
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	Opsamling af pilotforsøg	17
3.4	Brugersikkerhed	17
3.5	Hardware teori	18
3.6	Software Teori	21
3.7	Kravsspecifikationer	30
3.8	Bevægelsesanalyse	32
Kapitel 4	Design	38
4.1	LSM9DS1	38
Litteratur		40
Bilag A	Pilotforsøg	48
A.1	Formål	48
A.2	Metode	48
A.3	Fremgangsmåde	49
A.4	Databehandling	51
A.5	Resultater	57
A.6	Diskussion	58
A.7	Konklusion	58

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?

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 ligevegtsindtag. [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 aerobic forhold kan ATP gendannes i store mængder igennem den oxidative fosforylering. Denne proces indtræder og dominerer efter 15-20 minutters fysisk aktivitet. [15, 31]

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

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

⁷ FiXme 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?

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. Efterfølgende beskrives analog og digital teori som er grundlæggende for senere at kunne designe systemet.

3.1 Løsningsstrategi

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 fordi kroppens fysiologiske udbytte af aktiviteten, afhænger af intensiteten, som beskrevet i afsnit 2.1.2. Dette gøres således at aktivitetsmåleren har potentialet til at reducere antallet af fysisk inaktive børn i aldersgruppen 9-12 år.

Sensorerne, accelerometer og gyroskop, skal i denne forbindelse undersøges i forhold til hvilke, der er ideelle at benytte. Derudover skal der udarbejdes en bevægelsesanalyse for de aktuelle aktiviteter, således forskellige bevægelsesmønstre kan beskrives med henblik på at kunne adskille disse gennem algoritmer i software. Aktivitetsmåleren skal derudover kunne registrere intensiteten af den givne aktivitet, da det fysiologiske udbytte afhænger af intensiteten. Børnene skal derfor 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, hvorved de kan følge deres progression.

3.2 Funktionelle krav

For at sikre systemets funktionalitet i forhold til disse løsningsønsker, opstilles en række funktionelle krav for hele systemet og senere en kravspecifikationer for hver blok, som vil ligge til grund for design, implementering og test. Der opstilles 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 i aldersgruppen 9-12 år. Dette gøres med henblik på at ændre den teknologiske udviklings påvirkning af børnens aktivitetsvaner fra inaktivitet til aktivitet. Der ønskes derfor et analogt system som detekterer aktiviteterne gang, løb og cykling, da disse er gængse aktiviteter i et barns hverdag. Måden hvorpå et analogt system kan detektere disse aktiviteter kan ske gennem accelerometre og gyroskoper, hvorefter systemet, gennem algoritmer, skal kunne adskille gang, løb og cykling. Hertil skal intensiteten af aktiviteterne registreres igennem puls, da dette giver en indikation af det fysiologiske udbytte, barnet får ud af en given aktivitet. Herved vil det blandt andet kunne registreres om barnet er aktiv med høj intensitet i de anbefalede 30 minutter tre gang om ugen, som beskrevet i afsnit 2.1.2. For at systemet har en motiverende effekt på børn, skal der være en brugerflade som

børnene finder interessant. Denne skal give feedback på dagens samlede præstationer samt progressionen i aktivitetsniveauet.

Systemet skal kunne detektere børns aktivitet igennem en hel dag, uden at være til gene, hvorfor det skal kunne fungere uafhængigt af andre systemer. Det skal derfor være et trådløst system, som kan sende data til en ekstern enhed og er batteridrevet med en dags levetid. Derudover skal det være elektrisk sikkert, således at barnet ikke kan komme til skade som følge af aktivitetsmålerens design.

Brugeren får feedback på sin præstation gennem en visualisering af dataet fra aktivitetsmåleren, hvorfor dataet behandles i den eksterne enhed.

Før dataet kan blive behandlet og sendt til den eksterne enhed, skal det konverteres fra analoge signaler til digitale signaler.

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

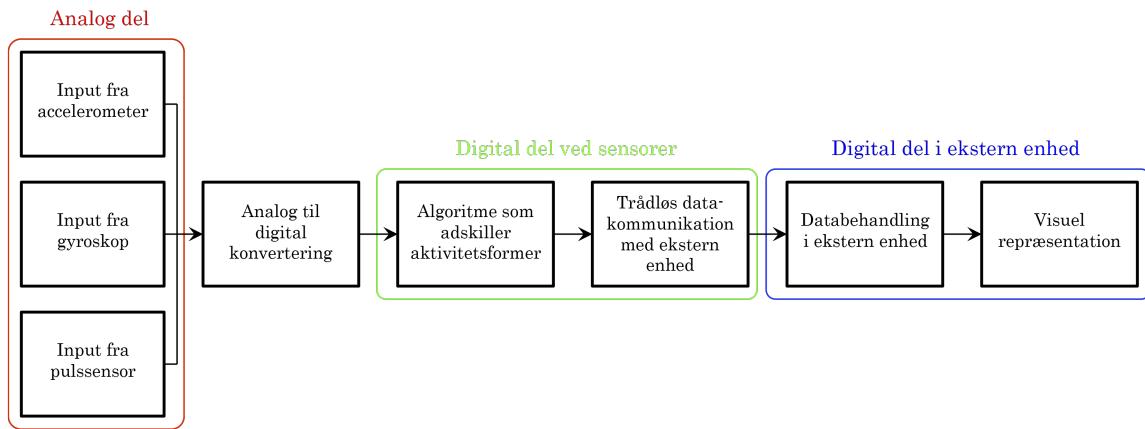
- Systemet skal gennem sensorer kunne detektere aktiviteterne gang, løb og cykling.
- Systemet skal gennem algoritmer i softwaren kunne adskille gang, løb og cykling.
- Systemet skal kunne registrere intensiteten af de givne aktiviteter igennem puls.
- Systemet skal være komfortabelt, hvorfor det trådløst skal kunne videresende signaler til en ekstern enhed og være batteridrevet over en hel dag.
- Systemet skal være elektrisk sikkert for brugeren.
- Signalerne som er sendt til en ekstern enhed, skal behandles og repræsenteres visuelt.
- Systemet skal motivere børn i aldersgruppen 9-12 år.

3.2.1 Blokdiagram

Ud fra de funktionelle krav til systemet, udformes et blokdiagram.

Af blokdiagrammet på figur 3.1, fremgår rækkefølgen af blokkene samt om de er analoge eller digitale dele.

Den analoge del, som er omringet af en rød firkant på figur 3.1, består af inputs fra de tre analoge sensorer; accelerometer, gyroskop og pulssensor. Disse analoge inputs konverteres fra analoge til digitale signaler gennem en ADC. Herefter skal en algoritme herefter adskille de digitale signaler for de tre aktivitetsformer fra hinanden, hvilket sker i den digitale del ved sensorerne, som er omringet af en grøn firkant på figur 3.1. Det digitaliserede data fra de tre sensorer sendes trådløst til en ekstern enhed, hvor det behandles og repræsenteres visuelt.

**Figur 3.1:** Blokdiagram for systemet

1

3.3 Opsamling af pilotforsøg

Igennem pilotforsøget, som ses i appendix A, undersøges aktiviteterne gang, løb og cykling. Dette blev udført med henblik på at kunne besvare dets tilhørende formål.

Resultatet af pilotforsøget medførte at de undersøgte bevægelsers karakteristika blev tydeliggjort. Dette resulterede i, at den optimale placering af en eventuel aktivitetsmåler blev bestemt. Placeringen omkring den laterale malleolus medførte signalamplituder, som hverken overskred tilgængelige arbejdsmråder for henholdsvis accelerometer eller gyroskop og føltes ikke ubekvem. Signalerne blev ydermere undersøgt med henblik på dets frekvensområde, hvoraf samplingsfrekvensen for det endelige system blev bestemt. Signalerne blev tilmed filtreret således adskillelse af gang, løb og cyklings karakteristika blev muliggjort. En mulig adskillelse heraf danner grundlag for udviklingen af systemets algoritmer.

3.4 Brugersikkerhed

Nedenstående afsnit beskriver hvilke risici der kan forekomme når en bruger tilkobles elektronisk udstyr. Metoder hvorpå de omtalte risici kan forebygges beskrives således en brugersikker teknologi kan udvikles.

Medikoteknisk udstyr er tilsluttet en spændingsforsyning i form af eksempelvis strømnettet eller et batteri. Der indgår derfor en spænding og dermed en elektrisk strøm i det elektroniske kredsløb. En elektrisk fare kan opstå når brugeren er tilkoblet det medikotekniske udstyr, og kan dermed risikere at blive utsat for makro- og mikroshock fra hele det elektriske kredsløb. Makroshock er defineret som en elektrisk strøm, som løber igennem kroppen på den tilsluttede person. Denne strøm løber oven på huden, og er overfladisk. Mikroshock er defineret som elektrisk strøm, som løber igennem en persons væv deriblandt hjertet. Den elektriske strøm som personen påvirkes med under mikroshock, medfører oftest en større potentiel fare end makroshock. Eksempelvis kan makroshock forårsage mindre muskelkontraktioner og er ofte

¹FiXme Note: Burde det være en pil beggeveje til gyroskop og accelerometer?

ikke-dødelige skader. Derimod kan mirkoshock være store vævsskader samt dødelige elektriske påvirkninger af personen. [61]

Medikoteknisk udstyr har dermed en risiko for at påføre brugeren en strøm som potentielt kan være farlig. Det er derfor væsentligt, at det elektroniske udstyr involverer sikkerhedsmæssige elementer således risikoen for lækstrømme sækkes. Eksempelvis benyttes isolation og jordning som sikkerhedsmæssige procedurer, for at nedbringe risikoen for at tilføre brugeren lækstrømme i form af henholdsvis makroshock eller mikroshock. 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 jord, altså et fælles nulpunkt. De aktive komponenter er forbundet til jord, hvormed eventuelle lækstrømme vil løbe denne vej og dermed væk fra brugeren. [61]

Systemet skal være mobilt som det fremgår af afsnit 2.4.2. Systemet vil dermed have en spændingsforsyning i form af et knapcelle batteri, hvilket vil tilføre en lav spænding. Benyttelsen af batterier kan dog være forbundet med enkelte, mindre sikkerhedsmæssige farer. Farerne kan opstå hvis batterierne ikke bliver brugt efter de foreskrevne regler for det pågældende batteri. Dette kan risikere at ødelægge batteriet, hvormed brugeren vil kunne blive utsat for forbrændinger som følge af fejlbrug af batteriet. Et ødelagt batteri kan ydermere risikere at medføre åndedrætsbesvær for brugeren. Disse farer kan undgås hvis man følger batteriets sikkerhedsanvisninger. [62]

3.5 Hardware teori

Følgende afsnit omhandler de teoretiske aspekter af systemets hardware. Blandt andet beskrives systemets sensorerne, accelerometer og gyroskop. Disse sensorer beskrives med henblik på at kunne kan detekttere de ønskede aktiviteter. Sensorerne beskrives overordnet for at danne en forståelse for deres virkemåde og hvordan disse kan udnyttes.

3.5.1 Accelerometer

Et accelerometer er et elektromekanisk apparat, som anvendes til at måle accelerationskræfter, hvilket er ændringer i hastighed og position [63, 64]. Enheden for dette er m/s^2 eller g-kræfter, idet 1 g svarer til $9,82m/s^2$. Et accelerometer mäter dermed egenaccelerationen af et givet objekt.²[45, 64]

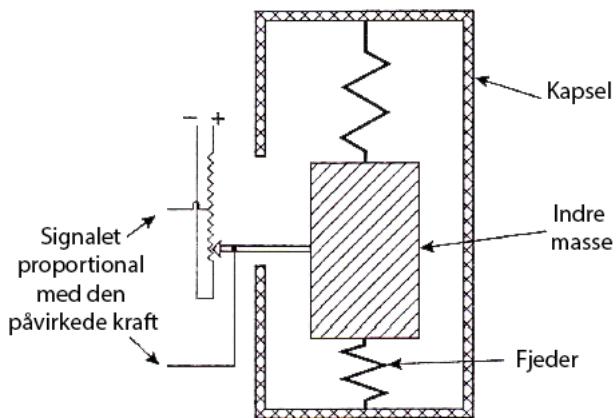
Et accelerometer mäter to former for acceleration, henholdsvis statisk og dynamisk. De statiske kræfter er tyngdekraften og vinkelretning af accelerometeret. De dynamiske kræfter beskriver retningen af accelerometerets bevægelse og dets vibrationer. [45, 65, 63]. Der findes accelerometre, som har en, to eller tre måleakser. For at opnå det fulde udbytte af et accelerometer bør et tre-akse accelerometer benyttes eller tre single-akse accelerometre, som placeres vinkelret på hinanden. [64]

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 summen de eksterne kræfter (f) ganget med massen (m) og

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

tyngdekræften (g) ganget med massen (m). [64, 66]

Illustrativt kan et accelerometer beskrives som en kapsel, hvori der er en indre masse spændt mellem to fjedre, hvilket illustreres på figur 3.2. Ändringen af den indre masse i den sensitive akse kan dermed beskrive accelerationen af selve accelerometeret i den pågældende akse. Hvis accelerometeret kastes op i luften, vil både kapslen og den indre masse udelukkende påvirkes af tyngdekræften, og der vil derfor ikke registeres en acceleration.[64, 66]



Figur 3.2: På figuren fremgår opbygningen af et accelerometer med en indre masse, fjedre og den ydre kapsel. [64] (Modificeret)

Ethvert stillestående objekt påvirkes af 1 g i den vertikale akse [67]. 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.

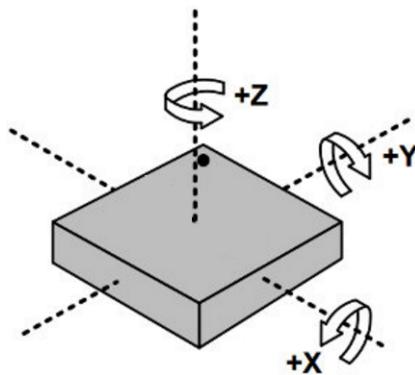
Accelerometre benyttes enten i en åben eller lukket kreds. I en åben kreds fastholdes den indre masse til et nulpunkt ved at være udspændt mellem to fjedre. Ved acceleration af den ydre kapsel bevæges den indre masse væk fra nulpunktet, hvorved ændringen for et single-akse accelerometer vil være proportional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

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

3.5.2 Gyroskop

Et gyroskop er et elektromekanisk apparat, som anvendes til at måle omdrejninger per sekund eller vinkelhastighed om en given akse, hvilket illustreres på figur 3.3. Enhederne på data fra et gyroskop er henholdsvis revolutions per second (RPS) og $^{\circ}/\text{sekund}$.

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 vinkelhastighed på 360 grader pr sekund. [47, 68]



Figur 3.3: På figuren ses et gyroskops måling af rotation omkring x-, y- og z-aksen. [47] (Modificeret)

Alt afhængigt af formålet med at benyttes et gyroskop, findes der en række forskellige variationer, heriblandt vibrations-, elektrostatiske- og kernemagnetisk resonans gyroskoper [69, 64]. Et gyroskop kan eksempelvis registrere vinkelhastighed ved at anvende tyngdekræften og en lille indre masse [47, 68]. Hvis et gyroskop eksempelvis opsamler data ved cykling, mens det er placeret proximalt for den laterale malleolus, 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.

3.5.3 Sammenligning af accelerometer og gyroskop

Et accelerometer er i stand til at måle accelerationen af et objekt, eksempelvis bevægelsen af et ben under gang og løb. Dette er muligt da denne sensor mäter den kraft som eksempelvis et ben påvirkes med, ved en given bevægelse. Denne kraft vil medføre karakteristiskeudsving for den givne bevægelse. Særligt gang og løb har en karakteristisk påvirkning på kroppen vedrørende acceleration. Accelerometeret vil derfor være fordelagtigt at benytte til en registrering af gang og løb, da det er muligt at genkende og bestemme betydningen af disse karakteristika. Gyroskopet registrerer rotationen af et objekt om en given akse. Med antagelse om ideelle forhold vil det derfor være fordelagtigt at benytte et gyroskop til registrering af cykling, idet denne bevægelse overordnet set er en cirkulær bevægelse omkring én akse. Betydningen heraf vil medføre at cykling tilnærmelsesvis kan afspejles som en sinus bølge med varierende frekvens alt efter hastighed.

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, hvilket skabes ved hjælp af elektroder. Pulsen detekteres af de elektriske pulssensorer, som forskelle i den elektriske ladning. Udfaldet af målingerne kan være afhængende, da individuelle faktorer såsom en personens blod, svedniveau eller hudfødt er en afgørende faktor. For at minimere disse udfald kræves der en god elektronisk kontakt, heraf er præparerering af

huden nødvendig. Denne type plusmåling kræver en placering ved hjertets afledninger³. [70] Optiske pulssensorer registrerer puls ved hjælp af lysindhold. En LED udsender en lyskilde som passerer huden og blodåren, hvorfra en mængde af dette lys absorberes af hæmoglobin i blodet. Efterfulgt af dette opfanger en fotodiode mængden af det resterende lys. Størrelsen af dette lys er den bestemmende faktor vedrørende mængden af blod i blodåren, og er heraf omvendt proportionalt. Pulssensoreren udsender positive udsalg på signalet, desto mere blod der registreres. Denne type sensor placeres ofte på fingerspidsen eller på tåen.[70, 71]

3.6 Software Teori

I dette afsnit beskrives den benyttede microcontroller, 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.

3.6.1 Mikrokontroller

En mikrokontroller (MCU) er et elektrisk system, som kan kontrollere elektronisk udstyr ved hjælp af indlejret softwaredesign. En mikrokontroller kan derfor anses som en mindre computer, der findes indeni elektroniske enheder. Eksempelvis er mikrokontrollere at finde i fjernsyn, mobiltelefoner og printere. [72, 73]

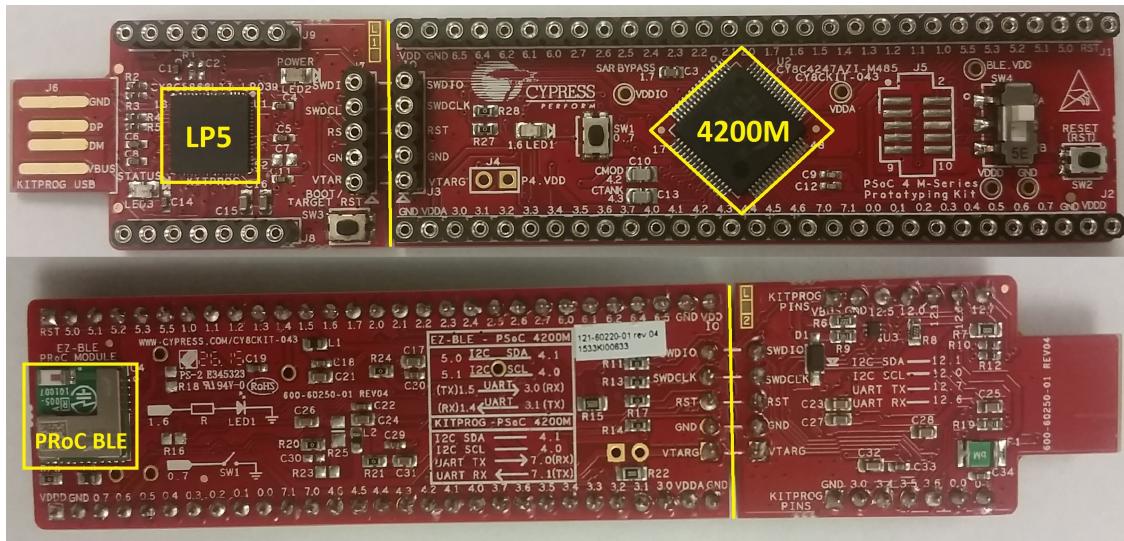
Mikrokontrollere kan være bestående af en eller flere mikroprocessorer, hukommelse samt programmerbare in- og output-enheder. Dette giver brugeren af mikrokontrolleren mulighed for at programmere enheden således, at denne kan kontrollere henholdsvis in- eller output-enheder. [72, 73]

3.6.2 CY8CKIT-043 PSoC 4-M og PSOC Creator

Aktivitetsmåleren vil gøre brug af den tilgængelige mikrokontroller CY8CKIT-043 Programmable System on Chip (PSoC) 4 M-Series Prototyping Kit og 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), hvilket ses på figur 3.4. Den første PSoC, LP5, på mikrokontrolleren (MCU) sidder på KitProg boardet og kan indeholde programmer, der kan indlæses på en computer ved hjælp af USB stikket. Den bruges til at programmere og debug softwaren på target boardet af MCUs, hvorfor denne del kan knækkes af resten af stikket og fungere selvstændigt. Dette kræver dog, at softwaren først er programmeret på den anden mikroprocessor, som er PSoC 4200M. Denne mikroprocessor fungerer som 'hovedcomputeren', der programmeres ved hjælp af C kodning. Denne kan eksempelvis kodes til en høj ydeevne af analog til digital konvertering (ADC) ved brug af sin 12-bits SAR ADC.

På undersiden af mikrokontrolleren er der placeret en PRoC med Bluetooth Low Energy (BLE). Denne PRoC har ikke samme antal muligheder for afbenyttelse i forhold til PRoC 4200M, idet BLE optager meget plads. [74, 75, 76]

³FiXme Note: <https://www.sundhed.dk/borger/sygdomme-a-aa/hjerte-og-blodkar/illustrationer/tegning/placering-af-ekg-elektroder/>



Figur 3.4: MCUen, CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit, er vist på forsiden og undersiden. MCUens PSoC, LP5 og 4200M, samt PRoC BLE er markeret med gul.

Mikrokontrolleren kan knækkes over i to: KipProg board med USB stik og target board med hovedchippet PSoC 4200M⁴. PRoCen er ikke påmonteret som standard fra Cypress, hvorfor denne er blevet loddet manuelt på efterfølgende. Kontakten helt til højre på forsiden af target boardet, som også er loddet på efterfølgende, skal trykkes ned for, at PRoC programmeres på istedet for PSoC 4200M. [74, 75]

For at opsamle data benyttes to MCUs, hvorfra den ene fungerer som master og den anden som slave. Masteren er tilkoblet en ekstern enhed, såsom en computer, gennem USB samtidig med at slaven er placeret på det objekt som data skal opsamles fra. Dataoverførslen mellem disse to enheder vil derfor foregå gennem brug af Bluetooth.

Kommunikationen mellem master og slave kan lade sigøre, idet MCUs har et Inter-Integrated Circuit (I²C) interface. I²C er en computerbus dataprotokol, hvilket gør det muligt for de to MCUs at opføre sig som master eller slave. Rollen i kredsen bestemmes af det designede software. Masteren kontrollerer I²C bussen og sender kommandoer til slaven. Både master og slave kan sende og modtage data, men masteren kontrollerer, hvornår dette kan finde sted. Masteren og slaven kommunikerer ved hjælp af et virtuelt kabel, som skabes af BLE. [75, 77]

Mellem PSoC LP5, PSoC 4200M samt PRoC, findes blandt andet nogle serielle porte med to ledninger til at modtage data (RX) og sende data (TX). Disse tre mikroprocessorer kommunikerer altså ikke på samme måde, som to MCUs kommunikerer med hinanden. [75]

JEG FORSTÅR IKKE NEDENSTÅENDE AFSNIT!

Mikrokontrolleren kræver en ekstern strømkilde for at kunne fungere. Igennem USB porten adapteres tilslutningen til 5V, men det er muligt at tilkoble en strømkilde til boardets lav-volt applikation, hvilket gør den trådløs. 3,3 V til 5,5 V tilsluttes VDD fra en reguleret forsyning, hvilket er yderst essentielt, da boardet ikke besidder en elektrostatisk afladnings beskyttelse (ESD). Hvis en ekstern strømforsyning til VDD er for ustabil eller af dårlig kvalitet, kan MCUs kredsløb blive forstyrret og vil derved ikke fungere optimalt. [75]

Programmet PSoC Creator kan designe hardware og software til MCUs. Herigennem

bliver rekonfigurerbare analoge blokke og digital programmerbar logik kombineret⁵, hvorved softwaren kan tilpasses de fysiske komponenter direkte gennem kodning. [75]

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 master MCU modtager fra en slave MCU.[75, 77]

3.6.3 Mikrokontrollerens target CPU

Mikroprocessoren, 4200M, er target CPU'en på CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit. Denne mikroprocessor besidder en ARM cortex-M0 processer og har produktnavnet CY8C4247AZI-M485. Mikroprocessoren er baseret på Instruction set architecture (ISA) af kategorien Reduced Instruction Set Computer (RISC). ISA beskriver⁶, hvordan processoren vil bearbejde dens instruktioner. ISA's kategorier kan blandt andet være RISC eller complex instruction set computer (CISC). En CISC baseret computer vil 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. RISC processorer benytter simple instruktioner, som kan forløbe inden for en 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.⁷ Sammenlignet er RISC processen hurtigere end CISC, men CISC computere kan udføre flere komplekse instruktioner på færre linjer end RISC. [76, 78, 79]

⁸ CPU'en i Cortex-M0 er en del af det 32-bit MCU delsystem, som optimerer energibesparende drift ved hjælp af clock gating⁹. CPU'en har en flash hukommelse på 128 kB og en 16 kB RAM af typen SRAM. Algoritmen og dermed programmet for MCUen gemmes i flash, da RAM hukommelsen kræver konstant strøm og slettes dermed, hvis strømtilførslen til MCUen slukkes. [78]

3.6.4 ADC

En analog-til-digital konverter benyttes, når et analog signal skal konverteres til digital data, som kan bearbejdes eller visualiseres af en digital enhed. Samplingsfrekvensen og opløsningen for ADC'en 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. Forskellen herimellem er metoden for konverteringen. ¹⁰ [80, 81]

⁵ FiXme Note: kan den fysiske hardware opbygges digitalt?

⁶ FiXme Note: processor design teknikken. DETTE SKAL UDDYBES MERE

⁷ FiXme Note: fetch - decode - execute. Mere laves samtidig

⁸ FiXme Note: VI HAR MANGE BEGREBER (PIPELINING, CLOCK CYCLE ETC SOM BLIVER NÆVNT. MEN VI MÄGLER LIDT AT FÅ DEM FORKLARET

⁹ FiXme 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

¹⁰ FiXme Note: ER DER FORKORTELSER TIL TYPERNE AF ADC? HVIS IKKE DE BLIVER FORKLARET YDERLIGERE, SYNES JEG (F) AT DET IKKE SKAL NÆVNES.

I mikrokontrolleren findes en 12 bits 1 mega sample pr sekund (Msps) SAR ADC¹¹. I en SAR ADC kommer signalet ind i en komparator, der har en spændingsværdi og sammenligner med (Vref). Først sammenlignes inputsignalet med Vref/2, og komparatoren vil vurdere, om signalet er større eller mindre end denne værdi. Herved findes det mest betydende tal først, hvorefter processen med halvering af Vref 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.¹² Mikrokontrollerens 12 bits ADC kan inddøle det analoge signal i $2^{12} = 4096$ spændingsniveauer og skal bruge 18 clocks for at fuldføre en 12 bits konvertering af data med samplingsfrekvens på 18.000.000 Hz, hvilket er dens maksimale samplingsfrekvens. Den understøtter både single ended og differential inputs og kan skanne alle 16 kanaler automatisk. [78, 80]

ADC'en fungerer ikke under deep sleep mode. [78]

TIL OVENTÅENDE AFSNIT SYNES JEG VI SKAL TILFØJE EN FIGUR TIL FORKLARINGEN AF ADC. EVENTUELT BRUGE DEN FIGUR SOM VISER HVORDAN ADC'ENS UNDERSØGES SPÆNDINGSNIVEAUET, FOR DEREFTER AT ENDE UD I ET BINÆRT TAL

3.6.5 Interrupts

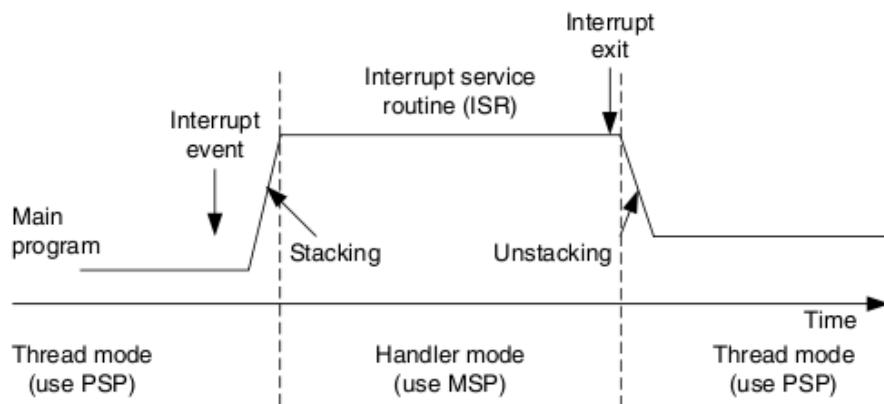
Interrupt er en funktion, som kan afbryde CPU'ens main fil ved at løfte et ben højt, hvis en bestemt hændelse sker eller en timer har talt op til et bestemt niveau. Dette kan være behjælpeligt for CPU'en, da den herved ikke skal tjekke konstant for, om en bestemt hændelse sker. [82]

En PSoC 4 besidder 32 interrupt linjer, IRQ[0] til og med IRQ[31], som kan prioriteres efter fire niveauer. Derudover findes en wakeup interrupt controller (WIC), som vækker processoren op fra deep sleep mode. Når et interrupt finder sted, vil CPU'en 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. [82]

Inden et interrupt er mainen i tread mode, hvilket ses på figur 3.5. 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 pauses den pågældende funktion, så der er mulighed for 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 og fortsætter arbejdet. [82, 73]

¹¹FiXme Note: HVORFOR ER ADC'EN 1 Msps?

¹²FiXme Note: Kilden er Johns forelæsning 9, men han har ikke lagt litteratur ind, og dette er nærmest bare mine (Cecilie) noter ud fra forelæsnigen..



Figur 3.5: På figuren ses et overblik over, hvad der sker når et interrupt afbryder CPU'ens main. [73]

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. Hver gang der sker et interrupt skal otte 32-bits word på stacken. Igennem unstacking genskabes de registre fra, hvor afbrydelsen oprindeligt fandt sted.

Der findes to typer kilder til PSoC 4 interrupts: Fixed-function interrupt sources eller Universal Digital Block (UDB). Fixed-function interrupts er definerede interruptskilder fra on-chip perifert udstyr, som kan udløse manuelt. Herimod kan ethvert digitalt signal, som er genereret i en UDB, udløse et interrupt. Disse to typer er begge programmerbare eksterne interrupts, som i ARM Cortex M0 mikroprocessoren har lavest prioritet. Der findes fem yderligere interrupts, som kaldes exceptions og er prioriteret højere end de programmerbare eksterne interrupts. Disse eksisterer for blandt andet at genstarte processoren i tilfælde af softwarefejl¹³. [82]

3.6.6 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 en række impulser, der skifter mellem værdierne 0 og 1, med præcis pulsbrede og interval mellem hinanden. Tidsintervallet imellem to impulsers stigning til 1 eller fald fra 1 kaldes clock cycle time, og pulsfrekvensen indstilles herefter. Pulsfrekvensen styres ofte kontrolleret af en crystal oscillator, da dette gør frekvensen mere præcis. [73]

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 indeni 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.¹⁴ [78]

¹³FiXme Note: Watch Dog timeren genstarter og har aller højest prioritet af alle interrupts

¹⁴FiXme Note: Når vi ved, om vi skal bruge clocks, og i så fald hvilke, kan disse eventuelt blive beskrevet her.

3.6.7 Trådløs kommunikation - BLE

Bluetooth er fordelagtigt at benytte, hvis der ønskes trådløs kommunikation eller trådløse enheder. PRoC'ens CPU på CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit er EZ_BLE PRoC Module, som besidder en ARM cortex-M0 processer og har produktnavnet CYBLE-022001-00. 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 2400-2500 MHz. [83, 84]

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 og er centreret om 2,4 GHz, og bliver modifieret af enheden, således radiobølgerne 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. 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. [85, 86]

BLE er en videreudvikling og kaldes også Bluetooth version 4.0. BLE kræver mindre strøm for at fungere, fordi enheden er slukket / i sove mode størstedelen af tiden. Når data skal sendes, vil den aktivere og overføre så hurtigt som muligt for igen at deaktivere. Dette opnås ved, at BLE kun benytter 40 forskellige kanaler, hvor nogle for eksempel er specielt dedikeret til at skabe forbindelse¹⁵ mellem enheder og andre til at sende data. Derved sikres en driftscyklus¹⁶ 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. [87]

3.6.8 UART kommunikation

3.6.9 Universal Asynchronous Receiver Transmitter(UART)

En UART er et led mellem et parallelt og serielt interface, der både modtager data(RX) og sender data(TX). Dataen sendes som bit, og kan både sendes serielt eller parallelt.

Parallelt bliver flere bit overført på samme tid, hvormed et 8-bit system er nødsaget til at have 8 ledninger, hvor der i den ene ende er en RX kobling og den anden er TX kobling.

Den serielle kommunikation foregår asynkront, og kan foregå med en ledning, da kun en bit overføres af gangen. Oftest benyttes den serielle kommunikation, da denne ikke kræver så mange ledninger. Det er nødvendigt at sætte en baudrate, da TX sender i forhold til denne og RX sampler i forhold til den forventede baudrate¹⁷. Det modtagne data gemmes ofte i en buffer, som efterfølgende videregives i form af first-in-first-out (FIFO) principippet.

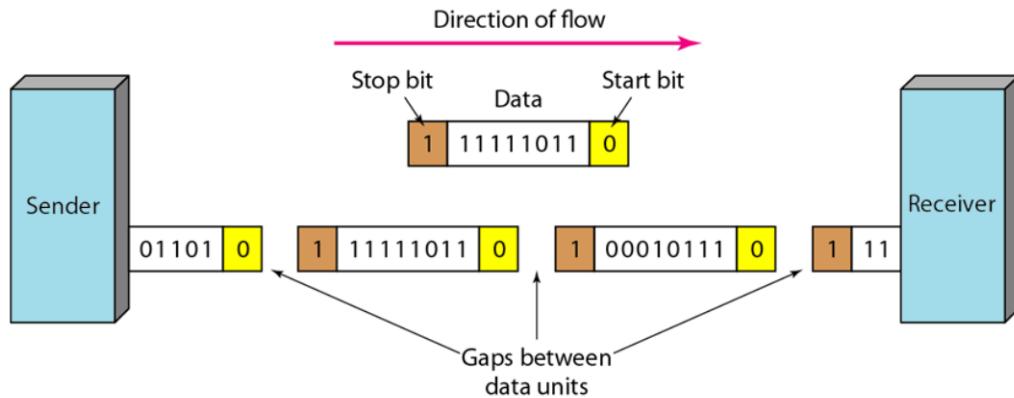
Overførsel af data sker asynkront, som det ses på figur 3.6. Ved denne kommunikationsform opererer RX og TX ved to forskellige klokker. For at kunne lave dataen synkront, sættes der et startbit og et stopbit. UARTens opgave er at læse data fra FIFO parallel data, som så laves om til seriel data. Dette data kan så sendes til andre enheder. Når RX i en anden enhed

¹⁵FiXme Note: 3 kanaler - alm bluetooth gar 32

¹⁶FiXme Note: ratio mellem enheden er slukket og tændt

¹⁷FiXme Note: baudrate = Hvor hurtigt der sendes data (bits per sekund[bps])

modtager et startbit, laves data om fra seriel til parallel data, hvorefter data kan skrives til modtager-FIFO.



Figur 3.6: På figuren ses asynkron dataoverførsel. [88]

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.

3.6.10 Power mode for PSoC 4 moduler

Alle PSoC 4 moduler besidder fem forskellige power modes: aktiv, sleep, deep-sleep, hibernate og stop. Strømforbruget samt tiden det tager at vågne op fra denne tilstand ses i tabel 3.1. [89]

Power Mode	Strømområde (Vdd = 3,3V til 5,0V) [mA]	Vågn op tid for PSoC 4200M [μs]
Aktiv	1,3mA til 14 mA	
Sov	1,0mA til 3mA	0
Dyb sovn	1,3μA til 15μA	25μs
Dvale	150 nA til 1μA	0,7 ms
Stop	20 nA til 80 nA	2 ms

Tabel 3.1: På figuren ses strømforbruget samt opvågningstiden for PSoC 4200M, som er den valgte mikrokontrollers target processor. (Modificeret) [89]

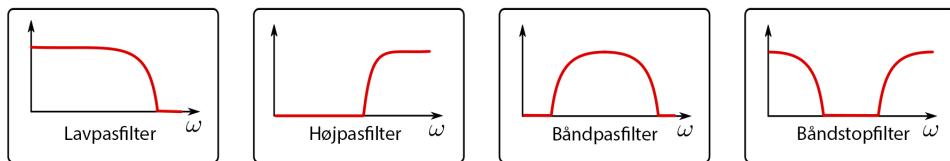
Det kan ses på tabel 3.1, at hvis der benyttes et batteri til at forsyne mikrokontrolleren, kan det være fordelagtigt at køre i en lav strømforbrugende tilstand. Power moden har indflydelse på mikroprocessorens funktioner, hvorfor det ikke altid er fordelagtigt at fokusere for meget på lavt strømforbrug. For eksempel er mikroprocessorens CPU kun aktiv, når power moden er indstillet til aktiv. Derudover er eksempelvis ADCen kun aktiv under de to power modes aktiv og sleep.¹⁸ [89]

¹⁸ FiXme Note: Der findes en hel tabel inde på kilden over ting, som er aktive eller slukkede under de forskellige modes. Er det fint bare med disse to eksempler, som står i teksten, eller er der behov for at tabellen skal indsættes?

3.6.11 Power mode for LIS331

3.6.12 Digitale filtre

Et filter har typisk til formål at frafiltrere uønskede frekvenser fra signalet¹⁹. Ønskes det at fjerne høje frekvenser, anvendes et lavpasfilter, som lader frekvenser under en valgt værdi passere, mens der, hvis man ønsker de lave frekvenser fjernet, anvendes et højpasfilter, som lader de høje frekvenser over en valgt værdi passere. Disse to filtertyper kan kombineres alt efter om man vil fjerne frekvenser udenfor et bestemt spektrum, båndpasfilter, eller kun vil fjerne en lille del af spektret, båndstopfilter, hvilket er illustreret på figur 3.7²⁰. Ved en sammensætning hvor lavpasfilteret dæmper efter højpasfilteret, og højpasfilteret dæmper før lavpasfilteret, fås et båndpasfilter. Sammensættes de to filtre modsat med et lavpasfilter som dæmper før højpasfilteret mens højpasfilteret efter lavpasfilteret, fås et båndstopfilter. [90]



Figur 3.7: På figuren ses ... [91] (Modificeret)

FILTERTYPER

Infinite impulse response (IIR) - Butterworth - chebyshev - ect. Finite impulse response (FIR) - Parks-McClellan algorithm - Frequency sampling - window type - ??

Filterdesign

I designfasen for filtre, startes der med at blive set på signalets frekvensspektrum, hvorved det vælges om der er behov for et lavpas-, højpas-, båndstop- eller båndpasfilter, og hertil også knækfrekvenserne for dem. Ud fra signalets frekvens, vælges også samplingshastigheden i henhold til Nyquist²¹. Herefter vælges hvilken filtertype der egner sig bedst til systemet.

Resultatet af filterdesignet er typisk en overføringsfunktion i z-donæmet²². Ud fra denne kan filteret analyseres med henblik på at bestemme impuls responsen, filterets stabilitet, steady-state frekvens respons²³, differensformlen og responsen til et arbitraert input. [92]

FIR filtre

FIR filtre er defineret som digitale filtre med et endeligt antal impuls responser.

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

¹⁹FiXme Note: opg: andre formål

²⁰FiXme Note: opg: skal figuren være der?

²¹FiXme Note: 2 gange signalets frekvens

²²FiXme Note: frekvensdomænet

²³FiXme Note: opg: hvad er dette

Denne filtertype kan designes med en lineær fase, mens IIR filtre kun tilnærmelsesvis kan designes lineære. → dette er grunden til at FIR i nogle tilfælde foretrækkes. Når der designes et FIR filter med lineær fase, benyttes ofte Fourier serier

Der findes to typer af FIR filtre for symmetrisk impuls respons; type 1 som har lige orden, men ulige længde, og type 2 som har en ulige orden, men en lige længde. Disse kan skrives som en sum af cosinus funktioner. Der findes ligeledes to typer af FIR filtre for asymmetrisk impuls respons; type 3 som har lige orden, men ulige længde, og type 2 som har en ulige orden, men en lige længde. Disse kan skrives som en sum af sinus funktioner. De forskellige typer eigner sig hver i sær bedst til forskellige filtre, som det ses i tabel 3.2. [92]

Tabel 3.2: Tabellen illustrerer hvilke FIR typer som eigner sig bedst til forskellige filtre. [92] (modificeret)

Type	Symmetri	Forbehold	Egner sig til
1	Ulige længde Symmetrisk	Ingen	Lavpas Højpas Båndpas Båndstop
2	Lige længde Symmetrisk	$H(f_s/2) = 0$	Lavpas Højpas
3	Ulige længde Asymmetrisk	$H(0) = 0$ $H(f_s/2) = 0$	Højpas
4	Lige længde Asymmetrisk	$H(0) = 0$	Differentiator Højpas Differentiator

FIR filtre optræder som forskellige konstruktioner, blandt andet Parks-McClellan algoritmen, Frekvens sampling og window type ²⁴.

Windowing: Når der benyttes Fourier serier til at lave et ideelt FIR filter, fås en række koefficienter mellem minus uendelig og plus uendelig. Da et uendelig langt filter ikke kan implementeres, forkortes antallet af koefficienter til et antal som kan implementeres og stadig tilnærmelsesvis giver et ideelt filter. Matematisk sker dette ved at gange impulsresponsen med et rektangulært window.

Diskret fourier transformation (DFT) af et rektangulært window i tidsdomænet, giver en sinusfunktion i frekvensdomænet.

$$Y[n] = H * W = \sum_{k=0}^{\infty} H[k] \cdot W[n-k] \quad (3.2)$$

Derudover kan filtrene implementeres på forskellig vis, alt efter deres formål. Moving average filtre benyttes til at udglatte signalet, ved at finde gennemsnitsværdien for et bestemt antal samples. Herved får en eventuel støj mindre betydning for signalets udformning.

²⁴Fixme Note: opg: hvilke andre?

$$\text{avg} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (3.3)$$

IIR filtre

IIR filtre er defineret som digitale filtre med uendeligt mange impuls responser.

$$Y[n] = \sum_{k=1}^K a_k Y[n-k] + \sum_{m=0}^M b_m X[n-m] \quad (3.4)$$

Infinite impulse response (IIR) - Butterworth - chebyshev - ect.

3.7 Kravsspecifikationer

Formålet med aktivitetsmåleren er, at kunne registrere og adskille aktivitetsformerne; gang, løb og cykling. Aktivitetsmåleren vil dermed indeholde hardware og software bestående af henholdsvis en dataopsamling og digital signalbehandling. Disse elementer skal samlet have et potentiale til at opfylde de opstillede succeskriterier for den optimale aktivitetesmåler, beskrevet i afsnit 2.4.2.

Endvidere vil nedenstående kravsspecifikationer tage udgangspunkt i de opnåede resultater fra de udførte pilotforsøg beskrevet i appendix ?? ²⁵.

3.7.1 Krav til hardware

Aktivitetsmålerens hardware består af sensorer, spændingsforsyning og en analog-til-digital konvertering (ADC). Disse elementer benyttes til en signalopsamling, hvoraf signalet efterfølende bliver behandlet i forbindelse med aktivitetsmålerens software.

Spændingsforsyning

Det samlede system vil benytte aktive komponenter, hvoraf en spændingsforsyning er nødvendig. Det kræves at spændingsforsyningen tager hensyn til mobilitet samt brugersikkerhed. Heraf er størrelsen af batteriet samt dets totale spænding begrænset.

Krav til spændingsforsyning

Spændingsforsyningen skal:

- Levere en tilstrækkelig spænding til alle systemets aktive komponenter, og må varierer med $\pm 5\%$.
- Muliggør spændingsopsætning af systemet udenom elnettet, og være elektrisk sikkert.
- Være mobil.

²⁵FIXme Note: Sæt reference ind!

Accelerometer

Et accelerometer kræver en given spænding for at kunne optage data. Sensoren skal være i stand til at optage data ved tilførslen af en DC spænding med baggrund i spændingsforsyningens krav. Arbejdsområdet for et accelerometer er angivet i g, og er derfor påvirkeligt overfor den accelerationen som sensoreren udsættes for. Den påvirkning som udøves på sensoren er dermed afhængig af flere faktorer såsom vægt, bevægelsens hastighed og bevægelsens mønster.

Pilotforsøget viste en maksimal acceleration på 25,7 g ($\pm 12,85$ g). Denne maksimale acceleration antages derfor som værende den største acceleration, som accelerometeret vil blive påvirket af. Dette skyldes, at pilotforsøget er udført på en forsøgspopulation ($n=4$) med voksne mennesker, og heraf antages det at den gennemsnitlige vægt er højere end målgruppens. Jævnfør pilotforsøget blev den optimale placering af sensorer med henblik på målgruppen bestemt. Placeringen af sensorer skal derfor være ud for den laterale malleolus.

Krav til accelerometer

Accelerometeret skal:

- Være operativ ved en DC spændingsforsyning.
- Have et arbejdsområde på mindst $\pm 12,85$ g.
- Placeres ud for den laterale malleolus.

Gyroskop

Et gyroskop kræver en given spænding for at kunne optage data. Sensoren skal være i stand til at optage data ved tilførslen af en DC spænding med baggrund i spændingsforsyningens krav. Det maksimale arbejdsområde for gyroskopet blev undersøgt i pilotforsøget. Pilotforsøget viste at gyroskopet maksimalt blev udsat for ± 160 dps. Denne værdi blev bestemt for en given frekvens ved cykling, derfor bør gyroskopet have et større arbejdsområde for dermed at tage forbehold for en højere frekvens af omdrejninger på cyklen. Jævnfør pilotforsøget blev den optimale placering af sensorer med henblik på målgruppen bestemt. Placeringen af sensorer skal derfor være ud for den laterale malleolus.

Krav til gyroskop

Gyroskopet skal:

- Være operativ ved en DC spændingsforsyning.
- Have et arbejdsområde på mindst ± 160 dps.
- Placeres ud for den laterale malleolus.

Pulsmåler

En pulsmåler kræver en given spænding for at kunne optage data. Sensoren skal være i stand til at optage data ved tilførslen af en DC spænding med baggrund i spændingsforsyningens krav. Yderligere skal pulsmåleren kunne bestemme brugerens puls, med henblik på at bestemme intensiteten af den pågældende aktivitet.

Krav til pulsmåler

Pulsmåleren skal:

- Være operativ ved en DC spændingsforsyning.
- Kunne bestemme brugerens puls.

ADC

Pilotforsøget undersøgte frekvensområdet for de pågældende aktiviteter, i forhold til de sensorer som er påtænkt til at detektere den givne aktivitet.

Accelerometeret skal benyttes til at detektere gang og løb, hvorfor pilotforsøg blev undersøgt med henhold til frekvensområdet heraf. Pilotforsøget viste, at frekvensområdet for et accelerometer ved gang og løb maksimalt havde en frekvens af 45 Hz. Ifølge Nyquist skal aktivitetsmålerens ADC derfor have en samlingshastighed som er dobbelt så stor som det maksimale frekvensområde, men i praksis 10 gange større. Derfor skal ADC'en sample accelerometerets data med 450 Hz.

Gyroskopet vil blive benyttet til at detektere aktiviteten, cykling, hvoraf dets frekvensområde igennem pilotforsøget blev undersøgt. Det fremgik heraf, at det maksimale frekvensområde var 6 Hz. Ifølge Nyquist skal aktivitetsmålerens ADC derfor have en samlingshastighed som er dobbelt så stor som det maksimale frekvensområde, men i praksis 10 gange større. Derfor skal ADC'en sample gyroskopets data med 60 Hz.

Krav til ADC

ADC'en skal:

- Sample accelerometerets output med 450 Hz.
- Sample gyroskopets output med 60 Hz.
- Være en SAR ADC.

3.7.2 Krav til software

Notes: - Trådløs overførsel af data - BLE - Mellem GAP Central og GAP Peripheral - Algoritmedesign - Aktivitet - Detektere skridt - Detektere gang - Detektere løb - Detektere cykling - Adskillelse af ovenstående - Digital filtrering - Strømbesparelse - Lowpower mode - Gyroskop vs. accelerometer - MATLAB GUI - Afspejling af en eventuel motiverende faktor, - Vise data fra en hel dag.

Aktivitetsmålerens software skal:

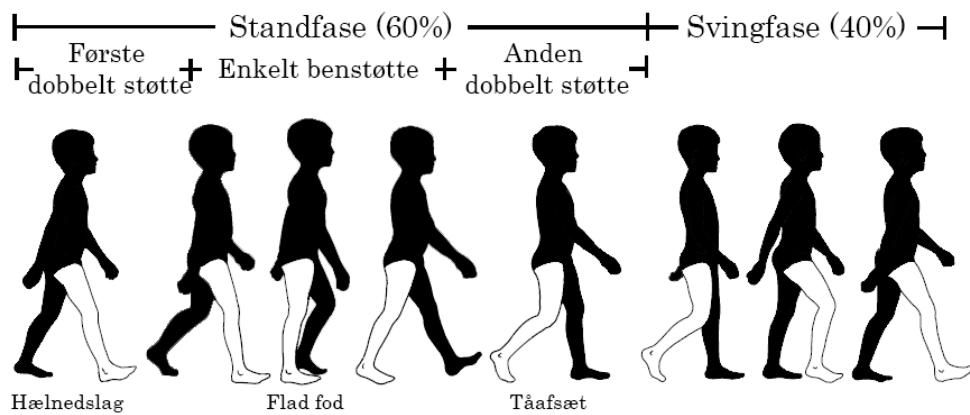
- Anvende digitale filtre til filtrering.
- Detektere og adskille aktiviteterne; gang, løb og cykling.
- Trådløs overførsel.
- Gemme en hel dags aktiviteter.

3.8 Bevægelsesanalyse

Følgende afsnit indeholder bevægelsesanalyser for gang, løb og cykling. Dette med henblik på at finde karakteristika for de tre aktivitetsformer og hvorledes deres forskelle senere vil kunne være behjælpelige i forbindelse med detektering af de enkelte aktiviteter. Der vil derfor afslutningsvist være en sammenligning af karakteristika for de tre aktivitetsformer.

3.8.1 Gang

Gang er en fysisk aktivitet kendtegnet ved altid at have mindst en fod i jorden. Aktiviteten betegnes som en cyklus, som set på figur 3.8, da den samme række bevægelser gentages for at udføre aktiviteten. Bevægelserne er identiske for højre og venstre ben, men forskudt med en halv cyklus, hvorfor bevægelsen kun vil blive beskrevet for højre ben. [93, 94]



Figur 3.8: På figuren ses en gangcyklus opdelt i standfase og svingfase. [93] (Modificeret)

Nedenstående beskrivelse af én gangcyklus foretages med udgangspunkt i figur 3.8. En gangcyklus inddeltes i to faser, standfasen og svingfasen. Standfasen har en varighed svarende til cirka 60% af én gangcyklus, og påbegyndes idet den højre hæl opnår kontakt med underlaget. Efter dette placeres fodden fladt på underlaget hvorefter 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 fleksion af anklen og dermed et afsæt fra tærne på højre fod.[93, 94]

Den højre fod, og det højre ben, er dermed i svingfasen, som udgør 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 midtsving forekommer, som er når 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 cyklusen for venstre ben.[93, 94]

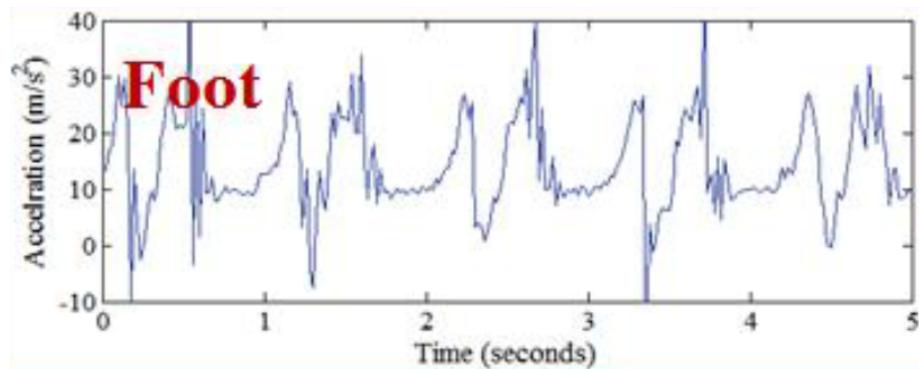
De to faser beskrives altså i retningerne af henholdsvis x- og y-aksen. figur ?? viser den kraftpåvirkning som eksempelvis forekommer ved et hælnedslag i begge akser.

FIGUR

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. Dermed er kraftpåvirkningen, i forbindelse med eksempelvis et hælnedslag, størst i y-aksens retning og dermed mest karakteristisk.

Det beskrevne tilfælde for kraftpåvirkning i y-aksen i forbindelse med hælnedslag, er yderligere gældende for hele gangcyklussens faser. [95, 67, 96]

Hælnedslag og tåafsæt vil ydermere være særligt fremtrædende på y-aksen for et accelerometer, hvilket fremgår af figur 3.9.

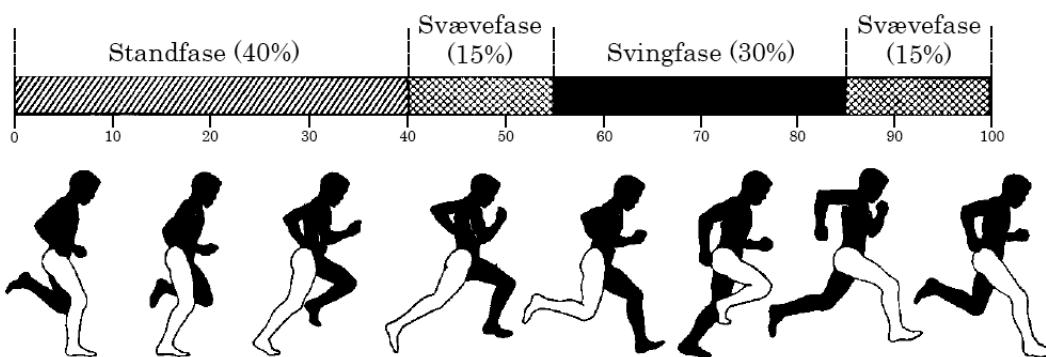


Figur 3.9: ANDET BILLEDE! BRUG DET FRA VORES EGET PILOTFORSØG OG TEGN PILE PÅ SOM VISER HÆLNEDSLAG OG TÅAFSÆT [96] (Modificeret)

Figuren illustrerer en kraftpåvirkning i y-aksens retning ved de påførte faser. Der forekommer dermed to karakteristiske peaks ved y-aksen, henholdsvis for hælnedslag og tåafsæt. Disse peaks vil derfor være fordelagtige at benytte til at undersøge accelerometerets data fra y-aksen, men henhold til hvorvidt sensoren har detekteret en gang-cyklus.

3.8.2 Løb

Løb er en aktivitet karakteriseret ved, at én fod rører jorden ad gangen. Det er en hurtigere version af gang, og beskrives ligeledes som en cyklus, blot med fire faser, som det ses på figur 3.10: standfasen, den første svævefase, svingfasen og den anden svævefase. [97, 98]



Figur 3.10: På figuren ses en løbecyklus opdelt i standfase, svingfase og to svævefaser. [97] (Modificeret)

Nedenstående beskrivelse er med udgangspunkt i ovenstående figur.

På samme vis som ved gangcyklussen, begynder løbecyklussen idet højre hæl rammer jorden. Dette er begyndelsen af den første fase, standfasen, som udgør 40% af løbecyklussen. Herefter

²⁶Fixme Note: Opg: SKAL MODIFICERES

fortsætter foden til midtstand, hvor foden er fladt placeret på jorden, og afslutningsvis udføres et accelererende afsæt med tærne, hvilket leder op til den næste fase, den første svævefase. [97, 98]

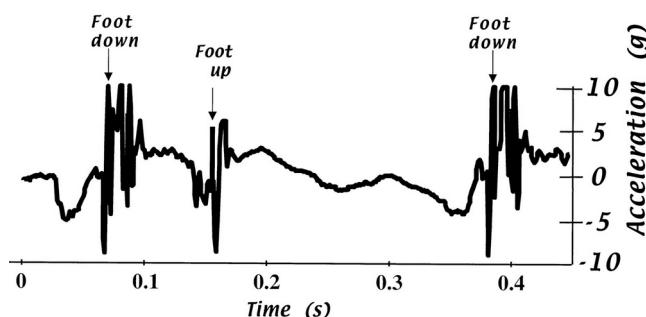
De to svævefaser, som går igen to gange i løbecyklussen, er identiske og udgør hver især 15% af cyklussen. Disse er karakteriseret ved at begge ben er løftet fra jorden. [97, 98]

Mellem de to svævefaser, er svingfasen, som udgør 30% af løbecyklussen. Denne fase begynder idet tåafsættet har løftet fodden fra jorden. Foden hæves og knæet føres frem, hvorefter hælen igen sænkes, dette sker mens den venstre fod udfører standfasen, hvorved denne fase er støttet af en fod i jorden. Efter denne fase udføres anden svævefase før en ny cyklus kan påbegyndes. [97, 98]

Ved løb rører kun én fod 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 det ved løb vil være et stress på 110.000 kilogram/meter, hvormed kraftpåvirkningen vil være større ved løb.[97] Dette suppleres af kraftpåvirkningen i de forskellige retninger under løb, hvor faserne, ligeledes som ved gang, domineres forskelligt af kraftpåvirkning i x- og y-aksens retning.

Standfasens hælnedslag og tåafsæt er særligt karakteristisk grundet sin kraftpåvirkning i vertikal retning, på samme vis som ved gang, dog er kraftpåvirkningen større ved løb, da denne fase ikke er understøttet af venstre fod. Kraftpåvirkning i den vertikale retning er yderligere illustreret på figur 3.11.

Kraftpåvirkningen i x-aksens retning for denne fase er af mindre betydning, da fodden sættes i jorden og løftes op igen.²⁷ Modsat har svingfasen størst kraftpåvirkning i x-aksens retning, på samme vis som ved gang, dog med større kraftpåvirkning, da accelerationen fremad af knæ og fod er større ved løb.[95]



Figur 3.11: [99] (Modificeret)

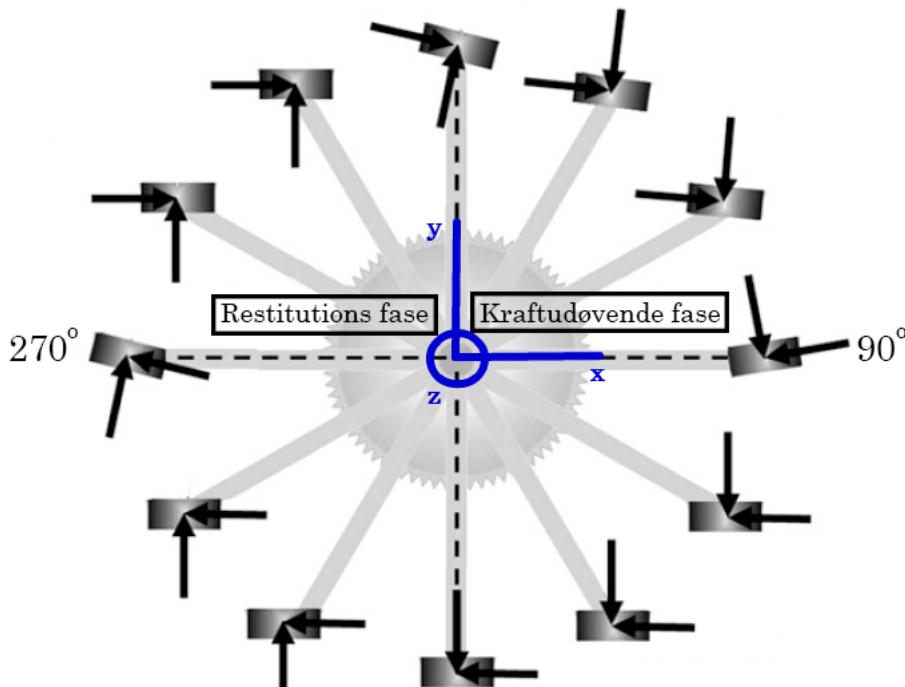
3.8.3 Cykling

Cykling er en aktivitetsform som udnytter kraftoverførslen mellem en person og en cykel. For at opnå en fremdrift af cyklen, benytter personen hovedsageligt en statisk position af overkroppen, hvorimod de nedre lemmer udfører kraftudviklingen. [100]

²⁷ FiXme Note: Denne er større ved løb end gang, da hæl-nedslaget, som det ses på fig:loebecyklus, er mere skræt på/har en mindre vinkel i forhold til jordoverfladen.

²⁸ FiXme Note: Opg: SKAL MODIFICERES

Kraftoverførslen forekommer idet personen 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, henholdsvis en kraftudøvende- og en restituerende fase, hvilket fremgår af figur 3.12.



Figur 3.12: På figuren ses cyklussen for cykling, som er opdelt to faser, en kraftudøvende- og en restituerende fase. [100] (Modificeret)

29

Det fremgår af ovenstående figur, at cykling er en bevægelse af de nedre ekstremiteter, som udføres i 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 ligeledes beskrevet, at cykling kan detekteres af et gyroskop som dermed mäter ændringen i vinkler som benet har bevæget sig rundt om én akse. Dermed vil gyroskopets output, under ideelle forhold, være tilsvarende en sinus kurve for en cyklus for cykling. [101, 102] Denne type signal er yderligere illustreret på figur ??, hvor signalet er optaget omkring z-aksen med et gyroskop.

3.8.4 Karakteristika for de tre aktivitetsformer

En gangcyklus og løbecyklus er blandt andet karakteriseret ved at have en kraftpåvirkning i den vertikale 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.

²⁹FiXme Note: Opg: SKAL MODIFICERES.

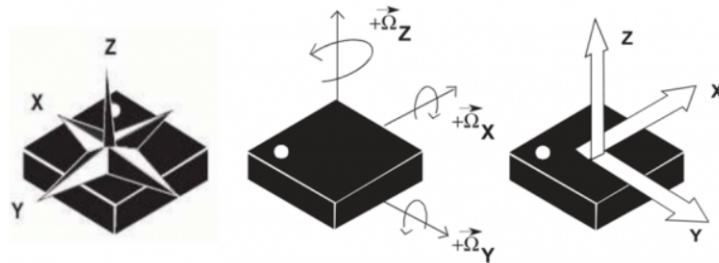
Et accelerometer som kan bestemme kraftpåvirkningen i den vertikale retning vil derfor være fordelagtigt at benytte. [103, 95]

En cykelcyklus har dog ikke nogen væsentlig acceleration i vertikal eller horisontal retning, hvormed et accelerometer ikke er optimalt til detektering af cykling. Ved en cykelcyklus benyttes der cirkulære bevægelser om én akse, hvormed de cirkulære bevægelser vil repræsentere den i ændring i vinkler som forekommer. Derfor vil et gyropskop være fordelagtigt at benytte til detekteringen af cykling. [101, 102]

4.1 LSM9DS1

Der benyttes en IC (LSM9DS1), som både indeholder magnometer, gyroskop og accelerometer, hvor der benyttes accelerometeret og gyroskopet. Det er muligt at indstille accelerometeret til ± 1 , 4, 8 eller 16 g, og gyroskopet kan måle ± 245 , 500 eller 2000 grader per sekund.[88] LSM9DS1 har ni frihedsgrader, hvormed det mäter i x-, y- og z-aksen for både magnometeret, gyroskopet og accelerometeret, hvilket kan ses på figur 4.1. Akserne for gyroskopet og accelerometeret internt følger højrehåndsreglen.[88]

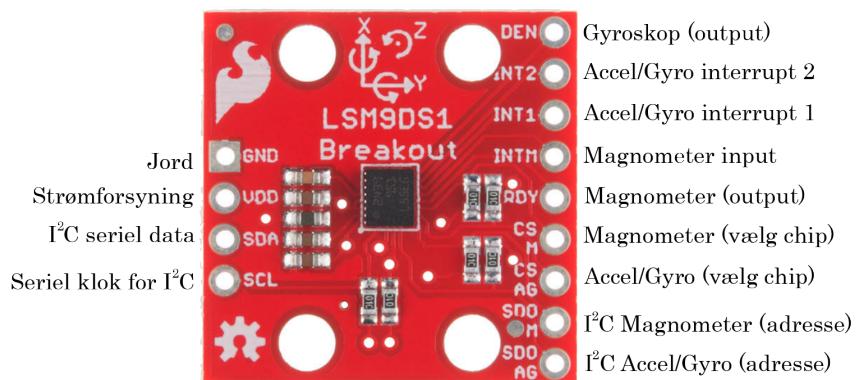
Accelerometeret og gyroskopet bruger ikke lige meget strøm, accelerometeret bruger 600A, mens gyroskopet bruger 4mA. Denne store forskel i forbrug medfører at gyroskopet kun skal tændes når der skal detekteres cykling.



Figur 4.1: På figuren ses akserne fra IC'en LSM9DS1, hvor magnometerets (til venstre) akse i realiteten er flippet i forhold til gyroskopet (i midten) og accelerometeret (til højre).[88]

Accelerometeret kan både bruges med en SPI og en I²C, og mikrocontrolleren har begge dele. Der ønskes at benytte I²C funktionen, da der både skal sendes data, men også modtages data om hvorvidt gyroskopet skal tændes eller slukkes. For at benytte funktionen sættes pinnen CS_AG sættes høj, og de fire pinne SDO og CS benyttes ikke.

, da der ønskes at benytte Alle pins kan ses på figur 4.2



Figur 4.2: På figuren ses Udgangene fra IC'en.[88]

I LSM9DS1 bruger gyroskopet 4mA og accelerometeret bruger 600A, og det er derfor væsentligt at gyroskopet bruges minimalt. Det er muligt enten at benytte accelerometeret alene eller både accelerometeret og gyroskopet sammen hvor de har samme mængde output af data, og derudover er det muligt at slukke for begge sensorer. Der kan yderligere spares strøm ved brug af gyroskopet, alt efter hvor hurtigt et signal skal samples. Gyroskopet har tre forskellige funktioner: slukket, lav power og normal power. For at gyroskopet kan være i lav power, skal outputtet af data være 14,9-119Hz, og over dette output vil det automatisk gå i normal power.

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] John G. Webster. *Medical Instrumentation, Application and Design*. John Wiley and Sons, 4 edition, 2011. doi: 978-0471676003.
- [62] NREL. Safety hazards of batteries, 2011. URL <http://science.energy.gov/~/media/wdts/nsb/pdf/Lithium%20Ion%20Battery%20Kits%20Information/Safety-Hazards-of-Batteries.pdf>.
- [63] Ryan Goodrich. Accelerometers: What they are & how they work. *Livescience*, 2013. URL <http://www.livescience.com/40102-accelerometers.html>.
- [64] D.H Titterton and J.L. Weston. *Strapdown Inertial Navigation Technology*. The Institution of Electrical Engineers, 2004.
- [65] Demension Engineering. A beginners guide to accelerometers. URL <http://www.dimensionengineering.com/info/accelerometers>.
- [66] Britannica Academic. Accelerometer, 2016. URL <http://academic.eb.com/EBchecked/topic/2859/accelerometer>.
- [67] Raymond A. Serway and John W. Jewett. *Physics for Scientists and Engineers with Modern Physics*. Brooks/Cole cengage learning, ottende udgave edition, 2010.
- [68] Neil Barbour. Gyroscope. *McGraw-Hill Education*, 2014. doi: <http://dx.doi.org/10.1036/1097-8542.304100>.
- [69] 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>.
- [70] 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.
- [71] 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.
- [72] Center for Scienceuddannelse. Processtyring i teknologi - microcontrollerens historie. URL <http://iftek.dk/>.
- [73] Andrew S. Tanenbaum. *Structured computer organization*. Pearson, 2006.

- [74] 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>.
- [75] Cypress Semiconductor. *PSoC® 4 M-Series Prototyping Kit Guide*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/193101/download>.
- [76] 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>.
- [77] Sparkfun. I2c, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/i2c>.
- [78] 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.
- [79] Manoj Kumar Yadav and Mohit Rohilla. Difference between risc and cisc architecture, 2016. URL <http://www.firmcodes.com/difference-risc-sics-architecture/>.
- [80] James Moore and George Zouridakis. *Biomedical technology and devices*. CRC Press LLC, 2004.
- [81] Daniel H. Sheingold. Analog-to-digital converter. *AccessScience*, 2014. doi: <http://dx.doi.org/10.1036/1097-8542.031800>.
- [82] Rajiv Badiger. *PSoC® 4 Interrupts*. Cypress, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/127121/download>.
- [83] Cypress Semiconductor. *CYBLE-022001-00 EZ-BLE PRoC Module*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/140791/download>.
- [84] Cypress Semiconductor. *CYBL10X6X Family Datasheet PRoC BLE*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/139841/download>.
- [85] CYPRESS. *Customer Training Workshop: Introduction to BLE System Design*, 2016. URL https://www.ieee.li/pdf/viewgraphs/introduction_to_ble_system_design.pdf.
- [86] Martin Sauter. *From GSM to LTE*. John Wiley & Sons, 2011.
- [87] Naresh Gupta. *Inside Bluetooth Low Energy*. Artech House, 2013. URL ISBN:978-1608075799.
- [88] Jimb0. Lsm9ds1 breakout hookup guide, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/lsm9ds1-breakout-hookup-guide#lsm9ds1-overview>.
- [89] C. Semiconductor. *PSoC 4 Low-Power Modes and Power Reduction Techniques*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/121271/download>.
- [90] Ed Ramsden. Electric/magnetic - an introduction to analog filters, Juli 2001. URL <http://www.sensorsmag.com/sensors/electric-magnetic/an-introduction-analog-filters-1023>.

- [91] Mads Aasvik. Simple high-pass, band-pass and band-stop filtering, Marts 2016. URL <https://www.norwegiancreations.com/2016/03/arduino-tutorial-simple-high-pass-band-pass-and-band-stop-filtering/>.
- [92] Dick Blandford and John Parr. *Introduction to Digital Signal Processing*. Pearson, 2013.
- [93] 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.
- [94] Michael W. Whittle. *Gait analysis - An introduction*. Butterworth Heineman, 4. udgave edition, 1990.
- [95] 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.
- [96] Ian Cleland and Basel et al. Kikhia. Optimal placement of accelerometers for the detection of everyday activities. *Sensors*, 2013. doi: 10.3390/s130709183.
- [97] Robert S. Adelaar. The practical biomechanics of running. *The American Journal of Sports Medicine*, 1986.
- [98] Tom F. Novacheck. The biomechanics of running. *Elsevier Science B.V.*, 1998. doi: 0966-6362:98:\$19.00.
- [99] 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>.
- [100] Springer. *Biomechanics of cycling*. Springer, 2014.
- [101] Stephen J. Cockcroft. An evaluation of inertial motion capture technology for use in the analysis and optimization of road cycling kinematics. *Stellenbosch University*, 2011.
- [102] 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.
- [103] Cynthia R. Lee and Claire T. Farley. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *The Journal of Experimental Biology*, 1998.
- [104] Jan Rueterbories, Erika G. Spaich, Birgit Larsen, and Ole K. Andersen. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Medical Engineering & Physics*, 2010.
- [105] Anatomia perna, Marts 2016. URL <https://www.pinterest.com/arturrebelo3/anatomia-perna/>.
- [106] Shimmer3, Marts 2016. URL <http://www.shimmersensing.com/shop/shimmer3>.
- [107] Patientinformationen. Hjerterehabilitering i terapien. *Sygehus Sønderjylland*, 2013.

- [108] 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 signalerne kan adskilles uanset hvilken af de tre placeringer der vælges.

Til opsamling af data, anvendes en Shimmer 3. Dette er en enhed, som indeholder flere sensorer, hvor der til forsøget benyttes et accelerometer og et gyroskop.

Formålet med pilotforsøget er dermed:

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

A.2 Metode

Til forsøget medtages kun forsøgspersoner, som ikke lider af gener der forhindrer dem i at udføre aktiviteterne gang, løb og cykling. Er en person skadet eller syg, eksluderes denne dermed fra forsøget. Der udføres kun forsøg på gruppemedlemmer, og det er derfor ikke muligt at udføre forsøget på en person fra målgruppen, som er på 8-12 år. Resultaterne kan dermed variere i forhold til målgruppen, da disses vægt og højde vil varierer fra forsøgspersonerne.

Forsøget vil tage udgangspunkt i tre forudbestemte placeringer på underbenet af enheden, Shimmer3. Disse placeringer er udvalgt på baggrund af bevægelsesanalysen, hvor det ses at de største bevægelser optræder her i forbindelse med gang, løb og cykling. Accelerometet registrerer position og acceleration, og det forventes derfor at den største forskel vil kunne ses ved disse placeringer, da det især er denne del af benet, der bevæges under gang og løb. I databehandlingen behandles kun data fra accelerometerets x- og y-akse, da det kun er placering B der påvirkes af z-aksen ved aktiviteten gang, hvormed det formodes at samme påvirkning gælder for løb[104]. Ud fra bevægelsesanalysen i afsnit 3.8, udledes det ligeledes at alle tre aktiviteter primært er i disse to retninger.

A.2.1 Materialer

- Løbebånd med justerbar hastighed og sikkerhedsbæresele.

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

A.3 Fremgangsmåde

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

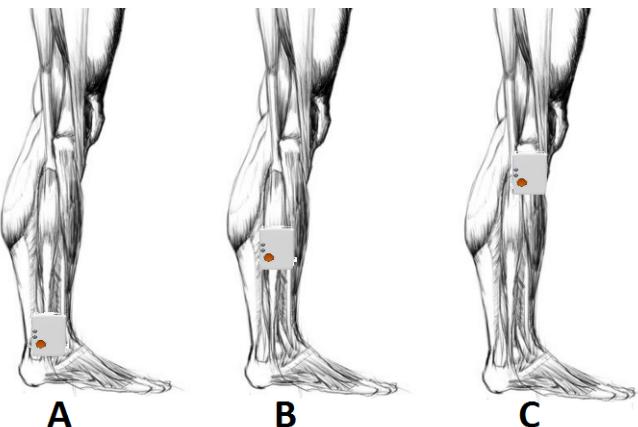
Opsætning af Shimmer3 SUB

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

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

A.3.1 Udførsel af forsøget

Forsøget udføres på fire forsøgspersoner, som alle skal udføre aktiviteterne gang, løb og cykling. Den nedenstående beskrivelse af forsøgets fremgangsmåde er gældende for én af de forudbestemte placeringer af Shimmer3 på forsøgspersonens højre ben. 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 [105, 106])

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 11¹ kan målingen påbegyndes. Denne værdi er valgt for at forsøgspersonen ikke allerede har det som om kroppen er i gang med træning, og det dermed sikres at alle forsøgspersoner har samme startbetingelser for alle forsøg. Borgskalaen der benyttes til pilotforsøget kan ses på figur A.2.

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

Figur A.2: På figuren ses borgskalaen, som er den der benyttes inden forsøgsstarten. (Modificeret)[107])

¹FiXme Note: var det 11?

Første måling er gang, hvor et middel gangtempo på 4,8 km/t er valgt[108].

- 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.
- Fremgangsmåden gentages for alle tre placeringer.

Anden måling er løb, et middel løbetempo på 11,3 km/t er valgt[108].

- 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.
- Fremgangsmåden gentages for alle tre placeringer.

Tredje måling er cykling, hvor et cykeltempo på 20,9 km/t er valgt, hvilket er et højt cykeltempo[108]. Tempoet er dog underordnet, da der kun ønskes at se på forskellen i selve bevægelsen fra de andre aktivitetsformer.

- 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. Derved sikres det at alle forsøgspersoner bruger den samme belastning gennem forsøget.
- Målingen på 45 sekunder igangsættes.
- Fremgangsmåden gentages for alle tre placeringer.

Sidste 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.
- Målingen stoppes.
- Fremgangsmåden gentages for alle tre placeringer.

A.4 Databehandling

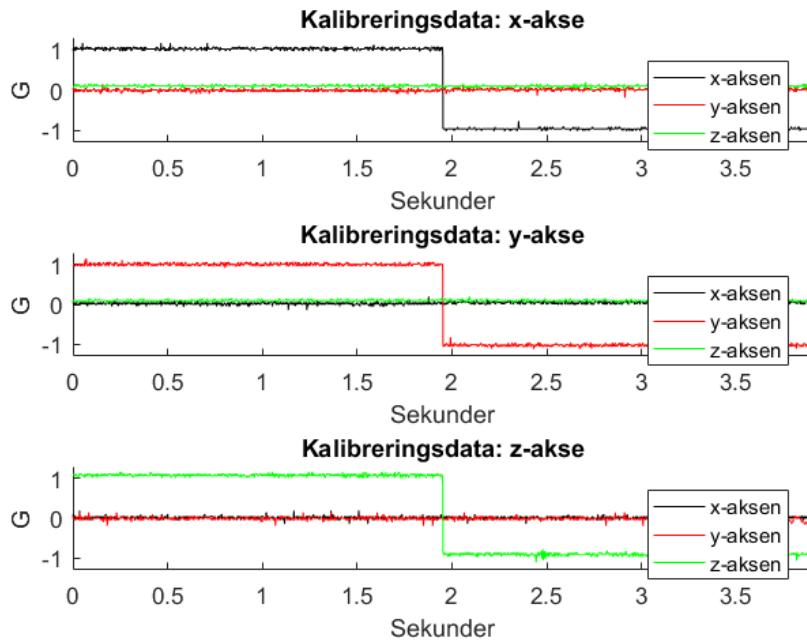
indledning

A.4.1 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 $\pm 1g$, 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. 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.

A.4.2 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. Dataene skal afspejle en tilnærmelsesvis fuldstændig tyngdekraftpåvirkning på accelerometerets y-akse, som resultat af Shimmers placering på benet.

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

Dataene fra aktiviteterne, gang, løb og hastighed blev alle behandlet med henblik på bestemmelse af den maksimale g påvirkning heraf. Dette blev bestemt af den maksimale peak-to-peak, for alle aktiviteter samt placeringer. Dataene blev kun behandlet med henblik på accelerometerets y-akse, som resultat af afsnit 3.8. Enheden for et accelerometer forekommer i $\frac{m}{s^2}$, og dermed skal dette divideres med tyngdekraften for at omregne til g.

Forsøgsperson	Baseline neutral	Peak-to-Peak:	Peak-to-Peak:	Peak-to-Peak:
		Placering A [g]	Placering A [g]	Placering A [g]
F1	(x), (x), (x)	2,41	2,32	3,68
F2	(x), (x), (x)	3,38	3,48	3,81
F3	(x), (x), (x)	3,77	3,77	2,70
F4	(x), (x), (x)	2,90	3,91	4,01

Tabel A.4: I tabellen ses de maksimale peak-to-peak resultater fra accelerometerets y-akse som resultat af gang. Den maksimale peak-to-peak er fundet for både placering a,b og c. Baseline neutral (x) indikerer at baselinemålingen var som forventet forud for målingen.

Forsøgsperson	Baseline neutral	Peak-to-Peak: Placering A [g]	Peak-to-Peak: Placering A [g]	Peak-to-Peak: Placering A [g]
F1	(x), (x), (x)	10,6	7,87	7,43
F2	(x), (x), (x)	6,32	8,64	11,0
F3	(x), (x), (x)	7,68	7,43	8,06
F4	(x), (x), (x)	9,90	11,4	11,8

Tabel A.5: I tabellen ses de maksimale peak-to-peak resultater fra accelerometerets y-akse som resultat af løb. Den maksimale peak-to-peak er fundet for både placering a,b og c. Baseline neutral (x) indikerer at baselinemålingen var som forventet forud for målingen.

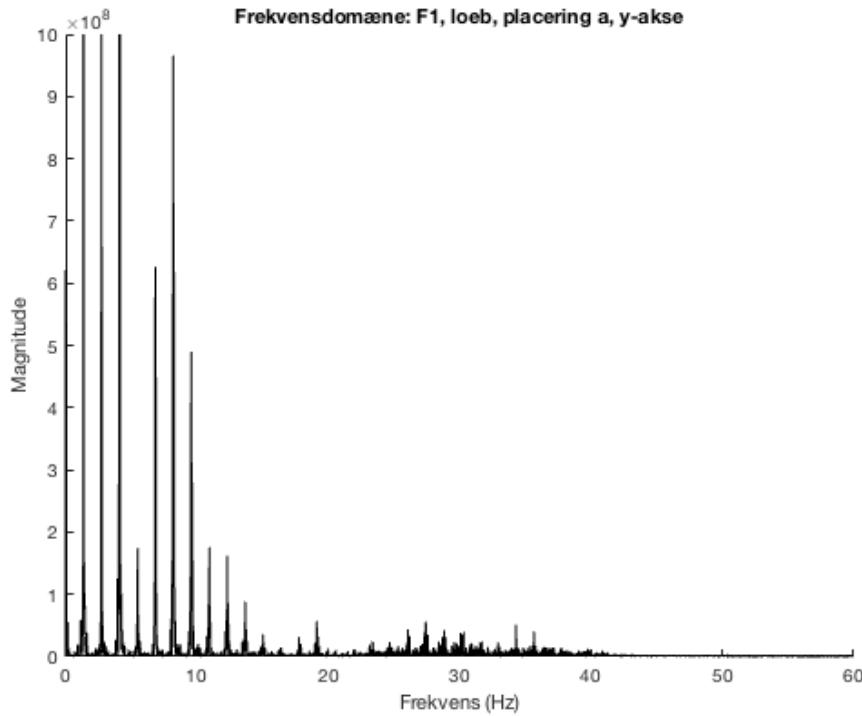
Forsøgsperson	Baseline neutral	Peak-to-Peak: Placering A [g]	Peak-to-Peak: Placering A [g]	Peak-to-Peak: Placering A [g]
F1	(x), (x), (x)	11,2	10,9	13,6
F2	(x), (x), (x)	14,1	15,0	17,2
F3	(x), (x), (x)	15,4	17,7	14,3
F4	(x), (x), (x)	25,8	23,8	23,4

Tabel A.6: I tabellen ses de maksimale peak-to-peak resultater fra accelerometerets y-akse som resultat af hastighed. Den maksimale peak-to-peak er fundet for både placering a,b og c. Baseline neutral (x) indikerer at baselinemålingen var som forventet forud for målingen.

I afsnit A.5.3 bestemmes det at resterende databehandling udelukkende omhandler placering A.

A.4.4 Frekvensindhold

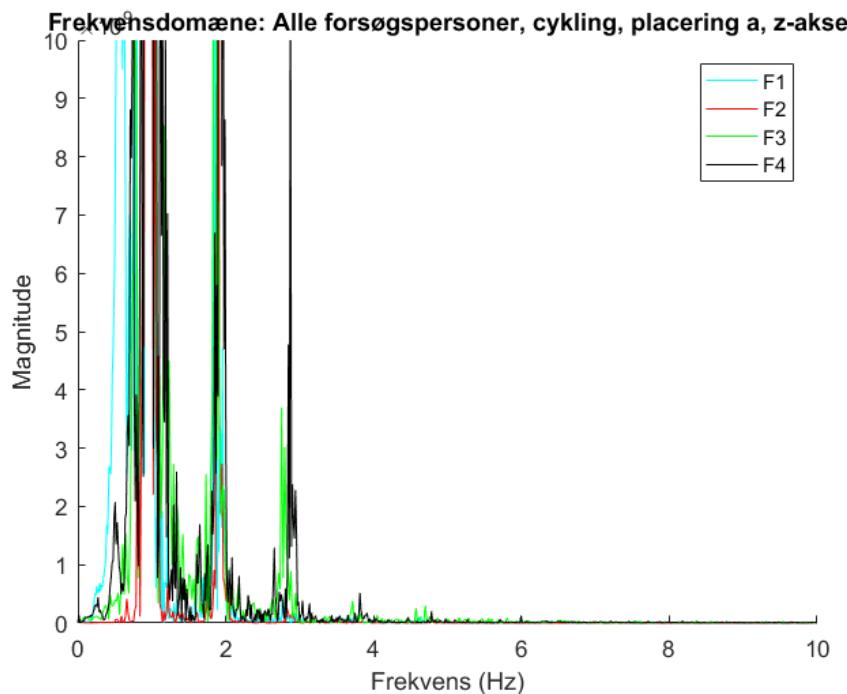
Dataene fra aktiviteterne, gang og løb blev behandlet for at bestemme signalernes frekvensindhold, med henblik på bestemmelsen af samplingsfrekvensen vedrørende accelerometeret. Der blev foretaget en frekvensdomæne analyse, hvilket muliggør visualisering af signalets magnitude ved forskellige frekvenser.



Figur A.4: 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 af løb vises kun for forsøgsperson 1 da frekvensspektrummet var størst heraf. Dette gøres da systemets samplingsfrekvens bestemmes med i forhold til på den højeste frekvens.

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



Figur A.5: 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.4.5 Filtrering af gang, løb og hastighed

ikke lavet endnu

A.4.6 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 3.8. Enheden for et gyroskop forekommer i grader per sekund.

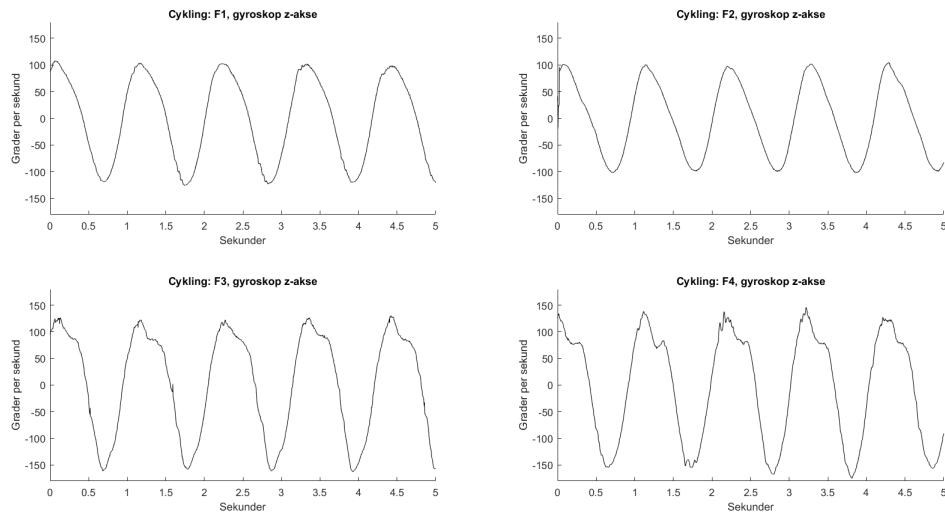
Forsøgsperson	Baseline neutral	Peak-to-Peak [dps]
F1	(x)	235,4
F2	(x)	216,5
F3	(x)	305,3
F4	(x)	320,4

Tabel A.7: I tabellen ses de maksimale peak-to-peak resultater fra gyroskopets z-akse som resultat af cykling. Baseline neutral (x) indikerer at baselinemålingen var som forventet forud for målingen.

A.4.7 Gyroskop karakteristika vedrørende cykling

Dataene fra aktiviteten, cykling, blev behandlet med henblik på bestemmelse af signalets karakteristika. Dette blev udført ved at sammensætte forsøgspersonernes data, således en

sammenligning blev muliggjort. Dataene blev kun behandlet med henblik på gyroskopets z-akse, som resultat af afsnit 3.8.



Figur A.6: På figuren ses dataene fra cykling ved 11,3 km/t fra de fire forsøgspersoner. Dataene er fra gyroskopets z-akse.

A.5 Resultater

Indledning

A.5.1 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 1,6% 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.5.2 Baseline af gang, løb og cykling

Baselinemålingerne for henholdsvis gang og løb resulterede i en enslignende påvirkning. Som forventet var g påvirkningen ikke 1g, hvilket er et resultat af at Shimmer ikke er placeret ortogonalt på y-aksen, på benet. Resultaterne fra disse målinger indikerer altså Shimmer har optaget data som stemmer overens med antagelsen om den tilnærmelsesvis påvirkning på 1g.

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 tilnærmelsesvis påvirkning på 0 dps.

A.5.3 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 hastighedsaktiviteten havde den største påvirkning.

Resultaterne fra placering A, B eller C overskridt ikke $\pm 16g$, hvorfra den mest fordelagtige placering frit kan vælges. Med baggrund i afsnit 2.4.2 og afsnit 3.2 skal placeringen ikke være til gene for barnet, den skal altså nemt af-, og påmonteres, hvorfra placering A er valgt. Dette medfører at den videre resultatbehandling tager udgangspunkt i placering A.

A.5.4 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. I følge Nyquist skal samplingsfrekvensen være dobbelt så stor som signalets maksimale frekvens. Dette er en teoretisk værdi, og i praksis bør samplingsfrekvensen være 10 gange større.

Det endelige system skal altså sample accelerometeret med 450 Hz.

Databehandling af frekvensindholdet fra cykling medførte at det største frekvenspektrum lå mellem 0 og 6 Hz. Dette medfører at samplingsfrekvensen vedrørende data fra gyroskopet kan bestemmes til 60 Hz.

A.5.5 Filtrering af gang, løb og hastighed

ikke lavet.

A.5.6 Maksimal omdrejninger per sekund under cykling

Resultatet af databehandlingen vedrørende cykling resulterede maksimalt i 320,4 omdrejninger per sekund. Dette er medbestemmende vedrørende valg af endeligt gyroskop, heraf skal dets arbejdsmål være væsentligt større end 320,4 dps.

A.5.7 Gyroskop karakteristika vedrørende cykling

Databehandlingen af gyroskopets karakteristika vedrørende cykling resulterede i en sammenligning heraf. Resultatet af dette tyder på, at data fra et gyroskops z-akse tilnærmelsesvis kan afspejles som en sinus-bølge. Det kan antages at resultater fra cykling ved forskellige hastigheder vil påvirke signet i en grad hvor frekvens og amplitude ændres.

A.6 Diskussion

A.7 Konklusion