
Udvikling af aktivitetsmåler
Projektrapport 4. semester

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

SKREVET AF
GRUPPE 4403



AALBORG UNIVERSITET

Gruppemedlemmer:

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



AALBORG UNIVERSITET
STUDENTERRAPPORT

School of Medicine and Health
Sundhedsteknologi
Niels Jernes Vej 12
9220 Aalborg Øst
<http://www.smh.aau.dk>

Titel

Udvikling af aktivitetsmåler
til forebyggelse af inaktivitet

Synopsis:

DETTE SKAL SKRIVES

Projekt

P4 - Behandling af fysiologiske signaler

Projektperiode

Februar 2016 - Juni 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: x (PDF sidetal: x)

Appendiks: x (x - Dx)

Aleveret: 27-05-2016

Rapportens indhold er frit tilgængeligt, men offentliggørelse (med kildeangivelse) må kun ske efter aftale med forfatterne.

Forord og læsevejledning

Forord

Denne rapport er udarbejdet af fem 4. semesters sundhedsteknologistuderende på Aalborg universitet. Projektet forløb fra d. 1. februar til d. 27. maj 2016 under temaet *behandling af fysiologiske signaler*. Formålet med dette semester er at arbejde videre med opnået viden fra 3. semester men med mere fokus på signalbehandling og datakommunikation. Dette projekt tager udgangspunkt i projektforslaget *udvikling af aktivitetsmåler*, hvor målet blandt andet var design, implementering og test af et prototypesystem, der kunne registrere skridt og cykelaktivitet. Dette mål fastholdes til dels i dette projekt, da der ønskes at aktivitetsmåleren i dette projekt kan registrere gang, løb og cykling samt intensiteten heraf.

Projektet henvender sig til studerende på samme niveau eller andre interessere med et kendskab til basal analog og digital databehandling.

projektaktørerne vil gerne takke vejleder Sabata Gervasio for et godt samarbejde samt John Hansen for råd og vejledning til forståelse af semestrets nye mikrokontroller

Læsevejledning

Projektet er opbygget af 5 kapitler, litteratuoversigt samt bilag. Det første kapitel består af en indledning og initierende problemstilling. Herefter findes problemanalysen, der bearbejder den initierende problemstilling og leder ud i en problemformulering. 3. kapitel er problemløsning, hvori blandt andet løsningsstrategi, nødvendig teori hertil samt krav til systemet og dets underdele beskrives. Det efterfølgende kapitel består af design, implementering og test af systemet mindre dele samt det samlede system. Afslutningsvis findes syntesen indeholdende diskussion, konklusion samt perspektivering i det 5. kapitel.

Igennem denne rapport henvises der til kilder ved hjælp af vancouver-metoden, hvor den første kilde kaldes [1], den næste [2] og så videre. Samtlige kilder findes efter kapitel 5, hvor de står i numerisk rækkefølge. I tilfælde, hvor kilden befinder sig inden for punktum, tilhører denne reference udelukkende indholdet i denne sætning. Er referencen skrevet uden for sætningen, tilhører kilden det forrige afsnit indtil sidste kilde. Derudover er tabeller og figurer nummereret efter deres respektive afsnit, hvorfor eksempelvis figur 3.1 er den første figur i kapitel 3.

Når et ord kan angives med en forkortelse, vil dette fremgå i en parentes efter det pågældende ord. Efterfølgende vil denne forkortelse benyttes med undtagelse af overskrifter.

Indholdsfortegnelse

Kapitel 1 Introduktion	1
1.1 Indledning	1
1.2 Initierende problemstilling	2
Kapitel 2 Problemanalyse	3
2.1 Effekt af fysisk aktivitet 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	14
Kapitel 3 Problemløsning	15
3.1 Løsningsstrategi	15
3.2 Funktionelle krav	15
3.3 Bevægelsesanalyse	17
3.4 Brugersikkerhed	21
3.5 Hardware teori	22
3.6 Software Teori	26
3.7 Opsamling af pilotforsøg	37
3.8 Kravspecifikationer	37
Kapitel 4 Design, implementering og test	42
4.1 Mikrokontroller	42
4.2 LSM9DS1	43
4.3 Pulsdetektering	47
4.4 Analog til digital konvertering	54
4.5 Algoritmer til detektering af gang, løb og cykling	55
4.6 Trådløs kommunikation gennem Bluetooth Low Energy	71
4.7 Spændingsforsyning	74
4.8 Grafisk bruger interface	75
4.9 Samlede system	79
Kapitel 5 Syntese	83
5.1 Diskussion	83
5.2 Konklusion	83
5.3 Perspektivering	83
Litteratur	85
Appendix A Pilotforsøg	93
A.1 Formål	93
A.2 Metode	93

A.3 Databehandling	96
A.4 Diskussion	106
A.5 Konklusion	108

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

1.1 Indledning

Fysisk inaktivitet er et problem i det danske samfund, da 45 % af danske børn i alderen 11-15 år er fysisk inaktive. 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 afhjælpe problemet tidligst muligt. Overvægt kan være en af de helbredsmæssige konsekvenser som resultat af fysisk inaktivitet. Overvægtige børn har i højere grad end normalvægtige børn risiko for at udvikle livsstilssygdomme, såsom type-2-diabetes og hjertekarsygdomme. Ydermere har undersøgelser vist, at overvægtige børn har 70 % risiko for at forblive overvægtige som voksne, hvormed risikoen for livsstilsygdomme forstørres. [3] Overvægt og særligt fysisk inaktivitet har desuden en stor 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 deres vurdering af fysiske fremtonen og formåen [4, 5].

Fysisk inaktivitet kan medføre konsekvenser for samfundet. Dette er et resultat af, at flere børn bliver 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. En stigning af livsstilssygdomme vil medføre et merforbrug på 3,1 milliarder kroner, hvorfor inaktive børn er et problem for det danske sundhedsvæsen. [2]

I sammenhæng med udviklingen af moderne teknologi og af elektroniske spil foretrækker mange børn stillesiddende aktiviteter fremfor fysiske aktiviteter [4]. Dette har medført 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 i forbindelse med 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 tydelig sammenhæng mellem fysisk inaktivitet og teknologiens udvikling. Dette kan være som følge af børns psykiske tilstand, idet særligt børn i den tidlige pubertetsalder finder spil og leg interessant [7]. Spil og leg kan dermed i forbindelse med teknologi være motiverende for børn, som skal udføre en 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 at få et øget fysisk aktivitetsniveau. Denne sammenkobling af teknologi, leg og fysisk aktivitet, som PlayWare benytter, har resulteret i et øget fysisk aktivitetsniveau, idet teknologien initierede en række fysiske aktiviteter hos børnene [8].

1.2 Initierende problemstilling

Fysisk inaktivitet blandt danske børn er et stort problem, hvilket blandt andet kommer til udtryk ved følgesygdommene heraf. Disse indbefatter fysiske såvel som psykiske konsekvenser for den pågældende person. Ydermere medfører disse helbredsmæssige konsekvenser et årligt merforbrug på 3,1 milliarder kroner for det danske sundhedsvæsen. Der er dermed et behov for at sænke antallet af fysisk inaktive børn med henhold til helbredsmæssige og økonomiske 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?

Problemanalyse

2

For at kunne løse den initierende problemstilling, analyseres en række aspekter af problemet. Dette gøres med henblik på at belyse problemet fra flere vinkler, hvorefter en problemformulering kan opstilles.

I dette kapitel beskrives fysiologisk inaktivitet og aktivitet samt dets indvirkning på kroppen. Derudover defineres en målgruppe for projektet, hvilket gør, at denne målgruppens motivationsfaktorer kan forklares. Dette giver nogle succeskriterier til aktivitetsmålere, der benyttes til at udvælge og analysere eksisterende aktivitetsmålere.

2.1 Effekt af fysisk aktivitet for børn

I afsnittet beskrives, hvilke fysiologiske konsekvenser der er forbundet med inaktivitet og aktivitet. Det blyses hvilke forskelle der er på 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 kognitive respons afhænger af fysisk aktivitet.

2.1.1 Fysiologisk risici ved inaktivitet

Hvis et individ udfører mindre end 2,5 times fysisk aktivitet om ugen med moderat intensitet, defineres vedkommende som værende fysisk inaktiv. Moderat intensitet defineres som aktivitet hvor personen skal opnå 64-74% af maxpuls¹. [6] Overvægt og inaktivitet hænger ofte sammen, idet inaktivitet har en stor sammenhæng med overvægt. Grundlæggende opstår overvægt som resultat af et større kalorieindtag i forhold til ligevægtsindtag. [9] Definitionen for overvægt er blandt andet defineret igennem body mass index (BMI), hvilket er forholdet mellem en persons vægt og højde [10]. 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 signifikant forskel på denne BMI oversigt imellem kønnene, men derimod afhænger grænseområderne for BMI oversigten af alderen. [11]

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. [12, 13]

Fysisk inaktivitet kan lede til flere af de store folkesygdomme som hjertekarsygdomme, diabetes, osteoporose og psykiske lidelser. Menneskekroppen er ikke skabt til at være inaktiv, og derfor vil kroppen reagere kraftigt på det. Eksempelvis kan kroppen begynde at nedbryde knoglerne indefra, således det fysiske aktivitetsniveau får betydningen for knoglernes samlede

¹FiXme Note: Moderat intensitet svarer til 40-59% af den maksimale iltoptagelse, eller 40-59% af pulsreserven (maxpuls – hvilepuls), eller 64-74% af maxpuls eller 12-13 RPE (rate of perceived exertion, Borgskala) og er yderligere defineret som fysisk aktivitet, hvor man bliver lettere forpustet men hvor samtale er mulig

vægt, da der ikke er behov for store og stærke knogler, hvis de ikke benyttes tilstrækkeligt. [6, 14, 15]

Ifølge et longitudinelt studie fra Holland, hvor børn og unge blev fulgt over en 15-årig periode, har inaktivitet hos børn før puberteten alvorlige konsekvenser. Studiet konkluderede, at inaktivitet før puberteten medfører stor risiko for knoglefrakturer og mulig immobilitet herfra. Dette er et resultat af, at fysisk aktivitet i barndom og ungdom er stærkt relateret til knoglemineraltaetheden i ryggen og hoften. [16] I et andet studie med 2.429 børn i alderen 5-14 år blev det konkluderet, at fysisk inaktive børn havde mere end dobbelt så stor risiko for høfeber end aktive børn [17]. Inaktivitet i barndommen kan altså være særligt skadeligt, da det medfører kroniske konsekvenser.

Fysisk inaktivitet kan føre til overvægt, hvormed overvægt ligeledes kan medføre en række helbredsmæssige konsekvenser for den pågældende person. Overvægt øger risikoen for forhøjet kolesterol, forhøjet blodtryk og diabetes og følgesygdomme heraf som 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 aktivitetsniveau og dermed mindske risikoen for inaktivitet i kombination med overvægt. [9] Derudover ses der, at overvægtige børn ofte lider af psykologiske og sociale problemer, hvilket kombineret med overvægten kan have en negativ indvirkning på barnets fremtid i forhold til uddannelse og socioøkonomiske status [10].

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

2.1.2 Fysiologisk udbytte ved aktivitet

Fysisk aktivitet er defineret som enhver bevægelse, hvor skeletmuskler skal kontrahere og derved forbrænde energi. 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 indgå i en aktivitet i 30 minutter med høj intensitet tre gange om ugen. Det vil dermed være fordelagtigt for barnets helbreds niveau at følge disse anbefalinger. [20]

Fysisk aktivitet kan mindske risikoen for flere kroniske 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 som beskrevet i afsnit 2.1.1. Ydermere udvikles og vedligeholdes muskler ligeledes af fysisk aktivitet, som følge af den belastning en fysisk aktivitet påfører muskelfibrene. [19, 21, 22, 23, 24]

Kroppens reaktion på fysisk aktivitet afhænger blandt andet af aktivitetens krav til kroppen² og intensiteten heraf. Eksempelvis tyder studier på, at fysisk aktivitet har en positiv indvirkning på børns kognition. [25] Ydermere vil en anstrengende fysisk aktivitet få hjertet til at slå hurtigt, hvilket medfører en øget puls, 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. [15, 27, 28]

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 220 [29].

Ifølge flere studier hænger procenten af den maksimale puls sammen med henholdsvis antallet af forbraendte kalorier, hvorvidt den aerobe udholdenhed trænes, forbedring af den anaerobe tolerance eller forbedring den kardiovaskulære ydeevne³. I sammenhæng med fysisk aktivitet og udførelse kræver kroppen adenosintrifosfat (ATP). Dette molekyle er energi bærende og nedbrydes konstant 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. [30, 15, 31] Under aerobic forhold kan ATP gendannes i store mængder igennem den oxidative fosforylering. Denne proces indtræder og dominerer efter 15-20 minutters fysisk aktivitet. [15, 31]

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

Zoner	Procent af maxpuls [%]	Aktivitetens Varighed [min]	Fysisk udbytte
5 - Maksimum	90-100	0-2	Træner det neuromuskulære system og øger maksimal sprinthastighed.
4 - Hård	80-90	2-10	Forbedrer den anaerobe tolerance og øger højhastigheds udholdenhed.
3 - Moderat	70-80	10-40	Øger aerob power og forbedrer blodcirculationen.
2 - Let	60-70	40-80	Forbedrer den aerobic 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 hårdt.

Tabel 2.1: I tabellen ses fem intensitetszoner, som bestemmes ud fra maxpuls. Der angives en varighed for optimal udbytte inden for hver intensitetszone, som hver har forskelligt fysisk udbytte. (Modificeret) [33]

Pulsen er en sigende faktor for aktivitetens fokus. Dette medfører, at pulsen er bestemmende for intensiteten, varigheden og udbyttet. Intensiteten kan også bestemmes ud fra maksimal

²FiXme Note: Skal muskelgrupper fremskynde en position som ved svømning og derved være udholdende eller skal muskelgrupper løfte en vægt som ved vægtløftning og derfor være eksplosiv men knap så udholdende

³FiXme Note: hvilket gør, at man kan sprinte længere / er hurtigere, fordi der kommer mere ilt rundt i kroppen

iltoptagelse, som er en betegnelse for, hvor meget ilt der optages i minuttet. Derudover kan det bestemmes ud fra Borg skalaen, som er en subjektiv vurdering af hvor hård en given aktivitet er. [6]

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]. Måden hvorpå fysisk aktivitet gavner encephalons kognitive funktioner er øget aktivitet 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 adapterer sig til det ændrede aktivitetsniveau. Den tilpasser sig til at dyrke mere motion, hvorved områder for eksempelvis indlæring og hukommelse vokser ligesom en muskel, der bruges mere. Blodkarrene i encephalon⁴ udvides som følge af det øgede aktivitetsniveau på samme vis som i resten af kroppen, hvilket også er nævnt i afsnit 2.1.2. Dette medfører, at der kan tilføres flere næringsstoffer og mere energi. [23]

Den fysiske aktivitets effekt på encephalons kognitive funktioner er dog ikke permanente og aftager langsomt efter aktiviteten er opholdt. Efter fysisk aktivitet i 11-20 minutter vil de øgede kognitive funktioner for børn vare op til 50 minutter, mens de hos voksne vil vare 25 til 45 minutter.⁵ [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 [34, 25].

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 vælges.

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 årige 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, hvor teknologiske apparater medbringes dagligt, stiger med alderen, da 87% af børn i aldersgruppen 9-12 år dagligt medbragt teknologiske apparater i 2014. [1, 36]

Børns vaner i forhold til fysiske aktivitetsniveau dannes i barndommen og den tidlige pubertetsalder, hvilket er defineret som cirka 8-12 år afhængig af køn. I denne aldersgruppe har autoritære roller, såsom forældre og lærere, fortsat en stærk påvirkning med henhold til

⁴FiXme Note: hippocampus, cortex og cerebellum påvirkes mest - altså mere end de andre

⁵FiXme Note: Der findes ikke noget grundlag for, hvorfor voksne har kortere kognitiv effekt af fysisk aktivitet end voksne. Det vurderes ud fra litteraturen, at den "voksne" aldersgruppe dækker over en bred alder - altså også ældre. Det kan tænkes, at disse ældre ikke har lige så stor effekt af fysisk aktivitet som "unge voksne", hvorfor gennemsnittet sættes ned.

at inkorporere vaner hos børnene. [37, 7, 38]

Det anses som nødvendigt, at børn vænnes til at være fysisk aktive i en tidlig alder, da vaner bringes med videre til voksenlivet. Hvis ikke børnene får tilegnet sig en fysisk livsstil, vil børnene vænnes til en stillesiddende adfærd [38, 39, 40]. 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 folkeskolens udskoling. [38, 37, 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 videreførelse af de tilegnede vaner. For at aktivere børnene kan det med fordel gøres gennem teknologi, da børnene i stigende grad benytter det. Dette kan have en betydning for den stigende andel af inaktive børn. Der ønskes dermed at optimere aktivitetsniveauet for børn i alderen 9-12 år⁶, da det er denne aldersgruppe, som især bruger teknologien i for høj en grad.

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 aldersgruppe til øget fysisk aktivitet. Dette gøres med henblik på at have et optimalt grundlag til at designe et motiverende apparat til denne aldersgruppe.

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 af motivation: Intrinsisk og ekstrinsisk. Den intrinsiske motivation omhandler individets egen drivkraft til at udføre en opgave. Denne type motivation fokuserer på individets holdning til aktiviteten, og hvordan aktiviteten kan opfylde de personlige behov. Den intrinsiske motivation er derfor karakteriseret af interessen og glæden ved en aktivitet. Den ekstrinsiske 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 [41]. Børn handler instinktivt og impulsivt, hvormed de kan have svært ved at fastholde deres koncentration på en given aktivitet. Derfor er det essentielt, at børnene har en motivationsfaktor, som giver dem 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 midlertid opstå problemer ved fysiske gruppeaktiviteter, da børnene kan være forhindret i at møde til de givne tidspunkter. Besværligheden ved tidsplanlægning kan gøre, at flere børn fravælger gruppeaktiviteter. Det kan dermed være fordelagtigt, hvis en fysisk gruppeaktivitet ikke involverer et fysisk fremmøde eller skal foregå på et bestemt tidspunkt. [7, 43]

⁶FiXme Note: Vi har valgt 9-12 år istedet for 8-12 år, fordi vi ønsker "overlappet" imellem den tidlige pubertetsalder og aldersgruppen for dem, som bruger teknologi mest.

Måden, hvorpå børn motiveres til og gennem fysisk aktivitet, er forskellig, alt efter hvilken aldersgruppe de befinder sig i. Børn i den valgte målgruppe, altså i alderen 9-12 år, motiveres særligt gennem leg, hvor det er essentielt, at alle deltagere oplever succes gennem aktiviteten. Børn i denne alder motiveres endvidere intrinsisk gennem en positiv tilgang, hvor der særligt fokuseres på de ting, som lykkedes. [7] Dermed giver frivillig fysisk aktivitet med intrinsisk motivation 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 positiv syn på aktiviteterne. [7]

Sociale sammenhænge, forældrenes støtte og leg igennem fysiske aktiviteter er de væsentligste ekstrinsiske motivationsfaktorer for børn, som skal øge aktivitetsniveauet. Generelt virker intrinsisk motivation bedre end ekstrinsisk motivation. Hvis barnet ikke selv har lysten og interessen i fysisk aktivitet, vil eksempelvis forældres opfordring ikke gøre en forskel. [42, 44] En fysisk aktivitet, som giver børn naturlig tilfredsstillelse og glæde, kan medføre et fremtidigt øget aktivitetsniveau for barnet [43].

2.4 Aktivitetsmålere til børn

Dette afsnit omhandler optimale egenskaber for en aktivitetsmåler samt funktionaliteten af nuværende aktivitetsmålere til børn. På baggrund af dette analyseret en række nuværende teknologier, samt vurderes med henblik på at kunne designe en teknologi der opfylder succeskriterier på bedst mulig vis.

2.4.1 Aktivitetsmålere

Aktivitetsmålere kan benyttes af alle aldersgrupper til at registrere det fysiske aktivitetsniveau. Den kan registrere data for en bestemt dag eller over en længere periode. Aktivitetsmålere benytter en eller flere sensorer til at registrere det fysiske aktivitetsniveau. Eksempelvis kan et pedometer, accelerometer eller gyroskop findes i en aktivitetsmåler. Et pedometer kan bestemme antal skridt via en svingende pendul hammer i et kredsløb. Mere moderne pedometre benytter accelerometere, der vinkelret på hinanden kan detektere skridt. Et accelerometer måler acceleration i m/s^2 eller g-kræfter, hvilket er et udtryk for tyngdepåvirkningen af sensoren under bevægelse. Et gyroskop måler vinkelhastighed i $^\circ/\text{s}$ eller omdrejninger pr sekund. Dette kan anvendes til at bestemme orientering eller balanceinformation. [45, 46, 47]

Et fælles formål for aktivitetsmålerne er dermed at bestemme det fysiske aktivitetsniveau gennem en række analoge og digitale elementer. De digitale elementer benyttes til at bestemme og visualisere sensorens opsamlede data. Dermed er de digitale elementer blandt andet bestemmende for den brugerflade, som er tilhørende den pågældende aktivitetsmåler. En aktivitetsmåler, som er specifikt designet til børn, har muligvis en brugerflade, som involverer spil og leg for at motivere barnet til øget fysisk aktivitet.

2.4.2 Succeskriterier for aktivitetsmålere

Flere producenter har benyttet teknologi, som et led i at motivere børn til et mere aktivt liv gennem spil og leg ved hjælp af aktivitetsmålere. Børnene har i mange tilfælde mulighed for

at spille alene eller sammen med andre. [48, 49] En teknologi, som motiverer børn til en aktiv livsstil, har potentielt flere samfundsøkonomiske og sundhedsmæssige fordele, idet en aktiv livsstil blandt andet er forebyggende for diverse følgesygdomme, som beskrevet i afsnit 2.1.1.

Aktivitetsmålere til børn bør tage højde for en række essentielle kriterier, som blandt andet indebærer, at alt barnets daglig aktivitet registreres. Dermed skal systemet registrere og gemme al aktivitet igennem et barn hverdag, hvilket indebærer både skoleaktiviteter såvel som fritidsaktiviteter. I og med at fysisk aktivitet registreres vil der dannes en mere realistisk gengivelse af barnets aktivitetsniveau.

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 skal en aktivitetsmåler kunne registrere gang, løb og cykling for dermed at kunne bestemme barnets samlede fysiske aktivitetsniveau i løbet af en dag. Ydermere skal aktivitetsmåleren kunne skelne mellem disse aktivitetsformer. Denne automatiske genkendelse kan udformes ved brug af flere forskellige sensorer. Herved kan aktivitetsmåleren opnå en stor brugervenlighed, idet barnet ikke selv skal indtaste, hvilken type aktivitet der vil blive udført. Intensiteten af en given fysisk aktivitet kan bestemmes af en persons puls, som det fremgår i afsnit afsnit 2.1.2. Det vil derfor være fordelagtigt, hvis aktivitetsmåleren kan bestemme barnets puls og herigenom kategorisere intensiteten samt den fysiske effekt af aktiviteten.

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 skal dermed kunne:

- Registrere gang.
- Registrere løb.
- Registrere cykling.
- Registrere aktivitetens intensitet.
- Motivere både fysisk inaktive og fysisk aktive børn.
- Monteres og placeres på komfortabel vis.

Afgrænsning af aktivitetsmålere

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

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

2.4.3 UNICEF kid power band

UNICEF Kid Power Band er en aktivitetsmåler, som appellerer til børn ved at hjælpe andre børn i ressourcefattige lande, hvoraf sloganet til aktivitetsmåleren lyder: "Vær aktiv. Red liv". Aktivitetsmåleren, der er udformet som et armbånd, fremgår af figur 2.1. Aktivitetsmåleren benytter et pedometer og et accelerometer til at registrere barnets fysiske aktivitet. Det opsamlede data overføres trådløst til en app, som kan hentes ned på enheder med bluetooth. [49, 53]



Figur 2.1: På figuren ses UNICEF kid power band. [54]

Børnene kan optjene point ved at være fysisk aktive. Der optjenes point efter, hvor fysisk aktive børnene er. Pointene omregnes til en sum penge, som sponsoreres af fans, firmaer og forældre. Pengene, som børnene optjener igennem fysisk aktivitet, bliver doneret til ressourcefattige 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 give dermed børnene indsigt i, hvor betydningsfuld deres hjælp er. Børnene har gennemført en mission, når de har været tilstrækkeligt fysisk aktive til at optjene samtlige tilgængelige point. Alle resultater 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. Aktivitetsmåleren har en indkøbspris på 280 kr. [49, 53]

Vurdering af succeskriterier

Aktivitetsmåleren's funktion er at tælle skridt, hvilket registreres under løb og gang, men der skelnes ikke mellem aktiviteterne. Idet armene ikke bevæges ved cykling, er denne aktivitetsform ikke mulig for måleren at registrere. Aktivitetsmåleren kan ikke registrere intensiteten af den målte aktivitet, idet der kun måles på, hvor energisk armen bevæges under en given øvelse og ikke puls, iloptagelse eller anstrengelse. 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 på intrinsisk vis 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.

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. Aktivitetsmåleres motiverer børn igennem spil, hvor alt udført aktivitet gemmes i en avatar. Denne avatar designer 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 deres børns aktivitet. Aktivitetsmåleren er designet til at blive brugt i grupper men er ikke betinget af fysisk tilstedeværelse, da online gruppekommunikation også er muligt. [55] Børnene kan enten konkurrere mod hinanden eller arbejde sammen som et hold. Det er også muligt at benytte aktivitetsmåleren individuelt, da barnet kan følge sin og andres udvikling. Hermed kan der opstå interne konkurrencer i forbindelse med barnets formåen. [55, 56]

Børnene optjener point ved at deltage i forskellige konkurrencer, hvor deres aktivitet måles gennem et tre-akse accelerometer. Det opsamlede data overføres trådløst til en app, som kan hentes ned på enheder med bluetooth low energy. Aktivitetsmåleren placeres oftest om håndleddet som et armbånd, hvilket kan ses på figur 2.2. Aktivitetsmåleren kan også placeres i en lomme eller bundet til skoen angiveligt uden indflydelse på målingerne, som sensorerne udfører. [55]



Figur 2.2: På figuren ses The Sqord Booster sat i et armbånd. [57]

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. [55]

The Sqord Booster har endvidere en indkøbspris på 230 kr [55].

Vurdering af succeskriterier

Aktivitetsmåleren registrerer børnenes aktivitet ved gang og løb men kan ikke skelne mellem aktiviteterne og der registreres ikke cykling. Der måles ikke intensitet af det udførte arbejde, da dette ikke kan lade sig gøre ved hjælp af et accelerometer.

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 inaktive og aktive børn, da 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. [55, 56]⁷

⁷FiXme Note: Derudover er det designet efter målgruppen, hvormed aktivitetsmåleren både kan modstå stød og tåle at komme i vand.

The Sqord Booster opfylder to ud af seks succeskriterier, mens det delvist opfylder to succeskriterier.

2.4.5 Nabi Compete

Nabi Compete er en aktivitetsmåler, som appellerer til børn over seks år gennem deres madvaner og samvær med andre. Der er muligt for børnene at konkurrerer individuelt, men hovedformålet er at konkurrere andre som et hold. Konkurrencerne kan bestå i at løbe en bestemt rute, som børnene selv kan designe og tegne ind. 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.⁸ Gennem konkurrencerne optjenes der point, som kan bruges til at købe et virtuelt dyr, der udvikles ved hjælp af point. Aktiviteten måles gennem et tre-akse accelerometer, som sidder i et armbånd, hvilket kan ses på figur 2.3. 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, 58].



Figur 2.3: På figuren ses Nabi Compete. [59]

Vurdering af succeskriterier

Aktivitetsmåleren registrer gang og løb, men det er ikke muligt at skelne mellem aktivitetsformerne. Der registreres heriblandt ikke cykling eller intensitet. Børnene aktiveres socialt, da 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, 58]⁹

Nabi Compete opfylder to ud af seks succeskriterier, mens det delvist opfylder to succeskriterier.

2.4.6 Ibitz

Ibitz er en aktivitetsmåler, som appellerer til børn over fem år gennem udfordringer i samarbejde med forældrene. Ibitz har generelle udfordringer inkorporeret, men designet opfordrer især til, at forældrene skal sætte målene for børnene. Forældrene har mulighed

⁸FiXme Note: Derudover lærer børnene om kalorier og distance ved at bruge appen, hvor det er muligt at følge med i progressionen.

⁹FiXme Note: Derudover er den designet således at den kan tåle sved og regn, hvilket gør at børnene kan bruge det i al slags vejr.

for at lave en række opgaver til deres børn, som de vurderer er passende i forhold til barnets 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 består af et pedometer, som mäter skridt, der trådløst synkroniseres med en app via bluetooth. Appen gemmer aktiviteterne i 30 dage, hvorved barnet og forældrene har mulighed for at følge med i progressionen. Aktivitetsmåleren monteres ved en klemme, som det fremgår af figur 2.4, og har endvidere en indkøbspris på 165 kr. [60]



Figur 2.4: På figuren ses Ibitz klemmen.[60]

Vurdering af succeskriterier

Aktivitetsmåleren registrer gang og løb, men der er ikke muligt at skelne mellem aktivitetsformerne eller registrere intensitet samt cykling. 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.¹⁰

Ibitz opfylder to ud af seks succeskriterier, mens det delvist opfylder to succeskriterier.

2.4.7 Samlet vurdering af de udvalgte aktivitetsmålere

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

Fælles for aktivitetsmålerne er, at alle kan registrere løb og gang, men de kan ikke automatisk adskille disse aktivitetsformer. Yderligere var ingen af aktivitetsmålerne i stand til at registrere intensitet eller cykling. Det er vurderet, at alle aktivitetsmålerne har en 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 at benytte dem. Indkøbsprisen for den enkelte aktivitetsmåler fremgår af nedenstående tabel. Denne pris vil kunne benyttes til at vurdere og sammenligne effektiviteten og prisen for de udvalgte aktivitetsmålere.

¹⁰FiXme Note: Derudover kan den tåle vand, hvorved børn også kan bruge den i regnvejr

Krav	Unicef Kid Power Band	Sqord Booster	Nabi Compete	Ibitz
Registrere gang	(x)	(x)	(x)	(x)
Registrere løb	(x)	(x)	(x)	(x)
Registrere cykling				
Registrere intensitet				
Motivere inaktive såvel som aktive børn	x	x	x	x
Monteres uden gene	x	x	x	x
Pris	280 kr.	230 kr.	190 kr.	165 kr.

Tabel 2.2: Tabellen viser en oversigt over de fire aktivitetsmålere, samt hvorvidt de lever op til succeskriterierne. (x) betyder, at de delvist lever op til succeskriterierne. 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 skelne mellem gang, løb og cykling. Barnet kan derved både få overblik over dagens totale fysiske aktivitetsniveau, da al aktivitet herigennem bør registreres. Derudover vurderes det, at det vil være optimalt, hvis intensiteten af den fysiske aktivitet kan registreres ved hjælp af puls. Denne er sigende for det fysiologiske udbytte af den givne aktivitet, hvilket kan ses på tabel 2.1 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 fysisk inaktive børn i aldersgruppen 9-12 år. Disse børn er utsatte for fysisk inaktivitet, hvilket i Danmark er et stigende problem. Fysisk inaktivitet har en bred 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 aktivitetsniveau kan afhjælpe og forebygge overvægt og kan derudover bidrage til en øget kognitiv respons. Børn motiveres til handling forskelligt, og den valgte aldersgruppe motiveres særligt igennem spil og leg. Denne aldersgruppe benytter sig desuden af teknologiske apparater i høj grad. Eksisterende teknologiske apparater benytter i dag disse motiverende faktorer til at opnå et øget aktivitetsniveau. Disse eksisterende aktivitetsmålere opfylder dog 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 reducere antallet af fysisk inaktive børn i aldersgruppen 9-12 år?

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

3.1 Løsningsstrategi

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

For at løse det omtalte problem i afsnit 2.5 udarbejdes en aktivitetsmåler, som kan detektere og adskille aktivitetsformerne gang, løb og cykling samt registrere intensiteten af den udførte aktivitet. Disse aktivitetsformer adskilles, da barnets fysiologiske udbytte afhænger af aktiviteten, intensiteten og varigheden af aktiviteten, 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 motivere børnene og dermed reducere antallet af fysisk inaktive børn i aldersgruppen 9-12 år.

Sensorerne skal i denne forbindelse undersøges med henblik på optimal detektering af gang, løb og cykling. Derigennem skal der udarbejdes en bevægelsesanalyse for de aktuelle aktiviteter, således forskellige bevægelsesmønstre kan beskrives for at kunne adskille disse gennem algoritmer i software. Aktivitetsmåleren skal derudover kunne registrere intensiteten af den givne aktivitet, da det fysiologiske udbytte blandt andet afhænger af intensiteten. Børnene skal motiveres til at være aktive med et højere intensitetsniveau for at opnå det største udbytte af deres præstation, hvorfor præstationen skal visualiseres gennem en brugerflade.

3.2 Funktionelle krav

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

Formålet med systemet er at udvikle en aktivitetsmåler, som har potentialet til at reducere antallet af inaktive børn. Dette gøres med henblik på at ændre den teknologiske udviklings påvirkning på børns aktivitetsvaner fra inaktivitet til aktivitet. Der ønskes et system som detekterer aktiviteterne gang, løb og cykling, da disse er gængse aktiviteter i et barns hverdag. Detekteringen af disse aktiviteter 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 det fysiologiske udbytte, som barnet får ud af en given aktivitet. 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 et barns kognitive funktion 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 børnene finder interessant. Denne skal visuelt give feedback på dagens samlede præstationer samt progressionen i aktivitetsniveauet. Dette gøres, da intensiteten af en aktivitet er essentiel for udbyttet, som beskrevet i afsnit 2.1.2. Børnene bliver 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 dermed 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 bliver skadet som følge af aktivitetsmålerens design.

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

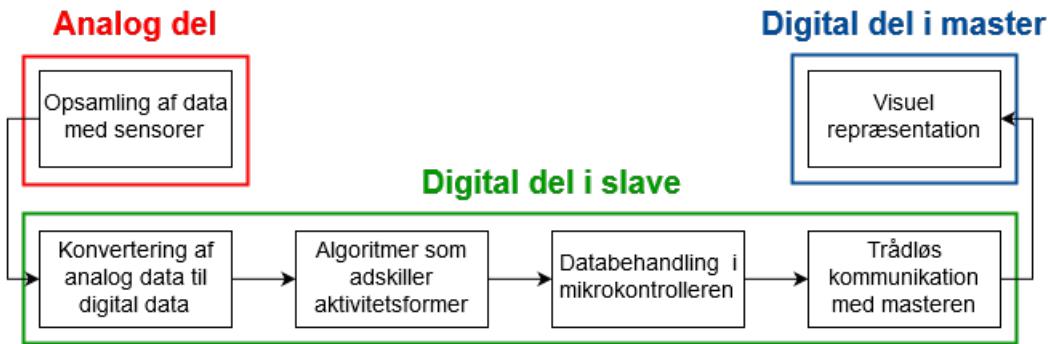
- Kunne detektere aktiviteterne gang, løb og cykling gennem bestemte sensorer.
- Kunne adskille gang, løb og cykling ved hjælp af algoritmer i softwaren
- Kunne registrere intensiteten af de givne aktiviteter igennem pulssensor.
- Være komfortabelt for brugeren.
- Trådløst videresende signaler til en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

3.2.1 Blokdiagram

Ud fra kravene til systemet udformes et blokdiagram, som illustreres på figur 3.1. På denne fremgår rækkefølgen af blokkene, samt om de er analoge eller digitale.

Den analoge del, som er omringet af en rød firkant på figur 3.1, består af inputs fra de tre analoge sensorer¹; accelerometer, gyroskop og pulssensor. Disse analoge inputs konverteres fra analoge til digitale signaler gennem en ADC. Herefter behandles signalerne i den digitale del i slaven, således der kan adskilles mellem de specifikke aktiviteter, gang løb og cykling. Gennem trådløs kommunikation mellem de to digitale dele overføres data til master, som viderefører data til PC'en. Sidst visualiseres dataet på en GUI, så børnene kan se perioden og intensiteten af en given aktivitet.

¹FiXme Note: sensorerne er analoge, men der findes en ADC i IC'en, hvilket gør at det kaldes en digital sensor



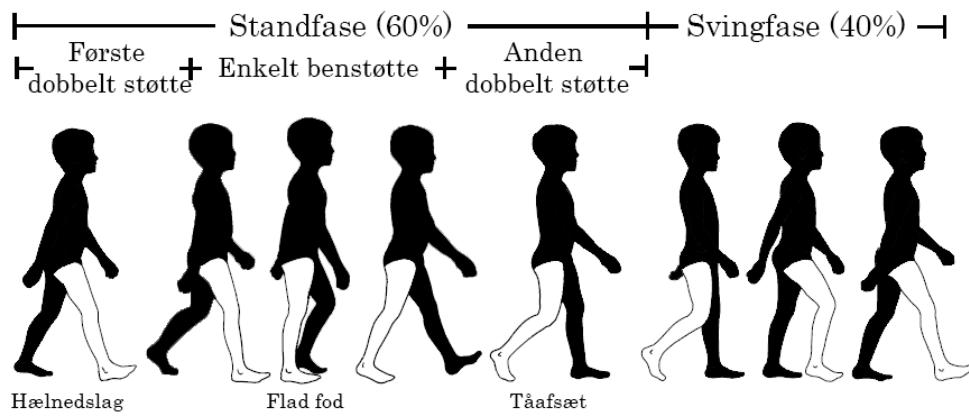
Figur 3.1: På figuren ses blokdiagram for det samlede system, som opdeles i en analoge del og de to digitale dele.

3.3 Bevægelsesanalyse

Følgende afsnit indeholder en bevægelsesanalyse for gang, løb og cykling. Dette gøres med henblik på at finde karakteristika for de tre aktivitetsformer, hvilke kan være behjælpelige 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 ved hjælp af en cyklus, som set på figur 3.2, da den samme række bevægelser gentages under udførsel. Bevægelserne er identiske for højre og venstre ben men er forskudt med en halv cyklus i forhold til hinanden, hvorfor bevægelsen kun vil blive beskrevet for højre ben. [61, 62]



Figur 3.2: På figuren ses en gangcyklus opdelt i standfase og svingfase. [61] (Modificeret)

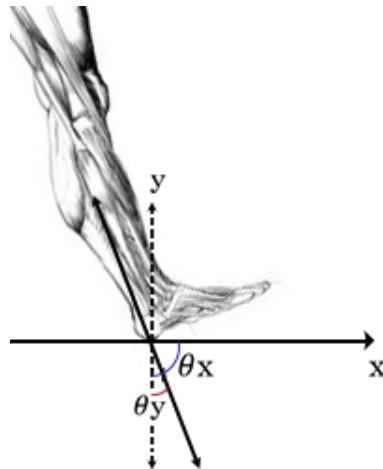
² Følgende beskrivelse tager udgangspunkt i figur 3.2. En gangcyklus inddeltes i to faser; standfasen og svingfasen. Standfasens varighed er cirka 60% af én gangcyklus og påbegyndes

²FiXme Note: Fjern "flad fod" fra billedet

med den første dobbeltstøtte, idet den højre hæl opnår kontakt med underlaget. Efter dette placeres fodden fladt på underlaget, hvor der er enkelt benstøtte, da venstre fod her hæves over jorden. Herefter opstår den anden dobbelt støtte, idet der opstår et hælslip med den højre fod. Samtidig med dette skabes en berøring af den venstre fod på underlaget som støtte i bevægelsen. Standfasen afsluttes med en dorsalfleksion af anklen og dermed et afsæt fra tærne på højre fod. [61, 62]

Når højre fod og højre ben er i svingfasen, udgør dette cirka 40% af én 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, hvorefter et såkaldt midt-sving forekommer, hvor højre fod er lige under kroppen. Afsluttende for svingfasen er der en deacceleration. Denne fase involverer benets muskulatur, som sænker hastigheden af benets og fodens fremadgående bevægelse, således kroppen er klar til det kommende hælnedslag som initierer standfasen.³ [61, 62]

De to faser beskrives altså i retningerne af henholdsvis x- og y-aksen. Figur 3.3 viser den kraftpåvirkning som eksempelvis forekommer ved et hælnedslag i begge akser.



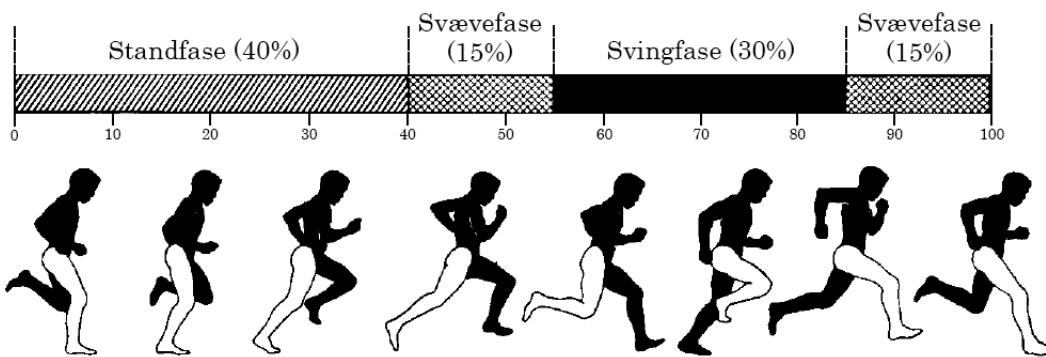
Figur 3.3: Figuren viser retningerne for den totale kraeftpåvirkning under et hælnedslag.

Figuren 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. Det beskrevne tilfælde for kraftpåvirkning i y-aksen i forbindelse med hælnedslag er ligeledes gældende for hele gangcyklussens faser. [63, 64, 65]

3.3.2 Løb

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

³FiXme Note: herefter gentages cyklussen



Figur 3.4: På figuren ses en løbecyklus opdelt i standfase, svingfase og to svævefaser. [66] (Modificeret)

Følgende beskrivelse tager udgangspunkt i figur 3.4. På samme vis som ved gangcyklussen begynder løbecyklussen idet øjeblik, hvor højre hæl rammer jorden. Dette er begyndelsen af standfasenen, som udgør 40% af løbecyklussen. 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, som findes to gange i løbecyklussen, er identiske og udgør hver især 15% af cyklussen. Disse er karakteriseret ved, at begge ben er løftet fra jorden. [66, 67] Svævefasen begynder idet, at tåafsættet har løftet fodden fra jorden. Mellem de to svævefaser er svingfasen, som udgør 30% af løbecyklussen. Denne fase indebærer at fodden hæves og knæet føres frem, hvorefter hælen igen sænkes. 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 maks 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. Eksempelvis vil en person på 68 kilogram have et stress på sin fod på 35 kg/m ved gang, mens der ved løb vil være et stress på 110.000 kg/m. Kraftpåvirkningen er derfor ligeledes større ved løb. [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.

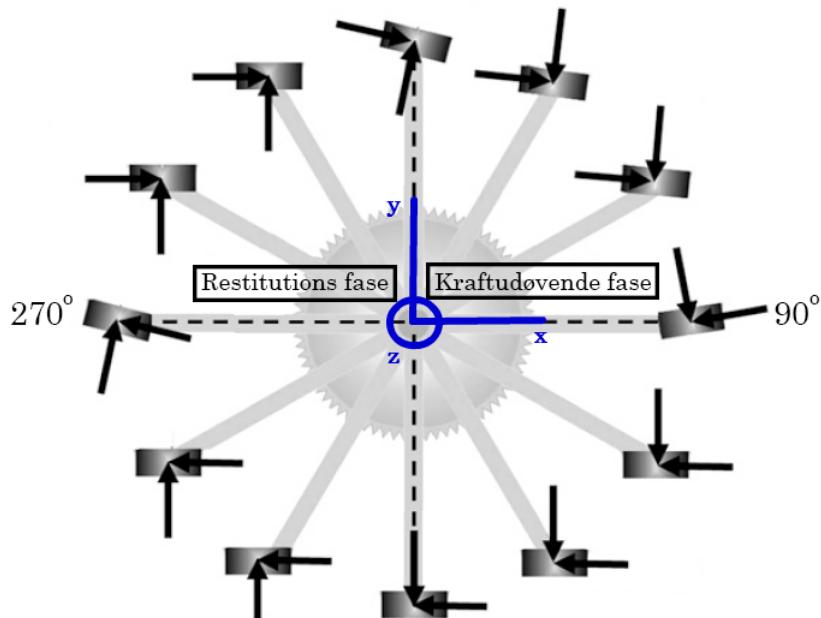
Standfasens hælnedslag og tåafsæt under gang og løb er særligt karakteristisk grundet sin kraftpåvirkning i y-aksens retning. Kraftpåvirkningen er dog større ved løb, da denne fase ikke er understøttet af venstre fod. Kraftpåvirkningen i x-aksens retning for standfasen er af mindre betydning, da fodden sættes i jorden og løftes op igen.⁴ 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, hvormod de nedre lemmer udfører kraftudviklingen. [68] Kraftoverførslen forekommer ved, at brugeren belaster cyklens pedaler, som er påsat cyklens krank. De

⁴Fixme Note: Denne er større ved løb end gang, da hæl-nedslaget, som det ses på figur 3.4, er mere skræt på/har en mindre vinkel i forhold til jordoverfladen.

roterende bevægelser med de nedre ekstremiteter 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.

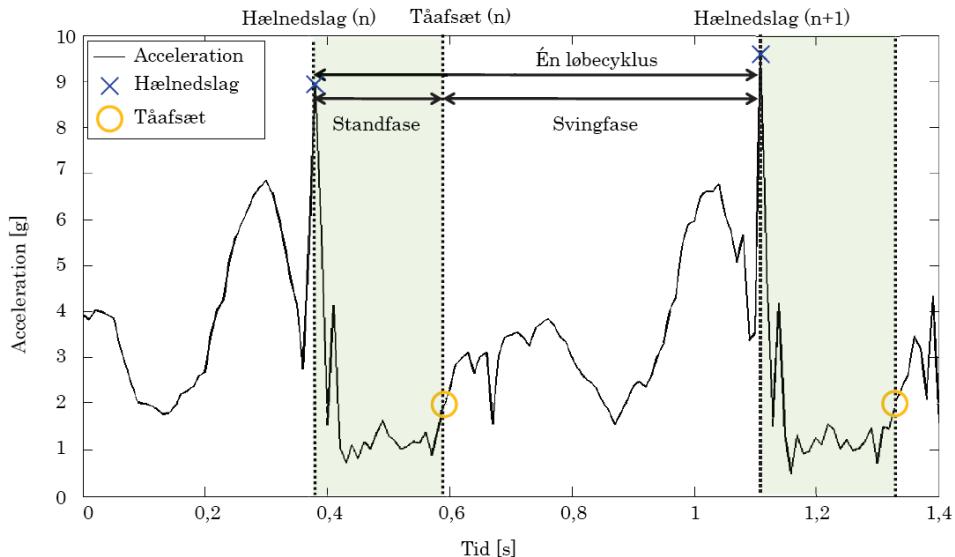


Figur 3.5: På figuren ses cyklussen for cykling, som er opdelt to faser; en kraftudøvende- og en restituerende fase. Ydermere ses kraftpåvirkningen på pedalen i forskellige placeringer. [68] (Modificeret)

Det fremgår af ovenstående figur, at cykling er en bevægelse af de nedre ekstremiteter, 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 mäter vinkelændringen af et bens bevægelse rundt om en akse. Dermed vil gyroskopets output i en cyklus for cykling under ideelle forhold være tilsvarende en sinus kurve. [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 ankelen. En cyklus er angivet med den tilhørende stand- og svingfase. Derudover er hælnedslag markeret med et blåt kryds, og tåafsæt markeret med en gul cirkel. [71] (Modificeret)

En cykelcyklus har ikke nogen væsentlig acceleration i vertikal eller horisontal retning men derimod rotation om én 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. Metoder, hvorpå de omtalte risici kan forebygges, beskriver hvorledes en brugersikker teknologi kan udvikles.

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 denne 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. Skader heraf er sjældent dødelige, da det oftest leder til muskelkontraktioner. 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. [72]

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 sikkerhedsforanstaltning, idet 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. [72]

Systemet skal være mobilt, som det fremgår af afsnit 2.4.2, 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 brugerne risikere at batteriet ødelægges, hvilket bland andet kan medføre forbrændinger eller andre skader på huden, da indholdet af batteriet kan være giftigt.

3.5 Hardware teori

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

3.5.1 Accelerometer

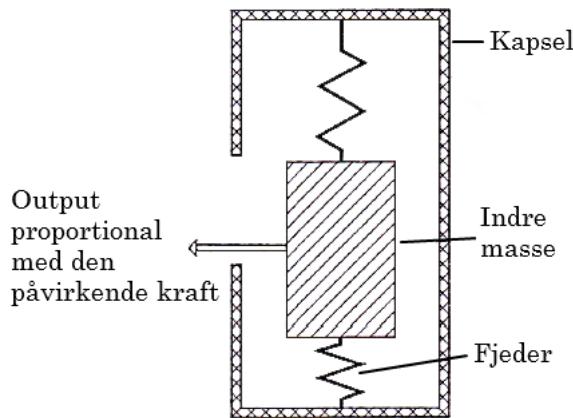
Et accelerometer er et elektromekanisk apparat, som anvendes til at måle accelerationskræfter, hvilket er ændringer i hastighed og position [73, 74]. Enheden for dette er m/s^2 og g , hvor 1 g svarer til $9,82m/s^2$. Et accelerometer mäter dermed egenaccelerationen af et givent objekt.⁵[45, 74]

Et accelerometer mäter to former for acceleration: statisk og dynamisk. De statiske kræfter er tyngdekraften med henhold 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 målekser (x,y,z). [74]

Accelerationen i et accelerometer beregnes ud fra Newtons anden lov, $F = ma = mf + mg$, hvor den totale kraft (F), er 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 kastes op i luften, vil både kapslen og den indre masse udelukkende påvirkes af tyngdekraæften, og der vil derfor ikke registeres en acceleration.[74, 76]

⁵FiXme Note: En g-kraft på jorden svarer til tyngdekraften på $9,82m/s^2$, men varierer med elevation. Wiki har en god forklaring af dette, hvis man stadig er i tvivl.



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)

Ethvert stillestående objekt påvirkes af $+1\text{ g}$ i den positive, vertikale akse [64]. Derfor vil et stillestående accelerometer altid påvirkes af $\pm 1\text{ g}$ på én 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 $+1\text{ g}$. I dette tilfælde vil de andre akser, henholdsvis x-, og z-aksen, ikke blive påvirket af nogen kræfter med antagelse om idelle betingelser.

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 single-akse accelerometer vil være proportional med kraeften, 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 ændringerne. Accelerometre med den lukkede kreds er derfor mere præcis end accelerometere med en åben kreds. [74, 76, 64]

6

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. Enhederne for data fra et gyroskop er grader per sekund. Et gyropskop 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, vil den registrere en vinkelændring på 360 grader per sekund. [47, 77]

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

⁶Fixme Note: Bruger vi åben eller lukket kreds???



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 den horisontale akse. Massen vil blive henholdsvis tungere og lettere i processen på baggrund af de ydre påvirkende kræfter, hvorfor outputtet vil komme til udtryk som en sinus-bølge. Outputtet er afhængig af tyngdekræftens påvirkning af massen, hvorfor et varierende output kræver en bevægelse. [74, 78]

3.5.3 Vurdering af accelerometer og gyroskop i forhold til 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 kan blive utsat for, hvoraf gyroscopes output angives i grader per sekund (dps). Et gyroskop er, modsat et accelerometer, ikke markant påvirkeligt overfor støj og vibrationer. [73, 74, 78]

Ydermere har et accelerometer og et gyroskop den væsentlige forskel, at et gyroskop har 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 så stort 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. [63, 45, 65]

Som beskrevet i afsnit 3.3 er der en stor påvirkning af et accelerometer i y-aksens retning ved aktiviteterne gang og løb. Et accelerometer er derfor fordelagtigt at benytte til detektering af disse aktivitetsformer for at reducere strømforbruget. Dette er grundet sensorens lave strømforbrug, og et accelerometer kan bestemme de karakteristiske kraftpåvirkninger opstået ved gang og løb. Derimod er et gyroskop fordelagtigt at benytte til detektering af cykling, idet denne bevægelse er en cirkulær bevægelse omkring én akse. Betydningen heraf vil medføre, at cykling tilnærmelsesvis kan afspejles som en sinus bølge med varierende frekvens afhængigt af hastigheden. [74, 78]

I dette projekt vil der derfor blive benyttet et accelerometer til detektering af gang og løb og et gyroskop til detektering af cykling. Grundet strømforbruget af gyroskopet vil det være fordelagtigt, at denne sensor udelukkende er aktiv under og til detektering af cykling.

3.5.4 Pulssensorer

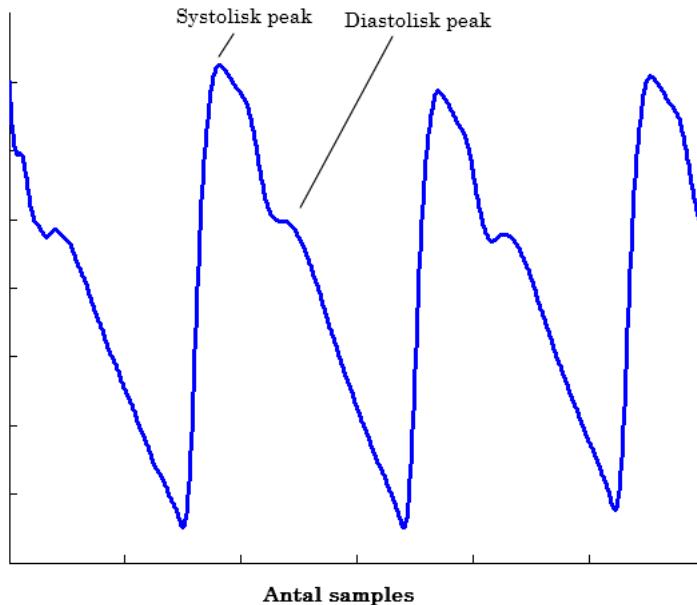
Kroppens puls kan detekteres på en række forskellige måder, eksempelvis elektrisk eller optisk. Elektriske pulssensorer, mäter pulsen ved hjælp af en elektrisk kontaktflade mellem sensor og person, som skabes ved hjælp af elektroder. Pulsen detekteres herved ved hjælp af forskelle i den elektriske ladning mellem elektroderne. Udfaldet af målingerne kan være afvigende, da individuelle faktorer som en personens blod, svedniveau eller hudfødt er en afgørende faktor. For at minimere disse udfald kræves der en god elektronisk kontakt, hvorfor præparerering af huden er nødvendig. Denne type plusmåling kræver en placering ved hjertets afledninger⁷. [79]

Optiske pulssensorer registrerer puls ved hjælp af lys. En LED udsender en lyskilde, som passerer huden og en blodåre, hvoraf 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. Pulssensoreren 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, altså pulsen. 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 et større tryk under den systoliske periode. Dette fremgår desuden af figur 3.9, hvor et råt pulssignal er optaget med en optisk sensor. [15]

⁷FiXme Note: Kig her for at se hjertets afledninger: <https://www.sundhed.dk/borger/sygdomme-aa/hjerte-og-blodkar/illustrationer/tegning/placering-af-ekg-elektroder/>



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 en peak med en stor amplitude. Det vil derfor være muligt at bestemme en persons puls, ved at bestemme antallet systoliske peaks i et signal. Ved at bestemme antallet af systoliske peaks indenfor et givent tidsinterval, kan en persons puls dermed bestemmes som antal hjerteslag i minuttet (BPM).

3.6 Software Teori

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

3.6.1 Mikrokontroller

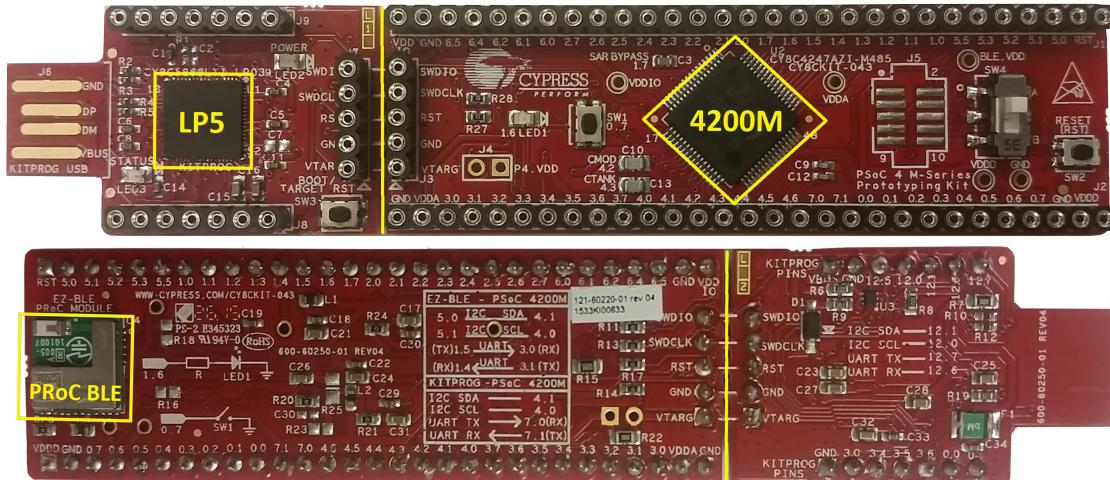
En mikrokontroller enhed (MCU) er et elektrisk system, som kan kontrollere elektronisk udstyr ved hjælp af inkorporeret softwaredesign. En MCU er dermed en mindre computer, der forefindes i elektroniske enheder. Eksempelvis er mikrokontrollere at finde i fjernsyn, mobiltelefoner og printere. [82, 83]

Mikrokontrollere kan være bestående af en eller flere mikroprocessorer, hukommelse samt programmerbare in- og output-enheder. Dette giver brugeren af mikrokontrolleren mulighed for at programmere enheden således, at denne kan kontrollere henholdsvis in- eller output-enheder. [82, 83]

3.6.2 CY8CKIT-043 Programmable System on Chip 4-M

I projektet vil den tilgængelige mikrokontroller 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 mikrokontroller som indeholder tre mikroprocessorer: to PSoC og en Programmable Radio-on-Chip (PRoC), som alle ses på figur 3.10. Den første PSoC af typen LP5 sidder på MCUens KitProg board del, som er den del af MCUen, hvor USB porten er placeret. LP5 kan indeholde software, der kan indlæses på en computer ved hjælp af USB stikket. Den bruges til at programmere og debug softwaren på target boardet af MCUen, hvor PSoC 4200M er placeret. Denne mikroprocessor fungerer som hovedcomputeren og kodes til at bestemme, hvad hele MCUen skal foretage. På undersiden, target board delen af MCUen, er en PRoC med Bluetooth Low Energy (BLE) placeret. Denne PRoC har ikke samme antal muligheder for afbenyttelse i forhold til PSoC 4200M, idet BLE kræver meget plads og ydeevne for at være funktionel. [84, 85, 86]



Figur 3.10: MCUen, CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit, er vist på forsiden og undersiden. MCUens PSoC, LP5 og 4200M, samt PRoC BLE er markeret med gul. Mikrokontrolleren kan knækkes over i to: KitProg board og target board, 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. [84, 85]

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 to enheder vil foregå gennem brug af Bluetooth. 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 MCUen. [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 en 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, involverer flere mastere til kommunikation med et givent antal slaver. Ydermere er I²C en mere kompleks kommunikationsprotokol men samtidig mindre pladskrævende end SPI. Dette skyldtes, at I²C blot kræver to ledninger til at skabe forbindelse mellem master og slave. [85, 88]

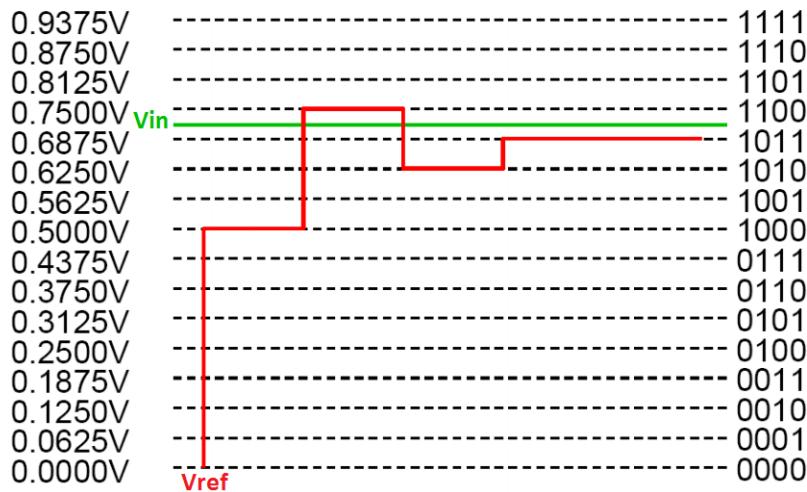
Programmet PSoC Creator kan designe hardware og software til MCUen. Dette program benyttes til at designe og kode MCUen, hvorved softwaren kan tilpasses de fysiske komponenter i C kodning. [85] Når MCUen er tilsluttet computeren og debugger ved brug af PSoC Creator, kan MATLAB fungere som et grafisk bruger interface (GUI). Dette muliggør realtime visualisering af den data, som eksempelvis en GAP central MCU modtager fra en GAP peripheral MCU.[85, 88]

3.6.3 Analog-til-digital konverter

En ADC benyttes, når et analog signal skal konverteres til digital data, således det kan bearbejdes eller visualiseres af en digital enhed. Samplingsfrekvensen og opløsningen for ADCen 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. 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. I en SAR ADC, som er i mikrokontrolleren CY8CKIT-043 PSoC 4-M, kommer signalet ind i en komparator, der har en referencespænding (Vref). Først sammenlignes inputsignalet 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 de 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 bits trinet. [89, 90]

Et eksempel på en SAR ADCs virkemåde ses på figur 3.11



Figur 3.11: På figuren ses en 4 bits SAR ADCs virkemåde. Vin har i dette tilfælde en fast værdi men kan skifte mange gange i sekundet. Vref indstilles til halvdelen af arbejdsmrådet på 1 V, hvor komparatoren vurderer at inputsignalet er større end Vref, hvorfor første betydende tal er 1. Derefter lægges en fjerdedel af arbejdsmrådet til Vref og komparatoren vurderer igen. Dette fortsætter til alle fire bits er fundet, hvorefter det analoge signal er konverteret til digitalt.

Mikrokontrollerens 12 bits SAR ADC kan inddøle det analoge signal i $2^{12} = 4096$ 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. Det er ikke muligt at benytte ADCen, når mikrokontrolleren er i deep-sleep powermode⁸. ADCen understøtter både single ended og differential inputs og kan skanne alle 16 kanaler automatisk. Enhver pin på mikrokontrolleren kan monitoreres af ADCen. Det er muligt at have flere kanaler på ADCen, hvorved der kan samples ved forskellige frekvenser alt efter signalernes udformning. [91]

3.6.4 Interrupts

Interrupt er en funktion, som kan afbryde CPUens main fil ved at løfte et ben højt ved en bestemt hændelse, eller hvis en timer har talt op til et bestemt niveau. Dette kan være behjælpeligt for CPUen, da den herved ikke skal tjekke konstant for, om en bestemt hændelse sker. [92]

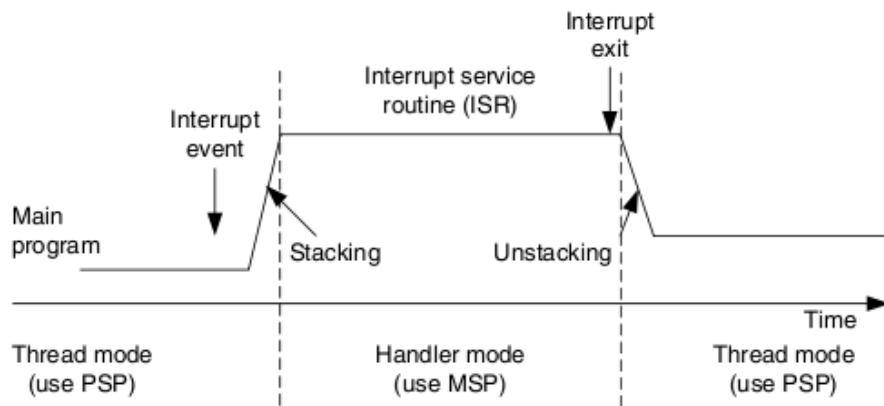
I en aktivitetsmåler kan interrupts blandt andet benyttes til at aktivere gyroskopet til detektion af cykling. Hvis denne aktivitetsform ikke finder sted, lægges benet for funktionen ned igen og aktivitetsmåleren fortsætter som ellers.

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 overståes hurtigst muligt, hvorved mainprogrammet ikke afbrydes konstant. Koden til interrupt bliver eksekveret, hvorefter main filen fortsættes. [92]

Inden et interrupt er programmet i tread mode, hvilket ses på figur 3.12. Når et interrupt finder sted, vil en pind gå høj, og processoren overfører information til den nuværende stack.

⁸FiXme Note: da en klokfrekvens på 18MHz kræves, og denne hurtige clock er slukket under deep-sleep

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. ISR kører sit program, hvorefter pinden lægges ned igen og unstacking foregår. Main filen går igen i tread mode, pointeren skifter til MSP og hovedarbejdet fortsættes. Alt dette ses på figur 3.12. [92, 83]



Figur 3.12: På figuren ses et overblik over, hvad der sker når et interrupt afbryder CPUens main. [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. [92]

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 udstyr. 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. ⁹[92]

3.6.5 Clocks

Clocks er et kredsløb, som benyttes til at synkronisere for eksempel rækkefølgen af funktioner eller indstilling af to signaler. Det kan siges, at en clock kontrollerer tiden for et program. En clock udsender ved hjælp af oscillatorer en række impulser, der skifter mellem værdierne 0 og 1 og har præcis pulsbredde og interval mellem hinanden. 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 mikrokontrollere. 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 tidspunkter¹⁰. Derudover kan en clock for eksempel benyttes som

⁹FiXme Note: Watch Dog timeren genstarter og har aller højest prioritet af alle interrupts

¹⁰FiXme Note: Når gyroskopet skal vækkes op hvert tiende skund

måleenhed for funktioners varighed. Derved opnås bevidsthed om, hvornår to funktioner skal påbegyndes, hvis de har forskellige clock cykles 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 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 inden i PSoC 4200M i 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.¹¹ [91]

3.6.6 Mikrokontrollerens target Central Processing Unit

Mikroprocessoren 4200M er target CPUen 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, hvormed C kodningen af softwaren muliggør 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, 91, 93]

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. ¹² Sammenlignet er RISC processen hurtigere end CISC, men CISC computere kan udføre flere komplekse instruktioner på færre linjer end RISC. [86, 91, 93]

CPUen i Cortex-M0 er en del af det 32-bit MCU delsystem, som optimerer energibesparende drift ved hjælp af clock gating¹³. CPUen har en flash hukommelse på 128 kB og en 16 kB RAM af typen SRAM. Algoritmen og dermed programmet for MCUen gemmes i flash hukommelsen, da RAM hukommelsen kræver konstant strøm og slettes, hvis strømtilførslen til MCUen slukkes. [91]

3.6.7 Trådløs kommunikation via Bluetooth Low Energy

Bluetooth er en radiobølge teknologi, som hovedsageligt er designet til trådløs kommunikation mellem enheder. Der findes Bluetooth Smart enheder, som kun understøtter Bluetooth Low Energy (BLE), og Bluetooth Smart Ready enheder, der understøtter både klassisk Bluetooth

¹¹FiXme Note: Når vi ved, om vi skal bruge clocks, og i så fald hvilke, kan disse eventuelt blive beskrevet her.

¹²FiXme Note: fetch - decode - execute. Mere laves samtidig

¹³FiXme Note: Clock gating saves power by adding more logic to a circuit to prune the clock tree. Pruning the clock disables portions of the circuitry so that the flip-flops in them do not have to switch states. Switching states consumes power. When not being switched, the switching power consumption goes to zero, and only leakage currents are incurred

og BLE.

Klassisk Bluetooth er fordelagtigt at benytte, hvis der ønskes trådlås kommunikation eller trådløse enheder. PRoCens CPU på CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit er EZ_BLE PSoC Module, som besidder en ARM Cortex-M0 processer. Denne CPU har en 2,4 giga hertz (GHz) BLE radio, som understøtter en datahastighed på 1 megapits per sekund (Mbps) med en chip antenn, der kan transmittere data ved radiofrekvens mellem 2,4-2,5 GHz. [94, 95]

Ved det klassiske bluetooth sendes og modtages radiobølgerne i bånd af 79 forskellige frekvenser, som kaldes kanaler. Bølgerne bliver modifieret af enheden, således de opfattes som et signal. Når to enheder forbindes, dannes et netværk kaldet en piconet. 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 fra andre enheder skiftes de to kanal op til tusinde gange i sekundet. [96, 97]

BLE er en videreudvikling 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 forbindelse¹⁴ mellem enheder, og andre kanaler dedikeres til at sende data. Derved sikres en driftscyklus¹⁵ som er tæt på nul. Et BLE modul kan dog ikke skifte undervejs mellem master og slave rollen, hvilket betyder, at når en forbindelse er skabt, vil der være en fast master og en fast slave. Dette simplificerer designet yderligere, hvorved der ligeledes spares strøm. [98]

3.6.8 Universal Asynchronous Receiver Transmitter

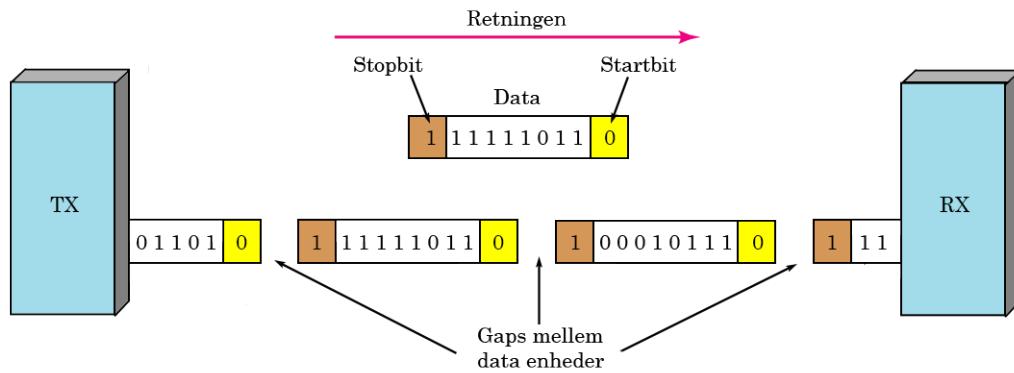
En UART er en enhed, der implementerer seriel data og er dermed et led mellem et parallelt og et serielt interface, der både modtager data (RX) og sender data (TX). Dataen sendes som bits og kan både sendes serielt eller parallelt. [99, 100] Parallelt bliver flere bits overført på samme tid, hvormed 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 TX kobling. [99] 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 baudrate¹⁶, da TX sender og RX sampler i forhold til denne. Det modtagne data gemmes ofte i en buffer, som efterfølgende videregives i form af first-in-first-out (FIFO). [99]

Overførsel af data sker asynkront, som det ses på figur 3.13. Ved denne kommunikationsform opererer RX og TX ved to forskellige clocks. For at kunne lave dataen synkront sættes et startbit og et stopbit, og alt udenfor disse overføres ikke, hvilket er illustreret på figur 3.13. UARTens opgave er at læse data fra FIFO parallel data, som laves om til seriell data. Dette data kan så 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. [99, 100]

¹⁴FiXme Note: 3 kanaler - klassisk bluetooth har 32

¹⁵FiXme Note: ratio mellem enheden er slukket og tændt

¹⁶FiXme Note: baudrate = Hvor hurtigt der sendes data (bits per sekund[bps])



Figur 3.13: På figuren ses asynkron dataoverførsel. [101]

Nogle enheder indeholder mere end en seriell-linje, og disse enheder fungerer enten som fuld-duplex eller halv-duplex. Fuld-duplex enheder kan både sende og modtage data på samme tid. Halv-duplex enheder sender og modtager data på skift. [99, 100]

3.6.9 Power mode for CY8CKIT-043 Prpgrammable System on Chip 4-M moduler

Alle 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. [102]

Power Mode	Strømområde (Vdd = 3,3V til 5,0V)	Opvågningstid for PSoC 4200M
Active	1,3mA til 14 mA	-
Sleep	1,0mA til 3mA	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 for PSoC 4200M, som er den valgte MCUs target processor. (Modificeret) [102]

Det kan ses på tabel 3.1, at mikroprocessorens strømforbrug afhænger 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 kort oversigt over aktivt og inaktivt indhold i mikroprocessoren ses i tabel 3.2. [102]

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

Tabel 3.2: I tabellen ses hvilke subsystemer, der er henholdsvis aktive, tilbageholdt, deaktive eller frosset under de fem forskellige power modes. Hvis en funktion tilbageholdes, fungerer dens centrale konfiguration ikke, men alle eksterne funktioner er aktive. Når General purpose input/output (GPIO) er frosset, er alle pins låst og kan derfor ikke modtage input- eller sende outputinformation. (Modificeret) [102]

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 den ikke kører sine instruktioner.¹⁷ Denne tilstand er fordelagtig til at reducere strømforbruget mellem hændelser som for eksempel AD-konvertering. [102]

Under deep-sleep er højfrekvente clocks deaktive, og da ADCen kræver sådanne clocks, er den ligeledes inaktiv under tilstanden. Deep-sleep mode kan benyttes, hvis høj performance i analoge eller digitale enheder ikke kræves for funktionen. Tilstanden deep-sleep kræver specifikke interrupts for at vågne, som for eksempel et I²C eller GPIO interrupt, da disse operationssystemer er aktive og fortsat fungerer som slave. [102]

Når mikroprocessoren er i hibernate mode, er alle clocks og eksterne enheder deaktivert. 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. [102]

Stop mode er den laveste strømforbrugende tilstand. Her modtager mikroprocessoren strøm, som bevarer logiske tilstande, men alt andet er deaktivert. 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 igennem for eksempel en trykknap med input i den dedikerede pin. [102]

3.6.10 Digitale filtre

Digitale filtre benyttes grundlæggende til to formål; adskillelse og genskabelse af signaler. Signaladskillelse benyttes ofte i forbindelse med at filtrere støj fra det ønskede signal.¹⁸ Signalgenskabelse benyttes, hvis signalet er blevet beskadiget eller forvrænget.¹⁹ [103]

¹⁷FiXme Note: Den sover ikke helt eller er ikke helt inaktiv - man kan sige, at den sover meget let, for den er til dels inaktiv, men den vækkes meget let.

¹⁸FiXme Note: eksempelvis ved ekg eller hjertelyd, hvor vejstrækning og andre kropssignaler/lyde skal fjernes

¹⁹FiXme Note: eksempelvis ved rystelser hvis måleudstyret er dårligt eller hvis vi får sat den ordentlig fast på forsøgspersonen.

Ethvert lineært filter har en impulsrespons, steprespons og en frekvensrespons. Disse responser indeholder information om filteret på forskellig vis og giver tilsammen information om, hvordan filteret vil agerer i givne situationer.²⁰ [103] Et filter designes ud fra dets responser. Den mest ligetil metode kaldes filterkernen eller Finite Impulse Response (FIR) filtre, hvor signalets inputs summeres med filterets impulsrespons. En anden metode kaldes et rekursivt filter eller Infinite Impulse Response (IIR) filtre, hvor tidligere outputværdier benyttes sammen med inputtet. For at finde impulsresponsen for et rekursivt filter, indsættes en impuls som input i filtret, og impulsresponsen er outputtet. Denne impulsrespons består af en sum af sinuser, 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 sin impulsrespons. Stepresponsen er integralet af impulsresponsen, som kan findes ved at indsætte en stepbølge i filteret. Outputtet heraf vil være stepresponsen. Frekvensresponsen kan findes ved at finde den diskrete Fourier transformationen (DFT) eller Fast Fourier transformationen (FFT) af impulsresponsen. [103]

Finite Impulse Response filtre

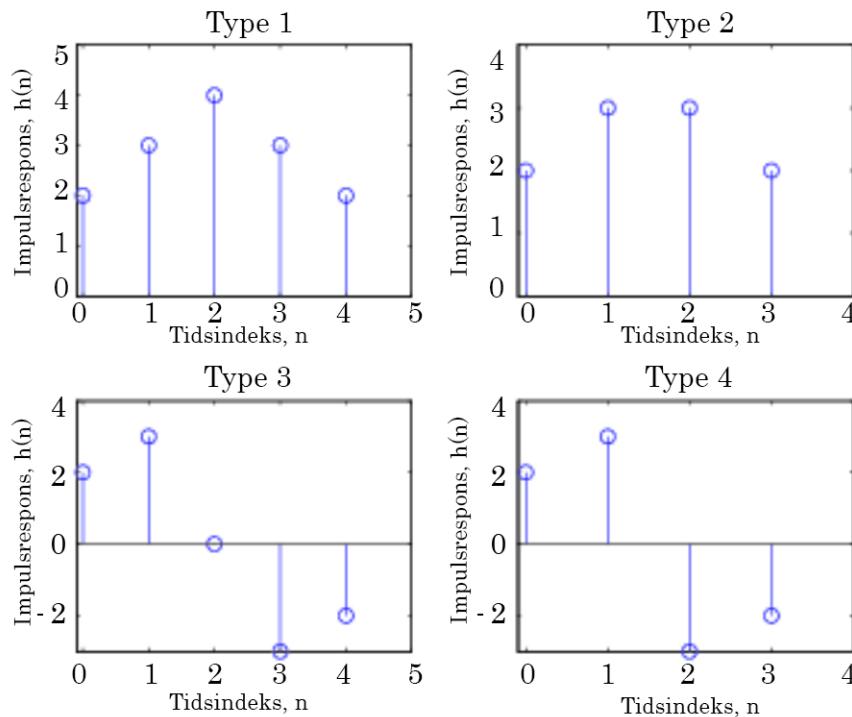
FIR filtre er defineret som digitale filtre med et endeligt antal impulsresponser. Det vil sige, at filteret har en impulsrespons med et endeligt antal ikke-nulværdier²¹, hvorfor filtret kan designes stabilt og med en lineær fase. [104] Det fremgår af den generelle formel for FIR filtre, som ses i ligning (3.1), at filteret benytter tidligere og nutidige inputs. Dette er den afgørende faktor for, at responsen har et endeligt antal impulsresponser.

$$Y[n] = \sum_{m=0}^M b_m X[n-m] \quad (3.1)$$

FIR filtre inddeltes i fire typer impulsresponsfunktioner, som det ses på figur 3.14. Type 1 har en lige orden og ulige længde, hvilket medfører, at responsen er centreret omkring den midterste impuls. Denne type er symmetrisk, hvorfor hele impulsresponsen ligger på den samme side af x-aksen. Type 2 er ligeledes symmetrisk, men har en ulige orden og lige længde. Dette resulterer i, at responsen er centreret imellem de to midterste impulser. Type 3 har en lige orden og ulige længde men er asymmetrisk, hvilket gør at impulsresponsen ligger på begge sider af x-aksen. Type 4 har en ulige orden og lige længde, men er også asymmetrisk. [104]

²⁰FiXme Note: hvis en af disse er oplyst eller defineret for filteret, kan de to andre udregnes matematisk.

²¹FiXme Note: nonzeros



Figur 3.14: På figuren ses de fire typer af FIR filtre der findes. [105]

De forskellige impulsresponsfunktioner benyttes til valg af filtertype, hvor det vurderes, hvilke der egner sig bedst til formålet. De forskellige konfigurationer skal tage højde for, om der ønskes et lavpas-, højpas-, båndpas- eller båndstopfilter. [104]

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

Infinite Impulse Response filter

Et IIR filter er, modsat FIR filter, defineret som et digitalt filter med uendelig mange impulsresponser. Derfor har dette filter en impulsrespons med uendeligt mange nulværdier²², hvilket gør at filterets impulsresponsen falder eksponentielt i amplitude og resulterer i en uendelig respons. Filteret kan derfor kun tilnærmedesvis designes med en lineær fase, hvorfor det kan risikere at være ustabilt. Idet IIR filter benytter tidligere outputs, er det et feedback filter, hvilket gør det udregningseffektivt.²³ [104] Af den generelle formel for IIR filter i ligning (3.2) fremgår det, at filteret benytter tidligere og nutidige inputs men også tidlige outputs, hvormed det får uendeligt mange impulsresponser.

$$Y[n] = \sum_{k=1}^k a_k Y[n-k] + \sum_{m=0}^m b_m X[n-m] \quad (3.2)$$

IIR filter optræder som forskellige filterkonfigurationer, heriblandt Butterworth, Chebyshev og elliptisk. Disse kan alle benyttes til lavpas-, højpas-, båndpas- eller båndstopfilter, og designes ud fra krav om ripples, linearitet, dæmpningsgrad og faseforskydelse. [104]

²²FiXme Note: zeros

²³FiXme Note: nemmere at udregne

3.7 Opsamling af pilotforsøg

Dette afsnit er en opsamling på projektgruppens pilotforsøg. Heri blev signalerne for aktiviteterne undersøgt, hvorudfra en række krav til systemets dele kan defineres i kravspecifikationen.

Igennem pilotforsøget, som ses i appendix A, blev aktiviteterne gang, løb og cykling undersøgt med henhold til biomekaniske egenskaber.

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

Aktiviteterne blev undersøgt med henblik på, hvorvidt en adskillelse af disse var mulige. Signalamplituden for gang og løb har markant forskel i accelerometerets y-akse, hvorved de to aktivitetsformer antageligt kan adskilles. Karakteristika vedrørende cykling blev undersøgt i gyroskopets z-akse, hvoraf et tydeligt sinus lignende signal fremkom. Det antages, at et sådan signal skaber mulighed for detektering af cykling. Det blev ydermere sikret, at signaler fra gang og løb ikke havde en sinus lignende tendens i gyroskopets z-akse, hvoraf adskillelse ligeledes antages at være mulig.

Aktiviteternes frekvensindhold blev ligeledes undersøgt 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

I det følgende afsnit opstilles krav samt tolerancer hertil for hver del i det samlede system. Det sikres herved, at hver enhed kan fungere efter hensigten.

Formålet med aktivitetsmåleren er at kunne registrere og adskille aktivitetsformerne gang, løb og cykling. Aktivitetsmåleren vil dermed indeholde hardware og software, som tilsammen kan opsamle analoge signaler og udføre digital signalbehandling herpå. 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 de opnåede resultater fra de udførte pilotforsøg, som er beskrevet i appendix A og kort opsummeret i afsnit 3.7.

3.8.1 Spændingsforsyning

MCU'en kræver en spændingsforsyning for at kunne fungere, hvilket enten kan ske igennem USB porten eller tilføres fra en mobil enhed. Spændingsforsyningen skal kunne forsyne MCU'en i en hel dag samt være sikkert for brugeren.

Krav til spændingsforsyning

Spændingsforsyningen skal:

- Levere mindst 1,71 V og maks 5,5 V til MCU'en²⁴. Der accepteres ikke en spænding under minimumsgrænsen eller over maksimumsgrænsen.

²⁴FIXme Note: Alle mikroprocessorer kræver 1,71-5,5 V for at kunne fungere, selvom der står 3,3-5,5 V i databladet for mikroprocessoren.

- Være i stand til at levere denne spænding 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 udenom elnettet, hvilket gør systemet mere elektrisk sikkert. Der accepteres ikke, at systemet skal kobles til elnettet og derved ikke være mobilt.

3.8.2 Mikrokontroller

Vi har fået udleveret en specifik MCU, som skal benyttes til projektet. Der kan derfor ikke stilles krav til selve hardwaren hertil. Dog skal MCUsen fungere som spændingsforsyning til IC samt pulssensor, hvorfor der skal stilles krav hertil. I afsnit 4.2 og afsnit 4.3.1 beskrives de specifikke sensorer for dette projekt, hvorfor spændingsforsyningen hertil er bestemt.

Krav til mikrokontrolleren

Mikrokontrolleren skal:

- Levere 1,9 V til 3,6 V til ICen. Der accepteres ikke, at pulssensoren modtager en spænding under minimumsgrænsen eller over maksimumsgrænsen.
- Levere mellem 3 V og 5 V til pulssensoren. Der accepteres ikke, at pulssensoren modtager en spænding under minimumsgrænsen eller over maksimumsgrænsen.

3.8.3 Accelerometer

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 accelerometret 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 accelerometret med over 16 g.

Krav til accelerometer

Accelerometeret skal:

- Have et arbejdsområde på ± 16 g. Der accepteres ikke, at accelerometret har et arbejdsområde på under ± 16 g.
- Angive korrekt påvirkning i forhold til g påvirkning. Der accepteres en afvigelse på 5%.

3.8.4 Gyroskop

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

Krav til gyroskop

Gyroskopet skal:

- Have et arbejdsområde på mindst 334,69 dps. Der accepteres ikke et arbejdsområde herunder.

3.8.5 Pulssensor

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

Krav til pulssensor

Pulsmåleren skal:

- Kunne opfange brugerens puls, uden ukorrekt optagelse og udsving. Der accepteres en afvigelse af BPM på 10% fra en reference måling.

3.8.6 Analog til Digital konverter

Accelerometret i LSM9DS1 skal benyttes til at opfange gang og løb, mens gyroskopet i LSM9DS1 skal benyttes til at opfange cykling. For at begge sensorer skal være i stand til dette, er det essentielt at vide det analoge signals frekvensområde. Pilotforsøget viste, at frekvensområdet for signalet ved gang og løb er 45 Hz, når det optages af et accelerometer. Ifølge Nyquist skal aktivitetsmålerens ADC derfor have en samplingshastighed, der er dobbelt så stor som det maksimale frekvensområde, altså 90 Hz. I praksis benyttes ofte en samplingshastighed som er 10 gange større end det maksimale frekvensområde. Derfor skal ADC'en have en samplingshastighed på mindst 450 Hz for accelerometret. Det kan dog være fordelagtig at oversample. Dette giver mindre støj på signalet, da Nyquist frekvensen derved rykkes og fjerner aliasing.

Frekvensområdet for signalet under cykling ved benyttelse af gyroskop blev under pilotforsøget undersøgt. Det fremgik heraf, at det maksimale frekvensområde var 6 Hz. Derfor skal ADC'en sample gyroskopets data med mindst 60 Hz.

For at sikre, at der registreres en valid puls for brugeren af systemet, da skal den beregnede puls være <208 BPM. Dette er med udgangspunkt i beregningen, at en persons maksimale puls bestemmes ved: [29]

$$220 \text{ [BPM]} - \text{alder} \text{ [\AAr]} = \text{Maksimale puls [BPM]} \quad (3.3)$$

Sampleraten bestemmes med antagelse om, at målgruppens maksimale puls er <208, hvilket svarer til cirka 3,5 hjerteslag i sekundet. Derfor skal samplingsfrekvensen konfigureres til 35 Hz, med henhold til en praktisk samplingsfrekvens som er 10 gange større end den maksimale frekvens for det optagede signal.²⁵

Krav til ADC

ADC'en skal:

- Sample accelerometerets output med mindst 450 Hz. Der accepteres ikke en samplingsfrekvens under 450 Hz.
- Sample gyroskopets output med mindst 60 Hz. Der accepteres ikke en samplingsfrekvens under 60 Hz.
- Sample pulssensorens output med mindst 35 Hz. Der accepteres ikke en samplingsfrekvens under 35 Hz.

²⁵FiXme Note: HAR VI KILDE PÅ DET HER?!?!?!!?

- Repræsentere det analoge signal med maksimalt 5% afvigelse.

3.8.7 Algoritmedesign til detektion af fysisk aktivitet

To MCUs skal agere som henholdsvis GAP central og GAP peripheral i forhold til deres BLE forbindelse. Dette opnås via et standart kodeeksempel fra Cypress, som skal debugges på hver af de to BLE PRoC på MCUs. Enheden, som skal optage data fra brugeren, skal agere som GAP peripheral, mens MCUen tilkoblet en PC skal være GAP central.

Selve algoritmedesignet består altså af at lave en algoritme, som kan detektere henholdsvis gang, løb og cykling ved hjælp af data fra et accelerometer og et gyroskop. Der ses på data fra pilotforsøget i appendix A, at signalerne kræver databehandling først en algoritme kan detektere forskellen imellem aktiviteterne. Derudover ses der, at peaket for hælnedslag har større amplitude under løb end ved gang, hvorfor en mulighed for detektion og adskillelse herimellem kunne være at indsætte en tærskelværdi.

Krav til algoritmedesign

Algoritmedesignet skal:

- Indlede med databehandling således, hælnedslaget fra accelerometrets optagede data fremstår som en tydelig peak, og gyroskopets data for cykling fremstår som en tydelig sinus. Der accepteres ikke, hvis signalet ikke kommer til at fremstå som en tydelig peak eller sinus.
- Være i stand til at detektere henholdsvis gang, løb og cykling ved hjælp af eksempelvis tærskelværdier for peakværdien. Der accepteres ikke, at systemet ikke kan detektere og adskille de tre aktivitetsformer.

3.8.8 Trådløs kommunikation

Den trådløse kommunikation imellem GAP Central og GAP Peripheral skal foregå over BLE. Dette kan give problematikker, da BLE's effektivitet afhænger af distancen imellem enhederne²⁶.

Krav til den trådløse kommunikation

Den trådløse kommunikation skal:

- Foregå via BLE imellem de to MCU enheder. Der accepteres ikke andre former for trådløs kommunikation.
- Være i stand til at sende korrekt data i 3 meters afstand. Der accepteres ikke tab af data eller anden komplikation med dataoverførslen ved under 3 meters afstand imellem enhederne.

3.8.9 Grafisk Bruger Interface

GUI'en skal være en motiverende faktor for brugeren, da denne netop skal motivere målgruppen til øget fysisk aktivitet. Den skal visualisere tidsforbruget på og intensiteten af henholdsvis gang, løb og cykling i løbet af en dag. Hvert 15. minutter kan interfacet opdateres, da GAP peripheral afsender data til GAP central i dette tidsinterval.

²⁶FiXme Note: Bluetooth er maksimalt 100 meter, mens BLE er maksimalt 10 meter

Krav til GUI

GUI'en skal:

- Kunne visualisere tidsforbruget og point opnået ved henholdsvis gang, løb og cykling.
- Være i stand til at opdatere interfacet senest hvert 15. minut, hvis dette ønskes af brugeren. Der accepteres en forsinkelse på 5 minutter.

3.8.10 Det samlede system

Når hver af de overstående dele fungerer, skulle det gerne være muligt at sammensætte systemet til en samlet enhed. Kravene hertil vil derfor tage udgangspunkt i afsnit 3.2 med accepterede afvigelser. Men eftersom systemet anses som en prototype vurderes det, at nogle krav fra afsnit 3.2 ikke kan testes og dermed muligvis ikke opfyldes. Dette blev ikke implementeret, da systemet er en prototype, hvoraf fokus er på dets funktionalitet. 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:

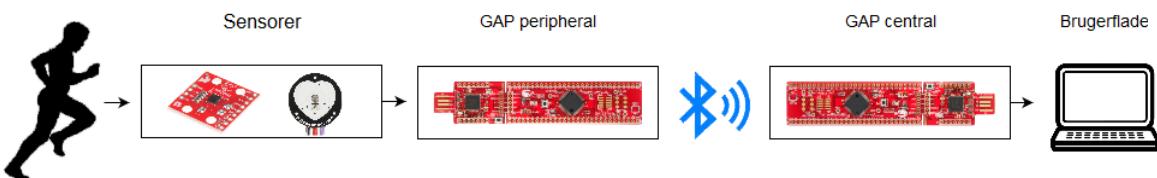
- Kunne detektere aktiviteterne gang, løb og cykling gennem bestemte ved brug af gyroskop og accelerometer. Der accepteres ikke brug af andre sensorer.
- Kunne adskille gang, løb og cykling ved hjælp af algoritmer i softwaren. Der accepteres en afvigelse på 10% ift. fejlvurdering af aktivitet.
- Kunne registrere puls igennem pulssensor og derefter omregne dette til intensitet af en given aktivitet. Der accepteres en pulsaftvigelse 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 14 timer. Der accepteres en batterilevetid på mindst 10 timer.
- Repræsentere varigheden og intensiteten af en given aktivitet i en GUI, hvor der gives point herudfra. Der accepteres ikke en anden form for visualisering.

Design, implementering og test

4

I dette kapitel designes, implementeres og testes hver blok i systemet og afslutningsvist testes det samlede system.

Systemet er opbygget af forskellige blokke, der designes, implementeres og testes separat. Afslutningsvis koples hver blok sammen, som til sidst testes som det samlede system. De enkelte blokke af systemet designes med henblik på at sikre systemets funktionalitet, hvorfor de designes med henhold til 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 MCUen, 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. 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 Mikrokontroller

I dette afsnit beskrives designet, implementeringen og testen af GAP peripheral MCUen som spændingsforsyning til IC og pulssensor. MCUen designes på baggrund af de opstillede krav i afsnit 3.8.2 vedrørende spændingsintervaller til forsyning af ICen og pulssensoren.

4.1.1 Design

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

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, hvoraf hele enheden påkræver en spændingsforsyning på 1,9 V til 3,6 V [101]. Ydermere kræver pulssensoren, som også er tilkoblet MCuen, en spændingsforsyning i intervallet 3 V til 5 V [106].

4.1.2 Implementering

Den eksterne spændingsforsyning tilkobles MCuen og leverer, som påvist i afsnit 4.7, 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 pulssensoren.

4.1.3 Test

Spændingsoutputtet fra MCuen testes ved tilkobling af en ekstern spændingsforsyning til targetboardet, og herefter måles outputspændingen fra henholdsvis pin VDDA og VDDD. Testen viser, at spændingen på pin VDDA er 3,12 V og på pin VDDD er 3,11 V. Dermed overholder MCuen spændingsintervallerne for de benyttede komponenter. 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.

4.2 LSM9DS1

I dette afsnit designes, implementeres og testes accelerometeret og gyroskopet som benyttes til dataopsamling af aktiviteter.

4.2.1 Design

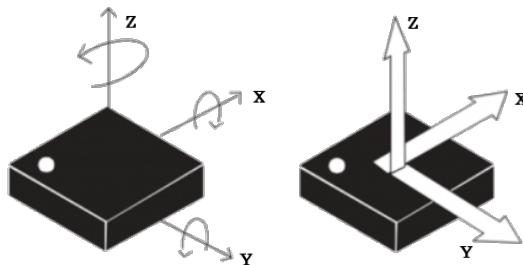
Der benyttes et integrated circuit (IC) af typen LSM9DS1, der kræver 3,3 V for at være optimal funktionel. Denne indeholder magnometer, gyroskop og accelerometer, hvoraf magnometeret ikke vil blive benyttet.¹

Arbejdsområderne for accelerometeret og gyroskopet er valgbart, hvoraf det er muligt at indstille accelerometeret til ± 1 , ± 4 , ± 8 eller ± 16 g, og gyroskopet kan indstilles til ± 245 , ± 500 eller ± 2000 dps. [101, 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]

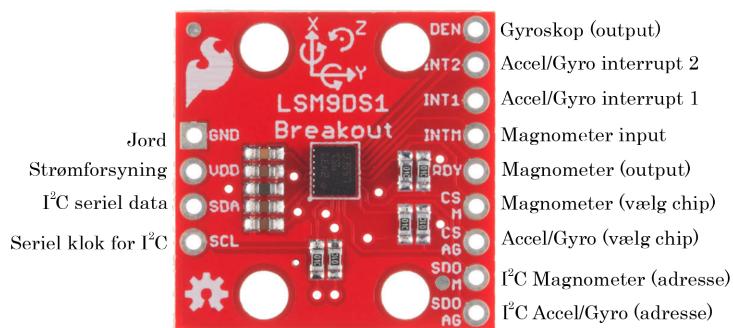
¹FiXme Note: Magnometeret benyttes til måling af givne paramtere på et magnetfelt



Figur 4.2: Figuren viser akserne på LSM9DS1 for gyroskopet (venstre) og accelerometeret (højre). [101] (Modificeret)

Sensorens opbygning fremgår af figur 4.3, hvor der henholdsvis er fire pins på venstre side og 9 pins på højre side. 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 fra. GND og VDD er pins til henholdsvis jord og spændingsforsyning, mens SDA er I²C datapin, hvor data bliver sendt og modtaget. SCL er en seriel clock, der blandt andet sørger for synkron dataopsamling.



Figur 4.3: Figuren viser pinkonfigurationen af LSM9DS1. [101] (Modificeret)

LSM9DS1 er en digital sensor, hvormed de analoge signaler konverteres til digitale i ICen ved hjælp af en indbygget 16 bits ADC. Derfor skal sensoren konfigureres til en given samplingsfrekvens for ADCen. Ifølge afsnit 3.8.6 skal accelerometeret sample med mindst 450 Hz. Det fremgår af databladet for ICen, at accelerometeret 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 ICen 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 ICen og MCuen. For at kunne opsætte 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 ICen således der skrives

og læses fra et givent dataregister i ICen. På figur 4.4 ses kommunikationen mellem en master og en slave, hvoraf slaven i dette tilfælde er ICen og masteren er MCuen.²

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 ICen 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 μ A under normale betingelser [101]³. 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.

Gyroskopet har tre forskellige power modes; slukket, low power og normal power. For at gyroskopet kan være i low power, skal outputtet af data være på 14,9 Hz til 119 Hz. Hvis outputsignalet er over dette, vil gyroskopet automatisk gå i normal power.

4.2.2 Implementering

MCuen kræver en ekstern pull-up modstand tilkoblet for at opsætte I²C bussen, hvilket fremgår af afsnit 4.2.1. En ekstern modstand på 4,7 k Ω 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 udførs ved at implementere en algoritme i MCuen. Algoritmen skriver til den hexadresse som er registeradressen dataoutout for accelerometeret og gyroskopet. Således kan MCuen som master skrive til selve accelerometeret eller gyroskopet. Der ønskes ydermere, at benytte en samplingsfrekvens på 476 Hz og et arbejdsmønster på ± 16 g for accelerometeret. Det fremgår af registeret, at der skal skrives til hexadressen 'A8' for at konfigurere accelerometeret til disse indstillinger.

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

²FiXme Note: Og dette kan ikke vendes om, ICen vil ALTID være slaven

³FiXme Note: hvor Vdd er forsynet med 2,2 V og temperaturen er 25 grader

4.2.3 Test

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 maks 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 vil i den samlede systemtest, blive testet om accelerometerets signaler klippes.

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 4.1

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 4.1 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 g	0,3
-1	-1356	-0,993 g	-0,7

Tabel 4.1: I tabellen ses resultatet fra testen af accelerometerets y-akse. For at omregne MCUs output fra LSB til g påvirkning multipliceres outputtet med accelerometerets sensitivitet.

Det ses i tabel 4.1, at sensorens accelerometer har en afvigelse på 0,3 % til 1,4 %, hvilket overholder en accepteret afvigelse på 5%, jævnfør afsnit 3.8.3. Det er ydermere antaget, at accelerometeret overholder arbejdsmrådet 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 3.8.4 skal sensoren have et arbejdsmåde 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, da dette kræver en kontrolleret cirkulær acceleration om en given akse, hvilket kræver udstyr der 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 en omdrejning i sekundet, og i så fald burde gyroskopet mæle 360 dps.

4.3 Pulsdetektering

I dette afsnit beskrives designet, implementeringen og testen af den valgte pulssensor. 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 3.8.5.

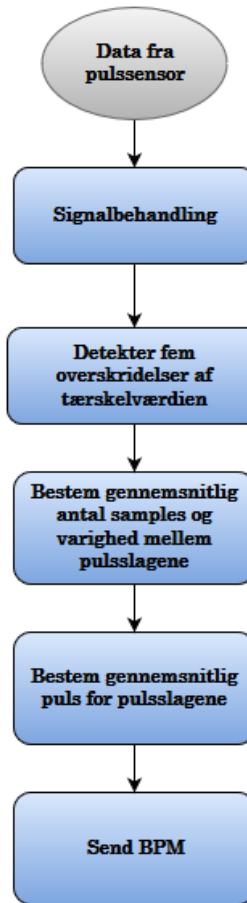
4.3.1 Design

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 afspejlet 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 mere sikker for brugeren, som beskrevet i afsnit 3.5.4. Ydermere er en optisk sensor alsidig i forhold til placering, idet denne type sensor blot kræver en placering over en arterie for at kunne måle pulsen. 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 filter⁴ samt en forstærker, som tilsammen øger amplituden for pulsølgrenen 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.

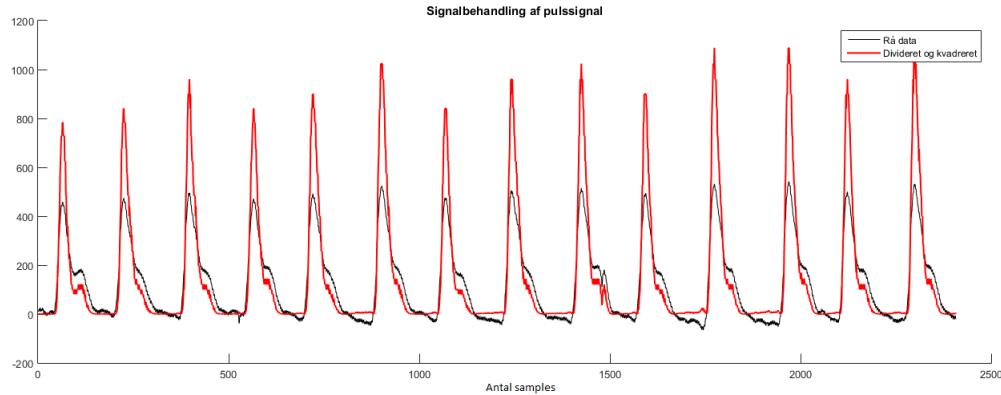
⁴**FiXme Note:** Et aktivt filter er en type af analog elektronisk filter, der anvender aktive bestanddele, såsom en forstærker.



Figur 4.5: På figuren ses et flowchart over algoritmen vedrørende detektering af BPM under alle aktiviteterne. Pulssensorens algoritme skal registrere tre pulsslag før end pulsen kan beregnes ud fra disse værdier.

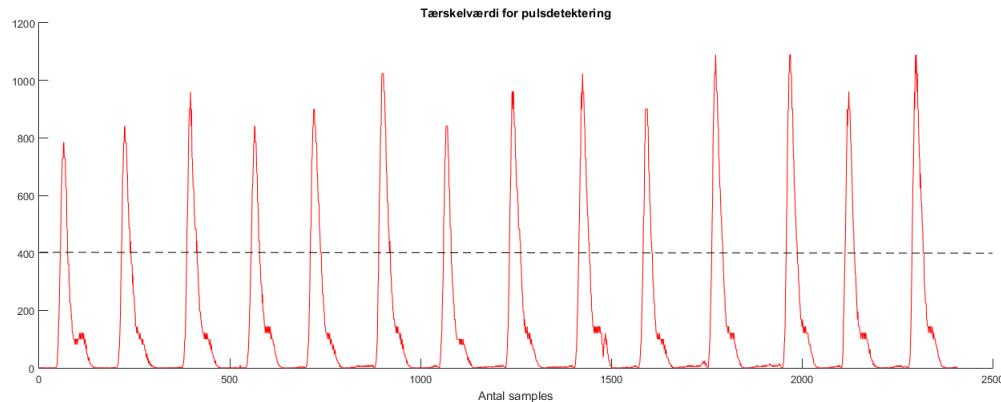
Ovenstående figur repræsenterer algoritmen vedrørende detektering af BPM. Pulssensoren opfanger pulssignalet fra brugerens øreflip, hvorefter dette signal bliver signalbehandlet først detektering af pulsslag startes. Der ønskes at detektere pulsen ved at beregne varigheden mellem tre pulsslag med udgangspunkt 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 stippled linje er algoritmens tærskelværdi, som har en værdi 400.

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

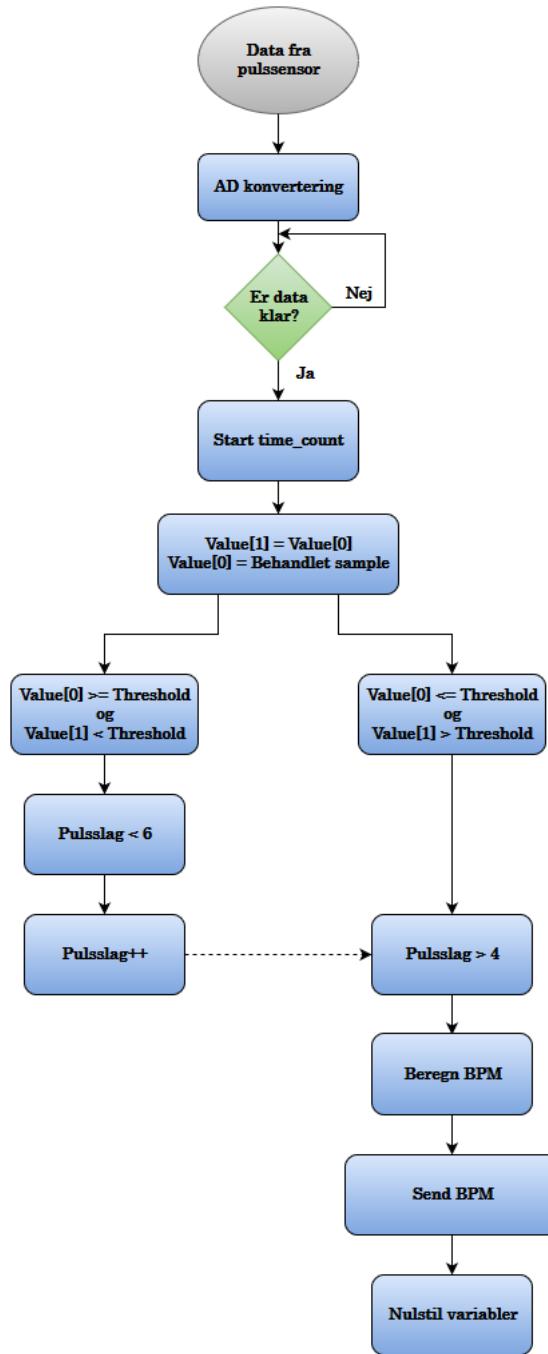
4.3.2 Implementering

Pulssensoren har 3 pins til henholdsvis spaendingsforsyning, 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 3.8.6.

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.



Figur 4.8: På figuren ses pulssensorens algoritme i C kode beskrevet med pseudokode.

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, hvilket der benyttes en indbygget kodegenerering til. Hvis data er klar, da starter algoritmens time counter som starter optælling af samples. Når en sample er klar, bliver den kvadreret og divideret, som det beskrives i afsnit 4.3.1. 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 tærkselværdien 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 erydermere designet således, at at

den registrerer et pulsslag, når en tidligere sample er over tærskelværdien og den efterfølgende sample er under. 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 mellem fem pulsslag. Beregningen foretages ved at bestemme den gennemsnitlige varighed mellem fem pulsslag, for derefter at dividere 60 sekunder med den gennemsnitlige varighed. Når beregningen er foretaget, vil BPM for brugeren blive sendt til GAP central gennem bluetooth, hvorefter algoritmens værdier nulstilles.

4.3.3 Test

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

Testen udføres med henhold til de opstillede krav og tilhørende tilladte afvigelser opstillet i afsnit 3.8.5.

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

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

Det indsendte signal er et absolut sinussignal, som har en frekvens på 0,6 Hz og en signalfrekvens på 35 Hz. Ydermere er det array, som indsendes til MCUen, på 992 samples. Derfor kan det bestemmes hvilken puls, som algoritmen bør printe i Real Term.

Der indsendes 992 samples og benyttes en singelfrekvens 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.

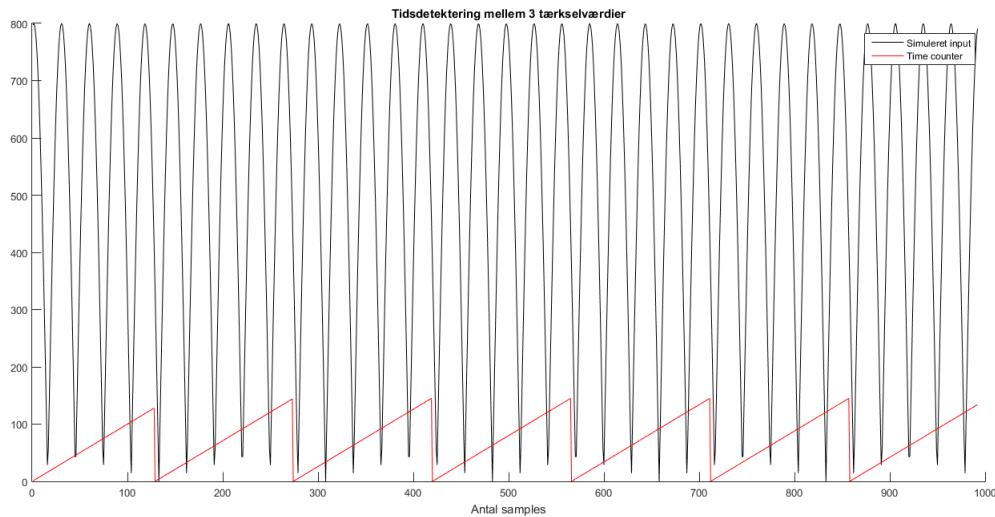
Når der er 34 peaks og arrayet har en varighed af 28,3 sekunder, vil der være 0,83 sekunder mellem hver overskridelse af tærskelværdien. Pulsen bestemmes, som det fremgår af ligning (4.1).

$$\frac{60 \text{ sekunder}}{\text{Varighed mellem samples}} = \frac{60 \text{ sekunder}}{0,83 \text{ sekunder}} = 72 \text{ BPM} \quad (4.1)$$

Derfor vil det indsendte signal medføre en værdi af 72 BPM. Det er forventeligt, at algoritmen vil beregne og printe en puls, som har en værdi af 72 BPM.

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

Ved at indsende det simulerede signal fremgår det af figur 4.9, hvordan time counteren nulstilles, når der er registreret fem tilfælde. Ydermere ses det i tabel 4.2, at Real Term har printer de forventede værdi for BPM.



Figur 4.9: På figuren ses algoritmens timecounter, som tæller op, indtil en sample på det femte pulsslag er gået under tærskelværdien. Efterfulgt af dette vil time counteren nulstilles og starter samme procedure.

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

Tabel 4.2: I tabellen ses resultaterne fra algoritmens beregning af pulsen på et simuleret inputsignal. Tabellens kolonne; Modtaget værdi, er resultatet fra Real Term.

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 peaksdetektering. Herefter printes pulsen i Realterm, hvor værdierne er illustreret i tabellen. Det fremgår ydermere, at de modtagede værdier har 0% afgivelse fra de forventede værdier.

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

Der foretages yderligere en test, med henblik på at vurdere hvorvidt pulssensoren opfylder de opstillede krav i afsnit 3.8.5.

Pulssensoren og den tilhørende algoritme testes på en person ved en stillesiddende aktivitet, hvorfaf personens BPM forventes dermed at være stabil. Yderligere vil der blive benyttet en pulsmåler i form af Vernier, Excercise Heart Rate Monitor, som benyttes som reference for den beregnede BPM af algoritmen. Denne pulssensors data vil blive printet i programmet Logger Pro, og systemets BPM vil blive printet i Realterm.

Resultaterne af den udførte test fremgår af tabel 4.3.

Gennemsnitlig puls LoggerPro [BPM]	Gennemsnitlig puls Algortime [BPM]	Afgivelse [%]
66,1	76	13

Tabel 4.3: I tabellen ses det den gennemsnitlige puls fra Logger Pro og Real Term. Det fremgår, at pulssensoren og den tilhørende algoritme har en afgivelse på 13%.

Det fremgår i tabel 4.3, at testen af pulssensoren og den tilhørende algoritme viser en gennemsnitlig afvigelse fra referenceværdien på 13%. Dermed overholder pulssensoren de opstillede krav i afsnit 3.8.5.

4.4 Analog til digital konvertering

Dette afsnit beskriver design, implementering og test af ADCen. ADCen designes og implementeres med henhold til teoretiske aspekter samt de opstillede krav. Afslutningsvis testes ADCens virken i forhold til kravene opstillet i afsnit 3.8.6.

4.4.1 Design

Systemets IC har en ADC tilkoblet i sit kredsløb, hvormed ADCen tilhørende denne blok er designet, implementeret og testet i afsnit 4.2.

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.

Det fremgår af afsnit 3.8.6, 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:

$$\frac{1 \text{ sekund}}{35 \text{ Hz}} = 0,0286 \text{ sekunder} \quad (4.2)$$

Det fremgår af ligning (4.2), at der er 0,0286 sekunder mellem hver sample ved en frekvens på 35 Hz.

4.4.2 Implementering

Pulssensorens analoge signal, skal gennemgå en AD konvertering i MCUs. 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 (4.2). 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.

4.4.3 Test

ADCen testes, for at undersøge samplingsfrekvensen på den kanal som sampler pulssensoren. Testen udføres med henhold til de opstillede krav og tilhørende tilladte afvigelser opstillet i afsnit 3.8.6.

ADCen er konfigureret således, at denne sender samples afsted så snart disse er klar. Det vil derfor være muligt at oprette en variabel som står og 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 frekvens kunne bestemmes, med henhold til den konfigurerede frekvens på 35 Hz.

Der oprettes en variabel af størrelsen int16, som skal tælle op hver gang ADCen har data klar. Idet variablen har den valgte størrelse, da vil denne kunne tælle op til $2^{16} = 65.536$. Samtidig er ADCen konfigureret til en samplingsfrekvens på 35 Hz, hvormed der er 35 samples per sekund. Hvis testen har en varighed af 1 minut, vil ADCen antageligt have konverteret følgende antal samples: $35 \text{ samples} \cdot 60 \text{ sekunder} = 2100 \text{ samples}$. Dette antal samples vil ydermere ikke overskride variablens størrelse, idet denne er 16 bit.

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:

$$\frac{2134 \text{ samples}}{60 \text{ sekunder}} = 35,6 \text{ Hz} \quad (4.3)$$

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 kan accepteres.

4.5 Algoritmer til detektering af gang, løb og cykling

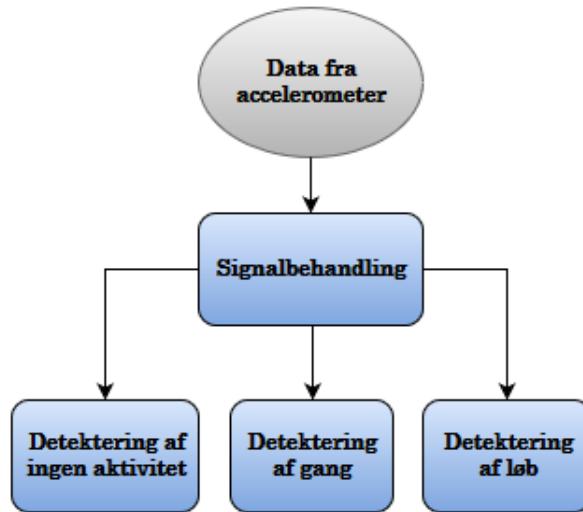
Dette afsnit omhandler design, implementering og test af algoritmerne til detektering af gang, løb og cykling. Først designes algoritmerne til det specifikke formål, hvorefter de kan implementeres. Afslutningsvist bliver algoritmerne testet i forhold til opstillede krav i afsnit 3.8.7.

4.5.1 Design

For at kunne adskille gang, løb og cykling benyttes et accelerometer og et gyroskop, som er beskrevet i afsnit 4.2. Gyroskopet skal benyttes til at detektere cykling, mens løb og gang detekteres ved brug af accelerometeret. For at kunne detektere og adskille disse aktiviteter behandles inputtet fra sensorerne gennem forskellig signalbehandlingsprocessor. Algoritmerne gør det muligt at afgøre, om de pågældende signaler repræsenterer gang, løb, cykling eller ingen fysisk aktivitet.

Algoritme til detektion af gang og løb

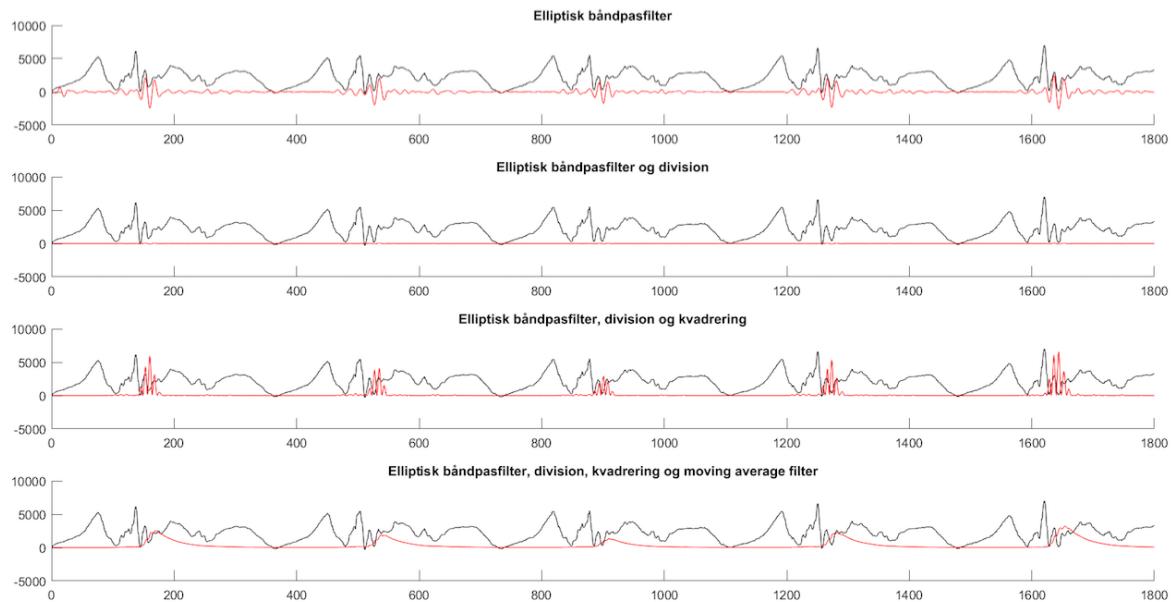
Algoritmen som skal detektere gang eller løb designes til at benytte accelerometerets data, med henhold til appendix A. Dette design fremgår som flowchart på figur 4.10.



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

Algoritmen skal benyttes accelerometerets data til at detektere hvorvidt brugeren ikke udfører fysisk aktivitet, går eller løber.

Førend denne detektering, skal accelerometeres data signalbehandles for afslutningsvis at kunne benytte tærkselværdier til at detektere hvilken aktivitet der udføres. Signalbehandlingen indebærer filtrering, dividering, kvadrering og moving average filtrering. Denne type signalbehandling af illustreret på figur 4.11.



Figur 4.11: På figuren ses de fire signalbehandlingsfunktioners effekt på rå data fra accelerometeret under løb. Den sorte kurve på de fire figurer er det rå signal, og den røde er det behandlede output. Der gøres opmærksom på, at y-aksen ikke er ens for henholdsvis de to øvre og de to nedre figurer, hvorfor det sorte, rå signal bliver en næsten lige linje på de to nedre figurer.

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 båndpassfilter, 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 dB⁵. Båndpasfilterets knækfrekvenser er valgt med hensyn til pilotforsøget i appendix 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, da 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 relateres til hælnedslaget, og selve hælnedslaget forstærkes og tydeliggøres.

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. Førend en værdi for denne tærskelværdi kan fastsættes, skal dataet fra pilotforsøgets omregnes til ICens enhed for outputdata. ICens arbejdsmønster er opgivet i bytes, som følge af ICens 16 bits ADC arbejdsmønster. 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 er placeret i Shimmer3. For at gøre dette benyttes accelerometerets sensitivitet, som er 0,012 g/LSB. Data fra shimmer som er omregnet til g, skal divideres med accelerometerets sensitivitet. Outputet fra Shimmer3 og ICen er nu samme enhed, som det fremgår af ligning (4.4).

$$\frac{32g \times 2^{16}}{32g \times 2^{12}} = 16 \quad (4.4)$$

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 4.4 viser tærskelværdierne for de fire forsøgspersoner, hvoraf tærskelværdierne er bestemt med henhold til de behandlede signaler.

⁵Fixme Note: og 0.5 dB peak-to-peak ripples - frekvenserne for gang og løb lå mellem 25 og 45

Forsøgsperson	Tærskelværdi for gang	Tærskelværdi for løb
F1	50	1050
F2	55	500
F3	50	400
F4	150	100

Tabel 4.4: I tabellen ses tærskelværdierne for forsøgspersonerne ved aktiviteterne gang og løb.

De individuelle tærskelværdier i tabel 4.4 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 4.5.

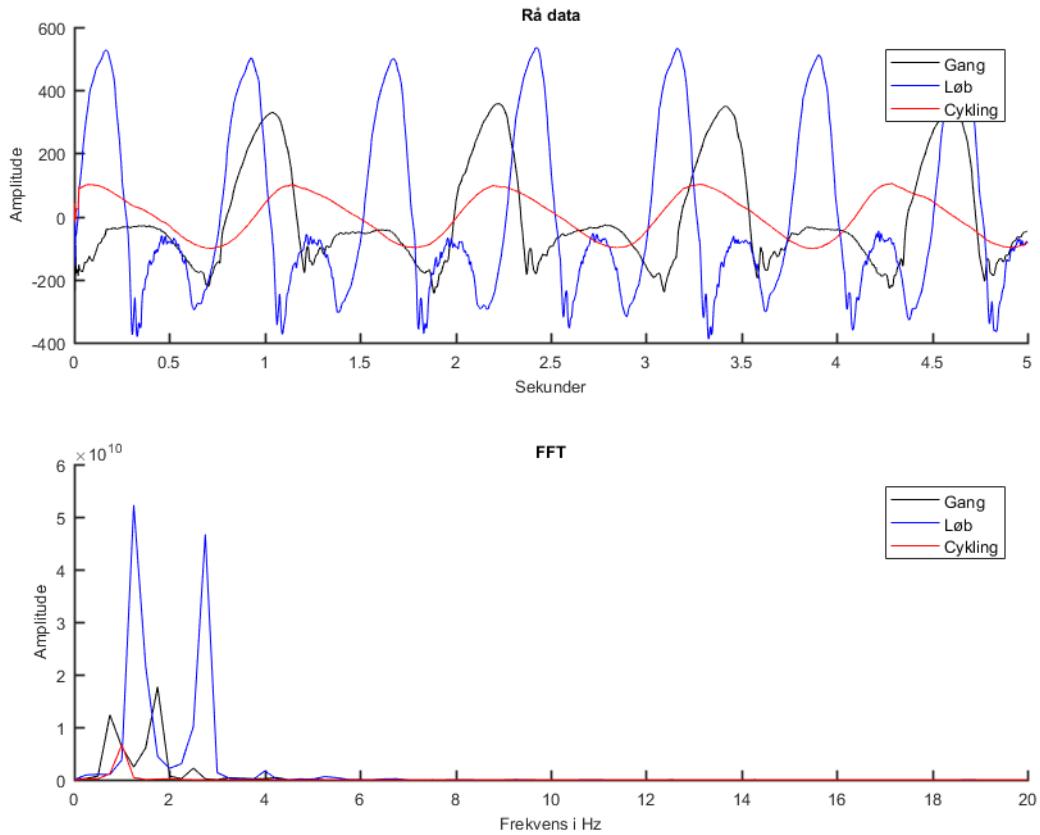
Tærskelværdi for ingen fysisk aktivitet	Tærskelværdi for gang	Tærskelværdi for løb
$x < 50$	$50 < x < 400$	$x \geq 400$

Tabel 4.5: 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 4.5 dækkende for alle forsøgspersonerne, hvorfor disse blev valgt.

Algoritme til detektion af cykling

Data fra gyroskopets z-akse skal signalbehandles, førend en algoritme kan detektere cykling og adskille denne fra gang og løb. Første trin i denne signalbehandling er at udføre en Fast Fourier Transform (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. Resultaterne af 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 typisk udgøre 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 4.12: Figuren viser rå data for gang, løb og cykling for et 5 sekunders interval opsamlet på gyroskopets z-akse på øverste graf, samt signalbehandling af dataet fra 0 til 20 Hz på nederste graf.

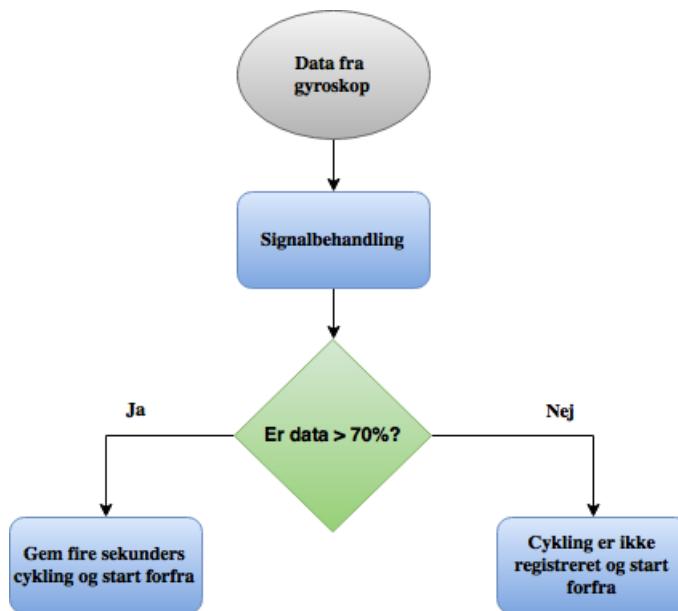
Data fra pilotforsøget er behandlet med ovenstående signalbehandling. Dette er gjort med henblik på fastsættelse af en tærskelværdi som adskiller cykling fra gang og løb. På den øverste graf på figur 4.12 ses de rå signaler fra gyroskopet fra gang, løb og cykling. Som det tydelig ses afspejles cykling tilnærmelsesvis som en sinus, hvorfor dennes energi er centreret omkring få frekvenser. Resultatet af den omtalte signalbehandling ses på den nederste graf, hvoraf 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, hvoraf 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 dominérende frekvens. Herefter summeres værdierne for den maksimale magnitud, ved at summere intervallet ± 1 Hz omkring frekvensen 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 4.6: I tabellen ses hvor stor en procentdel summeringen vedrørende den maksimale magnitudo udgør af hele FFT'en. Dette er gjort for både gang, løb og cykling, med henblik på bestemmelse af en tærskelværdi.

Mængden af energi ved den maksimale magnitudo er markant større for cykling i forhold til gang og løb, hvilket er illustreret i tabel 4.6. Dette resulterede i, at 84,5% til 91,9% af energien lå ± 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 blev ligeledes behandlet for gang og løb for at sikre, at disse ikke havde samme spredning i frekvensområdet, hvormed en mulig tærskelværdi til detektering af cykling kan fastsættes. Resultatet heraf medførte at ved gang befandt energien omkring den fundne frekvens sig mellem 35,9% til 48,5% og ved løb befandt 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 magnitudo skal dermed udgøre 70% for at blive klassificeret som cykling.



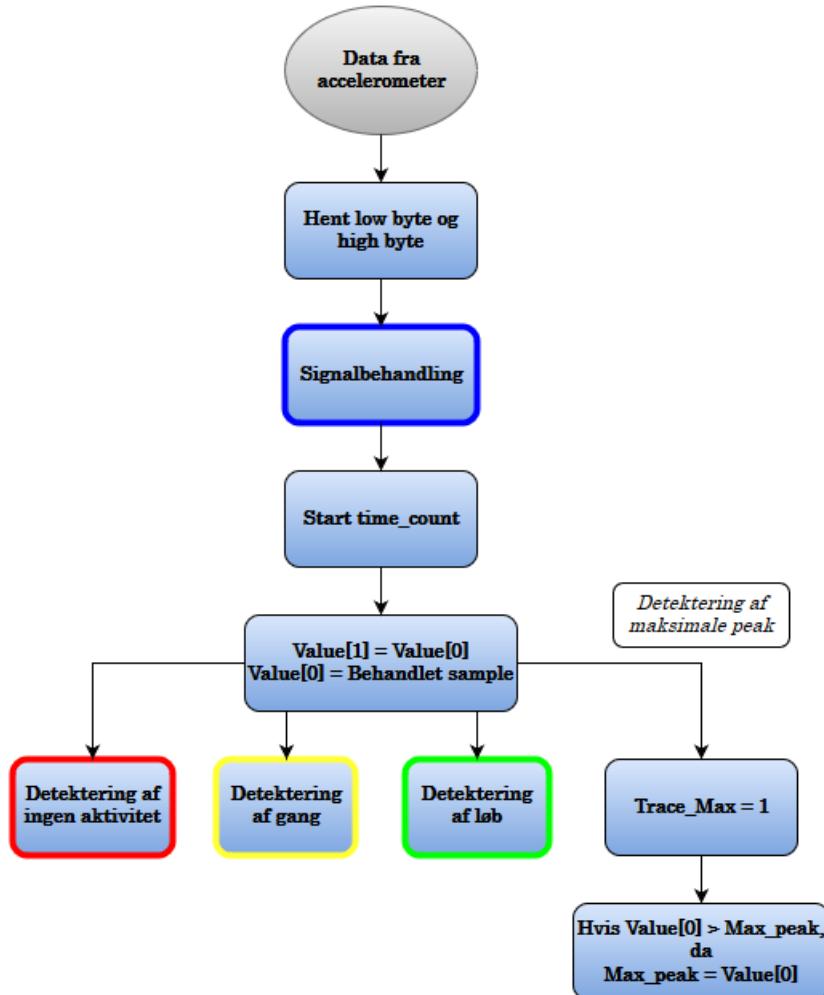
Figur 4.13: På figuren ses et flowchart som gennemgår algoritmen vedrørende detektering af cykling.

Ovenstående figur repræsenterer algoritmen for detektering af cykling. Hvis cykling detekteres, gemmes fire sekunders cykling. Hvis cykling ikke detekteres, signalbehandles ny data fra gyroskopet, for at tjekke hvorvidt cykling detekteres.

4.5.2 Implementering

Algoritme til detektion af gang og løb

Implementeringen af algoritmen for detektering af gang og løb tager udgangspunkt i data fra pilotforsøget og de designmæssige aspekter, som er beskrevet i afsnit 4.5.1. Algoritmen er designet og implementeret, som det ses på figur 4.14.



Figur 4.14: På figuren ses den overordnede C kode for algoritmen til detektering af gang og løb beskrevet med pseudokode. De markerede kasser vil blive forklaret yderligere i kommende figurer.

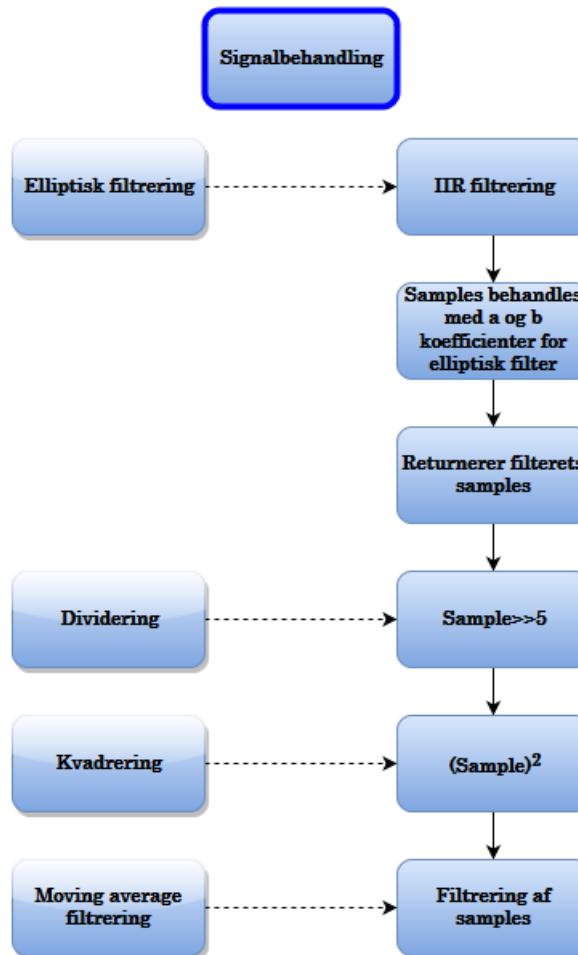
Algoritmen henter low og high byte fra ICens outputdata, hvorefter de enkelte samples gennemgår en signalbehandling. Denne signalbehandling og den tilhørende C kode vil blive yderligere forklaret i figur 4.15. Efter samples er blevet behandlet, bliver time_counteren startet således, at denne tæller antallet 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 4.16, figur 4.17 og figur 4.18. Tærskelværdierne for de pågældende fysiske aktiviteter er bestemt i afsnit 4.5.1.

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 værende som værende maks peak værdien.

Algoritmens signalbehandling involverer fire elementer; elliptisk filtrering, dividering, kvadrering og en moving average filtrering. Dette ses på figur 4.15.



Figur 4.15: På figuren ses algoritmens signalbehandling i C kode beskrevet som pseudokode.

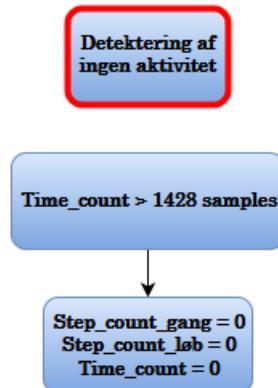
Efter datamodtagelse fra ICen bliver samples IIR filtreret ved hjælp af a og b koefficienter for et elliptisk filter. Efterfølgende returneres de behandlede samples, hvormed disse er klar til næste del af signalbehandlingen. De pågældende a og b koefficienter bestemmes i MATLAB, hvor filterets knækfrekvenser 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 32^6 . 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

⁶Fixme Note: 2 opløftet i 5

figur 4.11.

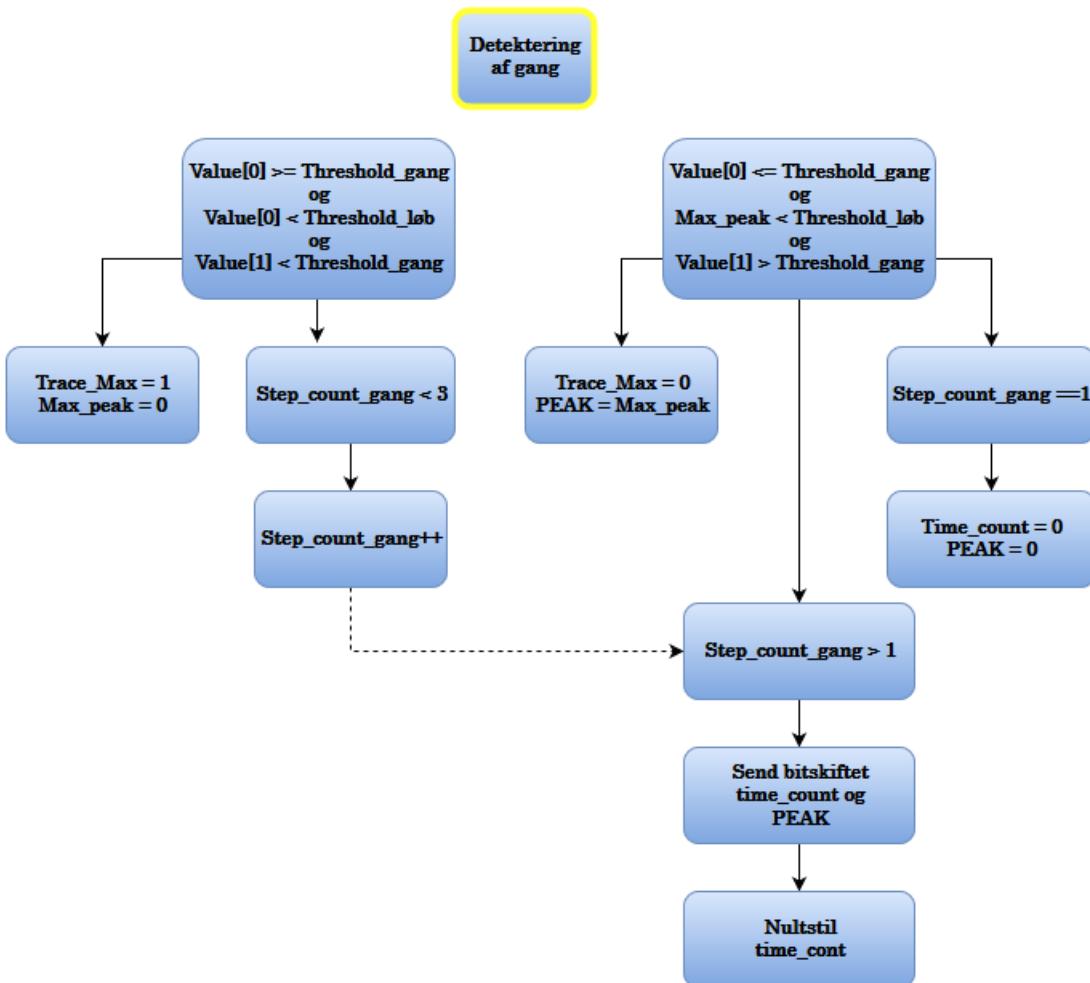
Algoritmen er designet og implementeret således, at denne kan detektere, hvis brugeren ikke er fysisk aktiv. Denne del af algoritmen fremgår af figur 4.16.



Figur 4.16: På figuren ses algoritmens metode til at detektere, om brugeren er fysisk aktiv eller ej. Det fremgår, at hvis time_count er større end tre sekunder sampling, som svarer til 1428 samples, da detekteres brugeren som værende ikke fysisk aktiv.

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 4.17 viser algoritmens opbygning med henhold til detektering af gang ved brug af tærskelværdier.



Figur 4.17: På figuren ses den implementerede C kode beskrevet med pseudokode. Denne del af algoritmen benyttes til detektering af gang.

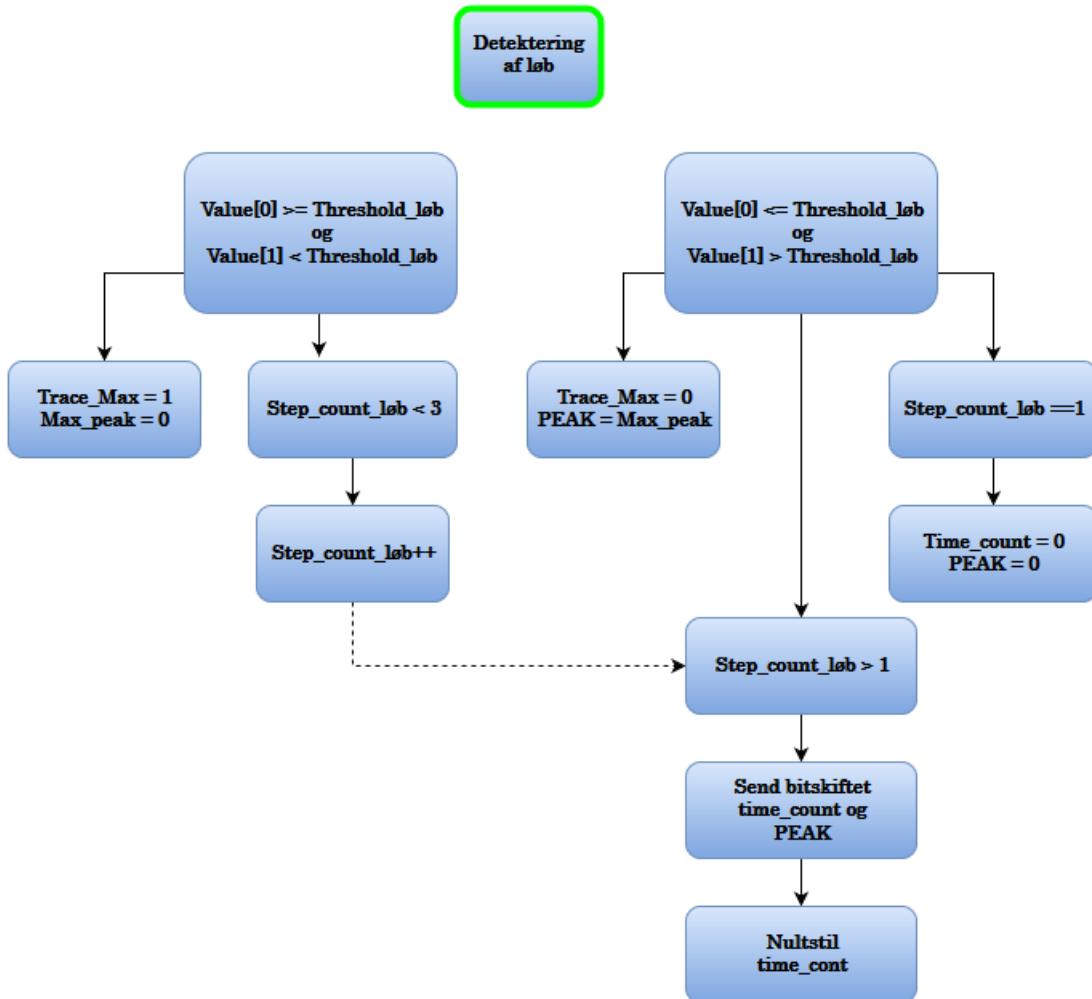
Til venstre på figuren ses delen, som er ansvarlig for optælling af skridt, hvortil den højre del visualiserer delen, som bestemmer varigheden mellem hælnedslag ved gang. Førend algoritmen kan tælle op på antal skridt for gang, skal amplituden for Value[0] være i intervallet mellem tærskelværdierne for 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 4.14. Ydermere bliver Step_count_gang talt op, indtil denne variabel er maksimalt 3.

Højre del af figur 4.17 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 bitshiftet, 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 4.18.



Figur 4.18: På figuren ses den implementerede C kode beskrevet med pseudokode. Denne del af algoritmen benyttes til detektering af løb.

Den venstre del af figuren er ansvarlig for optælling af skridt, hvortil den højre del bestemmer varigheden mellem hælnedslag ved løb. Før end 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 4.14. Ydermere bliver Step_count_lob talt op, indtil denne variabel er maksimalt 3.

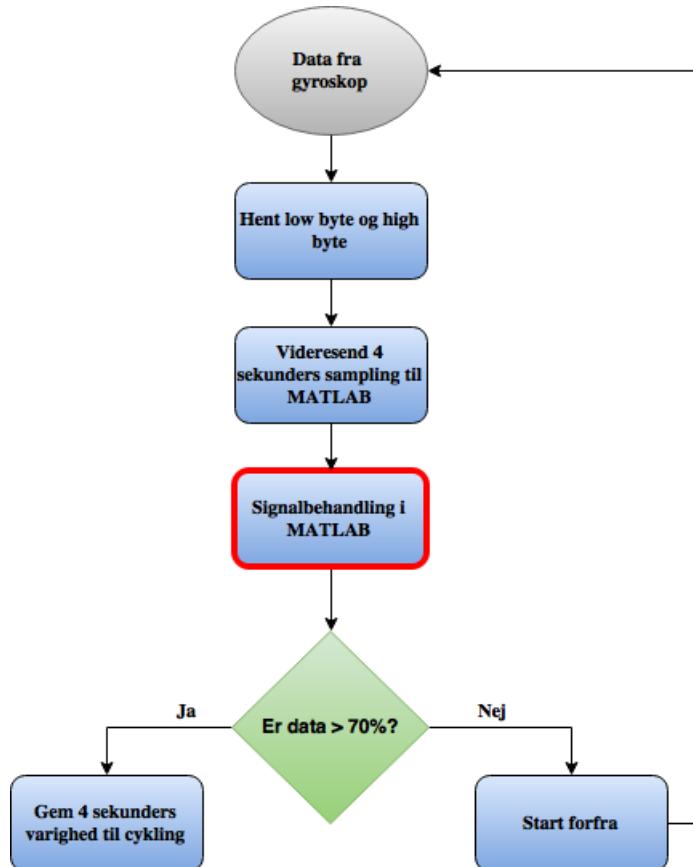
Højre del af figur 4.18 repræsenterer den del af algoritmen, som finder varigheden mellem hælnedslag og sender dette gennem BLE. Før end denne del af algoritmen bliver udført, skal Value[0] være mindre end tærskelværdien for løb, og Value[1] skal være over denne tærskelværdi. Hvis kriteriet opfyldes, 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.

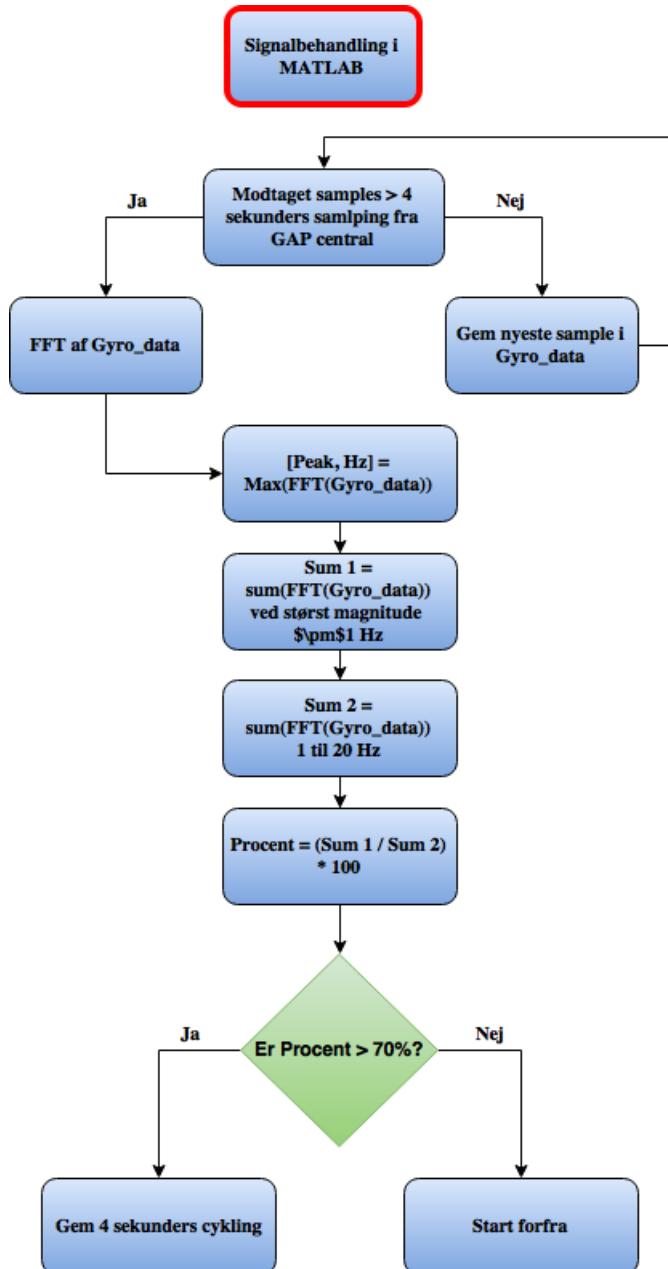
Algoritme til detektion af cykling

Implementeringen af algoritmen for detektering af cykling tager udgangspunkt i data fra pilotforsøget og de designmæssige aspekter, som er beskrevet i afsnit 4.5.1. Algoritmen er designet og implementeret, som det ses på figur 4.19.



Figur 4.19: På figuren ses den kode for algoritmen til detektering cykling beskrevet med pesudokode. Den røde markerede kasse vil blive forklaret yderligere en kommende figur.

Algoritmen henter low-, og high byte fra ICens gyroskop outputdata, hvorefter hver enkelt sample videresendes til MATLAB, som gemmer 4 sekunders data i et arrary og påbegynder signalbehandlingen. Resultatet af signalbehandlingen medfører en procentvis værdi 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 4.20: På figuren ses den kode for algoritmens signalbehandling i MATLAB.

Når MATLAB har modtaget fire sekunders sampling påbegyndes signalbehandlingen af dataet ved brug at formlerne i figur 4.20. Hvis cykling bliver detekteret bliver en varighed på fire sekunder videresendt til udført cykling i GUI.

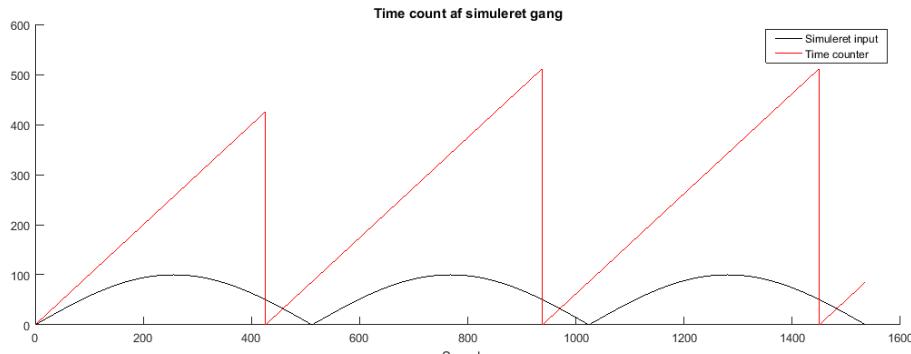
4.5.3 Test

Algoritme til detektion af gang og løb

Algoritmens funktioner testes individuelt og samlet. Dette gøres ved at indsende 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 indsendes 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 4.21.



Figur 4.21: På figuren ses algoritmens time counter som den røde kurve, der reagerer på detekteringen af et simuleret gangsignal. Denne nulstilles hver gang signalet går under tærskelværdien, således maks peak værdien og tidsværdien sendes videre. Den sorte kurve er det simulerede gangsignal.

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 under en tærskelværdi til, at en sample igen er gået under en tærskelværdi er 512 samples. En af algoritmens funktioner er at frasortere det første detekterede peak, 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 4.7 ses der, at selvom den første peak visualiseres i figur 4.21, 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.

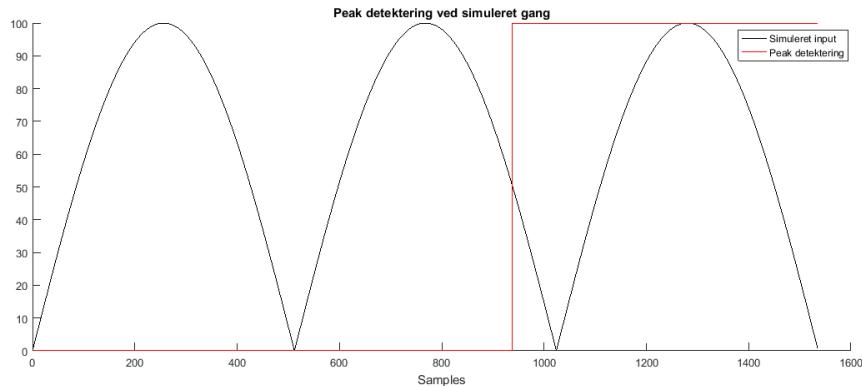
Værdi videresendt	Forventet værdi [samples]	Modtaget værdi [samples]
Time counter	Ø - 512 - 512	Ø - 512 - 512

Tabel 4.7: I tabellen ses testresultaterne vedrørende test af time counter. Ø antyder at det ikke blev modtaget noget ved første peak.

Algoritmen er blevet testet på tre halvbølger, og dermed er det forventede resultat at varigheden af første peak ikke blev medregnet og videresendt som et resultat. Algoritmens time counter fungerede som forventet, og videresendte 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 første test beviste ikke sker. På figur 4.22 ses resultatet af testen.



Figur 4.22: På figuren ses algoritmens funktion til at detektere værdien for maks peak i et simuleret gangsignal. Den sorte kurve er det simulerede gang signal, og den røde kurve viser algoritmens funktion til detektering af peakværdier. Der ses, at den første peak ikke detekteres som ønsket. 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 overskridt en bestemt tærskelværdi, hvilket ikke fremgår tydeligt på figur 4.22. 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 4.22 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 4.8, som fås ved hjælp af programmet Realterm, som viser sendt data fra MCUen ved brug af UART.

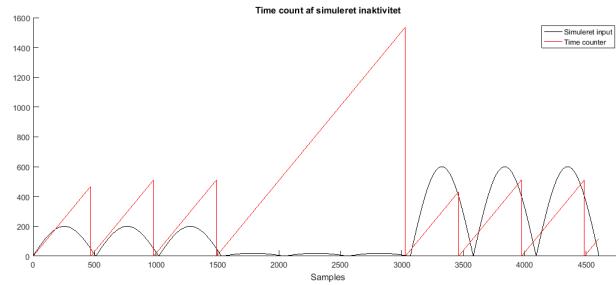
Værdi videresendt	Forventet output [amplitude]	Output [amplitude]
Peak detektering	Ø - 100 - 100	Ø - 100 - 100

Tabel 4.8: I tabellen ses testresultaterne vedrørende test af detektering af peaks. Ø antyder at det ikke blev modtaget noget ved første peak. Der ses i tabellen, at outputtet fra testen stemmer overens med det forventede output.

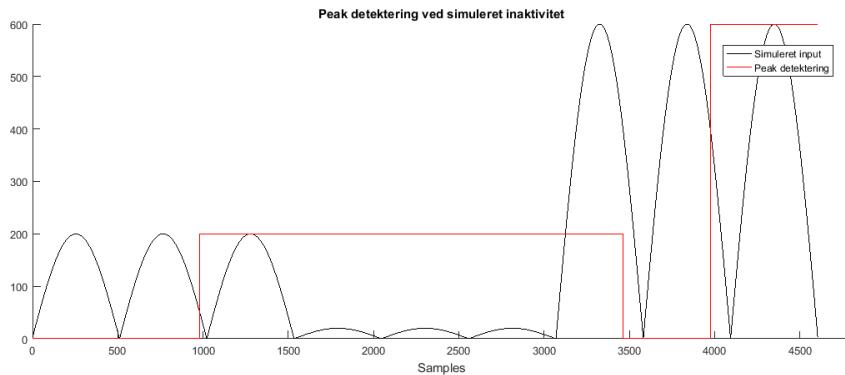
Algoritmen er blevet testet på tre halvbølger, og dermed er det forventede resultat, at peakværdien af det første peak ikke bliver medregnet og videresendt som et resultat. Algoritmens peak detektering fungerer dermed som forventet og videresendte amplituderne, som halvbølgerne var designet med, med 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, hvorfors 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 4.23 og figur 4.24.



Figur 4.23: På figuren ses algoritmens time counter, som resultat af detektering af et simuleret gang, inaktiv og løbe signal. Den sorte kurve er det simulerede signal, og den røde kurve viser algoritmens time counter af samples, som overholder algoritmens specifikationer. Der ses i midten af figuren, at time counteren nulstilles efter tre sekunder selvom inden tærskelværdierne er overskredet. Det er derfor fordelagtigt at smide værdien ud for første detekterede maks peak herefter.



Figur 4.24: På figuren ses algoritmens funktion til at detektere peakværdier, som resultat af detektering af et simuleret gang, inaktiv og løbe signal. Den sorte kurve er det simulerede signal, og den røde kurve er algoritmens funktion til detektering af peakværdier.

Resultaterne vedrørende time count på figur 4.23 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 4.24 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 det 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 4.9.

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 4.9: I tabellen ses testresultaterne vedrørende test af time count og detektering af peak ved et simuleret signal, som illustrerer en periode uden aktivitet. Ø antyder at det ikke blev modtaget noget ved første peak. Der ses i tabellen, at algoritmen agerer efter hensigten.

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.

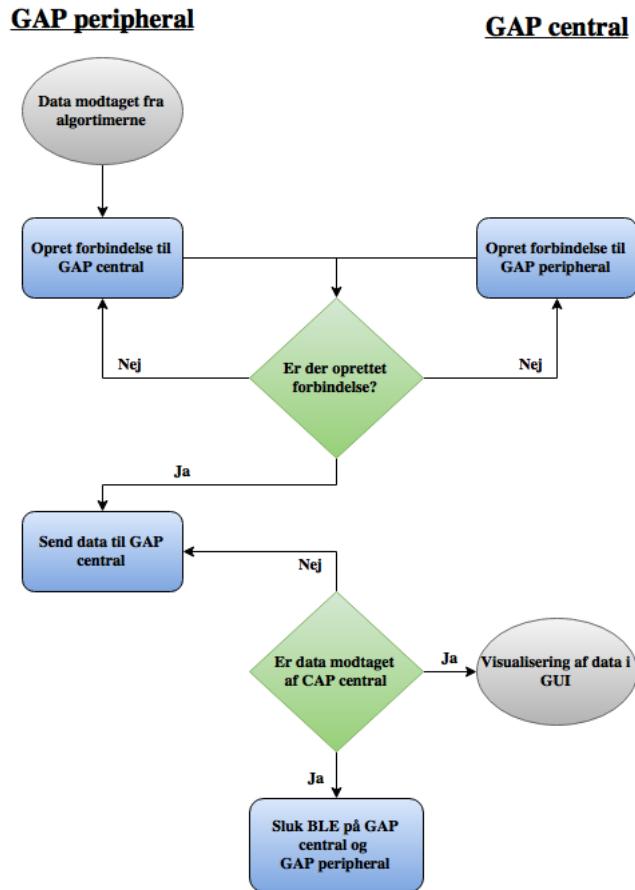
Algoritme til detektion af cykling

4.6 Trådløs kommunikation gennem Bluetooth Low Energy

Dette afsnit gennemgår design, implementering og test af systemets trådløse kommunikation mellem de to benyttede MCUs.

4.6.1 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 4.25.



Figur 4.25: På figuren ses en illustration af 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 initialiseres 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.

Førend dataoverførselen er mulig, skal der skabes en forbindelse mellem de to enheder, hvilket ligeledes fremgår af figur 4.25. Hvis ikke dette lykkes, gentages proceduren indtil forbindelsen er oprettet. Systemet vil ikke fortsætte til næste element i pseudokoden, medmindre dataoverførslen har været succesfuld.

4.6.2 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. [91]

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.

4.6.3 Test

Den trådløse kommunikation testes ud fra kravene hertil, se afsnit 3.8.8. Der undersøges kvaliteten af forbindelsen mellem GAP peripheral og GAP central i forhold til afstand. 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, hvoraf den maksimale afstand for succesfuld dataoverførsel vil komme til udtryk.

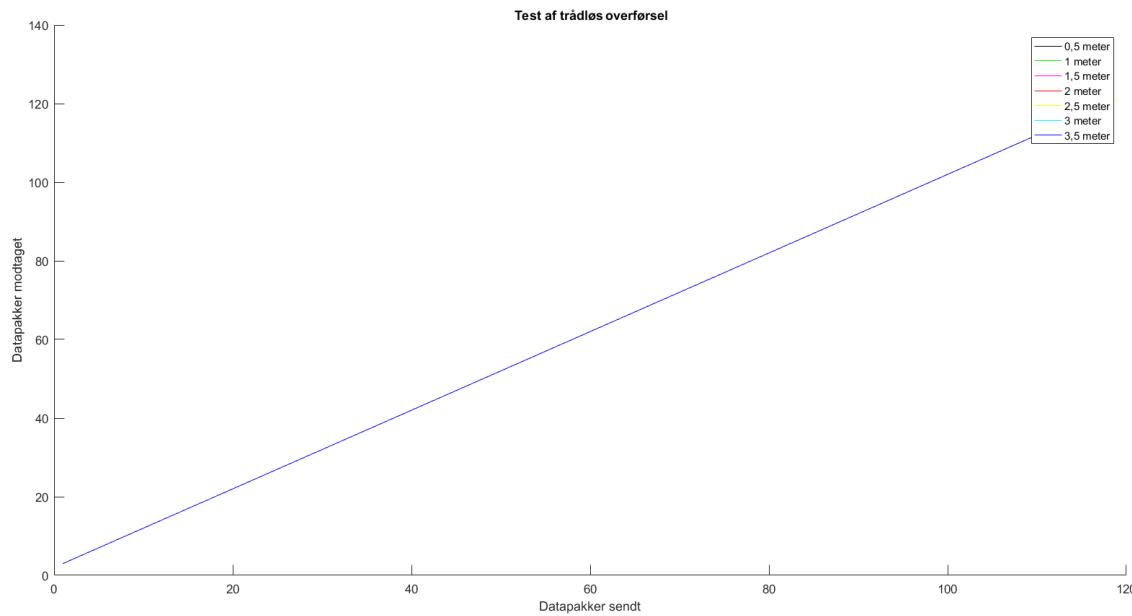
Datapakkerne i denne test sendes fire gange i sekundet, og resultaterne bliver opsamlet igennem 30 sekunder. Der skabes forbindelse mellem GAP peripheral og GAP central, hvor antallet af modtagne datapakker optages igennem RealTerm. Derfra konverteres det fra hex til decimaltal, hvormed data kan plottes i matlab.⁷

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

Testresultaterne i tabel 4.10 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 4.26, hvor der ses, at antallet af sendte og modtagende pakker har en lineær sammenhæng op til 3,5 meter.

⁷FiXme Note: capture, optaget i hex, konverteret til decimaltal, som er plottet i matlab



Figur 4.26: 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 4.26. 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.

4.7 Spændingsforsyning

I dette afsnit beskrives designet, implementeringen og testen af spændingsforsyningen til MCuen, der agerer som GAP peripheral. Dette gøres med henblik på at opfylde kravene til den eksterne spændingsforsyning.

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 leve et spændingsoutput, som overholder MCUs inputspænding for aktivering samtidig med, at komponenten overholder krav til mobilitet og brugersikkerhed. Ydermere skal spændingsforsyningen kunne leve den påkrævede spænding i mindst 15 timer.

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

4.7.1 Design

MCUen er funktionel ved en spændingstilførsel på 1,71-5,5 V [91, 94]. Den ene MCU, 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 en mindre komponent, hvilket gør den mobil og anvendeligt i et mobilt system.

4.7.2 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.

4.7.3 Test

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.⁸

4.8 Grafisk bruger interface

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

4.8.1 Design

GUI benyttes 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 dermed ud fra at alle børn har mulighed for at optjene mange point, da pointene vægtes ud fra intensiteten, tiden samt typen af aktivitet.

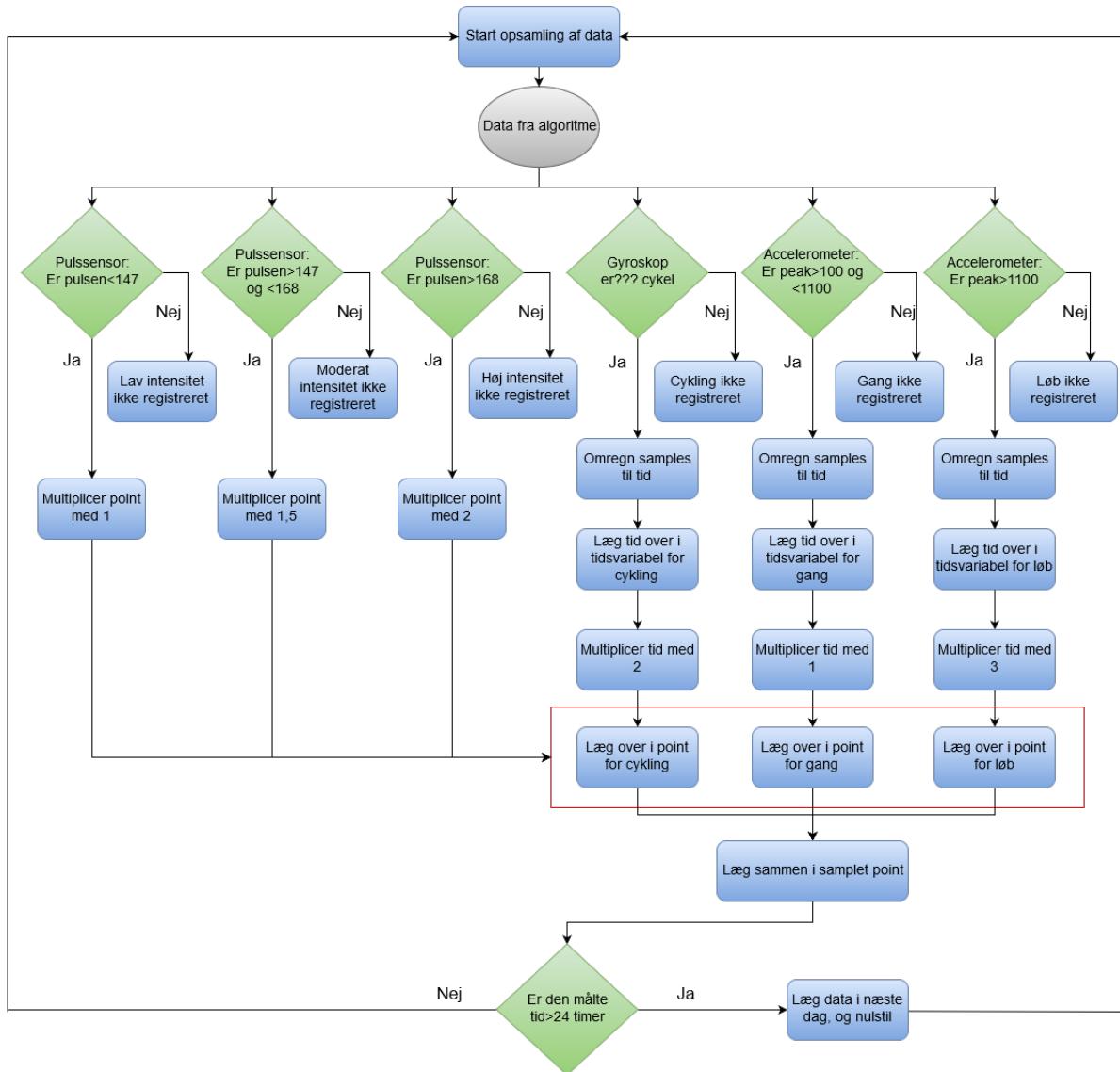
Data fra algoritmerne vedrørende aktiviteterne gang, løb og cykling sendes til MATLAB, som det ses på figur 4.28. Fra algoritmen vedrørende gang og løb sendes der to resultater. Resultaterne består af en peakværdi og et resultat af varighed siden sidst detekterede peak. Peakets værdi informerer om hvilken aktivitet varigheden bør tillægges. Er peakværdien mellem

⁸**FiXme Note:** Vi skal have lavet en test hvor komponenterne er sat til, og man derefter noterer hvor meget spænding batterierne taber undervejs. Testen skal fx vare 10 minutter.

100 og 1100 skal varigheden lægges i tidsvariablen for gang, og er den over 1100 skal den lægges over i tidsvariablen for løb. Algoritmen for gyroskopets data udføres i MATLAB, hvor der sendes et 0 hvis cykling registreres, sammen med varigheden, som lægges over i en tidsvariabel for cykling. Fra algoritmen vedrørende pulssensoren sendes data i form af BPM, beregnet over tre peaks.

Ved gang, løb og cykling modtages varigheden som samples og skal dermed omregnes til tid i minutter. Herefter ligges tiden over i en tidsvariabel for den tilhørende aktivitet. Denne vises som værdi for den enkelte aktivitet, så det er muligt at se hvor længe barnet har været aktiv ved de forskellige aktiviteter.

Hver aktivitet belønnes forskelligt, da det er væsentligt at få børnene til at løbe og cykle mere, end at gå. Dermed multipliceres tiden for løb med tre, for cykling med to og for gang med en. Derudover belønnes barnet for intensiteten af aktiviteten. Ud fra afsnit 2.1.2 beregnes den afrundede makspulsen samt pulsen for aktiviteter med henholdsvis lav, moderat og høj intensitet. Makspulsen for et barn på 9-12 år er gennemsnitligt 210 og en lav intensitet ligger dermed under 147, moderat intensitet er mellem 147 og 168 og høj intensitet ligger over 168. Aktivitetens point multipliceres med to ved høj intensitet, multipliceres med halvanden ved moderat intensitet, og multipliceres ikke ved lav intensitet. Pointene visualiseres ud for den enkelte aktivitet, så barnet kan se hvor mange point de har opnået ved udførslen for den enkelte aktivitet igennem en hel dag. For at aktivere børnene hver dag, samles dagens point for alle aktiviteter udført i løbet af dagen. Pointene vises grafisk som en søjle hvormed barnet kan få et overblik over antallet af point fra de forskellige dage. Søjlen afspejler hvor mange point børnene har opnået samt hvor stor en del der er opnået ved henholdsvis gang, løb og cykling.



Figur 4.27: På figuren ses et flowchart som gennemgår hvorledes resultaterne fra de forskellige algoritmer behandles af GUI.

4.8.2 Implementering

GUI implementeres ved at anvende MATLABS funktion Graphical User Interface Design Environment (GUIDE). GUIDE er en funktion der gør det muligt at lave en specifik brugerflade med indbyggede funktioner.

Der indsættes en toggle button med teksten START, og når der trykkes på knappen, startes programmet, og teksten bliver ændret til STOP. Når programmet startes indhentes data fra mikrokontrolleren, som for accelerometeret kommer ind som [tid, peakværdi]. Den sidste værdi viderføres til løkker hvor det tjekkes hvorvidt det er et peak som repræsenteres af gang eller løb. Den første værdi, som er en repræsentation af hvor mange samples der er mellem hvert peak, omregnes til minutter og lægges over i tidsvariablen for den pågældende aktivitet. Omregning udføres som ligning (4.5). Derudover udføres en fft i MATLAB på gyroskopdata, som sender en tid samt et 0 hvis cykling registreres, altså [tid, 0]. Behandling af dette data

behandles ligeledes som i ligning (4.5), og lægges over i tidsvariablen tilhørende cykling.

$$tidsvariabel = tid / samplingsfrekvens * 0,016667 \quad (4.5)$$

Derudover skal tidsvariablen omregnes til point, ved at multiplikere med de tidligere nævnte værdier opnået som følge af henholdsvis intensiteten af aktiviteten og aktivitetstypen, som det ses på ligning (4.6). Resultatet fra pulsdetektering sendes til MATLAB og gemmes i en variabel med [BPM], som sammenholdes med de tre intensitetsniveauer lav, moderat og høj.

$$pointvariabel = tidsvariabel * intensitetspoint * aktivitetspoint \quad (4.6)$$

Tidsvariablen og pointvariablen for de enkelte aktiviteter lægges over i forskellige static text felter, som 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. Derudover er der implementeret axis, hvor det er muligt at plotte data. I denne samles point fra cykling, gang og løb, som plottes oven på hinanden, hvormed det er muligt at se hvilke aktiviteter der er udført og hvor mange point de samlet set giver for en dag. I programmet er der aktiveret en timer, hvormed det er muligt at skifte mellem de forskellige dage efter 24 timer. Ved begyndelse på en ny dag nulstilles alle variabler, og der plottes i den næste dag. Slutteligt er der en reset toggle button, som gør det muligt at nulstille alt data. Denne er kun mulig at trykke på når programmet ikke kører.

Test

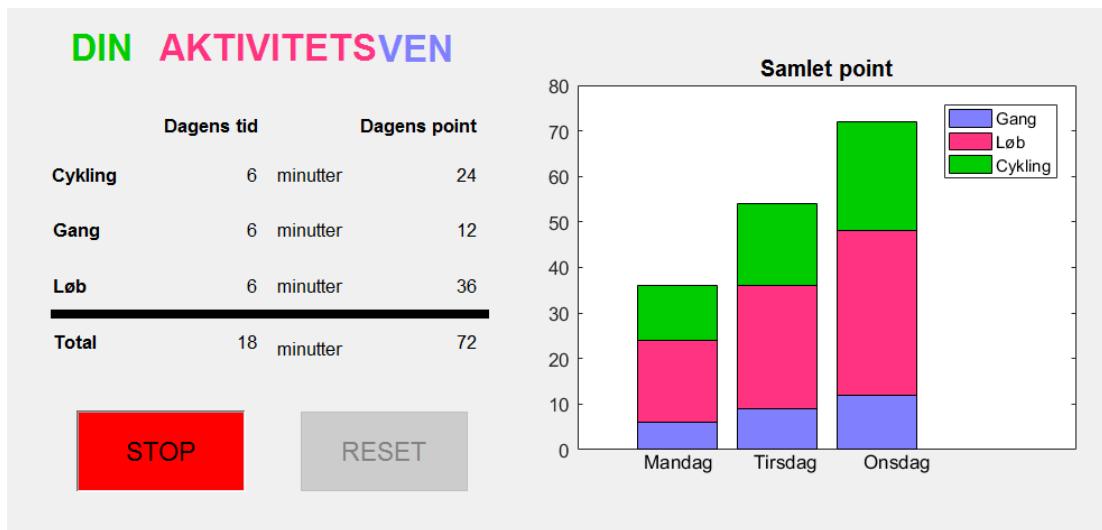
GUIs funktionalitet testes ud fra kravene heraf, se afsnit 3.8.9. Testen udføres ved at indsænde kendte værdier, hvoraf hver aktivitet kan testes individuelt i forhold til multiplikation som følge af aktivitetstype og intensitet. Igennem testen indsændes et datasæt med simuleret input fra algoritmen, som skal trigge de forskellige aktiviteter. For gang indsændes [512 1100], for løb indsændes [512 1110] og for cykling indsændes [512 0]. De forskellige aktiviteter simuleres 60*6 gange, hvormed et simuleret signal på 6 minutter opnås, hvorefter der skiftes til en ny dag. På den første dag simuleres alle aktiviteterne med lav intensitet [146], på anden dag simuleres aktiviteterne med moderat intensitet [147] og på den sidste dag simuleres det med høj intensitet [168].

Resultatet af GUIs design gør at forskellige aktivitetsformer bidrager til en forskellig mængde point. Ligeledes er varigheden og intensiteten af aktiviteten afgørende for mængden af opnåede point, på baggrund af deres multiplikationsfaktor. Måden hvorpå pointene udregnes, og dermed varierer, afhænger af aktiviteten samt intensiteten, hvilket kan ses i ligning (4.6).

Aktivitet	Indsendt data	Forventet antal point	Optalt antal point
Gang	Gang - Lav intensitet	6	6
Gang	Gang - Middel intensitet	9	9
Gang	Gang - Høj intensitet	12	12
Løb	Løb - Lav intensitet	18	18
Løb	Løb - Middel intensitet	27	27
Løb	Løb - Høj intensitet	36	36
Cykling	Cykling - Lav intensitet	12	12
Cykling	Cykling - Middel intensitet	18	18
Cykling	Cykling - Høj intensitet	24	24

Tabel 4.11: I tabellen ses sammenhængen mellem forventede antal point og optalt antal point, som resultat af den indsendte simulerede data.

På baggrund af testen af GUI, konkluderes det at denne fungerer efter hensigten. De forventede antal point og optalt antal point var nøjagtig det samme. Disse optjente point visualiseres i et søjlediagram som beskrevet i design. Varigheden af hvert aktivitet visualiseres som en værdi, der summeres op hver gang et aktivitetsresultat bliver behandlet. Resultatet af at indsende det simulerede data afspejlet i GUI kan ses på figur 4.28.



Figur 4.28: På figuren ses et udklip af GUI hvor udførslen 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 point opnået, for alle aktiviteterne. GUI opdaterede kontinuert i testen hver gang et nyt input blev indsendt, hvoraf kravet vedrørende opdatering af GUI mindst hvert femtende minut, ligeledes er opfyldt.

4.9 Samlede system

Dette afsnit omhandler design, implementering og test af det samlede system, hvis design består af indholdet fra de foregående blokke. Designet af det samlede system og heraf hvert enkelt blok

har til formål at opfylde de specifikke krav i afsnit 3.8.10, hvorefter det implementeres. Efter sammensætning af hver enkelt blok testes det samlede system.

Det samlede system består en række blokke, som tidligere er blevet designet i forhold til deres krav, implementeret og testet for, hvorvidt disse opfyldes. Det fremgik af testene, at de separate blokke overholder de opstillede krav. Det samlede system sammensættes af hvert enkelt blok og implementeres, som det fremgår af figur 4.1. Det følgende afsnit vil derfor indebære en test af funktionaliteten for det samlede system i forhold til kravene opstillet i afsnit 3.8.10.

4.9.1 Test

Det samlede systems funktionalitet testes ved at samle sensorerne, GAP peripheral samt en spændingsforsyning og påsætte dette på en forsøgsperson. Derudover skal GAP central tilkobles en computer, hvorved GAP central modtager signaler fra GAP peripheral og sender dette ind i computeren. Herved kan enheden på forsøgspersonen kommunikere trådløst. Data fra GAP central illustreres i en GUI. Denne forsøgsopstilling fremgår af figur ??.

FIGUR: BILLEDE AF SYSTEM PLACERET PÅ BENET.

En forsøgsperson skal med denne forsøgsopstilling udførere aktiviteterne gang, løb og cykling i et forudbestemt tidsinterval. Formålet med testen er at undersøge, hvorvidt det samlede systems resultater stemmer overens med udført aktivitet. Resultatet fra hver del undersøges i steps undervejs, således en eventuel fejlkoppling kan identificeres på stedet og ikke fremgår som et forkert slutresultat. Når hele systemet burde give korrekt output, fortages testen med forsøgspersonen, data visualiseres i brugerfladen, hvorfaf den samlede tid for en udført aktivitet vil fremgå. En anden systemtesten indebærer en test af systemets spændingsforbrug igennem en time, hvorfaf dets forbrug beregnes og en batterilevetid kan fastsættes.

Forud for at forsøgspersonen skal udføre aktiviteterne, skal sensorerne kontrolleres. Det samlede system afhænger af, at tærskelværdierne udledt af Shimmer data fra pilotforsøget stemmer overens med data fra LSM9DS1. Pulssensoren testes ligeledes for at undersøge, hvorledes puls måles korrekt under udførelsen af aktivitet. Denne variabelkontrol af tærskelværdierne og pulssensoreren sikres ved at udføre en biastest af det samlede system. Det samlede system påsættes en forsøgsperson, som henholdsvis står stille, går ved 4,8 km/t og løber ved 11,3 km/t i tre separate tests.

Aktivitet	Gennemsnit af maks peak værdi	Beregnet puls
Ingen aktivitet	x	x
Gang ved 4,8 km/t	x	x
Løb ved 11,3 km/t	x	x

Tabel 4.12: I tabellen ses resultatet fra biastesten.

Tre figurer af henholdsvis peak output og puls. Derudfra kan makspeak ses i hver test og det kan ses, at pulsen ikke visualiseres eller optages korrekt Som resultat af biastesten ses det, at tærskelværdierne fra pilotforsøget ikke vil stemme overens med data fra LSM9DS1, da disse er indstillet til 50 og 400 for henholdsvis gang og løb. Derfor justeres

tærskelværdierne til **XXXX** i forhold til peakværdierne, som fremgår af i tabel 4.12.

Det ses på **ref til figurer**, at pulssensoren er for ustabil til benyttelse under fysisk aktivitet, uanset hvor fastmonteret den er. Derfor besluttes det, at pulssensoren ikke vil blive implementeret og benyttet i det samlede system.

Den endelige test af det samlede systems funktionalitet bliver herefter udført. I testen fokuseres der på, hvorledes den korrekte aktivitet registreres. En forsøgsperson skal udføre aktiviteterne gang, løb og cykling i en periode på to minutter, hvorfra resultatet, der bliver visualiseret i GUI, må afvige med 10% fra det faktiske resultat. Da pulssensoren ikke bliver inkluderet i testen af det samlede system, fastsættes en konstant intensitet på 190 BPM, således en test af optalt antal point ligeledes kan testes.

Aktivitet	Varighed udført [min]	Detekteret varighed [min]	Antal point optjent [point]	Detekterede antal point [point]
Gang, 4,8 km/t	2	x	240	x
Løb, 11,3 km/t	2	x	720	x
Cykling, 20,9 km/t	2	x	480	x

Tabel 4.13: I tabellen ses testresultaterne fra testen af den samlede system.

Resultatet af testen vedrørende det samlede system bevirker, at al aktivitet ikke blev detekteret. Systemet afviger henholdsvis x sekunder i alle aktiviteter, hvorfra pointoptællingen ikke stemmer overens med den forventede mængde.

Aktivitet	Afvigelse af varighed fra faktisk resultat [%]	Afvigelse i point fra faktisk resultat [%]
Gang ved 4,8 km/t	x	x
Løb ved 11,3 km/t	x	x
Cykling ved 20,9 km/t	x	x

Tabel 4.14: I tabellen ses den procentvise afvigelse for aktiviteterne gang, løb og cykling. Resultaterne afspejler den procentvise afvigelse fra den detekterede varighed til den faktiske varighed, og den procentvise afvigelse fra den optalte pointværdi til den faktiske pointværdi.

Resultatet af testen af det samlede system medfører at dets krav heraf kan af-, eller bekræftes. Kravet vedrørende detektering og adskillelse af aktiviteterne gang, løb og cykling med en afvigelse på 10% fra den faktiske varighed kan for alle aktiviteter bekræftes. Kravet vedrørende registrering af intensiteten blev afkræftet som resultat af biastesten grundet sensorens stabilitet under aktivitet. Registrering af intensiteten bør kunne implementeres med en sensor, der ikke giver udslag under fysisk aktivitet. Da en fast BPM blev fastsat under forsøget, repræsenteres varigheden og intensiteten af en given aktivitet i en GUI, hvor der gives point herudfra. Derfor opfyldes kravet hertil. Systemet testes ligeledes for batteriets levetid. Systemets initialeres til at starte samtidig med et stopur. Det samlede systems spændingsforsyning tilkobles et multimeter for at kunne måle dets spænding inden forsøget. Systemet skal køre uafbrudt i en time, hvorefter spændingsforsyningens igen tilkoples et multimeter og måles igen.

Spændingsniveau før forsøg [V]	Spændingsniveau efter forsøg [V]
3,14	????2,78????

Tabel 4.15: I tabellen ses testresultaterne vedrørende det samlede systems spændingsforbrug.

Ud fra ovenstående testresultater beregnes der, at det samleses system forbruger 0,36 V per time. På baggrund i design af sensoren LSM9DS1 vides der, at den minimale tilførte spænding for funktionalitet af sensoren er 2,40 V. Dette resulterer systemet kan forbruge 0,74 V fra start, hvorefter systemet ikke forventes at fungere mere.

$$\text{Varighed vedrørende lineær operation} = \frac{0,74 \text{ V}}{0,36 \text{ V per time}} = 2,05 \text{ timer} \quad (4.7)$$

Det samlede system vil efter 2,05 timer have opbrugt tilpas spænding, således sensoren ikke længere er funktionel. Test af systemets levetid per batteri afkræfter dermed kravet heraf.

5.1 Diskussion

Indhold til diskussion i kort punktform:

- Diskutterer at vores algoritme for cykling muligvis ikke tager højde for acceleration. Det er ikke noget vi kan sige med sikkerhed, da vi netop har tjekke for en fast hastighed. Vi mener, at under acceleration vil frekvenserne netop være fordelt mere end ved konstant hastighed - uanset hastighed - hvorved der muligvis kan forekomme fejl under acceleration.
- Tærskelværdien er ikke kalibreret. Dette bliver over beskrevet i perspektiveringensafsnittet, hvordan dette kunne gøres - her kan man altså fokusere på, hvilken betydning har det for det samlede system?
- Hvis en person træder meget hårdt eller hopper meget under gang eller whatever og vedkommende får en værdi på eksempelvis 1500 under gang, så vil dette detekteres som løb. Hvad kan vi gøre for at løse dette?

5.2 Konklusion

5.3 Perspektivering

I dette afsnit beskrives en eventuel videreudvikling af systemet. Dette er med henblik på hardware, software samt brugerinterface.

Det nuværende system opfattes som en prototype, da opbygningen af det ikke anses som værende helt optimal. Systemet kan for eksempel opbygges mere kompakt i forhold til hardware, således det er mere diskret. Det antages, at børn i den valgte aldersgruppe ikke ønsker, at systemet er tydeligt for andre, da hensigten ved brugen heraf er at mindske inaktivitet. Derfor ville det være optimalt, hvis systemet kan opbygges som et diskret bånd, der kan sidde på anklen uden det forekommer tydeligt for andre. For at dette kan lade sig gøre, kan systemet eventuelt benytte en mindre MCU, som har påmonteret accelerometer, gyroskop og pulssensor i én lille enhed, pulssensoren skal altså være en del af båndet omkring anklen og ikke sidde på øret. MCuen vil uanset opbygning være nødvendig, da der skal fortages dataopsamling, databehandling og BLE kommunikation. Det kunne derudover være fordelagtigt, hvis den perifere MCU besidder mere RAM, således mere data kan gemmes herpå og ikke er afhængig af konstant streaming af data. Derved kan et mere strømbesparende system muligvis opnås, da live visualisering ikke er af høj prioritet.

BLE er en god kommunikationsmulighed imellem den perifere og centrale enhed men har også sine begrænsninger i forhold til eksempelvis afstand. For optimal kommunikation kræver BLE, at enhederne er forholdsvis tæt på hinanden, hvilket kan være problematisk især for det

nuværende system, da den centrale enhed består af en MCU tilkoblet en computer. En bruger kan derfor kun bevæge sig inden for en begrænset afstand herfra, da den perifere enhed sender data live. En løsning heraf kunne enten være, at den perifere som sagt indeholder flere RAM eller at den centrale enhed bliver en App til en telefon i stedet, hvilket gør det samlede system mere mobilt. Uanset løsningen vil det være fordelagtigt at installere en alarm i form af enten en lysende LED eller lyd, som aktiveres i tilfælde af, at enhedernes kommunikation via BLE ikke er optimal og pakker bliver tabt.

Hvis en App bliver den centrale enhed, er der også mulighed for videreudvikling af brugerinterfacet. Denne kan gøres mere brugervenligt og motiverende end den nuværende GUI. Herigennem kunne det være muligt at installere en brugervenlig kalibreringsenhed, hvor eksempelvis tærskelværdierne imellem gang og løb kan finindstilles til den individuelle bruger i stedet for at have en generel værdi. Dette vil gøre systemet mere præcist og pointværdierne for hver aktivitet vil uddeles mere korrekt. Desuden vil det være muligt at lave et forældrelogin, hvorigennem forældre kan følge deres børn aktivitetsvaner og progression, det vil ligeledes være muligt for forældrene at motivere børnene igennem konkurrencer og fælles aktiviteter. Denne logintype kunne ligeledes gøres tilgængeligt for relevant sundhedspersonale¹, hvilket kunne optimere deres grundlag for afhjælpning af eventuel overvægt.

¹FiXme Note: eks. læge, sundhedsplejeske mm.

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] Syddansk Universitet Statens Institut for Folkesundhed. *Folkesundhedsrapporten Danmark 2007*. Statens Institut for Folkesundhed, Syddansk Universitet, 2007.
- [6] Bente Kiens, Nina Beyer, Søren Brage, Lars Hyldstrup, Laila Susanne Ottesen, Kristian Overgaard, Bente Klarlund Pedersen, and Puggaard Lis. 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] Marion Nestle. Obesity. *AccessScience*, 2014. URL <http://www.accessscience.com.zorac.aub.aau.dk/content/obesity/463300>.
- [10] Britannica Academic. Obesity, 2016. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/423747/obesity>.
- [11] 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.
- [12] 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=JnNpdGU9ZWhvc3QtG12ZQ%3d%3d#AN=82205734&db=buh>.

- [13] G. Marcelino, J. Melich-Cerveira, F. Paccaud, and P. Marques-Vidal. 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>.
- [14] 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/>.
- [15] Frederic H. Martini, Judi L. Nath, and Edwin F. Bartholomew. *Fundamentals of Anatomy & Physiology*. Pearson, 2012.
- [16] H. C. G. Kemper, J. W. R. Twisk, W. Van Mechelen, G. B. Post, J. C. Rpss, and P. Lips. 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).
- [17] Y. Kohlhammer, A. Zutavern, P. Rzehak, G. Woelke, and J. Heinrich. Influence of physical inactivity on the prevalence of hay fever. *Allergy*, 2006. doi: [10.1111/j.1398-9995.2006.01131.x](https://doi.org/10.1111/j.1398-9995.2006.01131.x).
- [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](https://doi.org/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](https://doi.org/10.1007/BF02675004).
- [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](https://doi.org/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.aau.dk/EBchecked/topic/197976/exercise/25984/Health-related-physical-fitness>.
- [30] Britannica Academic. Adenosintriphosphat, 2016. URL <http://academic.eb.com.zorac.aau.dk/EBchecked/topic/5722/adenosine-triphosphate>.
- [31] Jette Engelbreth, Claus Estrup, Rasmus Pöckel, Allen Sig, and Jan Kahr Sørensen. *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] 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, Mia Herskind, Charlotte Svendler, Anne Kær Thorsen, Jørn Dam, Jakob Tarp, Mona Have Sørensen, Line Grønholt Olesen, and Karsten Froberg. *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 et al. J. Stone. 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, Kenneth R. Fox, Mark J. Edwards, and Janice L. Thompson. 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 Asperhøj. Danskernes motions- og sportsvaner 2011. *Idrættens analyseinstitut*, 2013.
- [51] DTU transport. Transportvaneundersøgelsen, 2014.
- [52] COWI. Evaluering af abc med fokus på samfundsøkonomiske effekter. *Cyklist forbundet*, (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] Unicef kid power band - blue, 2016. URL http://intl.target.com/p/unicef-kid-power-band-blue/-/A-50078493#prodSlot=_1_1.
- [55] Sqord. Parents & families, 2015. URL <http://www.sqord.com/parents.php>.
- [56] Sqord. Schools, teams, and youth organizations, 2015. URL <http://www.sqord.com/groups.php>.
- [57] Replacement booster, 2016. URL <https://sqord.myshopify.com/>.

- [58] inc. Fuhu. Tech specs, 2015. URL <https://www.nabitablet.com/wearables/compete/specs>.
- [59] 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/>.
- [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, Birgit Larsen, and Ole K. Andersen. 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 and Basel et al. Kikhia. 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] Springer. *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 and Miah et al. Marin-Perianu. A performance analysis of a wireless body-area network monitoring system for professional cycling. *Springer*, 2013. doi: 10.1007/s00779-011-0486-x.
- [71] Peter G. Weyand and Mauren et al. Kelly. Ambulatory estimates of maximal aerobic power from foot -ground contact times and heart rates in running humans. *American Physiological Society*, 2001. URL <http://jap.physiology.org/content/91/1/451>.
- [72] John G. Webster. *Medical Instrumentation, Application and Design*. John Wiley and Sons, 4 edition, 2011. doi: 978-0471676003.
- [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 and Edmond et al. Zahedi. Application of adaptive noise cancellation in transabdominal fetal heart rate detection using photoplethysmography. *INTECH*, 2011. doi: 10.5772/16309.
- [82] Center for Scienceuddannelse. 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] James Moore and George Zouridakis. *Biomedical technology and devices*. CRC Press LLC, 2004.
- [90] Daniel H. Sheingold. Analog-to-digital converter. *AccessScience*, 2014. doi: <http://dx.doi.org/10.1036/1097-8542.031800>.

- [91] 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.
- [92] Rajiv Badiger. *PSoC® 4 Interrupts*. Cypress, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/127121/download>.
- [93] Manoj Kumar Yadav and Mohit Rohilla. Difference between risc and cisc architecture, 2016. URL <http://www.firmcodes.com/difference-risc-sics-architecture/>.
- [94] Cypress Semiconductor. *CYBLE-022001-00 EZ-BLE PRoC Module*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/140791/download>.
- [95] Cypress Semiconductor. *CYBL10X6X Family Datasheet PRoC BLE*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/139841/download>.
- [96] CYPRESS. *Customer Training Workshop: Introduction to BLE System Design*, 2016. URL https://www.ieee.li/pdf/viewgraphs/introduction_to_ble_system_design.pdf.
- [97] Martin Sauter. *From GSM to LTE*. John Wiley & Sons, 2011.
- [98] Naresh Gupta. *Inside Bluetooth Low Energy*. Artech House, 2013. URL ISBN:978-1608075799.
- [99] Jimb0. Serial communication, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-communication>.
- [100] He Chun-zhi, Xia Yin-shui, and Wang Lun-yao. A universal asynchronous receiver transmitter design. *Institute of Circuits and Systems*, 2011.
- [101] Jimb0. Lsm9ds1 breakout hookup guide, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/lsm9ds1-breakout-hookup-guide#lsm9ds1-overview>.
- [102] C. Semiconductor. *PSoC 4 Low-Power Modes and Power Reduction Techniques*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/121271/download>.
- [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] Anatomia perna, Marts 2016. URL
<https://www.pinterest.com/arturrebelo3/anatomia-perna/>.
- [111] Shimmer3, Marts 2016. URL <http://www.shimmersensing.com/shop/shimmer3>.
- [112] Patientinformationen. Hjerterehabilitering i terapien. *Sygehus Sønderjylland*, 2013.
- [113] 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.

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 Shimmer 3. Dette er en enhed, som indeholder en række sensorer¹, 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 kun forsøgspersoner, som ikke lider af gener der forhindrer dem i at udføre aktiviteterne gang, løb og cykling. Er en person skadet eller syg, eksluderes denne 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 8-12 år. Resultaterne kan dermed variere i forhold til målgruppen, da disses vægt og højde vil varierer fra forsøgspersonerne.

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 på baggrund af afsnit 3.3 bør have den største kraftpåvirkning.

A.2.1 Materialer

- Løbebånd med justerbar hastighed og sikkerhedsbæresele.

¹FiXme Note: accelerometer, gyroskop, tryksensor, magnometer, højdemåler

- 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.

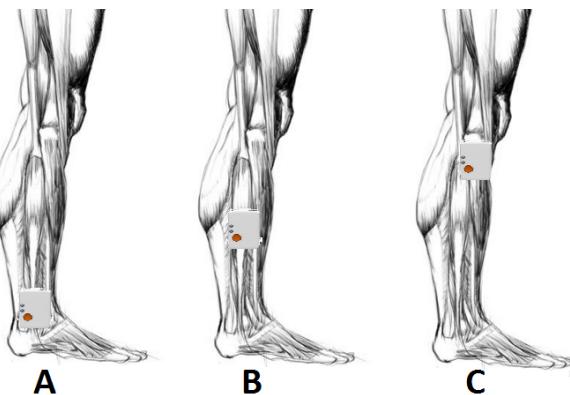
Opsætning af Shimmer3 SUB

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, hvoraf 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 realtime.

Udførelse af forsøget

Forsøget udføres på fire forsøgspersoner, som alle skal udføre aktiviteterne gang, løb, hastigheds stigning 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. (Modificeret fra [110, 111])

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

Borg-trin	Oplevelse	Træningseffekt
6	Hvile	Ingen ☺
7		
8	Det føles meget let Svært at mærke forskel på niveauerne	Opvarmning / nedvarmning
9		
10		
11		
12	Du kan mærke at du træner - men det er slet ikke hårdt	Sundhedseffekt - men kræver lang tid
13		
14	Snakkegrænsen Du kan snakke, men sænninger 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		
19	Udmattelse Få minutter eller sekunder til at du må stoppe	Præstations- og sprintevne
20		

Figur A.2: På figuren ses borgskalaen, som er den der benyttes inden forsøgsstarten. (Modificeret)[112])

Første måling er gang, hvor et gangtempo på 4,8 km/t er valgt[113].

- 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 på løbebåndet opnås.
- Målingen på 45 sekunder igangsættes.

Anden måling er løb, et løbetempo på 11,3 km/t er valgt[113].

- 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 på løbebåndet 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 maksimal hastighed, eller løbebåndets maksimale hastighed på 18 km/t.
- Målingen stoppes.

Sidste måling er cykling, hvor et cykeltempo på 20,9 km/t er valgt, hvilket er et højt cykeltempo[113]. 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, hvorfaf 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 denne 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.

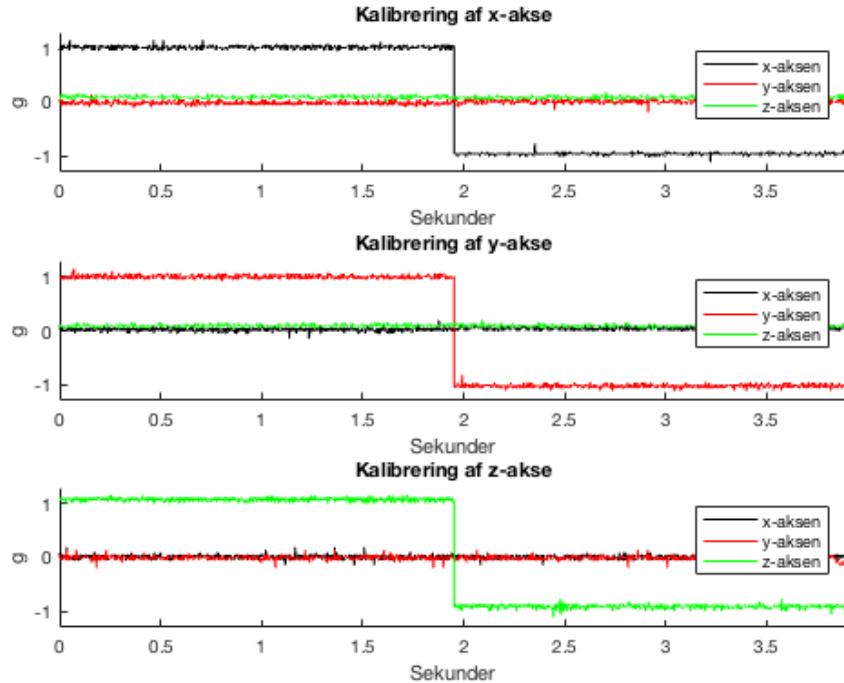
Efter de tre placeringer skulle forsøgspersonerne vurdere hvilken placering der var mest behagelig.

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 afkraeftte 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 gennemsnitlig afveg henholdsvis 3,5% i den negative akse og -2,2% i den positive akse. Y-aksen afveg gennemsnitligt -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 shimmer 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 Shimmers placering på benet. Baseline blev foretaget for at sikre at shimmer 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 hastigheds stigning blev alle behandlet med henblik på bestemmelse af den maksimale g påvirkning heraf. Dette blev bestemt af den maksimale påvirkning i henholdsvis accelerometerets positive og negative y-akse samt placeringer. Før forsøgene blev baseline målt inden hvert forsøg.

Den største afvigelse fra tyngdeaccelerationen for gang var på 0,9969%, hvormed der vurderes at alle baselines har ligget neutralt.

Nedstående tabel 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 nedstående tabel.

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 dermed 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 der blev detekteret under hastighedsstigningen kan ses i nedstående tabel. *Hastighedsstigning:*

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 påsativ etning 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 nul var $-0,9979\%$, hvormed det vurderes at alle målinger havde en neutral baseline. Dataene fra forsøget kan ses i nedstående tabel.

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.

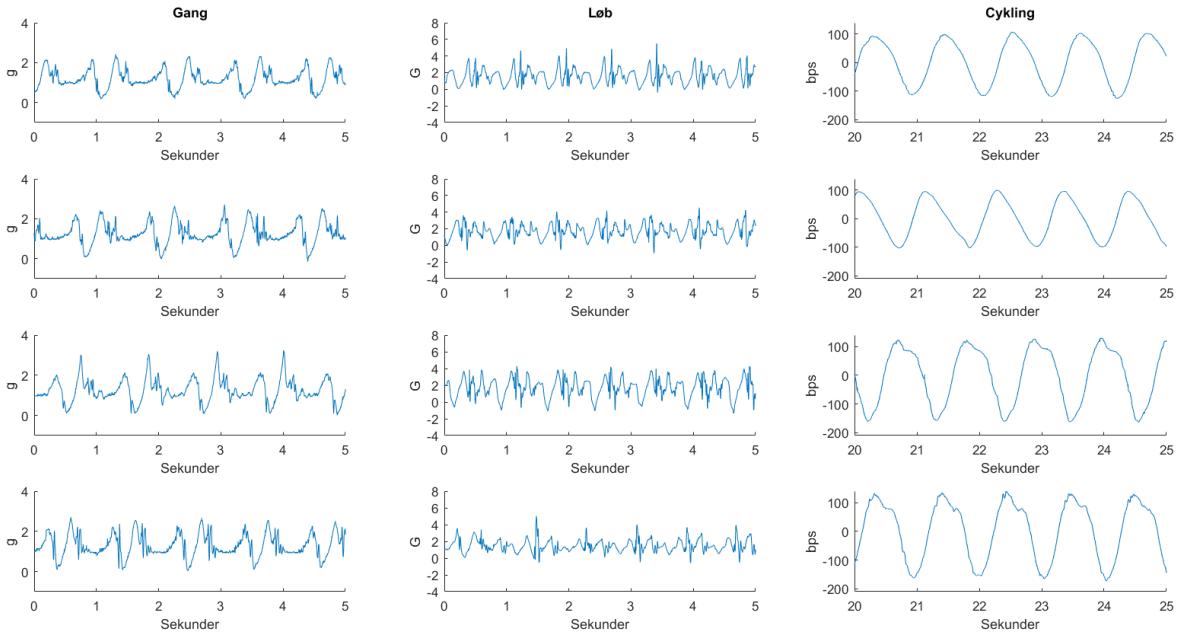
Det ses dermed at den maksimale påvirkning i positiv retning af gyroskopet under cykling ved en hastighed på $20,9 \text{ km/t}$ var $126,20 \text{ dps} \pm 25,93$ for placering A, $128,02 \text{ dps} \pm 12,16$ for placering B og $126,71 \text{ dps} \pm 24,39$ for placering C. Den maksimale påvirkning 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 overskridt den maksimale accelerationskraft påvirkning med 0,95 g. Det vurderes dog at placering A vil være optimal at bruge da de 16,95 g repræsenteres i form af hælnedslag. Det vil stadig være muligt at adskille hælnedslag fra tåaafslæt selvom det vil klippes ved 16 g.

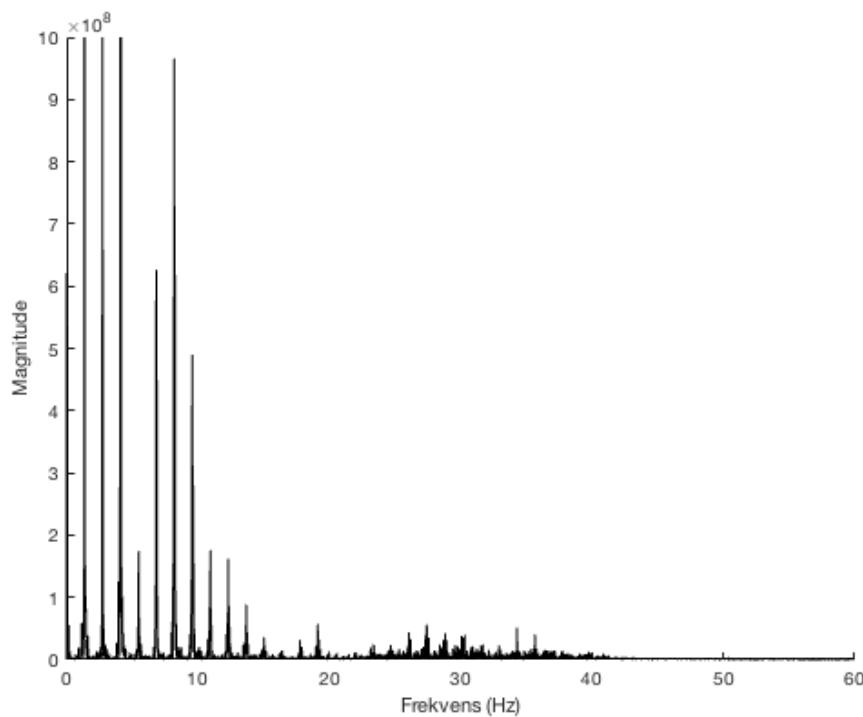
Gyroskopets data viser ligeledes at det er muligt at benytte placering A, da denne viser at cykling ikke resulterer i en høj dps. På baggrund af dette vil der i det resterende databehandling tages udgangspunkt i placering A, som kan ses i to sekunders interval for hver af de fire forsøgspersoner på figur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

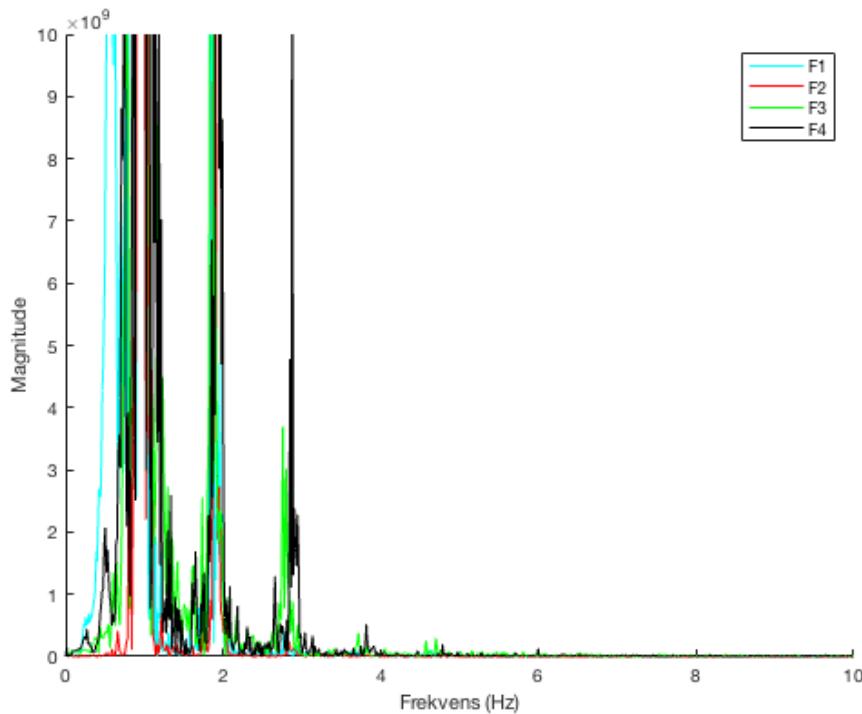
Dataene fra aktiviteterne, gang og løb blev behandlet for at bestemme signalkernes frekvensindhold. Resultatet af dette muliggør bestemmelsen af samplingsfrekvensen vedrørende accelerometeret og gyroskopet. Der blev foretaget en frekvensdomæne analyse, hvilket muliggør visualisering af signalets magnitude 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.

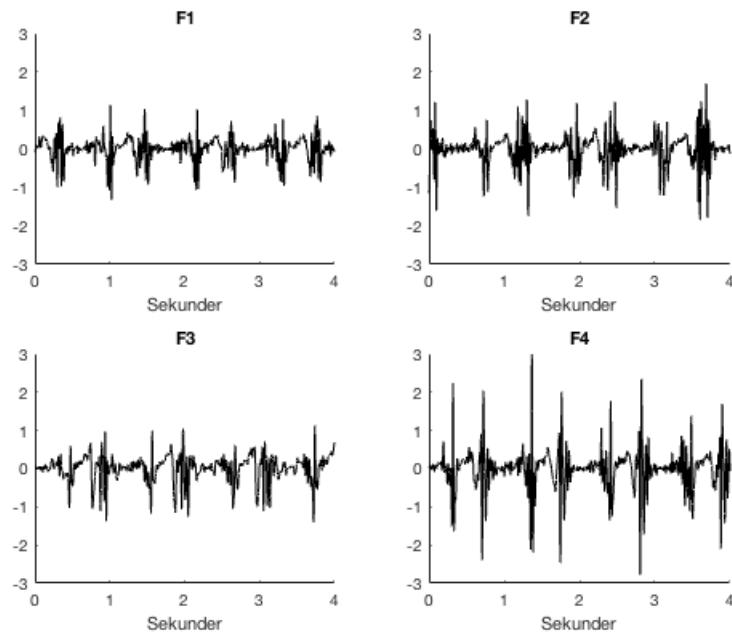


Figur A.6: På figuren ses frekvensdomænet af aktiviteten cykling for alle forsøgspersoner. Den fuldstændige magnitude for de lave frekvenser vises ikke til fulde. Hvis dette skulle være tilfældet ville de mindste magnituder på figuren blive udskalleret.

A.3.7 Accelerometer karakteristika vedrørende gang og løb

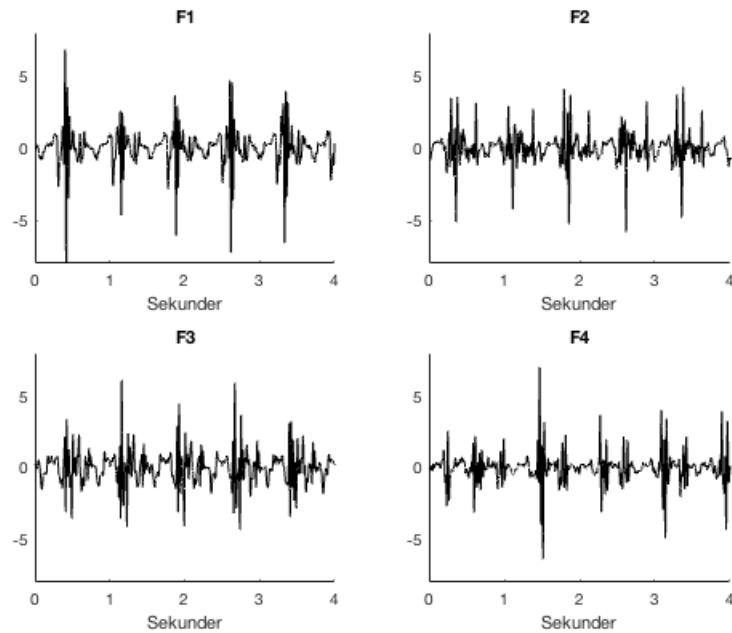
Dataene fra aktiviteten gang og løb blev behandlet med henblik på bestemmelse af signalets karakteristika, således en sammenligning og senere algoritmedesign blev muliggjort. Dataene fra accelerometerets y-akse blev for alle forsøgspersoner lavpas filtreret ved 45 Hz, grundet frekvensspektret på figur A.5. Derudover blev signalet differentieret, hvorved områderne med størst hældningskoefficient kommer til udtryk. Herigenom 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 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.

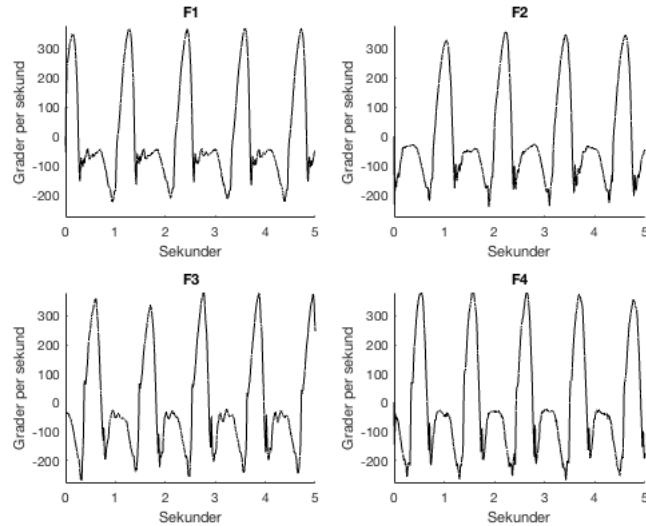


Figur A.8: På figuren ses det filtrerede differentierede data fra aktiviteten løb for alle forsøgspersoner.

A.3.8 Gyroskop karakteristika vedrørende gang, løb og cykling

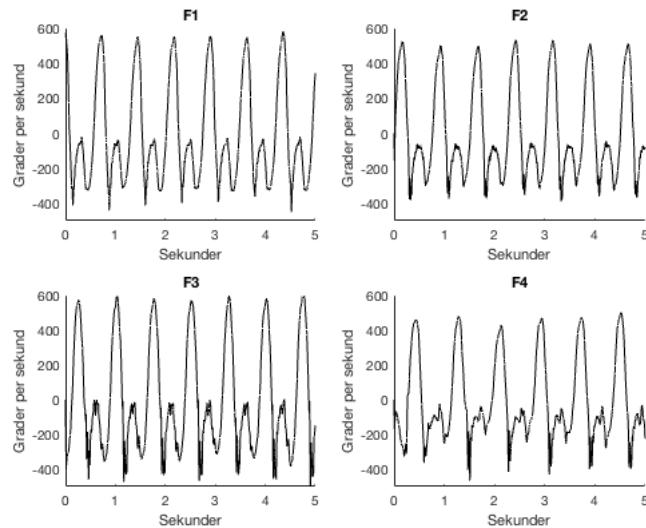
Dataene fra aktiviteterne gang, løb og cykling, blev behandlet med henblik på bestemmelse af signalets karakteristika. Dette blev udført ved at sammensætte forsøgspersonernes data, således en sammenligning blev muliggjort. Aktiviteterne gang og løb blev behandlet for at sikre dette ikke havde samme karakteristika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

Gang:



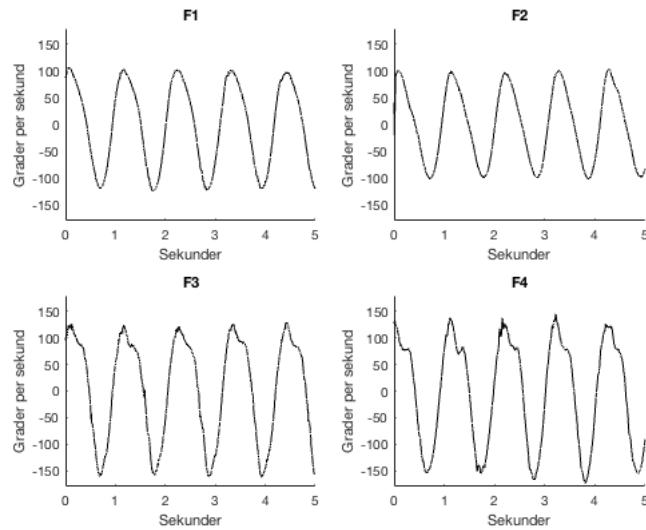
Figur A.9: På figuren ses dataene fra gang ved 4,8 km/t fra de fire forsøgspersoner. Dataene er fra gyroskopets z-akse.

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 Shimmer

Resultatet af databehandlingen bevirkede at kalibreringen af Shimmer antages at være tilstrækkelig. Dette antages at være tilstrækkeligt, da y-aksen afgiver 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 hvorop Shimmer var placeret, ikke var i vatter.

A.4.2 Baseline af gang, løb og cykling

Baselinemålingerne for henholdsvis gang og løb resulterede i en enslignende 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 nul, 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^2 .

²FiXme Note: maksimal afvigelse på -0,9979

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 overskridt $\pm 16g$. Resultaterne fra F4 overskridt 16 g med 0,95 g. Dette vurderes dog til ikke at have en væsentlig 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 så skal nemt af-, og påmonteres, hvoraf placering A er valgt, da denne blev valgt som den 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, hvoraf en pludselig acceleration kan betyde 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 medbestemmede vedrørende valg af et endeligt gyroskop. Et gyroskop til det endelige system skal heraf have et arbejdsmål som er større end 320,4 dps, men det præcise arbejdsmål 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 lå mellem 0 og 45Hz. Dette medfører at samplingsfrekvensen vedrørende data fra accelerometeret kan bestemmes.

Databehandling af frekvensindholdet fra cykling medførte at det største frekvensspektrum lå 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 tåafsæt. Ligeledes for løb var disse forskellige events, som også antages værende hælnedslag og tåafsæt. 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 gang og løbs karakteristika 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.³

³Fixme Note: hvis dette skal med skal er overvejes om man altid kan sige 0,43 sekunder, eller om man skal lave det relativt i forhold til tid (60/40)

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 shimmer til at måle korrekt i de forskellige akser. Derudover vise alle baselines at blive påvirket med mindre end 1% vigende fra det forventede, hvormed det vurderes at alle data kan sammenlignes, da shimmer tilnærmelsesvis er placeret ens ved alle målinger for alle forsøgspersoner.

Signalerne for gang og løb adskilles ved at de maksimale målte amplituder for løb tilnærmelsesvis 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 overskrider 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, hvor gyroskopet også skal have mulighed for at være i deep sleep.