsvis gang, løb og cykling i løbet af en dag. Tiden og intensiteten omregnes til point, som skal visualiseres.

Krav til Grafisk Bruger Interface

GUIen skal:

- Kunne visualisere tidsforbruget, intensitet og point opnået ved henholdsvis gang, løb og cykling. Der accepteres inden andre former for visualisering.

3.8.10 Det samlede system

Kravene til det samlede system er med antagelse om, at de enkelte blokke overholder de opstillede krav.

Kravene hertil vil derfor tage udgangspunkt i afsnit 3.2 med accepterede afvigelser. Systemet anses som værende en prototype. Det vurderes derfor, at nogle krav fra afsnit 3.2 ikke kan testes og muligvis ikke kan opfyldes. Eksempelvis er det inden for projektperioden ikke muligt at teste for, om systemet er komfortabelt og motiverende for børn i aldersgruppen 9-12 år.

Krav til det samlede system

Det samlede system skal:

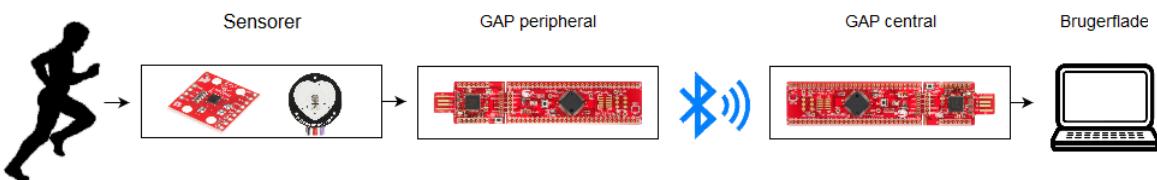
- Kunne detektere aktiviteterne gang, løb og cykling ved brug af et gyroskop og et accelerometer. Der accepteres ikke brug af andre sensorer.
- Kunne lave automatisk adskillelse af gang, løb og cykling ved hjælp af algoritmer. Der accepteres en afvigelse på 10% i forhold til fejlvurdering af aktivitet og varighed.
- Kunne detektere puls ved brug af pulssensor og tilhørende algoritme samt derefter kategorisere intensiteten af en given aktivitet. Der accepteres en afvigelse på 10%.
- Videresende signaler til en ekstern enhed ved hjælp af BLE. Der accepteres ikke andre trådløse kommunikationsformer.
- Besidde batterilevetid for en hel dag svarende til 15 timer. Der accepteres ikke en batterilevetid på mindre end 15 timer.
- Repræsentere varigheden og pointfordelingen af en given aktivitet i GUI. Der accepteres ikke en anden form for visualisering.

Design, implementering og test

4

Dette kapitel omhandler alle systemets blokke og herigennem deres design, implementering og test. Hver enkelt blok vil først blive behandlet for sig selv, hvorefter de vil blive behandlet som et samlet system. Alle blokke er designet ud fra deres kravspecifikationer og testes ligeledes herudfra. Afslutningsvis vil kapitlet omhandle en test af det samlede system med henblik på dets funktionelle krav og kravspecifikationer.

Systemet er opbygget af forskellige blokke, der designes, implementeres og testes separat. Afslutningsvis sammenkobles hver blok, som til sidst testes som det samlede system. De enkelte blokke af systemet designes med henblik på at sikre systemets funktionalitet, hvorfor de designes ud fra de opstillede krav i afsnit 3.8. Systemet vil dermed overordnet have en opbygning, som illustreres på figur 4.1.



Figur 4.1: På figuren ses blokdiagram for det samlede system, hvor et input modtages fra brugeren gennem sensorer, hvilket behandles i en GAP peripheral MCU. Herefter sendes dataet via BLE til en computer gennem en GAP central MCU, hvor det visualiseres på en brugerflade.

Blokkene implementeres forskellige steder i det samlede system, som vist på figur 4.1. Spændingsforsyningen tilkobles GAP peripheral MCUs, hvor sensorer også tilkobles. På denne MCU vil signalerne blive digitaliseret og algoritmer vil efterfølgende behandle og adskille aktiviteterne gang, løb og cykling samt udregne en tilhørende puls. Algoritmen og krav hertil står i afsnit 3.8.7 som én samlet enhed, men i det efterfølgende vil der være to algoritme afsnit: en til behandling af data fra henholdsvis accelerometer og gyroskop. Disse data sendes via BLE til en GAP central, som er koblet til en computer. På computeren vil dataet blive visualiseret igennem en MATLAB GUI, hvor brugeren kan følge sin progression.

4.1 Spændingsforsyning

Dette afsnit beskriver design, implementering og test af spændingsforsyningen til MCUs, der agerer som GAP peripheral. Dette gøres med henblik på at opfylde kravene til den eksterne spændingsforsyning, som ses i afsnit 3.8.1.

Design, implementering og test af spændingsforsyningen udføres med hensyn til de krav, der er opstillet i afsnit 3.8.1.

Denne komponent skal derfor kunne levere et spændingsoutput, som overholder MCUs inputspænding for aktivering samtidig med, at komponenten overholder krav til mobilitet og brugersikkerhed. Ydermere skal spændingsforsyningen kunne levere den påkrævede spænding

i mindst 15 timer.

Den eksterne spændingsforsyning er en udleveret komponent, hvormed design af hardware ikke beskrives.

4.1.1 Design

MCUen er funktionel ved en spændingstilførsel på 1,71-5,5 V [89, 100]. GAP central tilsluttes USB, hvormed den får en spænding på 5 V herigennem [85]. Derimod skal MCUen GAP peripheral tilkobles en spændingskilde, da denne skal være en ekstern enhed. Spændingsforsyningen skal derfor leve en spænding indenfor det foreskrevne interval. Ydermere vil det blot være MCUens targetboard, som er funktionel ved en ekstern spændingsforsyning.

Den eksterne spændingsforsyning er en batteriholder til to AAA 1,5 V batterier, som har tilkoblet jord og spændingsoutput. Denne komponent er dermed ikke tilkoblet elnettet, hvorfor der er minimal risiko for et farligt elektrisk shock. Yderligere er spændingsforsyningen mobilt, hvilket gør den anvendelig i et mobilt system.

4.1.2 Implementering

For at kunne forsyne targetboardet på GAP peripheral med spænding skal pins fra spændingsforsyningen forbindes med pins på MCUen. Spændingsforsyningens to pins (GND og V_{out}) bliver tilkoblet pinrække J1 på targeboardet, hvor pin VDD og GND bliver benyttet.

4.1.3 Test

Testen udføres med henhold til de opstillede krav og tilhørende tilladte afvigelser opstillet i afsnit 3.8.1. Kravene beskriver, at spændingsforsyningen skal:

- Levere mindst 1,71 V og maksimalt 5,5 V til MCUen. Der accepteres ikke en spænding under minimumsgrænsen eller over maksimumsgrænsen.
- Levere spænding i intervallet 1,71-5,5 V i mindst 15 timer. Der accepteres ikke, at spændingsforsyningen leverer under 1,71 V eller over 5,5 V i mindre end 15 timer.
- Være mobil og dermed besidde en opsætning som ikke involverer elnettet. Der accepteres ikke, at systemet skal kobles til elnettet og derved ikke være mobilt.

Det undersøges hvilket spændingsoutput den udleverede komponent har, ved benyttelse af to nye AAA 1,5 V batterier. Testen viser her, at komponenten har et spændingsoutput på 3,14 V ved disse betingelser.

Spændingsforsyningen overholder dermed kravet om, at leve en spænding til MCUen i intervallet 1,7-5,5 V. Hvorvidt spændingsforsyningen kan leve den pågældende spænding i dette tidsinterval undersøges i afsnit 4.10. Det samlede system skal være funktionelt og komplet før endtest heraf kan fortages.

4.2 Mikrokontroller

Dette afsnit beskriver design, implementering og test af GAP peripheral MCUen som spændingsforsyning til IC og pulssensor. MCUen designes på baggrund af de opstillede krav i afsnit 3.8.2 vedrørende spændingsforsyning til ICen og pulssensoren.

4.2.1 Design

MCUen, der fungerer som GAP peripheral, er tilkoblet en ekstern spændingsforsyning, da denne er mobil. Systemets pulssensor og IC vil være tilkoblet denne MCU, hvorfor disse komponenter vil benytte MCUen som spændingsforsyning. Den skal derfor kunne leve tilstrækkelig spænding til, at pulssensoren og ICen er funktionsdygtig.

MCUens targetboard har fire pins, hvor det er muligt at tilkoble spænding fra en ekstern spændingsforsyning eller udlede spændingsforsyning til komponenter. Yderligere har MCUen fire pins, hvor ground kan tilkobles. [85]

Systemets IC indeholder et accelerometer og et gyroskop, hvorfra hele enheden påkræver en spændingsforsyning på 1,9 V til 3,6 V [94]. Ydermere kræver pulssensoren, som også er tilkoblet MCUen, en spændingsforsyning i intervallet 3 V til 5 V [106].

4.2.2 Implementering

Den eksterne spændingsforsyning tilkobles MCUen og leverer, som påvist i afsnit 4.1, et spændingsoutput på 3,14 V. Dermed bør spændingen til MCUen kunne aktivere enheden til funktionelt niveau. Spændingsforsyningen til pulssensoren og ICen vil blive forbundet ved brug af række J2 på targetboardet. VDDA og GND benyttes til at forsyne ICen, mens VDDD og GND fra J2 pinrækken benyttes til at forsyne pulssensoren.

4.2.3 Test

Testen udføres med henhold til de opstillede krav og tilhørende tilladte afvigelser opstillet i afsnit 3.8.2. Kravene beskriver, at MCUen skal:

- Levere mindst 1,9 V til maksimalt 3,6 V til ICen. Der accepteres ikke en spænding under minimumsgrænsen eller over maksimumsgrænsen.
- Levere mindst 3 V til maksimalt 5 V til pulssensoren. Der accepteres ikke en spænding under minimumsgrænsen eller over maksimumsgrænsen.

Spændingsoutputtet fra MCUen testes ved tilkobling af en ekstern spændingsforsyning til targetboardet, og herefter måles outputspændingen fra henholdsvis pin VDDA og VDDD.

Ved testen koples de to outputpins fra henholdsvis VDDA og VDDD til et multimeter, som derved mäter outputspæningen. Resultatet heraf ses i tabel 4.1

| Output pin | Output spænding [V] |
|------------|---------------------|
| VDDA | 3,061 |
| VDDD | 3,059 |

Tabel 4.1: I tabellen ses resultatet fra testen af MCUen som spændingsforsyning.

Testen viser, at spændingen på pin VDDD er 3,059V og VDDA er 3,061 V. Dermed overholder MCUen spændingsintervallet for pulssensoren samt ICen. Det kan yderligere antages, at spændingsoutput vil være konstant og overholde kravene, så længe spændingsforsyningen til MCUen overholder de opstillede krav i afsnit 3.8.1.

Efter testen blev det observeret, at gyroskopet ikke modtager tilstrækkeligt ampere fra MCUen, når enheden er tilkoblet ekstern spændingsforsyning, forsyner begge sensorer, behandler data og videresender via BLE. Dette vurderes, da ICen og MCUen lukker ned

for kommunikation, når gyroskopet aktiveres i ICen. Derudover virker accelerometret ikke optimalt, når denne alene er aktiveret og tilkoplet MCUen. ICen tilkoples derfor den eksterne spændingsforsyning, som leverer 3,14 V til MCUen og nu også ICen. Dette overholder spændingskravet til ICen, og det blev observeret, at ved denne opsætning lukkede MCUen ikke ned for kommunikation. Denne opsætning accepteres derfor til videre implementering i det samlede system.

4.3 Analog til digital konvertering

Dette afsnit beskriver design, implementering og test af ADCen i MCUen. Denne designes og implementeres ud fra teoretiske aspekter samt de opstillede krav. Afslutningsvis testes ADCens funktionalitet i forhold til kravene opstillet i afsnit 3.8.3.

4.3.1 Design

Systemets IC har en ADC indbygget i sit kredsløb, hvorfor ADCen tilhørende denne blok beskrives i afsnit 4.4.

Pulssensoren kræver en AD konvertering for at kunne blive behandlet som digitalt data. Derfor benyttes MCUens 12 bits SAR ADC til at konvertere det analoge pulssignal til et digitalt signal.

Den benyttede ADC er designet i PSoC Creator således, at denne sender data ud fra ADCen så snart en sample er konverteret. Der benyttes derfor en kode til at undersøge tilstanden for ADCen, og dermed om der er tilgængelige digitale samples klar.

Det fremgår af afsnit 3.8.3, at ADCen skal have en samplingsfrekvens på mindst 35 Hz for at kunne gengive et repræsentativt digitalt signal for pulssensoren. For at kunne konfigurere ADCen til at have den pågældende samplingsfrekvens, da skal varighed mellem hver samples, ved en frekvens på 35 Hz, bestemmes:

$$\frac{1 \text{ sekund}}{35 \text{ Hz}} = 0,0286 \text{ sekunder} \quad (4.1)$$

Det fremgår af ligning (4.1), at der er 0,0286 sekunder mellem hver sample ved en frekvens på 35 Hz.

4.3.2 Implementering

Pulssensorens analoge signal skal gennemgå en AD konvertering i MCUen. Topdesignet for ADCen indebærer derfor en analog komponent i form af en SAR ADC, som yderligere er placeret i PSoC 4200M [106]. AD konverteringen udføres ved at koble pulssensorens output til ADCens input. Topdesignet for ADCen i PSOC 4200M bliver derfor forbundet med en analog inputpin, som konfigureres til at være tilhørende outputsignalet fra pulssensoren. ADCen konverterer derfor hver sample fra den optagede kanal, og når ADCen har konverteret data klar, kan dette blive benyttet af pågældende algoritmer.

Yderligere konfigureres samplingsfrekvensen for ADCen, med hensyn til den tid mellem hver sample, som er bestemt i ligning (4.1). Derfor skal konverteringstiden i Topdesign for ADC konfigureres til 0,0286 sekunder. Dette vil dermed konfigurerere ADCen til at have en samplingsfrekvens på 35 Hz.

4.3.3 Test

ADCen testes i to omgange for at undersøge, om samplingsfrekvensen på inputkanalen sampler pulssensoren korrekt. Derudover testes ADCen for, om den konverterer signalet repræsentativt i forhold til LSB og afvigelser.

Testen udføres med henhold til de opstillede krav og tilhørende tilladte afvigelser opstillet i afsnit 3.8.3. Kravene beskriver, at ADCen skal:

- Sample pulssensorens output med mindst 35 Hz. Der accepteres ikke en samplingsfrekvens under 35 Hz.
- Repræsentere det analoge signal med maksimalt 5% afvigelse.

ADCen er konfigureret således, at denne sender samples afsted, så snart disse er klar. Det vil derfor være muligt at oprette en variabel, som tæller op, hver gang der er data klar fra ADCen. Ved at printe denne variabel vil det være muligt at se, hvor mange gange der har været data klar fra ADCen over et givent tidsinterval. Herved vil den respektive samplingsfrekvens kunne bestemmes, med henhold til den konfigurerede samplingsfrekvens på 35 Hz.

Den første test af ADCen undersøger derfor, hvilken samplingsfrekvens som ADCen har. Denne værdi er svarende til samplingsfrekvensen for ADCen. ADCen er konfigureret til en samplingsfrekvens på 35 Hz, hvormed der samples med 35 samples per sekund. Hvis testen har en varighed af 1 minut, vil ADCen antageligt have konverteret følgende antal samples: $35 \text{ samples} \cdot 60 \text{ sekunder} = 2100 \text{ samples}$.

Testen viser, at ved en varighed på 60 sekunder, da har ADCen konverteret 2134 samples. Dette betyder, at den egentlige samplingsfrekvens har en værdi af:

$$\frac{2134 \text{ samples}}{60 \text{ sekunder}} = 35,6 \text{ Hz} \quad (4.2)$$

Testen påviser, at ADCen har en egentlig samplingsfrekvens på 35,6 Hz. Jævnfør kravene for samplingsfrekvensen for ADCen, da accepteres en samplingsfrekvens højere end 35 Hz. Derfor påviser testen, at den konfigurerede samplingsfrekvens for ADCen kan accepteres.

Yderligere testes ADCen for korrekt konvertering. Dette gøres ved brug af en funktionsgenerator og et oscilloskop. MCUen indstilles til at sample én single ended kanal men en frekvens på 200 Hz med inputkanalen i pin 2.0. Funktionsgeneratoren kobles til denne inputkanal samt ground på MCUen og indstilles til atindsende et sinussignal med en frekvens på 10 Hz med en peak-to-peak værdi på 4 V. Herefter påbegyndes dataopsamling ved hjælp af MATLAB, som visualiserer signalet fra funktionsgeneratoren. Udo over denne datavisualisering kobles et oscilloskop til samme output fra funktionsgeneratoren. Oscilloskopets målte input fra funktionsgeneratoren antages som værende det korrekte output fra funktionsgeneratoren. Resultatet af testen ses i tabel 4.2.

| Peak-to-peak for inputsignal [V] | Peak-to-peak på oscilloskop [V] | Peak-to-peak målt i MATLAB [V] | Afvigelse [%] |
|----------------------------------|---------------------------------|--------------------------------|---------------|
| 4,000 | 4,001 | 3,993 | 0,200 |

Tabel 4.2: I tabellen ses størrelsen af det genererede signal, som sendes ind i MCUen. Testen viser en afvigelse på 0,2% fra det genererede signal til det konverterede signal.

Der ses i tabel 4.2, at MCUens ADC repræsenterer den analoge inputsignal med 0,20%

afvigelse. Dette overholder kravet på en maksimal afvigelse på 5%, hvorfor ADCen i MCuen accepteres til videre implementering.

4.4 Bevægelsessensor

I dette afsnit designes, implementeres og testes accelerometeret og gyroskopet, som benyttes til opsamling af data under aktiviteter. Igennem testen sikres det at ICen opfylder kravene beskrevet i afsnit 3.8.4 og afsnit 3.8.5.

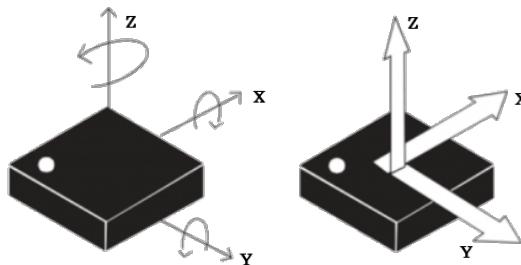
4.4.1 Design

Der benyttes et integrated circuit (IC) af typen LSM9DS1, der kræver 3,3 V for at være optimal funktionel. Denne indeholder magnometer, gyroskop og accelerometer, hvorfaf magnometeret ikke vil blive benyttet.

Arbejdsområderne for accelerometeret og gyroskopet er valgbart, hvorfaf det er muligt at indstille accelerometeret til ± 1 , ± 4 , ± 8 eller ± 16 g, og gyroskopet kan indstilles til ± 245 , ± 500 eller ± 2000 dps. [94, 107]

På baggrund af kravene opstillet i afsnit 3.8, vælges accelerometerets arbejdsområde til ± 16 g og gyroskopets arbejdsområde til ± 2000 dps.

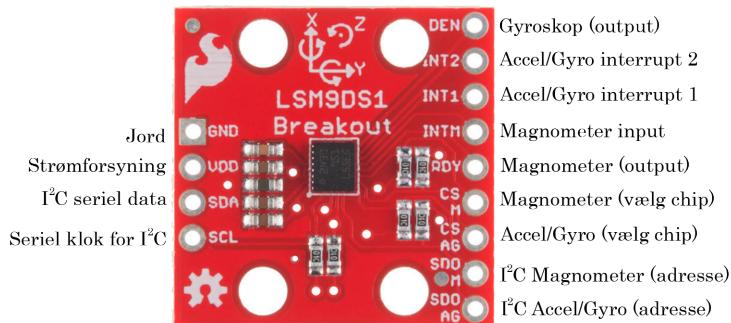
LSM9DS1 har seks frihedsgrader, når magnometeret fravælges, hvilket betyder at den mäter i x-, y- og z-aksen for accelerometeret og gyroskopet, som kan ses på figur 4.2. [107]



Figur 4.2: På figuren ses akserne på LSM9DS1 for gyroskopet, der ses til venstre, og accelerometeret, der ses til højre. [94] (Modificeret)

Sensorens opbygning fremgår af figur 4.3, hvor der er fire pins på venstre side og ni pins på højre side af sensoren. ICens pins på højre side vil ikke blive benyttet.

De fire pins på venstre side af ICen vil blive benyttet til spændingstilkobling samt til at læse sensorens outputdata. GND og VDD er pins til henholdsvis jord og spændingsforsyning, mens SDA er I²C datapin, hvor data bliver sendt og modtaget. SCL er en seriell clock, der blandt andet sørger for synkron dataopsamling.



Figur 4.3: Figuren viser pinkonfigurationen af LSM9DS1. [94] (Modificeret)

LSM9DS1 er en digital sensor, hvormed de analoge signaler konverteres til digitale i IC'en ved hjælp af en indbygget 16 bits ADC. Derfor skal sensoren konfigureres til en given samplingsfrekvens for ADC'en. Ifølge afsnit 3.8.3 skal accelerometret sample med mindst 450 Hz. Det fremgår af databladet for IC'en, at accelerometret kan konfigureres til seks forskellige samplingsfrekvenser, hvoraf en samplingsfrekvens på 476 Hz har mindst afvigelse til den ønskede samplingsfrekvens.

Gyroskopet skal samples med mindst 60 Hz, men ifølge gyroskopets datablad kan den indstilles til 59,5 Hz eller 119 Hz, hvorfor samplingsfrekvensen vælges til 119 Hz.

Det AD konverterede outputsignal fra IC'en kan benyttes med en SPI og en I²C styrefunktion. Den benyttede mikrokontroller, CY8CKIT-043 PSoC 4-M, besidder begge styrefunktioner. I²C styrefunktionen blive benyttet, idet der skal være modtagelse og afsendelse af data mellem IC'en og MCuen. For at kunne oprette I²C bussen for PSoC 4200M, er det påkrævet at der benyttes to pull-up modstande. Ved at benytte to modstande med en værdi på 4,7 kΩ vil I²C bussen blive konfigureret til at operere i standard tilstand som har en hastighed på 0-100 kilobytes per sekund. [108]

For at kunne benytte I²C bussen, er det yderligere påkrævet at kode IC'en således der skrives og læses fra et givent dataregister i IC'en. På figur 4.4 ses kommunikationen mellem en master og en slave, hvoraf slaven i dette tilfælde er IC'en og masteren er MCuen.

| Transfer when master is writing one byte to slave | | | | | | | | |
|--|----|---------|-----|-----|-----|------|-----|----|
| Master | ST | SAD + W | | SUB | | DATA | | SP |
| Slave | | | SAK | | SAK | | SAK | |

Figur 4.4: På figuren ses metoden for kommunikation mellem slave og master. [107] (Modificeret)

Det fremgår af figuren, at MCuen skriver en startkode til IC'en for at påbegynde kommunikationen mellem master og slave. Herefter skriver masteren én bit til slaven, for at godkende modtagelsen af dette. Dernæst giver masteren en adresse til slaven, som bestemmer hvorfra sensoren skal give data. Når slaven har godkendt dette, skriver masteren til slaven, at den gerne vil læse fra slaven, hvilket tillades og data hentes over på masteren. Afslutningsvist skriver masteren en stop kode til slaven, hvorefter kommunikationen er afbrudt.

Gyroskopet i LSM9DS1 forbruger 4 mA og accelerometeret forbruger 600 μA under normale

betingelser [94]. For at sikre en høj batterilevetid, er det væsentligt at gyroskopet er aktiveret så kort tid som muligt. Det fremgår af databladet for ICen, at det er muligt at slukke begge sensorer, at benytte accelerometeret alene eller benytte accelerometeret og gyroskopet sammen. Det er dermed muligt, at benytte accelerometeret og gyroskopet skiftevis. Der kan yderligere spares strøm ved brug af gyroskopet, hvis der vælges en lavere samplerate. Disse afsnits vil blive omtalt i afsnit 5.1 samt afsnit 5.3

4.4.2 Implementering

MCUen kræver to eksterne pull-up modstande tilkoblet for at opsætte I²C bussen, hvilket fremgår af afsnit 4.4.1. To eksterne modstande på 4,7 kΩ forbinder henholdsvis SCL og VDD samt SDA og VDD, hvilket gør I²C bussen tilgængelige for dataoverførsel.

I PSoC Programmer indhentes det analoge komponent I2CM. Denne skaber en I²C forbindelse imellem MCUen og ICen samtidig med, at den indstiller MCUen til at være master. Topdesignet for I2CM modulet konfigureres ydermere til at have sensorens SDA og SCL pins koblet til MCUen på de valgte pins.

MCuen skal kunne modtage data fra sensoren, hvilket gøres ved at implementere en algoritme i MCUen. Algoritmen skriver til den hex-adresse, som er registeradressens dataoutout for accelerometeret og gyroskopet. Således kan MCuen som master kan skrive til selve accelerometeret eller gyroskopet. Der ønskes ydermere, at benytte en samplingsfrekvens på 476 Hz og et arbejdsområde på ±16 g for accelerometeret. Det fremgår af registeret, at der skal skrives til hex-adressen 'A8' for at konfigurere accelerometeret til disse indstillinger. Der benyttes dog ikke interrupts på MCuen til at sikre en samplingsfrekvens svarende til den konfigurerede på ICen. MCuen henter dermed data ind hele tiden, som er hurtigere end ICen kan sample nye samples. Der skal derfor oprettes et delay på MCuen som sørger for, at der kun hentes data fra ICen med en frekvens på 476 Hz. Ved en frekvens på 476 Hz, er der 0,002101 sekunder mellem hver sample. For at kunne bestemme det delay som sikrer, at der samples med 476 Hz for MCuen vedkommende, da undersøges antallet af bytes modtaget uden delay. Realterm benyttes til at måle det antal karakterer som modtages over en periode på 30 sekunder, hvor der både er lowbyte og highbyte. Det fremgår heraf, at Realterm modtager 109.521 karakterer på 30 sekunder. Det kan derfor bestemmes hvilken varighed der er mellem disse samples, hvilket fremgår af ligning (4.4.2).

$$\frac{1 \text{ sekund}}{\left(\frac{\frac{109.521 \text{ karakterer}}{30 \text{ sekunder}}}{2} \right)} = 0,000548 \text{ sekunder} \quad (4.3)$$

Det ses, at der er 0,000548 sekunder mellem hver sample for MCuen. Derfor er der en forskellen, mellem ICens og MCuen's, varigheder mellem samples på:

$$0,002101 \text{ sekunder} - 0,000548 \text{ sekunder} = 0,001553 \text{ sekunder} \quad (4.4)$$

Det fremgår af ovenstående ligning, at forskellen mellem de to varigheder er på 0,001553 sekunder. Derfor vil et delay i MCuen's opsætning på 0,001553 sekunder medføre en tilsvarende samplingsfrekvens på 476 Hz på MCuen, i forhold til dataopsamling fra ICen.

Ydermere fremgår det, at hexkoden '79' konfigurerer gyroskopet til de ønskede indstillinger på 2000 dps og en samplingsfrekvens på 119 Hz. [107]

4.4.3 Test

ICen testes med henblik på at undersøge ICens senorer og deres funktionalitet samt tilhørende afvigelser opstillet i henholdsvis afsnit 3.8.4 og afsnit 3.8.5. Kravene til accelerometeret og gyroskopet er som følger; Accelerometeret skal:

- Have et arbejdsområde på ± 16 g. Der accepteres ikke et arbejdsområde på under ± 16 g.
- Angive korrekt g påvirkning under kontrollerede forhold. Der accepteres en afvigelse på 5%.
- ICens ADC skal have en samplingsfrekvens på mindst 450 Hz. Der accepteres ikke en samplingsfrekvens under 450 Hz.

Gyroskopet skal:

- Have et arbejdsområde på mindst 334,69 dps. Der accepteres ikke et arbejdsområde herunder.
- Samples med mindst 60 Hz af ICens ADC. Der accepteres ikke en samplingsfrekvens under 60 Hz.

Eftersom ADCen, der benyttes til at konvertere det analoge signal fra accelerometeret og gyroskopet, er et indbygget komponent i ICen, vanskeliggøres en test heraf. Det antages derfor, at ADCens sampling og sensitivitet er tilsvarende de konfigurerede indstillinger, som fabrikanten foreskriver i databladet. [107]

Accelerometeret er indstillet til ± 16 g, hvorfor det antages, at den kan opsamle op til ± 16 g. Ifølge accelerometerets andet krav i afsnit ?? skal det angive korrekt g-påvirkning med en maksimal afvigelse på 5%. Dette testes ved at påvirke sensorens y akse med ± 1 g, da denne akse på accelerometeret benyttes til detektering af gang og løb, som beskrevet i afsnit 3.3. Det har ikke været muligt at teste accelerometerets maksimale arbejdsområde. En måde hvorpå dette forestilles at kunne testes, er ved brug af en maskine som kan indstilles til at påføre accelerometeret en konkret g-påvirkning alt efter dets sensitivitet.

ICens accelerometer har en sensitivitet på 0,000732 g per LSB [107]. Outputtet fra sensoren er low byte og high byte, hvilket bliver bitskiftet og derefter adderet i MCUen, hvormed output fra MCUen er i LSB. For at omregne dette output til g skal outputtet ganges med sensitiviteten, hvilket sker i tredje kolonne i tabel 4.3

Det testes hvilket output y-aksen har, når sensoren er placeret således y-aksen er i horisontal retning. Ved denne placering bør sensoren teoretisk have et output svarende til 0 g. Efterfølgende placeres sensoren med y-aksen i vertikal retning, hvilket teoretisk burde have en påvirkning på ± 1 g. Inden målingen testes fladen, der måles på med vatterpas, for at sikre, at kun den ønskede akse påvirkedes i vertikal retning. I tabel 4.3 ses resultatet fra testen.

| Teoretisk påvirkning [g] | Output fra MCU [LSB] | Output fra MCU [g] | Afvigelse [%] |
|-----------------------------|-------------------------|-----------------------|------------------|
| 0 | 19 | 0,014 | 1,4 |
| +1 | 1368 | 1,003 | 0,3 |
| -1 | -1356 | -0,993 | -0,7 |

Tabel 4.3: I tabellen ses resultatet fra testen af accelerometerets y-akse. For at omregne MCUens output fra LSB til g påvirkning multipliceres outputtet med accelerometerets sensitivitet. Testen viser en afvigelse på -0,7% til 1,4%.

Det ses i tabel 4.3, at sensorens accelerometer har en afvigelse på 0,3 % til 1,4 %, hvilket overholder en accepteret afvigelse på 5%, jævnfør afsnit 3.8.4. Det er ydermere antaget, at accelerometeret overholder arbejdsområdet på den indstillede værdi ± 16 g, indtil det samlede system giver mulighed for at teste dette. Sensorens accelerometer overholder dermed de opstillede krav og er klar til videre implementering.

Gyroskopet i ICen har en sensitivitet på 0,070 dps per LSB, når den mäter med 2000 dps. Ifølge krav til gyroskopet i afsnit 3.8.5 skal sensoren have et arbejdsområde på mindst 334,69 dps, hvilket overholdes ved valg af 2000 dps. Outputtet fra gyroskopet gives ligeledes i LSB, hvorfor eksempelvis 360 dps, der svarer til én rotation i sekundet, giver et output på 5.142. Det er imidlertid ikke muligt for projektgruppen at teste, hvorvidt gyroskopet giver korrekt output. Dette kræver en kontrolleret cirkulær acceleration om en given akse, der kræver udstyr som ikke er i besiddelse.

Hvis sådanne udstyr fandtes, havde det været fordelagtigt med en cirkulær plade, hvis omdrejninger skulle være kontrollerbare. Derved kunne den indstilles til for eksempel én omdrejning i sekundet, og i så fald burde gyroskopet mæle 360 dps og give et output på 5.152.

4.5 Pulssensor med tilhørende algoritme

Dette afsnit beskriver design, implementering og test af pulssensoren og den tilhørende algoritmen. Pulssensoren er en færdigudviklet komponent, hvorfor afsnittet er særligt omhandlende algoritmen til pulsdetektering. Først designes opsætningen af pulssensoren og dets algoritme til det specifikke formål, hvorefter dette implementeres. Afslutningsvist bliver algoritmen vedrørende pulsdetektering testet i forhold til opstillede krav i afsnit 3.8.6.

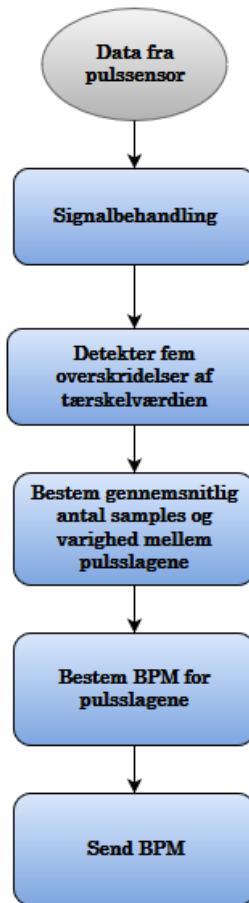
4.5.1 Design

Pulssensoren skal benyttes til at beskrive intensiteten af aktiviteten, som er beskrevet i afsnit 2.1.2. Heraf kan effekten af aktiviteten bestemmes, hvilket vil blive benyttet som en motiverende faktor i forbindelse med visualisering i GUI.

Pulssensoren SEN-11574 er valgt til dette projekt, da den er en optisk pulssensor og er derfor særdeles alsidig med henhold til placering, som beskrevet i afsnit 3.5.4. En optisk sensor påkræver blot en placering over en arterie for at kunne mæle pulsen, som følge af blodets gennemstrømning. Eksempelvis kan den optiske sensor placeres på fingerspidsen eller øreflippen, hvoraf denne rapport benytter øreflippen. Dette skyldtes, at ved en placering på øreflippen er der mindre bevægelse af sensor og ledninger end ved en fingerspids, hvormed mængden af støj kan reduceres.

SEN-11574 kræver en spændingstilkobling på 3 V til 5 V for at være funktionel og forbruger 4 mA ved en forsyning på 5 V. På sensorens printplade findes et aktivt filter samt en forstærker, som tilsammen øger amplituden for pulsølgjen og normaliserer signalet omkring et referencepunkt, hvilket fjerner DC spænding i signalet. [106, 109]

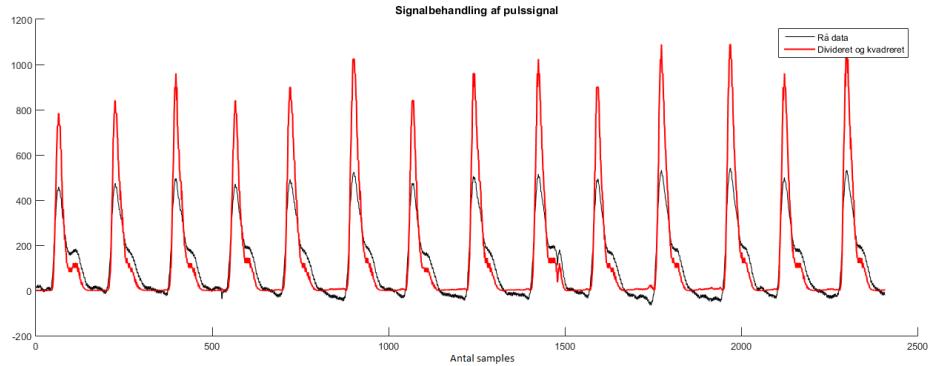
Pulssensoren designes således, at pulsen (BPM) beregnes for brugeren i GAP peripheral og sendes til GAP central, hvilket fremgår af figur 4.5.



Figur 4.5: På figuren ses et flowchart over algoritmen til detektering af puls. Pulssensorens algoritmen skal registrere fem pulsslag som overskrides en fastsat tærskelværdi, førend pulsen kan bestemmes. Pulsen sendes afslutningsvis med BLE.

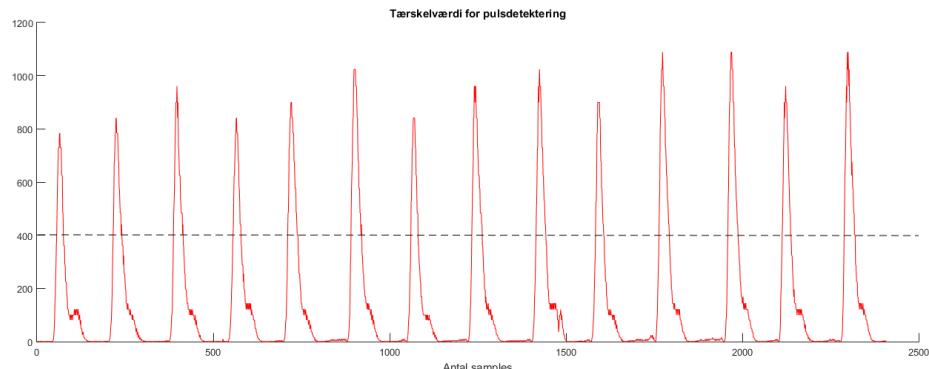
Figur 4.5 repræsenterer algoritmen vedrørende detektering af BPM. Pulssensoren opfanger pulssignalet fra brugerens øreflip, hvorefter dette signal bliver signalbehandlet først detektering af pulsslag startes. Der ønskes at detektere pulsen ved at beregne varigheden mellem tre pulsslag med udgangspunkt i det systoliske peak, hvilket fremgår af afsnit 3.5.4. Dette peak har større amplitude end peaket for diastole, hvormed signalbehandlingen skal forstærke det systoliske peak og dæmpe det diastoliske peak.

Dataet fra pulssensorer signalbehandles i form af en division og kvadrering. Dette vil medføre, at det største peak i signalet vil blive forøget i amplitude, og de mindre peaks vil opnå en lavere amplitude, hvilket ses på figur 4.6.



Figur 4.6: På figuren ses algoritmens signalbehandling af et råt pulssignal. Den sorte kurve er det rå pulssignal, og den røde kurve er det dividerede og kvadrerede signal.

Som resultat af signalbehandlingen på figur 4.6 ses det, at amplituden på det behandlede signal er forøget, hvorimod de mindre peaks er formindsket. De største peaks i signalet repræsenterer den systoliske periode i hjertecykussen, hvilket er det peak, der benyttes til at bestemmes BPM for signalet. For at kunne bestemme BPM for signalet bliver der implementeret en tærskelværdi. Denne værdi skal signalet overskride for at kunne blive detekteret som et systolisk peak. Tærskelværdien for algoritmen bestemmes med udgangspunkt i en pulsmåling, hvor sensoren er placeret på øreflippet. Dette fremgår af figur 4.7.



Figur 4.7: På figuren ses en pulsmåling foretaget på øreflippet. Den røde kurve er en signalbehandlet pulsmåling fra øreflippet, og den sorte stiplede linje er algoritmens tærskelværdi, som har en værdi på 400.

Det behandlede signal fremgår af figur 4.7, hvor der er indtegnet en tærskelværdi på 400, som alle de systoliske peaks vil overskride. Tærskelværdi på 400 vil medføre, at det systoliske tryk overstiger tærskelværdien, hvortil det diastoliske tryk vil befinde sig under. Algoritmen vil benytte varigheden mellem de forekomne systoliske tryk til at kunne beregne BPM med udgangspunkt i fem detekterede peaks.

4.5.2 Implementering

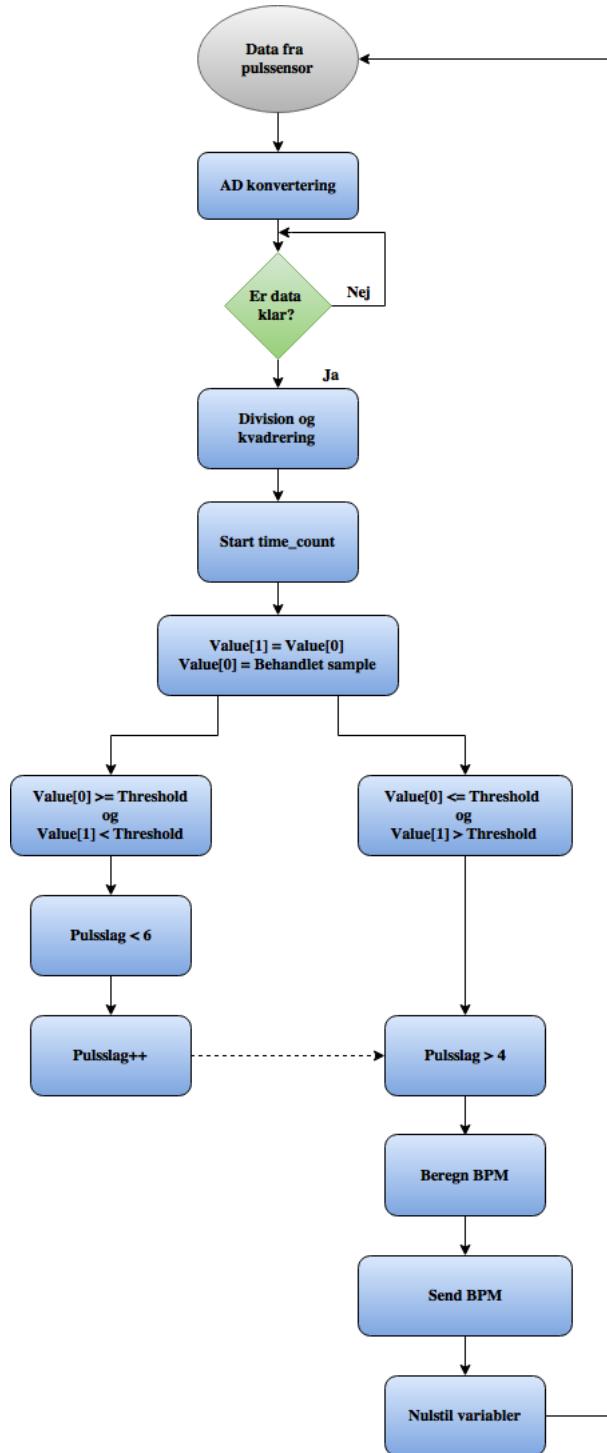
Pulssensoren har 3 pins til henholdsvis spændingsforsyning, ground og outputsignal. Disse pins kobles til hver sin pin på GAP peripheral. Outputsignalets pin skal designes i PSoC Creator, således MCUen modtager pulssensorens signaler fra den pågældende pin. Dette gøres ved at indsætte henholdsvis en UART serie kommunikationsblok (SCB) og SAR ADC

i topdesignet. UARTEn bruges til, at sensoren og MCUen kan kommunikere med hinanden. Standardindstillingerne for denne blok benyttes til konfigurationen af MCUen.

Outputsignalet fra sensoren er et analogt signal, hvormed dette signal opsamles af en ADC for at skabe en konvertering til et digitalt signal. ADCens design skal derfor konfigureres således, at denne bearbejder én single ended kanalinput fra pulssensoren. Yderligere indstilles samplingsfrekvensen for ADCen for den pågældende inputkanal til 35 Hz, med henhold til afsnit 3.8.3.

Efter konfigurering af UART og ADC i topdesignet, skal de korrekte pins indstilles i pinopsætning. UART tildeles interne RX-, og TX-pins, hvorimod ADCens inputpin skal indstilles til den pin, som outputtet fra sensoren er placeret i, hvilket er valgt til pin 2.0.

Med udgangspunkt i de implementerede elementer, bliver der implementeret en algoritme til pulsdetekteringen, som det ses på figur 4.8.



Figur 4.8: På figuren ses et flowchart over pulssensorens algoritme udført i C kode. Data fra pulssensoren AD konverteres, hvorefter en signalbehandling muliggør en detektering af pulsen. Afslutningsvis sendes den beregnede puls med BLE og benyttede variabler nulstilles. Når data er klar, startes proceduren forfra.

Første trin efter dataopsamlingen fra pulssensoren er en konvertering af det analoge signal til et digitalt. Derefter undersøges det, hvorvidt det konverterede data er klar, hvortil en indbygget kodegenerering benyttes og beskrives yderligere i afsnit 4.3. Hvis data er klar, signalbehandles dataet med division og kvadrering, som beskrevet i design. Herefter starter algoritmens time counter, der starter optælling af samples. Når en sample er klar, bliver

den kvadreret og divideret. Den behandlede sample gemmes i en variabel 'Value[0]'. Når der kommer en ny sample, vil den forrige sample blive gemt i en ny variabel 'Value[1]', og den nye sample gemmes i den anden variabel.

Yderligere tæller algoritmen antallet af pulsslag ved at vurdere, om 'Value[0]' er under tærskelværdien og 'Value[1]' er over. Hvis dette er tilfældet, vil der blive lagt én til antal pulsslag, dog maksimalt til antal pulsslag er <6. Algoritmen er bestemt til at nulstille sin time counter, hver gang der registreres tre tilfælde, hvor en sample er gået over og under tærskelværdien på 400. Derfor vil algoritmen kunne beregne BPM for brugeren med det forbehold, at antallet af pulsslag skal være fem. Time counteren benyttes i denne forbindelse til at optælle antallet af samples for fem pulsslag. Beregningen foretages ved at bestemme den gennemsnitlige varighed mellem hvert pulsslag med udgangspunkt i fem pulsslag. Derefter divideres denne varighed med 60 sekunder for at kunne bestemme BPM. Når beregningen er foretaget, vil BPM for brugeren blive sendt til GAP central gennem BLE, hvorefter algoritmens værdier nulstilles.

Efter nulstilling af de benyttede variabler bliver time counteren startet igen, hvorefter løkken fortsætter sin virken.

4.5.3 Test

Pulssensoren testes for at undersøge hvorvidt den designede og implementerede algoritme kan bestemme den rigtige puls ved et simuleret signal. Ydermere testes sensoren og algoritmen ved at benytte Verniers Excercise Heart Rate Monitor, som reference for den puls i BPM som pulssensoren og den tilhørende algoritme bør sende via BLE.

Testen udføres på baggrund af de opstillede krav og tilhørende tilladte afvigelser opstillet i afsnit 3.8.6. Kravene til pulsedetektering, beskriver at pulsedetekteringen skal:

- Kunne detektere brugerens puls ved fysisk aktivitet. Der accepteres en afvigelse af pulsen på 10%.

Algoritmens funktionalitet testes ved at indsende et simuleret signal, som består af et absolut sinussignal. Peaks på det simulerede signal skal repræsentere de systoliske peaks i et pulssignal optaget med en pulssensor.

Det simulerede signal sendes ind i MCUsen, hvorefter det undersøges hvorvidt time counteren detekterer varigheden mellem overskridelser af algoritmens tærskelværdi på 400. Når pulsen er bestemt, benyttes programmet Real Term til at printe algoritmens slutresultat, som er pulsen i BPM.

Det indsendte signal har en frekvens på 0,6 Hz og en signals samplingsfrekvens på 35 Hz samt en længde på 992 samples. Derfor kan det bestemmes hvilken puls, som algoritmen bør printe i Real Term.

Der indsendes 992 samples og benyttes en samplingsfrekvens på 35 Hz, hvormed arrayet har en længde på 28,3 sekunder. Idet der er tale om et absolut sinussignal på 0,6 Hz, vil der opstå 34 peaks i det indsendte signal. Dette vil betyde, at algoritmen skal udregne og printe seks værdier for pulsen, idet der er 34 fuldstændige peaks.

Når der er 34 peaks og arrayet har en varighed af 28,3 sekunder, vil der være 0,83 sekunder mellem hver overskridelse af tærskelværdien, hvormed pulsen bestemmes, som det fremgår af

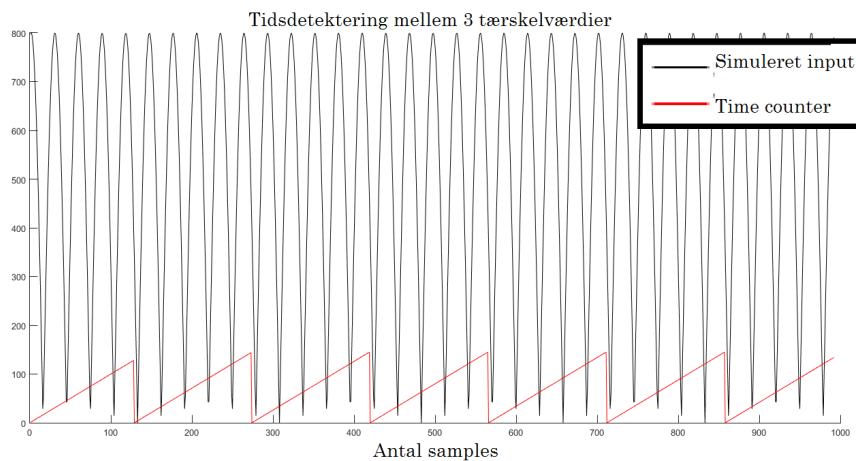
ligning (4.5):

$$\frac{60 \text{ sekunder}}{\text{Varighed mellem samples}} = \frac{60 \text{ sekunder}}{0,83 \text{ sekunder}} = 72 \text{ BPM} \quad (4.5)$$

Derfor vil det indsendte signal teoretisk medføre en værdi af 72 BPM, hvorfor det er forventeligt, at algoritmen vil beregne og printe denne puls.

Algoritmen er bestemt til at nulstille time counteren hver gang der registreres fem tilfælde, hvor en sample er gået over og under tærskelværdien. Derfor vil algoritmen gøre brug af time counterens optalte antal samples til at bestemme pulsen for den pågældende periode.

Ved at indsætte det simulerede signal fremgår det af figur 4.9, hvordan time counteren nulstilles, når der er registreret fem tilfælde. Ydermere ses det i figur ??, at Real Term har printet de forventede værdier for BPM.



Figur 4.9: På figuren ses algoritmens time counter, som tæller op, indtil en sample på det femte pulsslag er gået under tærskelværdien. Efterfulgt af dette vil time counteren nulstilles og genstarte optælling af samples.

Det fremgår af figur 4.9, at algoritmen tæller indtil fem peaks er detekteret. Herefter beregner algoritmen pulsen ud fra det antal samples, som findes inden for disse fem peaksdetekteringer. Herefter printes pulsen i Realterm, som det fremgår af tabel 4.4.

| Forventet værdi [BPM] | Modtaget værdi [BPM] | Afgivelse [%] |
|------------------------|------------------------|-------------------|
| 72 - 72 - 72 - 72 - 72 | 72 - 72 - 72 - 72 - 72 | 0 - 0 - 0 - 0 - 0 |

Tabel 4.4: I tabellen ses resultaterne fra algoritmens beregning af pulsen på et simuleret inputsignal. Tabellens kolonne; Modtaget værdi, er værdierne printet i Real Term.

Det fremgår, at den forventede puls var 72 BPM samt at Real Term modtager og printer en tilsvarende værdi. Det kan derfor konkluderes, at algoritmen har 0% afvigelse på et simuleret inputsignal.

Det kan derfor konkluderes, at pulssensoren og den tilhørende algoritme fungerer som tiltænkt ved benyttelse af et simuleret inputsignal.

Der foretages yderligere tre tests med henblik på at vurdere, hvorvidt pulssensoren opfylder de opstillede krav. Den ene test er ved en stillesiddende position, mens den anden og tredje

test er ved fysisk aktivitet i form af henholdsvis gang og løb. Det er gældende for alle tests, at der bliver benyttet en pulsmåler i form af Vernier Excercise Heart Rate Monitor, der benyttes som reference for den beregnede puls af algoritmen. Denne pulssensors data vil blive printet i programmet LoggerPro, og den algoritmebestemte puls vil blive printet i Realterm.

Pulssensoren og den tilhørende algoritme testes på en person ved en stillesiddende aktivitet, hvoraf personens puls er forholdsvis stabil og uden markante udsving. Testen udføres ved at have pulssensor påført øreflippen, hvoraf MCUen bestemmer puls i BPM og printer denne værdi i Real Term.

Resultaterne af den første udførte test, ved en stillesiddende position, fremgår af tabel 4.5.

| Gennemsnitspuls LoggerPro [BPM] | Gennemsnitspuls algoritme [BPM] | Afvigelse [%] |
|------------------------------------|------------------------------------|------------------|
| 60 | 64,9 | 8,15 |

Tabel 4.5: I tabellen ses det den gennemsnitlige puls fra LoggerPro og Real Term målt på stillesiddende person. Det fremgår, at pulssensoren og den tilhørende algoritme har en afvigelse på 8,15%.

Det fremgår i tabel 4.5, at testen af pulssensoren og den tilhørende algoritme viser en gennemsnitlig afvigelse fra referenceværdien på 8,15%. Pulssensoren og den tilhørende algoritme overholder dermed første krav til pulsdetekteringen, ved stillesiddende position.

Anden test undersøger hvorvidt det er muligt at detektere puls under fysisk aktivitet. Denne test indebærer en pulsmåling under fysisk aktivitet i form af gang ved 4,8 km/t på et løbebånd. Resultaterne af den anden udførte test med gang, fremgår af tabel 4.6.

| Gennemsnitspuls LoggerPro [BPM] | Gennemsnitspuls algoritme [BPM] | Afvigelse [%] |
|------------------------------------|------------------------------------|------------------|
| 116,5 | 95,70 | -17,85 |

Tabel 4.6: I tabellen ses det den gennemsnitlige puls fra LoggerPro og Real Term ved gang. Det fremgår, at pulssensoren og den tilhørende algoritme har en afvigelse på -17,85%.

Det fremgår i tabel 4.6, at testen af pulssensoren og den tilhørende algoritme ved 4,8 km/t viser en gennemsnitlig afvigelse fra referenceværdien på -17,85%. Pulsdetekteringen ved gang overholder derfor ikke det opstillede krav for pulsdetektering.

Yderligere testes pulsdetektering ved løb med 11,3 km/t på samme vis som foregående tests. Resultaterne af den sidste udførte test, fremgår af tabel 4.7.

| Gennemsnitspuls LoggerPro [BPM] | Gennemsnitspuls algoritme [BPM] | Afvigelse [%] |
|------------------------------------|------------------------------------|------------------|
| 154 | 82,6 | -46,4 |

Tabel 4.7: I tabellen ses det den gennemsnitlige puls fra LoggerPro og Real Term ved gang. Det fremgår, at pulssensoren og den tilhørende algoritme har en afvigelse på -46,4%.

Det fremgår i tabel 4.7, at testen af pulssensoren og den tilhørende algoritme ved 11,3 km/t viser en gennemsnitlig afvigelse fra referenceværdien på -46,4%. Pulsdetekteringen ved løb overholder derfor ikke det opstillede krav for pulsdetektering.

Det fremgår af testene, at pulsdetektering er funktionel ved et simuleret input samt ved stillesiddende positioner. Dog er afvigelsen for pulsdetektering ved henholdsvis gang og løb

større end den tilladte afvigelse. Det kan derfor konkluderes, at pulsdetektering ikke er mulig at benytte ved fysisk aktivitet, som resultat af tilgængeligt materiale. Pulsdetekteringen vil derfor ikke indgå yderligere i rapporten som følge af testens afvigelser.

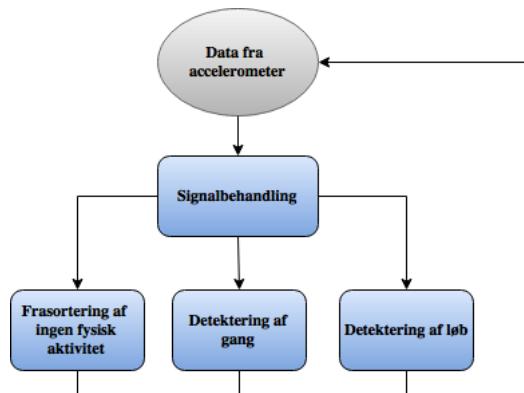
4.6 Algoritme til detektering af gang og løb

Dette afsnit omhandler design, implementering og test af algoritmerne til detektering af aktiviteterne gang og løb. Først designes algoritmen til detektion af henholdsvis gang og løb, hvorefter denne implementeres. Afslutningsvist bliver algoritmen testet i forhold til de opstillede krav i afsnit 3.8.7.

For at kunne adskille gang og løb benyttes et accelerometer, som er beskrevet i afsnit 4.4. For at kunne detektere og adskille disse aktiviteter behandles inputtet fra sensoren gennem forskellig signalbehandlingsprocessor. Algoritmerne gør det muligt at afgøre, om de pågældende signaler repræsenterer gang, løb eller ingen fysisk aktivitet.

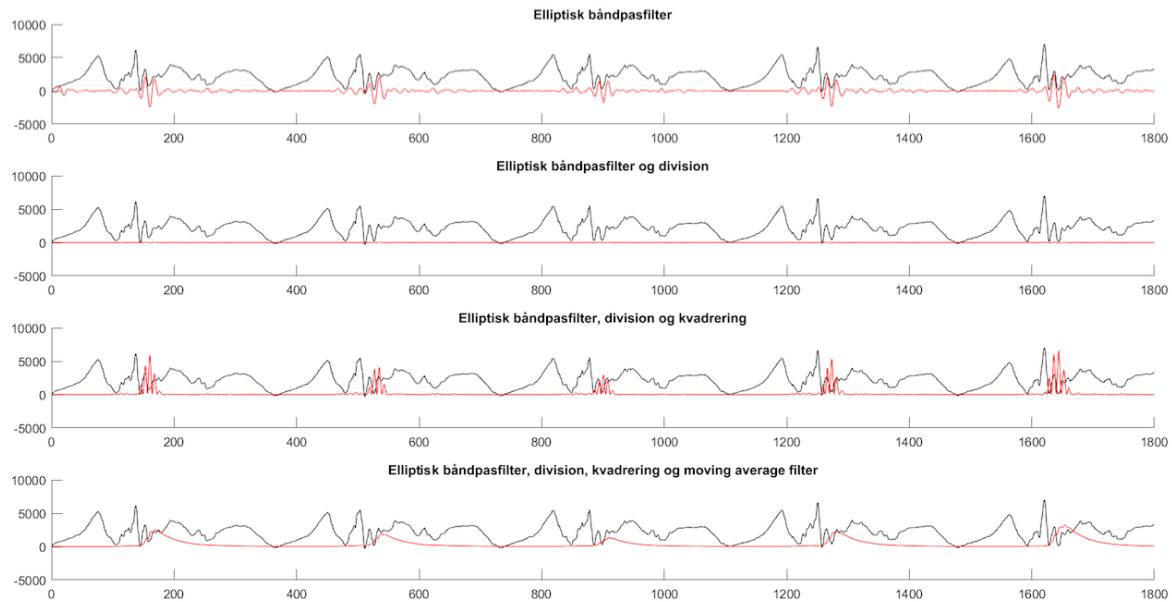
Design

Algoritmen, som skal detektere gang eller løb, designes til at benytte accelerometerets data med henhold til appendiks A. Dette design fremgår via et flowchart på figur 4.10.



Figur 4.10: På figuren ses et flowchart over algoritmen til detektering af ingen fysisk aktivitet, gang eller løb.

Algoritmen skal benytte accelerometerets data til at detektere, hvorvidt brugeren ikke udfører fysisk aktivitet, går eller løber. Før denne detektering skal accelerometerets data signalbehandles for afslutningsvis at kunne benytte tærskelværdier til at detektere, hvilken aktivitet der udføres. Signalbehandlingen indebærer filtrering, dividering, kvadrering og moving average filtrering. Denne type signalbehandling er illustreret på figur 4.11.



Figur 4.11: På figuren ses effekten af de fire typer af signalbehandling som udføres i algoritmen. Signalbehandlingen er illustreret på et råt signal fra accelerometerets y-akse under løb. Den sorte kurve er det rå signal, og den røde er det behandlede signal.

Signalbehandlingen har til formål at tydeliggøre hælnedslag for derefter at kunne implementere tærskelværdier til adskillelse af de fysisk aktiviteter.

Første del af signalbehandlingen er en filtrering med et elliptisk båndpasfilter, som benyttes til at dæmpe støj. Dette skal være et fjerde ordens elliptisk båndpasfilter med et pasbånd fra 20 Hz til 50 Hz og med en dæmpning på 60 dB. Båndpasfiltrets knækfrekvenser er valgt ud fra pilotforsøget i appendiks A, hvorfra det vurderes at hælnedslag har en frekvens på 25 Hz til 45- Hz. Ved at benytte et båndpass filter bliver det ønskede signal i frekvensområdet 25-45 Hz bevaret, og andre frekvensen dæmpes.

Dernæst bliver signalet behandlet ved brug af en division, som har til formål at sænke amplituden af mindre spikes i signalet. Idet hælnedslaget har den største amplitude i signalet, bliver amplituden for hælnedslaet fortsat større end de mindre spikes, efter divisionen har indtruffet. Efter signalet er blevet divideret, da kvadreres dette for dermed at øge amplituden af de fremtrædende spikes i signalet. Dermed minimeres de mindre spikes kraftigt, som ikke er relateret til hælnedslaget, og selve hælnedslaget forstærkes og tydeliggøres yderligere. Afslutningsvis filtreres signalet med et moving average filter, som udglatter signalet, hvorved små udslag ikke opfattes, og signalets hælnedslag vil fremstå som et enkelt spike.

Ovenstående signalbehandling giver et signal med peaks, som skal adskilles med tærskelværdier for henholdsvis gang og løb. Først en værdi for denne tærskelværdi kan fastsættes skal dataet fra pilotforsøgets omregnes til ICens enhed for outputdata. ICens arbejdsområde er opgivet i bytes som følge af ICens 16 bits ADC arbejdsområde. Pilotforsøgets data skal derfor omregnes til bytes, idet data fra pilotforsøget er optaget med Shimmer3, som har enheden m/s^2 . Derfor bliver pilotforsøgets data først omregnet til g, hvorefter denne værene omregnes med henhold til oplosningen for den 12 bits ADC, som findes i Shimmer3. For at gøre dette benyttes accelerometerets sensitivitet, som er 0,012 g/LSB. Data fra Shimmer3, som er omregnet til g, skal divideres med accelerometerets sensitivitet. Outputet fra Shimmer3 og ICen

er nu samme enhed, som det fremgår af ligning (4.6).

$$\frac{32g \cdot 2^{16}}{32g \cdot 2^{12}} = 16 \quad (4.6)$$

Data fra Shimmer3 skal derfor multipliceres med 16, hvilket medfører samme enhed for de to systemer. Det er derefter muligt at vurdere, hvilket tærskelværdier som kan benyttes til at detektere gang og løb.

De behandlede signaler fra pilotforsøget benyttes med henblik på fastsættelse af tærskelværdier. Tabel 4.8 viser tærskelværdierne for de fire forsøgspersoner, hvoraf tærskelværdierne er bestemt med henhold til de behandlede signaler.

| Forsøgsperson | Tærskelværdi for gang | Tærskelværdi for løb |
|---------------|-----------------------|----------------------|
| F1 | 50 | 1050 |
| F2 | 55 | 500 |
| F3 | 50 | 400 |
| F4 | 150 | 1000 |

Tabel 4.8: I tabellen ses tærskelværdierne for forsøgspersonerne ved aktiviteterne gang og løb.

De individuelle tærskelværdier i tabel 4.8 er fundet over et fem sekunders vindue for hver forsøgsperson. Heraf antages det, at tærskelværdierne er repræsentative for den fysiske aktivitet, idet aktiviteten blev udført ved konstant hastighed. Ydermere skal systemet være gældende for en stor population, hvormed en given tærskelværdierne for gang og løb skal være dækkende for alle forsøgspersoner. En samlet tærskelværdi, der er dækkende for samtlige forsøgspersoners data, ses i tabel 4.9.

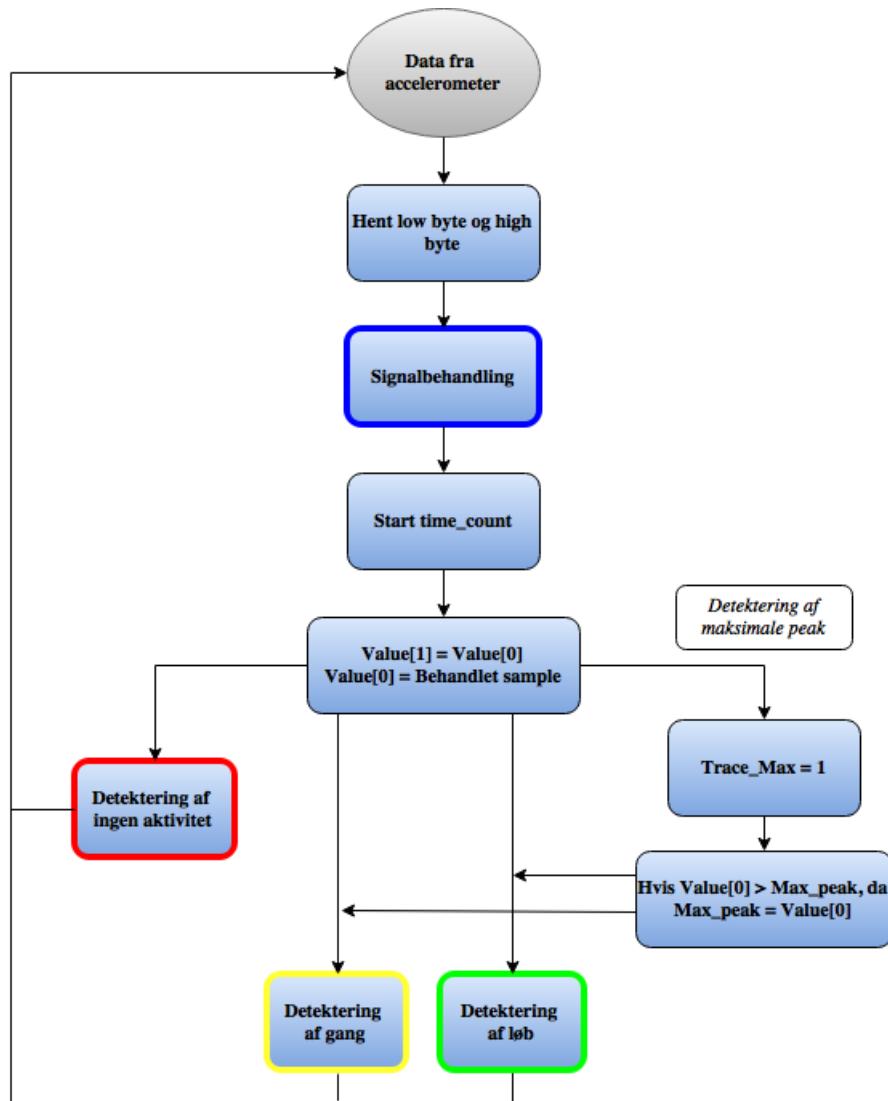
| Tærskelværdi for ingen fysisk aktivitet | Tærskelværdi for gang | Tærskelværdi for løb |
|---|-----------------------|----------------------|
| $x < 50$ | $50 < x < 400$ | $x \geq 400$ |

Tabel 4.9: I tabellen ses de tærskelværdier, som for alle forsøgspersoner vil kunne detektere og adskille gang og løb fra hinanden.

Fastsættelsen af den fælles tærskelværdi bør sikre, at gang og løb er mulige at detektere samt adskille for forsøgspersonernes data. Igennem behandling af data fra pilotforsøget forekom tærskelværdierne i tabel 4.9 dækkende for alle forsøgspersonerne, hvorfor disse blev valgt.

4.6.1 Implementering

Implementeringen af algoritmen for detektering af gang og løb tager udgangspunkt i data fra pilotforsøget og de designmæssige aspekter, som er beskrevet i afsnit 4.6. Algoritmen er designet og implementeret, som det ses på figur 4.12.



Figur 4.12: På figuren ses et flowchart over den implementerede C kode, som muliggør detektering af ingen fysisk aktivitet, gang og løb. Detektering af maksimalt peak er gældende for alle aktiviteterne. De markerede kasser indeholder yderligere C kode, som forklares uddybende efterfølgende.

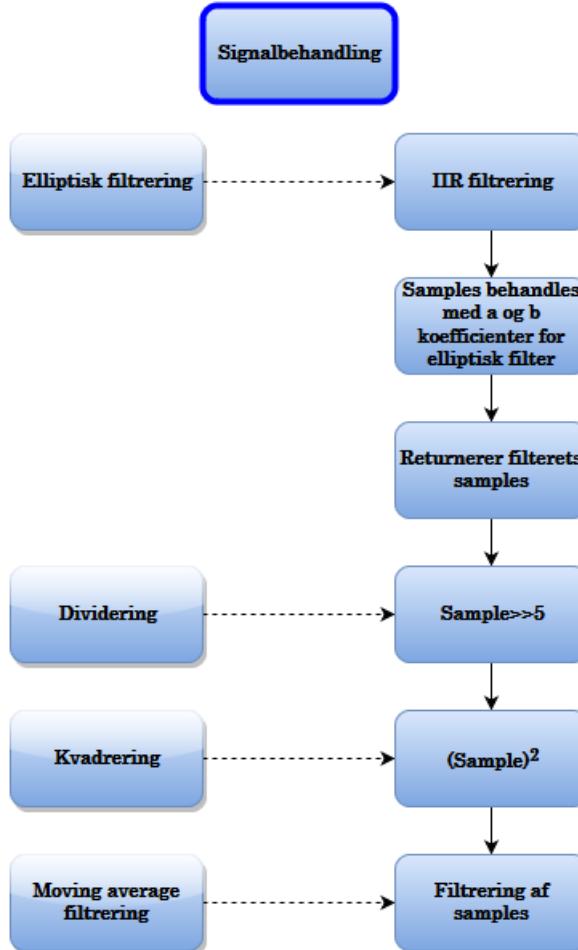
Algoritmen henter low og high byte fra ICens outputdata, hvorefter de enkelte samples gennemgår en signalbehandling. Denne signalbehandling og den tilhørende C kode vil blive yderligere forklaret i figur 4.13. Efter samples er blevet behandlet, bliver time_counteren startet således, at denne tæller antallet af samples mellem bestemte if lykker i algoritmen. De behandlede samples gemmes i variabel Value[0], hvortil den foregående behandlede sample bliver gemt i variabel Value[1]. På denne måde, hvorpå en gammel og ny sample gemmes i hver sin variabel, muliggøres blandt andet, at algoritmen kan undersøge disse variabler i forhold til hinanden og deres størrelse i forhold til en tærskelværdi.

Efter den nye og foregående sample er placeret i separate variabler, er det muligt at benytte tærskelværdier til at detektere, hvorvidt der er ingen aktivitet, gang eller løb. Disse elementer af algoritmen forklares yderligere i figur 4.14, figur 4.15 og figur 4.16. Tærskelværdierne for de pågældende fysiske aktiviteter er bestemt i afsnit 4.6.

Yderligere bliver den maksimale peak bestemt, da denne værdi initialiserer, om det er gang

eller løb i GUIen. Dette gøres ved at sammenligne, om den forrige sample er større end den nuværende. Hvis dette er tilfældet, betegnes den forrige sample som værende maks peak værdien.

Algoritmens signalbehandling involverer fire elementer; elliptisk filtrering, dividering, kvadrering og en moving average filtrering. Dette ses på figur 4.13.



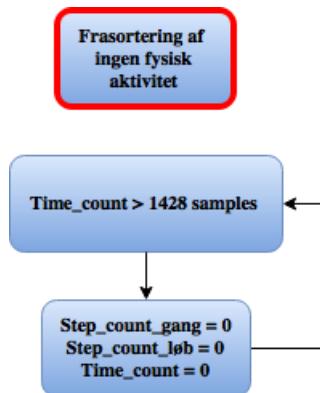
Figur 4.13: På figuren ses flowchartet over algoritmens signalbehandling udført i C kode. Signalbehandlingen involverer elliptisk filtrering, dividering, kvadrering og en moving average filtrering.

Efter datamodtagelse fra ICen bliver samples IIR filtreret ved hjælp af a og b koefficienter for et elliptisk filter. Efterfølgende returneres de behandlede samples, hvormed disse er klar til næste del af signalbehandlingen. De pågældende a og b koefficienter bestemmes i MATLAB, hvor filterets knækfrekvenser og dæmpning benyttes til at bestemme det elliptiske filters koefficienter. Disse koefficienter skriver i C koden for algoritmen, således filtreringen er med henhold til det ønskede filter designet i MATLAB.

De enkelte samples bliver herefter bitskiftet med 5, hvilket svarer til at dividere med 32. Derudover bliver samples kvadreret ved at gange hver sample med sig selv. Afslutningsvis filtreres samples med et moving average filter, hvilket medfører en blødere kurve, som ses på figur 4.11.

Algoritmen er designet og implementeret således, at denne kan detektere, hvis brugeren ikke

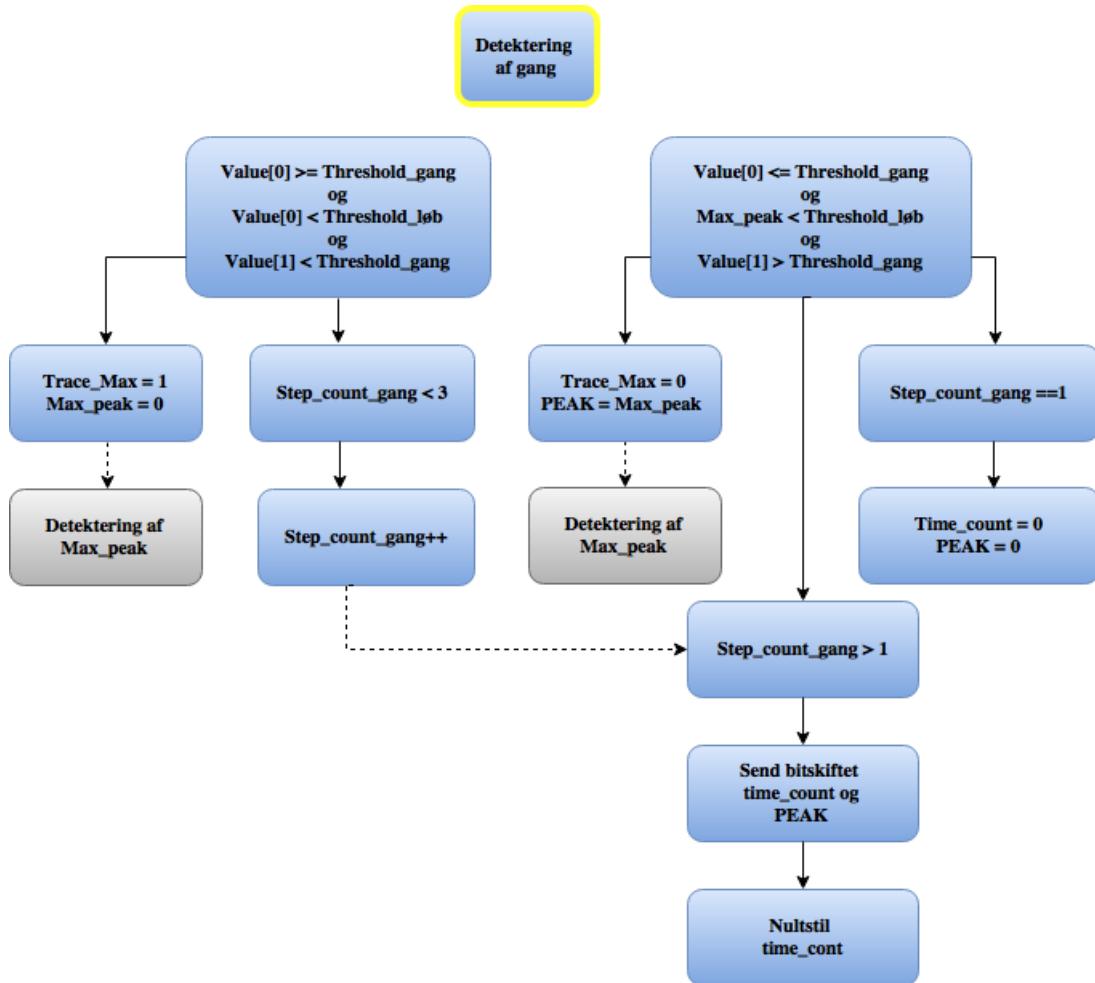
er fysisk aktiv. Denne del af algoritmen fremgår af figur 4.14.



Figur 4.14: På figuren ses flowchartet over den algoritme, som er ansvarlig for detekteringen af ingen fysisk aktivitet. Algoritmen registrerer brugeren som værende ikke-aktiv, når time_count er størrelse end 1428 samples, svarende til 3 sekunder.

Algoritmen detekterer, at brugeren ikke er fysisk aktiv, hvis time counteren opnår et antal samples, som er større end tre sekunders sampling. Hvis dette er tilfældet, bliver de pågældende variabler nulstillet og tæller forfra.

Algoritmen benytter tærskelværdier til at bestemme, hvorvidt brugeren går eller løber. Figur 4.15 viser algoritmens opbygning med henhold til detektering af gang ved brug af tærskelværdier.



Figur 4.15: På figuren ses et flowchart over algoritmen, der detekterer gang. Algoritmen benytter fastsatte tærskelværdier til denne detektering.

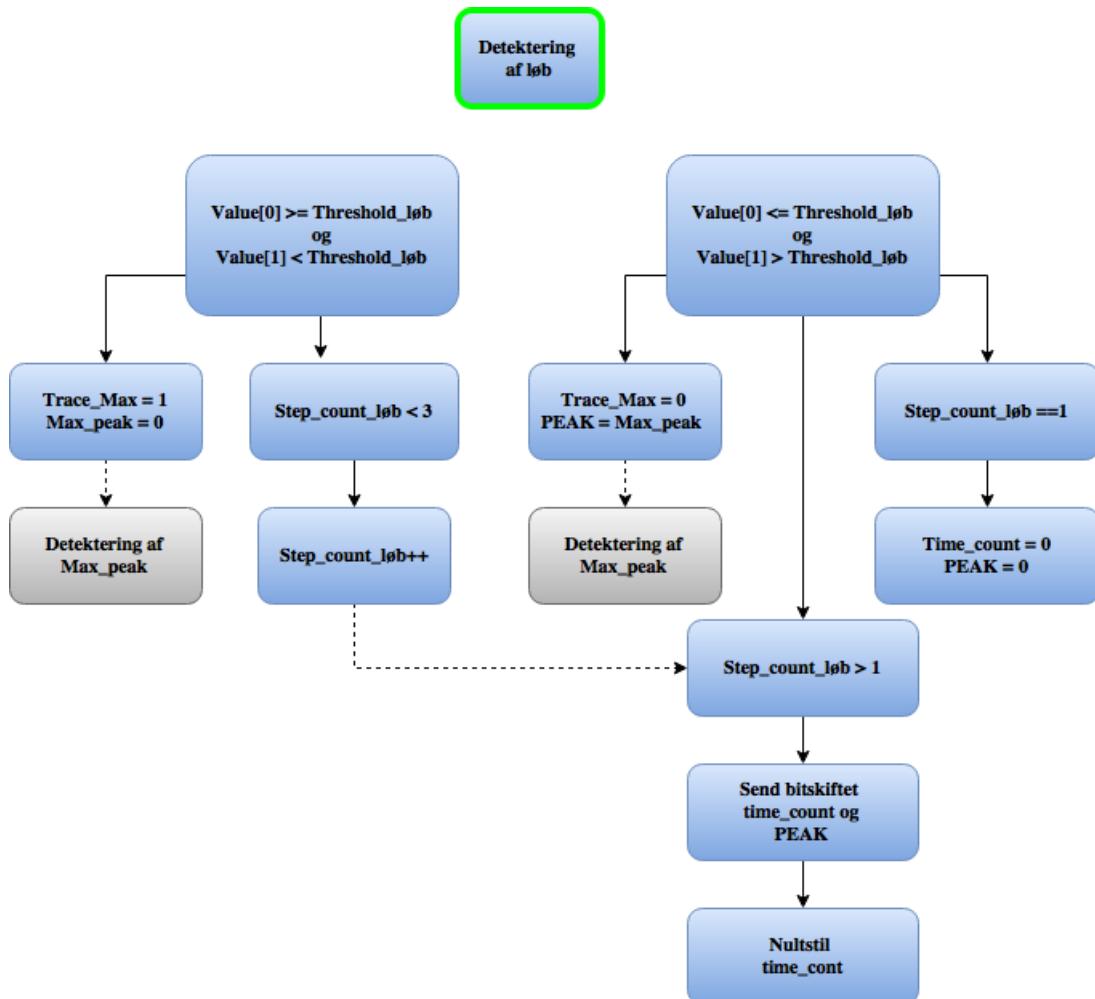
Til venstre på figur 4.15 ses den del, som er ansvarlig for optælling af skridt, hvortil den højre del visualiserer delen, som bestemmer varigheden mellem hælnedslag ved gang. Førend algoritmen kan tælle op på antal skridt for gang, skal amplituden for Value[0] være i intervallet mellem tærskelværdierne for gang og løb. Yderligere skal den foregående sample Value[1] have en værdi, der er lavere end tærskelværdien for gang. Hvis disse tre kriterier er opfyldt, indstilles Trace_Max til at være lig 1. Dette tillader, at algoritmen begynder at finde den maksimale peak, som illustreret på figur 4.12. Ydermere bliver Step_count_gang talt op, indtil denne variabel er maksimalt 3.

Højre del af figur 4.15 repræsenterer den del af algoritmen, som finder varigheden mellem hælnedslag og sender dette gennem BLE. Førend denne del af algoritmen bliver udført, skal Value[0] være mindre end tærskelværdien for gang, og Value[1] skal være over denne tærskelværdi. Yderligere skal det bestemte maksimale peak være mindre end tærskelværdien for løb. Hvis kriterierne opfyldes, bliver det maksimale peak gemt i PEAK, samt algoritmen indstilles således, at denne ikke længere finder et maksimalt peak. Yderligere er det gældende, at hvis der er detekteret ét hælnedslag for gang, bliver henholdsvis time counteren og PEAK nulstillet.

For at bestemme varigheden mellem hælnedslag skal antallet af hælnedslag for gang overstige værdien 1. Under disse omstændigheder bliver time_count og PEAK bitskiftet, hvorefter disse

værdier sendes over BLE. Afslutningsvis nulstilles time counteren.

Algoritmen er desuden i stand til at detektere løb, hvilket også gøres ved brug af tærskelværdier, som det ses på figur 4.16.



Figur 4.16: På figuren ses et flowchart over algoritmen, som detekterer løb. Algoritmen benytter fastsatte tærskelværdier til detektering af løb.

Til venstre på figur 4.16 ses delen, som er ansvarlig for optælling af skridt, hvortil den højre del visualiserer delen, som bestemmer varigheden mellem hælnedslag ved løb. Førend algoritmen kan tælle op på antal skridt for løb, skal amplituden for Value[0] være større end tærskelværdien for løb. Yderligere skal den foregående sample Value[1] have en størrelse, der er lavere end tærskelværdien for løb. Hvis disse to kriterier er opfyldt, indstilles Trace_Max til at være lig 1. Dette tillader, at algoritmen begynder at finde den maksimale peak, som illustreret på figur 4.12. Ydermere bliver Step_count_lob talt op, indtil denne variabel er maksimalt 3.

Højre del af figur 4.16 repræsenterer den del af algoritmen, som finder varigheden mellem hælnedslag og sender dette gennem BLE. Førend denne del af algoritmen bliver udført, skal Value[0] være mindre end tærskelværdien for løb, og Value[1] skal være over denne tærskelværdi. Hvis kriteriet opfyldes, bliver det maksimale peak gemt i PEAK samt algoritmen indstilles således, at denne ikke længere finder et maksimalt peak. Yderligere er det gældende, at hvis der er detekteret ét hælnedslag for løb, bliver henholdsvis time counteren og PEAK

nulstillet.

For at bestemme varigheden mellem hælnedslag skal antal hælnedslag for løb overstige værdien 1. Under disse omstændigheder bliver time_count og PEAK bitskiftet, hvorefter disse værdier sendes over BLE. Afslutningsvis nulstilles time counteren.

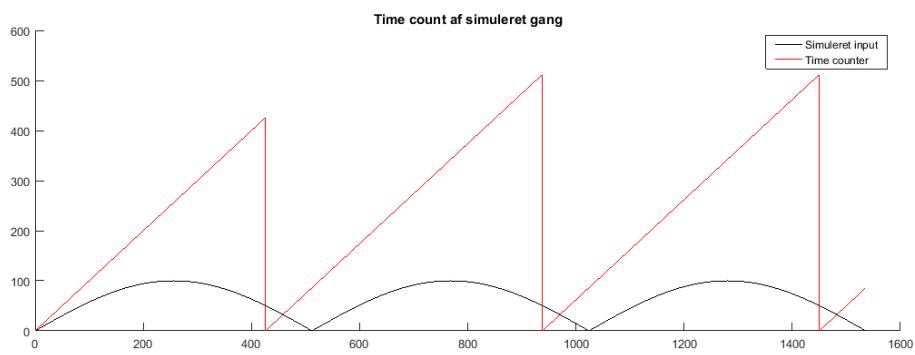
4.6.2 Test

Testen udføres med henhold til de opstillede krav og tilhørende tilladte afvigelser opstillet i afsnit 3.8.7. Kravene beskriver, at algoritmen skal:

- Behandle data fra accelerometret, således hælnedslag fremstår som et markant peak.
- Være i stand til at detektere gang og løb ved brug af tærskelværdier. Det accepteres ingen afvigelse ved detektering af den pågældende aktivitet.

Algoritmens funktioner testes individuelt og samlet. Dette gøres ved at indsænde et simuleret signal, hvis funktion er at agerer som gang, løb eller ingen aktivitet. Det simulerede signal er et absolut sinussignal med varierende amplitude. Amplituden for det simulerede signal afgør, hvorvidt signalet bør agerer som gang, løb eller ingen aktivitet. Et sinussignal er valgt, da dette har grundlæggende samme karakteristik som et eventuelt gang- eller løbesignal. Der ønskes et ideelt signal, som går over og under tærskelværdierne og derved kan aktivere timeren i algoritmen.

Først testes algoritmens time counter, der giver et udtryk for, om algoritmen detekterer gang korrekt. Der indsændes et absolut sinussignal samplet med 512 Hz, en frekvens på 0,5 Hz og en amplitude på 100. Dette resulterede i tre halvbølger med en amplitude på 100 på 1536 samples. Dette kan ses som den sorte kurve på figur 4.17.



Figur 4.17: På figuren ses algoritmen time counter, som tæller op, indtil en sample på det femte pulsslag er under tærskelværdien. Efterfulgt af dette bliver time counter nulstillet og genstartet. Den sorte kurve illustrerer det simulerede gangsignal, og den røde kurve er algoritmen time counter.

Algoritmens time counter starter, når signalet bliver indsendt og nulstilles efter en sample går under tærskelværdien. Heraf kan det ses, at varigheden fra en sample er gået over og under en tærskelværdi til, at en sample igen er gået over og under en tærskelværdi er 512 samples. En af algoritmens funktioner er at frasortere det første detekterede peak og dermed nulstille time counter værdien samt peak værdien.

Den egentlige test vedrørende algoritmens time counter består dermed i at undersøge, om den

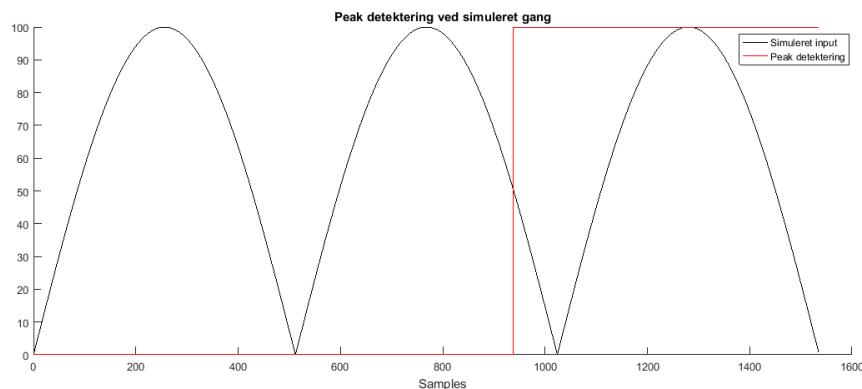
første peak tælles med eller ej i videresendt data. I tabel 4.10 ses der, at selvom den første peak visualiseres i figur 4.17, så medregnet den ikke i de endelige værdier. Disse værdier fås ved hjælp af programmet Realterm, som viser sendt data fra MCUen ved brug af UART.

| Værdi videresendt | Forventet værdi [samples] | Modtaget værdi [samples] |
|-------------------|---------------------------|--------------------------|
| Time counter | Ø - 512 - 512 | Ø - 512 - 512 |

Tabel 4.10: I tabellen ses resultaterne for testen af algoritmens time counter. Ø indikerer, at der ikke er modtaget en værdi. Der forekommer ingen afvigelse mellem de forventede og modtagede antal samples.

Algoritmen er blevet testet på tre halvbølger. Det forventede resultat at varigheden af første peak blev ikke medregnet og videresendt, som et resultat. Algoritmens timer counter fungerer som forventet, og videresender kun det forventede resultat med præcis nøjagtighed. Denne del af algoritmen accepteres og er klar til implementering i det samlede system.

I anden test af algoritmen tjekkes der for, om algoritmen giver korrekt værdi for maks peak detektering. Denne er designet således, at algoritmen ikke skal registrer det første peak i et signal, som førstest test beviste ikke sker. På figur 4.18 ses resultatet af testen.



Figur 4.18: På figuren ses algoritmens funktion til at detektere værdien for det maksimale peak af et simuleret gangsignal. Den sorte kurve er det simulerede signal, og den røde kurve viser algoritmens funktion til detektering af peakværdier. Det ses, at den første peak ikke detekteres, hvilket er grundet algoritmens design. Herefter findes værdien for det andet maks peak, når signalet er gået under tærskelværdien på 50. Da tredje maks peak har samme værdi som anden maks peak, forbliver den røde kurve på samme værdi.

Algoritmens detektering af peak starter, når en sample overskrider en bestemt tærskelværdi, hvilket ikke fremgår tydeligt på figur 4.18. Men algoritmen finder maks peaket, når en sample er under tærskelværdien, hvilket ses ud fra den røde graf. Hvis det første peak detekteres, sættes værdien til nul, således den ikke tælles med. På figur 4.18 kan det ses, at når signalet går under tærskelværdien anden gang, bliver peaket registreret. Den egentlige test vedrørende algoritmens detektering af peaks består dermed i at undersøge hvilke data, der videresendes som resultat, efter et input er kørt igennem algoritmen. Resultatet heraf ses i tabel 4.11, som fås ved hjælp af programmet Realterm, som viser sendt data fra MCUen ved brug af UART.

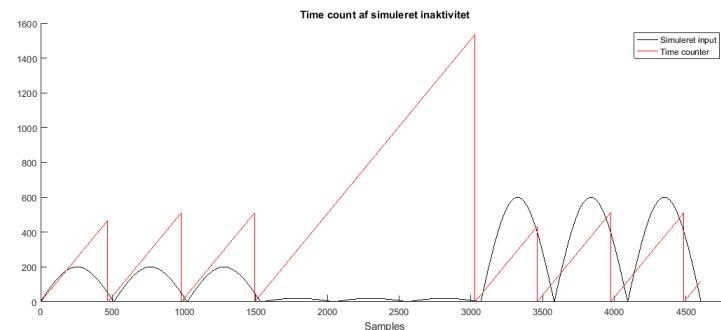
| Værdi videresendt | Forventet output [amplitude] | Output [amplitude] |
|-------------------|------------------------------|--------------------|
| Peak detektering | Ø - 100 - 100 | Ø - 100 - 100 |

Tabel 4.11: I tabellen ses resultaterne for testen af algoritmens peak detektering. Ø indikerer at der ikke er modtaget en værdi. Der forekommer ingen afvigelse mellem de forventede og modtagede peaks.

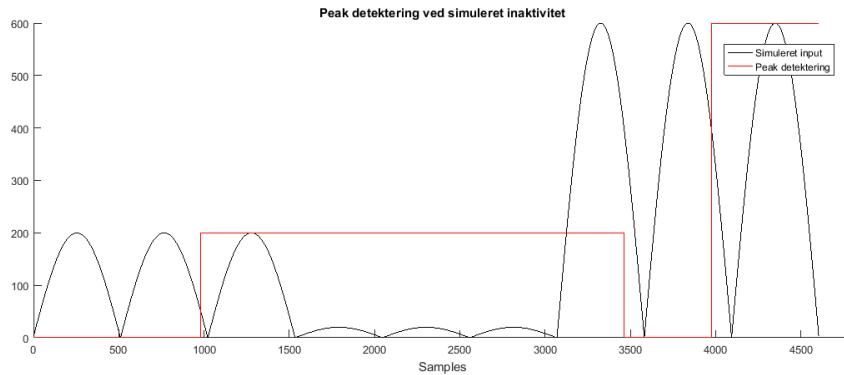
Algoritmen er blevet testet på tre halvbølger, og dermed er det forventede resultat, at peakværdien af det første peak ikke bliver medregnet og videresendt som et resultat. Algoritmens peak detektering fungerer dermed som forventet og videresender amplituderne med en præcis nøjagtighed. Denne del af algoritmen accepteres og er klar til implementering i det samlede system.

Algoritmen for løb blev ligeledes testet med hensyn til funktionaliteten af time counter og peak detektering. Ved denne test blev der indsendt et absolut sinussignal med en højere amplitude, som ville overskride tærskelværdien vedrørende detektering af løb. Resultaterne af disse test medførte resultater af samme nøjagtighed, som ved detektering af gang. Algoritmen bør dermed fungerer optimalt, både til detektering af gang og løb men testet herunder i samlet plots.

Algoritmen bør altså undersøge, hvorvidt data fra accelerometret klarificeres som ingen aktivitet, gang eller løb ved hjælp af tærskelværdier. I testen heraf indsendes et simuleret signal, som først overskrider tærskelværdierne for gang på 50. Herefter forekommer en periode på tre sekunder, hvor hverken gang eller løbs tærskelværdi overskrides, hvorfor time counteren vil nulstille efter tre sekunder uden overskridelse af nogen tærskelværdier. Afslutningsvis indsendes værdier, som overskrider tærskelværdierne vedrørende løb på 400. Herigennem bliver både time count og detektering af peaks testet, hvilket fremgår i figur 4.19 og figur 4.20.



Figur 4.19: På figuren ses algoritmens time counter, som ved detektering på et simuleret gang-, inaktiv- og løbesignal. Den sorte kurve er det simulerede signal, og den røde kurve viser algoritmens time counter af samples. Der ses i midten af figuren, at time counteren nulstilles efter tre sekunder selvom inden tærskelværdier er overskredet. Det er derfor fordelagtigt at smide værdien ud for første detekterede maks peak herefter.



Figur 4.20: På figuren ses algoritmens detektering af peakværdier på simulerede gang-, inaktivitets- og løbesignaler. Den sorte kurve er det simulerede signal, og den røde kurve er detektering af peakværdier.

Resultaterne vedrørende time count på figur 4.19 viser, at i perioden uden nogen aktivitet nulstilles time counteren ikke, før en sample har været over og under en tærskelværdi. Resultaterne vedrørende detektering af peak på figur 4.20 viser, at første værdi tilhørende det første peak samt det første peak efterfulgt fra ingen aktivitet frasorteres. For at klassificere hvorvidt algoritmen omhandlende detektering af ingen aktivitet fungerer efter hensigten, undersøges data, der bliver videresendt som et resultat af perioder uden aktivitet. I tilfælde med et signalinput som ovenstående bør det første peak frasorteres efterfulgt af to værdier. Resultatet fra denne test fremgår i tabel 4.12.

| Værdi videresendt | Forventet værdi | Modtaget værdi |
|------------------------------|-------------------------------|-------------------------------|
| Time counter [samples] | Ø - 512 - 512 - Ø - 512 - 512 | Ø - 512 - 512 - Ø - 512 - 512 |
| Peak detektering [amplitude] | Ø - 200 - 200 - Ø - 600 - 600 | Ø - 200 - 200 - Ø - 600 - 600 |

Tabel 4.12: I tabellen ses resultaterne for testen af algoritmens time counter og peak detektering. Ø indikerer at der ikke er modtaget en værdi. Der forekommer ingen afvigelse mellem de forventede og de modtagede antal samples.

Algoritmen er blevet testet på et simuleret signal, som skulle illustrere en periode uden aktivitet omringet af to perioder med henholdsvis gang og løb. Det forventede resultat for både time count værdien og peakværdien er, at det første peak frasorteres, og første peak efter en periode uden aktivitet frasorteres. Dermed forventes det, at det videresendte data er time count på 512, og amplituder som afspejler signalets design på 200 og 600. Resultatet af det data, som blev modtaget, var som forventet med præcis nøjagtighed, og dermed kan det antages, at algoritmens funktion vedrørende detektering af perioder uden aktivitet fungerer efter hensigten. Denne del af algoritmen accepteres og er klar til implementering i det samlede system.

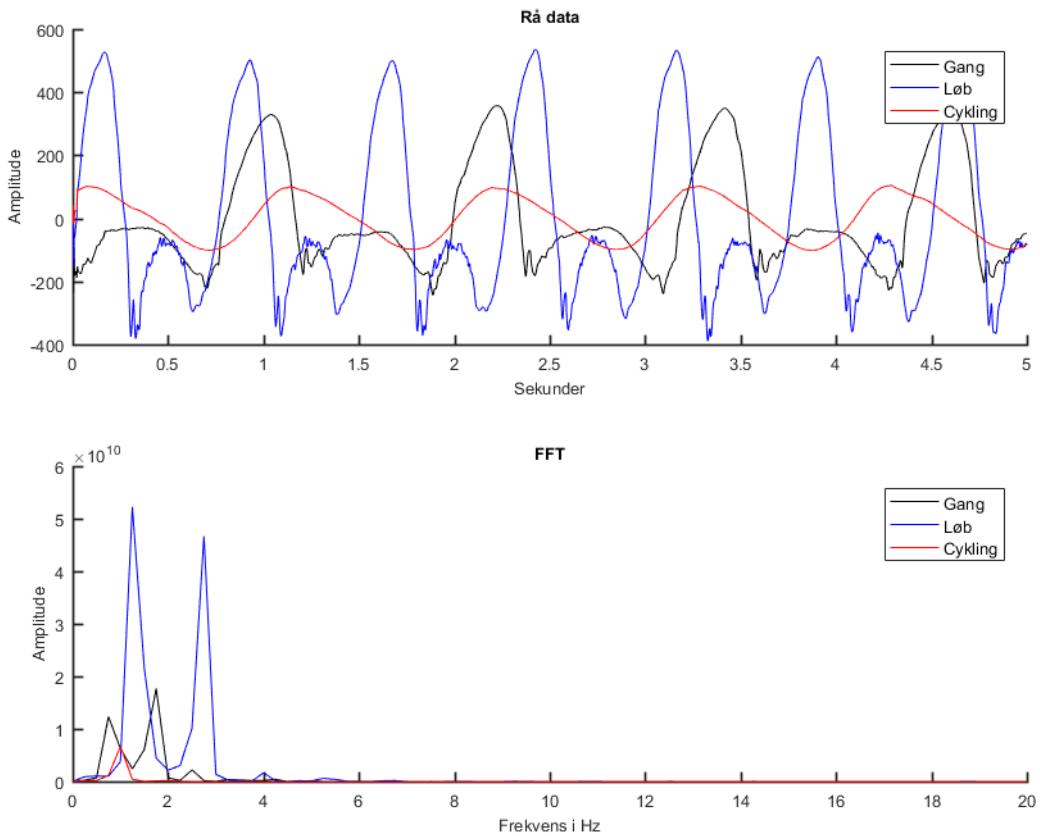
4.7 Algoritme til detektering af cykling

Dette afsnit omhandler design, implementering og test af algoritmen til detektering af cykling. Først designes algoritmen til det specifikke formål, hvorefter den kan implementeres. Afslutningsvist bliver algoritmen testet i forhold til opstillede krav i afsnit 3.8.7.

For at kunne detektere cykling og adskille dette signal fra gang og løb benyttes et gyroskop, som er beskrevet i afsnit 4.4. Signalet herfra skal databehandles, således det opfattes anderledes af GUIen i det samlede system og derved opfanges som aktiviteten cykling.

4.7.1 Design

Data fra gyroskopets z-akse skal signalbehandles, først en algoritme kan detektere cykling og adskille dette fra gang og løb. Første trin i denne signalbehandling er at udføre en FFT over fire sekunders sampling. Dette medfører, at signalets frekvenser og deres tilhørende magnituder kommer til udtryk. I andet trin findes frekvensværdien for den maksimale peak. Amplituden herfra bliver summeret i det tredje trin sammen med amplituderne for ± 1 Hz af den pågældende frekvens med maks peak. Derved fås en amplitudeværdi for maks peak værdien summeret med de to omkringliggende amplitudeværdier. Derudover summeres amplitudeværdierne for FFTen fra 1 til 20 Hz i det tredje trin, som herefter vil blive betegnet som hele FFTen. Resultatet heraf består i en amplitudeværdi for den maksimale peak med omkringliggende værdier, samt en amplitude værdi for hele FFTen. Disse to summeringer benyttes til fjerde og sidste trin, som omregner hvor stor en procentdel den første summering med det højeste peak udgør i forhold til den samlede FFT. Summeringen over den maksimale peak med omkringliggende værdier vil udgøre en stor procentdel af den samlede summering, når signaler fra cykling analyseres. Resultatet af at summeringen udgør en stor procentdel af den samlede energi er, at cykling afspejles som et sinussignal, hvoraf energien befinner sig omkring få frekvenser. Aktiviteterne gang og løb har ikke samme karakteristiske påvirkning af gyroskopet.



Figur 4.21: På figuren ses øverst rå signaler fra gang, løb og cykling optaget med gyroskopets z-akse. Nederst er frekvensdomænet for de nævnte signaler.

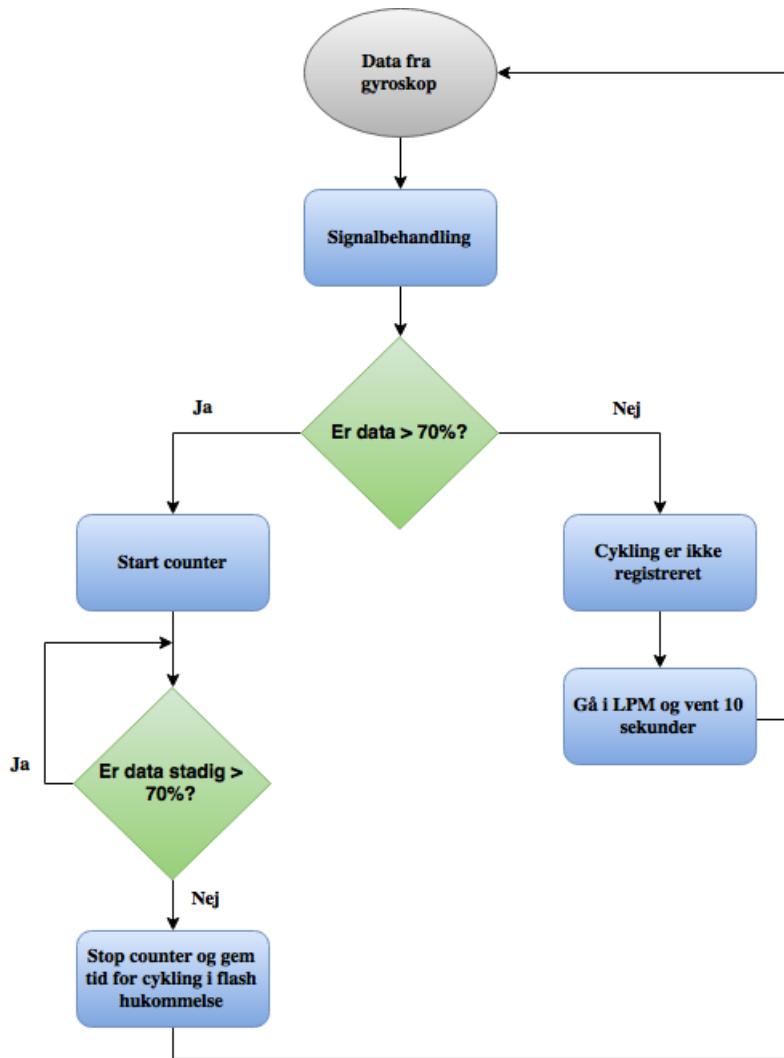
Data fra pilotforsøget er behandlet med ovenstående signalbehandling. Dette er gjort med henblik på fastsættelse af en tærskelværdi som adskiller cykling fra gang og løb. På den øverste graf på figur 4.21 ses de rå signaler fra gyroskopet for aktiviteterne gang, løb og cykling. Som det tydelig ses afspejles cykling tilnærmelsesvis som en sinus, hvorfor dennes energi er centreret omkring få frekvenser. Resultatet af den omtalte signalbehandling ses på den nederste graf på figur 4.21, hvorfaf signal fra gang, løb og cykling er blevet behandlet med en FFT. Hertil ses det også, at energien for gang og løb ikke centrerer sig omkring en enkelt frekvens, men om forskellige frekvenser. Denne spredning af energi kan benyttes til signalgenkendelse og adskillelse af aktiviteterne.

Efter ovenstående signalbehandlingen implementeres signalgenkendelsen, som består af først at finde den maksimale magnitud og den tilhørende frekvens. Resultatet heraf er aktivitetens dominerende frekvens. Herefter summeres værdierne for den maksimale magnitud ved at summere intervallet ± 1 Hz omkring frekvens heraf. Hertil summeres også værdierne for FFT'en fra 1 til 20 Hz. Afslutningsvist bestemmes hvor stor en procentdel summeringen for den maksimale magnitud udgør af summeringen for 1 til 20 Hz.

| Forsøgsperson | Procentdel af totalen for gang [%] | Procentdel af totalen for løb [%] | Procentdel af totalen for cykling [%] |
|---------------|---------------------------------------|--------------------------------------|--|
| F1 | 41,0 | 38,6 | 85,5 |
| F2 | 48,5 | 51,5 | 91,9 |
| F3 | 35,9 | 42,8 | 85,0 |
| F4 | 38,7 | 60,6 | 91,6 |

Tabel 4.13: I tabellen ses det, hvor stor en procentdel de største magnituder udgør af hele frekvensdomænet. Den største procentdel er at finde ved cykling.

Mængden af energi ved den maksimale magnitude er markant større for cykling i forhold til gang og løb, hvilket er illustreret i tabel 4.13. Dette resulterer i, at 84,5% til 91,9% af energien ligger ± 1 Hz omkring den fundne frekvens med den største amplitude. Hvorledes acceleration eller andre hastigheder ved cykling har påvirkning på denne procentfordeling diskuteres i afsnit 5.1. Procentfordelingen bliver ligeledes behandlet for gang og løb for at sikre, at disse ikke har samme spredning i frekvensområdet, hvormed en mulig tærskelværdi til detektering af cykling kan fastsættes. Resultatet heraf viser, at ved gang befinner energien omkring den fundne maks peak sig mellem 35,9% til 48,5% i forhold til det samplede frekvensspektrum. Ved løb befinner energien omkring den fundne frekvens sig mellem 42,8% til 60,5%. Denne forskel benyttes til at adskille cykling fra gang og løb ved at implementere et tærskelværdi på 70%. Summeringen af magnituden omkring den største magnitude skal dermed udgøre 70% for at blive klassificeret som cykling.

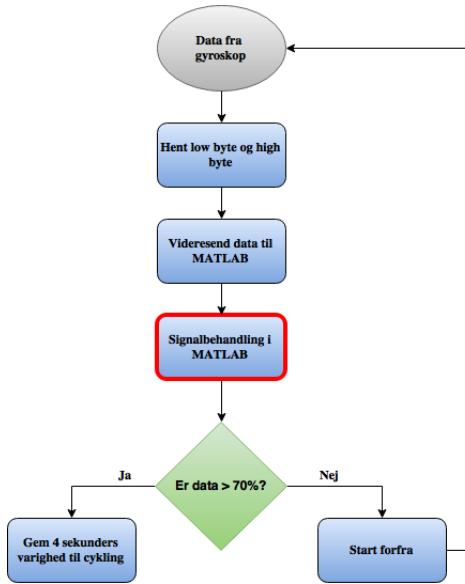


Figur 4.22: På figuren ses et flowchart over de overordnede funktioner for algoritmen til detektering af cykling.

Figur 4.22 repræsenterer algoritmen for detektering af cykling. Hvis cykling detekteres, starter en time count, som stopper når cykling ikke længere detekteres. Når timeren stopper, videresender timeren sin værdi, som repræsenterer tiden hvormed cykling har været detekteret. Hvis cykling ikke detekteres, signalbehandles ny data fra gyroskopet for at tjekke, hvorvidt cykling detekteres.

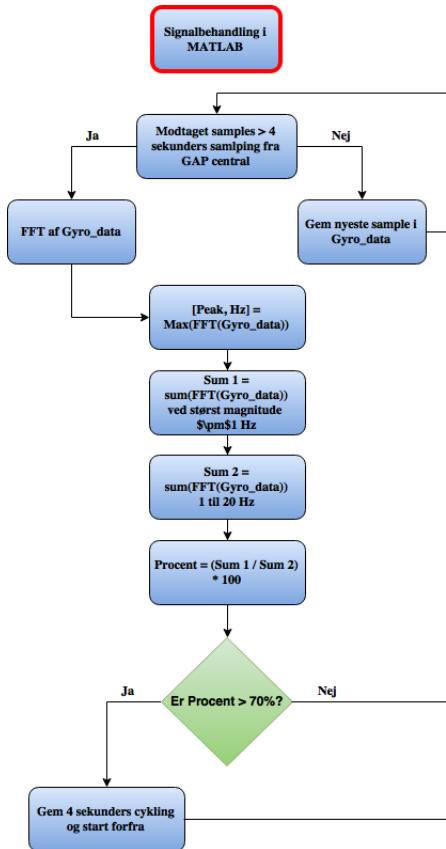
4.7.2 Implementering

Implementeringen af algoritmen for detektering af cykling tager udgangspunkt i data fra pilotforsøget og de designmæssige aspekter, som er beskrevet i afsnit 4.7.1. Algoritmen er designet og implementeret, som det ses på figur 4.23.



Figur 4.23: På figuren ses et flowchart over den implementerede C kode som muliggør detektering af ingen cykling. Den markerede kasse, signalbehandling, indeholder yderligere kodning, som forklaries uddybende efterfølgende.

Algoritmen henter low- og high byte fra ICens gyroskop outputdata, hvorefter hver enkelt sample videresendes til MATLAB. Heri gemmes 4 sekunders data i et array og signalbehandlingen påbegyndes. Resultatet af signalbehandlingen er en procentværdi for det modtagne data. Denne værdi undersøges for at være over eller under tærskelværdien. Hvis resultatet er over 70% summeres fire sekunder til den totale varighed for cykling, hvis ikke startes algoritmen forfra.



Figur 4.24: På figuren ses et flowchart over algoritmens signalbehandling, udført i MATLAB. Koden benytter et antal samples som analyseres for frekvensdomænet. Derefter foretages en vurdering af de maksimale magnituder i forhold til resten af frekvensdomænet.

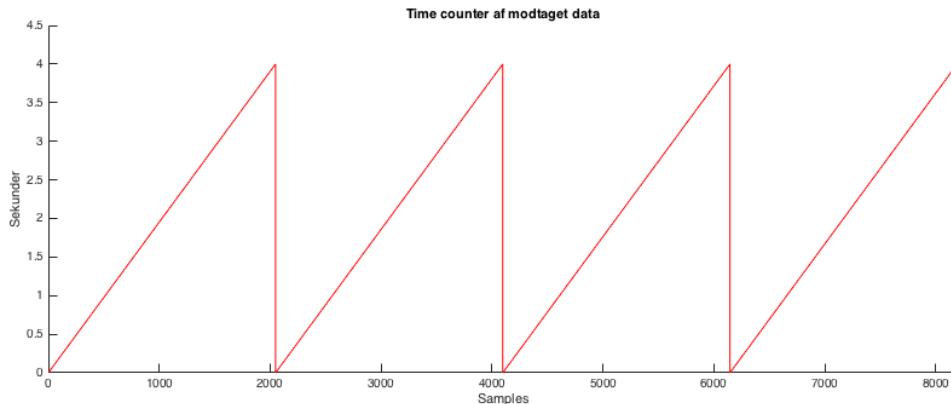
Når MATLAB har modtaget fire sekunders sampling påbegyndes signalbehandlingen af dataet ved brug at formlerne i figur 4.24. Hvis cykling detekteres, bliver en varighed på fire sekunder videresendt til udført cykling i GUI.

4.7.3 Test

Algoritmens funktioner testes individuelt og samlet. Dette gøres for at be- eller afkræfte om algoritmen lever op til de opstillede krav i afsnit 3.8.7, som lyder at algoritmen skal:

- Behandle data fra gyroskopet, således frekvensindholdet fra signalet fremstår.
- Være i stand til at detektere cykling ved procentfordeling af frekvensindhold. Det accepteres ikke, at systemet ikke kan detektere og adskille cykling fra gang og løb.

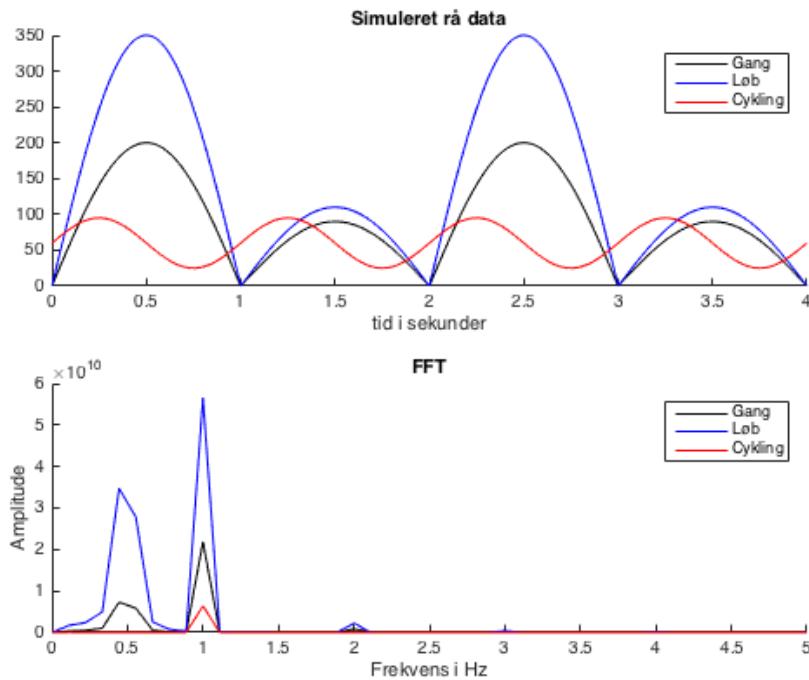
Det første som testes er algoritmes fire sekunders time counter. Måden hvorpå denne testes er ved at plotte resultatet af MATLABs time counter. Det undersøges hvorvidt time counteren tæller op til fire sekunder, når der er modtaget fire sekunders data. Hvis dette er tilfældet skal time counteren nulstilles. Dette testes ved at indsende 2048 samples, hvilket svarer til en fire sekunder med en samplingsfrekvens på 512.



Figur 4.25: På figuren ses algoritmens time counter plottet med rød. Det ses, at time counteren tæller op til fire sekunder og derefter nulstilles og starter forfra.

Som forventet tæller time counteren til 4 sekunder bestående af 2048 samples, hvorefter denne nulstilles.

Den anden test, omhandler hvorledes FFT'en stemmer overens med forventningerne hertil. Der indsendes et sinussignal som skal repræsenterer cykling med en frekvens på 1 Hz. For henholdsvis gang og løb indsendes der et absolut sinussignal med varierende frekvens og amplitude. Forventningen af resultatet bør medføre at energien af det simulerede signal vedrørende cykling er fordelt omkring 1 Hz, og de resterende er spredt over flere. Resultatet af denne test ses illustreret på figur 4.26, hvor de simulerede rå signaler ses på øverste graf, mens FFT'en for signalerne ses på nederste graf.



Figur 4.26: På figurens øverste graf ses de simulerede inputsignaler for gang, løb og cykling. Den nederste graf viser frekvensdomæneanalysen af de pågældende signaler.

Som forventet ses det på figur 4.26, at FFT'en for vedrørende det simulerede signal af cykling centrerer omkring 1 Hz, mens signalerne for gang og løb centrerer omkring 0,5 Hz, 1 Hz

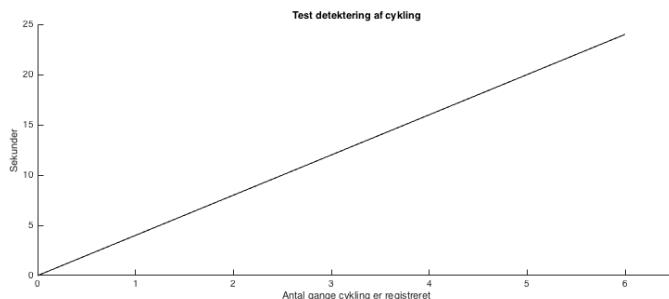
og 2 Hz. Da det er forskelligt om de tre simulerede signaler centrerer sig omkring én eller flere frekvenser forventes det, at spredningen af signalets energi varierer for de tre aktiviteter, hvilket den tredje test vil undersøge. Heraf forventes det at spredningen af energien ved cykling er markant mindre end spredningen af energi ved gang og løb. Som beskrevet i afsnit 4.7.1 forventes minimum 70% af energien ved cykling at være indenfor ± 1 Hz omkring den maksimale peak af FFTen, hvorimod det ved gang og løb forventes at være markant mindre.

| Procentdel af totalen for gang [%] | Procentdel af totalen for løb [%] | Procentdel af totalen for cykling [%] |
|---------------------------------------|--------------------------------------|--|
| 56,85 | 42,46 | 99,28 |

Tabel 4.14: I tabellen ses hvor mange procent den maksimale frekvensmagnitude udgør af 1-20 Hz ved simuleringerne for gang, løb og cykling.

Som det fremgår af tabel 4.14 udgør procentdelen af totalen vedrørende cykling markant mere af den samlede energi end ved gang og løb. Dette bekræfter dermed kravet, at algoritmen bør kunne detektere og adskille cykling fra gang og løb som resultat af procentfordelingen af frekvensdomænet. Dette er tilfældet, hvis data afspejles som det simulerede signal samt data fra pilotforsøget.

Afslutningsvist testes algoritmens funktionalitet omhandlende dets resultat ved behandling af et signal, som overskrider tærskelværdien på 70%. Det undersøges, om der gemmes 4 sekunder til varigheden for udført cykling, som resultat af hver detektering.



Figur 4.27: På figuren ses en lineær graf som viser antallet af sekunder der registrerer cykling, som funktion af antal gange at aktiviteten er detekteret. Hver detektering af cykling giver et output på 4 sekunder for aktiviteten.

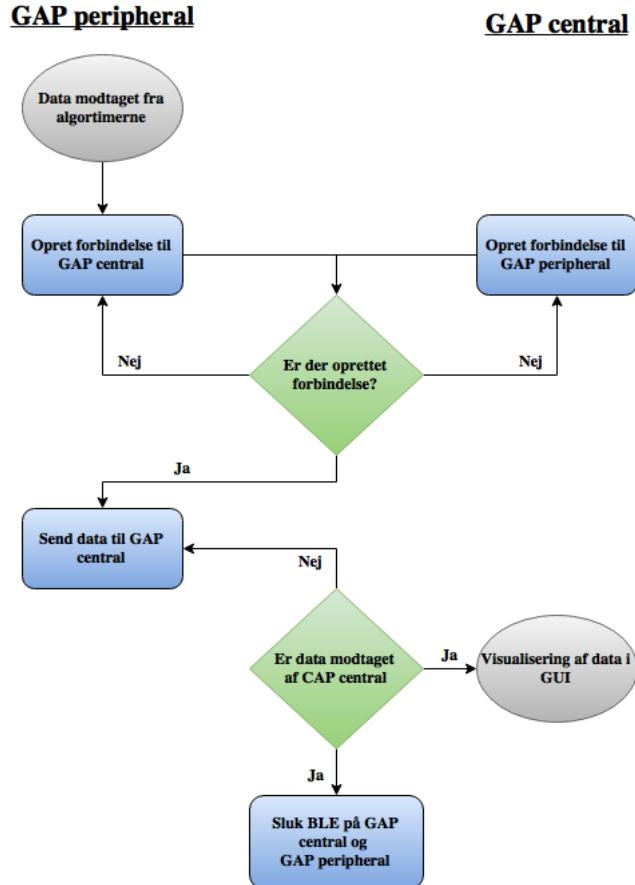
Disse værdier vil blive brugt i GUI til at repræsentere brugerens cyklingsaktivitet. Mens de signaler, som ikke opfattes som cykling, vil blive kasseret, da gang og løb repræsenteres ved hjælp af accelerometerdata som beskrevet i afsnit 4.6.

4.8 Trådløs kommunikation via Bluetooth Low Energy

Dette afsnit gennemgår design, implementering og test af systemets trådløse kommunikation mellem de to benyttede MCUs. Disse designes for at kunne lave et trådløst system, hvorefter det implementeres til algoritmerne. Afslutningsvis testes de opstillede krav, som ses i afsnit 3.8.8

4.8.1 Design

Systemet vil involvere to MCUs, henholdsvis en GAP central og en GAP peripheral. Begge enheder er påført et BLE modul, således dataoverførslen mellem enhederne foregår ved brug af dette. Denne dataoverførsel mellem MCUs er illustreret som pseudokode på figur 4.28.



Figur 4.28: På figuren ses flowchartet for den trådløse kommunikation og dataoverførsel mellem GAP central og GAP peripheral. Indledningsvis forsøges der at oprette forbindelse mellem enhederne, hvorefter dataoverførslen finder sted. Ved fuldendt dataoverførsel bliver BLE modulet for de to enheder sat i dvaletilstand.

Ovenstående pseudokode er bestemmende for, hvorvidt en MCU fungerer som GAP central eller peripheral i et kredsløb. Enheden, som programmeres til GAP central, skal modtage data fra den anden enhed. Ydermere skal GAP central overføre denne data til en computer gennem en USB port, således visualisering i en GUI er muligt.

Før end dataoverførselen er mulig, skal der skabes en forbindelse mellem de to enheder, hvilket ligeledes fremgår af figur 4.28. Hvis ikke dette lykkes, gentages proceduren indtil forbindelsen er oprettet. Systemet vil ikke fortsætte til næste element i pseudokoden, medmindre dataoverførslen har været succesfuld.

4.8.2 Implementering

GAP peripheral er den MCU, der er ansvarlig for dataopsamling, signalbehandling og afsendelse af data til GAP central. Opsætningen af MCUs som henholdsvis GAP central og

GAP peripheral udføres i PSoC Creator, hvor Topdesign af EZ-BLE modulerne er afgørende for rollen i kredsen. Standardkoder fra Cypress' hjemmesider benyttes til indstilling af rollen for MCUs.

PSoC 4200M på GAP peripheral konfigureres således, at det færdigbehandlede data vil blive ført mod EZ-BLE modulet. Denne konfiguration udføres ved at initialisere en UART forbindelse imellem de to mikroprocessorer samt indstille designet af pins i PSoC Creator. Port P3[0] på GAP peripheral 4200M benyttes til UART:RX og port P3[1] til UART:TX. Ydermere konfigureres EZ-BLE modulet til at benytte P1[4] til UART:RX og port P1[5] til UART:TX. Disse konfigurationer sikrer, at der forekommer en dataoverførsel fra PSoC 4200M og videre til EZ-BLE, hvorfra dataene kan sendes til GAP central. [89]

GAP central skal konfigureres således, at denne kan modtage data og herefter overføre dette til en computer gennem USB porten. I denne konfiguration benyttes ligeledes til 4200M port P3[0] til UART:RX og port P3[1] til UART:TX og til EZ-BLE ligeledes port P1[4] til UART:RX og port P1[5] til UART:TX.

4.8.3 Test

Den trådløse kommunikation BLE testes for at undersøge rækkevidden af denne kommunikation. Testen udføres med henhold til de opstillede krav og tilhørende tilladte afvigelser opstillet i afsnit 3.8.8. Kravene til den trådløse kommunikation er, at den trådløse kommunikation skal:

- Være i stand til at sende data indenfor en rækkevidde på 3 meter. Der accepteres ikke en kortere rækkevidde.

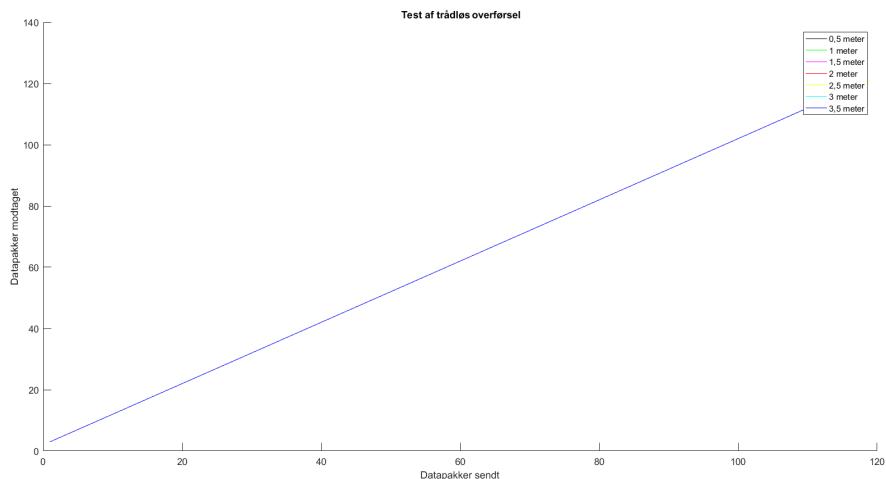
I testen undersøges rækkevidden for den trådløse kommunikation ved, at GAP peripheral bliver sat til at videresende datapakker, som GAP central skal modtage alle af. Hvis dataoverførslen er nøjagtig, vil der ikke mangle nogle pakker. Dette vil blive illustreret igennem MATLAB, hvori en nøjagtig overførsel vil medføre en fuldstændig lineær kurve. Hvis datapakker er gået tabt, vil illustrationen af antal modtagne pakker varierer fra antal sendte pakker med stor hældning, og den kurven vil ikke være lineær. Denne test udføres med forskellig afstand mellem GAP peripheral og GAP central, hvorfra den maksimale afstand for succesfuld dataoverførsel vil komme til udtryk.

Datapakkerne i denne test sendes fire gange i sekundet, og resultaterne bliver opsamlet igennem 30 sekunder. Der skabes forbindelse mellem GAP peripheral og GAP central, hvor antallet af modtagne datapakker optages igennem RealTerm. Derfra konverteres det fra hex til decimaltal, hvormed data kan plottes i matlab.

| Afstand [m] | Tabte datapakker |
|-------------|------------------|
| 0,5 | 0% |
| 1 | 0% |
| 1,5 | 0% |
| 2 | 0% |
| 2,5 | 0% |
| 3 | 0% |
| 3,5 | 0% |
| 4 | 100% |

Tabel 4.15: I tabellen ses sammenhængen mellem antal tabte datapakker omregnet til procent og afstanden mellem GAP peripheral og GAP central.

Testresultaterne i tabel 4.15 viser, at med en afstand på mere end 3,5 meter kan GAP peripheral og GAP central ikke opretholde kontakten. Dette fremgår ligeledes af figur 4.29, hvor der ses, at antallet af sendte og modtagende pakker har en lineær sammenhæng op til 3,5 meter.



Figur 4.29: På figuren ses et grafisk plot af forholdet mellem antal sendte pakker sammenholdt med antal modtagne datapakker.

Alle datapakker op til 3,5 meter blev modtaget, hvorfor der ikke forekommer udsalg på figur 4.29. På figuren ses kun den blå kurve, da de andre ligger bag denne, eftersom disse ligeledes ikke har mistet nogle datapakker og ligger på samme linje. Hvis afstanden mellem GAP peripheral og GAP central overskridt 3,5 meter, afbrydes forbindelsen og datapakkerne bliver ikke sendt.

Kravet om, at data mellem de to MCUer udelukkende skal sendes med trådløs kommunikation i form af BLE, er dermed muligt at opfylde. Den trådløse kommunikation mellem systemets enheder overholder kravet vedrørende afsendelse og modtagelse af korrekt data inden for 3 meters afstand. Kravet vedrørende tab af data heraf overholdes ligeledes, da datapakker først går tabt over 3,4 meters afstand.

4.9 Grafisk bruger interface

Dette afsnit omhandler design, implementering og test af GUI til visualisering af de udførte aktiviteter. Først designes GUIen til det specifikke formål ud fra dets kravspecifikationer, hvorefter denne kan implementeres. Afslutningsvist bliver GUI testet i forhold til opstillede krav, som beskrevet i afsnit 3.8.9.

4.9.1 Design

GUI benyttes i dette projekt til at motivere børn til en mere aktiv hverdag. Dette gøres ud fra afsnit 2.3, hvor det beskrives, at børn motiveres gennem succesoplevelser. GUI designes med henblik på at give børnene et overblik over, hvor lang tid de har udført en given aktivitet, og hvor mange point de har optjent som følge af dette. Pointene vægtes ud fra aktivitetstypen og varigheden heraf.

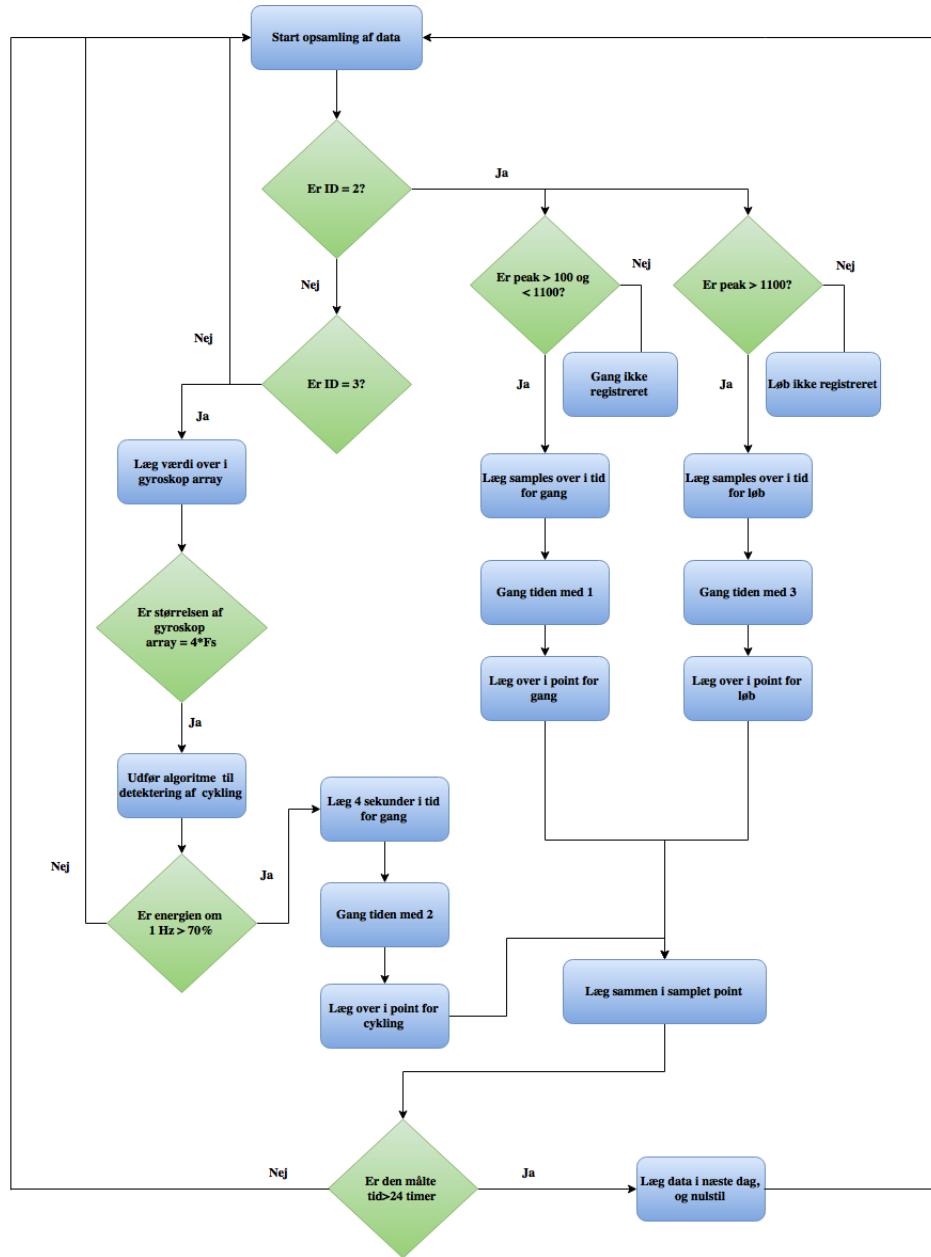
Data fra gyroskopet sendes til MATLAB som tre bytes. Først sendes en identifikation (ID) på én byte, og derefter gyroskopdata i en pakke bestående af lowbyte og highbyte. Arrayet af data, som modtages fra gyroskopet, er dermed: [ID gyroskopdata(lowbyte) gyroskopdata(highbyte)]. Data fra accelerometeret sendes som i alt fem bytes. Først sendes et ID på én byte, hvorefter tiden mellem to peaks sendes som en pakke bestående af lowbyte og highbyte og til sidst peakvaerdien i en pakke, ligeledes bestående af lowbyte og highbyte. Arrayet af data fra accelerometeret er dermed: [ID tid(lowbyte) tid(highbyte) peak(lowbyte) tid(highbyte)]. Den første byte i begge arrays er altså et ID, som angiver hvorvidt dataet kommer fra accelerometeret eller gyroskopet, som det ses på figur 4.30. IDet for accelerometeret er 2, mens IDet for gyroskopet er 3.

Hvis MATLAB registrerer accelerometerets ID, findes peakvaerdien til detektion af gang og løb, som en pakke bestående af tredje og fjerde byte i arrayet. Peakvaerdien gør, at gang og løb kan adskilles og informerer dermed om, hvilken aktivitet tidsvariablen skal lægges til. På fjerde og femte plads findes en pakke af tidsenheden, som er resultat af varighed siden sidst detekterede peak. Er peakvaerdien mellem 50 og 400 skal varigheden lægges i tidsvariablen for gang, og er den lig med eller over 400, skal den lægges over i tidsvariablen for løb.

Registreres gyroskopets ID, som den første byte, påbegyndes databehandlingen for pakken bestående af anden og tredje byte. Denne databehandling foregår i MATLAB, som beskrevet i afsnit 4.7. Giver resultatet af en værdi over 70%, overføres fire sekunder til tidsvariablen for cykling til GUIen.

Hver aktivitet belønnes forskelligt, da cykling og løb har højere intensitetsniveau end gang. Herved stiger pulsen igennem disse aktiviteter, hvilket giver et andet fysiologisk udbytte end ved lav puls. Derfor omregnes tiden til point ved at multiplicere tiden for løb med 3, for cykling med 2 og for gang med 1.

Pointene visualiseres i GUI ud for den enkelte aktivitet, hvorved barnet kan se, hvor mange point vedkommende har opnået ved udførelse af hver aktivitet igennem en hel dag. For at give barnet bedre visualisering af udført aktivitet over en periode summeres pointene for hver dag og plottes i en graf. Pointene vises grafisk via tre søjler for hver aktivitet i individuelle farver, hvormed barnet yderligere kan se, hvor stor en del hver aktivitet har udgjort af dagens totale point.



Figur 4.30: På figuren ses et flowchart, der gennemgår hvorledes resultaterne fra de forskellige algoritmer behandles af GUI.

4.9.2 Implementering

GUI implementeres ved at skabe en figur i MATLAB, hvori brugerens tid og point printes i en tabel for hver aktivitet. Derudover fremkommer en tabel, som visualiserer dagens samlede aktiviteter. Hertil plottes et sjølediagram over brugerens point for dagen, som plottes i tre forskellige sjøler og farver alt efter aktiviteten.

Programmet starter idet der trykkes 'run' i MATLAB, hvorved indhentning af data fra mikrokontrolleren begynder. Programmet benytter, ved hjælp af if løkker, IDet for data til at adskille accelerometerdata og gyroskopdata. Er den første byte 2 i det indhentede array, registreres mikrokontrollerens data som værende accelerometerdata. Den anden og tredje byte i arrayet er en repræsentation af en pakke for hvor mange samples der er mellem hvert peak.

Denne skal omregnes til minutter og lægges over i tidsvariablen for den pågældende aktivitet. Omregning udføres som det ses i ligning (4.7). Den fjerde og femte byte angiver peakværdien, hvilken indikerer om aktiviteten er gang eller løb.

Er den første byte i arrayet 3, registreres mikrokontrollerens data som værende gyroskopdata. Den anden og tredje byte repræsenterer en pakke i arrayet, som lægges over i et nyt array, der behandles som beskrevet i afsnit 4.7. En tidsvariabel på fire sekunder lægges derefter over i cykling, hvis databehandlingen viser at energien omkring den maksimale peak summeret fra ± 1 Hz er over 70%.

$$Tidsvariabel = \frac{Samples}{Samplingsfrekvens} \cdot 0,016667 \quad (4.7)$$

Tidsvariablen fra ligning (4.7) benyttes til at udregne point for aktiviteterne. Dette gøres ved at multiplicere med de tidligere nævnte værdier opnået som følge af aktivitetstypen. Dette ses i ligning (4.8).

$$Pointvariabel = Tidsvariabel \cdot Aktivitetspoint \quad (4.8)$$

Tidsvariablen og pointvariablen for de enkelte aktiviteter lægges over i forskellige static text felter. Disse tilhører henholdsvis point og tid for de tre forskellige aktivitetstyper. Ydermere er der to forskellige static text, hvor der i den ene samles tidsvariablerne for hele dagen, og i den anden samles point opnået gennem hele dagen.

Der implementeres et sjølediagram med faste axis værdier, hvor data plottes. I denne samles point fra gang, løb og cykling, som plottes ved siden af hinanden med forskellige farver. Dette gør det muligt at se, hvilke aktiviteter der er udført, og hvor mange point de summeret giver for en dag. I programmet er der aktiveret en timer, som gør det muligt at skifte til en ny dag efter 24 timer. Ved begyndelse på en ny dag nulstilles alle variabler, og der plottes i den næste dag.

Afslutningsvist kan programmet stoppes ved at der trykkes 'Q' på tastaturet. Herved stoppes dataindhentningen og optællingen af aktivitetstid samt tilhørende point, hvorfor figuren fryses og derefter lukkes.

4.9.3 Test

Testen udføres på baggrund af de opstillede krav og tilhørende tilladte afgivelser opstillet i afsnit 3.8.9, som beskriver, at GUIen skal:

- Kunne visualisere tidsforbruget og point opnået ved henholdsvis gang, løb og cykling.

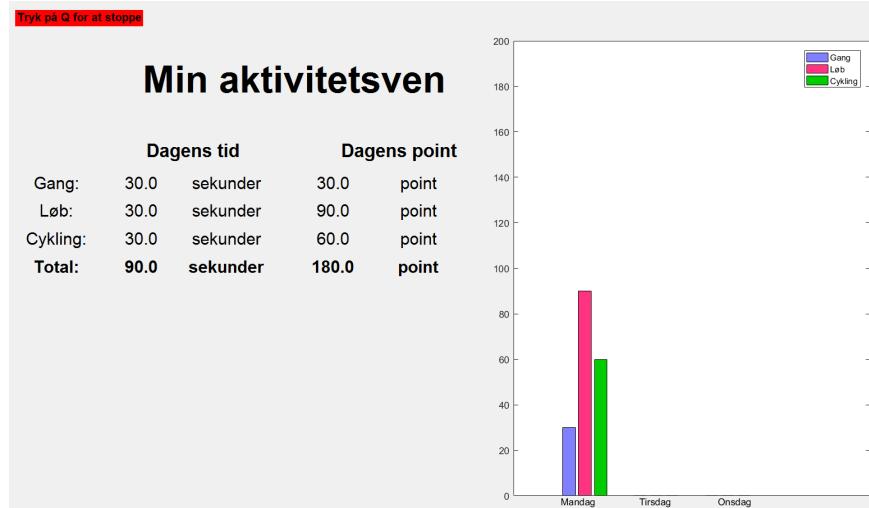
Testen udføres ved at indsænde kendte værdier, hvoraf hver aktivitet kan testes individuelt i forhold til multiplikation som følge af aktivitetstype. Igennem testen indsædes et datasæt med simuleret input fra algoritmen, som skal ramme tærskelværdien og derved optælles som de forskellige aktiviteter. For gang indsædes [2 473(lowbyte) 473(highbyte) 1050(lowbyte) 1050(highbyte)], for løb indsædes [2 473(lowbyte) 473(highbyte) 1150(lowbyte) 1150(highbyte)] og for cykling indsædes [3 (simuleret_sinus)(lowbyte) simuleret_sinus(highbyte)]. Gang og løb simuleres samtidig med et sekunds delay gennem forskellige arrays fra PSoC. Den simulerede sinus laves i MATLAB, hvorfra det direkte benyttes i GUI. Alt det simulerede data indsædes i MATLAB, hvor det hver har en varighed af 30 sekunder.

Resultatet af GUIs design medfører, at forskellige aktivitetsformer bidrager til en forskellig mængde point grundet multiplikationsfaktoren, hvilket kan ses i ligning (4.8). Resultatet af

at sende de simulerede data gennem GUI ses i tabel 4.16 og på figur 4.31. Derudover lægges point for de forskellige aktiviteter i et sjølediagram, hvilket ligeledes kan ses på figur 4.31.

| Aktivitet | Forventet antal point | Optalt antal point |
|-----------|-----------------------|--------------------|
| Gang | 30 | 30 |
| Løb | 30 | 30 |
| Cykling | 30 | 30 |

Tabel 4.16: I tabellen ses sammenhængen mellem forventede antal point og optalt antal point som resultat af den indsendte simulerede data.



Figur 4.31: På figuren ses et udklip af GUI, hvor en simulering af aktiviteterne gang, løb og cykling visualiseres. Aktiviteternes samlede antal point og udført varighed ses på figuren.

Efterfulgt af design, implementering og test af GUI kan det konkluderes, at denne opfylder kravene heraf. GUI er i stand til at visualisere tidsforbruget samt antal opnåede point for alle aktiviteterne. GUI opdaterede kontinuert i testen hver gang et nyt input bliver indsendt, hvoraf kravet vedrørende opdatering af GUI mindst hvert femtende minut ligeledes er opfyldt.

4.10 Det samlede system

Dette afsnit omhandler test af det samlede system, hvis design og implementering består af indholdet fra de forrige blokke. Designet af det samlede system har til formål at opfylde de specifikke krav i afsnit 3.8.10.

Det samlede system består en række blokke, som tidligere er blevet designet, implementeret og testet for, hvorvidt disse blokke opfylder deres krav. Det fremgår af testene, at de separate blokke overholder de opstillede krav. Det samlede system sammensættes af hver enkelt blok og implementeres, som det fremgår af figur 4.1.

4.10.1 Test

Testen udføres med henhold til de opstillede krav og tilhørende tilladte afvigelser opstillet i afsnit 3.8.10. Kravene beskriver, at det samlede system skal:

- Kunne detektere aktiviteterne gang, løb og cykling ved brug af gyroskop og accelerometer. Der accepteres ikke brug af andre sensorer.
- Kunne lave automatisk adskillelse af gang, løb og cykling ved hjælp af algoritmer. Der accepteres en afvigelse på 10% i forhold til fejlurdering af aktivitet og varighed.
- Kunne detektere puls ved brug af en pulssensor og tilhørende algoritme samt derefter kategorisere intensiteten af en given aktivitet. Der accepteres en pulsafvigelse på 10%.
- Videresende signaler til en ekstern enhed ved hjælp af BLE. Der accepteres ikke andre trådløse kommunikationsformer.
- Besidde batterilevetid for en hel dag svarende til 15 timer. Der accepteres ikke en batterilevetid på mindre end 15 timer.
- Repræsentere varigheden og pointfordelingen af en given aktivitet i GUI. Der accepteres ikke en anden form for visualisering.

Kravet om registrering af puls vil ikke blive opfyldt, da pulssensoren ikke indgår i det samlede system, se afsnit 4.5. Det første krav om brug af accelerometer og gyroskop er opfyldt, da disse sensorer netop er valgt til formålet. Derudover er systemet designet til at sende via BLE, og en GUI bliver anvendt til datavisualisering. Derved overholdes disse krav også på forhånd.

Formålet af testen af det samlede system er altså at undersøge, hvorledes de resterende krav overholdes. Det samlede systems funktionalitet testes ved først at opsætte softwaren på ICen og GAP peripheral ved brug af programmet PSoC. Derefter skal ICen sammensættes med MCUen samt en spændingsforsyning til begge enheder og påsættes på en forsøgsperson. GAP central tilkobles en computer, hvorved denne MCU modtager signaler fra GAP peripheral som sendes ind i computeren. GAP peripheral kommunikerer trådløst ved hjælp af BLE med GAP central, hvorfed data fra GAP central illustreres i en GUI. Den perifere opsætning og montering fremgår af figur 4.32.



Figur 4.32: På figuren ses henholdsvis opsætningen af det endelige system på en forsøgsperson samt det samlede system taget ud fra opsætningen. Der ses, at EZ_BLE modulet er frit tilgængeligt i bunden til venstre i selve opsætningen.

Ved test af det samlede system skal en forsøgsperson udføre tre aktiviteter: gang med 4,8 km/t,

løb med 11,3 km/t og cykling med 20,9 km/t. Hver aktivitet skal udføres i 60 sekunder, og dataopsamlingen skal påbegyndes, når forsøgspersonen vurderer at have en homogen cyklus. Forinden tages en 60 sekunders måling, hvor forsøgspersonen står stille på løbebåndet. Det antages, at GUIen herved ikke vil optage nogen aktivitet. Fremgangsmåden for første test af systemet med gang ses herunder:

- GAP central og peripheral skal opdateres med korrekt algoritme på begge 4200M og EZ_BLE mikroprocessorer.
- GAP peripheral med IC og en spændingsforsyning skal placeres proximalt for den laterale malleolus.
- GAP central kobles til en PC.
- Forsøgspersonen skalstå oprejst med ret ryg, kigge ligeud og fødderne placeret parallelt på løbebåndet under 60 sekunders måling uden fysisk aktivitet.
- Herefter indstilles løbebåndet til en hastighed på 4,8 km/t. Forsøgspersonen går på løbebåndet indtil en homogen cyklus er opnået.
- Et stopur startes samtidig med GUI, hvorved datastreaming fra GAP peripheral visualiseres på PCen.
- Dataopsamlingen skal foregå i 60 sekunder ifølge stopuret, hvorefter der trykkes på Q i MATLAB. Dette fryser figuren, således værdierne ved 60 skunder kan aflæses.
- Målingen stoppes.

Denne fremgangsmåde gentages to gange, hvor anden test er for detektion af løb og tredje test er for detektion af cykling. Forsøgspersonen sidder dog på en motionscykel under detektion af cykling. Resultatet fra denne test fremkommer som en fordeling af aktiviteter på GUIen, som ikke bør opfange aktivitet under målingen, hvor der ikke udføres en fysisk aktivitet.

Resultatet fra de forskellige tests ses i tabel 4.17

| Udført aktivitet | Forsøgsperson | Detektion af gang [Sekunder] | Detektion af løb [Sekunder] | Detektion af cykling [Sekunder] | Afvigelse i detektion af aktivitet [%] | Afvigelse i detektion af varighed [%] |
|------------------|---------------|------------------------------|-----------------------------|---------------------------------|--|---------------------------------------|
| Gang | F1 | 39,9 | 1,1 | 0 | 2,76 | -33,5 |
| | F2 | 40,6 | 0 | 0 | 0 | -32,3 |
| | F3 | 39 | 2 | 0 | 5,13 | -35 |
| | F4 | 39,7 | 1,6 | 0 | 4,03 | -33,8 |
| | F5 | 40,8 | 0 | 0 | 0 | -32 |
| Løb | F1 | 1,2 | 39,9 | 0 | 3,01 | -33,5 |
| | F2 | 1,8 | 39 | 0 | 4,62 | -35 |
| | F3 | 0 | 40,8 | 0 | 0 | -32 |
| | F4 | 0,4 | 40,4 | 0 | 0,99 | -32,6 |
| | F5 | 0 | 40,6 | 0 | 0 | -32,3 |
| Cykling | F1 | 0 | 0 | 40 | 0 | 33,3 |
| | F2 | 0 | 0 | 40,1 | 0 | -32,3 |
| | F3 | 0 | 0 | 40 | 0 | -33,3 |
| | F4 | 0 | 0 | 40 | 0 | -33,3 |
| | F5 | 0 | 0 | 36 | 0 | -40 |

Tabel 4.17: I tabellen ses resultaterne fra de tre tests af det samlede system. Derudover er afvigelsen for hver detektion af fysisk aktivitet blevet udregnet.

Der ses i tabel 4.17, at GUIen optager mest gangsignal under gang, mest løbesignal under løb og udelukkende signal for cykling, når forsøgspersonen cyklede. Ved målingen hvor der ikke blev udført en aktivitet blev der ikke detekteret nogen aktivitet i GUIen. Dette fremgår imidlertid ikke i tabel ??.

Overordnet for detektningen af alle de forskellige aktiviteter lå den største afvigelse på 5,13%. Dermed overholder systemet kravet om, at der må være en maksimal afvigelse på 10% i forhold til detektion af aktivitet. Der ses dog også i tabel 4.17, at GUIen detekterer cirka

40 sekunders data *pm1* sekund, selvom dataopsamlingen varer i 60 sekunder. Dette giver en maksimal afvigelse på 33,8%. Årsagen til, at systemet tilsyndeladende ikke sampler en tredjedel af signalet, vil blive forklaret og diskuteret i afsnit 5.1. Systemet overholder dermed ikke kravet om, at der må være en maksimal afvigelse på 10% i forhold til fejlvurdering af varighed.

Der foretages yderligere en test af systemet, hvor forsøgspersonerne først skal forsøge at gå ved en bestemt hastighed og derefter løbe ved samme hastighed. Derved testes systemet ved en hastighed, som både kan være gang og løb for at undersøge dets reaktion herfra. Fremgangsmåden for dette forsøg fremgår herunder:

- GAP central og peripheral skal opdateres med korrekt algoritme på begge 4200M og EZ_BLE mikroprocessorer.
- GAP peripheral med IC og en spændingsforsyning skal placeres proximalt for den laterale malleolus.
- GAP central kobles til en PC.
- Forsøgspersonen skal forsøge at gå på løbebåndet med 8 km/t.
- Når en homogen cyklus er opnået, startes et stopur samtidig med GUI, hvorefter datastreaming fra GAP peripheral visualiseres på PCen.
- Dataopsamlingen skal foregå i 60 ifølge stopuret, hvorefter der trykkes på Q i MATLAB. Dette fryser figuren, således værdierne ved 60 sekunder kan aflæses.
- Målingen stoppes.

Denne fremgangsmåde testes yderligere, hvor forsøgspersonen skal løbe ved samme hastighed. 8 km/t er valgt på baggrund af pilotforsøget samt litteratur. I pilotforsøget skiftede hver forsøgsperson fra gang til løb under hastighedsstigningen mellem 8 og 10 km/t. Derudover hævder litteratur, at 4 miles per hour (mph) svarer til rask gang mens 6 mph er langsomt løb. 5 mph er cirka 8 km/t, hvilket understøtter valget af hastigheden, da denne må ligge mellem gang og løb. [110] Resultatet fra denne test ses i tabel 4.18

| Udført aktivitet med 8 km/t | Forsøgsperson | Detektion af gang [Sekunder] | Detektion af løb [Sekunder] | Detektion af cykling [Sekunder] | Afvigelse i detektion af aktivitet [%] | Afvigelse i detektion af varighed [%] |
|--------------------------------|---------------|---------------------------------|--------------------------------|------------------------------------|---|--|
| Gang | 1 | 36,3 | 4,3 | 0 | 11,85 | -39 |
| | 2 | 31,1 | 9,9 | 0 | 31,83 | -48,2 |
| | 3 | 2,3 | 38,3 | 0 | 94,3 | -96,2 |
| | 4 | 4 | 36,7 | 0 | 90,17 | -93,3 |
| | 5 | 0,4 | 40,4 | 0 | 99,02 | -99,3 |
| Løb | 1 | 0,8 | 40 | 0 | 2 | -33,3 |
| | 2 | 0,9 | 40 | 0 | 2,25 | -33,3 |
| | 3 | 2,3 | 38,6 | 0 | 5,96 | -35,6 |
| | 4 | 0,2 | 40,7 | 0 | 0,49 | -32,2 |
| | 5 | 0,9 | 40,2 | 0 | 2,24 | -33,0 |

Tabel 4.18: I tabellen ses resultaterne fra en test, hvor forsøgspersonerne skulle henholdsvis gå eller løbe ved samme hastighed. Der ses yderligere, at afvigelserne ved en mellemting mellem gang og løb er betydeligt mere signifikante, end ved klar gang eller løb. Dette går især ud over detektion af aktiviteten gang.

Der ses i tabel 4.18, at når tempoet for aktiviteten ikke er klar gang eller løb for forsøgspersonen, så vil den procentvise fordeling stige meget drastisk for gang data. Dette grunder i, at 8 km/t vurderes som værende meget rask gang fra hver forsøgsperson. Derfor vil g påvirkningen af accelerometerets y-akse også blive påvirket med mere kraft end ved langsom gang. Der ses, at forsøgsperson 1 og 2 har lavere afvigelse for gangsignalet end forsøgsperson 3 til 5. Dette kan skyldes, at forsøgsperson 1 og 2 er mænd mens 3 til 5 er kvinder, hvor

mændene er højere end kvinderne, og derved har længere ben og muligvis en anden gangart end kvinderne. Dette diskutes ligeledes i afsnit 5.1.

Afslutningsvis testes spændingsforbruget af den eksterne spændingsforsyning, som beskrevet i afsnit 4.1. Dette gøres nu, da en test heraf kræver, at systemet er samlet og under brug for at give en mere realistisk måling. Testen foregik således, at den eksterne spændingsforsyning fik udskiftet batterier og herefter målt outputspændingsniveauet. Efterfølgende blev spændingsforbruget målt hver halve time under den samlede systemtest. Der antages, at spændingsforbruget er lineært faldende, hvorfor en gennemsnitsværdi for forbrug per time udregnes.

Spændingsforsyningen leverede 3,19 V fra starten af testen. Resultatet af de efterfølgende fem målinger ses i tabel 4.19

| Måling | Spændingsniveau 1 time inden måling [V] | Nuværende spændingsniveau [V] | Spændingsforbrug [V] |
|--------|--|----------------------------------|----------------------|
| 1 | 3,19 | 3,104 | 0,086 |
| 2 | 3,104 | 3,052 | 0,052 |
| 3 | 3,052 | 3,016 | 0,036 |
| 4 | 3,016 | 2,969 | 0,047 |
| 5 | 2,969 | 2,951 | 0,018 |

Tabel 4.19: I tabellen ses resultatet fra målingerne af spændingsforbruget for den eksterne spændingsforsyning. Der ses yderligere det beregnede spændingsforbrug for hver måling.

I tabel 4.19 ses spændingsforbruget over fem målinger med en halv times interval. Da det antages, at spændingsforbruget har et lineært forhold, bliver en gennemsnit beregnet i ligning (4.9)

$$\frac{0,086 + 0,052 + 0,036 + 0,047 + 0,018}{5} \cdot 2 = 0,0956 \text{ V} \quad (4.9)$$

Med antagelse af lineært forhold vil spændingsforsyningen falde med 0,0956 V per time. Da startspændingen var 3,19 V og den endelige spænding, hvormed MCUen ikke længere er funktionel, er 1,71 V, må det maksimale forbrug være $3,19 - 1,71 = 1,48 \text{ V}$. Derfor er levetiden for den eksterne spændingsforsyning udregnet til:

$$\frac{1,48}{0,0956} = 15,481 \text{ timer.} \quad (4.10)$$

I ligning (4.10) ses det, at den eksterne spændingsforsyning teoretisk kan få det samlede system til at være funktionel i 15,481 timer. Derfor overholder det samlede system kravet om, at det skal besidde batterilevetid for en hel dag svarende til 15 timer.

5.1 Diskussion

Afsnittet diskuterer og vurderer validiteten af projektets indhold for derefter at kunne opstille eventuelle forbedringsmuligheder med henblik på en systemoptimering. Afslutningsvis diskuteses det, hvorledes prototypen egner sig i et samfundsfagligt perspektiv.

Problemanalysen undersøger kvaliteten af en række aktivitetsmålere med udgangspunkt i udvalgte succeskriterier. Det fremgår heraf, at ingen aktivitetsmålere opfylder alle opstillede kriterier. Det er derfor fordelagtigt, at designe og udvikle en prototype som har potentielle til at opfylde de opstillede kriterier.

Kriterierne for systemet beskrev, at prototypen skal:

- Kunne detektere aktiviteterne gang, løb og cykling ved brug af gyroskop og accelerometer. Der accepteres ikke brug af andre sensorer.
- Kunne lave automatisk adskillelse af gang, løb og cykling ved hjælp af algoritmer. Der accepteres en afvigelse på 10% i forhold til fejlvurdering af aktivitet og varighed.
- Kunne detektere puls ved brug af pulssensor og tilhørende algoritme samt derefter kategorisere intensiteten af en given aktivitet. Der accepteres en pulsafvigelse på 10%.
- Videresende signaler til en ekstern enhed ved hjælp af BLE. Der accepteres ikke andre trådløse kommunikationsformer.
- Besidde batterilevetid for en hel dag svarende til 15 timer. Der accepteres ikke en batterilevetid på mindre end 15 timer.
- Repræsentere varigheden og pointfordelingen af en given aktivitet i GUI. Der accepteres ikke en anden form for visualisering.

Resultater opnået i pilotforsøget

Pilotforsøgets opnåede resultater diskuteses, med henblik på at opnå mere normaliserede, og dermed valide, resultater til brug ved udvikling af en prototype.

Pilotforsøget havde til formål at undersøge signalernes udformning, frekvensområde og amplitude ved gang, løb og cykling. Ydermere blev signalerne undersøgt i forhold til placeringen af sensoren på benet.

Pilotforsøget undersøger blandt andet signalers udformning ved gang, løb og cykling. Det viser sig, at der er stor forskel på signalernes amplituder fra hver forsøgsperson ved gang og løb. Dette kan skyldtes, at forsøgspersonerne ikke benyttede samme type fodtøj. Derfor vil personer, der har sko med en større stødabsorbering, opnå lavere amplituder ved gang og løb, end personer i fodtøj med lavere stødabsorbering. Det kan derfor antages, at en forsøgspopulation med sammenligneligt fodtøj vil medføre en mere identisk datarepræsentation. Det vil derfor være fordelagtigt, at udføre forsøget med samme type fodtøj for forsøgspersonerne. Ydermere vil en større forsøgspopulation give et mere repræsentativt datasæt, hvilket vil øge

validiteten af dataopsamlingen. En større forsøgspopulation vil ligeledes bidrage til dannelsen af en normale, hvorfra eventuelle algoritmer med større sandsynlighed vil fungere i praksis.

Pilotforsøgets forsøgspersoner har en højere vægt end det gennemsnitlige for rapportens målgruppe. I 2014 befandt børn i alderen 9-12 år sig gennemsnitligt i vægklassen 28-42 kg. [111] Det er derfor antageligt, at g-påvirkningerne fra forsøgspersonerne under pilotforsøget er højere, end hvis målgruppen udførte pilotforsøget. Derfor vil det være essentielt at udføre et pilotforsøg med en forsøgspopulation i aldersgruppen tilsvarende målgruppen. Datasættet og databehandlingen vil dermed være mere repræsentativt for rapportens målgruppe.

Pilotforsøget undersøger ikke gyroskopets output ved forsøgspersonernes maksimale antal omdrejninger ved cykling. Kravene til prototypens gyroskop er dermed opstillet på baggrund af en tilnærmelsesvis konstant omdrejningshastighed. Det er bestemt, at prototypens gyroskop blot skal overholde et minimum antal omdrejninger per sekund. Det vil derfor være fordelagtigt at undersøge forsøgspopulationens maksimale omdrejningshastighed ved cykling. Denne værdi kan benyttes til at opstille krav til arbejdsområdet for prototypens gyroskop.

Pilotforsøget undersøgte signaludformningen for cykling ved et konstant antal omdrejninger. Dette forsøg tager derfor ikke højde for en acceleration eller skiftende antal omdrejninger. Det vil derfor være fordelagtigt at undersøge betydningen af acceleration under cykling for signalets frekvensdomæne. Dette er med henhold til detektering af cykling, hvoraf en frekvensdomæneanalyse benyttes til dette formål. Da dette ikke er undersøgt, vides det ikke, hvorledes accelererende cykling vil blive opfattet af sensoren.

Udformning af systemets blokke

Prototypens separate blokke er designet, implementeret og testet enkeltvis for at opretholde variabelkontrol under processen. Prototypen er dog ikke et færdigudviklet produkt, som tager højde for alle relevante system- og brugermæssige aspekter for den enkelte blok. Det er eksempelvis ikke muligt at udforme en brugervenlig og komfortabel enhed som er let at påføre brugeren.

Prototypens spændingsforbrug er testet ved benyttelse af systemet i 2,5 time. Det fremgik af testen, at GAP peripheral vil være funktionel i 15,48 timer ved en spændingstilkobling på 3,17 V fra ubrugte AAA batterier. Yderligere er denne antagelse men hensyn til et lineært spændingsforbrug for prototypen. Denne varighed overholder det funktionelle krav for det samlede system, som fremsætter et krav på en batterilevetid på 15 timer. Dog vil være relevant at undersøge om spændingsforbruget har en lineær sammenhæng over længere tid.

Prototypen involverer yderligere en pulsdetektering som har til formål at kategorisere intensiteten af den pågældende aktivitet. Testen af prototypen viser sig at have en afvigelse på 0% ved pulsdetektering på et simuleret signal. Ydermere blev pulsdetekteringen testet på forsøgsperson, som ikke udførte fysisk aktivitet. Det fremgik heraf, at pulsdetekteringen har en afvigelse på 8,15% fra den benyttede reference. Dette kan blandt andet være som følge af en dårlig kontakt mellem pulssensor og øreflip. Hvis dette er tilfældet, vil signalets amplitude ikke være tilstrækkeligt stort til at overskride tærskelværdien. Dette fremgik ved testens udførelsel, hvor kontakten mellem sensor og hud blev bedre i takt som funktion af tiden. Som følge af en bedre kontakt, blev det observeret, at signalets amplitude blev markant forøget.

Yderligere bliver pulsdetektering testet ved gang på et løbebånd for at undersøge

funktionaliteten heraf ved fysisk aktivitet. Testen påviser en afvigelse på -17,85% og -46,4% for henholdsvis gang og løb i forhold til den benyttede reference. Det blev observeret ved testens udførelsel, at signalets udformning under gang og løb indeholder støj, hvorfra denne støj var markant større ved løb. Der var derfor ikke muligt at foretage en optimal pulsdetektering på dette signal. Testen blev ikke udført på cykling, idet denne aktivitet ikke indebærer betydelig bevægelse af overkroppen. Dermed antages det, at pulssensoren ikke belastes betydeligt mere i forhold til den stillesiddende position.

Som følge af de observerede signaler, samt de påviste afvigelser, er det fordelagtigt at udforme en anordning, som mindsker mængden af støj på signal. Dette kan eksempelvis opnås ved en anordning som sænker risikoen for bevægelse af sensorens ledninger ved selve sensoren. Yderligere vil det være fordelagtigt, at udforme en opsætning som sikrer en stabil og konstant kontakt mellem sensor og hud.

Den benyttede IC i prototypen indeholder blandt andet et accelerometer og et gyroskop. Accelerometret blev testet og har en afvigelse på maksimalt 1,4%. Dette output fra accelerometeret har en tilstrækkelig lav afvigelse, hvormed accelerometerets output kan accepteres. Ydermere er det ikke været muligt at bestemme det maksimale arbejdsområde for accelerometeret på en videnskabelig måde. Dette skyldtes, at der ikke er tilgængeligt udstyr, som vil kunne påvirke accelerometeret med op til 16 g. Det er derfor antaget, at accelerometerets arbejdsområde er tilsvarende de konfigurerede indstillinger, som fabrikanten foreskriver i databladet. Det har ikke været muligt at bestemme gyroskopets nøjagtighed eller arbejdsområde grundet mangel på udstyr til kontrol af konstante omdrejninger. Det er derfor antaget, at gyroskopets nøjagtighed og arbejdsområde er tilsvarende de konfigurerede indstillinger, som fabrikanten foreskriver i databladet. Med henhold til disse antagelser er det derfor ikke muligt at vurdere, hvorvidt outputdata fra gyroskopet er valide ved implementering i det endelig system.

Prototypens rækkevidde for den trådløse kommunikation blev testet, hvor det fremgår, at ved en afstand på 4 meter mellem to MCUs mistes forbindelsen. Denne afstand blev testet, hvor begge PRoCs på MCUs var placeret således, at de pegede mod hinanden og var koblet til spænding ved brug af USB porten. Det vil derfor være fordelagtigt yderligere at teste, hvilken betydning det har, når afstanden mellem enhederne er afskærmet af genstande eller personer. Dette kun eksempelvis testes ved, at en person har påmonteret MCUen på benet under et par bukser, for dermed at simulere en påmontering af prototypen. Rækkevidden for den trådløse kommunikation kan derfor antages at blive forkortet ved disse forhold.

Derudover bør der testet, hvorledes en ekstern spændingsforsyning har betydning for rækkevidden den trådløse kommunikation end spændingsforsyning fra USB porten. Dette er især essentielt, da GAP peripheral i det samlede system er tilkoblet en ekstern strømforsyning i form af to 1,5 V batterier.

Resultater opnået ved test af prototype

De enkelte blokke er testet og opfylder de opstillede krav, med undtagelse af pulssensoren. De funktionelle blokke er dermed samlet til prototypen. Denne er testet i forhold til de opstillede krav, som fremgår øverst i afsnit 5.1.

Prototypen testes blandt andet for at undersøge, hvorvidt den udførte aktivitet detekteres og repræsenteres svarende til varigheden som aktiviteten er udført. Testen påviser, at der er

en maksimal forskel 5,13% mellem den totale detektering af aktivitet og detekteringen af den pågældende aktivitet. Prototypen er dermed i stand til at detektere og adskille de gang, løb og cykling med en afvigelse på 5,13%.

Det fremgår ydermere af testen, at de fysiske aktiviteter detekteres til en varighed på cirka 40 sekunder, på trods af at aktiviteten bliver udført i 60 sekunder. Dette svarer dermed til, at cirka hvert tredje sekund af den udførte aktivitet ikke detekteres som værende udført af prototypen. Denne kan være som følge af en række softwaremæssige aspekter. Eksempelvis er algoritmen, implementeret på MCUserne, udført med henblik på at fungere efter hensigten. Der er derfor ikke taget højde for varigheden af en eksekvering af algoritmen. Det vil derfor være fordelagtigt, at undersøge algoritmens varighed for dermed at nedsætte denne. Ved at forkorte varigheden for eksekvering af algoritmen, vil antageligt have en forbedret effekt på algoritmens detektering. Dermed vil der være en større varighed detekteret af den udførte aktivitet.

Prototypen blev ydermere testet med hensyn til detektering af cykling. Det fremgår, at der er 0% mellem totale mængde detekteret aktivitet og den udførte aktivitet. Denne test er dog udført for en konstant kadence. Det vil yderligere være fordelagtigt, at teste betydningen af acceleration under cykling. Ved acceleration antages det dog, at frekvensområdet er mere spredt over en række frekvenser. Derfor vil amplituderne omkring en given frekvens fortsat udgøre over 70% af den samlede magnitud for frekvensdomænet. Denne antagelse vil dog påkræve en test, for at kunne optimere algoritmen hvis ikke acceleration af en kadence ikke detekteres som værende cykling.

Prototypen tester yderligere ikke hvilken betydning en langsommere eller hurtigere kadence har for detekteringen af cykling. Det fremgår af pilotforsøget, at signalets udformning for cykling er tilsvarende en sinusbølge. Derfor er det antageligt, at en langsommere eller hurtigere kadence, blot vil flytte magnituderne i frekvensdomænet til henholdsvis en lavere eller højere frekvens. Denne antagelse skal derfor testes, for at undersøge hvorvidt ovenstående har indvirkning på detekteringen af cykling.

Prototypen testes desuden ved en hastighed på 8 km/t med udførsel af aktiviteterne gang og løb. Der forekommer her en større procentvis afvigelse mellem den detekterede varighed for aktiviteten og den samlede varighed af detekteret aktivitet. Dette kan være som følge af den hastighed som både gang og løb udføres med. Denne hastighed er valgt med udgangspunkt i et studie, som beskriver 6,4 km/t som rask gang og 9,7 km/t som løb [110]. Derfor er en hastighed på 8 km/t valgt, som er en overgang mellem gang og løb. Det blev desuden observeret i pilotforsøget, at ved en hastigheden mellem 8 km/t og 10 km/t skiftede forsøgspersonerne fra gang til løb. Det blev dog observeret under testen af prototypen, at forsøgspersonerne havde problemer med at opretholde gang ved 8 km/t. Særligt var de kvindelige forsøgspersoner udfordret, idet disse forsøgspersoner havde en gangcyklus som havde tendens til at ligne om en løbecyklus. Dette bekræfter prototypen, idet denne detekterede aktiviteten som løb, når de kvindelige forsøgspersoner udførte gang ved 8 km/t. Prototypen detekterede dog en større varighed af gang hos de mandlige forsøgspersoner. Denne forskel kan være som følge af højdeforskellen, og dermed benlængden, mellem de kvindelige og mandlige forsøgspersoner. De kvindelige forsøgspersoner havde dermed en unaturlig gangcyklus, hvorfor det antages at denne cyklus ikke vil forekomme under normale omstændigheder i dagligt brug.

5.2 Konklusion

Følgende afsnit beskriver og konkluderer på projektets essentielle problemstillinger samt resultater. Afsnittet sammenkobler projektets testresultater med problemformuleringen, hvoraf en besvarelse heraf bliver fremført.

Igennem projektet bliver en aktivitetsmåler udviklet således, at den har potentiale til at reducere antallet af fysisk inaktive børn i aldersgruppen 9-12 år. Systemet er bestående af algoritmer til detektering af aktiviteterne gang, løb og cykling, som benyttes til afhjælpning af projektets problemstilling. Systemets algoritmer er designet med hensigten at registrere disse specifikke fysiske aktiviteter, hvorefter resultaterne heraf benyttes som en motiverende faktor ved at visualisere tid og point for hver aktivitet samt aktiviteternes totale udbredelse igennem en hel dag.

Aktiviteterne registreres af henholdsvis et accelerometer, et gyroskop og en pulssensor. Disse sensorer bidrager hver især til optællingen af den samlede udførte tid af hver aktivitet samt GUIs point system.

Systemet optræder mobilt i en grad, hvor trådløs dataoverførsel mellem GAP peripheral og GAP central er mulig. Ydermere er størstedelen af kravene til systemets delelementer opfyldt. Dette bidrager til, at det samlede system kan adskille og detektere aktiviteterne gang, løb og cykling ved benyttelse af de valgte sensorer.

Det samlede system kan med en hvis afvigelse automatisk detektere og adskille de føromtalte aktiviteter med en tilnærmelsesvis lineær sammenhæng. Under udførelsen af gang ved 4,8 km/t var alle forsøgspersonernes resultater tilnærmelsesvis ens, hvilke ligeledes afspejles under løb samt cykling. Systemets overholder dermed kravet vedrørende en afvigelse på maksimalt 10% i forhold til detektion af aktiviteterne. Dog opfanger GUIen ikke en tredjedel af de samlede samples for samtlige forsøgspersoner og aktiviteter, hvorfor tidsenheden ikke angives korrekt. Dermed overholder systemet ikke det føromtalte krav med hensyn til afvigelse i varigheden. Dette medfører, at yderligere algoritme optimering er nødvendig, førend dette krav vil blive imødekommet til fulde.

Systemets funktionalitet blev testet igennem GUI, hvor algoritmernes resultater blev visualiseret i form af aktiviteternes pointfordeling og varighed. Pulssensoren skulle have bidraget som en justerbar variable til pointfordelingen, således et højt intensitetsniveau kunne belønnes. Dette fungerede efter hensigten, dog kunne pulssensoreren ikke leverer et output under udførelse af aktivitet, som kunne accepteres. Denne skal derfor optimeres, førend en implementering i et endeligt system kan foregå.

Det samlede system har et gennemsnitligt spændingsforbrug på 0,0956 V per time med antagelsen om, at spændingsforsyningen forbruges lineært i hele dets levetid. Resultatet af dette spændingsforbrug vurderes især at gå til MCUens databehandling, ICens dataopsamling samt transmission af data. Det samlede system vil med den benyttede spændingsforsyning antageligvis kunne operere i 15,48 timer, førend spændingsniveauet er under de tilladte 1,71 V. Det konkluderes hermed at det samlede system kan detektere og adskille aktiviteterne gang, løb og cykling igennem 15 timer.

På baggrund af testene af systemets delelementer samt testen af det samlede system kan det konkluderes, at systemet skal optimeres for at imødekomme alle funktionelle krav og herefter operere fuldstændigt efter hensigten. Hvis systemet bliver optimeret i en grad, hvor disse krav imødekommes, vil den udviklede aktivitetsmåler have potentialet til at kunne medvirke til en

reduktion af fysisk inaktive børn i aldersgruppen 9-12 år. En optimering af systemet er en nødvendighed, hvormed der bør tages forbehold for at det udviklede system er en prototype.

5.3 Perspektivering

I dette afsnit bliver systemets funktionelle aspekter sat i perspektiv. Systemets funktionalitet bliver vurderet i en grad, hvor mulige optimeringsmetoder bliver undersøgt og præsenteret. Desuden beskriver perspektiveringens eventuelle videreudviklinger af prototypen.

Det udviklede system er en prototype af en udgave, som opfylder alle succeskriterier for den optimale aktivitetsmålere til børn som beskrevet i afsnit 2.4.2. Prototypen har derfor en række hardware- og softwaremæssige elementer, som kan optimeres men henblik på en færdigudviklet aktivitetsmåler.

Prototypen kan eksempelvis opbygges mere kompakt i forhold til hardware, således det fremkommer mere diskret. Det antages, at børn i den valgte aldersgruppe ikke ønsker, at systemet er iøjnefaldende for andre. Derfor vil en fordelagtig løsning være, at aktivitetsmåleren opbygges som et diskret bånd, der kan placeres på anklen uden det forekommer tydeligt for andre. For at dette kan lade sig gøre, kan systemet eventuelt benytte en mindre MCU, der har påmonteret accelerometer, gyroskop og pulssensor i én lille enhed. Yderligere vil en kompakt udgave betyde, at pulssensoren skal være en del af båndet omkring anklen og ikke være placeret på øreflippet. Derved kræves der, at det samlede produkt har god kontakt til huden som resultat af dets implementerede pulssensor. Pulssensorerne er optisk og kræver dermed kontakt med huden udfør en arterie, for at bestemme pulsen og heraf give en indikation omkring brugerens intensitetsniveau. Systemet anses mest optimalt placeret omkring anklen i et bånd, men en sekundær placering er mulig. Førend en sekundær placering kan inddrages, vil en justering af systemets algoritmer og tærskelværdier være nødvendig.

Algoritmen tilhørende detektering af cykling er implementeret i MATLAB grundet softwaremæssige komplikationer, som umuliggjorde implementering af algoritmen på MCUsen. Et fremtidigt system bør derfor have en implementering, af algoritmen til cykling placeres i MCUs software. MCUsen er, uanset opbygning, nødvendig til dataopsamling, databehandling og datakommunikation. Det er derfor fordelagtigt, hvis MCUsen påført brugeren besidder mere hukommelse, således data kan gemmes på enheden. Dette vil muliggøre en oplagring af data, således aktivitetsmåleren er uafhængig af dataoverførsel i realtid til en ekstern enhed, hvilket er tilfældet for prototypen.

BLE er en trådløs kommunikationsform mellem elektroniske enheder, som dog har sine begrænsninger i forhold til eksempelvis rækkevidde. En optimal kommunikation med BLE kræver, at enhederne er forholdsvis tæt på hinanden. Dette er problematisk for prototypen, idet den centrale enhed består af en MCU tilkoblet en computer. En bruger kan derfor kun bevæge sig inden for en begrænset afstand herfra, grundet dataoverførsel i realtid mellem enhederne. Det vil derfor være fordelagtigt at udvikle en app til smartphones, således smartphonene bliver tilsvarende det udviklede GUI for prototypen. Ved at benytte en app, vil afstanden mellem enhederne være mindre, end tilfældet er for prototypen, antaget at smartphonene er placeret i brugerens bukselomme. Ydermere er aktivitetsmåleren mobil, idet enhederne vil have en acceptabel afstand mellem hinanden i forhold til den trådløse kommunikation. Endnu en løsning kunne være at implementere et 3G kommunikationselement

i GAP peripheral, hvorfaf data til enhver tid uploads til en online database. Uanset løsningen vil det være fordelagtigt at installere en alarm i form af enten en lysende LED eller lyde, som aktiveres i tilfælde af, at enhedernes kommunikation og dataoverførsel ikke er optimal og data derfor går tabt.

Det samlede systems funktionalitet samt design har et stort strømforbrug, der medfører, at prototypen ikke er funktionel over en hel dag. Dette har flere årsager, blandt andet systemets ICs opsætning, algoritme og realtids dataoverførsel. Systemets IC er opsat til at opsamle og sende data fra gyroskopet hele tiden. Gyroskopet er det delelement af ICen, som har det største strømforbrug. En forbedring heraf ville være, at indstille ICen til kun at sende data, når nyt data er klar, i stedet for at sende konstant. ICen har et interrupt ben, som kan benyttes hertil. I mellemtíden skal gyroskopet indstilles til søvntilstand, hvilket vil medføre et lavere strømforbrug.

Systemets algoritmer bør undersøges i forhold til antallet af clock cycles, og hvorvidt det er muligt at optimere eksekveringstiden af koden. En reduktion af varigheden for eksekveringen af algoritmen vil medføre, at det samlede system kan gå i søvntilstand hurtigere og over længere tid. Dette vil ligeført medføre et lavere strømforbrug for aktivitetsmåleren. Som nævnt tidligere vil en optimering af prototypen være en forøgelse af MCUens hukommelse, hvilket kunne afhjælpe problematikken vedrørende realtids dataoverførsel. Ved opgradering af RAM vil systemets resultater kunne lagres og sendes over BLE med større tidsintervaller. Resultatet heraf ville medføre, at systemets BLE modul kunne være i søvntilstand i længere tid end tilfældet for prototypen. En forbedring af ovenstående vil antageligt medføre en besparelse i systemets totale strømforbrug, og batteriets levetid vil blive forøget. Derved kan en mere strømbesparende aktivitetsmåler opnås, hvilket kan gøre denne funktionel over en hel dag.

Det samlede system benytter sig af et brugerinterface til illustration af dagens aktivitet. Dette brugerinterface er et element i denne prototype og har adskillelige optimeringsmuligheder, da det kan gøres mere brugervenligt og motiverende end den nuværende GUI. Brugerinterfacet bør derfor indebære et motiverende element såsom spil, hvis målgruppen tages i betragtning. Det udviklede spil vil gøre det muligt at benytte antallet af optjente point fra fysisk aktivitet. Hvis et spil implementeres, antages dette at motivere børnene til et øget fysisk aktivitetsniveau. Dette understøttes af et amerikansk studie, hvilket konkluderer at aktive spil medfører en motivationsfaktor, men at aktive konsolspil ikke kan erstatte udendørs aktivitet [112]. Heraf kan det antages, at en aktivitetsmåler, som benytter udendørs aktivitet som et element i dets motiverende element, vil være fordelagtigt.

Yderligere vil det være fordelagtigt at installere en brugervenlig kalibreringsenhed, hvor eksempelvis tærskelværdierne imellem gang og løb kan indstillet til den individuelle bruger. Dette vil gøre systemet mere præcist, og pointværdierne for hver aktivitet vil udregnes mere korrekt. Hertil vil en mulig optimering være at udvide antallet af aktiviteter, således at flere af børns hverdagsaktiviteter kan detekteres og medregnes i deres totale aktiviteter. Desuden vil det være muligt at lave et login til forældre, hvorigennem de kan følge deres børns aktivitetsvaner og progression. Derved bliver det muligt for forældrene at motivere børnene igennem konkurrencer og fælles aktiviteter. Denne logintype kunne ligeledes gøres tilgængeligt for relevant sundhedspersonale, hvilket kunne optimere deres grundlag for øge barnets fysiske aktivitetsniveau.

Rapporten sætter fokus på fysisk inaktivitet hos børn i aldersgruppen 9-12 år, og hvilke

konsekvenser dette kan have for barnet i nutiden og fremtiden. Det er med udgangspunkt i disse fysiologiske og psykologiske konsekvenser, at der er vurderet behov for en ny og forbedret aktivitetsmåler. Væsentligt er især valget af målgruppe, hvor det er beskrevet, at inkorporationen af nye vaner kan være hensigtsmæssigt hos målgruppen. Ydermere bør børn motiveres igennem spil og leg, hvoraf børnene i målgruppen bør blive påvirket herigennem. Børnene bør altså udsættes for en tilgang til sundhed igennem gode oplevelser, hvoraf en afhjælpning af inaktivitet og overvægt er mulig. Det er dog vigtigt, at de sundhedsmæssige vaner, som en aktivitetsmåler ligger op til, ikke bliver overdrevet hos børnene. Det er ikke hensigten, at børnene skal have fokus på de fysiologiske konsekvenser ved inaktivitet, hvorved fysisk anstrengelse kan fremprovokeres i en sådan grad at det kan blive sygeligt. Det er hensigten at børnene gennem spil og leg skal få en mere aktiv og sjov hverdag, som har en række fysiologiske fordele i form af indlæring, hukommelse og velvære. Det skal gøres til en god vane uden at blive en altafgørende faktor for hverdagen.

Litteratur

- [1] Sundhedsstyrelsen. Fysisk aktivitet og evidens: Livsstilssygdomme, folkesygdomme og risikofaktorer mv. *Sundhedsstyrelsen*, 2006. URL <https://sundhedsstyrelsen.dk/da/udgivelser/2006/~/media/05FBAED642E444D482D4126D94826B60.ashx>.
- [2] Knud Juel, Jan Sørensen, and Henrik Brønnum-Hansen. *Risikofaktorer og folkesundhed i Danmark*. Statens Institut for Folkesundhed, 2006.
- [3] J. J. Reilly. Obesity in childhood and adolescence: evidence based clinical and public health perspectives. *Postgraduate Medical Journal*, 2006. doi: 10.1136/pgmj.2005.043836. URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2563774/>.
- [4] Syddansk Universitet. *Skolebørnsundersøgelsen 2014*. Statens Institut for Folkesundhed, 1. udgave edition, 2014.
- [5] Statens Institut for Folkesundhed and Syddansk Universitet. *Folkesundhedsrapporten Danmark 2007*. Statens Institut for Folkesundhed, Syddansk Universitet, 2007.
- [6] Bente Kiens, Nina Beyer, and Søren et. al. Brage. Fysisk inaktivitet – konsekvenser og sammenhænge. *Motions- og Ernæringsrådet, Sundhedsstyrelsen*, 2007. URL https://sundhedsstyrelsen.dk/publ/mer/2007/Fysisk_inaktivitet-konsekvenser_og_sammenhaenge2007.pdf.
- [7] Mads Winsløv Wied, Peter Raffalt, and Sven Brix. *Aldersrelateret træning for børn og unge*. Danmarks Idræts-Forbund.
- [8] Ditte Rishøj. Børns leg har ændret sig. *Samvirke*, Marts 2010. URL <http://samvirke.dk/sundhed/artikler/boerns-leg-aendret.html>.
- [9] Prakash Reshma. Physical inactivity a leading cause of disease and disability, warns who. *World Health Organization*, 2002. URL <http://www.who.int/mediacentre/news/releases/release23/en/>.
- [10] Frederic H. Martini, Judi L. Nath, and Edwin F. Bartholomew. *Fundamentals of Anatomy & Physiology*. Pearson, 2012.
- [11] H. C. G. Kemper, J. W. R. Twisk, and W. Van Mechelen et. al. A fifteen-year longitudinal study in young adults on the relation of physical activity and fitness with the development of the bone mass: The amsterdam growth and health longitudinal study. *Elsevier*, 2000. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S8756-3282\(00\)00397-5](http://dx.doi.org/10.1016/S8756-3282(00)00397-5).
- [12] Y. Kohlhammer, A. Zutavern, and P. Rzehak et. al. Influence of physical inactivity on the prevalence of hay fever. *Allergy*, 2006. doi: 10.1111/j.1398-9995.2006.01131.x.
- [13] Marion Nestle. Obesity. *AccessScience*, 2014. URL <http://www.accessscience.com.zorac.aub.aau.dk/content/obesity/463300>.

- [14] Britannica Academic. Obesity, 2016. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/423747/obesity>.
- [15] Centers for Disease Control and Prevention. About child and teen bmi, Maj 2015. URL http://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/childrens_bmi/about_childrens_bmi.html.
- [16] Kate Lunau. Fat but fit. *Business Source Premier*, Maclean's 125:51–54, 2012. URL <http://web.b.ebscohost.com/ehost/detail/detail?vid=4&sid=97370da7-1ec1-4280-ab32-1f3c8796913b%40sessionmgr102&hid=115&bdata=JnNpdGU9ZWhvc3QtBG12ZQ%3d%3d#AN=82205734&db=buh>.
- [17] G. Marcelino, J. Melich-Cerveira, and F. Paccaud et. al. Obese and fit adolescents have lower blood pressure levels than obese and unfit counterparts. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 2012. URL <http://search.proquest.com/docview/1220795167/accountid=8144>.
- [18] Ulf et. al. Ekelund. Physical activity and all-cause mortality across levels of overall and abdominal adiposity in european men and women: the european prospective investigation into cancer and nutrition study. *the American Society for Nutrition*, 2015. doi: 10.3945/ajcn.114.100065.
- [19] Britannica Academic. Physical activity, Februar 2016. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/458617/physical-activity>.
- [20] Sundhedsstyrelsen. 60 minutter om dagen ved moderat til høj intensitet, 2016. URL <https://sundhedsstyrelsen.dk/da/sundhed-og-livsstil/fysisk-aktivitet/anbefalinger/5-17-aar>.
- [21] Everett L. Smith and Catherine Gilligan. Physical activity effects on bone metabolism. *Calcified Tissue International*, 1991. doi: 49:\$50-\$54.
- [22] Britannica Academic. Exercise, 2016. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/197976/exercise>.
- [23] Carl W. Cotman, Nicole C. Berchtold, and Lori-Ann Christie. Exercise builds brain health: key roles of growth factor cascades and inflammation. *ScienceDirect*, 2007. doi: 10.1016/j.tins.2007.06.011.
- [24] CenterforDiseaseControlandPrevention. The benefits of physical activity, 2015. URL <http://www.cdc.gov/physicalactivity/basics/pa-health/index.htm#ControlWeight>.
- [25] Benjamin A. Sibley and Jennifer L. Etnier. The relationship between physical activity and cognition in children: A meta-analysis. *Pediatric Exercise Science*, 2003.
- [26] Hjerteforeningen. Fakta om kondition og puls, 2016. URL https://www.hjerteforeningen.dk/files/Motion/Faktaark_om_konditioin_og_puls.pdf.
- [27] Cindy L Stanfield. *Human Physiology*. Pearson, 2013.

- [28] Nicole C. Berchtold. Exercise and cognitive functioning. *AccessScience*, 2010. doi: 1097-8542.YB100072.
- [29] Kenneth H. Cooper and Steven N. Blair. Exercise, heart related physical fitness, 2005. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/197976/exercise/25984/Health-related-physical-fitness>.
- [30] Britannica Academic. Adenosintriphosphat, 2016. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/5722/adenosine-triphosphate>.
- [31] Jette Engelbreth, Claus Estrup, and Rasmus Pöckel et. al. *Idræt C*. Systime, 2010.
- [32] Tony Leyland. The myth of the fat-burning zone, Februar 2007. URL http://norcalwaterpolo.com/downloads/54_07_Myth_Fat_Burn_Zone.pdf.
- [33] HeartRateJournal. The myth of losing weight in fat burning zones, November 2015. URL <http://www.heartratejournal.com/the-myth-of-losing-weight-in-fat-burning-zones/>.
- [34] Anna Bugge, Jesper von Seelen, and Mia Herskind et. al. *Forsøg med Læring i Bevægelse*. Institut for Idræt og Biomekanik, Syddansk Universitet, 2015.
- [35] Mirko Schmidt, Fabienne Egger, and Achim Conzelmann. Delayed positive effects of an acute bout of coordinative exercise on children's attention. *Perceptual & Motor Skills*, 2015. doi: 10.2466/22.06.PMS.121c22x1.
- [36] GjensidigeForsikring. Antallet af smartphones og tablets i skolen stiger og stiger, 2014. URL https://www.gjensidige.dk/om-os/presse/pressearkiv/_attachment/55079?_ts=147c4e28b98.
- [37] James F. Sallis, Bruce G. Simons-Morton, and Elaine J. Stone et. al. Determinants of physical activity and interventions in youth. *Medicine and science in sports and exercise*, 1992.
- [38] Aleta L. Meyer and Thomas P. Gullotta. *Physical Activity Across the Lifespan*. Springer, 2012. doi: 10.1007/978-1-4614-3606-5.
- [39] Søren Nabe-Nielsen and Indenrigs og Sundhedsministeriet et al. Alle børn i bevægelse - ideér til initiativer. *Kræftens bekæmpelse*, 2005.
- [40] Stef P. J. Kremers and Johannes Brug. Habit strength of physical activity and sedentary behavior among children and adolescents. *Pediatric Exercise Science*, 2008.
- [41] NOVA. *Psychology of Motivation*. Nova Science Pub Inc, 2007.
- [42] Simon J. Sebire, Russell Jago, and Kenneth R. Fox et. al. Testing a self-determination theory model of children's physical activity motivation: a cross-sectional study. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 2013. doi: 10.1186/1479-5868-10-111.

- [43] A. Q. Romani. Hvad forårsager overvægt og inaktivitet blandt skoleelever?: Redegørelse for forløb og test af resultater af projekt 3a, 2013. URL <http://vbn.aau.dk/da/publications/hvad-foraarsager-overvaegt-og-inaktivitet-blandt-skoleelever%2853e453bf-9442-40d1-93ec-9b2a337d1d36%29.html>.
- [44] J. Wesley McWhorter. The obese child: Motivation as a tool for exercise. *Journal of Pediatric Health Care Home*, 2003. doi: 10.1067.
- [45] Sparkfun. Accelerometer basics, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/accelerometer-basics>.
- [46] Chris Woodford. Pedometers, 2016. URL <http://www.explainthatstuff.com/how-pedometers-work.html>.
- [47] Sparkfun. Gyroscope, 2016. URL https://learn.sparkfun.com/tutorials/gyroscope?_ga=1.56105961.31162899.1455182882.
- [48] inc. Fuhu. Nabi compete, 2015. URL <https://www.nabitablet.com/wearables/compete>.
- [49] UNICEF Kid Power. Unicef kid power, 2015. URL <http://schools.unicefkidpower.org/about/>.
- [50] Trygve Laub Asserhøj. Danskernes motions- og sportsvaner 2011. *Idrættens analyseinstitut*, 2013.
- [51] DTU transport. Transportvaneundersøgelsen, 2014.
- [52] COWI. Evaluering af abc med fokus på samfundsøkonomiske effekter. *Cyklistforbundet*, (1. udgave), 2015. URL http://www.abc-abc.dk/Lærer/~media/ABC2013/Presse/COWI_Evaluering%20af%20ABC%20-%2031052013.ashx.
- [53] UNICEF Kid Power. Kid power band manual (kid power band 2.0), 10 2015. URL <http://support.schools.unicefkidpower.org/hc/en-us/articles/206611105-Kid-Power-Band-Manual-Kid-Power-Band-2-0->.
- [54] Target. Unicef kid power band - blue, 2016. URL http://intl.target.com/p/unicef-kid-power-band-blue/-/A-50078493#prodSlot=_1_1.
- [55] Sqord. Replacement booster, 2016. URL <https://sqord.myshopify.com/>.
- [56] Sqord. Parents & families, 2015. URL <http://www.sqord.com/parents.php>.
- [57] Sqord. Schools, teams, and youth organizations, 2015. URL <http://www.sqord.com/groups.php>.
- [58] Sarah Perez. Nabi compete is a new fitness tracker designed for kids, 2015 . URL <http://techcrunch.com/2015/11/10/nabi-compete-is-a-new-fitness-tracker-designed-for-kids/>.
- [59] inc. Fuhu. Tech specs, 2015. URL <https://www.nabitablet.com/wearables/compete/specs>.

- [60] Ibitz. Ibitz features, 02 2016. URL <http://ibitz.com/features/>.
- [61] Christopher L. Vaughan, Brian L. Davis, and Jeremy C. O'Connor. *Dynamics of human gait*. Kiboho Publishers, Cape Town, South Africa, 2. udgave edition, 1992.
- [62] Michael W. Whittle. *Gait analysis - An introduction*. Butterworth Heineman, 4. udgave edition, 1990.
- [63] Jan Rueterbories, Erika G. Spaich, and Birgit Larsen et. al. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Elsevier*, 2010. doi: 10.1016/j.medengphy.2010.03.007.
- [64] Raymond A. Serway and John W. Jewett. *Physics for Scientists and Engineers with Modern Physics*. Brooks/Cole cengage learning, ottende udgave edition, 2010.
- [65] Ian Cleland, Basel Kikhia, and Chris Nugnet et. al. Optimal placement of accelerometers for the detection of everyday activities. *Sensors*, 2013. doi: 10.3390/s130709183.
- [66] Robert S. Adelaar. The practical biomechanics of running. *The American Journal of Sports Medicine*, 1986.
- [67] Tom F. Novacheck. The biomechanics of running. *Elsevier Science B.V.*, 1998. doi: 0966-6362.98:\$19.00.
- [68] Rodrigo R. Bini and Felipe P. Carpes. *Biomechanics of cycling*. Springer, 2014.
- [69] Stephen J. Cockcroft. An evaluation of inertial motion capture technology for use in the analysis and optimization of road cycling kinematics. *Stellenbosch University*, 2011.
- [70] Raluca Marin-Perianu, Miahni Marin-Perianu, and Paul Havinga et al. A performance analysis of a wireless body-area network monitoring system for professional cycling. *Springer*, 2013. doi: 10.1007/s00779-011-0486-x.
- [71] John G. Webster. *Medical Instrumentation, Application and Design*. John Wiley and Sons, 4 edition, 2011. doi: 978-0471676003.
- [72] NREL. Safety hazards of batteries, 2011. URL <http://science.energy.gov/~/media/wdts/nsb/pdf/Lithium%20Ion%20Battery%20Kits%20Information/Safety-Hazards-of-Batteries.pdf>.
- [73] Ryan Goodrich. Accelerometers: What they are & how they work. *Livescience*, 2013. URL <http://www.livescience.com/40102-accelerometers.html>.
- [74] D.H Titterton and J.L. Weston. *Strapdown Inertial Navigation Technology*. The Institution of Electrical Engineers, 2004.
- [75] Demension Engineering. A beginners guide to accelerometers. URL <http://www.dimensionengineering.com/info/accelerometers>.
- [76] Britannica Academic. Accelerometer, 2016. URL <http://academic.eb.com/EBchecked/topic/2859/accelerometer>.

- [77] Neil Barbour. Gyroscope. *McGraw-Hill Education*, 2014. doi: <http://dx.doi.org/10.1036/1097-8542.304100>.
- [78] H. J. Luinge and P.H Veltink. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 2005. URL <http://link.springer.com/article/10.1007/BF02345966>.
- [79] Chee Teck Phua, Gaëlle Lissorgues, and Bruno Mercier. *Non-invasive Acquisition of Blood Pulse Using Magnetic Disturbance Technique*. Springer Berlin Heidelberg, 2009. URL http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-540-92841-6_193.
- [80] K. Srinivas, L. Ram Gopal Reddy, and R. Srinivas. *Estimation of heart rate variability from peripheral pulse wave using PPG sensor*. Springer Berlin Heidelberg, 2006. URL http://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-540-68017-8_83.
- [81] Kok Beng Gan, Edmond Zahedi, and Mohd Alauddin Mohd. Ali. Application of adaptive noise cancellation in transabdominal fetal heart rate detection using photoplethysmography. *INTECH*, 2011. doi: 10.5772/16309.
- [82] Center for Scienceuddannelsen. Prosesstyring i teknologi - microcontrollerens historie. URL <http://iftek.dk/>.
- [83] Andrew S. Tanenbaum. *Structured computer organization*. Pearson, 2006.
- [84] CYPRESS. Cy8ckit-043 psoc® 4 m-series prototyping kit, 2016. URL <http://www.cypress.com/documentation/development-kitsboards/cy8ckit-043-psoc-4-m-series-prototyping-kit>.
- [85] Cypress Semiconductor. *PSoC® 4 M-Series Prototyping Kit Guide*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/193101/download>.
- [86] CYPRESS. 32-bit arm® cortex®-m0 psoc® 4200 programmable digital, 2016. URL <http://www.cypress.com/products/32-bit-arm-cortex-m0-psoc-4200-programmable-digital>.
- [87] Gagan Luthra. Ble peripheral and broadcaster - changing gap roles, 2015. URL <http://www.cypress.com/blog/100-projects-100-days/project-007-ble-peripheral-and-broadcaster-changing-gap-roles>.
- [88] Sparkfun. I2c, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/i2c>.
- [89] Cypress Semiconductor. *PSoC® 4: PSOC 4200M Family Datasheet*, 2016. URL http://www.mouser.com/ds/2/100/PSOC_4_PSoC_4200M_Family_Datasheet%20-535434.pdf.
- [90] Manoj Kumar Yadav and Mohit Rohilla. Difference between risc and cisc architecture, 2016. URL <http://www.firmcodes.com/difference-risc-sics-architecture/>.
- [91] C. Semiconductor. *PSoC 4 Low-Power Modes and Power Reduction Techniques*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/121271/download>.
- [92] Jimb0. Serial communication, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-communication>.

- [93] He Chun-zhi, Xia Yin-shui, and Wang Lun-yao. A universal asynchronous receiver transmitter design. *Institute of Circuits and Systems*, 2011.
- [94] Jimb0. Lsm9ds1 breakout hookup guide, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/lsm9ds1-breakout-hookup-guide>.
- [95] Rajiv Badiger. *PSoC® 4 Interrupts*. Cypress, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/127121/download>.
- [96] James Moore and George Zouridakis. *Biomedical technology and devices*. CRC Press LLC, 2004.
- [97] Daniel H. Sheingold. Analog-to-digital converter. *AccessScience*, 2014. doi: <http://dx.doi.org/10.1036/1097-8542.031800>.
- [98] Martin Sauter. *From GSM to LTE*. John Wiley & Sons, 2011.
- [99] Naresh Gupta. *Inside Bluetooth Low Energy*. Artech House, 2013. URL ISBN:978-1608075799.
- [100] Cypress Semiconductor. *CYBLE-022001-00 EZ-BLE PRoC Module*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/140791/download>.
- [101] Cypress Semiconductor. *CYBL10X6X Family Datasheet PRoC BLE*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/139841/download>.
- [102] CYPRESS. *Customer Training Workshop: Introduction to BLE System Design*, 2016. URL https://www.ieee.li/pdf/viewgraphs/introduction_to_ble_system_design.pdf.
- [103] Steven W. Smith. *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. California Technical Publishing, 1997.
- [104] Dick Blandford and John Parr. *Introduction to Digital Signal Processing*. Pearson, 2013.
- [105] C. Sidney Burrus. Fir digital filters, 2016. URL <https://cnx.org/contents/EpJ-P35G@2/FIR-Digital-Filters>.
- [106] Joel Murphy and Yury Gitman. Pulse sensor, 2016. URL <http://pulsesensor.com/>.
- [107] STMicroelectronics. *LSM9DS1 datasheet*. STlife.augmented, 2016. URL https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/3/7/3/LSM9DS1_Datasheet.pdf.
- [108] CYPRESS. *PSoC 4 Serial Communication Block (SCB)*, 2016. URL <http://www.cypress.com/documentation/component-datasheets/psoc-4-serial-communication-block-scb>.
- [109] Joel Murphy and Yury Gitman. Open hardware, 2016. URL <http://pulsesensor.com/pages/open-hardware>.
- [110] Lisa Miles. *Physical activity and health*. British Nutrition Foundation: Nutrition Bulletin, 2007. URL https://www.nutrition.org.uk/attachments/101_Physical%20activity%20and%20health.pdf.

- [111] Region Hovedstaden Rigshospitalet. Vækstkurver, 2014. URL
<http://v\T1\aeckstkurver.dk/>.
- [112] Tine Gjedsted Østergård. Nintendo wii kan ikke erstatte udendørs motion, 2012. URL
<http://www.b.dk/sundhed/nintendo-wii-kan-ikke-erstatte-udendoers-motion>.
- [113] Anatomia Perna. Anatomia perna, Marts 2016. URL
<https://www.pinterest.com/arturrebelo3/anatomia-perna/>.
- [114] Shimmer. Shimmer3, Marts 2016. URL
<http://www.shimmersensing.com/shop/shimmer3>.
- [115] Patientinformationen. Hjerterehabilitering i terapien. *Sygehus Sønderjylland*, 2013.

A.1 Formål

Pilotforsøget udføres med henblik på at kunne lave algoritmer ud fra målinger med et accelerometer og gyroskop, som adskiller de tre forskellige aktivitetsformer gang, løb og cykling. Det undersøges derudover, hvilke af accelerometerets akser der er essentielle at lave algoritmer ud fra. Ydermere undersøges signalernes frekvens for at undgå aliasing i det endelige system og for at kende nyquistfrekvensen. Sidst undersøges hvilken indflydelse placering af sensoren har på signalets udformning. Dette gøres, så det endelige systems signal ikke går i mætning på grund af stor kraftpåvirkning, og for at undersøge om placering har indflydelse på signalernes udformning.

Til opsamling af data, anvendes en Shimmer3. Dette er en enhed, som indeholder en række sensorer, hvor der til forsøget udelukkende benyttes et accelerometer og et gyroskop.

Formålet med pilotforsøget er dermed:

- At undersøge hvordan signalerne for gang, løb og cykling adskilles fra hinanden.
- At undersøge hvilken betydning placering af sensorerne har for signalets udformning ved de tre aktivitetsformer gang, løb og cykling.
- At bestemme frekvensområdet for signalerne.
- At bestemme amplitude for signalerne.

A.2 Metode

Til forsøget medtages forsøgspersoner, som ikke lider af gener, der forhindrer dem i at udføre aktiviteterne gang, løb og cykling. Er en person skadet eller syg, eksluderes vedkommende dermed fra forsøget. Der udføres kun forsøg på gruppemedlemmer, og det er derfor ikke muligt at udføre forsøget på en person fra målgruppen, som er på 9-12 år. Resultaterne kan dermed variere i forhold til målgruppen, da deres vægt og højde antages ikke er tilsvarende forsøgspersonernes.

Forsøget vil tage udgangspunkt i tre forudbestemte placeringer på underbenet af enheden Shimmer3, hvilke kan ses på figur A.1. Disse placeringer er udvalgt på baggrund af afsnit 3.3, hvor det ses, at de største bevægelser optræder her i forbindelse med gang, løb og cykling. Accelerometeret registrerer position og acceleration, og det forventes derfor, at den største forskel vil kunne ses ved disse placeringer, da det især er distalt for patella, der bevæges under gang og løb. I databehandlingen behandles kun data fra accelerometerets y-akse, da denne bør have den største kraftpåvirkning på baggrund af afsnit 3.3.

A.2.1 Materialer

- Løbebånd med justerbar hastighed og sikkerhedsbæresele.

- Motionscykel.
- Shimmer3 sensor med tilhørende holder og strap.
- Sportstape.
- Computer med følgende software:
 - Labview.
 - Shimmer sensing.

A.2.2 Fremgangsmåde

Forsøgets fremgangsmåde er opdelt i to dele. Første del indeholder en opsætning af Shimmer3, mens den anden del er fremgangsmåden for optagelse af data fra forsøget.

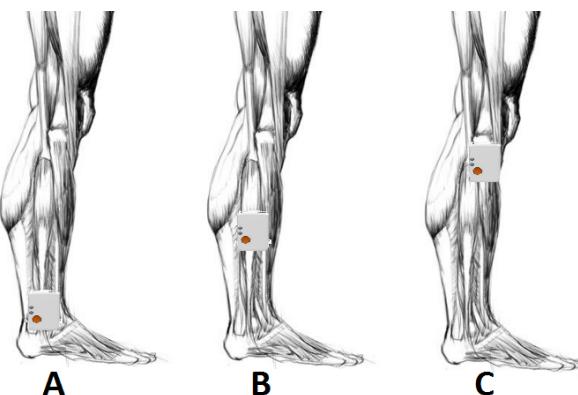
Opsætning af Shimmer3 SUB

Før forsøgene kan udføres skal Shimmer forbindes korrekt med computeren og indstilles til at bruge de sensorer, der ønskes i pilotforsøget.

- Shimmer forbindes til programmet Labview gennem bluetooth.
- Shimmer indeholder en række sensorer, hvorfaf følgende skal aktiveres:
 - Widerange Accelerometer.
 - Gyroscope.
- De maksimale arbejdsområder på ± 16 g og ± 2000 dps vælges, da signalets amplitude endnu er ukendt.
- Samplingsfrekvensen indstilles på 512 Hz, da signalets frekvens er ukendt, og denne samplingsfrekvens er den maksimale der kan vælges, når både gyroskopet og accelerometeret er i brug.
- Det er nu muligt at starte stream og derefter følge optagelserne realtime.

Udførsel af forsøget

Forsøget udføres på fire forsøgspersoner, som alle skal udføre aktiviteterne gang, løb, hastighedsstigning og cykling. Den nedenstående beskrivelse af forsøgets fremgangsmåde er gældende for én af de forudbestemte placeringer af Shimmer3 på forsøgspersonens højre ben. Alle fire aktiviteter udføres før placeringen ændres, dog benyttes den samme fremgangsmåde til de resterende to placeringer. De tre placeringer kan ses på figur A.1.



Figur A.1: På figuren ses hvor sensoren skal placeres under pilotforsøget. Placering A: proximalt for den laterale malleolus. Placering B: medialt på den laterale side af tibia. Placering C: distalt for patella på den laterale side. [113, 114] (Modificeret)

Inden forsøget skal forsøgspersonen fastspændes i en sikkerhedssele, således der ikke opstår skader, hvis personen snubler på løbebåndet. Derudover skal forsøgspersonen inden hver måling fortælle, hvor på borgskalaen vedkommende befinder sig, der kan ses på figur A.2. Er dette under 11, kan målingen påbegyndes. Denne værdi er valgt for, at forsøgspersonen ikke allerede har det som om, at kroppen er i gang med træning. Det sikres dermed, at alle forsøgspersoner har samme startbetingelser for alle forsøg.

| Borg-trin | Oplevelse | Træningseffekt |
|-----------|--|--|
| 6 | Hvile | Ingen ☺ |
| 7 | | |
| 8 | Det føles meget let Svært at mærke forskel på niveauerne | Opvarmning / nedvarmning |
| 9 | | |
| 10 | | |
| 11 | Du kan mærke at du træner - men det er slet ikke hårdt | Sundhedseffekt - men kræver lang tid |
| 12 | | |
| 13 | | |
| 14 | Snakkegrænsen Du kan snakke, men sætninger bliver afbrudt af åndedrag | Kondition og sundhed for de fleste |
| 15 | | |
| 16 | Kraftigt forpustet Du puster kraftigt og kan kun svare med enkelte ord | Effektiv kondition - men hård træning |
| 17 | | |
| 18 | Udmattelse Få minutter eller sekunder til at du må stoppe | Præstations- og sprintevne |
| 19 | | |
| 20 | | |

Figur A.2: På figuren ses borgskalaen, som benyttes inden forsøgsstarten. [115] (Modificeret)

Første måling er gang, hvor et gangtempo på 4,8 km/t er valgt [110].

- Der foretages en baseline på 10 sekunder, hvor forsøgspersonen skal stå oprejst med ret ryg og fodderne placeret parallelt og kigge ligefrem ved baseline målingen.
- Løbebåndet indstilles til 4,8 km/t, hvor forsøgspersonen går på løbebåndet indtil en konstant hastighed opnås.
- Målingen på 45 sekunder igangsættes.

Anden måling er løb, et løbetempo på 11,3 km/t er valgt [110].

- Der foretages en baseline på 10 sekunder, hvor forsøgspersonen skal stå oprejst med ret ryg og fodderne placeret parallelt og kigge ligefrem ved baseline målingen.
- Løbebåndet indstilles til 11,3 km/t, hvor forsøgspersonen løber på løbebåndet indtil en konstant hastighed opnås.
- Målingen på 45 sekunder igangsættes.

Tredje måling foretages på løbebåndet, hvor forsøgspersonen gradvist skal stige i tempo under hele forsøget. Der noteres under forsøget, hvornår forsøgspersonen skifter fra gang til løb.

- Der foretages en baseline på 10 sekunder, hvor forsøgspersonen skal stå oprejst med ret ryg og fødderne placeret parallelt og kigge ligefrem ved baseline målingen.
- Målingen igangsættes.
- Løbebåndet indstilles til 2 km/t, hvor forsøgspersonen skal gå i 20 sekunder.
- Hastigheden stiger herefter med 2 km/t for hvert 20. sekund, indtil forsøgspersonen har opnået sin vurderede maksimale hastighed, eller løbebåndets maksimale hastighed på 18 km/t opnås.
- Målingen stoppes.

Sidste måling er cykling, hvor et cykeltempo på 20,9 km/t er valgt, hvilket betegnes som værende et højt cykeltempo [110]. Tempoet er dog underordnet, da der kun ønskes at se på forskellen i selve bevægelsen fra de andre aktivitetsformer, men der er valgt et fast tempo for at få et ensformigt signal.

- Der foretages en baseline på 10 sekunder, hvor forsøgspersonen skal sidde i en naturlig cykelposition på motionscyklen med begge fødder på pedalerne, hvoraf den højre pedal skal være helt i bund. Denne position er valgt, da den er mulig at lave tilnærmedesvis ens for alle forsøgspersoner, hvormed de får den samme baseline.
- Forsøgspersonen træder i pedalerne, indtil vedkommende opnår en konstant hastighed på 20,9 km/t ved en belastning på 35 W. Dermed sikres det, at alle forsøgspersoner bruger den samme belastning gennem forsøget.
- Målingen på 45 sekunder igangsættes.

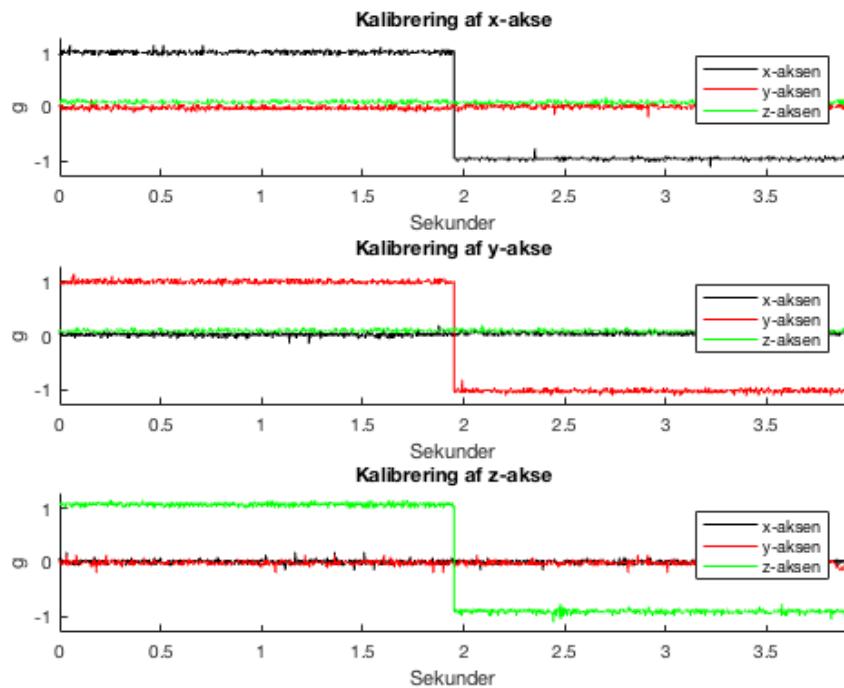
Efter de tre placeringer skulle forsøgspersonerne vurdere hvilken placering der var mest behagelig.

A.3 Databehandling

A.3.1 Kalibrering af Shimmer

Forud for pilotforsøgets målinger blev Shimmer kalibreret og testet. For at undersøge hvorvidt kalibreringen af Shimmer fungerede optimalt, blev der opsamlet data til at be- eller afkræfte dette. Data fra de tre akser, x, y og z blev behandlet.

Når Shimmer er placeret i en kalibreringsboks på et bord med henblik på en respektiv akse, bør accelerometeret blive påvirket med ± 1 g, mens de resterende akser ikke bør påvirkes.



Figur A.3: På figuren ses kalibreringsdataene tilhørende accelerometerets x, y og z-akse.

For hver akse blev den gennemsnitlige værdi for henholdsvis den positive- og negative akse beregnet og sammenholdt med $\pm 1\text{g}$. Dermed blev den procentmæssige afvigelse fra tyngdeaccelerationen fundet. Dette resulterede i, at x-aksen gennemsnitligt afveg henholdsvis 3,5% i den negative akse og -2,2% i den positive akse. Y-aksen afveg gennemsnitligt med -2,6% i den negative akse og -0,6% i den positive akse. Z-aksen afveg gennemsnitligt med 8,8% i den negative akse og 8,0% i den positive akse.

Kalibreringen blev foretaget for at sikre, at et offset ikke var til stede.

A.3.2 Baseline af gang, løb og cykling

Forud for hver enkelt måling blev der foretaget en baselinemåling som indikation for hvorvidt Shimmer fungerede forud for aktiviteten. Derudover blev det ud fra baseline testet, hvorvidt shimmer3 var i samme position for alle forsøgspersoner ved de forskellige målingers start. Dataene skal afspejle en tilnærmedesvis fuldstændig tyngdekraftpåvirkning på accelerometerets y-akse, som resultat af Shimmer3s placering på benet. Baseline blev foretaget for at sikre, at shimmer3 tilnærmedesvis blev placeret ens på alle forsøgspersoner, hvormed data kunne sammenholdes.

| Forsøgsperson | Placering A, y-akse [g] | Placering B, y-akse [g] | Placering C, y-akse [g] |
|---------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| F1 | 0,98 | 0,99 | 0,97 |
| F2 | 1 | 0,99 | 0,96 |
| F3 | 0,98 | 0,98 | 0,98 |
| F4 | 0,97 | 0,99 | 0,95 |

Tabel A.1: I tabellen ses de gennemsnitlige baselineresultater fra accelerometerets y-akse forud for gang.

| Forsøgsperson | Placering A, y-akse [g] | Placering B, y-akse [g] | Placering C, y-akse [g] |
|---------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| F1 | 0,99 | 0,99 | 0,97 |
| F2 | 0,99 | 0,99 | 0,96 |
| F3 | 0,97 | 0,98 | 0,98 |
| F4 | 0,97 | 0,99 | 0,95 |

Tabel A.2: I tabellen ses de gennemsnitlige baselineresultater fra accelerometerets y-akse forud for løb.

Ved cykling benyttes gyroskopets data, da cykling detekteres som en roterende bevægelse omkring z-aksen. Enheden af dataet heraf er grader per sekund (dps), og dermed bør baselineresultaterne ligge omkring nul.

| Forsøgsperson | Placering A, z-akse [dps] | Placering B, z-akse [dps] | Placering C, z-akse [dps] |
|---------------|------------------------------|------------------------------|------------------------------|
| F1 | -0,98 | -0,83 | -0,87 |
| F2 | -0,90 | -0,79 | -0,77 |
| F3 | -0,68 | -0,58 | -0,99 |
| F4 | -0,89 | -0,92 | -0,85 |

Tabel A.3: I tabellen ses de gennemsnitlige baselineresultater fra gyroskopets z-akse forud for cykling.

A.3.3 Minimum og maksimum g-påvirkning under gang, løb og hastighed

Dataene fra aktiviteterne gang, løb og hastighedsstigning bliver alle behandlet med henblik på bestemmelse af den maksimale g påvirkning heraf. Dette bliver bestemt af den maksimale påvirkning i henholdsvis accelerometerets positive og negative y-akse samt placeringer. Før forsøgene bliver baseline målt inden hvert forsøg.

Den største afvigelse fra tyngdeaccelerationen for gang var på 0,9969%, hvormed det vurderes, at alle baselines har ligget neutralt. Tabel A.4 viser resultaterne fra gang med et tempo på 4,8 km/t.

| Forsøgsperson | Placering A [g] | Placering B [g] | Placering C [g] |
|---------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| F1 | 0,09 ; 2,51 | 0,00 ; 2,32 | -2,51 ; 3,33 |
| F2 | -0,19 ; 3,19 | -0,43 ; 3,04 | -0,97 ; 2,84 |
| F3 | -0,24 ; 3,52 | -0,39 ; 3,38 | -0,20 ; 2,51 |
| F4 | -0,04 ; 2,84 | -0,29 ; 3,62 | -0,50 ; 3,52 |

Tabel A.4: I tabellen ses de maksimale positive og negative værdier fra accelerometerets y-akse som resultat af gang med en hastighed på 4,8 km/t. Værdierne er fundet for både placering A, B og C.

Det ses dermed, at den maksimale påvirkning i positiv retning af accelerometerets y-akse under gang ved 4,8 km/t var $3,015 \text{ Hz} \pm 0,505$ for placering A, $3,095 \text{ Hz} \pm 0,53$ for placering B og $3,05 \text{ Hz} \pm 0,47$ for placering C. Den maksimale påvirkning i negativ retning af accelerometerets y-akse under gang ved 4,8 km/t var $0,018 \text{ Hz} \pm 0,88$ for placering A, $-0,28 \text{ Hz} \pm 0,28$ for placering B og $-1,05 \text{ Hz} \pm 0,85$ for placering C.

På samme måde blev baseline fundet for løb ved en hastighed på 11,3 km/t, som maksimalt afveg med 0,9930%. Det vurderes derfor, at baseline for alle forsøgspersoner inden løb ligger neutralt. Herefter blev der fundet de maksimale positive og negative værdier for løb, som kan ses i tabel A.5.

| Forsøgsperson | Placering A [g] | Placering B [g] | Placering C [g] |
|---------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| F1 | -2,03 ; 8,59 | -2,80 ; 5,07 | -4,10 ; 3,33 |
| F2 | -0,97 ; 5,35 | -2,51 ; 6,13 | -4,44 ; 6,52 |
| F3 | -2,12 ; 5,55 | -1,83 ; 5,60 | -2,46 ; 5,60 |
| F4 | -3,48 ; 6,42 | -4,63 ; 6,76 | -3,52 ; 8,30 |

Tabel A.5: I tabellen ses de maksimale positive og negative værdier fra accelerometerets y-akse som resultat af løb med en hastighed på 11,3 km/t. Værdierne er fundet for både placering A, B og C.

Det ses i tabel A.5, at den maksimale påvirkning i positiv retning af accelerometerets y-akse under gang ved 11,3 km/t var $6,48 \text{ Hz} \pm 2,11$ for placering A, $5,89 \text{ Hz} \pm 0,87$ for placering B og $5,94 \text{ Hz} \pm 2,36$ for placering C. Den maksimale påvirkning i negativ retning af accelerometerets y-akse under gang ved 11,3 km/t var $-2,15 \text{ Hz} \pm 1,18$ for placering A, $-2,94 \text{ Hz} \pm 1,11$ for placering B og $-3,63 \text{ Hz} \pm 1,17$ for placering C.

Slutvis blev accelerometerets y-akse undersøgt ved forsøget, hvor forsøgspersonerne gradvist steg i tempo. Baseline for disse målinger afveg med 0,9954%, hvormed det vurderes, at baseline for alle målinger var neutrale. Den maksimale påvirkning i henholdsvis positiv og negativ retning, som blev detekteret under hastighedsstigningen, kan ses i tabel A.6

| Forsøgsperson | Placering A [g] | Placering B [g] | Placering C [g] |
|---------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| F1 | -3,04 ; 8,20 | -4,59 ; 6,28 | -6,66 ; 7,10 |
| F2 | -3,19 ; 10,96 | -4,49 ; 10,48 | -7,58 ; 9,61 |
| F3 | -4,92 ; 10,48 | -4,59 ; 13,13 | -4,63 ; 9,70 |
| F4 | -8,83 ; 16,95 | -7,48 ; 16,32 | -8,01 ; 15,35 |

Tabel A.6: I tabellen ses de maksimale positive og negative værdier fra accelerometerets y-akse som resultat af hastigheds stigning. Værdierne er fundet for både placering A, B og C.

Det ses dermed, at den maksimale værdi målt i positiv retning på accelerometerets y-akse under hastighedsstigningen var $11,65 \text{ Hz} \pm 5,3$ ved placering A, $11,55 \text{ Hz} \pm 4,77$ for placering B og $10,44 \text{ Hz} \pm 4,91$ for placering C. Den maksimale påvirkning i negativ retning for accelerometerets y-akse under hastighedsstigningen var $-5,00 \text{ Hz} \pm 1,96$ for placering A, $-5,29 \text{ Hz} \pm 0,8$ for placering B og $-6,72 \text{ Hz} \pm 2,09$ for placering C.

A.3.4 Maksimal omdrejninger per sekund under cykling

Dataene fra aktiviteten, cykling, blev behandlet med henblik på bestemmelse af den maksimale amplitude fra gyroskopet. Dette blev bestemt ved at beregne den maksimale peak-to-peak under udførelsen af cykling. Dataene blev kun behandlet med henblik på gyroskopets z-akse som resultat af afsnit 3.3. Inden dataopsamling for cykling blev der målt en baseline. Den maksimale afvigelse fra 0 var $-0,9979\%$, hvormed det vurderes, at alle målinger havde en neutral baseline. Dataene fra forsøget kan ses i tabel A.7

| Forsøgsperson | Placering A [dps] | Placering B [dps] | Placering C [dps] |
|---------------|-------------------|-------------------|-------------------|
| F1 | -148,23 ; 108,29 | -209,82 ; 118,60 | -188,66 ; 98,29 |
| F2 | -108,42 ; 108,11 | -133,11 ; 114,94 | -150,43 ; 120,61 |
| F3 | -208,29 ; 136,28 | -196,95 ; 140,18 | -195,43 ; 151,10 |
| F4 | -182,56 ; 152,13 | -159,82 ; 138,35 | -152,62 ; 136,83 |

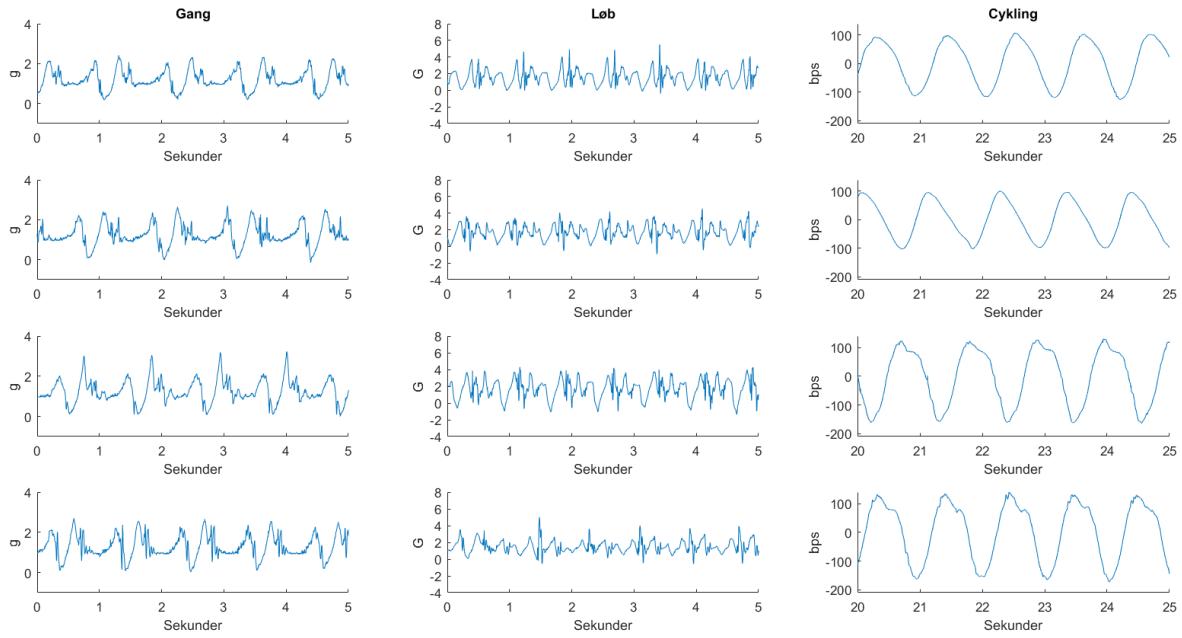
Tabel A.7: I tabellen ses de maksimale positive og negative værdier fra gyroskopets z-akse som resultat af cykling med en hastighed på $20,9 \text{ km/t}$. Værdierne er fundet for både placering A, B og C.

Det ses dermed at den maksimale påvirkning i positiv retning af gyroskopet under cykling ved en hastighed på $20,9 \text{ km/t}$ var $126,20 \text{ dps} \pm 25,93$ for placering A, $128,02 \text{ dps} \pm 12,16$ for placering B og $126,71 \text{ dps} \pm 24,39$ for placering C. Den maksimale påvirkning i negativ retning er $-161,88 \text{ dps} \pm 53,46$ for placering A, $-174,93 \text{ dps} \pm 41,82$ for placering B og $-171,79 \text{ dps} \pm 21,36$ for placering C.

A.3.5 Afgrænsning af placering

Databehandling vil ud fra de maksimale værdier tage udgangspunkt i placering A. Dette gøres på baggrund af, at denne er den mest optimale placering i forhold til komfort for brugeren, da tre ud af fire forsøgspersoner foretrak denne placering. Den maksimale værdi for placering A overskrider den maksimale accelerationskraftpåvirkning med $0,95 \text{ g}$. Det vurderes dog at placering A vil være optimal at bruge, da de $16,95 \text{ g}$ repræsenteres i form af hælnedslag. Det vil stadig være muligt at adskille hælnedslag fra tåafslæt, selvom det vil klippes ved 16 g .

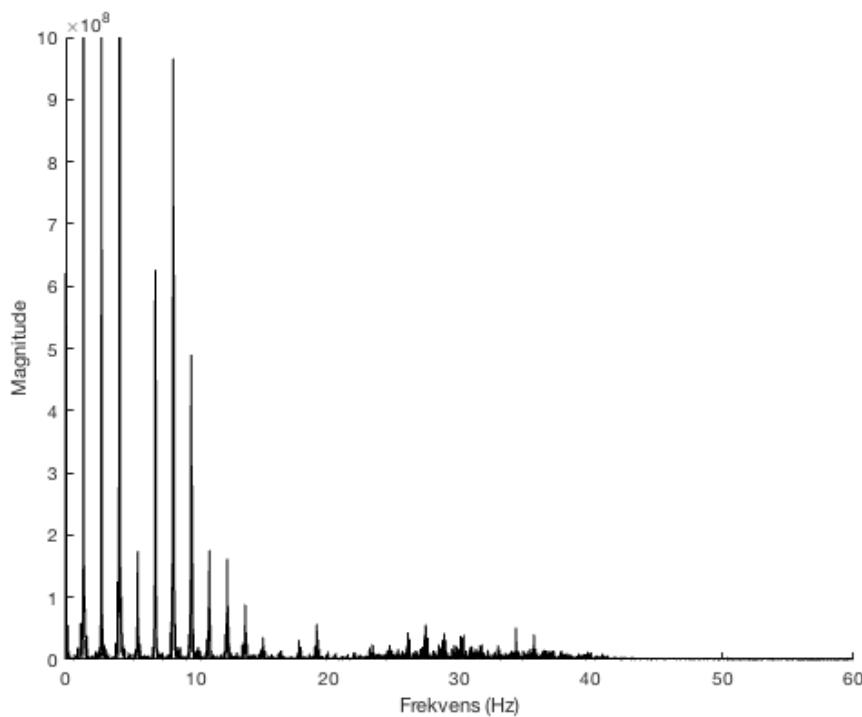
Gyroskopets data viser ligeledes, at det er muligt at benytte placering A, da denne viser at cykling ikke resulterer i en høj dps. På baggrund af dette vil der i det resterende databehandling tages udgangspunkt i placering A, som kan ses i to sekunders interval for hver af de fire forsøgspersoner på figur A.4.



Figur A.4: På figuren ses det ubehandlede data fra de tre aktivitetstyper gang, løb og cykling, hvoraf data for gang og løb er fra accelerometret mens data for cykling er fra gyroskopet ved placering A.

A.3.6 Frekvensindhold af gang, løb og cykling

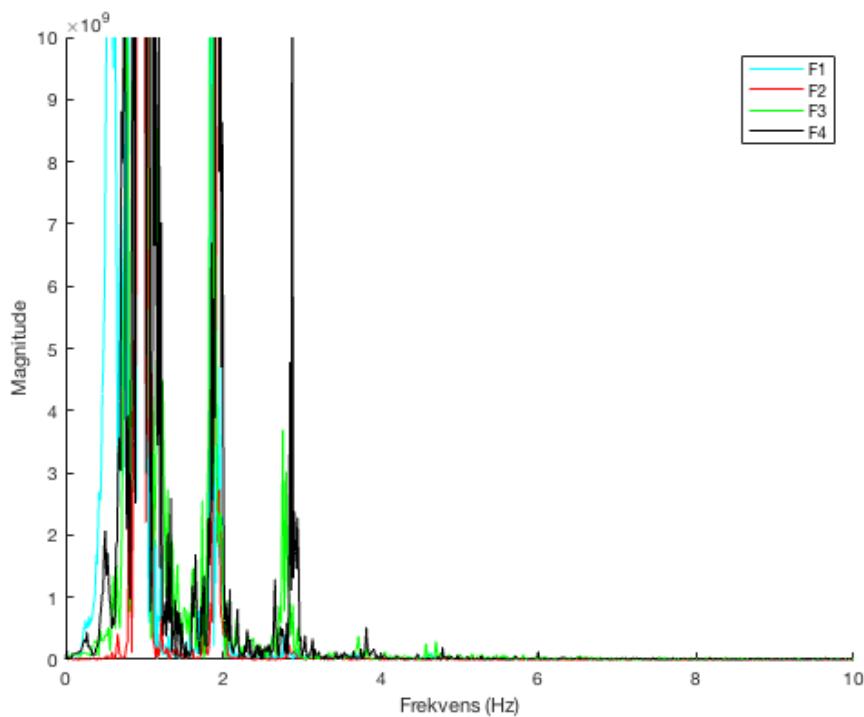
Dataene fra aktiviteterne gang og løb blev behandlet for at bestemme signalerne frekvensindhold. Resultatet af dette muliggør bestemmelsen af samplingsfrekvensen vedrørende accelerometeret og gyroskopet. Der blev foretaget en frekvensdomæne analyse, hvilket muliggør visualisering af signalets magnitude ved forskellige frekvenser, hvoraf energien af signalet kommer til udtryk.



Figur A.5: På figuren ses frekvensdomænet af aktiviteten løb for forsøgsperson 1. Den fuldstændige magnitude for de lave frekvenser vises ikke til fulde. Hvis dette skulle være tilfældet ville de mindste magnituder på figuren blive udskalleret.

Frekvensdomæneanalysen vises kun for løb af F1', da frekvensspektrummet var størst heraf. Derudover vises den ikke for gang, da denne ydermere var lavere end for løb, og da begge aktiviteter skal detekteres med et accelerometer, skal de have samme samplingsfrekvens. Dermed vises kun frekvensspektrummet for løb, da systemets samplingsfrekvens bestemmes i forhold til den højest målte frekvens.

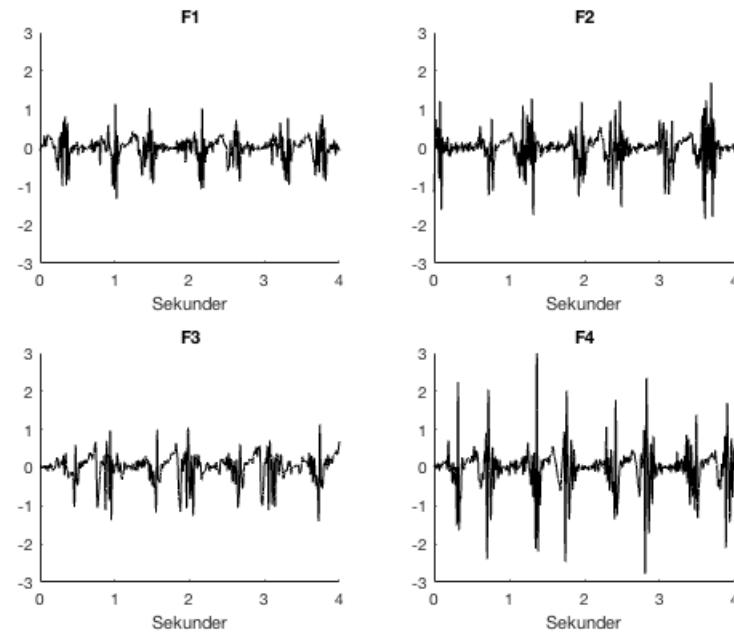
Dataene fra aktiviteten, cykling blev behandlet for at bestemme signalernes frekvensindhold, med henblik på bestemmelsen af samplingsfrekvensen vedrørende gyroskopet.



Figur A.6: På figuren ses frekvensdomænet af aktiviteten cykling for alle forsøgspersoner. Den fuldstændige magnitude for de lave frekvenser vises ikke til fulde. Hvis dette skulle være tilfældet ville de mindste magnituder på figuren blive udskalleret.

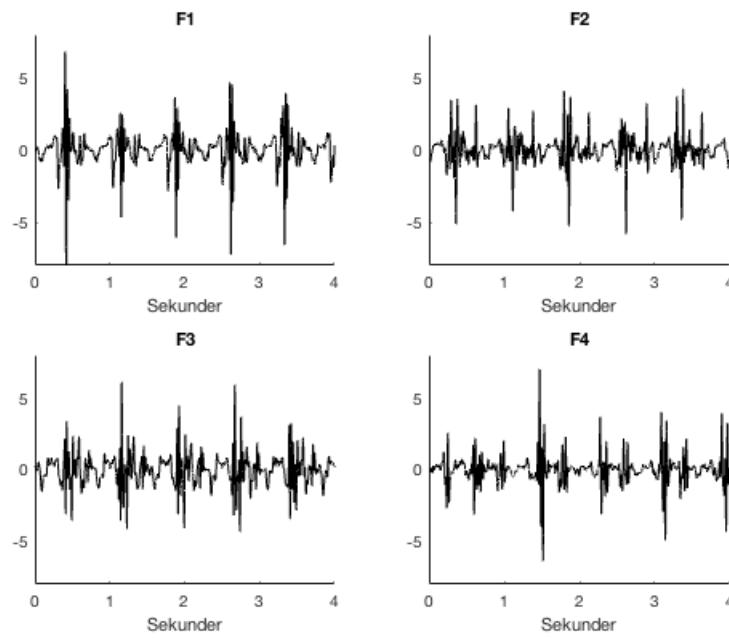
A.3.7 Accelerometer karakteristika vedrørende gang og løb

Dataene fra aktiviteten gang og løb blev behandlet med henblik på bestemmelse af signalets karakteristika, således en sammenligning og senere algoritmedesign blev muliggjort. Dataene fra accelerometerets y-akse blev for alle forsøgspersoner lavpasfiltreret ved 45 Hz grundet frekvensspektret på figur A.5. Derudover blev signalet differentieret, hvorved områderne med størst hældningskoefficient kommer til udtryk. Herigennem fremhæves hælnedslag og tåafsæt, da disse events har en stor hældning. *Gang:*



Figur A.7: På figuren ses det filtrerede og differentierede data fra aktiviteten gang for alle forsøgspersoner.

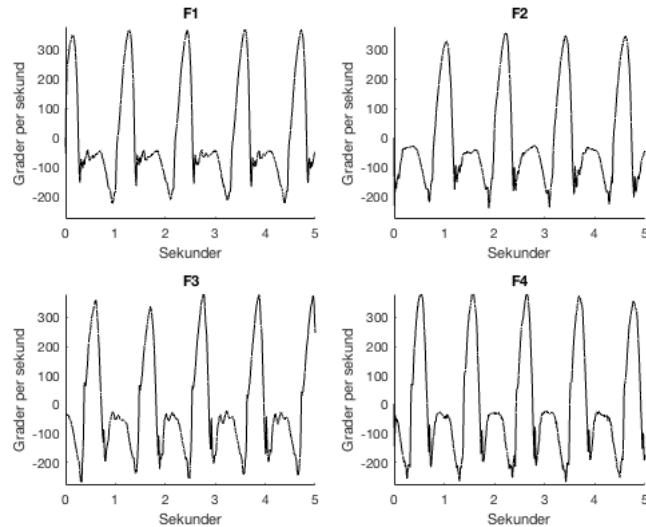
Det ses på figur A.7, at hælnedslagg og tåafsæt fremgår tydligere end på figur A.4 for både gang, som kan ses på figur A.7 og løb, som kan ses på figur A.8.



Figur A.8: På figuren ses det filtrerede differentierede data fra aktiviteten løb for alle forsøgspersoner.

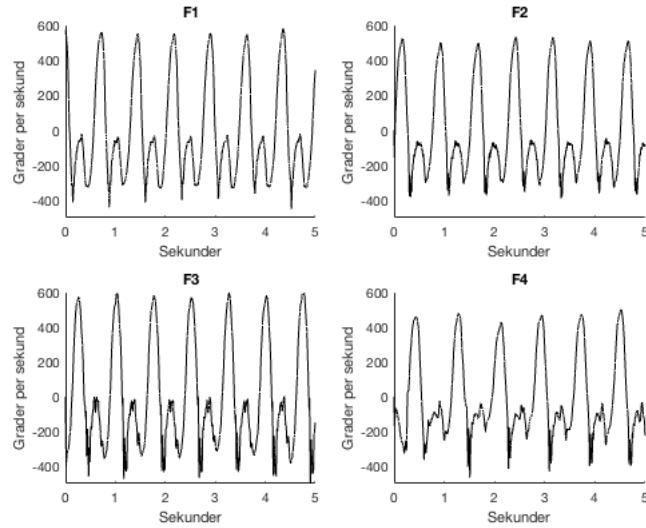
A.3.8 Gyroskop karakteristika vedrørende gang, løb og cykling

Dataene fra aktiviteterne gang, løb og cykling, blev behandlet med henblik på bestemmelse af signalets karakteristika. Dette blev udført ved at sammensætte forsøgspersonernes data, således en sammenligning blev muliggjort. Aktiviteterne gang og løb blev behandlet for at sikre dette ikke havde samme karakteristika som cykling, med henblik på algoritmedesign. Dataene blev kun behandlet med henblik på gyroskopets z-akse, som resultat af afsnit 3.3. Dette kan ses på figur A.9, figur A.10 og figur A.11. *Gang:*



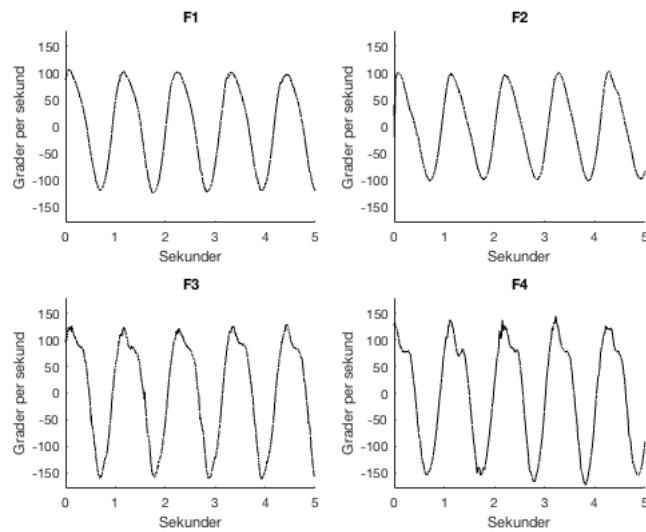
Figur A.9: På figuren ses dataene fra gang ved 4,8 km/t fra de fire forsøgspersoner. Dataene er fra gyroskopets z-akse.

Løb:



Figur A.10: På figuren ses dataene fra løb ved 11,3 km/t fra de fire forsøgspersoner. Dataene er fra gyroskopets z-akse.

Cykling:



Figur A.11: På figuren ses dataene fra cykling ved 20,9 km/t fra de fire forsøgspersoner. Dataene er fra gyroskopets z-akse.

A.4 Diskussion

A.4.1 Kalibrering af Shimmer3

Resultatet af databehandlingen bevirket, at kalibreringen af Shimmer3 antages at være tilstrækkelig. Dette antages at være tilstrækkeligt, da y-aksen afviger med henholdsvis -2,6% i den negative akse og -0,6% i den positive akse fra den teoretiske værdi. En eventuel fejlkilde til at denne fejlmargin forekom kunne være, at bordet hvorpå Shimmer3 var placeret, ikke var i vatter.

A.4.2 Baseline af gang, løb og cykling

Baselinemålingerne for henholdsvis gang og løb resulterede i en sammenligning påvirkning. Som forventet var g påvirkningen ikke 1 g, hvilket kan være et resultat af at Shimmer ikke er placeret ortogonalt på y-aksen på benet. I og med Shimmer ikke var placeret ortogonalt på benet, kan der være opstået en lille hældning, hvorfor y-aksen ikke påvirkes med præcist 1 g. Resultaterne fra disse målinger indikerer, at Shimmer har optaget data som stemmer overens med antagelsen om den tilnærmedesvis påvirkning på 1 g.

Resultaterne fra baselinemålingerne vedrørende cykling ligger som forventet omkring 0, hvilket er et resultat af, at Shimmer ikke er blevet påvirket i z-aksen i nogen væsentlig grad, da benet ikke bevæges. Resultaterne af disse målinger indikerer, at Shimmer har optaget data, som stemmer overens med antagelsen om den tilnærmedesvis påvirkning på 0 dps.

A.4.3 Maksimal g-påvirkning under gang, løb og hastighed

Resultatet af databehandlingen vedrørende de tre aktiviteter med henblik på bestemmelsen af den maksimale g påvirkning medførte, at aktiviteten med hastighedsstigning havde den

største påvirkning. Resultaterne fra placering A, B eller C fra F1, F2 og F3 ikke overskridet $\pm 16g$. Resultaterne fra F4 overskridt 16 g med 0,95 g. Dette vurderes dog til ikke at have en væsentligt betydning, hvoraf den mest fordelagtige placering vælges. Med baggrund i afsnit 2.4.2 og afsnit 3.2 skal placeringen ikke være til gene for barnet og skal nemt af- og påmonteres, hvoraf placering A er valgt, da denne vurderes som værende mest komfortable bland forsøgspersonerne. Dette medfører, at den videre resultatbehandling udelukkende tog udgangspunkt i placering A.

A.4.4 Maksimal omdrejninger per sekund under cykling

Resultatet af databehandlingen vedrørende maksimal omdrejninger ved cykling resulterede i et spænd mellem 216,5 dps og 320,4 dps. Dette kan være et resultat af, at forsøgspersonerne ikke har holdt samme hastighed. En pludselig acceleration kan derfor muligvis give en ændring, som ikke er relateret til cykling ved 20,9 km/t. I takt med at der maksimalt blev registreret 320,4 dps, er dette medbestemmende vedrørende valg af et endeligt gyroskop. Et gyroskop til det endelige system skal heraf have et arbejdsmønster som er større end 320,4 dps, men det præcise arbejdsmønster vides ikke, da en hastighedsstigning ikke blev foretaget for cykling.

A.4.5 Frekvens indhold af løb og cykling

Databehandlingen af frekvensindholdet fra gang og løb medførte, at det største frekvensspektrum ligger mellem 0 og 45 Hz. Dette medfører, at samplingsfrekvensen vedrørende data fra accelerometeret kan bestemmes.

Databehandling af frekvensindholdet fra cykling medførte, at det største frekvensspektrum ligger mellem 0 og 6 Hz. Dette medfører, at samplingsfrekvensen vedrørende data fra gyroskopets kan bestemmes.

A.4.6 Accelerometer karakteristika vedrørende gang og løb

Databehandlingen vedrørende accelerometerets karakteristika af gang og løb resulterede i en sammenligning af dataene. Dataene fra gang viser to events, hvor peaks fremstår. Disse har en relativ kort afstand til hinanden efterfulgt af en længere pause, hvilket flere figurer i afsnit 3.3 viser som henholdsvis hælnedslag og tåafslæt. Ligeledes var disse forskellige events i løb, som også antages værende hælnedslag og tåafslæt. Der forekom dog yderligere et harmonisk peak, som var betydeligt større end de andre events. Yderligere behandling af aktiviteternes data med anerkendte algoritmer kan være nødvendig, men databehandlingen medførte, at signalkarakteristika for gang og løb kan bestemmes og heraf adskilles. Dette er muligt, idet varigheden mellem de antagede hælnedslag forekommer $\approx 0,43$ sekunder hurtigere ved løb end ved gang.

A.4.7 Gyroskop karakteristika vedrørende gang, løb og cykling

Databehandlingen af gyroskopets karakteristika vedrørende gang, løb og cykling resulterede i en sammenligning heraf. Resultatet af dette tyder på, at data fra et gyroskops z-akse tilhørende cykling tilnærmelsesvis kan afspejles som en sinus-bølge, samt at gang og løb antageligvis ikke kan forveksles heraf. Dette muliggør algoritmedesign med henblik på detektering af cykling. Det kan antages, at resultater fra cykling ved forskellige hastigheder vil påvirke signalet i en grad, hvor frekvens og amplitude ændres.

A.5 Konklusion

I pilotforsøget blev aktiviteterne gang, løb og cykling undersøgt i en biomekanisk sammenhæng. Ud fra kalibreringen vurderes Shimmer3 til at måle korrekt i de forskellige akser. Derudover viser alle baselines at blive påvirket med mindre end 1% vigende fra det forventede, hvormed det vurderes, at alle data kan sammenlignes, da shimmer3 tilnærmedesvis er placeret ens ved alle målinger for alle forsøgspersoner.

Signalerne for gang og løb adskilles ved, at de maksimale målte amplituder for løb tilnærmedesvis er dobbelt så stor som for gang, men ellers ser signalerne ensformige ud. Cykling målt med et gyroskop adskilles væsentligt fra gang og løb, da cykling ikke har store peaks men i stedet er formet som en sinuslignende kurve.

Signalernes udformning i forhold til placering har ikke en indflydelse på amplituden for gang. For løb stiger den positive amplitude imidlertid, jo mere distalt sensoren placeres, mens den stiger i negativ amplitude jo mere proximalt sensoren placeres. Hastighedsstigningen påvirkes på samme måde af placeringen som løb, mens amplituden ved cykling stort set ikke påvirkes efter placeringen.

Frekvensspektrummet for gang og løb vælges ud for de laveste og højeste målte frekvenser, hvormed et frekvensspektrum på 0-45 Hz bestemmes. Frekvensspektrummet for cykling ligger på 0-6 Hz.

Ud fra pilotforsøget vælges placering A som den mest optimale, da data ikke overskridt 16 g i en grad, der vil ødelægge signalet, og denne placering er den mest optimale i forhold til komfort. Derudover vælges et accelerometer med minimum 16 g og et gyroskop med minimum 320 dps.