
Udvikling af aktivitetsmåler

Projektrapport 4. semester

AALBORG UNIVERSITET, 01/02/16 - 26/05/2016

SKREVET AF
GRUPPE 403



AALBORG UNIVERSITET

Gruppemedlemmer:

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



AALBORG UNIVERSITET

STUDENTERRAPPORT

Sundhedsteknologi

Fredrik Bajers Vej 7

9220 Aalborg

<http://smh.aau.dk>

Titel: Udvikling af aktivitetsmåler

Tema: Behandling af fysiologiske signaler

Projektperiode: D. 01/02/2016 - 27/05/2016

Projektgruppe: 403

Deltagere:

Synopsis:

Cecilie Sophie Rosenkrantz Topp

Frederik Skou Nielsen

Josefine Dam Gade

Line Sofie Hald

Morten Skaarup Larsen

Rana Haddang

Vejleder: Sabata Gervasio

Oplagstal:

Sideantal:

Bilagsantal og -art:

Afsluttet den 27. maj 2016

Forord og læsevejledning

Forord

Læsevejledning

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	25
3.7 Opsamling af pilotforsøg	35
3.8 Kravspecifikationer	35
Kapitel 4 Design, implementering og test	40
4.1 Mikrokontroller	40
4.2 LSM9DS1	41
4.3 Pulssensor	43
4.4 Analog til digital konvertering	45
4.5 Algoritme til detektering af gang, løb og cykling	45
4.6 Trådløs kommunikation gennem bluetooth	48
4.7 Spændingsforsyning	50
4.8 Grafisk Bruger Interface	50
Litteratur	52
Bilag A Pilotforsøg	59
A.1 Formål	59
A.2 Metode	59
A.3 Databehandling	62
A.4 Diskussion	73
A.5 Konklusion	75

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 livstilstfredshed, 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, hvorfra 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

¹ FiXme 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 knoglemineraltætheden 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 forbrændte 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 aerobe 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 aerobe udholdenhed, styrker kroppen til høj intens arbejde og øger fedtmætabolismen.
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 iltoptagelse, som er en betegnelse for, hvor meget ilt der optages i minuttet. Derudover kan

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

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, hvormed encephalon adapterer sig til det ændrede aktivitetsniveau. Den tilpasser sig til at dyrke mere motion, hvormed 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 at inkorporere vaner hos børnene. [37, 7, 38]

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.

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 svigende pendul hammer i et kredsløb. Mere moderne pedometre benytter accelerometere, der vinkelret på hinanden kan detektere skridt. Et accelerometer mäter acceleration i m/s^2 eller g-kræfter, hvilket er et udtryk for tyngdepåvirkningen af sensoren under bevægelse. Et gyroskop mäter vinkelhastighed i $^{\circ}/s$ 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 herigennem 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 ressoucefattige 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 ressoucefattige lande, som er en del af UNICEFs tiltag. Børnene har mulighed for at vælge mellem en række udvalgte lande gennem missioner. Disse missioner skal lære børnene om samfundet i det pågældende land og 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 ressoucefattige 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 registrerer 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?

Problemløsning

3

I forbindelse med løsning af problemformuleringen udarbejdes en løsningsstrategi om, hvorledes problemet vil blive løst. 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 de forskellige aktiviteter. 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 intensitet. Grunden til at disse aktivitetsformer adskilles er, at hver aktivitetsform har hvert sit fysiologiske udbytte, der er afhængig af intensitet og varighed, som beskrevet i afsnit 2.1.2. Dataet gives som feedback til barnet, således det er muligt at følge med i, hvilke aktiviteter og varigheden heraf der registreres. Dette gøres for, at aktivitetsmåleren har potentialet til at motiverer 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, hvilket beskrives 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 trådløst system, som kan sende data til en ekstern enhed med faste intervaller og er batteridrevet. 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:

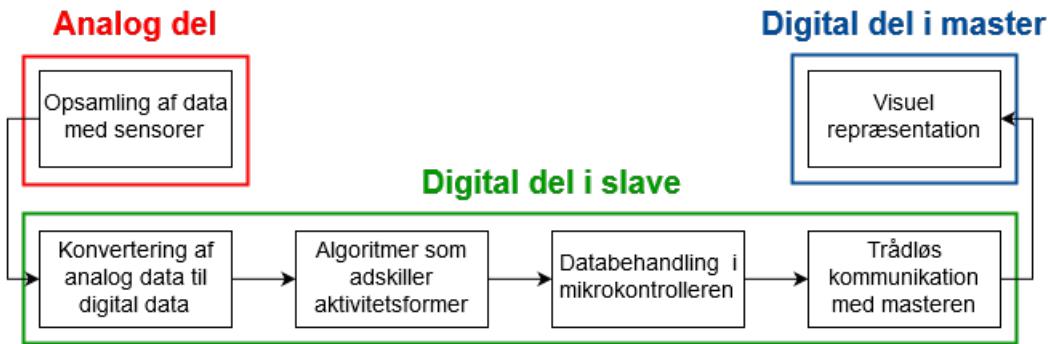
- Kunne detektere aktiviteterne gang, løb og cykling gennem bestemte sensorer.
- Kunne adskille gang, løb og cykling ved hjælp af algoritmer i softwaren
- Kunne registrere intensiteten af de givne aktiviteter igennem pulssensor.
- Være komfortabelt, hvorfor det trådløst skal videresende signaler til 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 skal signalerne i den digitale del i slaven adskilles, således den specifikke aktivitet kan registreres. Gennem trådløs kommunikation mellem de to digitale dele overføres data til mater, som indsender 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



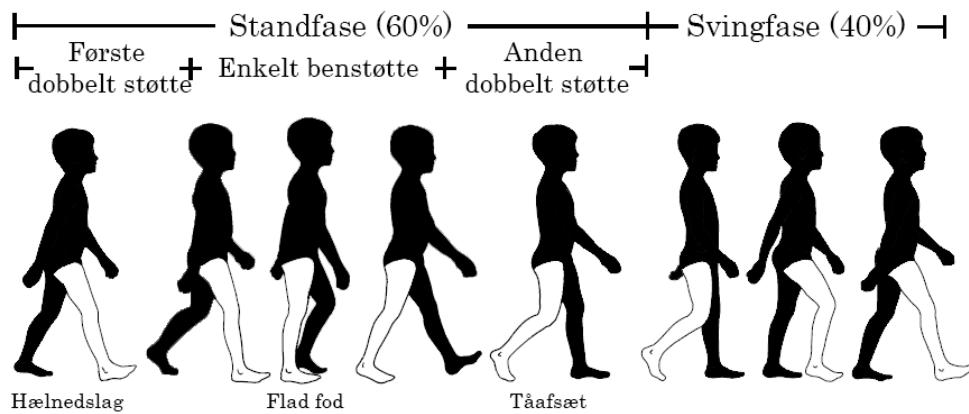
Figur 3.1: På figuren ses blokdiagram for det samlede system, som opdeles i en analoge del og de to digitale dele. Den analoge del er omkranset med en rød firkant, slaven er omkranset med en grøn firkant og masteren er omkranset med en blå firkant.

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]



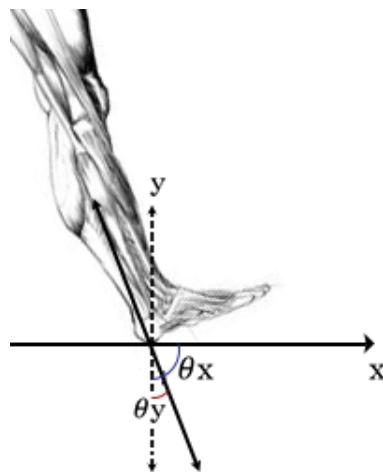
Figur 3.2: På figuren ses en gangcyklus opdelt i standfase og svingfase. [61] (Modificeret)

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 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 i standfasen. Herefter gentages den halve cyklus for venstre ben, hvorefter en hel cyklus er gennemført.[61, 62]

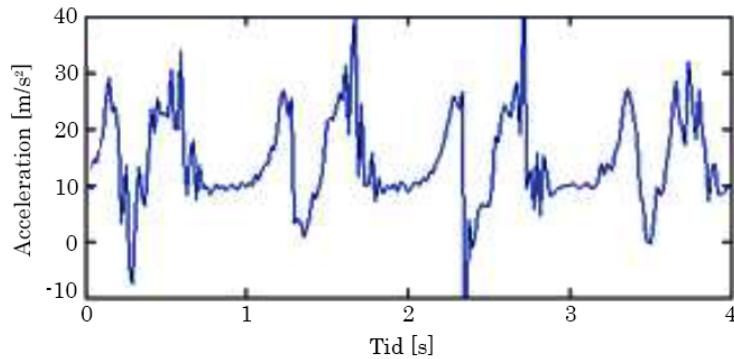
De to faser beskrives altså i retningerne af henholdsvis x- og y-aksen. Figur 3.3 viser den kraftpåvirkning som eksempelvis forekommer ved et hælnedslag i begge akser.



Figur 3.3: Figuren viser i hvilke retninger der er kraftpåvirkning 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]

Hælnedslag og tåafsæt vil ydermere være særligt fremtrædende på y-aksen for et accelerometer, hvilket fremgår af figur 3.3. Et eksempel på et gangsignal optaget med accelerometerets y-akse kan ses på figur 3.4.

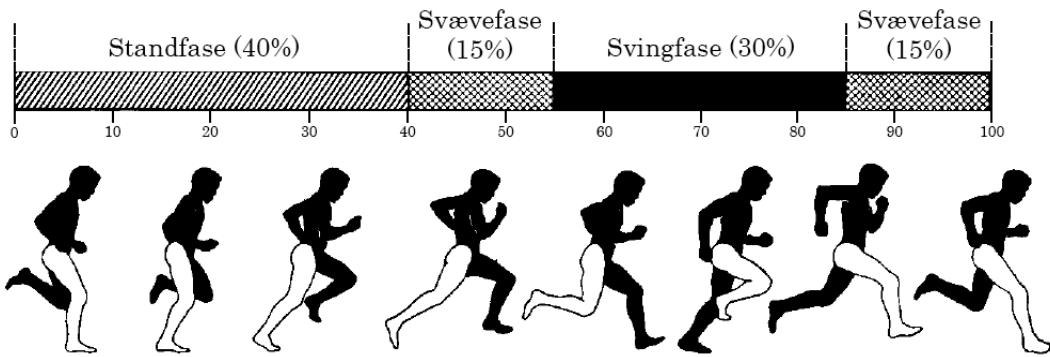


Figur 3.4: På billedet ses et gangsignal optaget med accelerometerets y-akse. [65] (Modificeret)

Figuren illustrerer en kraftpåvirkning i y-aksens retning ved de pågældende faser. Der forekommer to karakteristiske peaks ved y-aksen henholdsvis for hælnedslag og tåafsæt. Disse peaks kan derfor være fordelagtige at benytte til at undersøge accelerometerets data fra y-aksen i forhold til algoritmedesign.

3.3.2 Løb

Løb er en fysisk aktivitet, som er kendtegnet ved, at maks én fod rører jorden ad gangen. Aktiviteten er en hurtigere version af gang og beskrives ligeledes som en cyklus men indeholder dog fire faser, som det ses på figur 3.5: standfasen, den første svævefase, svingfasen og den anden svævefase. [66, 67]



Figur 3.5: På figuren ses en løbecyklus opdelt i standfase, svingfase og to svævefaser. [66] (Modificeret)

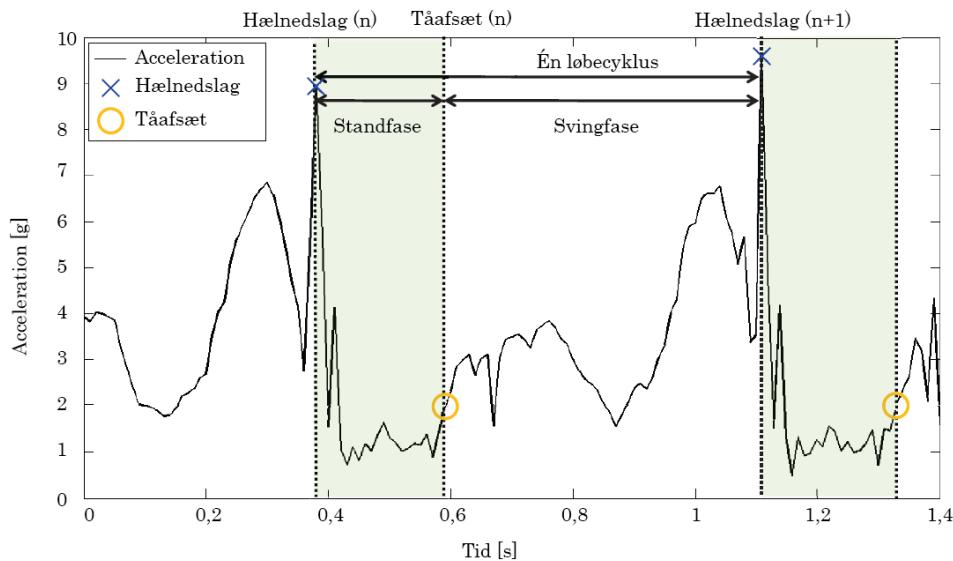
Følgende beskrivelse tager udgangspunkt i figur 3.5. På samme vis som ved gangcyklussen begynder løbecyklussen idet øjeblik, hvor højre hæl rammer jorden. Dette er begyndelsen af standfasenen, som udgør 40% af løbecyklussen. Herefter fortsætter fodden til midtstand, hvor den er fladt placeret på jorden. 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] Mellem de to svævefaser er svingfasen, som udgør 30% af løbecyklussen. Svingfasen begynder idet, at

tåafsættet har løftet foden fra jorden. Foden 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 kilogram/meter ved gang, mens der ved løb vil være et stress på 110.000 kilogram/meter. 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. Kraftpåvirkning i y-aksens retning er yderligere illustreret på figur 3.6. Kraftpåvirkningen i x-aksens retning for standfasen er af mindre betydning, da fodden sættes i jorden og løftes op igen.² 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]

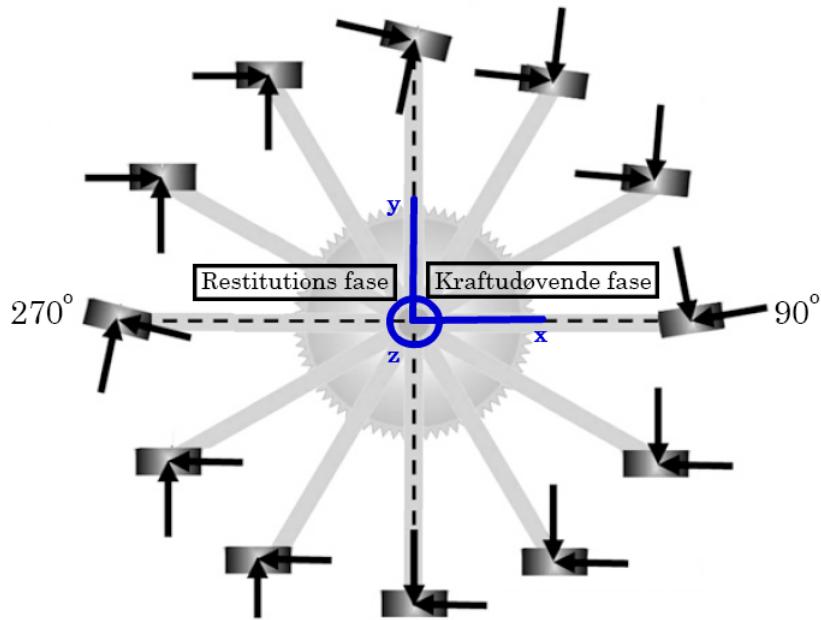


Figur 3.6: På figuren ses et signal for løb optaget med et accelerometer, der er placeret på ankelen. En cyklus er angivet med den tilhørende stand- og svingfase. Derudover er hælnedslag markeret med et blåt kryd, og tåafsæt markeret med en gul cirkel. [68] (Modificeret)

3.3.3 Cykling

Cykling er en aktivitetsform, der udnytter kraftoverførslen mellem en person og en cykel. For at opnå en fremdrift af cyklen benytter brugeren hovedsageligt en statisk position af overkroppen, hvorimod de nedre lemmer udfører kraftudviklingen. [69] Kraftoverførslen forekommer ved, at brugeren belaster cyklens pedaler, som er påsat cyklens krank. De 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 3.7.

²FiXme Note: Denne er større ved løb end gang, da hæl-nedslaget, som det ses på figur 3.5, er mere skræt på/har en mindre vinkel i forhold til jordoverfladen.



Figur 3.7: 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. [69] (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. [70, 71]

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. Ydermere er der dog forskel på varigheden af henholdsvis stand- og svingfasen for de to aktiviteter. Dette skyldes, at standfasen reduceres i varighed for løb i forhold til gang.

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. [70, 71]

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. En elektrisk fare kan opstå, når brugeren 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 sikkerhedsforanstaltung, 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 brugeren 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 detekttere de ønskede aktiviteter.

3.5.1 Accelerometer

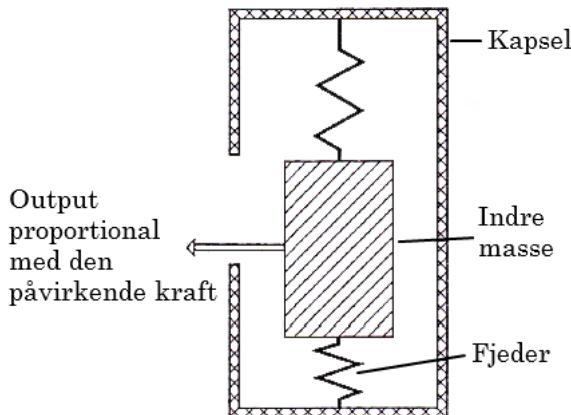
Et accelerometer er et elektromekanisk apparat, som anvendes til at måle accelerationskræfter, hvilket er ændringer i hastighed og position [73, 74]. Enheden for dette er m/s^2 og g , hvor 1 g svarer til $9,82 m/s^2$. Et accelerometer måler dermed egenaccelerationen af et givent objekt.³[45, 74]

Et accelerometer måler 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 måleakser. [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 tyngdekraeften (g). [74, 76]

³FiXme Note: En g-kraft på jorden svarer til tyngdekraeften på $9,82 m/s^2$, men varierer med elevation. Wiki har en god forklaring af dette, hvis man stadig er i tvivl.

Illustrativt kan et accelerometer beskrives som en kapsel, hvori der er en indre masse spændt mellem to fjedre, hvilket illustreres på figur 3.8. 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 tyngdekraeften, og der vil derfor ikke registeres en acceleration.[74, 76]



Figur 3.8: 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.

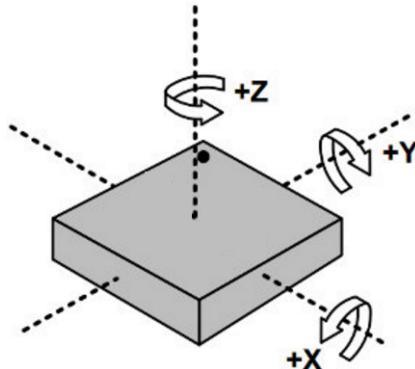
Accelerometre benyttes enten i en åben eller lukket kreds. I en åben kreds fastholdes den indre masse til et nulpunkt ved at være udspændt mellem to fjedre. Ved acceleration af den ydre kapsel bevæges den indre masse væk fra nulpunktet, hvorved ændringen for et single-akse accelerometer vil være proportional 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]

3.5.2 Gyroskop

Et gyroskop er et elektromekanisk apparat, som anvendes til at måle vinkelændringer om en given akse, hvilket illustreres på figur 3.9. 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].



Figur 3.9: 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 ouput angives i g . Derimod bestemmer et gyroskop vinkelændringerne, som et objekt kan blive utsat for, hvorfra gyroscopes output angives i grader per sekund. 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 i forhold til et accelerometer. Et accelerometer forbruger oftest cirka $600 \mu\text{A}$ mens et gyroskop oftest forbruger 4 mA . 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, kroppens udsættes for ved de pågældende aktiviteter. Ydermere 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.

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 afledninger⁴. [79]

Optiske pulssensorer registrerer puls ved hjælp af lysindhold. En LED udsender en lyskilde, som passerer huden og en blodåre, hvorfra en mængde af dette lys absorberes af hæmoglobin i blodet. Efterfulgt af dette opfanger en fotodiode mængden af det resterende lys. Størrelsen af dette lys er den bestemmende faktor vedrørende mængde 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]

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. [81, 82]

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. [81, 82]

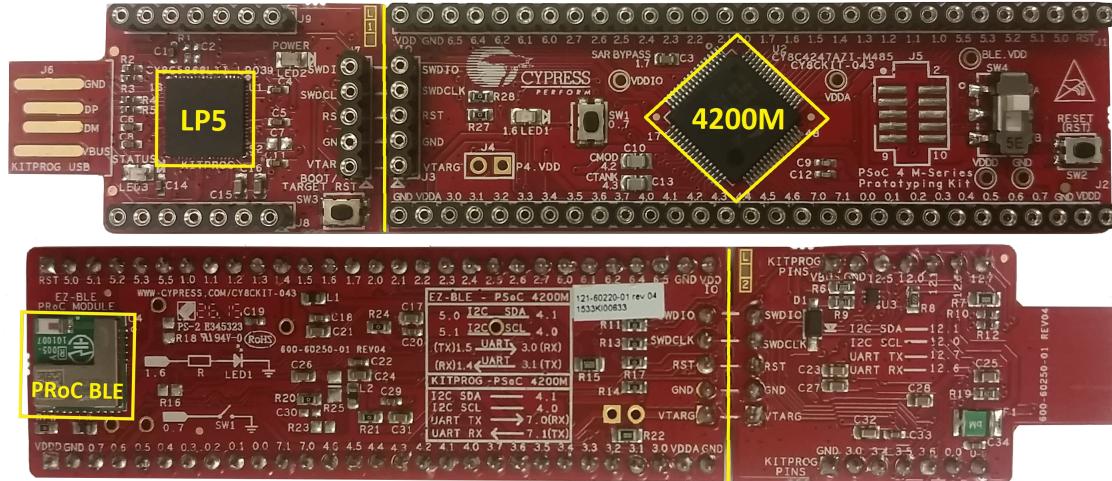
3.6.2 CY8CKIT-043 PSoC 4-M

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 Programmable System-on-Chips (PSoC) og en Programmable Radio-on-Chip (PRoC), som alle ses på figur 3.10. Den første PSoC af typen LP5 sidder på MCUs KitProg board del, som er den del af MCUs, hvor USB porten er placeret. LP5 kan indeholde software, der kan indlæses på en computer ved hjælp af USB stikket. Den bruges til at

⁴Fixme Note: Kig her for at se hjertets afledninger: <https://www.sundhed.dk/borger/sygdomme-aa/hjerte-og-blodkar/illustrationer/tegning-placing-af-ekg-elektroder/>

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. [83, 84, 85]



Figur 3.10: MCUen, CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit, er vist på forsiden og undersiden. MCUsens 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. [83, 84]

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 GAP central og GAP peripheral [86].

Generel kommunikationen mellem en master og en slave i et integreret system kan lade sig gøre ved brug af enten Serial Peripheral Interface (SPI) eller Inter-Integrated Circuit (I^2C) 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 MCUs. [84]

SPI er en kommunikationsprotokol, som blandt andet benyttes til full-duplex kommunikation, hvilket giver mulighed for at sende og modtage data. En SPI bus involverer én master og én eller flere slaver. SPI busser benytter derfor fire ledninger til at skabe forbindelser mellem én master og én slave. I tilfælde af, at der er benyttes flere slaver til én master kræves det, at alle slaver har hver sin chip select.

SPI er en hurtig kommunikationsprotokol på trods af sine pladskrævende elementer, når et større antal slaver tilkobles. [84, 87]

Yderligere forefindes I^2C , 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. [84, 87]

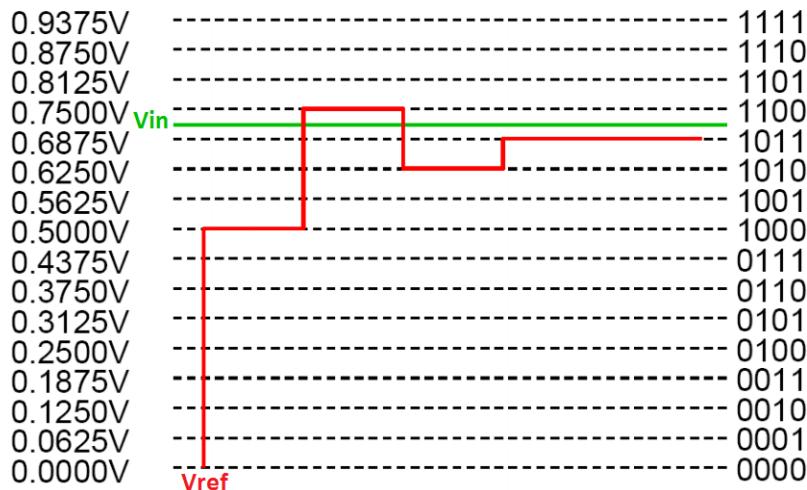
Programmet PSoC Creator kan designe hardware og software til MCUen. Dette program benyttes til at designe og kode MCUens, hvorved softwaren kan tilpasses de fysiske komponenter i C kodning. [84] Når MCUen er tilsluttet computeren og debugger ved brug af PSoC Creator, kan MATLAB fungere som et grafisk bruger interface (GUI). Dette muliggør realtime visualisering af den data, som eksempelvis en GAP central MCU modtager fra en GAP peripheral MCU.[84, 87]

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. 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. Alle 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 kommer signalet ind i en komparator, der har en spændingsværdi og sammenligner med (Vref). Først sammenlignes inputsignalet med Vref, som indstilles til at være halvdelen af arbejdsmrådet. Komparatoren vil vurdere, 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. [88, 89]

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. Om ADCen kan opfange dette afhænger af samplingshastigheden og antallet af bits. Vref indstilles til halvdelen af arbejdsområdet på 1 V. Her vurderer komparatoren, at inputsignalet er større end Vref, hvorfor første betydende tal er 1. Derefter lægges en fjerdedel af arbejdsområdet til Vref og komparatoren vurderer igen. Dette fortsætter til alle fire bits er fundet, og det analoge signalet er derved konverteret til digitalt.

Mikrokontrollerens 12 bits SAR ADC kan inddale 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 powermode⁵. 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. [90]

3.6.4 Interrupts

Interrupt er en funktion, som kan afbryde CPUens main fil ved at løfte et ben højt, hvis en bestemt hændelse sker, eller 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. [91]

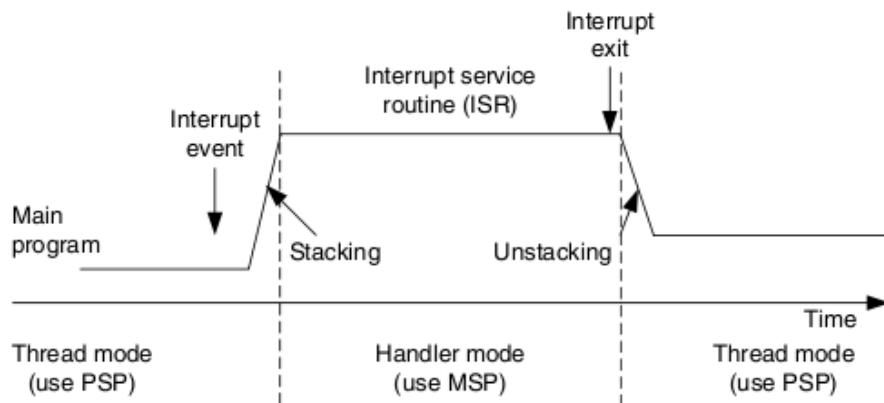
I en aktivitetsmåler kan interrupts blandt andet benyttes til at aktivere gyroskopet til detektion af cykling. Hvis denne aktivitetsform ikke finder sted, lægges benet for funktionen ned igen og aktivitetsmåleren fortsætter som ellers.

En PSoC 4 besidder 32 interrupt linjer, 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 interruptets kode overståes hurtigst muligt, hvorved mainprogrammet ikke afbrydes konstant. Interruptets kode bliver eksekveret, hvorefter main filen fortsættes. [91]

Inden et interrupt er mainen i tread mode, hvilket ses på figur 3.12. Når interruptet finder sted, vil en pind gå høj, og processoren vil overføre information til den nuværende stack. Dette kaldes for stacking, hvilket får main filen til at gå i handler mode. Her skifter pointeren

⁵FiXme Note: da en klokfrekvens på 18MHz kræves, og denne hurtige clock er slukket under deep-sleep

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. [91, 82]



Figur 3.12: På figuren ses et overblik over, hvad der sker når et interrupt afbryder CPUens main. [82]

I en 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 afbrydelserne fortsætter i uendelighed, og det ikke er muligt at finde ud af, hvor i prosessen interruptet skal vende tilbage til. Igennem unstacking genskabes de registre fra, hvor afbrydelsen oprindeligt fandt sted. [91]

Der findes forskellige slags interrupts, som blandt andet kan finde sted på grund af manuel udløsning eller algoritmer. Næsten alle interrupts er programmerbare i PSoC 4 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. ⁶[91]

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. [82]

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 tidspunkter⁷. Derudover kan en clock for eksempel benyttes som måleenhed for funktioners varighed. Derved opnås bevidsthed om, hvornår to funktioner skal påbegyndes, hvis de har forskellige clock cykler men skal være afsluttet samtidig. [82]

⁶Fixme Note: Watch Dog timeren genstarter og har aller højest prioritet af alle interrupts

⁷Fixme Note: Når gyroskopet skal vækkes op hvert tiende skund

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 nominalt 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.⁸ [90]

3.6.6 Mikrokontrollerens target CPU

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). [85, 90, 92]

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 RAM kapacitet, fordi 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.⁹ Sammenligneligt er RISC processen hurtigere end CISC, men CISC computere kan udføre flere komplekse instruktioner på færre linjer end RISC. [85, 90, 92]

CPUen i Cortex-M0 er en del af det 32-bit MCU delsystem, som optimerer energibesparende drift ved hjælp af clock gating¹⁰. 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. [90]

3.6.7 Trådløs kommunikation via Bluetooth Low Energy

Klassisk Bluetooth er fordelagtigt at benytte, hvis der ønskes trådløs kommunikation eller trådløse enheder. PRoCens CPU på CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit er EZ_BLE PRoC Module, som besidder en ARM Cortex-M0 processer. Denne CPU har en 2,4 GHz BLE radio, som understøtter en datahastighed på 1 Mbps med en chip antennen, der kan transmittere data ved radiofrekvens mellem 2,4-2,5 GHz. [93, 94]

⁸FiXme Note: Når vi ved, om vi skal bruge clocks, og i så fald hvilke, kan disse eventuelt blive beskrevet her.

⁹FiXme Note: fetch - decode - execute. Mere laves samtidig

¹⁰FiXme 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

Bluetooth er en radiobølge teknologi, som hovedsageligt er designet til trådløs kommunikation imellem enheder. Der findes Bluetooth Smart enheder, som kun understøtter BLE, og Bluetooth Smart Ready enheder, der understøtter både klassisk Bluetooth og BLE. Radiobølgerne bliver sendt og modtaget i bånd af 79 forskellige frekvenser, som kaldes kanaler. Bølgerne bliver modifieret af enheden, således de opfattes som et signal. Når to enheder forbindes med hinanden, danner de 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 skifter de to kanal op til tusinde gange i sekundet. [95, 96]

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 skal sendes, vil den aktivere og overføre så hurtigt som muligt for igen at deaktivere og gå i sleep mode. Dette opnås ved, at BLE kun benytter 40 forskellige kanaler, hvor nogle for eksempel er specielt dedikeret til at skabe forbindelse¹¹ mellem enheder, og andre kanaler dedikeres til at sende data. Derved sikres en driftscyklus¹² 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. [97]

3.6.8 Universal Asynchronous Receiver Transmitter

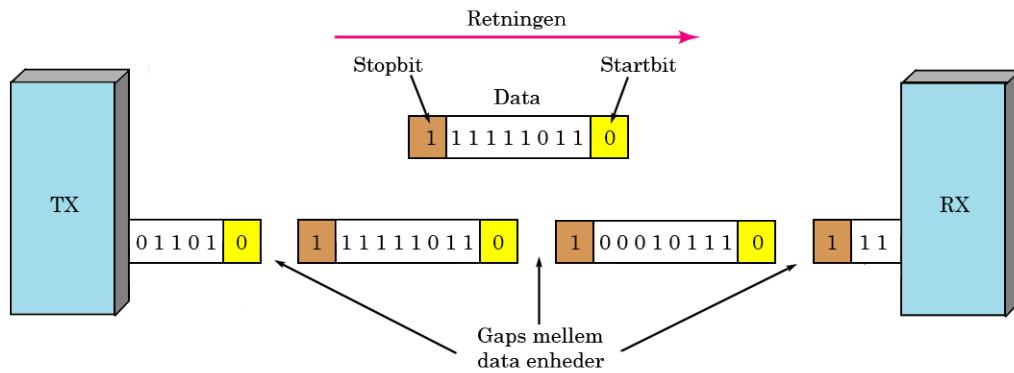
En UART er en enhed, der implementerer seriel data og er dermed et led mellem et parallelt og et serielt interface, der både modtager data (RX) og sender data (TX). Dataen sendes som bits og kan både sendes serielt eller parallelt. [98, 99] Parallelt bliver flere bits overført på samme tid, hvormed et 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.[98] 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 nødvendigt at bestemme en baudrate¹³, da TX sender i forhold til denne og RX sampler i forhold til den forventede baudrate. Det modtagne data gemmes ofte i en buffer, som efterfølgende videregives i form af first-in-first-out (FIFO).[98]

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 der 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.[98, 99]

¹¹FiXme Note: 3 kanaler - klassisk bluetooth har 32

¹²FiXme Note: ratio mellem enheden er slukket og tændt

¹³FiXme Note: baudrate = Hvor hurtigt der sendes data (bits per sekund[bps])



Figur 3.13: På figuren ses asynkron dataoverførsel.[100]

Nogle enheder indeholder mere end en seriell-linje, og disse enheder fungerer enten som fullduplex eller halv-duplex. De enheder der er fuld-duplex, kan både sende og modtage data på samme tid. Ved halv-duplex, skal dette foregå på skift.[98, 99]

3.6.9 Power mode for PSoC 4 moduler

Alle PSoC 4 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. [101]

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 mikrokontrollers target processor. (Modificeret) [101]

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 MCU'en. En kort oversigt over aktivt og inaktivt indhold i mikroprocessoren ses i tabel 3.2. [101]

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-purposede input/output (GPIO)	Aktiv	Aktiv	Aktiv	Aktiv	Frosset

Tabel 3.2: I tabellen ses hvilke subsystemer, der er henholdsvis tændt, tilbageholdt slukket eller frosset under de fem forskellige power modes. Hvis en funktion tilbageholdes, fungerer dens centrale konfiguration ikke, men alle eksterne funktioner er aktive. Når GPIO er frosset, er alle pins låst og kan derfor ikke modtage input- eller sende outputinformation. (Modificeret) [101]

I sleep mode tilbageholdes CPU'en, hvilket betyder at den venter på ethvert interrupt eller manuel genstart for at vågne op. RAM'en bevares, men CPU'en skriver eller læser ikke fra den, hvorfor den altså ikke kører sine instruktioner.¹⁴ Denne tilstand er fordelagtig til at reducere strømforbruget mellem hændelser som for eksempel ADC konvertering. [101]

Under deep-sleep er højfrekvente clocks deaktiveret, og da ADC'en kræver sådanne clocks, er denne ligeledes inaktiv under denne tilstand. Deep-sleep mode kan benyttes, hvis høj performance i analoge eller digitale enheder ikke kræves for funktionen. Tilstand, 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. [101]

Når mikroprocessoren er i hibernate mode, er alle clocks og eksterne enheder deaktivert. Ram'en gemmes men når et specifikt interrupt vækker mikroprocessoren, nulstilles og genstarter hele enheden. Denne tilstand kan vælges, hvis der kun er behov for periodiske opvågninger, og enheden skal bruge under $1\mu A$ strøm. [101]

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 og skal være i stand til at tænde igennem for eksempel en trykknap med input i den dedikerede pin. [101]

3.6.10 Digitale filtre

Digitale filtre benyttes grundlæggende af to grunde; til at adskille signaler og til at genskabe signaler. Signaladskillelse benyttes ofte i forbindelse med filtrere støj fra det ønskede signal.¹⁵ Signalgenskabelse benyttes, hvis signalet er blevet beskadiget eller forvrænget.¹⁶ [102]

Ethvert lineært filter har en impulsrespons, steprespons og en frekvensrespons. Disse responser

¹⁴FiXme 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.

¹⁵FiXme Note: eksempelvis ved ekg eller hjertelyd, hvor vejrrækning og andre kropssignaler/lyde skal fjernes

¹⁶FiXme Note: eksempelvis ved rystelser hvis måleudstyret er dårligt eller hvis vi får sat den ordentlig fast på forsøgspersonen.

indeholder information om filteret på forskellig vis og giver tilsammen information om, hvordan filteret vil agerer i givne situationer.¹⁷ [102]

Et filter designes ud fra dets responser. Den mest ligetil metode kaldes filter kernen eller Finite Impulse Response filtre (FIR), hvor signalets inputs summeres med filterets impulsrespons. En anden metode kaldes et rekursivt filter, hvor tidligere outputværdier benyttes sammen med inputtet. For at finde impulsresponsen for et rekursivt filter indsendes 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, hvorfor denne filtertype også kaldes Infinite Impulse Response filter (IIR). [102, 103]

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 indsende 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. [102]

Finite Impulse Response filtre

FIR filtre er, som tidligere nævnt, defineret som digitale filtre med et endeligt antal impulsresponser. Det vil sige, at filteret har en impulsrespons med et endeligt antal ikke-nulværdier¹⁸, hvorfor filtret kan designes stabilt og med en lineær fase. [103]

Det fremgår af den generelle formel for FIR filtre, som ses i **ligning (3.1)**, at filteret benytter tidlige 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. 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 har 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. [103]

De forskellige impulsrespons funktioner benyttes til valg af filtertype, hvor de egner sig til forskellige konfigurationer, alt efter om der ønskes et lavpas-, højpas-, båndpas- eller båndstopfilter. [103]

FIR filtre opträder ligeledes som forskellige konfigurationer, heriblandt Parks-McClellan algoritmen, frekvens sampling, window type og moving average.[103]

Infinite Impulse Response filtre

Som tidligere nævnt er IIR filtre defineret som digitale filtre med uendelig mange impulsresponser. Derfor har dette filter en impulsrespons med uendeligt mange nulværdier¹⁹, hvilket gør at filterets impulsresponsen falder eksponentielt i amplitude og resulterer i en

¹⁷FiXme Note: hvis en af disse er oplyst eller defineret for filteret, kan de to andre udregnes matematisk.

¹⁸FiXme Note: nonzeros

¹⁹FiXme Note: zeros

uendelig respons. Filteret kan derfor kun tilnærmedesvis designes med en lineær fase, hvorfor det kan risikere at være ustabilt. Idet IIR filtre benytter tidligere outputs, er det et feedback filter, som gør det udregningseffektivt.²⁰ [103]

Af den generelle formel for IIR filtre, der ses i **ligning (3.2)**, fremgår det, at filteret benytter tidligere og nutidige inputs men også tidligere outputs, hvormed det får uendeligt mange impulsresponser.

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

IIR filtre 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 faseskydelse. [103]

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. Resultatet af dette medførte at aktiviteternes signalamplituder for henholdsvis accelerometer og gyroskop, blev undersøgt. Placering A blev valgt, hvorigennem accelerometeret bør have et arbejdsområde på ± 16 g, og gyroskopet på minimum 320,5 dps.

Aktiviteterne blev undersøgt med henblik på hvorvidt en mulig adskillelse af disse var mulige. Resultatet af dette medførte, at fælles for gang og løb forekom signal events på accelerometerets y-akse, hvorigennem aktiviteterne antageligt kan adskilles. Karakteristika vedrørende cykling blev undersøgt med henhold til gyroskopets z-akse. Resultatet heraf medførte et tydeligt sinus lignende signal. Det antages at et sådan signal skaber mulighed for detektering. Det blev ydermere sikret at signaler fra gang og løb ikke havde en sinus lignende tendens vedrørende 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 det største frekvensspektrum for gang og løb befinder sig op til 45 Hz, og cykling op til 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.

²⁰FiXme Note: nemmere at udregne

Endvidere vil nedenstående kravspecifikationer tage udgangspunkt i de opnåede resultater fra de udførte pilotforsøg, som er beskrevet i appendix A.

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'en²¹. Der accepteres ikke en spænding under minimumsgrænsen eller over maksimumsgrænsen.
- 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 MCU'en 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 3,3 V til IC'en. Der accepteres en afvigelse på 5%.
- 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.

²¹FIXme 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.

3.8.4 Gyroskop

Det maksimale arbejdsområde for gyroskopet blev undersøgt i pilotforsøget, der udledte ± 160 dps som maksimalværdierne. 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 x.

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 under fysisk aktivitet. Der accepteres ikke, at pulssensoren opfanger ukorrekt eller ikke tydelig puls under fysisk aktivitet.

3.8.6 Analog-to-Digital Converter

Accelerometret i LSM9DS1 skal benyttes til at opfange gang, 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, men i praksis 10 gange større. Derfor skal ADC'en sample besidde 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.

Krav til ADC

ADC'en skal:

- Sample accelerometerets output med mindst 450 Hz. Der accepteres ikke en samplingsfrekvens under denne værdi.
- Sample gyroskopets output med mindst 60 Hz. Der accepteres ikke en samplingsfrekvens under denne værdi.
- Repræsentere det analoge signal med maksimalt 5% afvigelse.

3.8.7 Algoritmedesign

Designet af de fire algoritmer ligger til grund for hele funktionaliteten af systemet.

Algoritmen på PSoC 4200M på den mobile MCU skal overordnet designes til at gøre hele MCU'en til en GAB peripheral. Den skal indeholde elementer, som henvender sig til IC'en, da gyroskopet skal deaktiveres hvis ikke i brug. Hvert tiende sekund skal algoritmen få gyroskopet aktiveret, som skal tracke om aktiviteten er cykling. Hvis ikke skal gyroskopet deaktiveres igen og spørges igen om 10 sekunder. Desuden skal algoritmen aktivere ADC'en, således signalerne af IC'en kan modtages. Algoritmen skal gøre mikroprocessoren i stand til at kunne detektere, om den pågældende aktivitet er gang, løb eller cykling. Tiden, som brugeren bruger på den pågældende aktivitet, samt pulsmålingen skal gemmes. Hvert kvarter skal algoritmen vække EZ-BLE PRoC fra power moden stop og den gemte data overføres hertil via UART kommunikation.

Algoritmen til EZ-BLE PRoC på GAB peripheral skal sørge for, at enheden er i power moden stop med mindre, at den modtager et interrupt fra PSoC 4200M på samme enhed. Når dette interrupt modtages, skal EZ-BLE PRoC modtage al data og overføre til en anden EZ-BLE PRoC på GAB central via BLE.

Algoritmen på EZ-BLE PRoC på GAB central skal få enheden til at modtage data fra EZ-BLE PRoC på GAB peripheral. Denne data skal sendes til PSoC 4200M på GAB central via UART kommunikation.

Algoritmen til PSoC 4200M på enheden tilkoblet en PC skal overordnet designes til at gøre hele MCU'en til en GAB central. Desuden skal algoritmen gøre, at mikroprocessoren kan modtage data fra EZ-BLE PRoC på GAB central og videreføre dette til en GUI på en PC via USB porten.

Krav til algoritmedesign

Algoritmedesignet skal:

- Gøre PSoC 4200M på GAB peripheral i stand til at sample signalet fra sensoren og pulssensoren samt behandle dette. Der accepteres ikke, at mikroprocessoren ikke er i stand til dette grundet algoritmedesignet.
- Aktivere gyroskopet hvert 10. sekund, som skal tracke om aktiviteten er cykling. Hvis dette er tilfældet, skal data fra gyroskopet samples istedet, og hvert 10. sekund skal algoritmen stadig tjekke for, om aktiviteten fortsat er cykling. Hvis aktiviteten ikke er cykling, skal algoritmen deaktivere gyroskopet igen for strømbesparelse.
- Gøre PSoC 4200M på GAB peripheral i stand til at skelne imellem aktiviteterne gang, løb og cykling samt kunne tracke tiden for den pågældende aktivitet. Der accepteres, at enheden fejlbedømmer aktiviteten 5% af tiden grundet tærskelværdien for skellet imellem.
- Gøre, at PSoC 4200M på GAB peripheral kan gemme tidsenheden for hver aktivitet i et kvarter, hvorefter dette sendes til EZ-BLE PRoC på GAB peripheral. Der accepteres ikke, at algoritmen er skyld i, at dette ikke kan lade sig gøre.
- Få EZ-BLE PRoC på GAB peripheral til at vågne ved et interrupt fra PSoC 4200M og derved kunne modtage data, som skal sendes videre via BLE. Der accepteres ikke, at algoritmen er skyld i, at dette ikke kan lade sig gøre.
- Gøre, at EZ-BLE PRoC på GAB central kan modtage data fra EZ-BLE PRoC på GAB peripheral via BLE, hvorefter dette skal sendes til PSoC 4200M på GAB central. Der accepteres ikke, at algoritmen er skyld i, at dette ikke kan lade sig gøre.

- PSoC 4200M på GAB central i stand til at modtage data fra EZ-BLE PRoC på GAB central og overføre dette til en PC via USB port. Der accepteres ikke, at algoritmen er skyld i, at dette ikke kan lade sig gøre.

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 enhederne²².

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, at under 3 meters afstand imellem enhederne får en effekt på dataoverførslen.

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 GAB peripheral afsender data til GAB central i dette tidsinterval.

Krav til GUI

GUI'en skal:

- Kunne visualisere tidsforbruget og intensiteten af henholdsvis gang, løb og cykling. Der accepteres ikke, at GUI'en er skyld i, at dette ikke kan lade sig gøre.
- Være i stand til at opdatere interfacet hvert 15. minut, hvis dette ønskes af brugeren. Der accepteres en forsinkelse på 5 minutter.

²²FiXme Note: Bluetooth er maksimalt 100 meter, mens BLE er maksimalt 10 meter

Design, implementering og test

4

I dette kapitel designes, implementeres og testes hver del i det samlede system. Det sikres herved, at hver del overholder kravspecifikationerne og derved teoretisk burde fungere sammen i det samlede system.

Måske en lille "indledning" til alle designdelene?

- "blokdiagram" (find inspiration i Berøringsfri søvnmonitorering - Camillas rapport)
- forklare at vi har GAP central og peripheral og hvilke blokke der er under hver (figur - evt. i blokdiagrammet)

4.1 Mikrokontroller

I dette afsnit beskrives designet, implementeringen og testen af GAP peripheral som spændingsforsyning til IC og pulssensor.

4.1.1 Design

GAP peripheral er placeret, således denne MCU er tilkoblet en ekstern spændingsforsyning. Ydermere vil systemets IC og pulssensor være tilkoblet denne MCU, hvorfor disse komponenter vil have MCUsen som deres spændingsforsyning.

MCUsen har tre pins hvor der er muligt at tilkoble spænding fra en ekstern spændingsforsyning eller tilkoble kombonenters spændingsforsyning. Yderligere har MCUsen tre pins hvor ground kan tilkobles. [84]

SPÆNDING TIL IC OG PULSSENSOR -> SE I DATABLAD IC: 3,3 V Puls: 3-5 V

En batteridrevne spændingsforsyning sidder til MCUsen, hvilket gør den funktionel, men MCUsen skal også fungere som en spændingsforsyning for accelerometret, gyroskopet og pulssensoren. MCUsen har tre output spænding og ground pins [84]. Alle disse par vil blive benyttet til henholdsvis forsyning af MCUsen fra ekstern spændingsforsyning, MCUsens spændingsforsyning til MCUsen og til pulssensoren. MCUsen leverer en spænding på mellem 4,5 og 4,8 V fra hvert output, hvorfor dette skal justeres og tilpasses IC'en.

4.1.2 Implementering

VDDIO og GND fra J1 pinrækken benyttes til spændingsforsyning og ground til IC'en, mens VDDD og GND fra J2 pinrækken benyttes til spændingsforsyning og ground til pulssensoren. Outputspændingen fra pinrække J2 er acceptabel, mens pinrække J1 skal justeres til 3,3 V, hvilket gøres ved hjælp af et 5K pedometer. En ledning trækkes fra VDDIO over til inputspænding i pedometret på et breadboard, som kan skrues på for at indstille korrekt spænding. Ground fra J1 pinrækken trækkes til pedometrets ground, og en ledning trækkes fra pedometrets output, som måles med et multimeter.

4.1.3 Test

Mikrokontrollerens outputspændinger skal testes, således output pins i J1 og J2 rækken henholdsvis leverer 3,3 V og mellem 3 - 5 V. Resultatet fra testen beskrives i tabel 4.1:

Outputpin	Spænding inden pedometer [V]	Spænding efter pedometer [V]	Afgivelse fra ønsket værdi [%]
VDDIO	4,663	3,341	1,24
VDDD	4,666		0

Tabel 4.1: I tabellen ses det, at multimetret nedsætter spændingen, som skal forsyne IC'en. Derudover ses det, at spændingsforsyningen fra MCU'en derved overholder kravene.

MCU'ens spændingsforsyning til IC'en er hermed justeret ved hjælp af et pedometer, således IC'en i teorien er funktionel. Derudover overholder MCU'ens spænding fra VDDD kravet til pulssensoren. MCU'en er derfor klar til at blive benyttet i det samlede system som spændingsforsyning til IC og pulssensor.

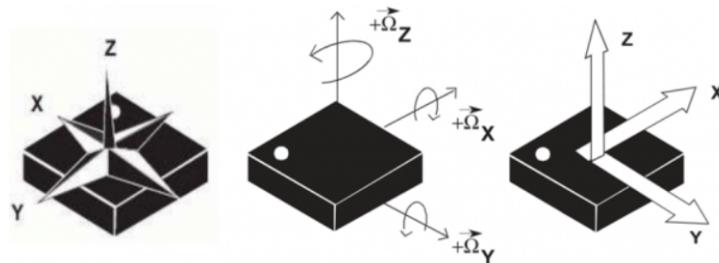
4.2 LSM9DS1

kursiv tekst...

4.2.1 Design

Der benyttes et integrated circuit (IC) af typen LSM9DS1, som både indeholder magnometer, gyroskop og accelerometer, hvoraf magnometret ikke benyttes. Det er muligt at indstille accelerometeret til ± 1 , ± 4 , ± 8 eller ± 16 g, og gyroskopet kan indstilles til ± 245 , ± 500 eller ± 2000 grader per sekund. [100]

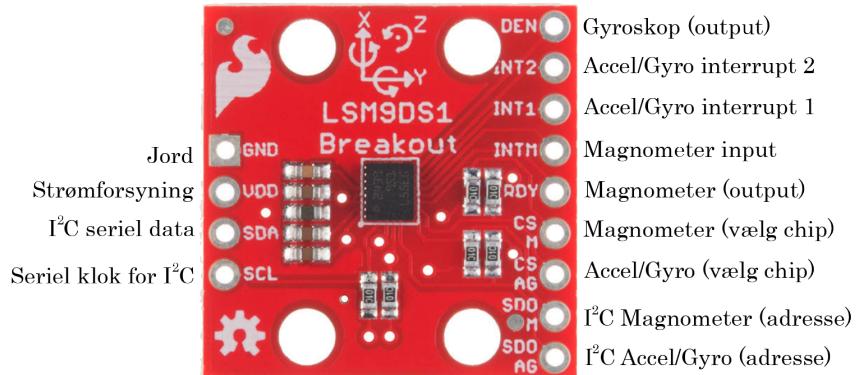
LSM9DS1 har ni frihedsgrader, hvilket betyder, at den mäter i x-, y- og z-aksen for både magnometret, gyroskopet og accelerometeret, som kan ses på figur 4.1. [100]



Figur 4.1: På figuren ses akserne fra LSM9DS1. Til venstre ses magnometret, hvis akser er drejet én omgang i forhold til de to andre sensorer. I midten ses gyroskopet med sine roterende akser og til højre ses accelerometerets akser.[100]

LSM9DS1 er en digital sensor, hvormed de analoge signaler konverteres til digitale i IC'en. De digitaliserede signal kan både bruges med en SPI og en I²C styrefunktion, hvor mikrokontrolleren CY8CKIT-043 PSoC 4-M besidder begge. Der ønskes at benytte I²C

funktionen, da IC'en både skal sende og modtage data.¹ For at benytte I²C funktionen sættes pin CS_AG høj, og de fire pins SDO og CS benyttes ikke. Alle pins kan ses på figur 4.2. Før et signal kan registreres kobles pinnen GND til jord, og på benet VDD skal der leveres mellem 1,9 V og 3,6 V.²



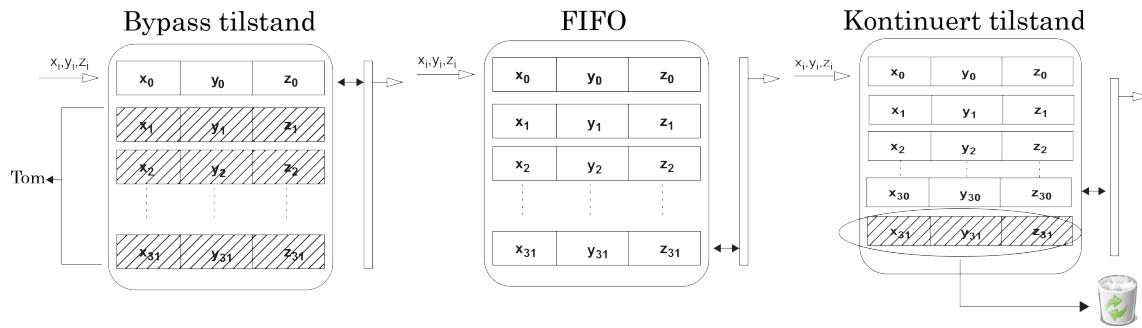
Figur 4.2: På figuren ses udgangene fra IC'en.[100]

I LSM9DS1 bruger gyroskopet 4 mA og accelerometeret bruger 600μ A ved normale betingelser, hvor Vdd er forsynet med 2,2V og temperaturen er 25 grader. Det er derfor væsentligt, at gyroskopet bruges minimalt, når systemet skal være batteridrevet. Det er muligt enten at slukke begge sensorer, at benytte accelerometeret alene eller benytte både accelerometeret og gyroskopet sammen, hvor de har samme mængde output af data. 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 14,9-119 Hz. Hvis outputsignalet er over dette, vil gyroskopet automatisk gå i normal power.

Accelerometeret og gyroskopet har 32 åbninger af 16 bit data FIFO til hver af gyroskopets akser, samt 16 bit FIFO til hver af accelerometerets akser. Derved skal data ikke konstant sendes til en enhed og der kan spares strøm. Bufferen kan virke på fem forskellige måder, hvor der er tre overordnede tilstande: Bypass tilstand, FIFO tilstand og kontinuert tilstand, som alle tre er illustreret på figur 4.3. Derudover er der to kombinerede tilstande: kontinuert-til-FIFO tilstand og bypass-til-kontinuert tilstand.

¹FiXme Note: Modtage om gyroskopet skal tændes eller slukkes.

²FiXme Note: skriv resten af opsætningen efter at have snakket med John



Figur 4.3: På figuren ses de tre overordnede tilstande IC'en kan opsamle data med.[100]

I bypass tilstanden bruges kun den første adresse, som overskrives når ny data er tilgængelig. Denne tilstand benyttes blandt andet til at nulstille FIFO. FIFO tilstanden bruges til at lagre data i niveauer indtil ny data overskriver det gamle. Det er muligt at gemme data i 32 niveauer, men dette kan tilpasses mindre efter behov. For at gammel data ikke overskrides indsættes et interrupt når FIFO er fyldt, hvormed der ikke lagres ny data. Den kontinuerte tilstand muliggør kontinuert FIFO, hvormed ny data overskriver gammel data. Ved kontinuert-till-FIFO tilstand skifter tilstanden alt efter de bit der modtages i interruptet for accelerometeret og gyroskopet. Hvis der modtages et bit på 1 vil den være i FIFO tilstand, og modtages der et bit på 0, vil den være i kontinuert tilstand. I bypass-til-kontinuert tilstand skiftes der ligeledes mellem bypass og kontinuert tilstand alt efter det modtagne interrupt for accelerometeret og gyroskopet. Hvis der modtages et bit på 1, er den i kontinuert tilstand, og modtages der en bit på 0, nulstilles den ved at gå i bypass tilstand.

4.3 Pulssensor

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

4.3.1 Design

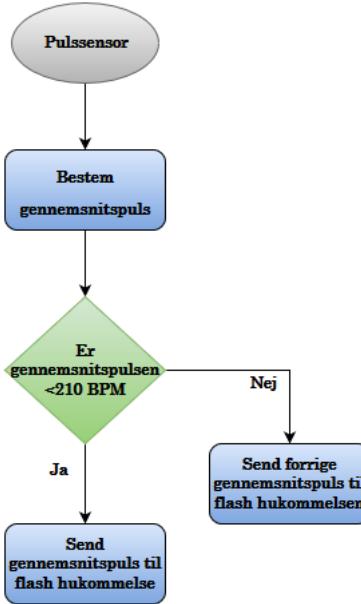
Pulssensoren skal benyttes til at beskrive intensiteten af aktiviteten, som beskrevet i afsnit 2.1.2. Herudfra kan effekten af aktiviteten bestemmes, hvilket kan have en motiverende faktor for brugeren.

Pulssensoren SEN-11574 er valgt til dette projekt, da det 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 blot kræver en placering over en arterie for at kunne måle pulsen.

Den valgte pulssensor, 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 board findes et aktivt filter³ samt en forstærker, som tilsammen øger amplituden for pulsøgen og normaliserer signalet omkring et referencepunkt, hvilket fjerner DC spænding i signalet. [104, 105]

³FiXme Note: Et aktivt filter er en type af analog elektronisk filter, der anvender aktive bestanddele, såsom en forstærker.

Pulssensoren designes således pulsen (BPM) beregnes for brugeren og overføres til flash hukommelsen, hvilket fremgår af figur 4.4.



Figur 4.4: Illustration af pulssensorens funktioner på GAP peripheral. Pulssensorens data bearbejdes i 4200M for GAP peripheral, hvormed gennemsnitspulsen bestemmes. Hvis denne puls er <208 BPM, da vil den forrige gennemsnitpuls blive sendt til flash hukommelsen.

Pulssensor opfanger pulssignalet fra brugeren, hvorefter dette signal sendes ind i PSoC 4200M på GAP peripheral. Der vil her forekomme en signalbehandling, som bestemmer gennemsnitspulsen for brugeren, hvilket ses på figur 4.4. For at sikre at der overføres en valid puls til flash hukommelsen, da skal pulsen være <208 BPM. Dette skyldtes, idet en persons maksimale puls bestemmes ved: [29]

$$220[\text{BPM}] - \text{alder}[r] = \text{Maksimalepuls}[\text{BPM}] \quad (4.1)$$

Målgruppens højeste alder er 12 år, derfor vil målgruppens maksimale puls antageligt være <208 BPM. Systemet vil derfor kun godkende en puls der er <208 BPM, ellers vil den forrige gennemsnitspuls blive sendt til flash hukommelsen for PSoC 4200M.

4.3.2 Implementering

Sensoren har 3 pins til henholdsvis spændingsforsyning, ground og outputsignal. Disse pins kobles til hver sin pin på GAP peripheral. Outputsignalets pin skal designes i programmet PSoC Creator, således MCU'en modtager pulssensorens signale fra den pågældende pin. Dette gøres ved at indsætte henholdsvis en UART serie kommunikationsblok (SCB) og SAR ADC i topdesignet. UART'en bruges for at sensoren og MCU'en kan kommunikere. Standardindstillingerne for denne blok benyttes til konfigurationen af MCUsen.

Outputsignalet fra sensoren er et analogt signal, hvormed dette signal skal gennem en ADC, for at skabe en konvertering til et digitalt signal. ADCens design skal derfor konfigureres således denne bearbejder én single ended kanal, inputtet fra pulssensoren. Yderligere indstilles sampleraten for ADcen for den pågældende kanal. Sampleraten bestemmes med antagelse om,

at målgruppens maksimale puls er <208 , hvilket beskrives i afsnit 4.3.1. Denne puls 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.

Efter konfigurering af UART og ADC i Topdesignet, skal de korrekte pins indstilles i pinopsætning. UART tildeles interne pins, hvorimod ADC'ens inputpin skal indstilles til den plads, som outputtet fra sensoren er, hvilket i dette tilfælde er pin 2.0.

4.3.3 Test

Pulssensoren skal testes for, om den kan opfange brugerens puls under fysisk aktivitet uden ukorrekt eller ikke tydelig puls. Dette gøres ved, at der optages to målinger henholdsvis med og uden fysisk aktivitet, hvor sensoren placeres på den distale phalanges på højre hånds pegefinger. Ud fra matlab scriptet og tilhørende optagede data vurderes det, om pulsen visualiseres korrekt, således den korrekte puls kan kalkuleres.

Den fysiske aktivitet bestod af gang på et løbebånd. Hver måling optages i 10 sekunder, hvilket ses på figur ??.

Matlab scriptet udregnede

4.4 Analog til digital konvertering

4.4.1 Design

I mikrokontrolleren findes en 12 bits 1 mega sample per sekund (Msps) SAR ADC. Mikrokontrollerens 12 bits ADC kan inddøle det analoge signal i $2^{12} = 4096$ spændingsniveauer. Den maksimale clockfrekvens er på 18.000.000 Hz, hvortil der skal bruges 18 clocks, før en 12 bits konvertering er mulig. Det er ikke muligt at benytte SAR'en når mikrokontrolleren er i deep-sleep, da en klopfrekvens på 18MHz kræves.

ADC'en understøtter både single ended og differential inputs og kan skanne alle 16 kanaler automatisk. Derudover har ADC'en et arbejdsmål på 1,71 og 5,5 V. Enhver pin på mikrokontrolleren kan monitoreres af ADC'en. Det er muligt at have flere kanaler på ADC'en, hvorved der kan samples ved forskellige frekvenser alt efter signalernes udformning. [90]

4.5 Algoritme til detektering af gang, løb og cykling

I dette afsnit udarbejdes en algoritme som har til formål at adskille aktiviteterne gang, løb og cykling...

4.5.1 Design

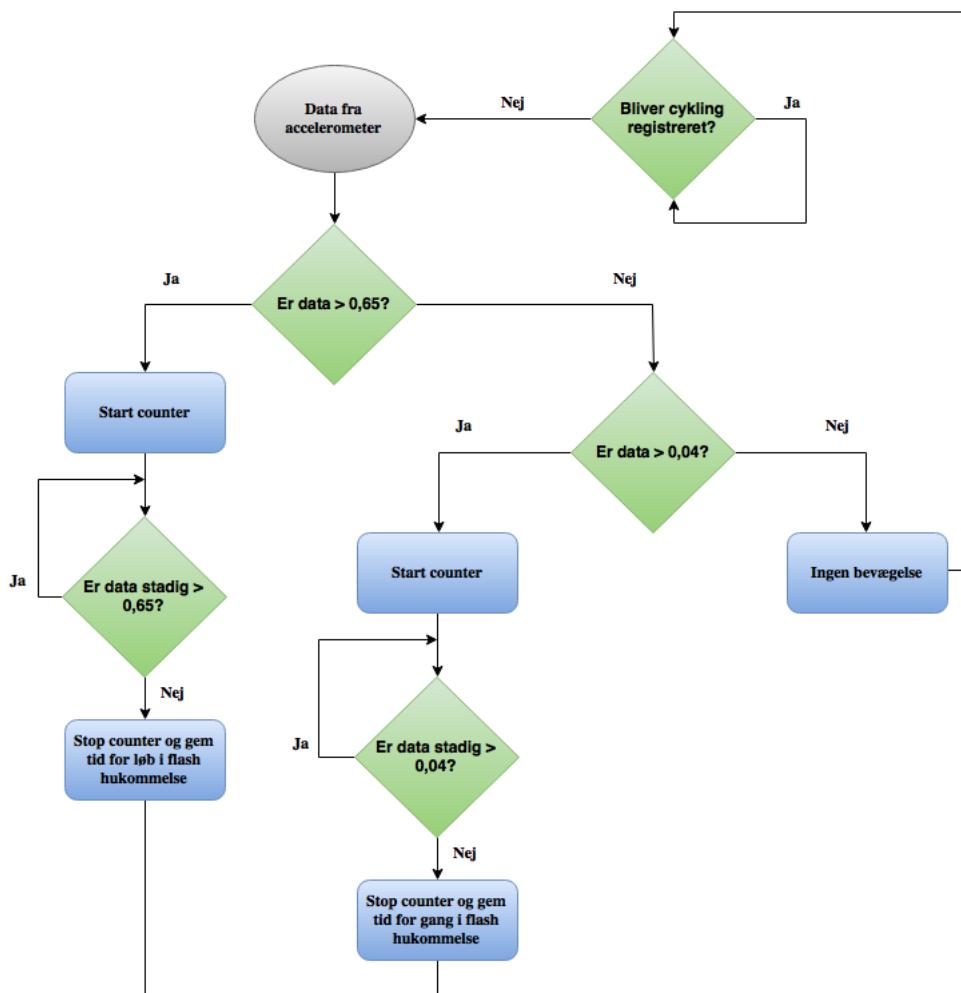
For at kunne adskille gang, løb og cykling benyttes et accelerometer og et gyroskop som er beskrevet i afsnit ??⁴. Herunder vil gyroskopet blive benyttet til at detektere cykling, mens løb og gang detekteres ved brug af accelerometeret. For at kunne detektere og adskille disse aktiviteter, behandles inputtet fra sensorerne gennem forskellig signalbehandling, hvorefter algoritmer afgør om de pågældende signaler repræsenterer gang, løb, cykling eller ingen aktivitet.

⁴Fixme Note: opg: tjek op på denne reference

Algoritme til gang og løb

Data fra accelerometerets y-akse skal signalbehandles, førend en algoritme kan detektere og adskille gang fra løb. Måden hvorpå dataet vil blive behandlet er først ved at fjerne støj ved brug af et elliptisk filter. Dette skal være et 4. ordens lavpas elliptisk filter med et pasbånd fra 20 til 100 Hz, og med en dæmpningsgrad på 60 dB⁵. Efterfølgende divideres det filtrerede signal med 8 og kvadreres. Resultatet heraf medfører at signaler som ikke relaterer sig til hælnedslaget minimeres kraftigt, og selve hælnedslaget forstærkes.⁶ Afslutningsvis vil signalet blive filtreret med et moving average filter som udglatter signalet, hvilket resulterer i at små udslag ikke opfattes, og signalets hælnedslag vil fremstå tydeligere.

Resultatet af ovenstående signalbehandling medfører at der findes et udtryk for gang og løbs amplitude forhold. Ud fra denne behandling af pilotforsøgets data vurderes det, at amplituden for hælnedslag ved løb overstiger 0,65 og ved gang overstiger 0,04, hvorfor signaler med amplituder under 0,04 ikke vurderes som værende aktivitet.



Figur 4.5: Flowchart over algoritmen til detektering af gang og løb

Ovenstående figur repræsenterer algoritmen for detektering og adskilles af gang og løb. Først

⁵FiXme Note: og 0.5 dB peak-to-peak ripples

⁶FiXme Note: ved gang er det swing og heel strike, ved løb er det primært kun heel strike, men også lidt toe offset.

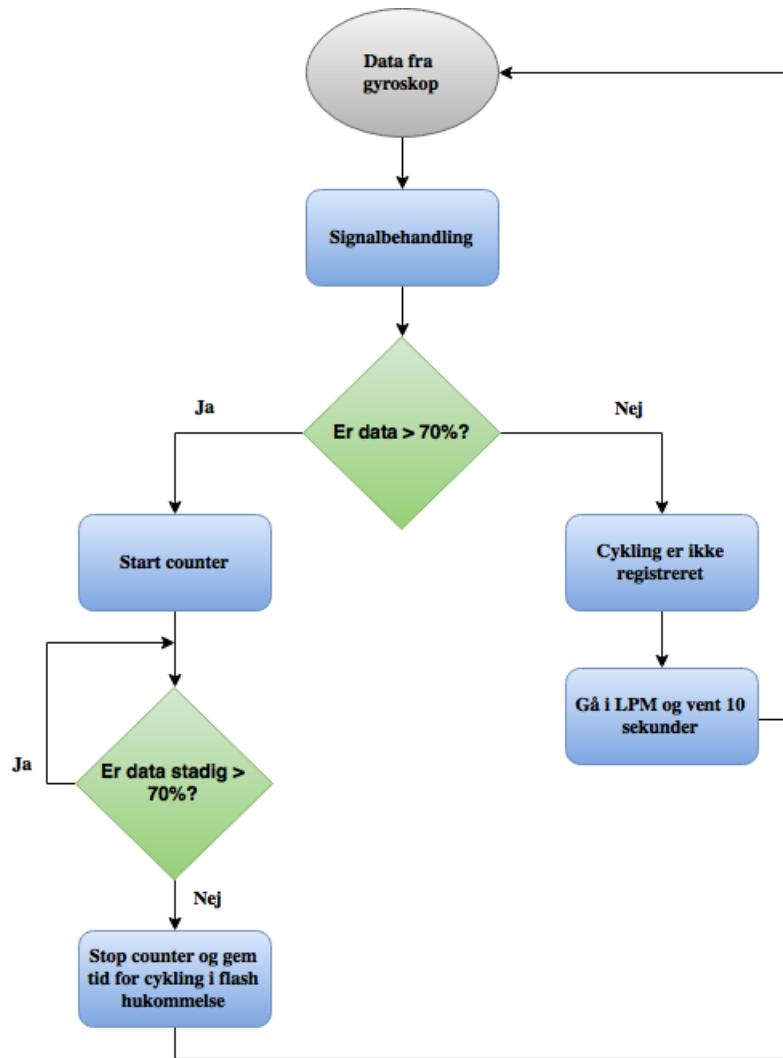
algoritmen tilhørende gang og løb starter, undersøges hvorvidt cykling registreres. Hvis dette ikke er tilfældet og løb detekteres skal en counter starte og først stoppe når løb ikke længere detekteres. Når counteren stopper gemmes varigheden for counteren i et array tilhørende udført løb. Hvis løb ikke detekteres, undersøges der hvorvidt gang registreres. Hvis gang registreres skal en counter starte og først stoppe når gang ikke længere detekteres. Når counteren stopper gemmes varigheden for counteren i et array tilhørende udført gang. Hvis algoritmen for detektering af løb og gang ikke registrerer aktiviteterne, så bliver der ikke udført nogen bevægelse, og algoritmen starter forfra.

4.5.2 Cykling

Data fra gyroskopets z-akse skal signalbehandles, førend en algoritme kan detektere og adskille aktiviteterne. Første step i denne signalbehandling er at udføre en Fast Fourier Transform (FFT) over fire sekunders sampling. Dette medfører at signalets magnitude og dets tilhørende frekvenser kommer til udtryk, hvorefter andet step indledes. Dette step finder den maksimale magnitude med tilhørende frekvens. Tredje step består af to summeringer, første summering summerer FFT'en fra den frekvens hvor den største magnitude befandt sig ± 1 Hz. Anden summering summerer FFT'en fra 1 til 20 Hz. Resultaterne af disse, benyttes til fjerde og sidste step, som omregner hvor stor en procentdel det første integrale udgør af signalets totale energi.

Resultatet af ovenstående signalbehandling medfører at der opstilles et udtryk for signalets spredning af energi. Det gør sig gældende at cykling har en spredning af energi fordelt nært frekvensen med den største amplitude. Data fra gyroskopets z-akse vedrørende cykling blev for alle forsøgspersoner, behandlet med ovenstående metode. Dette resulterede i at 84,5% til 91,9% af energien lå ± 1 Hz omkring den fundne frekvens. Følgende blev ligeledes behandlet for gang og løb, for at sikre disse ikke havde samme spredning i frekvensområdet, hvormed en mulig tærskelværdi til detektering af cykling, kan fastsættes. Dette resulterede i 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%.

Resultatet af at energien omkring den fundne frekvens med den største amplitude er $\approx 30\%$ større ved cykling end ved gang og løb, fastsættes tærskelværdien til 70%. For at detektere cykling skal outputtet fra databehandlingen være større end 70%.



Figur 4.6: På figuren ses et flowchart som gennemgår algoritmen vedrørende detektering af cykling.

Ovenstående figur repræsenterer algoritmen for detektering af cykling. Hvis cykling detekteres skal en counter starte og først stoppe når cykling ikke længere detekteres. Når counteren stopper gemmes varigheden af counteren i et array tilhørende udført cykling. Hvis cykling ikke detekteres skal gyroskopet gå i LPM i 10 sekunder før algoritmen køres igen.

4.5.3 Implementering

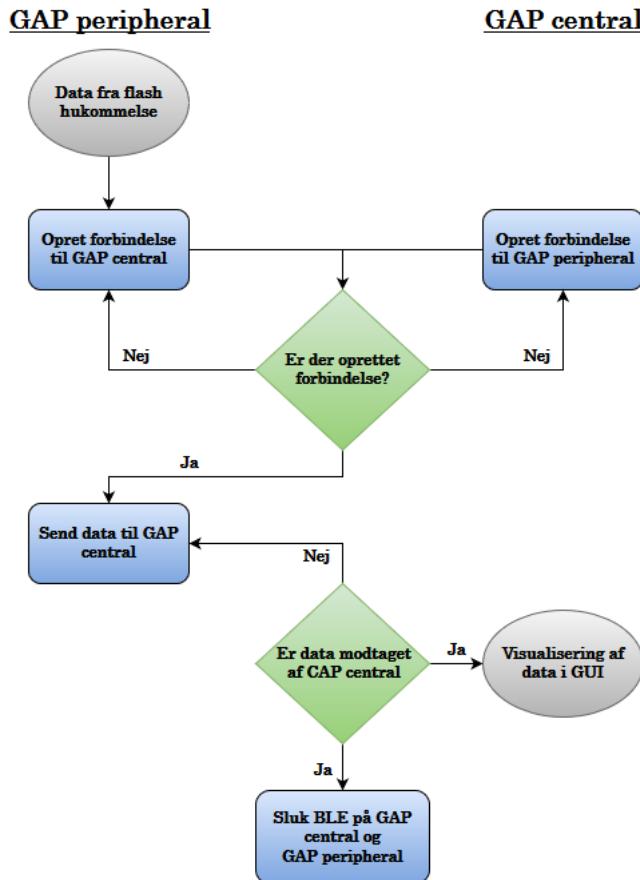
4.5.4 Test

4.6 Trådløs kommunikation gennem bluetooth

I 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 vil have påført et BLE modul, således dataoverførslen mellem enhederne vil foregå gennem brug af BLE. Denne dataoverførsel mellem MCUs er illustreret som pseudokode på figur 4.7.



Figur 4.7: Illustration af den trådløse kommunikation og dataoverførsel mellem GAP central og GAP peripheral. Indledningsvis forsøges det at oprette forbindelse mellem enhederne, hvorefter dataoverførslen finder sted. Ved fuldendt dataoverførsel bliver BLE modulet for de to enheder slukket/sat i dvale.

Det er kodningen som er bestemmende for hvorvidt en MCU vil fungere som GAP central eller peripheral i et kredsløb. Den enhed 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 et GUI er muligt.

Først en dataoverførsel er mulig, er det nødvendigt at der er skabt en forbindelse mellem de to enheder, hvilket ligeledes fremgår af figur 4.7. Hvis ikke det lykkes at oprette forbindelse, gentages denne procedure. Når der er etableret forbindelse mellem enhederne overføres dataene, som har været gemt i flash hukommelsen på PSoC 4200M. Ydermere vil systemet ikke fortsætte til næste element i pseudokoden, medmindre dataoverførslen har været succesfuld.

4.6.2 Implementering

GAP peripheral er den MCU som er ansvarlig for dataopsamling, lagring af data og afsendelse af data til GAP central. Gap peripheral vil dermed benytte et samarbejde mellem PSoC 4200M og EZ-BLE. Konfigureringen af henholdsvis GAP central og GAP peripheral udføres i PSoC Creator, hvor 'Topdesign' af EZ-BLE modulerne er afgørende for deres rolle i kredsen.

PSoc 4200M på GAP peripheral vil blive konfigureret således dataoverførslen vil blive ført mod EZ-BLE. Denne konfigurering udføres ved at initialisere de pågældende pins for PSoC 4200M og EZ-BLE i pindesign i PSoC Creator. Port P3[0] bliver benyttet 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 konfigureringer sikrer at der forekommer en dataoverførsel fra PSoC 4200M og videre til EZ-BLE, hvorfra dataene kan sendes til GAP central. [90]

GAP skal central konfigureres, således denne kan modtage data og herefter overføre dette til en computer gennem USB porten. For at sikre disse handlinger, benyttes samme pins til UART mellem EZ-BLE og PSoC 4200M. Ydermere benyttes port P7[0] til UART:rx og port P7[1] til UART:tx. Dermed er det muligt at overføre datene fra PSoC LP5 til en computer.

Det fremgår af figur 4.7, at BLE modulerne skal sættes i dvale/slukkes når dataoverførslen er fuldendt. Derfor vil C kodning af BLE modulerne medvirke til, at denne handling er mulig.
DER SKAL NOK SKRIVER MERE HERTIL NÅR VI VED HVORDAN VI BENYTTER POWERMODES.

4.6.3 Test

4.7 Spændingsforsyning

I dette afsnit beskrives designet, implementeringen og testen af spændingsforsyningen til MCU'en.

4.7.1 Design

MCuen er funktionel ved en spændingstilførsel fra USB porten, hvilket er tilfældet for GAP central. Derimod vil GAP peripheral være placeret således, denne MCU påkræver en ekstern spændingstilkobling. Denne type spændingstilførsel til MCuen skal være i intervallet 3,3-5 V for at sikre optimale ydeevne for systemet. Ydermere vil det blot være MCuen's targetboard som er funktionel ved en ekstern spændingsforsyning

4.7.2 Implementering

4.7.3 Test

4.8 Grafisk Bruger Interface

I dette afsnit beskrives designet, implementeringen og testen af GUI'en.

4.8.1 Design

4.8.2 Implementering

4.8.3 Test

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=JnNpdGU9ZWhvc3Qtbg12ZQ%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] 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>.
- [69] Springer. *Biomechanics of cycling*. Springer, 2014.
- [70] Stephen J. Cockcroft. An evaluation of inertial motion capture technology for use in the analysis and optimization of road cycling kinematics. *Stellenbosch University*, 2011.
- [71] 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.
- [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] Center for Scienceuddannelse. Prosesstyring i teknologi - microcontrollerens historie. URL <http://iftek.dk/>.
- [82] Andrew S. Tanenbaum. *Structured computer organization*. Pearson, 2006.
- [83] 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>.
- [84] Cypress Semiconductor. *PSoC® 4 M-Series Prototyping Kit Guide*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/193101/download>.
- [85] 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>.
- [86] 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>.
- [87] Sparkfun. I2c, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/i2c>.
- [88] James Moore and George Zouridakis. *Biomedical technology and devices*. CRC Press LLC, 2004.
- [89] Daniel H. Sheingold. Analog-to-digital converter. *AccessScience*, 2014. doi: <http://dx.doi.org/10.1036/1097-8542.031800>.
- [90] 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.

- [91] Rajiv Badiger. *PSoC® 4 Interrupts*. Cypress, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/127121/download>.
- [92] Manoj Kumar Yadav and Mohit Rohilla. Difference between risc and cisc architecture, 2016. URL <http://www.firmcodes.com/difference-risc-sics-architecture/>.
- [93] Cypress Semiconductor. *CYBLE-022001-00 EZ-BLE PRoC Module*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/140791/download>.
- [94] Cypress Semiconductor. *CYBL10X6X Family Datasheet PRoC BLE*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/139841/download>.
- [95] CYPRESS. *Customer Training Workshop: Introduction to BLE System Design*, 2016. URL https://www.ieee.li/pdf/viewgraphs/introduction_to_ble_system_design.pdf.
- [96] Martin Sauter. *From GSM to LTE*. John Wiley & Sons, 2011.
- [97] Naresh Gupta. *Inside Bluetooth Low Energy*. Artech House, 2013. URL ISBN:978-1608075799.
- [98] Jimb0. Serial communication, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-communication>.
- [99] He Chun-zhi, Xia Yin-shui, and Wang Lun-yao. A universal asynchronous receiver transmitter design. *Institute of Circuits and Systems*, 2011.
- [100] Jimb0. Lsm9ds1 breakout hookup guide, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/lsm9ds1-breakout-hookup-guide#lsm9ds1-overview>.
- [101] C. Semiconductor. *PSoC 4 Low-Power Modes and Power Reduction Techniques*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/121271/download>.
- [102] Steven W. Smith. *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. California Technical Publishing, 1997.
- [103] Dick Blandford and John Parr. *Introduction to Digital Signal Processing*. Pearson, 2013.
- [104] Joel Murphy and Yury Gitman. Pulse sensor, 2016. URL <http://pulsesensor.com/>.
- [105] Joel Murphy and Yury Gitman. Open hardware, 2016. URL <http://pulsesensor.com/pages/open-hardware>.
- [106] Anatomia perna, Marts 2016. URL <https://www.pinterest.com/arturrebelo3/anatomia-perna/>.
- [107] Shimmer3, Marts 2016. URL <http://www.shimmersensing.com/shop/shimmer3>.
- [108] Patientinformationen. Hjerterehabilitering i terapien. *Sygehus Sønderjylland*, 2013.
- [109] 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 sensorene 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, magnetometer, 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.

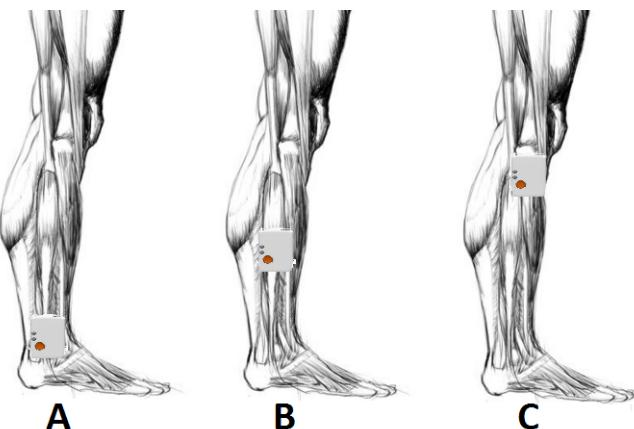
Opsætning af Shimmer3 SUB

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 arbejdsmråder 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.

Udførsel 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 [106, 107])

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 startbetegnelser 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	Du kan mærke at du træner - men det er slet ikke hårdt	Sundhedseffekt - men kræver lang tid
12		
13		
14	Snakkegrænsen Du kan snakke, men 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	Udmattelse Få minutter eller sekunder til at du må stoppe	Præstations- og sprintevne
19		
20		

Figur A.2: På figuren ses borgskalaen, som er den der benyttes inden forsøgsstarten. (Modificeret)[108])

Første måling er gang, hvor et gangtempo på 4,8 km/t er valgt[109].

- 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.
- 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[109].

- 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.
- 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[109]. Tempoet er dog underordnet, da der kun ønskes at se på forskellen i selve bevægelsen fra de andre aktivitetsformer, men der er valgt et fast tempo for at få et ensformigt signal.

- Der foretages en baseline på 10 sekunder, hvor forsøgspersonen skal sidde i en naturlig cykelposition på motionscyklen med begge fødder på pedalerne, hvoraf den højre pedal skal være helt i bund. Denne position er valgt, da den er mulig at lave tilnærmedesvis ens for alle forsøgspersoner, hvormed de får den samme baseline.
- Forsøgspersonen træder i pedalerne indtil 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.

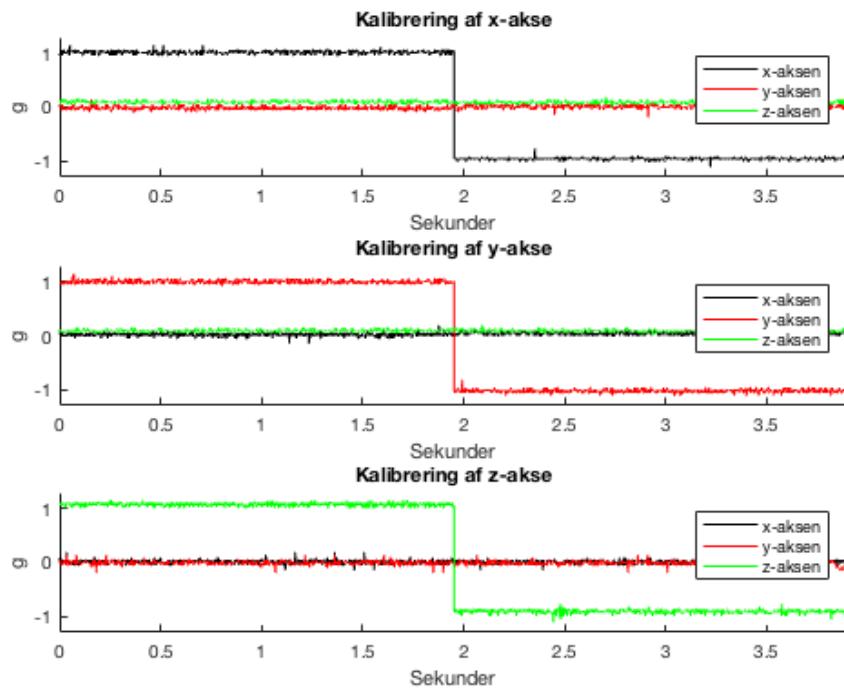
Efter de tre placeringer skulle forsøgspersonerne vurdere hvilken placering der var mest behagelig.

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 afkræfte dette. Data fra de tre akser, x, y og z blev behandlet.

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



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

For hver akse blev den gennemsnitlige værdi, for henholdsvis den positive- og negative akse, beregnet og sammenholdt med $\pm 1g$. 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 påsiv 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 [g]	Placering B [g]	Placering C [g]
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

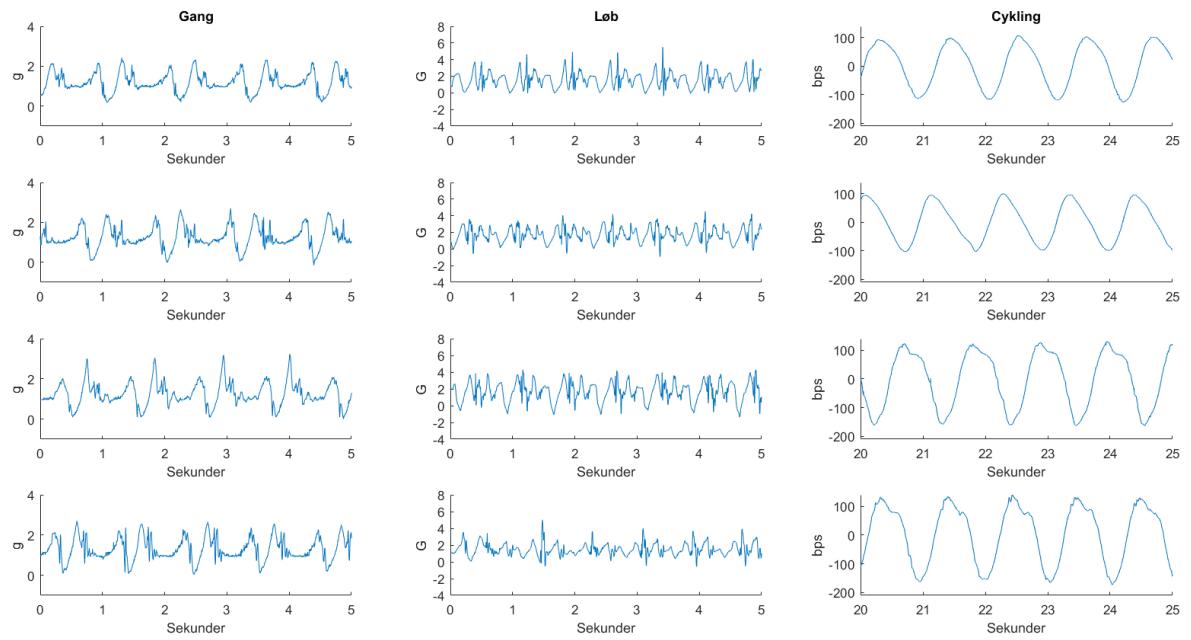
Tabel A.7: I tabellen ses de maksimale positive og negative værdier fra gyroskopets z-akse som resultat af cykling med en hastighed på $20,9 \text{ km/t}$. Værdierne er fundet for både placering A, B og C.

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,

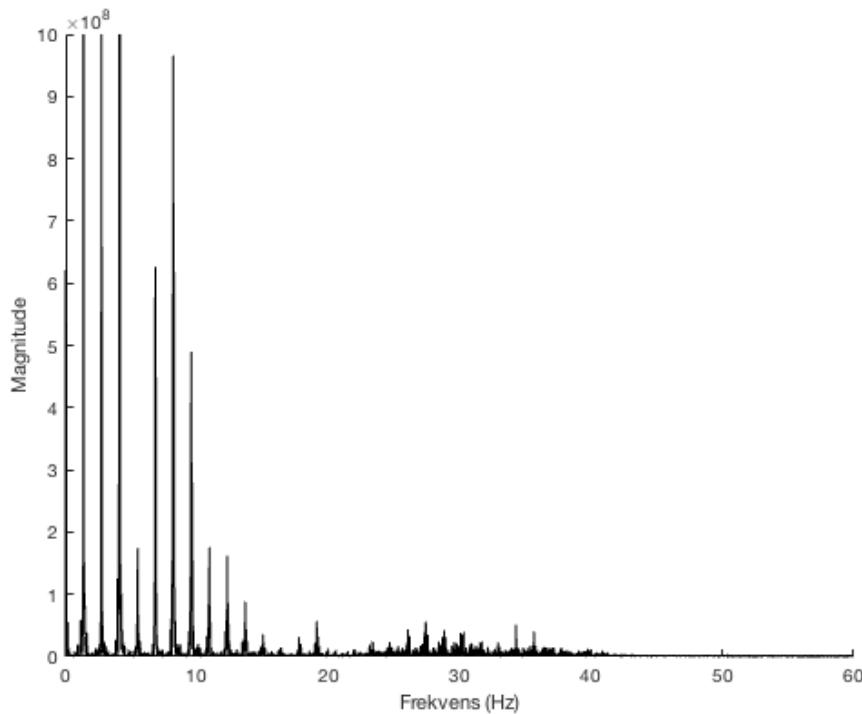
da tre ud af fire forsøgspersoner foretrak denne placering. Den maksimale værdi for placering A overskridt den maksimale accelerationskraft påvirkning med 0,95 g. Det vurderes dog at placering A vil være optimal at bruge da de 16,95 g repræsenteres i form af hælnedslag. Det vil stadig være muligt at adskille hælnedslag fra tåafsæt 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 optaget på henholdsvis et accelerometer og et gyroskop ved placering A.

A.3.6 Frekvensindhold af gang, løb og cykling

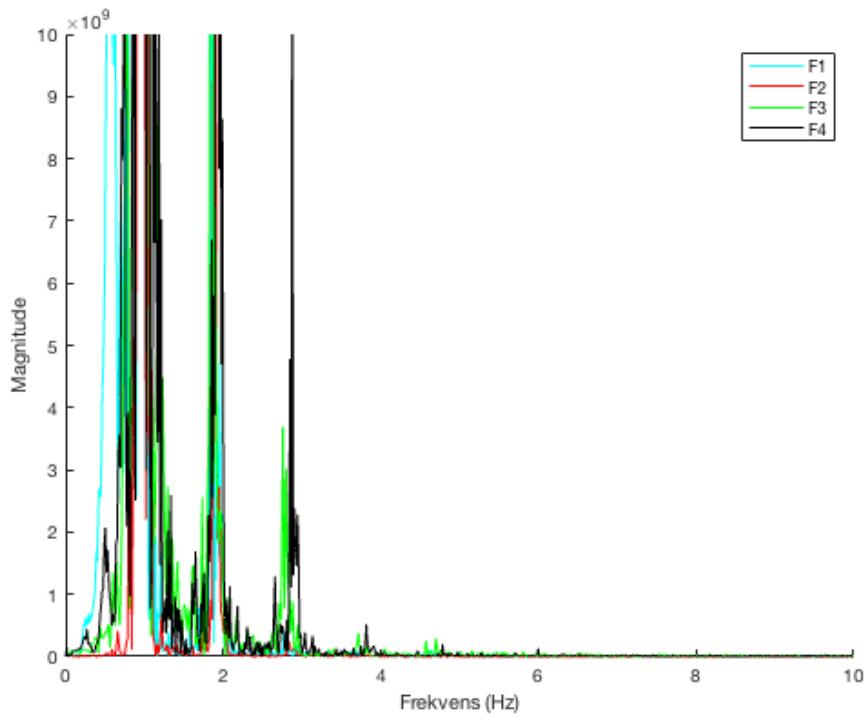
Dataene fra aktiviteterne, gang og løb blev behandlet for at bestemme signalernes frekvensindhold. Resultatet af dette muliggør bestemmelsen af samplingsfrekvensen vedrørende accelerometeret og gyroskopet. Der blev foretaget en frekvensdomæne analyse, hvilket muliggør visualisering af signalets magnitude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

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

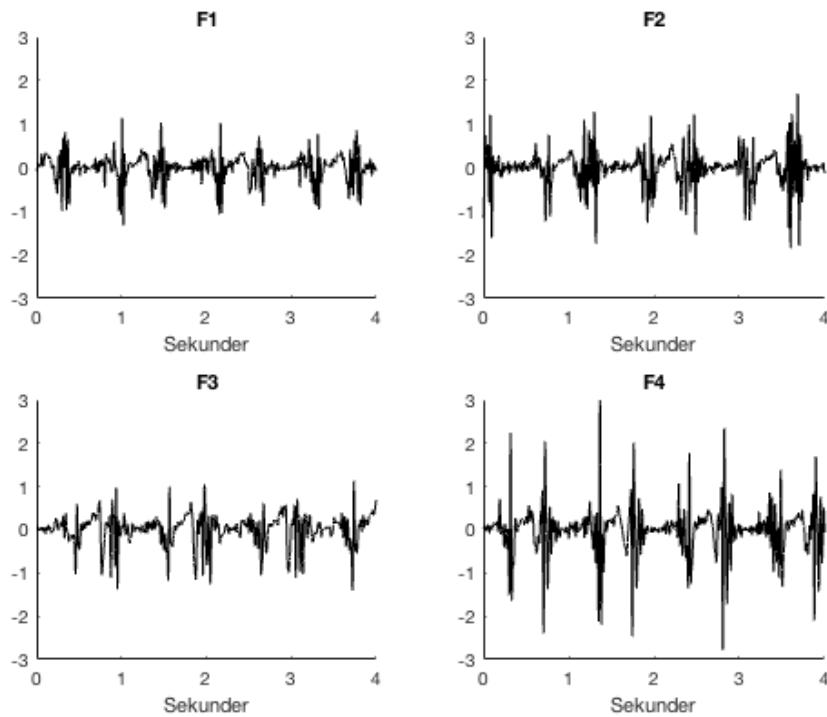


Figur A.6: På figuren ses frekvensdomænet af aktiviteten cykling for alle forsøgspersoner. Den fuldstændige magnitude for de lave frekvenser vises ikke til fulde. Hvis dette skulle være tilfældet ville de mindste magnituder på figuren blive udskalleret.

A.3.7 Accelerometer karakteristika vedrørende gang og løb

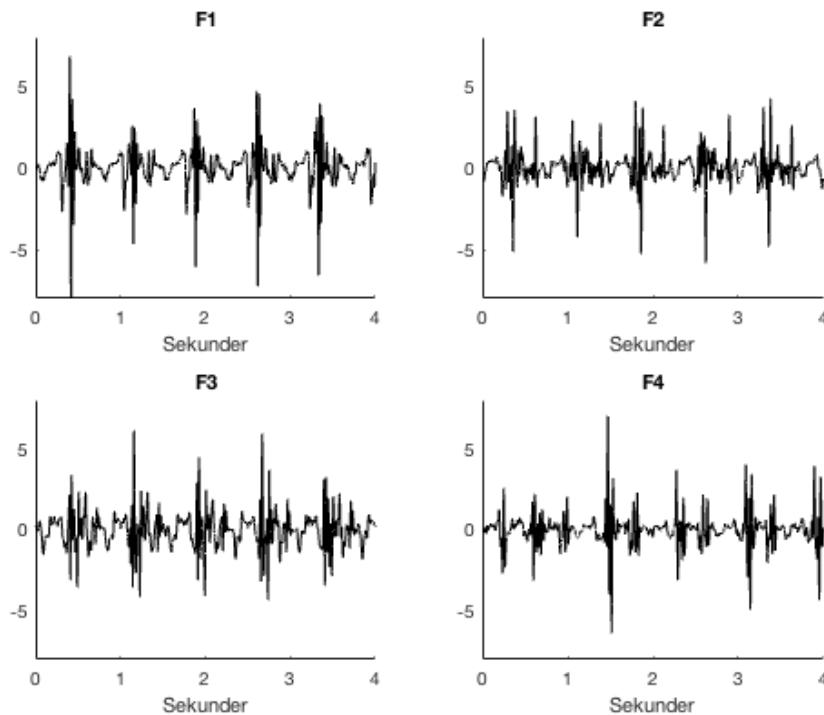
Dataene fra aktiviteten gang og løb blev behandlet med henblik på bestemmelse af signalets karakteristika, således en sammenligning og senere algoritmedesign blev muliggjort. Dataene fra accelerometerets y-akse blev for alle forsøgspersoner lavpas filtreret ved 45 Hz, grundet frekvensspektret på figur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

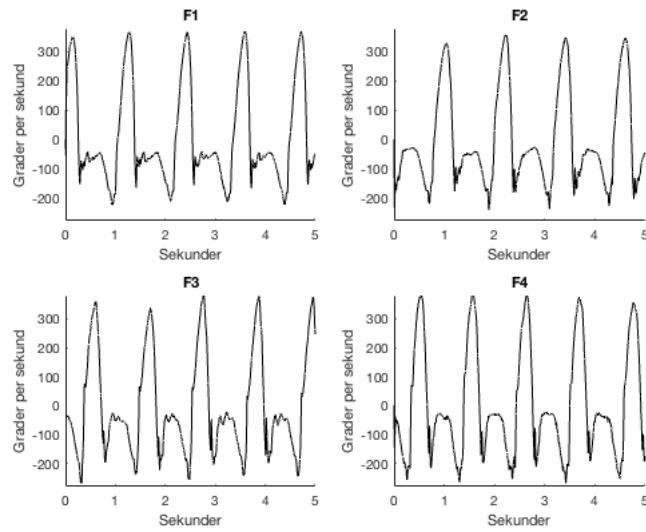


Figur A.8: På figuren ses det filtrerede differentierede data fra aktiviteten løb for alle forsøgspersoner.

A.3.8 Gyroskop karakteristika vedrørende gang, løb og cykling

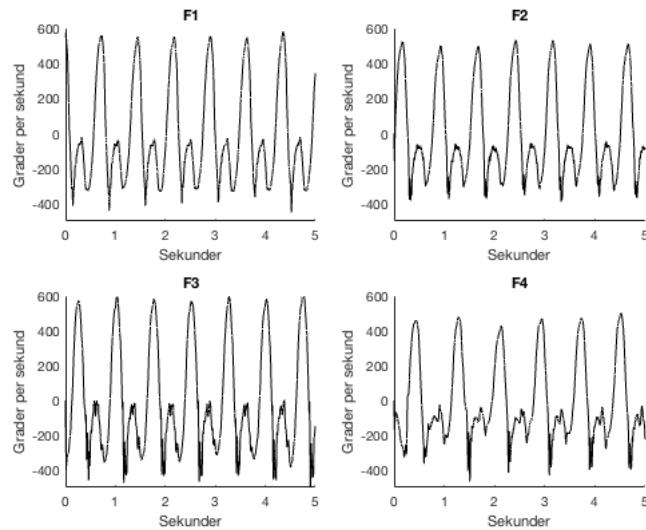
Dataene fra aktiviteterne gang, løb og cykling, blev behandlet med henblik på bestemmelse af signalets karakteristika. Dette blev udført ved at sammensætte forsøgspersonernes data, således en sammenligning blev muliggjort. Aktiviteterne gang og løb blev behandlet for at sikre dette ikke havde samme karakteristika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

Gang:



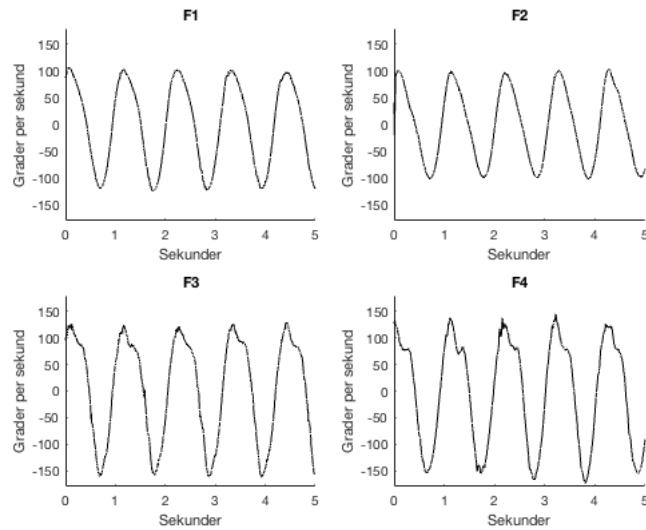
Figur A.9: På figuren ses dataene fra gang ved $4,8 \text{ km/t}$ fra de fire forsøgspersoner. Dataene er fra gyroskopets z-akse.

Løb:



Figur A.10: På figuren ses dataene fra løb ved $11,3 \text{ km/t}$ 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 afviger med henholdsvis -2,6% i den negative akse og -0,6% i den positive akse, fra den teoretiske værdi. En eventuel fejlkilde til at denne fejlmargin forekom, kunne være at bordet 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 tilnærmelsesvise 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 tilnærmelsesvise påvirkning på 0 dps².

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

²FiXme Note: maksimal afvigelse på -0,9979

største påvirkning. Resultaterne fra placering A, B eller C fra F1, F2 og F3 ikke overskridet $\pm 16g$. Resultaterne fra F4 overskridt 16 g med 0,95 g. Dette vuredres dog til ikke at have en væsentligt betydning, hvoraf den mest fordelagtige placering vælges. Med baggrund i afsnit 2.4.2 og afsnit 3.2 skal placeringen ikke være til gene for barnet, og 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 medbestemmende vedrørende valg af et endeligt gyroskop. Et gyroskop til det endelige system skal heraf have et arbejdsmønster som er større end 320,4 dps, men det præcise arbejdsmønster vides ikke, da en hastighedsstigning ikke blev foretaget for cykling.

A.4.5 Frekvens indhold af løb og cykling

Databehandlingen af frekvensindholdet fra gang og løb medførte at det største frekvensspektrum 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

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, tilnærmedesvis 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.

³FjXme 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)

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 skal kunne være i deep sleep.