
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:

Cecilie Sophie Rosenkrantz Topp

Frederik Skou Nielsen

Josefine Dam Gade

Line Sofie Hald

Morten Skaarup Larsen

Rana Haddang

Synopsis:

Vejleder: Sabata Gervasio

Oplagstal:

Sideantal:

Bilagsantal og -art:

Afsluttet den 27. maj 2016

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

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	Brugersikkerhed	17
3.4	Analog teori	18
3.5	Software Teori	21
3.6	Bevægelsesanalyse	27
Litteratur		31
Bilag A	Pilotforsøg	38
A.1	Formål	38
A.2	Metode	38
A.3	Fremgangsmåde	39
A.4	Databehandling	41
A.5	Resultater	45
A.6	Diskussion	46
A.7	Konklusion	46

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 livsstilssygdomme forstørres. [3] Overvægt og særligt fysisk inaktivitet har desuden en stor betydning for barnets psykiske velvære. Danske børn har det seneste årti haft en faldende vurdering af deres livstilfredshed, hvilket blandt andet kommer til udtryk på baggrund af deres vurdering af fysiske fremtonen og formåen [4, 5].

Fysisk inaktivitet kan medføre konsekvenser for samfundet. Dette er et resultat af, at flere børn bliver inaktive, hvormed en stigning i antallet af overvægtige børn kan forekomme. I takt med at størstedelen af de overvægtige børn forbliver overvægtige som voksne, antages det, at tilfælde af livsstilssygdomme i relation med inaktivitet og overvægt vil stige. En stigning af livsstilssygdomme vil medføre et merforbrug på 3,1 milliarder kroner, hvorfor inaktive børn er et problem for det danske sundhedsvæsen. [2]

I sammenhæng med udviklingen af moderne teknologi og af elektroniske spil foretrækker mange børn stillesiddende aktiviteter fremfor fysiske aktiviteter [4]. Dette har medført konsensus om, at teknologiens udvikling er en af hovedårsagerne til, at fysisk inaktivitet er en stigende tendens hos børn [6]. Særligt børn i den tidlige pubertet har fået et øget tidsforbrug i forbindelse med stillesiddende aktiviteter. En undersøgelse har vist, at 15% af danske 11-årige i år 2000 brugte mere end fire timer dagligt på elektroniske spil. I år 2014 var der sket en fordobling af dette tal, hvor 30% af danske 11-årige brugte mere end fire timer dagligt på elektroniske spil. [4]

Der forekommer en tydelig sammenhæng mellem fysisk inaktivitet og teknologiens udvikling. Dette kan være som følge af børns psykiske tilstand, idet særligt børn i den tidlige pubertetsalder finder spil og leg interessant [7]. Spil og leg kan dermed i forbindelse med teknologi være motiverende for børn, som skal udføre en aktivitet. En sammenkobling af disse motiverende elementer og fysisk aktivitet har eksempelvis firmaet PlayWare implementeret på

en række legepladser. PlayWare indeholder intelligent teknologi, som motiverer børn til at få et øget fysisk aktivitetsniveau. Denne sammenkobling af teknologi, leg og fysisk aktivitet, som PlayWare benytter, har resulteret i et øget fysisk aktivitetsniveau, idet teknologien initierede en række fysiske aktiviteter hos børnene [8].

1.2 Initierende problemstilling

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

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

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 målgruppes 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 belyses hvilke forskelle der er på inaktivitet og overvægt, og hvilken der på længere sigt kan have de største fysiologiske konsekvenser. Derudover beskrives intensiteten af en fysisk aktivitet, og i hvilken grad den kognitive respons afhænger af fysisk aktivitet.

2.1.1 Fysiologisk risici ved inaktivitet

Hvis et individ udfører mindre end 2,5 times fysisk aktivitet om ugen med moderat intensitet, defineres vedkommende som værende fysisk inaktiv. Moderat intensitet defineres som aktivitet hvor personen skal opnå 64-74% af maxpuls¹. [6] Overvægt og inaktivitet hænger ofte sammen, idet inaktivitet har en stor sammenhæng med overvægt. Grundlæggende opstår overvægt som resultat af et større kalorieindtag i forhold til ligevægtsindtag. [9] Definitionen for overvægt er blandt andet defineret igennem body mass index (BMI), hvilket er forholdet mellem en persons vægt og højde [10]. Der findes en specifik BMI oversigt for henholdsvis piger og drenge i aldersgruppen 2-20 år, hvor grænseområder er fast defineret for begge køn. Der er ikke signifikant forskel på denne BMI oversigt imellem kønnene, men derimod afhænger grænseområderne for BMI oversigten af alderen. [11]

Fysisk inaktivitet og overvægt er ikke det samme, hvoraf de helbredsmæssige konsekvenser tilsvarende ikke er ens. Det er derfor muligt at være overvægtig men samtidig have en aktiv livstil. [6] Undersøgelser viser, at en overvægtig men aktiv person kan have samme metaboliske sundhed som en normalvægtig. En overvægtig person kan igennem en aktiv livsstil nedsætte insulinresistens, højt kolesterol og højt blodtryk, selvom vedkommende forbliver overvægtig. [12, 13]

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

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

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

Ifølge et longitudinelt studie fra Holland, hvor børn og unge blev fulgt over en 15-årig periode, har inaktivitet hos børn før puberteten alvorlige konsekvenser. Studiet konkluderede, at inaktivitet før puberteten medfører stor risiko for knoglefrakturer og mulig immobilitet herfra. Dette er et resultat af, at fysisk aktivitet i barndom og ungdom er stærkt relateret til 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 muskelfibre. [19, 21, 22, 23, 24]

Kroppens reaktion på fysisk aktivitet afhænger blandt andet af aktivitetens krav til kroppen² og intensiteten heraf. Eksempelvis tyder studier på, at fysisk aktivitet har en positiv indvirkning på børns kognition. [25] Ydermere vil en anstrengende fysisk aktivitet få hjertet til at slå hurtigt, hvilket medfører en øget puls, hvormed ilt og næringsstoffer hurtigere sendes rundt i kroppen [26]. Blodkar vil desuden blive udspilet, således blodet i større grad kan komme til hudoverfladen og afgive den varme, som blodet fører væk fra de aktive muskler. Der sker altså en stigning i pulsen og blodtrykket, og denne stigning afhænger af den pågældende aktivitets påvirkning på kroppen. [15, 27, 28]

Aktivitet og intensitet

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

Ifølge flere studier hænger procenten af den maksimale puls sammen med henholdsvis antallet af forbrændte kalorier, hvorvidt den aerobe udholdenhed trænes, forbedring af den anaerobe tolerance eller forbedring den kardiovaskulære ydeevne³. I sammenhæng med fysisk aktivitet og udførelse kræver kroppen adenosintrifosfat (ATP). Dette molekyle er energi bærende og nedbrydes konstant for energiudvinding. Anaerobe forhold forekommer, når der ikke er en tilstrækkelig mængde ilt til stede i kroppen, hvorfor denne proces er den første, som indtræder under fysisk aktivitet. ATP kan gendannes anaerobt ved spaltning af kreatinfosfat eller kulhydrater under dannelse af mælkesyre. [30, 15, 31] Under aerobe forhold kan ATP gendannes i store mængder igennem den oxidative fosforylering. Denne proces indtræder og dominerer efter 15-20 minutters fysisk aktivitet. [15, 31]

Pulsen er sigende for aktivitetens intensitetsniveau samt den effekt, som aktiviteten kan påføre personen. Et højere intensitetsniveau resulterer i en højere puls og dermed hårdere fysisk aktivitet. Denne sammenhæng mellem intensitetszoner, maxpuls, varighed samt udbytte inddeles 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 blodcirkulationen.
2 - Let	60-70	40-80	Forbedrer den aerobe udholdenhed, styrker kroppen til høj intens arbejde og øger fedtmetabolismen.
1 - Meget let	50-60	20-40	Hjælper og øger hastigheden af genopbygningen af musklerne efter 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, hvorved encephalon adapterer sig til det ændrede aktivitetsniveau. Den tilpasser sig til at dyrke mere motion, hvorved områder for eksempelvis indlæring og hukommelse vokser ligesom en muskel, der bruges mere. Blodkarrene i encephalon⁴ udvides som følge af det øgede aktivitetsniveau på samme vis som i resten af kroppen, hvilket også er nævnt i afsnit 2.1.2. Dette medfører, at der kan tilføres flere næringsstoffer og mere energi. [23]

Den fysiske aktivitets effekt på encephalons kognitive funktioner er dog ikke permanente og aftager langsomt efter aktiviteten er opholdt. Efter fysisk aktivitet i 11-20 minutter vil de øgede kognitive funktioner for børn vare op til 50 minutter, mens de hos voksne vil vare 25 til 45 minutter. ⁵[23, 35] Ydermere tyder studier på, at fysisk aktivitet kan have en længerevarende positiv effekt på børns kognition. Dette kommer eksempelvis til udtryk ved, at længerevarende træningsperioder kan bidrage til en positiv virkning på matematiske færdigheder [34, 25].

2.2 Udsat aldersgruppe for inaktivitet

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

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

Børns vaner i forhold til fysiske aktivitetsniveau dannes i barndommen og den tidlige pubertetsalder, hvilket er defineret som cirka 8-12 år afhængig af køn. I denne aldersgruppe har autoritære roller, såsom forældre og lærere, fortsat en stærk påvirkning med henhold til 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 pubertetsalderen. 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 befinder 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 tidligere 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 fysisk aktivitet. Konkurrencer skal derfor holdes på et plan, hvor det ikke er en begrænsende faktor for barnet. Overordnet skal der appelleres til børnene i denne aldersgruppe gennem fairplay og positiv syn på aktiviteterne. [7]

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

2.4 Aktivitetsmålere til børn

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

2.4.1 Aktivitetsmålere

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

Et fælles formål for aktivitetsmålerne er dermed at bestemme det fysiske aktivitetsniveau gennem en række analoge og digitale elementer. De digitale elementer benyttes til at bestemme og visualisere sensorens opsamlende 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 al 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 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 fratage 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 motivere børn til et øget fysisk aktivitetsniveau. De udvalgte aktivitetsmålere henvender sig alle til børn i målgruppen 9-12 år og har derfor på forskellig vis udformet en brugerflade, som er motiverende for målgruppen. Ydermere er aktivitetsmålerne trådløse og tilbyder en brugerflade gennem trådløs overførsel i form af en hjemmeside og/eller app.

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

2.4.3 UNICEF kid power band

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



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

Børnene kan optjene point ved at være fysisk aktive. Der optjenes point efter, hvor fysisk aktive børnene er. Pointene omregnes til en sum penge, som sponsoreres af fans, firmaer og forældre. Pengene, som børnene optjener igennem fysisk aktivitet, bliver doneret til ressourcefattige lande, som er en del af UNICEFs tiltag. Børnene har mulighed for at vælge mellem en række udvalgte lande gennem missioner. Disse missioner skal lære børnene om samfundet i det pågældende land og give dermed børnene indsigt i, hvor betydningsfuld deres hjælp er. Børnene har gennemført en mission, når de har været tilstrækkeligt fysisk aktive til at optjene samtlige tilgængelige point. Alle resultater samles i en app, hvor børnene har mulighed for at følge med i progressionen for dem selv samt deres venner samt for de missioner, som de deltager i. Aktivitetsmåleren har en indkøbspris på 280 kr. [49, 53]

Vurdering af succeskriterier

Aktivitetsmåleren's funktion er at tælle skridt, hvilket registreres under løb og gang, men der skelnes ikke mellem aktiviteterne. Idet armen 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, iltoptagelse eller anstrengelse. Aktivitetsmåleren er designet som et armbånd med en justerbar rem, hvilket gør at den kan monteres og placeres på komfortabel vis. [53]

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

UNICEF Kid Power Band opfylder to ud af seks succeskriterier, mens det delvist opfylder to succeskriterier.

2.4.4 The Sqord Booster

The Sqord Booster er en aktivitetsmåler, som appellerer til børn i alderen 8-14 år gennem konkurrence og fællesskab. Aktivitetsmåleren motiverer børn igennem spil, hvor alt udført aktivitet gemmes i en avatar. Denne avatar designer børnene selv på en hjemmeside, hvor de også kan kommunikere med deres venner. Forældrene har mulighed for at oprette et forældrelogin til siden, så de ligeledes kan følge med i deres børns aktivitet. Aktivitetsmåleren er designet til at blive brugt i grupper men er ikke betinget af fysisk tilstedeværelse, da online gruppekommunikation også er muligt. [55] Børnene kan enten konkurrere mod hinanden eller arbejde sammen som et hold. Det er også muligt at benytte aktivitetsmåleren individuelt, da barnet kan følge sin og andres udvikling. Hermed kan der opstå interne konkurrencer i forbindelse med barnets formåen. [55, 56]

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



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

The Sqord Booster tilgodeser alle præstationer, idet alle får en medalje ved at have deltaget i en given aktivitet. Vinderen får imidlertid flere point end de andre deltagere. Spillet er designet således, at alle har mulighed for at vinde. Dette er muligt, da der i det enkelte spil vurderes ud fra børnenes individuelle form igennem tidligere præstationer. [55]

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

Vurdering af succeskriterier

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

Børnene bliver aktiveret socialt, da hjemmesiden er en blanding mellem et chatforum og en oversigt over præstationer. Derudover har børnene mulighed for at konkurrere med og mod hinanden. The Sqord Booster henvender sig både til inaktive og aktive børn, da alle har mulighed for at vinde. Aktivitetsmåleren er mulig at placere flere steder, hvormed børnene har mulighed for at vælge en placering, hvor det er til mindst gene. [55, 56]⁷

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

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

2.4.5 Nabi Compete

Nabi Compete er en aktivitetsmåler, som appellerer til børn over seks år gennem deres madvaner og samvær med andre. Der er muligt for børnene at konkurrerer individuelt, men hovedformålet er at konkurrere andre som et hold. Konkurrencerne kan bestå i at løbe en bestemt rute, som børnene selv kan designe og tegne ind. Desuden kan børnene vælge en fødevare i brugerfladen, som kan informere børnene om, hvor meget fysisk aktivitet der kræves for at forbrænde denne fødevare. Herved kan der opstå konkurrence i at forbrænde flest kalorier eller løbe længst.⁸ Gennem konkurrencerne optjenes der point, som kan bruges til at købe et virtuelt dyr, der udvikles ved hjælp af point. Aktiviteten måles gennem et tre-akse accelerometer, som sidder i et armbånd, hvilket kan ses på figur 2.3. Dataet synkroniseres til en app gennem bluetooth, hvor der kan gemmes data i op til 90 dage. Barnet og forældrene har dermed mulighed for at følge med i barnets progression. Nabi Compete har endvidere en indkøbspris på 190 kr [48, 58].



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

Vurdering af succeskriterier

Aktivitetsmåleren registrer gang og løb, men det er ikke muligt at skelne mellem aktivitetsformerne. Der registreres heriblandt ikke cykling eller intensitet. Børnene aktiveres socialt, da appen er designet med mulighed for at konkurrere mod hinanden eller arbejde sammen i hold. Derudover har børnene mulighed for at se, hvor mange kalorier de har forbrændt. Aktivitetsmåleren er designet som et armbånd med en justerbar rem, hvilket gør at den kan monteres og placeres på komfortabel vis. [48, 58]⁹

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

2.4.6 Ibitz

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

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

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

for at lave en række opgaver til deres børn, som de vurderer er passende i forhold til barnets aktivitetsniveau.

Disse udfordringer kan indebære, hvor meget tid børnene skal bruge på en aktivitet. Ved at gennemføre udfordringerne, kan børnene optjene point, der kan bruges på to forskellige elektroniske spil.

Aktivitetsmåleren består af et pedometer, som måler 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 udsatte 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, forværrer 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 kravspecifikation 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 børns 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:

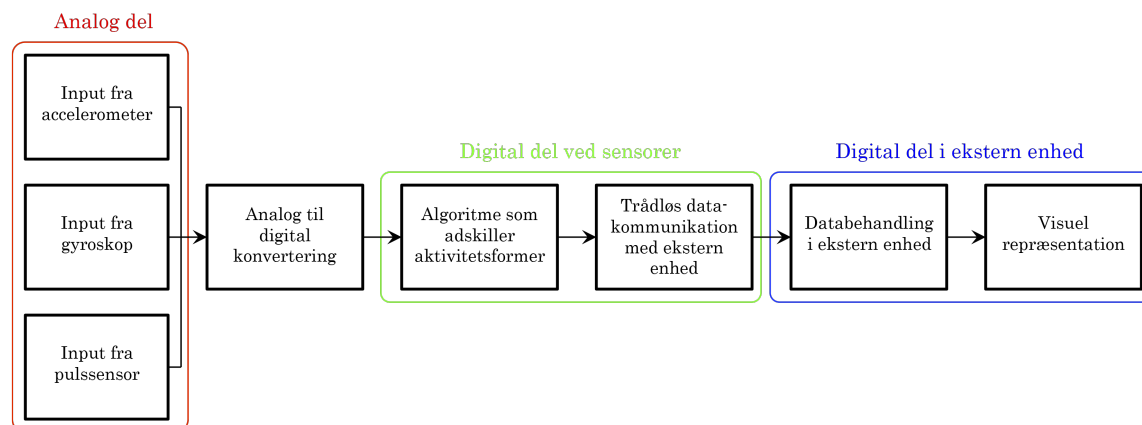
- Systemet skal gennem sensorer kunne detektere aktiviteterne gang, løb og cykling.
- Systemet skal gennem algoritmer i softwaren kunne adskille gang, løb og cykling.
- Systemet skal kunne registrere intensiteten af de givne aktiviteter igennem puls.
- Systemet skal være komfortabelt, hvorfor det trådløst 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: Blokdigram for systemet

1

3.3 Brugsikkerhed

Nedenstående afsnit beskriver hvilke risici der kan forekomme når en bruger tilkobles elektronisk udstyr. Metoder hvorpå de omtalte risici kan forebygges beskrives således en brugsikker 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 udsat 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 ikke-dødelige skader. Derimod kan mikroshock 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 sænkes. 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 jordning som en sikkerhedsforanstaltning, 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

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

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 udsat 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]

3.4 Analog 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 detektere de ønskede aktiviteter. Sensorerne beskrives overordnet for at danne en forståelse for deres virkemåde og hvordan disse kan udnyttes.

3.4.1 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 $9,82m/s^2$ (g). Et accelerometer måler dermed egenaccelerationen af et givent objekt.²[45, 64]

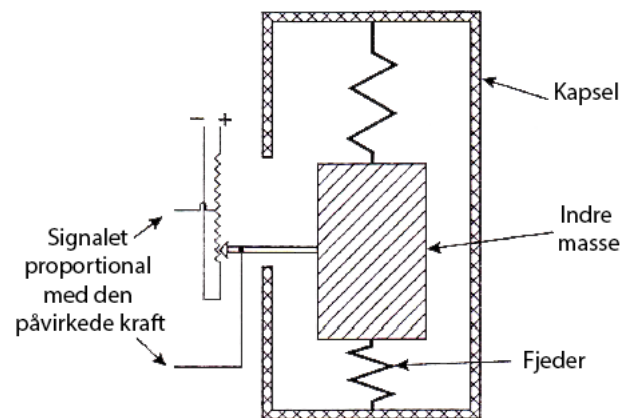
Et accelerometer måler to former for acceleration, henholdsvis statisk og dynamisk. De statiske kræfter er tyngdekraften og vinkelretning af accelerometeret. De dynamiske kræfter beskriver retningen af accelerometerets bevægelse og dets vibrationer. [45, 65, 63]

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 tyngdekraften (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. Ændringen 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 tyngdekraften, og der vil derfor ikke registreres en acceleration.[64, 66]

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.



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

Ethvert stillestående objekt påvirkes af 1 g i den vertikale akse[67]. Derfor vil et 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 x-akse i vertikal retning, da vil x-aksen blive påvirket med $+1\text{ g}$. Hvis sensoren placeres således den positive y-akse er i vertikal retning, da vil denne have en påvirkning af $+1\text{ g}$. De andre akser, henholdsvis y-,z- og x-,z-aksen, vil i begge tilfælde ikke blive påvirket af nogen kræfter, med antagelse om ideelle betingelser.

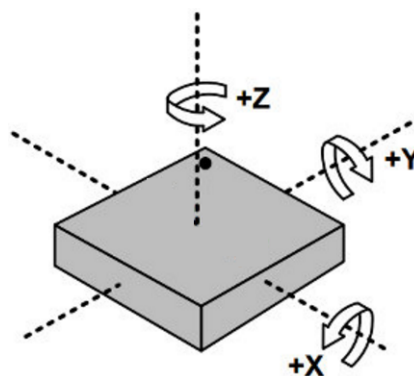
Accelerometre benyttes enten i en åben eller lukket kreds. I en åben kreds fastholdes den indre masse til et nulpunkt ved at være udspændt mellem to fjedre. Ved acceleration af den ydre kapsel bevæges den indre masse væk fra nulpunktet, hvorved ændringen for et single-akse accelerometer vil være proportional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

3.4.2 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 gyroskop kan give information om orienteringen eller navigationen af objektet, som sensoren optager data fra. Hvis et gyroskop eksempelvis drejes én omgang om egen akse i sekundet, 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 gyroskoper heriblandt vibrations-, elektrostatiske- og kernemagnetisk resonans gyroskoper. [69, 64] Et gyroskop kan for eksempel registrere vinkelhastighed ved at anvende tyngdekraften 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 udsat for en roterende bevægelse omkring den horisontale akse. Massen vil blive henholdsvis tungere og lettere i processen på grund af ydre påvirkende kræfter, hvorfor outputtet vil komme til udtryk som en sinus-bølge. Outputtet er afhængig af tyngdekraftens påvirkning af massen, hvorfor et varierende output kræver en bevægelse.

3.4.3 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 måler den kraft som eksempelvis et ben påvirkes med, ved en given bevægelse. Denne kraft vil medføre karakteristiske udsving 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.

3.4.4 Pulssensorer

Kroppens puls kan detekteres på en række forskellige måder, heriblandt elektrisk, optisk, akustisk og mekanisk eller magnetisk.

Elektriske pulssensorer, måler pulsen ved elektrisk kontaktflade mellem sensor og person gennem elektroder. Pulsen detekteres ved de elektriske pulssensorer som forskellen i den elektriske ladning. Udfaldet af målingerne er subjektive, da de kan variere efter personens kropsvæsker såsom blod eller olier i huden.

Optiske pulssensorer registrere puls gennem lys. En rød LED sender lys, som passerer huden og blodåren. Noget af lyset absorberes af hæmoglobinen i blodet, hvorefter en fotodiode opfanger mængden af det resterende lys. Jo mere blod der er i åren, jo mindre lys bliver transmitteret. Outputtet fra pulssensoren er spejlvendt af det lys der opfanges, så signalet giver udslag der stemmer overens med mængden af blod. Denne type sensor bruges ofte i fingerspidsen eller på tåen.

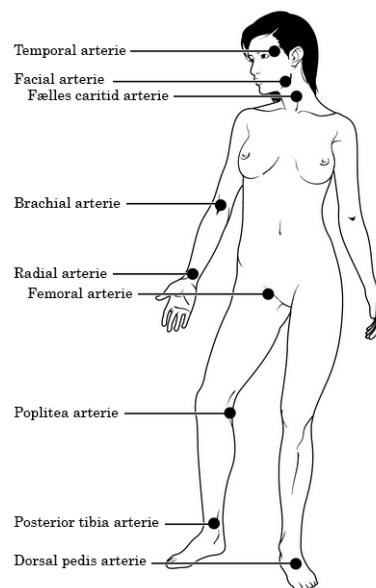
Akustisk opfangelse af puls sker gennem et stetoskop. Dette er en enhed hvor lægen opfanger lyden fra hjertet gennem patientens bryst, og derudfra bestemmer pulsen.

Mekanisk kan pulsen opfanges ved brug af et piezo-elektrisk materiale, som presses mod huden, og opfanger presset fra hjerteslagene eller pulsen.

En anden metode er at placere magneter på kroppen, hvorved blodmolekylerne polariseres. Derefter kan potentialeforskellen registreres gennem elektroder tæt ved det pålagte magnetfelt.

Registrering af puls

Pulsen er angivet som forskellen i det systoliske og diastoliske blodtryk som slag per minut. Pulsen kan måles manuelt ved at placere to fingre over en arterie, og derefter tælle hvor mange slag der er i minuttet. Hyppigst måles pulsen fra radial arterien på håndledet eller på halsen, men enhver arterie der kan mærkes, kan bruges til at måle pulsen ved, se figur ??.



Figur 3.4: På figuren ses steder det er muligt at måle puls.[70]

3.5 Software Teori

I dette afsnit beskrives den udleverede microcontroller, CY8CKIT-043 PSoC 4 M, og dens egenskaber. Dette gøres med henblik på at få forståelse for dens muligheder, og hvordan disse kan benyttes til udvikling af systemet.

3.5.1 Mikrokontroller

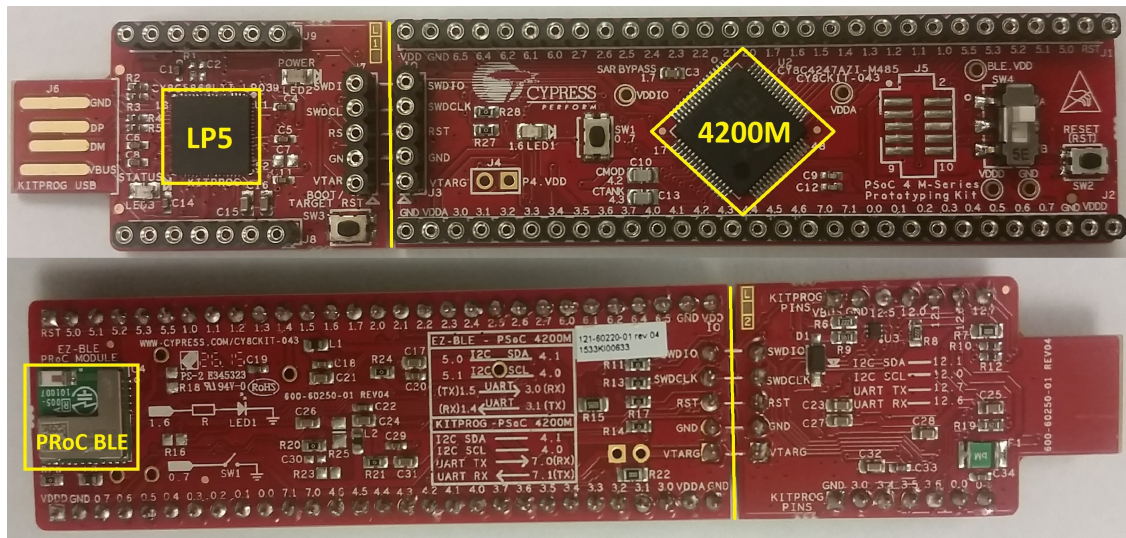
En mikrokontroller er et elektrisk system, som kan kontrollere elektronisk udstyr ved hjælp af indlejret softwaredesign. En mikrokontroller kan derfor anses som en mindre computer, der findes indeni elektroniske enheder. Eksempelvis er mikrokontrollere at finde i fjernsyn, mobiltelefoner og printere. [71, 72]

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. [71, 72]

3.5.2 CY8CKIT-043 PSoC 4-M og PSOC Creator

Til dette projekt anvendes mikrokontrolleren CY8CKIT-043 Programmable System on Chip (PSoC) 4 M-Series Prototyping Kit og programmet PSoC Creator til at opsamle det biologiske signal.

CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit er en prototyping platform, der indeholder tre mikroprocessorer: to Programmable System-on-Chips (PSoC) og en Programmable Radio on Chip (PProC), hvilket ses på figur 3.5. 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 MCUen, 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 fungerer som hovedcomputeren, der programmeres på igennem c koden, og muliggøre eksempelvis høj-performans analog til digital konvertering igennem sin 12-bits SAR ADC. På bagsiden af MCUen sidder en PProC med Bluetooth Low Energy (BLE). Denne PProC har ikke lige så mange muligheder for afbenyttelse i forhold til PProC 4200M, da BLE optager meget plads, hvorfor der ikke er plads til meget andet. [73, 74, 75]



Figur 3.5: På figuren ses MCUen CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit foran og bagpå. På forsiden findes to PSoC og på bagsiden findes PRoC, som alle er tydeliggjort med gul markering og navngivning. Mikrokontrolleren kan knækkes over i to: KipProg board med USB stik og target board med hovedchippet PSoC 4200M³. PRoC'en 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 manuelt på efterfølgende, skal trykkes ned for, at PRoC programmeres på istedet for PSoC 4200M. [73, 74]

Når data skal opsamles, skal to CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit benyttes. Én skal placeres på personen og opsamle data, som skal sendes til en anden MCU, der er koblet til en computer via USB. Dette kan lade sig gøre, da MCUen har Inter-Integrated Circuit (I²C) interface. I²C er en computerbus dataprotokol, hvilket gør det muligt for de to MCUer at opføre sig som master eller slave. Rollen i kredsen bestemmes igennem softwaren. 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. Det er muligt med I²C interface at lave flere slaver eller flere masters til slaverne. I dette tilfælde vil der være én slave og én master. Disse kan kommunikere ved hjælp af et virtuelt kabel, som skabes af BLE. [74, 76]

Mellem PSoC LP5 og PSoC 4200M samt mellem PSoC 4200M og 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 MCUer kommunikerer med hinanden. [74]

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. 3,3V til 5,5V tilsluttes VDD fra en reguleret forsyning, hvilket er yderst essentielt, da boardet ikke besidder en elektrostatisk affladnings beskyttelse (ESD). Hvis en ekstern strømforsyning til VDD er for ustabil eller af dårlig kvalitet, kan MCUens kredsløb blive forstyrret og vil derved ikke fungere optimalt. [74]

Programmet PSoC Creator kan designe hardware og software til MCUen. Herigennem bliver rekonfigurerbare analoge blokke og digital programmerbar logik kombineret⁴, hvorved

⁴FixMe Note: kan den fysiske hardware opbygges digitalt

softwaren kan tilpasses de fysiske komponenter direkte igennem kodedesign. Programmet indeholder forskellige komponenter og kodeeksempler, hvilket kan blive behjælpeligt under algoritmedesignet. [74]

Når MCUen er tilsluttet computeren og debugger igennem PSoC Creator, kan matlab fungere som et grafisk bruger interface (GUI). Dette muliggør live visualisering af den data, som eksempelvis en master MCU modtager fra en slave MCU.

3.5.3 Mikrokontrollerens target CPU

Target CPU'en på CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit er 4200M, som besidder en ARM cortex-M0 processer og har produktnavnet CY8C4247AZI-M485. Denne er baseret på Instruction set architecture (ISA) kategorien Reduced Instruction Set Computer (RISC). ISA beskriver⁵, hvordan processoren vil bearbejde dens instruktioner. ISA's kategorier kan blandt andet være complex instruction set computer (CISC) eller RISC. En CISC baseret computer vil udføre opgaver med så få linjer som muligt. Processorens hardware 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, fordi hver opgave hentes ned, processeres over flere omgange og gemmes indtil færdiggjort. Denne metode tillader dog pipelining, hvilket gør at flere instruktioner kan køre samtidig.⁶ Sammenlignet er RISC processen hurtigere end CISC, men CISC computere kan udføre flere komplekse instruktioner på færre linjer end RISC. [75, 77, 78]

CPU'en i Cortex-M0 er en del af det 32-bit microcontroller unit (MCU) delsystem, som optimerer energibesparende drift ved hjælp af clock gating⁷. CPU'en har en flash hukommelse på 128 kB og en 16 kB RAM af types SRAM. Algoritmen og dermed programmet for MCUen gemmes i flash, da RAM hukommelsen kræver konstant strøm og slettes dermed, hvis strømtilførslen til MCUen slukkes. [77]

3.5.4 ADC

En analog-til-digital konverter benyttes, når et analog signal skal konverteres til digital data, som kan bearbejdes eller visualiseres af en computer. Samplingsfrekvensen og opløsningen for ADCen er afgørende for, hvor korrekt det analoge signal bliver præsenteret. Ifølge Nyquist teorien skal samplingsfrekvensen være mindst det dobbelte af den højeste frekvens i signalet for, at signalet optages præsentabelt nok. 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. [79, 80]

I mikrokontrolleren findes en 12 bits 1 mega sample pr sekund (Msps) SAR ADC. I en SAR ADC kommer signalet ind i en komparator, der har en spændingsværdi og sammenlignes med (V_{ref}). Først sammenlignes inputsignalet med $V_{ref}/2$, og komparatoren vil vurdere, om signalet er større eller mindre end denne værdi. Herved findes det mest betydende tal først,

⁵FiXme Note: processor design teknikken

⁶FiXme Note: fetch - decode - execute. Mere laves samtidig

⁷FiXme 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

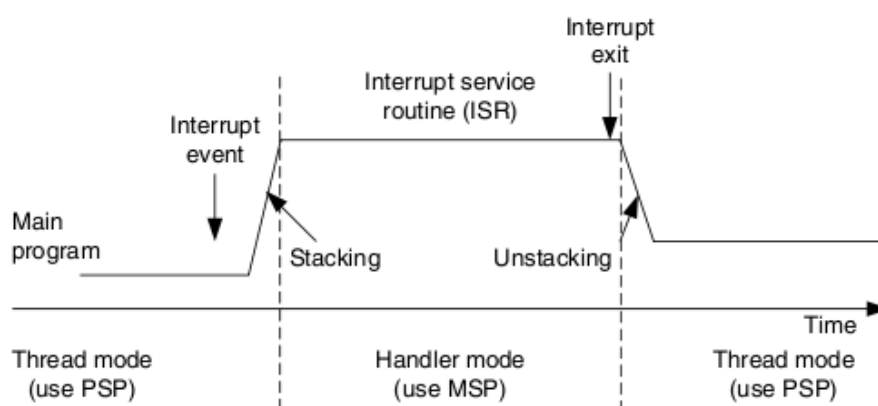
hvorefter processen med halvering af V_{ref} og vurdering herudfra fortsætter indtil de 12 bits er fundet. Derved er den analoge data konverteret til binære tal. Hvis en SAR ADC har for mange bits, bliver disse inddelingstrin så små, at det kan være støj, som afgør bits trinene.⁸ Mikrokontrollerens 12 bits ADC kan inddele 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. [77, 79] ADCen fungerer ikke under deep sleep mode. [77]

3.5.5 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. [81]

En PSoc 4 besidder 32 interrupt linjer, IRQ[0] til IRQ[31], som kan prioriteres efter fire niveauer. Derudover findes en wakeup interrupt controller (WIC), som vækker processoren op fra deep slepp 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. [81]

Inden et interrupt er mainen i tread mode, hvilket ses på figur 3.6. 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. [81, 72]



Figur 3.6: På figuren ses et overblik over, hvad der sker når et interrupt afbryder CPU'ens main. [72]

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 af finde ud af, hvor i prosessen interruptet skal vende tilbage

⁸FiXme Note: Kilden er Johns forelæsning 9, men han har ikke lagt litteratur ind, og dette er nærmest bare mine (Cecilie) noter ud fra forelæsnigen..

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 softwarefejl⁹. [81]

3.5.6 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 pulsbredde 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. [72]

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.¹⁰ [77]

3.5.7 Trådløs kommunikation - BLE

Bluetooth er fordelagtigt at benytte, hvis der ønskes trådløs kommunikation eller trådløse enheder. PSoC's CPU på CY8CKIT-043 PSoC 4 M-Series Prototyping Kit er EZ_BLE PSoC 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 antenne, der kan transmittere data ved radiofrekvens mellem 2400-2500 MHz. [82, 83]

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 kandes kanaler og er centreret om 2,4 GHz, og bliver modificeret 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. [84, 85]

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

¹⁰FiXme Note: Når vi ved, om vi skal bruge clocks, og i så fald hvilke, kan disse eventuelt blive beskrevet her.

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 forbindelse¹¹ mellem enheder og andre til at sende data. Derved sikres en driftscyklus¹² som er tæt på nul. Et BLE modul kan dog ikke skifte undervejs mellem master og slave rollen, hvilket betyder, at når en forbindelse er skabt, vil der være en fast master og en fast slave. Dette simplificerer designet yderligere, hvorved der ligeledes spares strøm. [86]

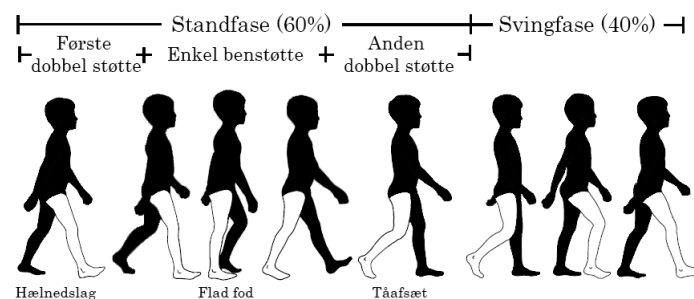
3.5.8 UART kommunikation

3.6 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.

3.6.1 Gang

Gang er en fysisk aktivitet kendetegnet ved altid at have mindst en fod i jorden. Aktiviteten betegnes som en cyklus, som set på figur 3.7, 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. [87, 88]



Figur 3.7: På figuren ses en gangcyklus opdelt i standfase og svingfase. [87] (Modificeret)

13

En gangcyklus inddeles i to faser, standfasen og svingfasen. Standfasen har en varighed svarende til cirka 60% af en gangcyklus, og påbegyndes idet den højre hæl opnår kontakt med underlaget. Efter dette placeres foden 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

¹¹FiXme Note: 3 kanaler - alm bluetooth gar 32

¹²FiXme Note: ratio mellem enheden er slukket og tændt

¹³FiXme Note: Opg: SKAL MODIFICERES. Gør så at figuren også har den procentvise fordeling af faserne på

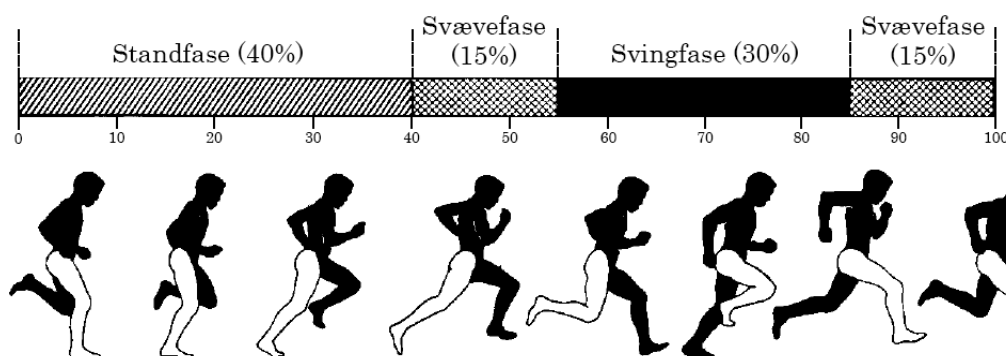
fra tæerne på højre fod.[87, 88]

Den højre fod, og det højre ben, er dermed i svingfasen, som udgør ca. 30% af en gangcyklus. Svingfasen påbegyndes med en acceleration af foden og benet, når foden ikke længere har kontakt med underlaget i standfasen. Den højre fod svinges fremad, hvorefter et såkaldt midt-sving forekommer, som er når højre fod er lige under kroppen. Afsluttende for svingfasen er der en deacceleration. Denne fase involverer en række muskler som sænker hastigheden af benet og fodens fremadgående bevægelse, således kroppen er klar til det kommende hæl-nedslag i standfasen. Herefter gentages cyklussen for venstre ben.[87, 88]

De to faser beskrives altså i retningerne, x og y. Standfasens begyndelse og afslutning, med hæl-nedslag og tå-afsæt, har størst kraftpåvirkning i y-aksens retning, idet foden henholdsvis sættes i jorden og løftes op igen uden betydelig bevægelse i x-aksens retning. Derimod har svingfasen størst kraftpåvirkning i x-aksens retning, da foden og benet, efter at være blevet hævet fra jorden, føres frem og initierer et nyt hæl-nedslag. I denne fase sker der ligeledes en bevægelse i y-aksens retning af mindre betydning. [89]

3.6.2 Løb

Løb er en aktivitet karakteriseret ved, at maks 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 3.8: standfasen, den første svævefase, svingfasen og den anden svævefase. [90, 91]



Figur 3.8: På figuren ses en løbecyklus opdelt i standfase, svingfase og to svævefaser. [90] (Modificeret)

14

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 fortsætter foden til midt stand, hvor den står fladt på jorden, og afslutningsvis udføres et accelererende afsæt med tæerne, hvilket leder op til den næste fase, den første svævefase. [90, 91]

De to svævefaser, som går igen to gange i løbecyklussen, er identiske og udgør hver 15% af cyklussen. Disse er karakteriseret ved at begge ben er løftet fra jorden. [90, 91]

Mellem de to svævefaser, er svingfasen, som udgør 30% af løbecyklussen. Denne fase begynder idet tå-afsættet har løftet foden fra jorden. Foden hæves og knæet føres frem, hvorefter

¹⁴FiXme Note: Opg: SKAL MODIFICERES

hælen igen sænkes, dette sker mens den venstre fod udfører standfasen, hvorved denne fase er supportet af en fod i jorden. Efter denne fase udføres anden svævefase før en ny cyklus kan påbegyndes. [90, 91]

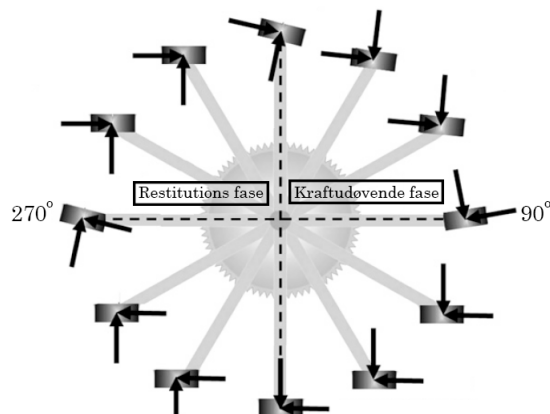
Ved løb rører kun én fod jorden ad gangen, hvilket resulterer i at der er et større stress på leddene ved løb i forhold til gang. Eksempelvis vil en person på 68 kg have et stress på sin fod på 35 kg/m ved gang, mens det ved løb vil være et stress på 110 ton/m, hvormed kraftpåvirkningen vil være større ved løb.[90] 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 hæl-nedslag og tå-afsæt domineres af kraftpåvirkning i y-aksens retning, på samme vis som ved gang, dog er kraftpåvirkningen større ved løb, da denne fase ikke er supportet af venstre fod¹⁵. Kraftpåvirkningen i x-aksens retning for denne fase er af mindre betydning, da foden sættes i jorden og løftes op igen.¹⁶ 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.[89]

3.6.3 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. [92]

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 3.9.



Figur 3.9: På figuren ses cyklussen for cykling, som er opdelt to faser, en kraftudøvende- og en restituerende fase. [92] (Modificeret)

¹⁵FiXme Note: da man går fra ingen fødder i jorden i svævefasen til en fod i jorden i standfasen, som derfor skal bære hele kroppens vægt

¹⁶FiXme Note: Denne er større ved løb end gang, da hæl-nedslaget, som det ses på fig:loebecyklus, er mere skråt på/har en mindre vinkel i forhold til jordoverfladen.

¹⁷FiXme Note: Opg: SKAL MODIFICERES.

Det fremgår af ovenstående figur, at cykling er en bevægelse af de nedre ekstremiteter, som foregår cirkulært omkring z-aksen. På baggrund af dette beskrives cyklingsbevægelsen i studier, gennem data fra et gyroskop. Dette gøres da gyroskopet måler ændringen i vinkler for en rotation, hvorfor netop dette vil være repræsentativt for den bevægelse der udføres ved cykling. [93, 94]

3.6.4 Karakteristika for de tre aktivitetsformer

De tre forskellige aktivitetsformer har flere fællestræk, men også en række karakteristika som adskiller dem fra hinanden.

Gang er en aktivitet karakteriseret som en cyklus, hvor der altid er én eller to fødder i jorden. Denne cyklus er udgjort af to faser, en standfase og en svingfase, som hver udgør henholdsvis 60% og 40%. Faserne for højre og venstre fod er identiske, men forskudt med en halv cyklus, hvilket resulterer i at standfasen for højre og venstre fod overlapper. Herved vil personen to gange i cyklussen have begge fødder i jorden samtidig.

kraftpåvirkningen under faserne domineres i forskellige retninger. Under standfasen domineres den primært i y-aksens retning, mens den i svingfasen primært domineres i x-aksens retning.

Løb er i grundtræk meget lignende gang, blot hurtigere; fod- og benbevægelser er ens for gangcyklussen og løbecyklussen. Da løb går betydelig hurtigere er der i denne cyklus to faser, svævefaser, som ikke optræder ved gang, hvor begge fødder er hævet fra jorden. Standfasen og svingfasen er derfor kortere ved løb og udgør henholdsvis 40% og 30%, mens de to svævefaser hver udgør 15%.

I denne fase er der ikke altid en fod i jorden, og det er maksimalt én fod i jorden ad gangen, hvilket gør at en person vil have et større stress på foden når hælen sættes i starten af standfasen sammenlignet med gang, hvor der altid er en fod i jorden. Dette stress vil i denne fase primært være påvirket af en kraftpåvirkning i y-aksens retning, mens kraftpåvirkningen under svingfasen domineres i x-aksens retning.

Hvis hastigheden øges til en spurt i stedet for løb, er cyklussen den samme, dog ændres længden af faserne. Standfasen og svingfasen reduceres mens svævefaserne øges. [95]¹⁸

Cykling adskiller sig betydeligt mere fra gang og løb, da denne er en roterende cyklus, som er opdelt i to lige lange faser, en kraftudøvende- og en restituerende fase. Under de to faser udfører fødderne og benene en cirkulær bevægelse, som roterer omkring en z-akse, hvorfor det repræsentativt kan måles med et gyroskop.

¹⁸FiXme Note: Opg: Skal vi have mere om dette, det virker måske lidt kort.

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=JnNpdGU9ZWZvc3QtbG12ZQ%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. Rps, 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.
- [18] Ulf et. al. Ekelund. Physical activity and all-cause mortality across levels of overall and abdominal adiposity in european men and women: the european prospective investigation into cancer and nutrition study. *the American Society for Nutrition*, 2015. doi: 10.3945/ajcn.114.100065.
- [19] Britannica Academic. Physical activity, Februar 2016. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/458617/physical-activity>.
- [20] Sundhedsstyrelsen. 60 minutter om dagen ved moderat til høj intensitet, 2016. URL <https://sundhedsstyrelsen.dk/da/sundhed-og-livsstil/fysisk-aktivitet/anbefalinger/5-17-aar>.
- [21] Everett L. Smith and Catherine Gilligan. Physical activity effects on bone metabolism. *Calcified Tissue International*, 1991. doi: 49:\$50-\$54.
- [22] Britannica Academic. Exercise, 2016. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/197976/exercise>.
- [23] Carl W. Cotman, Nicole C. Berchtold, and Lori-Ann Christie. Exercise builds brain health: key roles of growth factor cascades and inflammation. *ScienceDirect*, 2007. doi: 10.1016/j.tins.2007.06.011.
- [24] CenterforDiseaseControlandPrevention. The benefits of physical activity, 2015. URL <http://www.cdc.gov/physicalactivity/basics/pa-health/index.htm#ControlWeight>.
- [25] Benjamin A. Sibley and Jennifer L. Etnier. The relationship between physical activity and cognition in children: A meta-analysis. *Pediatric Exercise Science*, 2003.

- [26] Hjerteforeningen. Fakta om kondition og puls, 2016. URL https://www.hjerteforeningen.dk/files/Motion/Faktaark_om_konditioin_og_puls.pdf.
- [27] Cindy L Stanfield. *Human Physiology*. Pearson, 2013.
- [28] Nicole C. Berchtold. Exercise and cognitive functioning. *AccessScience*, 2010. doi: 1097-8542.YB100072.
- [29] Kenneth H. Cooper and Steven N. Blair. Exercise, heart related physical fitness, 2005. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/197976/exercise/25984/Health-related-physical-fitness>.
- [30] Britannica Academic. Adenosintriphosphat, 2016. URL <http://academic.eb.com.zorac.aub.aau.dk/EBchecked/topic/5722/adenosine-triphosphate>.
- [31] Jette Engelbreth, Claus Estrup, 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 Asserhøj. Danskernes motions- og sportsvaner 2011. *Idrættens analyseinstitut*, 2013.
- [51] DTU transport. Transportvaneundersøgelsen, 2014.
- [52] COWI. Evaluering af abc med fokus på samfundsøkonomiske effekter. *Cyklistforbundet*, (1. udgave), 2015. URL http://www.abc-abc.dk/Laerer/~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] OpenStax CNX. Blood flow, blood pressure, and resistance, 2016. URL http://cnx.org/contents/A4QcTJ6a@3/Blood-Flow-Blood-Pressure-and-#fig-ch21_02_02.
- [71] Center for Scienceuddannelse. Processtyring i teknologi - mikrocontrollerens historie. URL <http://iftek.dk/>.
- [72] Andrew S. Tanenbaum. *Structured computer organization*. Pearson, 2006.
- [73] 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>.
- [74] Cypress Semiconductor. *PSoC® 4 M-Series Prototyping Kit Guide*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/193101/download>.

- [75] 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>.
- [76] Sparkfun. I2c, 2016. URL <https://learn.sparkfun.com/tutorials/i2c>.
- [77] 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.
- [78] Manoj Kumar Yadav and Mohit Rohilla. Difference between risc and cisc architecture, 2016. URL <http://www.firmcodes.com/difference-risc-sics-architecture/>.
- [79] James Moore and George Zouridakis. *Biomedical technology and devices*. CRC Press LLC, 2004.
- [80] Daniel H. Sheingold. Analog-to-digital converter. *AccessScience*, 2014. doi: <http://dx.doi.org/10.1036/1097-8542.031800>.
- [81] Rajiv Badiger. *PSoC® 4 Interrupts*. Cypress, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/127121/download>.
- [82] Cypress Semiconductor. *CYBLE-022001-00 EZ-BLE PSoC Module*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/140791/download>.
- [83] Cypress Semiconductor. *CYBL10X6X Family Datasheet PSoC BLE*, 2016. URL <http://www.cypress.com/file/139841/download>.
- [84] CYPRESS. *Customer Training Workshop: Introduction to BLE System Design*, 2016. URL https://www.ieee.li/pdf/viewgraphs/introduction_to_ble_system_design.pdf.
- [85] Martin Sauter. *From GSM to LTE*. John Wiley & Sons, 2011.
- [86] Naresh Gupta. *Inside Bluetooth Low Energy*. Artech House, 2013. URL ISBN:978-1608075799.
- [87] 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.
- [88] Michael W. Whittle. *Gait analysis - An introduction*. Butterworth Heineman, 4. udgave edition, 1990.
- [89] 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.
- [90] Robert S. Adelaar. The practical biomechanics of running. *The American Journal of Sports Medicine*, 1986.
- [91] Tom F. Novacheck. The biomechanics of running. *Elsevier Science B.V.*, 1998. doi: 0966-6362:98:\$19.00.

- [92] Springer. *Biomechanics of cycling*. Springer, 2014.
- [93] Stephen J. Cockcroft. An evaluation of inertial motion capture technology for use in the analysis and optimization of road cycling kinematics. *Stellenbosch University*, 2011.
- [94] 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.
- [95] 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.
- [96] 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.
- [97] Anatomia perna, Marts 2016. URL <https://www.pinterest.com/arturrebelo3/anatomia-perna/>.
- [98] Shimmer3, Marts 2016. URL <http://www.shimmersensing.com/shop/shimmer3>.
- [99] Patientinformationen. Hjerterehabilitering i terapien. *Sygehus Sønderjylland*, 2013.
- [100] 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 for 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 sensorene har for signalets udformning ved de tre aktivitetsformer gang, løb og cykling.
- At bestemme frekvensområdet for signalerne.
- At bestemme amplitude for signalerne

A.2 Metode

Til forsøget medtages kun forsøgspersoner, som ikke lider af gener der forhindrer dem i at udføre aktiviteterne gang, løb og cykling. Er en person skadet eller syg, ekskluderes 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[96]. Ud fra bevægelsesanalysen i afsnit 3.6, 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.

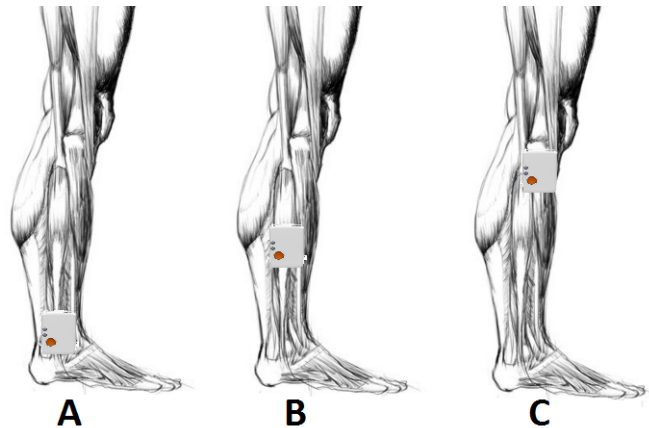
Opsætning af Shimmer3 SUB

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, hvorad 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: medalt på den laterale side af tibia. Placering C: distalt for patella på den laterale side. (Modificeret fra [97, 98])

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

Figur A.2: På figuren ses borgskalaen, som er den der benyttes inden forsøgsstarten. (Modificeret)[99])

¹FiXme Note: var det 11?

Første måling er gang, hvor et middel gangtempo på 4,8 km/t er valgt[100].

- 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[100].

- 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[100]. 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 tilnærmelsesvis ens for alle forsøgspersoner, hvormed de får den samme baseline.
- Forsøgspersonen træder i pedalerne indtil denne opnår en konstant hastighed på 20,9 km/t ved en belastning på 35 W. Dermed sikres det at alle forsøgspersoner bruger den samme belastning gennem forsøget.
- Målingen på 45 sekunder igangsættes.
- 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

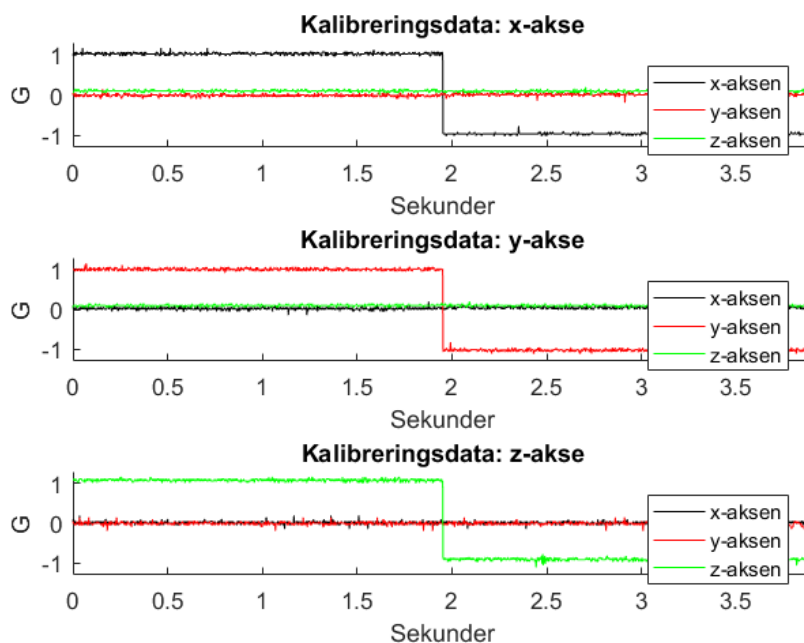
indledning

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 3.6. 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: Placering A [G]	Peak-to-Peak: Placering B [G]	Peak-to-Peak: Placering C [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.

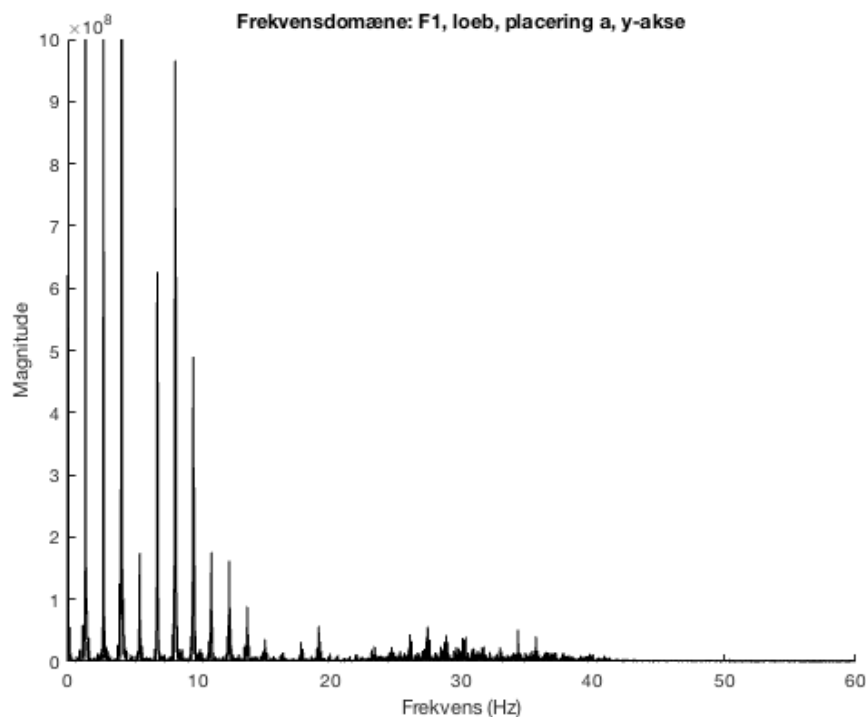
Forsøgsperson	Baseline neutral	Peak-to-Peak: Placering A [G]	Peak-to-Peak: Placering A [G]	Peak-to-Peak: Placering A [G]
F1	(x), (x), (x)	11,2	10,9	13,6
F2	(x), (x), (x)	14,1	15,0	17,2
F3	(x), (x), (x)	15,4	17,7	14,3
F4	(x), (x), (x)	25,8	23,8	23,4

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. 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.

Frekvensdomæneanalysen vises kun for denne forsøgsperson da frekvensspektrummet var størst heraf. Dette gøres da systemets samplingsfrekvens bestemmes med i forhold til på den højeste frekvens.

A.4.5 Filtrering af gang, løb og hastighed

ikke lavet endnu

A.5 Resultater

Indledning

A.5.1 Kalibrering af shimmer

Resultatet af databehandlingen bevirker 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 fejlmargen forekom, kunne være at bordet hvorpå 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 enslydende 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 tilnærmelsesvise 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 tilnærmelsesvise 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 hastigheds aktiviteten havde den største påvirkning. Resultaterne fra placering A, B eller C overskrider ikke $\pm 16G$, hvoraf 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, hvoraf placering A er valgt. Dette medfører at den videre resultatbehandling tager udgangspunkt i placering A.

A.5.4 Frekvensindhold

Databehandlingen af frekvensindholdet fra gang og løb medførte at det største frekvensspektrum lå mellem 0 og 45Hz. Dette medfører at det endelige systems samplingsfrekvens 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 20 gange større.

Det endelige system skal altså have en samplingsfrekvens på 900Hz.

A.5.5 Filtrering af gang, løb og hastighed

ikke lavet.

A.6 Diskussion

A.7 Konklusion