

Maria Hildebrand

Validering av akselerometeret ActiGraph

I hvilken grad registrerer ActiGraph GT1M, versjon 3, sykling sammenlignet med gange, og hvor stor er en eventuell underestimering?

Masteroppgave i idrettsfysioterapi

Seksjon for idrettsmedisinske fag
Norges idrettshøgskole, 2011

Forord

Det har vært en både faglig og personlig utfordring i å skrive denne masteroppgaven. Tiden har vært preget av både oppturer og nedturer, men det er med glede jeg nå ser på det endelige produktet.

Jeg vil rette en stor takk til min hovedveileder Bjørge Herman Hansen som alltid hatt tid for faglige spørsmål og diskusjoner, samt for konstruktiv veiledning underveis. I tillegg vil jeg takke medveileder Sigmund Anderssen for nyttige innspill.

En stor takk også til Erlend Hem for opplæring og veiledning i laboratorium.

Til slutt vil jeg takke Konrad som støttet, oppmuntret og holdt ut med meg under denne til tider hektiske perioden.

Maria Hildebrand

Oslo, 29.05.2011

Sammendrag

Bakgrunn: Akselerometeret har av flere forskergrupper blitt foreslått som en egnet metode for å måle fysisk aktivitet da den objektivt registrerer kroppens bevegelse, akselerasjon i et eller flere plan. Akselerometeret er utførlig validert ved gange på tredemølle, og funnet å samsvare med energiforbruk, men det mangler studier som undersøker i hvilken grad den registrerer sykling. En underestimerting av sykling, som er en vanlig aktivitet i Norge både som trening og transport, kan derfor medføre en stor feilkilde når akselerometeret brukes for å kartlegge befolkningens aktivitetsnivå.

Hensikt: Hensikten med studien var å undersøke i hvilken grad ActiGraph GT1M, versjon 3, (AG3) registrerer sykling inne (ergometersykkel) og ute sammenlignet med gange, samt å angi hvor stor en eventuell underestimerting er. I tillegg ønsket vi å undersøke om en mulig underestimerting av sykling fra AG3 representerer en feilkilde i den nasjonale kartleggingen av befolknings aktivitetsnivå (Kan1).

Metode: Totalt 20 friske menn og kvinner utførte henholdsvis fem og seks intervaller, på 5 min, på tredemølle (3-7 km/t) og ergometersykkel (40-80 watt). Fysisk aktivitet ble registrert av AG3 som var festet på høyre hofte og energiforbruk ble målt ved indirekte kalorimetri. I tillegg syklet 10 av deltakerne ute i > 30 minutter med en hjertefrekvens tilsvarende moderat intensitet.

Resultater: Det var en lineær sammenheng mellom registreringer fra AG3 og henholdsvis hastighet ($R^2=0,92$) og intensitet ($R^2=0,82$) ved gange på tredemølle. Ved sykling inne viste resultatene ingen lineær sammenheng ($R^2 \leq 0,05$) mellom registreringer fra AG3 og henholdsvis belastning og intensitet. Sykling inne på moderat og hard intensitet (3 og 6 MET) ble underestimert med henholdsvis 871 og 3728 tellinger/minutt sammenlignet med gange. Sykling ute i moderat intensitet (5 MET) ble underestimert med ca 2900 tellinger/minutt sammenlignet med gange. AG3s underestimerting av sykling representerte en feilkilde på 1 % i datamaterialet fra Kan1 og tar man utgangspunkt i et utvalg som sykler regelmessig ble forskjellen ca 12 %.

Konklusjon: AG3 klarer ikke å registrere bevegelse utført ved sykling tilfredsstillende, og sykling underestimeres sammenlignet med gange på tredemølle. Dette kan medføre en betydelig feilkilde når AG3 brukes for å måle aktivitetsnivå i et utvalg som sykler flere timer i uken. Videre forskning bør undersøke om denne feilkilden kan minimeres ved å for eksempel plassere akselerometeret på ankel ved sykling.

Nøkkelord: Fysisk aktivitet, objektiv målemetode, akselerometer, ActiGraph, sykling

Tabelloversikt

	Side
Tabell 1.1 Begrepsavklaringer.	2
Tabell 2.1 De vanligste objektive og subjektive målemetodene for fysisk aktivitet.	9
Tabell 2.2 Ulike generasjoner av akselerometeret ActiGraph.	11
Tabell 2.3 Registrerte tellinger fra ActiGraph ved noen utvalgte daglige aktiviteter.	13
Tabell 2.4 De mest brukte grenseverdier for moderat og hard intensitet (3 og 6 MET) utviklet på ActiGraph.	14
Tabell 3.1 Oppbyggelse av intervall ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel.	27
Tabell 4.1 Deskriptiv karakteristik av alle deltakere (N = 20).	32
Tabell 4.2 Registrerte variabler ved gange på tredemølle i ulike hastigheter.	33
Tabell 4.3 Registrerte variabler ved sykling på ergometersykkel med lav tråkkfrekvens (60 RPM) på tre ulike belastninger.	33
Tabell 4.4 Registrerte variabler ved sykling på ergometersykkel med høy tråkkfrekvens (70-80 RPM) på tre ulike belastninger.	33
Tabell 4.5 Grenseverdier for fysisk aktivitet med moderat og hard intensitet (3 og 6 MET).	37
Tabell 4.6 Individuell HF, definert som HF ved omtrentlig 5 MET ved gange på tredemølle, samt registrert HR ved sykling ute.	39
Tabell 4.7 Registrert aktivitetsdata i Kan1, samt aktivitetsdata justert for ActiGraphs underestimering av sykling.	40

Figuroversikt

	Side
Figur 2.1 Dose-respons-forhold mellom fysisk aktivitet og helsegevinst	4
Figur 2.2 ActiGraph GT1M	12
Figur 2.3 Relasjonen mellom MET og tellinger min^{-1} registrert av akselerometeret	15
Figur 2.4 Relasjonen mellom hastighet på tredemølle og tellinger min^{-1} registrert av akselerometeret.	16
Figur 2.5 Relasjonen mellom MET og tellinger min^{-1} registrert av akselerometeret ved henholdsvis gange og alle aktiviteter.	17
Figur 2.6 Tellinger min^{-1} registrert av tre modeller av ActiGraph ved en akselerasjon på 20-50 m/s^2 i et roterende apparat.	20
Figur 3.1 Flytskjema av testing på gange på tredemølle (dag 2) og sykling på ergometersykkel (dag 3).	26
Figur 4.1 Tellinger min^{-1} for de ulike hastighetene ved gange på tredemølle.	34
Figur 4.2 Tellinger min^{-1} ved de ulike belastningene ved sykling med lav og høy tråkkfrekvens.	35
Figur 4.3 Sammenhengen mellom tellinger min^{-1} og MET ved gange på tredemølle.	36
Figur 4.4 Sammenhengen mellom tellinger min^{-1} og MET ved sykling på lav tråkkfrekvens.	36
Figur 4.5 Sammenhengen mellom tellinger min^{-1} og MET ved sykling på høy tråkkfrekvens.	37
Figur 4.6 Regresjonsligning for sammenhengen mellom MET og tellinger fra ActiGraph utarbeidet fra gange på tredemølle og sykling med lav og høy tråkkfrekvens.	38
Figur 4.7 Relasjonen mellom HF og MET ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel med lav og høy tråkkfrekvens.	38
Figur 4.8 Differansen mellom tellinger min^{-1} ved gange på tredemølle og sykling ute for hver enkelt deltaker.	39

Oversikt over vedlegg

Vedlegg 1 Informasjonsskriv og samtykkeerklæring

Vedlegg 2 Informasjonsskriv til deltakere

Vedlegg 3 Testprosedyre ved gange på tredemølle

Vedlegg 4 Testprosedyre ved sykling på ergometersykkel

Innhold

Forord

Sammendrag

Tabelloversikt

Figuroversikt

Oversikt over vedlegg

1. INNLEDNING	1
1.1 Begrepsavklaringer.....	2
2. TEORI	3
2.1 Fysisk aktivitet.....	3
2.1.1 Anbefalinger for fysisk aktivitet.....	4
2.2 Målemetoder for fysisk aktivitet	6
2.3 Akselerometer.....	10
2.4 Actigraph.....	11
2.5 Valideringsstudier av ActiGraph.....	14
2.6 Reliabilitetsstudier av akselerometeret.....	18
2.7 Problemområde.....	20
2.8 Problemstilling.....	21
3. METODE	22
3.1 Utvalg.....	22
3.2 Målevariabler	23
3.3 Datainnsamling.....	25
3.4 Synkronisering og behandling av data.....	28
3.5 Datamateriell fra Kan1	29
3.6 Statistiske analyser.....	31
4. RESULTATER.....	32
4.1 Deskriptiv data av utvalget.....	32
4.2 Fysisk aktivitet registrert av ActiGraph ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel	32

4.3	<i>Sammenhengen mellom hastighet/belastning og registrerte variabler ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel</i>	34
4.4	<i>Sammenhengen mellom intensitet (MET) og tellinger fra ActiGraph ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel</i>	35
4.4.1	<i>ActiGraphs underestimering av sykling på ergometersykkel sammenlignet med gange på tredemølle</i>	37
4.5	<i>Sammenhengen mellom HF og intensitet (MET) ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel</i>	38
4.5.1	<i>Sykling ute i moderat intensitet</i>	39
4.6	<i>Kan1 – endring i registrert aktivitetsdata</i>	40
5.	DISKUSJON	41
5.1	<i>Metodiske vurderinger</i>	41
5.2	<i>Diskusjon av resultater</i>	46
5.2.1	<i>Resultater fra gange på tredemølle</i>	46
5.2.2	<i>Resultater fra sykling på ergometersykkel</i>	48
5.2.3	<i>Sammenligning av resultater fra gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel</i>	49
5.2.4	<i>Resultater fra sykling ute</i>	50
5.3	<i>Kan1 – meningsfull endring i aktivitetsdata?</i>	51
5.4	<i>Anbefalinger for fremtidig forskning</i>	52
6.	KONKLUSJON	54
7.	REFERANSELISTE	55

1. INNLEDNING

Det er vel dokumentert at fysisk aktivitet er assosiert med forebygging av en rekke sykdommer, samt kan gi flere positive helseeffekter som økt generell velvære og mindre angst (Kruk, 2007; Kesaniemi et al., 2001; Strohle, 2009). Tiltak med målsetting om å stimulere til økt nivå av fysisk aktivitet har dermed blitt et viktig virkemiddel for å øke folkehelsen og forbygge sykdomsutvikling i befolkningen (Helse- og omsorgsdepartementet, 2004). Fysisk aktivitet består av flere viktige komponenter, inkludert intensitet, frekvens, varighet, samt totalt energiforbruk og er dermed en kompleks og vanskelig atferd å kvantifisere nøyaktig (Prince et al., 2008). For å få økt kunnskap om hvordan disse komponentene forholder seg til ulike helsevariabler, samt etablere et dose-respons-forhold mellom fysisk aktivitet og helse er man avhengig av gode og presise målemetoder for fysisk aktivitet. Dette vil også være viktig for å kunne evaluere aktivitetsfremmende tiltak og kartlegge aktivitetsnivå i befolkningen.

Tradisjonelt har selvrapporing av fysisk aktivitet, hovedsakelig spørreskjema, vært den mest brukte målemetoden ved store epidemiologiske studier (Jørgensen et al., 2009). Denne metoden har imidlertid mange svakheter, inkludert ulik oppfattelse av spørsmål og begreper, samt at man må stole på at deltakeren husker riktig nivå av fysisk aktivitet da data ofte innsamles retrospektivt (Statens råd for ernæring og fysisk aktivitet, 2001). Studier viser bl.a. at fysisk aktivitet ofte overestimeres ved bruk av spørreskjema (Sallis et al., 2000).

For å redusere utfordringene knyttet til selvrapporing av fysisk aktivitet har objektive målemetoder, spesielt akselerometre, fått økende interesse de siste årene.

Akselerometeret er et måleinstrument som gir detaljert informasjon om fysisk aktivitet ved å registrere kroppens bevegelse, akselerasjon i ulike plan (Matthew, 2005). Flere studier har validert akselerometre ved gange på tredemølle og resultatene viste god korrelasjon med målt energiforbruk, samt at de klarte å differensiere mellom ulike intensitet (Nichols et al., 2000; Brage et al., 2003; Freedson et al., 1998; Leenders et al., 2003). Akselerometre er små, brukervennlige og har stor lagringskapasitet, noe som gjør de velegnete til bruk i store befolkningsundersøkelser og instrumentet har blitt benyttet både internasjonalt (Riddoch et al., 2004; Troiano et al., 2008), samt nasjonalt for å kartlegge fysisk aktivitet hos barn, voksne og eldre (Anderssen et al., 2008; Anderssen et al., 2009).

Ulempen med flere akselerometre er at de ikke registrerer fysisk aktivitet utført av overkroppen og at aktiviteter som inneholder liten bevegelse i hoftelrådet, for eksempel sykling, mest sannsynlig blir underestimert (Jørgensen et al., 2009; Crouter et al., 2006). Sykling er en vanlig aktivitet i Norge både som transport og treningsform, og en mulig underestimert av sykling kan innebære en betydelig feilkilde når akselerometre brukes for å kartlegge aktivitetsnivået i befolkningen. I dag mangler det studier som undersøker akselerometre og sykling. Hensikten med denne oppgaven var derfor å undersøke i hvor stor grad akselerometeret ActiGraph GT1M, versjon 3, registrerer sykling sammenlignet med gange, samt å angi hvor stor en eventuell underestimert er.

1.1 Begrepsavklaringer

Tabell 1.1: Begrepsavklaring

Begrep	Forklaring
Akselerasjon	Forandring i hastighet per tidsenhet og benevnes i m/s^2 eller g , hvilket tilsvarer cirka $9,8 m/s^2$ (Chen et al., 2005).
Akselerometer	Et instrument som måler akselerasjon, og som bl.a. kan brukes for å måle fysisk aktivitet.
Energiforbruk	Det totale energiforbruket (TEE) består av hvilemetabolismen (RMR), termisk effekt av mat (DEE) og energiforbruk på grunn av fysisk aktivitet (EEE) (Levine, 2005).
Epoch	Epoch angir lagringsintervallet for aktivitetsregistrering og innstilles av forskeren. Jo kortere epoch, desto mer detaljerte data registreres.
Intensitet	Intensitet brukes i denne oppgaven for å beskrive energiforbruket ved aktiviteten som utføres og vil angis i metabolske ekvivalenter (MET).
Metabolsk ekvivalent (MET)	MET defineres som forholdet mellom energiforbruket i hvile (RMR), samt ved aktivitet og er en vanlig metode for å angi intensitetsnivå av fysisk aktivitet. Estimert RMR hos en voksen person er cirka $3,5 ml/kg/min$, hvilket tilsvarer 1 MET (Byrne et al., 2005; Ainsworth et al., 2000).
Telling	Telling er akselerometerets kvantitative anslag på mengden bevegelse som blir målt. Vanligvis oppgis det totale antallet tellinger eller gjennomsnittlig antall tellinger per minutt (telling min^{-1}) og dette er et uttrykk for gjennomsnittlig aktivitetsnivå (Anderssen et al., 2009).

2. TEORI

2.1 *Fysisk aktivitet*

Fysisk aktivitet er et overordnet begrep som omfatter mange ulike termer som mosjon, idrett, trim, arbeid, friluftsliv, kroppsøving, fysisk fostring og lek (Sosial- og helsedirektoratet, 2000). I litteraturen defineres fysisk aktivitet som ”enhver kroppslig bevegelse initiert av skjelettmuskulatur som resulterer i en vesentlig økning i energiforbruk utover hvilenivå” (Caspersen et al., 1985). Fysisk trening er en form for fysisk aktivitet, men er noe mer begrenset, og defineres som ”fysisk aktivitet som gjentas regelmessig over tid med målsetting å forbedre form, prestasjon eller helse” (Bouchard et al., 1994).

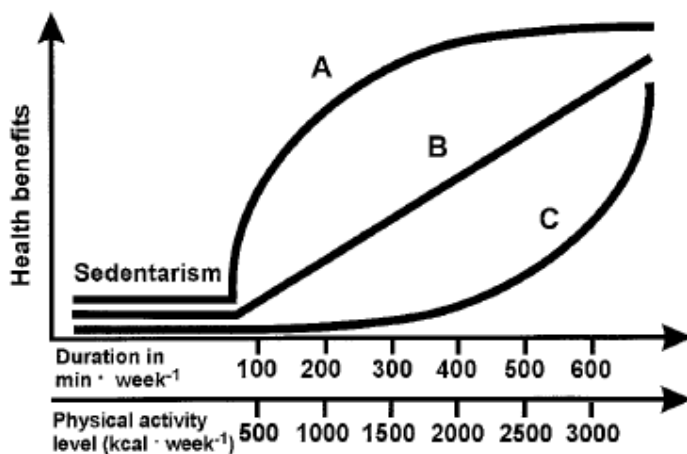
En persons fysiske aktivitetsnivå (dose) er en flerdimensjonal atferd som bestemmes av hyppighet, varighet og intensitet (Jørgensen et al., 2009). En økning i en eller flere av dimensjonene resulterer i økt aktivitetsnivå og energiforbruk (Welk, 2002). Hyppighet gjengir hvor mange ganger man er fysisk aktiv i en tidsperiode, mens varighet forteller hvor lang tid aktiviteten pågår. Intensitet er et mål på hvor mye energi aktiviteten krever, det vil si aktivitetens belastning. En vanlig måte å kvantisere intensitet er ved å bruke enheten metabolsk ekvivalent (MET) som uttrykker forholdet mellom energiforbruk ved aktivitet og i hvile (Ainsworth et al., 2000). Hos en voksen person er energiforbruket i hvile estimert til cirka 3,5 ml/kg/min som tilsvarer 1 MET. Basert på MET-tall kan derfor intensiteten på aktiviteten angis som lav, moderat eller hard. Moderat fysisk aktivitet er definert som fysisk aktivitet som krever tre til seks ganger så mye energi som energibehovet i hvile, dvs. 3 – 6 MET (Anderssen et al., 2009; Ainsworth et al., 2000).

Fysisk aktivitet og helse

Sammenhengen mellom fysisk aktivitet og helse er godt dokumentert i flere vitenskapelige undersøkelser (Kruk, 2007; Kesaniemi et al., 2001), mens fysisk inaktivitet er vist å være en signifikant og selvstendig risikofaktor for redusert helse og funksjonell status (Warburton et al., 2010). Studier viser bl.a. at fysisk inaktive personer har større risiko for tidlig død sammenlignet med personer som er fysisk aktive (Blair et al., 1989; Lollgen et al., 2009). Regelmessig fysisk aktivitet er assosiert med

forebygging av både hjerte- og karsykdommer (Yusuf et al., 2004), type 2-diabetes (Tuomilehto et al., 2001), psykiske lidelser (Martinsen, 2008), noen typer kreft (Friedenreich et al., 2010), samt overvekt (Littman et al., 2005). Videre kan fysisk aktivitet brukes for å behandle flere vanlige livsstilssykdommer, inkludert overvekt (Ross et al., 2000), diabetes type 2 (Boule et al., 2001), depresjon (Mead et al., 2009) og koronar hjertesykdom (Taylor et al., 2004).

Fysisk aktivitet er relatert til helse i et dose-respons-forhold som fremstår som et kontinuum uten noen nedre grense og det kan dermed hevdes at all fysisk aktivitet er bedre enn ingen (Warburton et al., 2010). Dose-respons-forholdet mellom fysisk aktivitet og helse kan, som det fremgår i figur 2.1 se ut på flere måter og for flere variabler oppnås den største helsegevinsten eller forebyggende effekten blant de som er i dårligst fysisk form og lite fysisk (kurve A) (Kesaniemi et al., 2001; Bouchard, 2001). For andre variabler er det mer usikkert om hvordan dose-respons-forholdet ser ut da dette ikke er tilstrekkelig undersøkt og fordi flere konfunderende faktorer kan påvirke forholdet mellom fysisk aktivitet og helse (Kesaniemi et al., 2001; Bahr, 2009).



Figur 2.1: Dose-respons-forhold mellom fysisk aktivitet og helsegevinst (Bouchard, 2001)

2.1.1 Anbefalinger for fysisk aktivitet

Anbefalingene for fysisk aktivitet tar utgangspunkt i dose-respons-forhold mellom fysisk aktivitet og helse, og de norske anbefalingene er utgitt av Helsedirektoratet. Anbefalingene for voksne personer over 18 år er å utøve minst 30 minutter fysisk aktivitet av moderat intensitet hver dag (Sosial- og helsedirektoratet, 2000). Aktiviteten

kan hvis ønskelig deles i mindre bolker på minimum 10 minutters varighet i løpet av dagen (Becker et al., 2007). American College of Sports Medicine (ACSM) og American Heart Association har utviklet amerikanske anbefalingene for fysisk aktivitet og de lyder som følger: Voksne friske personer anbefales å være fysisk aktiv med moderat intensitet minimum 30 minutter fem dager per uke eller fysisk aktiv med hard intensitet minimum 20 minutter tre dager per uke (Haskell et al., 2007).

Aktivitetsnivå blant den voksne befolkningen

Flere studier har undersøkt aktivitetsnivå hos den voksne befolkningen, inkluderte HUNT 1-2, Levekårsundersøkelsen og Norsk Monitor. Mye tyder på at en betydelig andel av den norske befolkningen er fysisk inaktive eller ikke tilstrekkelig fysisk aktive, men på grunn av ulik metode for datainnsamling, ulike definisjon av fysisk aktivitet og spørsmålsformulering, samt forskjellige utvalg er det vanskelig å konkludere i forhold til nordmenns aktivitetsnivå (Søgaard et al., 2000).

Norsk Monitor har kartlagt aktivitetsnivå i Norge siden 1985 og de rapporterte at den voksne befolkningen har økt sitt aktivitetsnivå i fritiden frem til 2009, i tillegg til at andelen som oppfylde ASCM anbefalinger for fysisk aktivitet har økt fra ca 19 til 28 % fra 1999 til 2009 (Breivik et al., 2010). Det er usikkert om utvalget i Norsk Monitor er landsrepresentativt da det mangler informasjon om utvalgsprosess og beregning av svarprosent. Videre er ikke brukt målemetode for fysisk aktivitet validert, og det er derfor usikkert om disse funnene er riktige, det vil si om befolkningen virkelig har blitt mer aktiv.

Kan1 har objektivt kartlagt fysisk aktivitetsnivå blant den voksne befolkningen i Norge, hvor totalt 3464 personer mellom 20-85 år gikk med et akselerometer i syv dager (Anderssen et al., 2009). Studien fant at kun 20 % av deltakerne oppfylde de norske anbefalingene for fysisk aktivitet. Deltakerne i Kan1 registrerte også totalt aktivitetsnivå i spørreskjemaet International Physical Activity Questionnaire (IPAQ), som er brukt i en kartleggingsundersøkelse i Norge 2003 (Bauman et al., 2009). Resultatene fra IPAQ viste at det er færre personer som når de norske anbefalingene for fysisk aktivitet i 2008-2009 (Kan1) enn registrert i 2003 (Anderssen et al., 2009). Dette er i kontrast til funnene fra Norsk Monitor. Forskjellige resultater rapportert i Kan1 og Norsk Monitor kan komme av ulike målemetoder, ulik definisjon for å klassifiseres en person som

fysisk aktiv (Kan1 har strengere krav enn Norsk Monitor), samt at de undersøker ulike former av fysisk aktivitet. Norsk Monitor undersøker *trening* og *mosjon*, mens Kan1 omfatter all fysisk aktivitet.

Dagens samfunn har i økende grad blitt tilrettelagt for inaktivitet og selv om befolkningen *trener/mosjonerer* mer, er det usikkert om dette kompenserer for den økte passiviseringen i hverdagen både når det gjelder arbeidsliv og transport (Breivik, 2008). Akselerometeret registrerer både trening/mosjon og hverdagsaktiviteter i løpet av dagen og dermed kan dette være med på å forklare et lavt antall personer kategorisert som fysisk aktive i Kan1. Det er vanskelig å sammenligne resultatene fra studier som har undersøkt befolkningens aktivitetsnivå og det er et stort behov for standardiserte og nøyaktige målemetoder for fysisk aktivitet som kan benyttes på store og landsrepresentative utvalg.

2.2 Målemetoder for fysisk aktivitet

Det finnes mange ulike målemetoder for fysisk aktivitet og hvilken metode man velger å bruke avhenger i stor grad av problemstilling og studiedesign. Hovedsakelig kan målemetodene deles inn i subjektive eller objektive metoder. Subjektive målemetoder krever at forsøkspersonen eller en observatør rapporterer informasjon om fysisk aktivitet (Sallis & Saelens, 2000). Ofte innhentes data retrospektivt og rapporteringen avhenger da av forsøkspersonens hukommelse. Intervju, direkte observasjon og spørreskjema er alle eksempel på subjektive målemetoder, der sistnevnte er den mest brukte metoden.

Objektive målemetoder avhenger ikke av forsøkspersonens egenvurdering av fysisk aktivitet, og kan dermed være mindre utsatte for feilkilder assosiert med subjektiv registrering (Prince et al., 2008). Fysisk aktivitet er den viktigste årsaken til variasjoner i det daglige energiforbruket og dermed kan energiforbruket brukes som et mål på fysisk aktivitet (Statens råd for ernæring og fysisk aktivitet, 2001). Energiforbruk kan måles ved direkte og indirekte kalorimetri, samt ikke-kalorimetriske metoder (Levine, 2005). Ved ikke-kalorimetriske metoder estimeres energiforbruket ut fra fysiologiske målinger og observasjoner, for eksempel antall skritt ved bruk av pedometer. Tabell 2.1 gir en oversikt over noen vanlige målemetoder og deres fordeler og ulemper.

Dobbeltmerket vann (DLW)

DLW er en ikke-kalorimetrisk metode og blir ofte regnet som gullstandard for å beregne energiforbruk utenfor laboratoriet (Statens råd for ernæring og fysisk aktivitet, 2001). Metoden består av at forsøkspersonen drikker vann som inneholder en kjent mengde av isotopene ^2H og ^{18}O (Westerterp, 2009). Etter et vist antall timer vil isotopene være fordelt i kroppen og man kan da måle konsentrasjonen av dem. ^2H -isotopen blir kun eliminert gjennom vann i svette og urin mens ^{18}O -isotopen blir eliminert gjennom både vann og karbondioksid i svette, urin og utåndningsluft. Forskjellen mellom konsentrasjonen av de to isotopene kan dermed angi eliminasjonsraten av CO_2 , hvilket er proporsjonell med energiforbruket (Westerterp, 2009). Sammenlignet med respirasjonsmålinger i laboratorium viser DLW en nøyaktighet på 6 % og en variasjonskoeffisient på 8 % (Schoeller et al., 1984). Andre styrker med metoden er at man kan måle over lange perioder (1-3 uker), i valgfritt miljø og at metoden er enkel å administrere (Levine, 2005). Svakheten med målemetoden er at den kun gir informasjon om det totale energiforbruket, ikke fanger opp variasjoner i energiforbruk i løpet av dagen, i tillegg til at metoden er for kostbar og derfor ikke egnet til å benyttes på store utvalg (Statens råd for ernæring og fysisk aktivitet, 2001).

Indirekte kalorimetri

Ved indirekte kalorimetri måles oksygenopptak (VO_2) og/eller karbondioksidproduksjon (CO_2 -produksjon) som et estimat på energiforbruket og metoden baserer seg på at VO_2 er lik varmereproduksjonen som måles ved direkte kalorimetri (Welk, 2002). En oksygenanalysator (ergospirometrisystem) med miksekammer er en metode som benyttes for å måle VO_2 og CO_2 -produksjon og systemet har en måleusikkerhet på $\pm 3\%$ (Åstrand et al., 2003). Forsøkspersonen må ved måling bære et munnstykke eller maske slik at ekspirert luft samles opp i et kammer og en liten del trekkes ut til analyse av O_2 og CO_2 . Systemet er oftest stasjonært slik at målinger må utføres i laboratorium, men det finnes også systemer som er bærbare og kan brukes ute i friluft. Fordelen med indirekte kalorimetri er at metoden gir nøyaktige målinger av energiforbruket og at den er billig i forhold til direkte kalorimetri og dobbeltmerket vann (Welk, 2002). Likevel er metoden for kostbar og tidskrevende til bruk på store utvalg og landsrepresentative befolkningsstudier.

Hjertefrekvens (HF)

HF er en objektiv målemetode som baserer seg på at det er en lineær sammenheng mellom HF og V_{O_2} (Levine, 2005). Dette gjelder særlig ved stabile forhold som for eksempel i et laboratorium og når deltakeren har en HF mellom 110-150 slag per minutt (BPM). Dersom HF og V_{O_2} måles ved forskjellige submaksimale arbeidsbelastninger kan man beregne sammenhengen mellom de to faktorene og dermed bruke HF for å estimere V_{O_2} og energiforbruk (Jørgensen et al., 2009). Den vanligste måten å måle HF er ved hjelp av en sportsklokke og pulsbelte som er festet rundt brystet. Fordelene ved å benytte HF for å måle fysisk aktivitet er flere, bl.a. at den gir detaljert informasjon om aktiviteten (intensitet, frekvens og varighet), kan brukes over en lang tidsperiode og i valgfritt miljø, samt at metoden er brukervennlig og billig (Levine, 2005).

Det finnes mange feilkilder ved å bruke HF for å estimere V_{O_2} . HF kan ved lave belastninger påvirkes av faktorer som for eksempel humør, temperatur og matinntak (Rowlands et al., 1997). Disse faktorene påvirker ikke V_{O_2} og dermed blir det lineære forholdet mellom HF og V_{O_2} forandret. I tillegg kan sammenhengen mellom HF og V_{O_2} påvirkes av type aktivitet som utføres og av kroppens posisjon. Gjennomsnittlig feilkilde ved å estimere energiforbruk fra registrert HF er $3 \pm 20\%$ ved aktiviteter med lav intensitet (Levine, 2005).

Spørreskjema

Spørreskjema er den vanligste metoden for å måle fysisk aktivitet i store epidemiologiske studier (Prince et al., 2008). Spørreskjema kan fange opp alle dimensjoner av fysisk aktivitet, inkludert intensitet, hyppighet, varighet, samt gi kontekstuell informasjon om faktorer knyttet til fysisk aktivitet (Sallis & Saelens, 2000). Andre fordeler med å bruke spørreskjema er at det er enkelt å administrere, relativt billig og ikke påvirker atferden til deltakeren. Den største utfordringen ved å bruke spørreskjema er at metoden avhenger av deltakerens hukommelse og evne til å rapportere nivå av fysisk aktivitet. Fysisk aktivitet er en kompleks atferd og det kan være vanskelig å huske alle detaljer knyttet til fysisk aktivitet over en lengre periode (Jørgensen et al., 2009). I tillegg kan forståelsen av spørsmål og begreper oppfattes ulikt avhengig av aktivitetsnivå, alder og kjønn (Statens råd for ernæring og fysisk aktivitet, 2001). Studier har bl.a. funnet at aktivitet med hard intensitet ofte blir overregistrert, da

den er lettere å huske enn aktiviteter med lav eller moderat intensitet (Sallis & Saelens, 2000). I tillegg blir ofte det totale aktivitetsnivået overestimert, noe som kan forklares ved at deltakeren rapporterer ut fra ønsket, og ikke reel atferd (Prince et al., 2008).

Tabell 2.1: De vanligste objektive og subjektive målemetodene for fysisk aktivitet

Målemetode	Forklaring	Fordeler	Ulemper
Objektive målemetoder			
Direkte kalorimetri	Måler hvor mye varme kroppen avgir på grunnlag av at energiforbruket er lik kroppens varmetap.	- Nøyaktig	- Tid- og ressurskrevende - Dyrt - Unaturlig setting
Indirekte kalorimetri	Måler hvor mye oksygen som forbrukes i forhold til karbondioksid som dannes, som et indirekte mål på kroppens varmetap.	- Nøyaktig	- Dyrt - Unaturlig setting - Ukomfortabel utstyr - Ikke egnet for store utvalg
Dobbeltmerket vann	Vann med stabile isotoper ^2H og ^{18}O inntas og måles deretter i kroppsvæsker slik at man får frem eliminasjonsraten av CO_2 hvilket er proporsjonell med energiforbruket.	- Nøyaktig - Naturlig setting - Egnet for store utvalg - Lang tidsperiode	- Dyrt - Krevende (kosthold må registreres nøyaktig) - Ikke informasjon om aktivitetsmønster
Akselerometer	Instrument som måler fysisk aktivitet gjennom å registrere kroppens bevegelse, akselerasjon	- Detaljert - Egnet for store utvalg - Lang tidsperiode - Naturlig setting	- Ikke type aktivitet - Registrerer ikke alle aktiviteter tilfredsstillende - Tåler ikke vann - Utfordring å omvandle til energiforbruk
Pedometer	Instrument som måler fysisk aktivitet gjennom å registrere antall skritt over en tidsperiode.	- Egnet for store utvalg - Billig - Lett å bruke	- Lite detaljert (ikke info. om frekvens, intensitet, varighet, og akt. uten forflytning) - Underestimerer aktivitet når det uttrykkes som energiforbruk
Subjektive målemetoder			
Spørreskjema	Forsøkspersonen rapporterer selv informasjon om fysisk aktivitet	- Billig - Egnet for store utvalg - Detaljert - Gir ikke endret atferd	- Vanskelig å huske riktig - Lav svarprosent - Overestimering pga ønsket atferd om fysisk aktivitet - Ulik forståelse av begreper
Direkte observasjon	En observatør registrerer fysisk aktivitet hos forsøkspersonen.	- Detaljert informasjon	- Påvirke atferden til forsøkspersonen - Dyrt - Tidskrevende

(Jørgensen et al., 2009; Sallis & Saelens, 2000; Eston et al., 1998; Westerterp, 2009; Levine, 2005)

2.3 Akselerometer

Akselerometeret er et lite apparat som måler kroppens bevegelse, nærmere bestemt akselerasjon, i et eller flere plan. Metoden bygger på at akselerasjonen ved menneskelige bevegelse er direkte proporsjonal med muskelkraften som benyttes, og dermed relatert til energiforbruket (Montoye et al., 1983). De fleste akselerometre bæres i et belte rundt livet og registrerer vertikal akselerasjon. Data fra akselerometeret uttrykkes om "tellingene" per tidsenhet og er målerens kvantitative anslag på mengden bevegelse den klarer å registrere. Et lavt antall tellingene per tidsenhet tyder på lav intensitet på aktiviteten, eller lavt aktivitetsnivå, mens et høyt antall tellingene per minutt tyder på høy intensitet på aktiviteten, eller høyt aktivitetsnivå (Anderssen et al., 2009).

Akselerometeret er en ikke-kalorimetrisk metode og for at tellingene skal gi mer meningsfull informasjon om fysisk aktivitet omformes de vanligvis til energiforbruk (Matthew, 2005). Oftest benyttes lineær regresjon for å fastslå sammenhengen mellom tellingene og energiforbruk, og fra regresjonsligningen kan grenseverdier for hvor mange tellingene som tilsvarer lav, moderat og hard intensitet estimeres (Troiano, 2006).

Allerede i begynnelsen på 80-tallet ble en av de første valideringsstudiene utført på akselerometeret av Montoye og medarbeidere (1983). I studien utførte 21 deltakere 14 ulike aktiviteter, bl.a. gange på tredemølle, knebøy og gå opp trappetrinn, samtidig som at energiforbruk ble målt ved indirekte kalorimetri og fysisk aktivitet registrert med et akselerometer. Resultatene viste en korrelasjon på 0,94 mellom tellingene og energiforbruk (Montoye et al., 1983).

Fordelene ved bruk av akselerometre er at de gir objektiv og detaljert informasjon om aktivitetene som utføres, inkludert frekvens, intensitet og varighet (Matthew, 2005). Videre er de små, lette å bruke for forsøkspersonen og kan benyttes på store utvalg. Svakheten med akselerometre er bl.a. at de ikke fanger opp type aktivitet, samt i hvilken sammenheng aktiviteten blir utført. I tillegg registreres ikke aktiviteter utført av overkroppen og fordi akselerometre vanligvis ikke er vanntette registreres ikke aktiviteter utført i vann.

I dag finnes det mange ulike akselerometre, for eksempel Caltrac, Tritac, BioTrainer, Actical og ActiGraph, som bygger på det samme prinsippet, men som skiller seg ut når det gjelder lagringskapasitet, størrelse og antall plan de måler i. ActiGraph (ActiGraph, LLC, Pensacola, FL, USA) tidligere kjent som CSA (Computer Science and

Applications) eller MTI (Manufacturing Technology Inc), er det mest benyttede akselerometeret i Norge og er validitets- og reliabilitetstestet i flere studier (Plasqui et al., 2007).

2.4 Actigraph

I 1988 ønsket det amerikanske militæret et instrument for å måle nivå av fysisk aktivitet hos troppene i felten og forskere utviklet på bakgrunn av denne etterspørselen i år 1992 et akselerometer ved navnet CSA, modell 5032. Denne modellen ble kun produsert i et begrenset opplag og ble erstattet av modell 7108, som igjen ble byttet ut med modell 7164 (ActiGraph via John Schneider, e-post, 1. februar 2011). I 2001 ble apparatet forbedret hos Manufacturing Technology, Inc (MTI) og fikk da navnet MTI eller CSA/MTI. I 2004 hadde det blitt utført flere vitenskapelige studier (Brage et al., 2003; Metcalf et al., 2002; Swartz et al., 2000), noe som gav grunnlag for dannelsen av foretaket ActiGraph og apparatet fikk da samme navn. I tabell 2.2 vises en oversikt over de ulike generasjonene av ActiGraph som finnes.

Tabell 2.2: Ulike generasjoner av akselerometeret ActiGraph

Modell	Utgitt (år)	Nye funksjoner/ Kjennetegn	Antall måleplan	Filtrering	Minne	Skritteller
CSA 5032, 7108 og 7164	1992-	7164 er den mest brukte modellen	1	Analog	32 kB (modell 7164)	Nei (Ja for 7164)
GT1M	2005	Digital filtrering	1	Digital	1 MB	Ja
GT2M	2008	Kun i produksjon en kort tid	1	Digital	2 MB	Ja
GT3X	2009	Måler i tre akser	3	Digital	4 - 16 MB	Ja
GT3X-plus	2010	Lager rådata før digitalisering. Lyssensor som gir informasjon om omgivelser. Vannnett.	3	Digital	250 MB	Ja

(ActiGraph, 2011a; ActiGraph, 2011b; ActiGraph, 2011c)

ActiGraph GTIM, versjon 3

ActiGraph modell GT1M ble produsert i 2004, men kom ikke på markedet før i 2005 (figur 2.2). Instrumentet finnes i tre versjoner som alle har samme funksjon, men skiller seg når det gjelder størrelse. ActiGraph GTIM, versjon 3 ble benyttet i denne studien og

veier 27 gram og er 3,8 x 3,7 x 1,8 cm stort. Apparatet består av et mikro-elektromekanisk system (MEMS) som måler akselerasjon og skritt, et digitalt båndfilter som filtrerer vekk ikke menneskelig bevegelse, samt en USB 2 slik at data kan overføres til PC. I tillegg har ActiGraph et minne på 1 MB, en klokke slik at start- og stopptid kan innstilles, samt et batteri som kan lades opp og som varer i 14 dager uten ladning (ActiGraph, 2011a).



Figur 2.2: ActiGraph GT1M (foto privat)

ActiGraph GT1M registrerer akselerasjon mellom 0,05-2,5g i det vertikale planet (ActiGraph, 2011a). Når ActiGraph utsettes for bevegelse (akselerasjon), skapes elektrisk spenning proporsjonell med akselerasjonen (Chen & Bassett, Jr., 2005). Den elektriske spenningen digitaliseres 30 ganger i sekundet (30 Herz), samt filtreres i et digitalt bandfilter følsomt for en frekvens på 0,25-2,5 Herz (ActiGraph, 2011a). Dette tilsvarer menneskelig bevegelse, slik at annet støy fra bl.a. elektriske gjenstander eller vibrasjoner fra transport i motorkjøretøy filtreres vekk (Chen & Bassett, Jr., 2005). Spenningen blir videre omformatert til akselerometerets enhet ”tellingene” og lagres i tidsintervaller (epoche) som er forhåndsinnstilte av forskeren (Anderssen et al., 2009). Oftest benyttes epoche på 10 eller 60 sekunder. Fordelen med å bruke korte epoche er at det gir et mer detaljert bilde av aktiviteten, og at korte perioder med fysisk aktivitet som ellers kan mistes ved lange epoche fanges opp (Troost et al., 2005). Etter måleperioden overføres dataene fra ActiGraph til en datamaskin for bearbeidelse og analyse.

ActiGraph kan bæres ulike plasser på kroppen, men i de fleste studiene publisert i dag har akselerometeret blitt båret på hofta av praktiske grunner som komfort og enkelhet

(Troost et al., 2005). Det er viktig med nøyaktig plassering av akselerometeret da en pilotstudie viste signifikant forskjell i antall tellinger fra akselerometre plassert på tre ulike posisjoner på hoften (Welk et al., 2000) og (Ward et al., 2005; Welk, 2005). Imidlertid er det lite sannsynlig at deltakere i store populasjonsundersøkelser bærer akselerometeret på nøyaktig samme sted hver dag og det er dermed usikkert om denne forskjellen utgjør en signifikant forskjell i praksis (Troost et al., 2005). Videre er det vanlig at deltakeren kun bærer et akselerometer da studier har vist at bruk av flere akselerometre samtidig ikke øker presisjonen av målingene betydelig (Melanson, Jr. et al., 1995; Swartz et al., 2000).

Tellinger og fysisk aktivitet

Som regel rapporteres gjennomsnittlig antall tellinger per minutt (tellinger·min⁻¹) som et mål på intensiteten av den aktuelle aktiviteten som utføres, eller som et mål på det totale aktivitetsnivået. I tabell 2.3 presenteres registrerte tellinger·min⁻¹ og standardavvik (SD) fra ActiGraph ved noen daglige aktiviteter. Studiene er tilfeldig utvalgt og er kun ment for å synliggjøre i hvilken grad ActiGraph registrerer ulike former for bevegelser. At studiene rapporterer ulike tellinger·min⁻¹ ved samme aktivitet kan ha flere forklaringer, bl.a. at studiene benyttet ulike modeller av ActiGraph og forskjellige lengder på epochene. Andre årsaker er også at de utvalgte aktivitetene ble utført av ulike populasjoner, samt ble utført i ulike miljøer og på ulik intensitet.

Tabell 2.3: Registrerte tellinger fra ActiGraph ved noen utvalgte daglige aktiviteter

Aktivitet	Studie	Tellinger·min⁻¹ ± SD
Gange, 4,8 km/t	Freedson et al. 1998	3003 ± 553
	Kozey et al. 2010a	2970 ± 573
Gange, 6,4 km/t	Freedson et al. 1998	5195 ± 943
	Welk et al. 2000	4357 ± 887
Løping 12,9 km/t	Nichols et al. 2000	9309 ± 1030 ¹
		8129 ± 1140 ²
Støvsuge	Welk et al. 2000	707 ± 569
	Swartz et al. 2000	1115 ± 912
Plenklipping	Hendelman et al. 2000	2722 ± 626
	Swartz et al. 2000	2097 ± 764
Støvtørring	Kozey et al. 2010a	2050 ± 723
	Hendelman et al. 2000	501 ± 254

¹ Resultat fra mannlige deltakere i studien

² Resultat fra kvinnelige deltakere i studien

2.5 Valideringsstudier av ActiGraph

ActiGraph har blitt validert både på barn og voksne med tilfredsstillende resultat (Troost et al., 2005). Tabell 2.4 presenterer noen av de mest brukte grenseverdier for intensitet av fysisk aktivitet utviklet ved valideringsstudiene på voksne.

Tabell 2.4: De mest brukte grenseverdier for moderat og hard intensitet (3 og 6 MET) utviklet på ActiGraph

Studie	Grenseverdi for intensitet (telling/minutt)	
	3 MET	6 MET
Freedson et al. (1998)^a	1952	5726
Brage et al. (2003)^a	1810	5851
Leenders et al. (2003)^a	1267	6251
Yngve et al. (2003)	2260 ^a	5897 ^a
	2743 ^b	6405 ^b
Hendelman et al. (2000)	2191 ^c	6895 ^c
	191 ^d	7528 ^d

^a: Utregning basert på gange og løp på tredemølle.

^b: Utregning basert på gange og løp på innendørsbane.

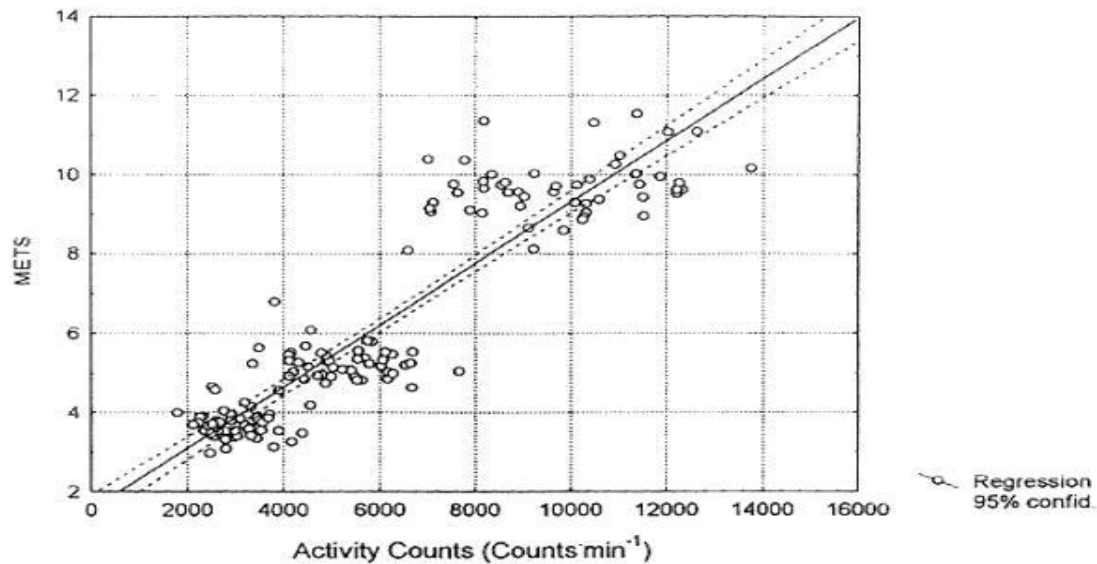
^c: Utregning basert på gange utendørs.

^d: Utregning basert på daglige aktiviteter.

Valideringsstudier utført på tredemølle

De første valideringsstudiene ble utført i laboratorium på tredemølle. I studien til Freedson og medarbeidere (1998) gikk 50 personer på tredemølle med tre ulike hastigheter (4,8, 6,4 og 9,7 km/t). Under testing ble fysisk aktivitet registrert av CSA 7164 og energiforbruk ble målt ved indirekte kalorimetri. Studien viste en signifikant forskjell i tellinger min^{-1} mellom henholdsvis ulik hastighet og intensitet, samt en korrelasjon på 0,88 mellom tellinger og intensitet (figur 2.3) (Freedson et al., 1998). Lignende studier utført på tredemølle har funnet tilsvarende resultater med bl.a. en korrelasjon på 0,8-0,94 mellom tellinger fra CSA eller MTI og energiforbruk (Brage et al., 2003; Nichols et al., 2000; Leenders et al., 2003; Welk et al., 2000; Yngve et al., 2003; Melanson, Jr. & Freedson, 1995; Abel et al., 2008). Det er et viktig poeng at de ulike studiene rapporterte forskjellige grenseverdier for intensitet. Brage og medarbeidere (2003) rapporterte at grenseverdien for moderat intensitet var 1809 tellinger/minutt, mens studien til Leenders og medarbeidere (2003) rapporterte 1267 tellinger/minutt. Det er usikkert hva disse forskjellene kan komme av, men foreslåtte

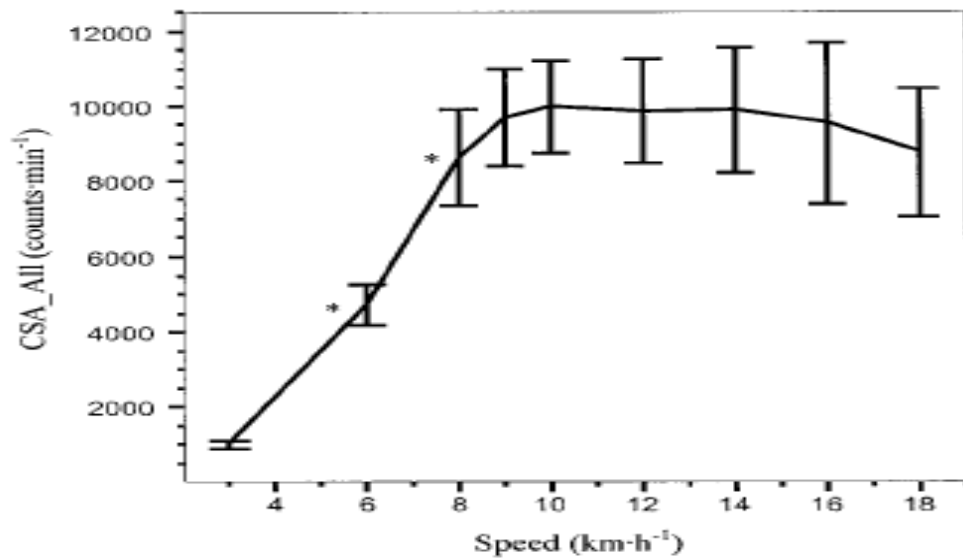
årsaker er bl.a. unøyaktig og avvikende plassering av akselerometeret på hoften, samt forskjellig lengde på epochene (Matthew, 2005; Ward et al., 2005; Welk, 2005). Videre kan ulik oppbygging av testprotokoll, samt faktorer vedrørende testpopulasjonen, inkludert kjønn, alder, høyde, vekt, og kroppssammensetning potensielt kunne påvirke registrerte tellinger fra akselerometeret (Welk, 2005; Trost et al., 2005).



Figur 2.3: Relasjonen mellom MET og tellinger min^{-1} registrert av akselerometeret, $R^2=0,77$ (Freedson et al., 1998)

Flere studier har også vist at miljøet som aktiviteten utføres i kan påvirke registreringene fra ActiGraph (Nichols et al., 2000; Yngve et al., 2003). I studien til Yngve og medarbeidere (2003) fikk 28 deltakerne gå og løpe i samme hastighet på tredemølle og på en innendørsbane. Modell MTI ble brukt for å måle fysisk aktivitet, mens energiforbruk ble målt ved indirekte kalorimetri. Resultatene viste en signifikant forskjell i forholdet mellom tellinger og energiforbruk ved gange og løp på tredemølle sammenlignet med innendørsbane, hvilket også ble vist i ulike grenseverdier (tabell 2.3). Forfatterne diskuterte om dette kan forklares ved forskjeller i gangteknikk, med en høyere skrittfrekvens på tredemølle enn innendørsbane (Yngve et al., 2003).

Sammenhengen mellom tellinger og energiforbruk er lineær, men som vist i figur 2.4 flater tellinger min^{-1} ut ved en hastighet på ca 9 km/t på tredemølle (Brage et al., 2003; King et al., 2004). Dette kan resultere i at estimert energiforbruket ut fra antall tellinger blir underestimert ved hastigheter > 9 km/t.

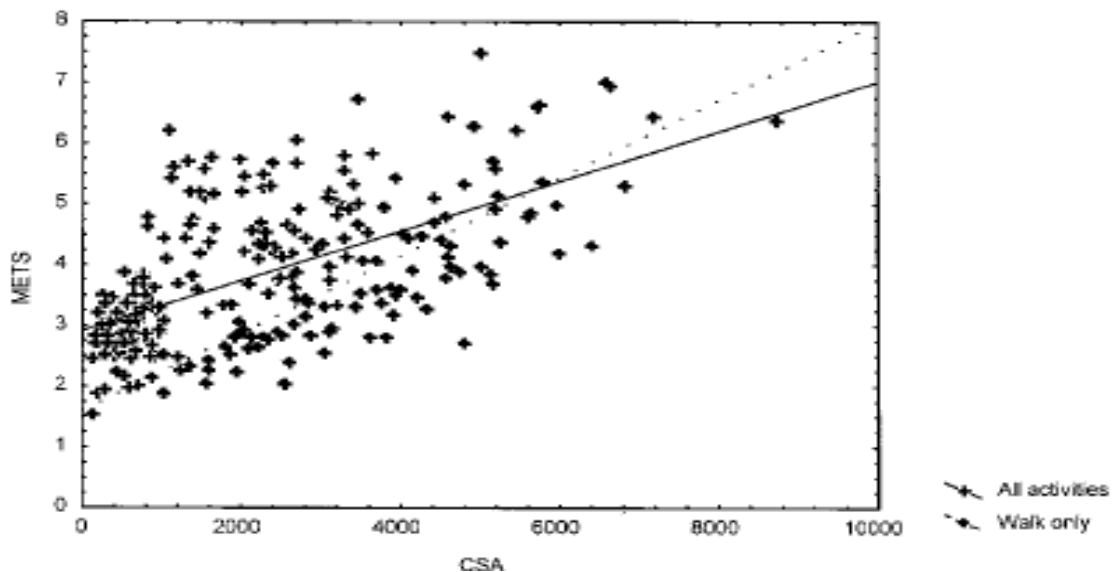


Figur 2.4: Relasjonen mellom hastighet på tredemølle og tellinger min^{-1} registrert av akselerometeret. * indikerer signifikant forskjell fra tidligere hastighet. R^2 (3-9 km/t) = 0,92 (Brage et al., 2003)

Valideringsstudier utført i naturlig setting

Daglig fysisk aktivitet består av forskjellige bevegelsesmønstre, inkluderte både statiske og dynamiske rørrelser, og grenseverdier utviklet ved gange på tredemølle går muligens ikke å benytte på andre typer av aktiviteter. De siste 10-15 årene har flere studier undersøkt ActiGraph i daglig aktiviteter som for eksempel støvsugning, golfspill, hagearbeid, gange utendørs og gå opp og ned trapper. I studien til Hendelman og medarbeidere (2000) målte de V_{O_2} ved indirekte kalorimetri og fysisk aktivitet ble registrert med CSA 7164 hos totalt 25 personer. Resultatene viste at relasjonen mellom tellinger og energiforbruk var sterkere ved gange ($r = 0,77$) enn om alle aktivitetene ($r = 0,59$) som ble utført i studien kombinertes (figur 2.5) (Hendelman et al., 2000). Videre rapporterte de en forskjell på ca 2000 tellinger/minutt i grenseverdien for moderat intensitet utarbeidet på gange sammenlignet med alle aktiviteter (tabell 2.4). Disse funnene støttes også av Welk og medarbeidere (2000) som fant en korrelasjon mellom tellinger fra CSA og energiforbruk målt ved indirekte kalorimetri på henholdsvis 0,86 og 0,55 ved gange på tredemølle og daglige aktiviteter (Welk et al., 2000). En studie publisert i 2010 av Kozey og medarbeidere fant også en korrelasjon mellom ActiGraph GT1M og indirekte kalorimetri ved daglige aktiviteter på omtrent samme nivå ($r = 0,65$). Mest sannsynlig kommer den lave sammenhengen mellom tellinger og energiforbruk av at mange daglige aktiviteter består av lite vertikal bevegelse, i tillegg

til at ActiGraph ikke registrerer det økte energiforbruket som kreves ved for eksempel overkroppsarbeid, gå opp trapp eller gange i oppoverbakke (Kozey et al., 2010a).



Figur 2.5: Relasjonen mellom MET og tellinger min^{-1} registrert av akselerometeret ved henholdsvis gange og alle aktiviteter. $R^2 = 0,59$ (gange) og $0,35$ (alle aktiviteter) (Hendelman et al., 2000)

Stor forskjell i rapporterte grenseverdier

Studiene som har validert forskjellige modeller av ActiGraph rapporterer stor variasjon i hvor mange tellinger som tilsvarer lav, moderat og hard intensitet (Matthew, 2005; Strath et al., 2003). Det er i dag ikke noen enighet om hvilke grenseverdier for intensitet som bør benyttes når akselerometre brukes for å måle fysisk aktivitet, og det er opp til den enkelte forskergruppen å bestemme dette. I en stor kartleggingsundersøkelse av fysisk aktivitet i USA (National Health and Nutritional Examination Survey) valgte de å kalkulere gjennomsnittsgrenseverdier fra fire valideringsstudier utført på tredemølle (Yngve et al., 2003; Freedson et al., 1998; Leenders et al., 2003; Brage et al., 2003). Dette resulterte i at henholdsvis 2020 og 5999 tellinger/minutt ble kategorisert som grenseverdien for moderat (3 MET) og hard (6 MET) intensitet (Troiano et al., 2008). Disse grenseverdiene er også benyttet i Kan1, hvilket muliggjør sammenligning av resultatene fra disse studiene.

Flere studier har sammenlignet regresjonsligninger til ActiGraph og forfatterne konkluderte med at ligningene som oftest ikke klarer å nøyaktig klassifisere intensiteten på aktivitetene og at det er nødvendig å være bevisst svakhetene ved å konvertere

tellinger til energiforbruk (Lyden et al., 2011; Crouter et al., 2006; Leenders et al., 2006).

2.6 Reliabilitetsstudier av akselerometeret

Reliabilitet kan deles inn i intra- og interreliabilitet. Intrareliabilitet undersøker variasjonen i målinger fra et akselerometer, mens interreliabiliteten undersøker om to eller flere akselerometre måler likt ved identiske forhold. Til tross for at reliabiliteten er avgjørende for validiteten av ActiGraph er det færre studier som har undersøkt reliabilitet enn validitet. Det er vesentlig å få mer kunnskap om hvor mye variasjon det er mellom ulike apparater, da det i omfattende kartleggingsstudier benyttes et stort antall akselerometre (Welk et al., 2004). Reliabiliteten av akselerometeret undersøkes vanligvis i et mekanisk apparat som roterer og utsetter instrumentet for en standardisert bevegelse og kjent akselerasjon.

CSA 7164 eller MIT har blitt utførlig undersøkt i mekanisk roterende apparat (Metcalf et al., 2002), laboratorium (Welk et al., 2004), naturlig setting (McClain et al., 2007), samt innenfor ulike populasjoner (McClain et al., 2007; Freedson et al., 2005), og resultatene viste at akselerometeret har akseptabel intra- og interreliabilitet (Silva et al., 2010). Det er færre studier som har undersøkt ActiGraph GT1M. Silva og medarbeidere (2010) rapporterte i en studie som undersøkte 50 st. GT1M i en roterende plattform en variasjonskoeffisient på 2,9 og 3,5 % for intra- og interreliabilitet, og forfatterne konkluderte med at reliabiliteten for GT1M var god (Silva et al., 2010).

GT1M versus eldre modeller

De fleste valideringsstudiene er utført på eldre modeller av ActiGraph (oftest modell CSA 7164), og de ulike modellene har flere tekniske forskjeller, noe som gjør at grenseverdier for intensitet utarbeidet på eldre modeller ikke nødvendigvis kan overføres til ActiGraph GT1M. I tillegg er det usikkert om registrerte tellinger fra de tre versjonene av GT1M, tross at versjonene er teknisk like, er sammenlignbare.

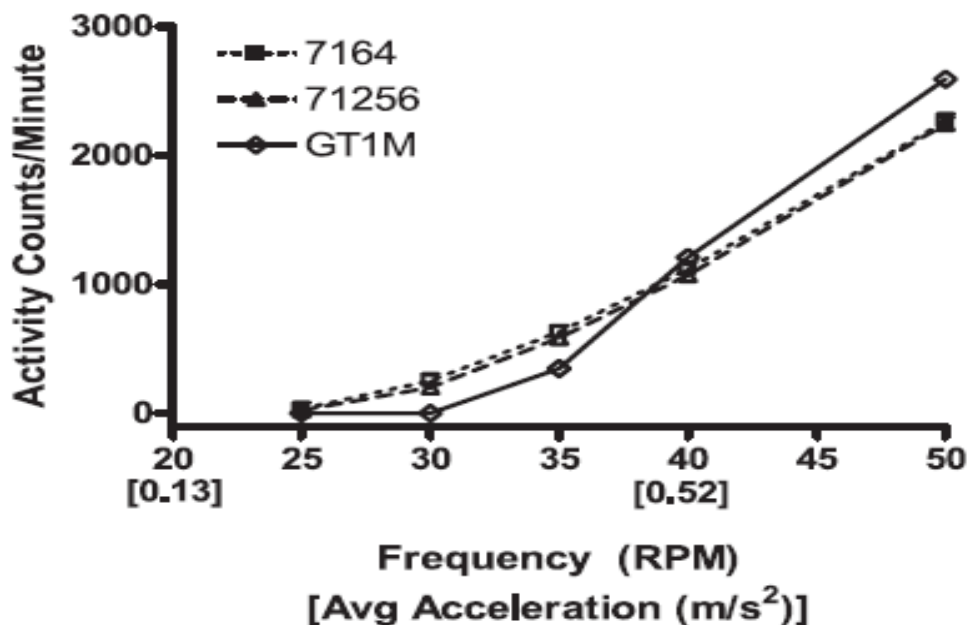
Det er kun en studie som har undersøkt reliabiliteten mellom de tre ulike versjonene av GT1M, i tillegg til CSA 7164 (John et al., 2010). I studien gikk og løp 10 deltakere på tredemølle med en hastighet på 3 til 20 km/t. Resultatene viste at det ikke var noen signifikant forskjell i tellinger min^{-1} mellom de fire ulike modellene og Blant-Altman

plot mellom GT1M versjon 3 og CSA viste liten spredning i tellinger min^{-1} (John et al., 2010).

Flere studier har rapportert en høy korrelasjon ($r=0,95-0,99$) mellom GT1M og CSA 7164 både ved gange i selvvalgt hastighet på en innendørsbane, samt ved daglige aktiviteter (Kozey et al., 2010b; Corder et al., 2007). Resultatene viste heller ikke signifikante forskjeller mellom de ulike modellene da tellingene ble konvertert til moderat eller hard intensitet. Imidlertid fant Kozey og medarbeidere (2010b) at GT1M gav signifikant flere tellinger enn CSA (+58 tellinger; 2,7 %). I motsetning til dette rapporterte en annen studie at GT1M i gjennomsnitt gav 9 % lavere antall tellinger enn CSA og dermed bør en korrigerende faktor på 0,9 brukes for at data fra GT1M og CSA skal kunne sammenlignes (Corder et al., 2007).

Årsak til at GT1M og CSA ikke registrerer likt antall tellinger kan forklares av at GT1M, i et roterende apparat, krever større akselerasjon for å registrere over null tellinger enn CSA (figur 2.6) (Rothney et al., 2008). Dette innebærer at GT1M ved aktiviteter på lav intensitet mest sannsynlig registrerer færre tellinger enn CSA, og dette kan være en medvirkende årsak til at Corder og medarbeidere (2007) rapporterte at GT1M registrerte lavere antall tellinger enn CSA. I tillegg fant Rothney og medarbeidere (2008) at GT1M har en brattere økning i tellinger etter den har begynt å registrere akselerasjon enn CSA, hvilket medfører at GT1M ved høy akselerasjon registrerer flere tellinger enn CSA (Rothney et al., 2008). Dermed er det usikkert om en korrigerende faktor på 0,9, som Corder og medarbeidere (2007) foreslår bør benyttes da det kan være problematisk i en populasjon som består av mange personer med høyt aktivitetsnivå.

Oppsummert er det fra resultatene til disse studiene, til tross for at bruk av ulike modeller ikke resulterer i noen store forskjeller når aktivitetene skal klassifiseres i henhold til intensitet, usikkert om de ulike modellene av ActiGraph registrerer fysisk aktivitet likt, og om grenseverdier utarbeidet fra en modell kan benyttes på også andre modeller.



Figur 2.6: Tellinger min^{-1} registrert av tre modeller av ActiGraph ved en akselerasjon på 20-50 m/s^2 i et roterende apparat (Rothney et al., 2008)

2.7 Problemområde

Ved gange på tredemølle er det en lineær sammenheng mellom tellinger fra ActiGraph og energiforbruk. I tillegg klarer ActiGraph å skille mellom ulike intensiteter og hastigheter (≤ 9 km/t) ved gange. Dette medfører at forholdet mellom energiforbruk og tellinger ved gange på tredemølle, kan brukes som et kriterium ("gullstandard") for sammenligning av i hvilken grad ActiGraph klarer å registrere andre aktiviteter, for eksempel sykling.

ActiGraph fanger ikke opp aktiviteter utført av overkroppen, da den i hovedsak registrerer bevegelse i hoftelrådet. Det er derfor trolig at daglige aktiviteter med liten bevegelse i dette området underestimeres. Flere studier angir at akselerometeret ikke klarer å registrere sykling (Jørgensen et al., 2009; Hendelman et al., 2000), men ingen studier vi kjenner til har undersøkt hvor stor en eventuell underestimering faktisk er. Crouter og medarbeidere (2006) har gjort en review av hvordan 15 publiserte regresjonsligninger fra ActiGraph fanger opp forskjellige aktiviteter, inkludert sykling. De fant at alle ligninger underestimerte energiforbruket ved sykling, men de angir ikke hvor stor denne underestimeringen er (Crouter et al., 2006). Det er derfor uklart hvor stor feilkilde dette innebærer når ActiGraph benyttes for å måle fysisk aktivitet i en populasjon hvor sykling er en vanlig aktivitet. I Norge er sykling en av de vanligste hverdagsaktivitetene under sommerhalvåret og det er viktig å få mer kunnskap om i

hvilken grad ActiGraph registrerer sykling. Usikkerheten knyttet til dette svekker validiteten av ActiGraph og publiserte resultater til de studiene som har brukt målemetoden for å kartlegge fysisk aktivitet.

2.8 Problemstilling

Med utgangspunkt i gjennomgang av litteratur og potensielle utfordringer knyttet til objektiv registrering (ActiGraph) av fysisk aktivitet er følgende problemstilling formulert:

Hovedproblemstilling

I hvilken grad registrerer ActiGraph GT1M, versjon 3, sykling på ergometersykkel sammenlignet med gange på tredemølle, og hvor stor er en eventuell underestimering?

Underproblemstilling

- I hvilken grad registrerer ActiGraph GT1M, versjon 3, 30 minutter med sykling ute i moderat intensitet, sammenlignet med gange i moderat intensitet?
- I hvilken grad representerer en mulig underestimering av sykling fra ActiGraph GT1M, versjon 3, en feilkilde i den nasjonale kartleggingen av befolknings aktivitetsnivå (Kan1)?

3. METODE

Denne oppgaven er en del av prosjektet ”Validering av ActiGraph” som inkluderer to masteroppgaver. Den ene oppgaven undersøker i hvilken grad ActiGraph registrerer sykling og den andre undersøker gange i kupert terreng. Samme forsøkspersonene ble benyttet i begge oppgaver og testingen ble utført i fellesskap. Denne metodebeskrivelsen inneholder kun opplysninger som er relevante for denne oppgaven.

For å undersøke i hvilken grad ActiGraph registrerer sykling sammenlignet med gange på tredemølle (kriterium) gikk forsøkspersonene på tredemølle, samt syklet på ergometersykkel samtidig som fysisk aktivitet ble registrert med ActiGraph og $V\text{O}_2$ målt ved indirekte kalorimetri. Videre undersøkte vi, i tråd med Helsedirektoratets anbefalinger, i hvilken grad ActiGraph registrerer 30 minutter med sykling ute i moderat intensitet sammenlignet med gange. En eventuell underestimering av sykling ble deretter justert for i aktivitetsdata fra Kan1, slik at en mulig feilkilde kunne beregnes.

3.1 Utvalg

Vi rekrutterte via skriftlig og muntlig informasjon et utvalg på 20 deltakere bestående av studenter på Norges idrettshøgskole, samt bekjente til prosjektansvarlige.

Inklusjons- og eksklusjonskriterier

Inklusjonskriterier

- Friske personer over 18 år.
- Ikke synlige problem med bevegelsesmønsteret ved gange eller sykling. Dette innebærer bl.a. haltende gange etter skade i underekstremitetene.

Eksklusjonskriterier

- Personer som ikke er i stand til å gjennomføre testprosedyren

En person ble ekskludert etter at testing hadde begynt på grunn av at vedkommende hadde vansker med å puste i munnstykket. Det ble på bakgrunn av dette rekruttert en ny deltaker.

3.2 Målevariabler

Fysisk aktivitet

Fysisk aktivitet ble registrert med ActiGraph GT1M, versjon 3 (kap. 2.4). Deltakeren bar et akselerometer i et belte rundt livet, posisjonert i aksillarlinjen på høyre hofte i underkant av hoftekammen. Epoch ble satt til 10 sek.

Vi benyttet totalt syv ActiGraph, og disse ble i etterkant av testing kontrollert for reliabilitet i et mekanisk apparat med kjent akselerasjon. Intra-reliabilitet var under 1 %. Enveis ANOVA med påfølgende Bonferroni post hoc tester viste signifikant forskjell i tellinger mellom enhetene, men da den største forskjellen var på 117 tellinger (feilkilde på 3 %) ble det konkludert med at interreliabiliteten var tilfredsstillende.

Oksygenopptak (V_{O_2})

V_{O_2} ble målt med et ergospirometrisystem med miksekammer, inkluderte O_2 - og CO_2 -analysator, samt trykk og temperaturmåler (Oxycon Pro, Jæger, Erich Jæger GmbH, Hoechberg, Tyskland). Forsøkspersonen pustet gjennom et toveis munnstykke (Hans Rudolph 2700 Series, Large 2-way NRBY, Tyskland) og ekspirert luft ble ført via en slange til et miksekammer der gass kontinuerlig ble analysert. Mens O_2 måles med en paramagnetisk måleteknikk, analyseres CO_2 ved hjelp av et infrarødt absorpsjonsprinsipp.

Gass- og volumkalibrering ble gjennomført i henhold til standardisert prosedyre som benyttes ved Fysiologisk laboratorium ved Norges idrettshøgskole (NIH) før hver test. Volumkalibrering ble utført manuelt med en tre-literspump (Calibration Syringe, serie 5530, Hans Rudolph Inc, Kansas City, USA). CO_2 og O_2 kalibreres mot romluft og en påmontert gassflaske (Aga Gas A/S, Leirdal, Oslo) med 95 % N og 5 % CO_2 .

Oxycon Pro er funnet valid og reliabel sammenlignet med gullstandarden Douglas Bag-system, og en studie rapporterte en sterk korrelasjon ($R^2 = 0,9577$ for V_{O_2}), samt ikke noen signifikante forskjeller i måling av V_{O_2} og minuttventilasjon mellom metodene (Rietjens et al., 2001). En annen studie som undersøkte reliabilitet viste at målinger fra Oxycon Pro hadde tilsvarende variasjonskoeffisient (4,7-7,0 %) som Douglas Bag-systemet (3,3-5,1 %) (Carter et al., 2002).

Hjertefrekvens (HF)

HF ble målt med pulsklokke fra Polar Electro Oy (Kempele, Finland), modell FT1. Et pulsbelte med en elektrode ble festet rundt brystkassen i hjertehøyde på forsøkspersonen. Elektrodebeltet sender HF-signaler til pulsklokken som lagrer signalene for hvert femte sekund. Polars pulsklokker er funnet valide sammenlignet med elektrokardiogram (EKG) (Laukkanen et al., 1998), og i følge Polars brukermanual har denne typer klokker, under stabile forhold, en måleusikkerhet på ± 1 % eller 1 slag/minutt (Polar Electro Oy).

Ergometre

I dette prosjektet ble to tredemøller benyttet da den første tredemøllen (Woodway ELG 2, Tyskland) gikk i stykker etter at totalt 12 personer hadde utført testing. Åtte personer benyttet derfor modell Woodway PPS 55 Sport (Tyskland). Begge tredemøller ble kalibrert før testing og viste tilsvarende resultater. Kalibrering utførtes gjennom å måle den reelle hastigheten på tredemøllens bånd og sammenligne dette med hva displayet på tredemøllen viser. Den reelle hastigheten beregnes gjennom å måle lengden på båndet og deretter registrer hvor lang tid det tar for 40 omdreininger, med og uten forsøksperson.

Ergometersykkelen var av merket Lode Excalibur Sport (Nederland). Sykkelen har en innebygd frekvensmåler (omdreining per minutt, RPM) som ble kalibrert manuelt med en stoppeklokke for oppstart av testing. Belastning (watt, W) og tråkkfrekvens vises på et digitalt display som er koplet til sykkelen.

Antropometriske målinger

Vi gjennomførte følgende målinger:

1. Kroppsvekt (Seca digitalvekt, Vogel og Halke, Hamburg, Tyskland)
2. Høyde (Seca stadiometer, Vogel og Halke, Hamburg, Tyskland)
3. Beinlengde. Dette ble målt i liggende stilling fra spina iliaca anterior superior til mediale malleol. Vi målte begge bein for å kunne angi gjennomsnitt av de to målingene for å beskrive en persons beinlengde.
4. Livvidden ble målt om navlen

5. Hofteomkretsen ble målt i høyde med trochanter major. Liv-hofte-ratio ble utregnet gjennom å dividere livvidden med hofteomkretsen

Måling nr. 1 og nr. 2-5 ble avrundet til henholdsvis nærmeste 0,1 kg og cm. Vi brukte et målebånd ved måling nr. 3-5. Digitalvekten ble kalibrert før første vektmåling ved å veie standardvekter. Under antropometriske målinger var deltakerne kun iført undertøy og alle målinger ble utført av samme testleder.

3.3 Datainnsamling

Studien ble gjennomført i henhold til Helsinki-deklarasjonen, og datainnsamlingen pågikk fra august 2010 til januar 2011. Forsøkspersonene møtte tre ganger ved Fysiologisk laboratorium ved NIH og en gang ute i nærliggende friluftsområde. De fire møtene besto av informasjon, tilvenning av utstyr og antropometriske målinger (dag 1), testing på tredemølle (dag 2), testing på ergometersykkel (dag 3), samt testing på sykkel ute (dag 4).

Lang reisvei og tidsaspektet medførte at fem personer gjennomførte testing på tredemølle og ergometersykkel på samme dag. De fikk en pause på cirka 15-20 minutter mellom protokollene med mulighet til å spise frukt eller yoghurt.

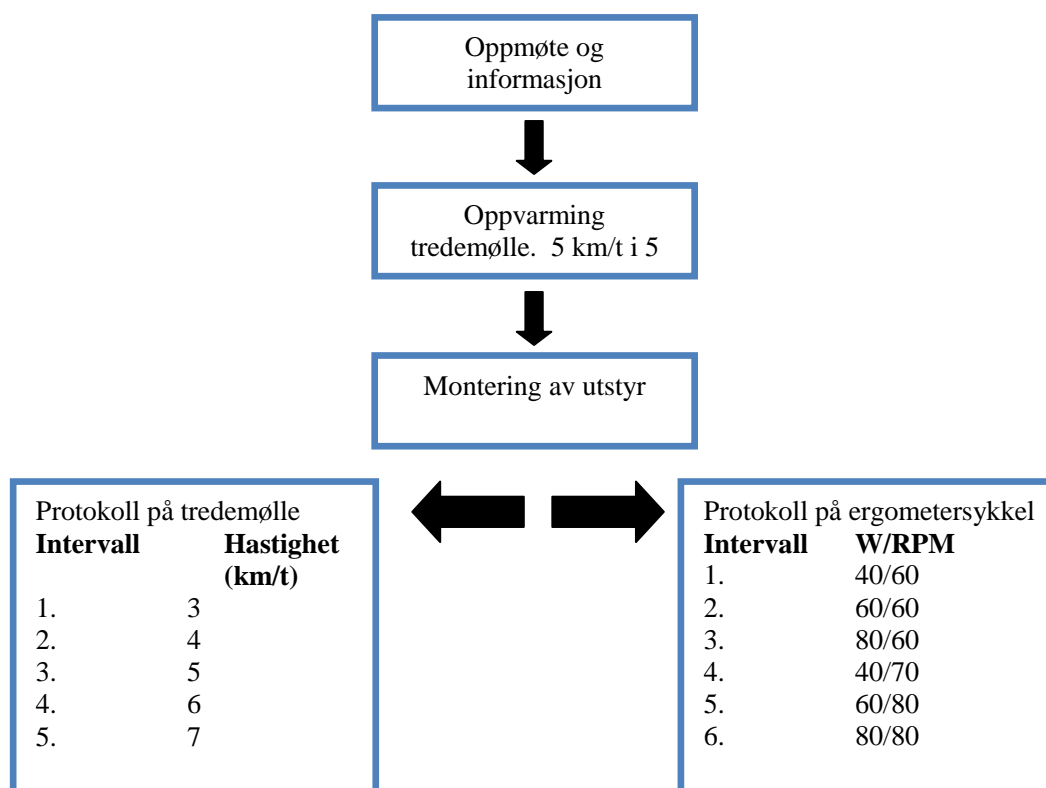
Dag 1 - Informasjon, tilvenning av utstyr og antropometriske målinger

Alle deltakere ble invitert til laboratoriet for muntlig og skriftlig informasjon om prosjektet før signering av samtykkeerklæring (vedlegg 1), tilvenning i å puste i munnstykket mens de gikk og syklet, samt antropometriske målinger. Deltakere fikk også et skriftlig informasjonsskriv med seg hjem (vedlegg 2). På grunn av tidsmangel eller sykdom var det elleve personer som ikke deltok på dag 1. Disse gjennomførte tilvenning av utstyr og antropometriske målinger på dag 2.

Dag 2 og 3 – Informasjon og oppvarming

På dag 2 og 3 møtte deltakeren i laboratoriet iført treningsklær og fikk umiddelbart informasjon om hvordan testingen skulle gjennomføres (figur 3.1). Den standardiserte oppvarmingen besto av fem minutters gange på tredemølle med en hastighet på 5 km/t. Etter oppvarming fikk forsøkspersonen prøve å puste i munnstykket i tillegg til at

pulsklokke, pulsbelte og ActiGraph ble montert på deltakeren. Deretter startet protokollen for gange på tredemølle eller protokollen for sykling på ergometersyssel.



Figur 3.1: Flytskjema av testing på gange på tredemølle (dag 2) og sykling på ergometersyssel (dag 3).

Dag 2 - Testprotokoll for gange på tredemølle

Testprotokollen på tredemølle besto av fem intervaller med økende hastighet (3-7 km/t) (tabell 3.1) (vedlegg 3). Hvert intervall varte i fem minutter og var atskilt med en 30 sekunders lang pause. Tabell 3.1 presenterer oppbyggelsen av hvert intervall (dette gjelder også for intervaller utført på ergometersyssel).

Munnstykke og neseklypa ble gitt til forsøkspersonen av testleder slik at deltakeren selv kunne sette dette på plass. Forsøkspersonen fikk to minutter på hvert intervall for å tilpasse seg den nye hastigheten og for å oppnå "steady state" før måling av V_{O_2} startet. Totalt fem målinger av V_{O_2} ble registrert på hvert intervall og de siste fire målinger ble brukt for å regne ut gjennomsnittlig V_{O_2} . MET ble beregnet gjennom å dividere gjennomsnittlig V_{O_2} med 3,5 ml/kg/min. HF ble målt manuelt av testleder hver

15:e sekund i et minutt og ut fra disse målingene ble gjennomsnittlig HF, uttrykt i slag per minutt (BPM), for hvert intervall beregnet.

I de 30 sekunders pausene hadde deltakerne mulighet til å drikke vann eller kommuniserer med testleder. Under denne pausen ble også den nye hastigheten justert av testleder. For øvrig måtte forsøkspersonen være stille under hele testprotokollen, og kun kommunisere med innøvde håndbevegelser, for å ikke påvirke målingene av VO_2 eller HF. For å tydelig markere start og slutt i hver protokoll i datamatriksen fra akselerometeret, måtte forsøkspersonene stå i ro 60 sekunder direkte før og etter gjennomført protokoll.

Tabell 3.1: Oppbygging av intervall ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel.

Stå i ro i 30 sek (1 min ved oppstart av protokoll)
0 min. Start å gå eller sykle
1 min. Ta på neseclype og munnstykke
1,5 min. VO_2 begynner med måling hver 30:e sek.
4 min. VO_2 er ferdig. Ta av neseclype og munnstykke
4-5 min. Registrering av puls og tråkkfrekvens hver 15:e sek
Pause 30 sek (1 min ved protokollslutt). Justere ny hastighet /belastning

Dag 3 - Testprotokoll/prosedyre for sykling på ergometersykkel

Protokollen på ergometersykkel besto av seks intervaller, inkludert tre ulike belastninger (40-80 W) som ble utført med to forskjellige tråkkfrekvenser (tabell 3.1) (vedlegg 4). Dermed kunne vi undersøke om tråkkfrekvens påvirket registreringene fra ActiGraph. Lav tråkkfrekvens var definert til 60 RPM og høy tråkkfrekvens 70-80 RPM. Forsøkspersonen fikk selv velge høyden på sete og styret ut fra hva som føltes naturlig. Det ble presisert at de måtte holde i styret på samme sted, og med minst en hånd, under hele protokollen. Testleder satte på neseclype og munnstykke ved måling av VO_2 slik at forandring i stilling ikke skulle påvirke ActiGraphs posisjon på hoften.

Intervallene ved sykling var bygget opp på samme måte som ved gange på tredemølle, og inneholdt de samme målingene (tabell 3.1). Tråkkfrekvens ble notert samtidig som HF og ut fra målingene ble gjennomsnittlig tråkkfrekvens for hvert intervall beregnet.

Dag 4 - Testprotokoll/prosedyre for sykling ute

Ved sykling ute kunne VO_2 ikke måles da vi ikke hadde tilgang til valide målemetoder i denne studien. Dermed tok vi utgangspunkt i HF for å bestemme intensiteten ved syklingen ute. Deltakerne skulle sykle på moderat intensitet, 3-6 MET, og da HF lett påvirkes av andre faktorer, inkludert humør og temperatur ved lav intensitet, tok vi utgangspunkt i tidligere målt HF ved gange på tredemølle med en intensitet på tilnærmet 5 MET. På den måten kunne vi sammenligne tellinger min^{-1} fra 30 minutter med sykling ute på 5 MET med tellinger min^{-1} fra gange på tredemølle ved 5 MET.

Totalt 16 av deltakerne eide en sykkel, og av disse ble tilfeldig ti deltakere valgt ut og gjennomførte testing i løpet av august 2010. Protokollen besto av å sykle på en kupert grusvei og etter 25 minutter snu og sykle tilbake samme vei. Deltakerne møtte opp med sin private sykkel og var iført treningsklær og valgfritt skotøy. Totalt åtte personer var iført sykkelsko. En til fire forsøkspersoner ble testet samtidig og de fikk før start muntlig informasjon om testprotokollen og løypen de skulle sykle. Alle deltakere var godt kjent med løypen fra før av. Hver forsøksperson fikk beskjed om sin individuelle HF og denne ble også notert på lapp festet på styret. De fikk beskjed om å ligge nærmest mulig sin angitte HF og hvis de opplevde at HF ble for høy i oppoverbakkene fikk de beskjed om å ro ned tempoet eller gå ved siden av sykkelen. Alle forsøkspersoner hadde pulsklokke, slik at de kunne kontrollere HF og tidsforløp, i tillegg til ActiGraph. For å markere start og slutt av protokollen i dataene fra akselerometeret stod deltakerne i ro 60 sekunder før og etter gjennomført syklingen. Gjennomsnittlig HF for sykling ute ble notert fra pulsklokken etter endt test.

3.4 Synkronisering og behandling av data

ActiGraph ble før hver forsøksperson stilt inn for oppstartsdato og tidspunkt, epoch, samt navngitt med forsøkspersonens ID-nummeret ved hjelp av en PC og programvaren ActiLife (ActiLife, ActiGraph LLC, Pensacola, FL, USA). I tillegg ble det festet en tape med det aktuelle ID-nummeret til forsøkspersonen på hver ActiGraph. For at

innsamling av data skulle begynne samtidig synkroniserte vi ActiGraph og PC med en ekstern klokke.

Etter hver protokoll ble data fra ActiGraph lastet ned til en PC og lagret i en excel-fil ved hjelp av ActiGraphs programvare ActiLife. Tellingene min^{-1} for intervallene ved gange og sykling på ergometersykkel ble beregnet fra de samme minuttene brukt for å regne ut energiforbruk, nemlig minutt 3 til minutt 5 av hvert intervall.

I datasettet fra sykling ute lokaliserte vi den siste registrerte tellingen ved sykling gjennom å se på start- og stopptid for hver deltaker. De tre siste minuttene ble ekskludert og vi brukte deretter de neste 30 minuttene for å regne ut tellingene min^{-1} . Dette medførte at de første minuttene av syklingen ute ble ekskludert og forsøkspersonen fikk dermed tid til oppvarming, samt å finne riktig HF.

3.5 *Datamateriell fra Kan1*

Kan1- nasjonal kartlegging av befolkningens aktivitetsnivå

Hensikten med Kan1 var å kartlegge fysisk aktivitetsnivå og faktorer relatert til fysisk aktivitet i den norske befolkningen. Undersøkelsen var en landsrepresentativ tverrsnittsstudie og var organisert som en multisenterstudie bestående av totalt 10 ulike institusjoner i Norge. Et tilfeldig utvalg av deltakere, fra avgrensede områder rundt hvert testsenter, ble trukket fra Folkeregistret ved hjelp av EDB Infobank.

Datainnsamlingen pågikk i et år fra april 2008 og totalt 10 966 personer fikk tilsendt invitasjonsbrev. Totalt deltok 3464 personer i studien (deltakerprosent 32 %) og frafallsanalyse utført av Statistisk sentralbyrå viste at det var en overrepresentasjon av personer med høy sosioøkonomisk status i utvalget.

Fysisk aktivitet ble målt av ActiGraph GT1M og epoch var innstilt på 10 sekunder. Deltakerne fikk ActiGraph tilsendt i posten sammen med informasjon om å bære måleren i syv dager, samt konvolutt for returnering av måleren etter endt måleperiode. Alle registreringer mellom kl 24.00 og 06.00 på natten, samt perioder på over 60 minutter med sammenhengende null-registreringer fra ActiGraph ble ekskludert. I tillegg måtte hver deltaker ha minst tre dager bestående av 8 timer eller mer med godkjente aktivitetsregistreringer for å få inngå i datamaterialet.

Deltakerne i Kan1 fikk registrere hvor mye sykling de utført i måleperioden i et tilleggsskjema, og følgende spørsmål ble benyttet:

- a Hvor mange dager i måleperioden har du syklet eller drevet med spinning/ergometersykkel?
- b På en dag hvor du syklet, hvor mange timer varte aktiviteten i gjennomsnitt?
- c På en dag hvor du syklet, hvor mange minutter (utover hele timer) varte aktiviteten i gjennomsnitt?

Databehandling

Vi utførte følgende databehandling av materialet fra Kan1:

- Alle som ikke har svart på spørsmål **a** eller angitt ”Ingen sykling i måleperioden” fikk totalt 0 minutter med sykling.
- Alle som har angitt ”husker ikke tid/varighet på aktivitet” på spørsmål **b** og **c** fikk totalt 0 minutter med sykling.
- Antall timer fra spørsmål **b** ble omgjort til minutter og summert med minutter i fra spørsmål **c** (**Variabel 1**).
- **Variabel 1** ble multiplisert med antall dager fra spørsmål **a** (**variabel 2**).
- Hvis antall dager angitt på spørsmål **a** var flere enn antall godkjente dager med registrering, ble **variabel 1** multiplisert med antall godkjente dager med registrering.

I tillegg ble tre personer ekskludert fra analyse da de hadde rapportert usannsynlig mye tid med sykling; 5-10 timer/dag i 7 dager/uke eller 60 timer/dag i 4 dager/uke). Etter databehandling kunne vi beregne gjennomsnittlig registrert aktivitetsdata for de resterende deltakerne, uttrykt i tellinger min^{-1} .

Intensiteten på syklingen utført i Kan1 var ikke registrert og derfor antok vi at all sykling hadde en intensitet over 3 MET for å kunne gjennomføre analysene. I følge kompendiet for MET-verdier tilsvarer en intensitet på 4 MET sykling utført på fritiden eller til og fra arbeid med en hastighet lavere enn 16 km/t (Ainsworth et al., 2000). Dermed kunne vi beregne forskjellen mellom registrert aktivitetsdata og aktivitetsdata der det justeres (adderer ekstra tellinger) for ActiGraphs underestimering av sykling på 3 MET sammenlignet med gange.

3.6 Statistiske analyser

Statistisk analyse ble utført i Statistical Package for the Social Sciences (SPSS), versjon 18.0 (SPSS, Inc., Chicago IL) eller Microsoft Excel 5.0. Deskriptiv data vil bli presentert som gjennomsnitt \pm standardavvik (SD) og variasjonsbredde.

Bruk av parametriske eller ikke-parametriske tester ble diskutert med en statistiker, i tillegg ble test for normalfordeling, samt visuell fremstilling utført på samtlige variabler. Data tenkes å være normalfordelt i populasjonen og datamaterialet i denne studien var tilnærmet normalfordelt uten tydelige uteliggere, og dermed ble parametriske tester benyttet i analysene. Siden det ikke var noen tydelige kjønnsforskjeller i tellinger eller energiforbruk ved de ulike hastighetene ved gange på tredemølle, ble alle analysene utført på hele utvalget.

Enveis repetert ANOVA med påfølgende Bonferroni post hoc tester ble benyttet for å undersøke forskjeller i registrerte variabler (telling, HF, V_{O_2} , MET) mellom hastigheter/belastning ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykel.

Sammenhengen mellom ulike variabler i datamaterialet fra gange på tredemølle og sykling på ergometersykel ble etablert av lineær regresjonsanalyse og er presentert som determinasjonskoeffisienten (R^2). For sammenhengen mellom tellinger og MET (intensitet) ble tellinger satt som avhengig variabel slik at vi bl.a. kunne estimere antall tellinger ut fra MET, presentert som 95 % konfidensintervall (KI), samt utvikle grenseverdier for intensitet. I tillegg ble multippel regresjon for sammenhengen mellom tellinger og MET utført, og variablene kjønn, BMI, beinlengde og liv-hofte-ratio ble satt inn enkeltvis.

For å undersøke i hvilken grad ActiGraph registrerer 30 minutter med sykling ute i moderat intensitet ble gjennomsnittlig forskjell i tellinger/minutt beregnet mellom gange på tredemølle på 5 MET og sykling ute. Videre ble gjennomsnittlig forskjell mellom registrert aktivitetsdata (telling/minutt) i Kan1 og aktivitetsdata justert for ActiGraphs underestimering av sykling beregnet for å undersøke hvor stor prosentvis feilkilde sykling medfører i Kan1.

Statistisk signifikansnivå ble satt til $p < 0,05$.

4. RESULTATER

4.1 Deskriptiv data av utvalget

Tabell 4.1 viser deskriptiv karakteristik av alle deltakere. Totalt 10 kvinner og 10 menn deltok i studien, og de var mellom 23-39 år gamle og hadde en BMI mellom 19-30.

Tabell 4.1: Deskriptiv karakteristik av alle deltakere (N = 20).

Variabel	Gjennomsnitt \pm SD
Alder (år)	28,2 \pm 3,3
Høyde (cm)	171,6 \pm 9,2
Vekt (kg)	70,3 \pm 13,0
BMI (kg/m ²)	23,7 \pm 3,1
Liv-hofte-ratio (cm)	0,85 \pm 0,06
Beinlengde (cm)	90,9 \pm 6,4

4.2 Fysisk aktivitet registrert av ActiGraph ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel

Tabell 4.2, 4.3 og 4.4 viser registrerte variabler ved gange på tredemølle og sykling med henholdsvis lav og høy tråkkfrekvens. Økt hastighet ved gange på tredemølle gir en signifikant økning i alle registrerte variabler (telling, V_{O_2} , MET og HR) ($p=0,000$). Gjennomsnittlig forskjell i telling mellom to etterfølgende hastigheter varierer fra henholdsvis 1063 \pm 313 til 1233 \pm 188 tellinger/minutt ved 3-4 km/t og 5-6 km/t.

Økt belastning ved sykling med henholdsvis lav og høy tråkkfrekvens gir en signifikant økning i V_{O_2} , MET, og HR ($p=0,000$). Det er en signifikant økning på i gjennomsnitt 287 \pm 323 tellinger/minutt mellom 40 og 60 W ved sykling med høy tråkkfrekvens ($p=0,002$), men ikke mellom de andre belastningene ($p>0,7$). Ved for eksempel sykling med høy tråkkfrekvens på 80 W registrerer ActiGraph i gjennomsnitt 105 \pm 729 tellinger/minutt færre enn ved 60 W. I tillegg registrerer ActiGraph hos totalt fire av 20 personer under 150 tellinger min^{-1} ved alle seks intervaller ved sykling.

Tabell 4.2: Registrerte variabler ved gange på tredemølle i ulike hastigheter presentert som gjennomsnitt \pm SD og variasjonsbredde.

Hastighet	3 km/t	4 km/t	5 km/t	6 km/t	7 km/t
Tellinger (tellinger \cdot min ⁻¹)	826 \pm 261 (393 - 1265)	1888 \pm 430 (1053 - 2714)	3070 \pm 512 (1851 - 4035)	4303 \pm 547 (3058 - 5453)	5496 \pm 661 (4430 - 6911)
V_{O₂} (ml/kg/min)	9,8 \pm 0,9 (7,7 - 11,3)	11,2 \pm 0,8 (10,0 - 12,9)	13,7 \pm 1,0 (12,3 - 16,2)	17,4 \pm 1,2 (15,7 - 21,2)	23,2 \pm 1,9 (20,7 - 28,6)
MET	2,8 \pm 0,2 (2,2 - 3,2)	3,2 \pm 0,2 (2,9 - 3,7)	3,9 \pm 0,3 (3,5 - 4,6)	5,0 \pm 0,4 (4,5 - 6,1)	6,6 \pm 0,5 (5,9 - 8,2)
HF (BPM)	87 \pm 12 (65-110)	89 \pm 12 (69 - 107)	95 \pm 10 (75 - 112)	104 \pm 12 (84 - 125)	121 \pm 16 (94 - 150)

Tabell 4.3: Registrerte variabler ved sykling på ergometersykkel med lav tråkkfrekvens (60 RPM) på tre ulike belastninger presentert som gjennomsnitt \pm SD og variasjonsbredde.

Belastning (W)	40	60	80
Tellinger (tellinger \cdot min ⁻¹)	1058 \pm 800 (0 - 2176)	1076 \pm 799 (0 - 2362)	983 \pm 853 (1 - 2580)
V_{O₂} (ml/kg/min)	13,0 \pm 1,6 (10,3 - 16,4)	16,4 \pm 2,4 (13,1 - 21,5)	19,8 \pm 3,1 (15,9 - 26,2)
MET	3,7 \pm 0,5 (2,9 - 4,7)	4,7 \pm 0,7 (3,8 - 6,1)	5,6 \pm 0,9 (4,5 - 7,5)
HF (BPM)	96 \pm 12 (69 - 114)	103 \pm 14 (74 - 123)	113 \pm 16 (80 - 138)

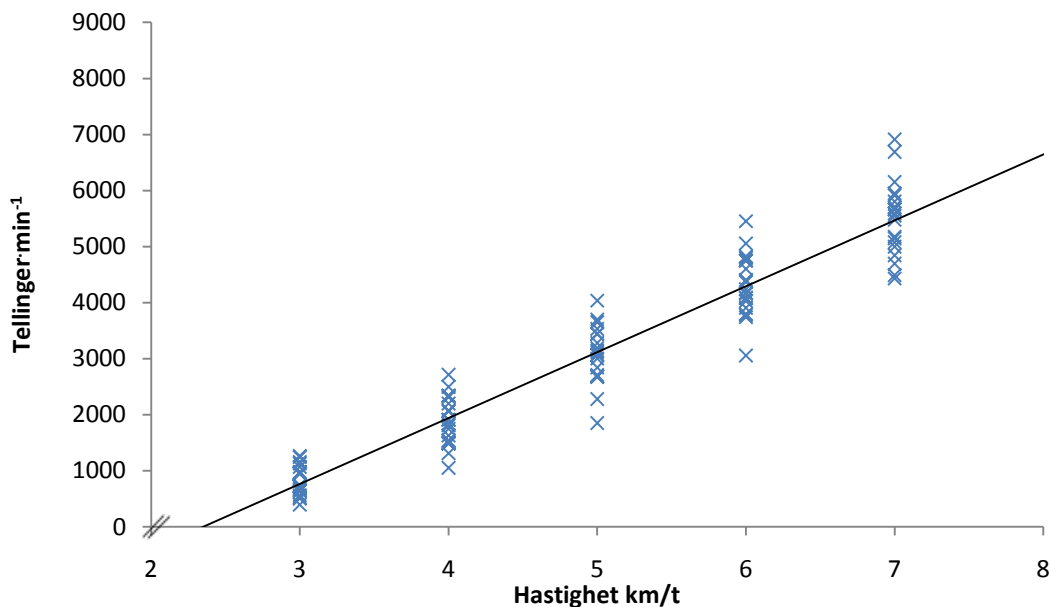
Tabell 4.4: Registrerte variabler ved sykling på ergometersykkel med høy tråkkfrekvens (70-80 RPM) på tre ulike belastninger presentert som gjennomsnitt \pm SD og variasjonsbredde.

Belastning (W)	40	60	80
Tellinger (tellinger \cdot min ⁻¹)	1119 \pm 927 (1 - 2689)	1406 \pm 1133 (9 - 3224)	1301 \pm 1151 (34 - 3608)
V_{O₂} (ml/kg/min)	14,3 \pm 1,6 (11,4 - 17,8)	18,9 \pm 2,6 (14,5 - 23,7)	21,8 \pm 3,2 (15,8 - 28,0)
MET	4,1 \pm 0,5 (3,3 - 5,1)	5,4 \pm 0,7 (4,1 - 6,8)	6,2 \pm 0,9 (4,5 - 8,0)
HF (BPM)	101 \pm 13 (72 - 119)	111 \pm 15 (78 - 134)	120 \pm 17 (86 - 151)

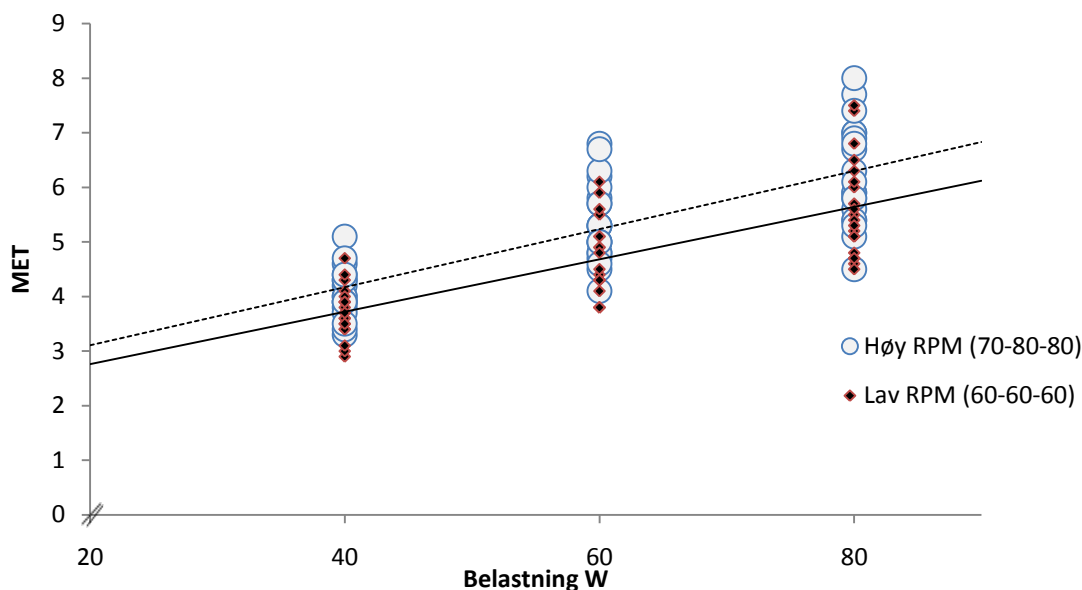
4.3 Sammenhengen mellom hastighet/belastning og registrerte variabler ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel

I figur 4.1 vises sammenhengen mellom hastighet og tellinger ved gange på tredemølle. En økning i hastighet ved gange på tredemølle er assosiert med en lineær stigning i henholdsvis tellinger ($R^2 = 0,92$), MET/ V_{O_2} ($R^2 = 0,88$), samt HR ($R^2 = 0,44$).

I figur 4.2 vises sammenhengen mellom belastning og tellinger ved sykling på ergometersykkel. En økt belastning ved sykling med henholdsvis lav og høy tråkkfrekvens er ikke assosiert med en lineær økning i tellinger fra ActiGraph ($R^2 = 0,001$ og $0,05$), men er assosiert med en lineær stigning i MET/ V_{O_2} ($R^2 = 0,57$ og $0,59$) og HR ($R^2 = 0,21$ og $0,23$).



Figur 4.1: Telling min^{-1} for de ulike hastighetene ved gange på tredemølle. $R^2 = 0,92$
 — = lineær regresjonslinje.

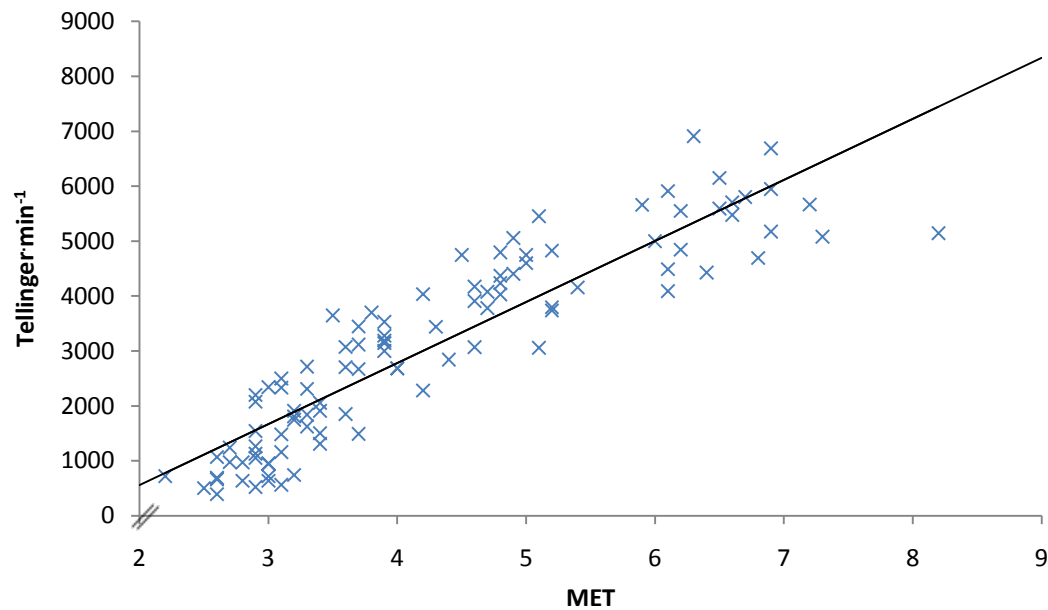


Figur 4.2: Tellinger min^{-1} for de ulike belastningene ved sykling med lav og høy tråkkfrekvens. $R^2=0,001$ og $0,05$ for sykling med henholdsvis lav og høy tråkkfrekvens. — = lineær regresjonslinje sykling med lav RPM. ----- = lineær regresjonslinje for sykling med høy RPM.

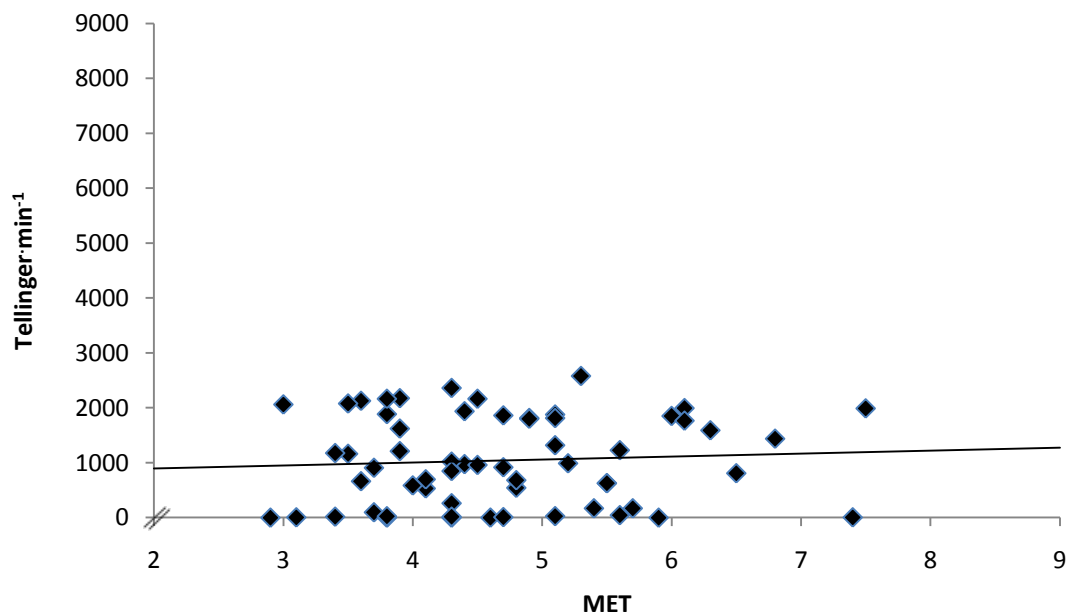
4.4 Sammenhengen mellom intensitet (MET) og tellinger fra ActiGraph ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel

Tellingene fra ActiGraph øker lineært med stigende MET ved gange på tredemølle, og ca 82 % av variasjonen i tellinger kan forklares av varians i MET (figur 4.3). I kontrast til gange på tredemølle, viser figur 4.4 og 4.5 at tellinger ikke øker lineært med stigende intensitet ved sykling med lav og høy tråkkfrekvens ($R^2 = 0,005$ og $0,05$). Ved en økning på 1 MET forventes en økning med ca 1100 (95 % KI: 1008-1215) tellinger/minutt ved gange på tredemølle, mens ved sykling på henholdsvis lav og høy tråkkfrekvens forventes en økning på 54 (95 % KI: -143-251) og 215 (95 % KI: -18-448) tellinger/minutt.

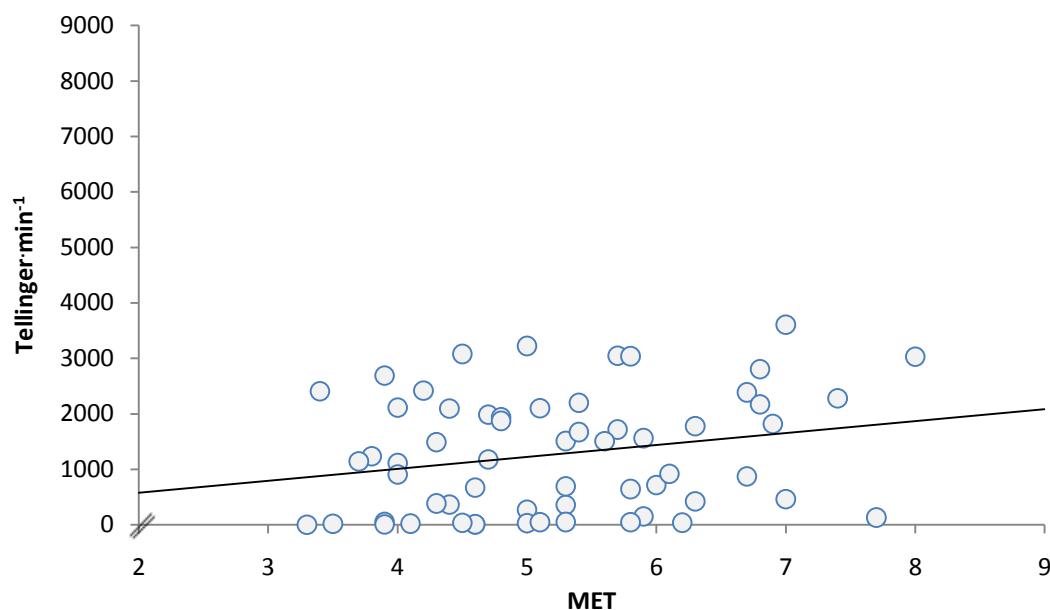
Multipel regresjon viser at BMI og beinlengde er signifikante tilleggsvariabler i sammenhengen mellom intensitet og tellinger ved gange på tredemølle ($p=0,005$ og $0,002$), og de øker R^2 fra 0,82 til henholdsvis 0,83 og 0,84. Kjønn og liv-hofte-ratio er ikke signifikante tilleggsvariabler ($p=0,566$ og $0,063$). Ved sykling på henholdsvis lav og høy tråkkfrekvens viser multipel regresjon at ikke noen variabler (BMI, kjønn, beinlengde og liv-hofte-ratio) er signifikante ($p>0,5$).



Figur 4.3: Sammenhengen mellom tellinger min^{-1} og MET ved gange på tredemølle. $R^2 = 0,82$. — = lineær regresjonslinje.



Figur 4.4: Sammenhengen mellom tellinger min^{-1} og MET ved sykling på lav tråkkfrekvens. Det er ikke en lineær sammenheng mellom tellinger og MET ($p = 0,594$). — = lineær regresjonslinje.



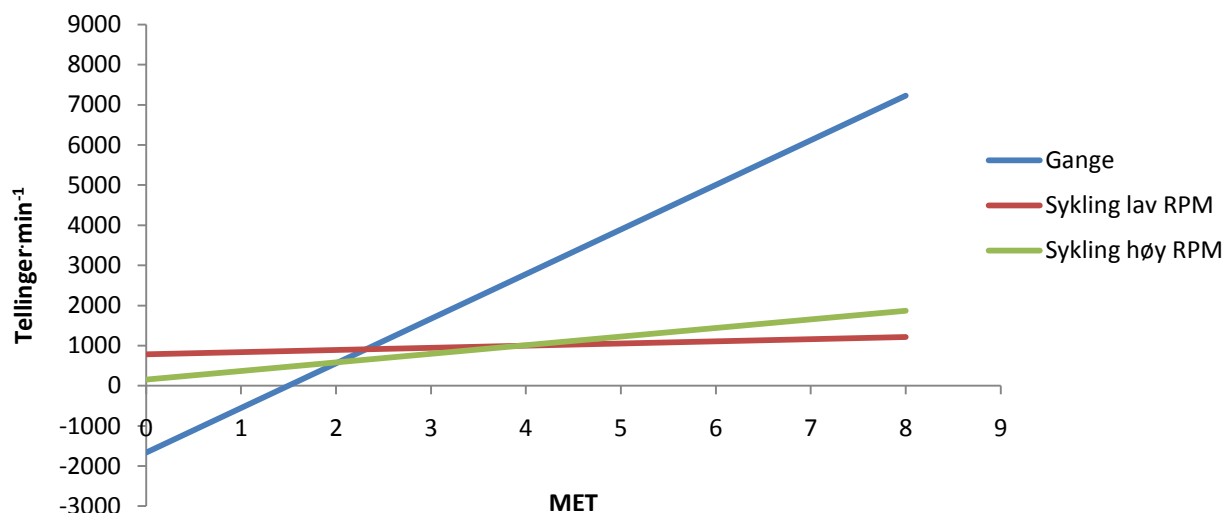
Figur 4.5: Sammenhengen mellom tellinger min^{-1} og MET ved sykling på høy tråkkfrekvens. Det er ikke en lineær sammenheng mellom tellinger og MET ($p=0,076$). — = lineær regresjonslinje.

4.4.1 ActiGraphs underestimering av sykling på ergometersykkel sammenlignet med gange på tredemølle

Tabell 4.5 viser grenseverdier for nivå av fysisk aktivitet fra regresjonsligningen ved gange på tredemølle og sykling med henholdsvis lav og høy tråkkfrekvens. Uavhengig av tråkkfrekvens underestimerer ActiGraph sykling utført på 3 MET med 871 tellinger/minutt sammenlignet med gange. Figur 4.6 viser at ActiGraphs underestimering av sykling er større ved høyere intensitet, og uavhengig av tråkkfrekvens underestimeres sykling på 6 MET med 3728 tellinger/minutt sammenlignet med gange.

Tabell 4.5: Grenseverdier for fysisk aktivitet med moderat og hard intensitet (3 og 6 MET).

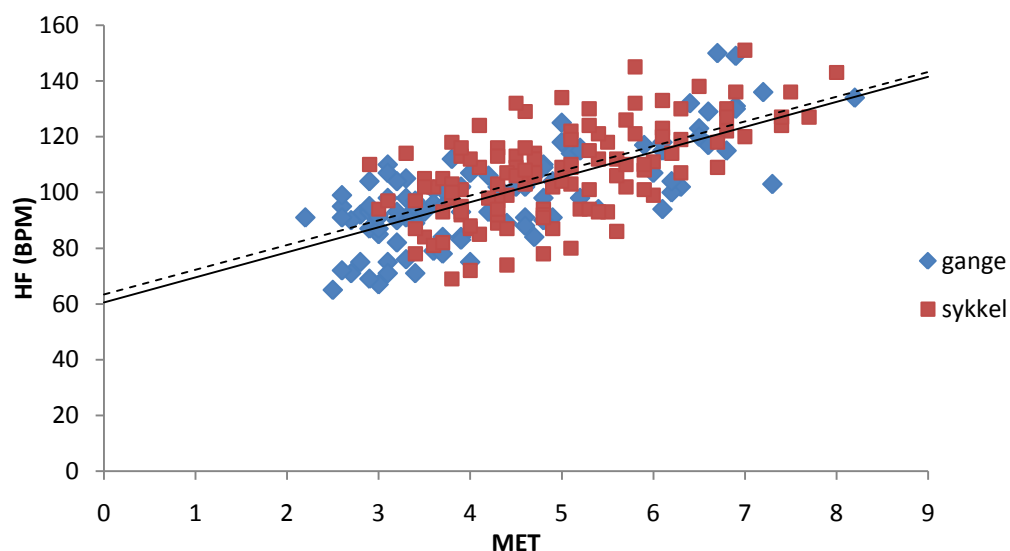
Aktivitet	Grenseverdi for intensitet (telling/minutt)	
	3 MET	6 MET
Gange på tredemølle	1668	5003
Sykling med lav tråkkfrekvens	948	1110
Sykling med høy tråkkfrekvens	795	1440



Figur 4.6: Regresjonsligning for sammenhengen mellom MET og tellinger fra ActiGraph utarbeidet fra gange på tredemølle og sykling med lav og høy tråkkfrekvens

4.5 Sammenhengen mellom HF og intensitet(MET) ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel

Ved sykling ute kunne VO_2 ikke måles, og dermed brukte vi HF ved gange på tredemølle som et mål på intensitet. Figur 4.7 viser sammenhengen mellom HF og MET ved henholdsvis gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel. Det er en lineær relasjon mellom HR og MET ($R^2 = 0,54$ og $0,37$) både ved gange og sykling, og de to regresjonslinjene samsvarer tilfredsstillende.



Figur 4.7: Relasjonen mellom HF og MET ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel med lav og høy tråkkfrekvens. $R^2 = 0,54$ og $0,37$ for henholdsvis gange og sykling. — = lineær regresjonslinje gange. - - - = lineær regresjonslinje for sykling.

4.5.1 Sykling ute i moderat intensitet

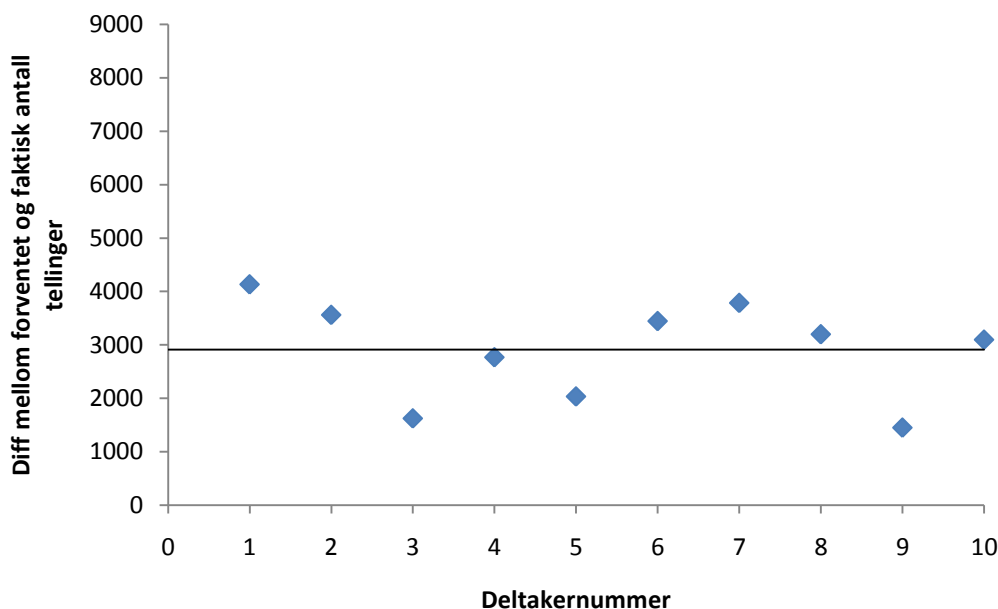
Totalt 10 personer gjennomførte sykling ute. Tabell 4.6 viser individuell HF, definert som HF ved en intensitet på ca 5 MET ved gange på tredemølle, og gjennomsnittlig HF registrert ved sykling ute. Som det fremgår av tabellen er registrert HF ved sykling ute 4-17 slag høyere enn HF hver enkelt deltaker ble presisert til å holde.

Tabell 4.6: Individuell HF, definert som HF ved omtrentlig 5 MET ved gange på tredemølle, samt registrert HR ved sykling ute presentert som gjennomsnittlig BPM.

Deltaker	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Individuell HR	91	106	98	102	116	90	104	94	88	115
Registrert HR	100	111	102	110	128	102	114	111	98	119
Forskjell i registrert HR - individuell HR	+9	+5	+4	+8	+12	+12	+10	+17	+10	+4

Ved sykling ute er registrert tellinger min^{-1} for hele utvalget 1054 ± 691 . Sykling ute underestimeres med mellom ca 1450-4130 tellinger/minutt sammenlignet med gange på tredemølle på 5 MET, og dette tilsvarer en underestimering på 37-90 % (figur 4.8).

Benyttes grenseverdien for moderat intensitet utarbeidet fra gange på tredemølle (1668 tellinger/minutt) blir all sykling ute klassifisert som utført på lav intensitet (< 3 MET).



Figur 4.8: Differansen mellom tellinger min^{-1} ved gange på tredemølle og sykling ute for hver enkelt deltaker. — = gjennomsnittlig underestimering av sykling ute (2910 tellinger/minutt)

4.6 Kan1 – endring i registrert aktivitetsdata

Totalt 4 % (n= 138) av deltakerne i Kan1 ble ekskludert på grunn av manglende data. Registrert aktivitetsdata for de resterende 3326 personene, som gjennomsnittlig syklet 23 minutter i måleperioden, er 338 tellinger min^{-1} . Justeres det for ActiGraphs underestimering av sykling på 3 MET sammenlignet med gange (871 tellinger/minutt), endres aktivitetsdata i Kan1 til 341 tellinger min^{-1} , noe som tilsvarer en endring på 1 %. Som det fremgår i tabell 4.7 er den prosentvise endringen større for personer som er mer aktive med sykling, og for bl.a. en gruppe som sykler 4 timer i uken eller mer blir data endret med 12 %.

Tabell 4.7: Registrert aktivitetsdata i Kan1, samt aktivitetsdata justert for ActiGraphs underestimering av sykling presentert som tellinger $\text{min}^{-1} \pm SD$.

Utvalg fra Kan1	Antall	Gammel telling	Ny telling	%-forskjell
Alle	3326	338 \pm 140	341 \pm 141	1
Oppdelt etter minutter med sykling				
1-60 min sykling/uke	353	341 \pm 135	347 \pm 135	2
61-180 min sykling/uke	249	369 \pm 135	387 \pm 134	5
181-240 min sykling/uke	36	411 \pm 155	443 \pm 156	8
> 240 min sykling/uke	81	402 \pm 121	451 \pm 122	12

5. DISKUSJON

Oppsummering

Hensikten med denne studien var å undersøke i hvilken grad ActiGraph GT1M, versjon 3, registrerer sykling sammenlignet med gange på tredemølle, samt å angi hvor stor en eventuell underestimering er. Resultatene viste at det var en lineær sammenheng mellom tellinger fra ActiGraph og henholdsvis hastighet og intensitet ved gange på tredemølle. Ved sykling på ergometersykkel med lav (60 RPM) og høy (70-80 RPM) tråkkfrekvens var det ikke noe sammenheng mellom tellinger fra ActiGraph og henholdsvis belastning og intensitet.

Ved moderat og hard intensitet (3 og 6 MET) ble sykling på ergometersykkel underestimert med henholdsvis ca 870 og 3730 tellinger/minutt sammenlignet med gange på tredemølle. Ved sykling ute i moderat intensitet (5 MET) registrerte ActiGraph ca 2900 tellinger/minutt mindre sammenlignet med gange. På bakgrunn av ActiGraphs underestimering av sykling ved 3 MET ble aktivitetsdata fra Kan1 endret med ca 1 %. Overført på et utvalg som var mer aktivt med sykling ble den prosentvise forandringen ennå større.

5.1 *Metodiske vurderinger*

Generaliserbarhet

Utvalget i studien besto av 20 personer og var relativt homogent når det gjelder variabler som bl.a. alder, BMI, liv-hofte-ratio og bevegelsesmønster. Det er flere svakheter ved studier utført på små og homogene utvalg, inkludert økt sannsynlighet for å tilfeldig finne en høy korrelasjon mellom to variabler, samt svekket generaliserbarhet av funnene (Vincent, 2005). ActiGraph benyttes i store epidemiologiske undersøkelser på forskjellige populasjoner, og dermed er det ønskelig med større og mer heterogene utvalg i valideringsstudier av ActiGraph, slik at resultatene kan generaliseres til andre populasjoner enn unge friske voksne.

På den andre siden er et lite utvalg spesielt utsatt for ekstreme verdier (uteliggere), og styrken med et homogent utvalg er at det reduserer risikoen for at ulikheter i utvalget skal påvirke resultatene i en eller annen retning.

Mest sannsynlig er biomekaniske forhold og lite vertikal bevegelse i hoften ved sykling viktige årsaker til at denne studien viste at ActiGraph underestimerer sykling sammenlignet med gange på tredemølle. Det kan tenkes at utvalget i denne studien, som var vant med å sykle både i hverdag og på trening kan ha en annen teknikk og arbeidsøkonomi enn personer som ikke sykler regelmessig. Imidlertid kan det diskuteres om en eventuell forskjell i teknikk har så mye å si for den vertikale bevegelsen i hoften ved sykling. Det er derfor sannsynlig å anta at våre hovedfunn, nemlig at ActiGraph betydelig underestimerer sykling sammenlignet med gange, også går å generalisere til andre populasjoner.

Størrelse på utvalget

En svakhet med utvalgsstørrelsen er at den, i tillegg til generaliserbarhet, setter begrensninger i forhold til multippel regresjon. Forholdet mellom deltakere og uavhengige variabler bør være 10:1 eller ideelt sett ennå høyere (Thomas et al., 2005). Dermed valgte vi å kun undersøke to uavhengige variabler samtidig, men generaliserbarheten av disse funnene kan diskuteres da utvalget kun besto av 20 deltakere. Det vil være nødvendig å undersøke dette i en ny studie som undersøker tilsvarende problemstilling på et større utvalg, og som i tillegg undersøker nøyaktigheten av regresjonsligningen på et annet utvalg enn den ble utviklet på (kryss-validering).

Statistiske tester

Parametriske tester forutsetter at datamaterialet eller at data i populasjonen som utvalget kommer fra er normalfordelt, i tillegg til at data er på intervall- eller forholdstallnivå (Vincent, 2005). Ved små utvalg kan det ofte være problematisk å bruke parametriske tester da ekstremverdier på den ene eller andre siden av skalaen (uteliggere) kan påvirke fordelingen av data.

Test for normalfordeling (Shapiro-Wilk) på datamaterialet i denne studien viste at ikke alle variabler var normalfordelt (bl.a. tellinger ved gange og sykling). Imidlertid var dette å forvente da utvalgsstørrelsen var liten. Det var flere andre faktorer som støttet bruk av parametriske tester, bl.a at data i populasjonen forventes å være normalfordelt, samt at Q-Q plott for hver enkelt variabel viste at materialet var tilnærmet

normalfordelt, uten noen punkter markert som uteliggere. Til tross for at parametriske tester er relativt nøyaktig selv med brudd på forutsetningene (Thomas et al., 2005) utførte vi ved noen tvilstilfeller (når p-verdien var i nærheten av signifikansnivået) ikke-parametriske tester (Spearman rho). De ikke-parametriske testene påvirket ikke resultatene og dermed er det lite sannsynlig at viktige funn er forbisett på grunn av valg av tester.

Regresjonsanalysen viste at det ikke var en signifikant sammenheng mellom tellinger og MET ved sykling med lav ($p=0,59$) og høy tråkkfrekvens ($p=0,08$). Dette betyr at registrerte tellinger ved sykling varierte uavhengig av intensiteten. Normalt fremstilles ikke regresjonsligningen hvis det ikke er en signifikant sammenheng mellom variablene da usikkerheten forbundet med å predikere avhengig variabel (bl.a. tellinger) fra uavhengig variabel (bl.a. MET) er stor. Hensikten med denne oppgaven var å forsøke å kvantifisere en eventuell underestimering av sykling registrert med ActiGraph. Vi valgte derfor allikevel å benytte regresjonsligningen for å synliggjøre hvor stor forskjell det var i antall tellinger mellom gange og sykling.

Fysiske forhold ved testing

For å utelukke mest mulige feilkilder ble testprotokollen utarbeidet etter pilottesting. Imidlertid er det noen faktorer ved de fysiske forholdene som kan ha påvirket resultatene fra denne studien.

Flere av deltakerne var iført trenings-tights. Det er mulig, til tross for nøyaktig plassering av ActiGraph av testansvarlig, at det glatte stoffet medførte at ActiGraph flyttet seg oppover på hoften under testing. Welk og medarbeidere (2000) rapporterte i en pilotstudie en signifikant forskjell i tellinger mellom ulike posisjoner i det horisontale plan rundt hoften (Welk et al., 2000), men det er usikkert om dette også gjelder mellom ulike posisjoner i det vertikale planet. I tillegg valgte deltakerne selv høyden på sykkelsetet, og det kan tenkes at et for høyt sete kan gi mer sidebevegelse og vertikal bevegelse i hoften, som i sin tur kan ha påvirket ActiGraphs registrering. Disse faktorene er imidlertid vanskelige å kontrollere for når ActiGraph benyttes i store populasjonsundersøkelser der deltakeren bl.a. selv fester akselerometeret. Videre er det lite sannsynlig å anta at disse faktorene er de underliggende årsakene til at det ikke var en sammenheng mellom tellinger og intensitet ved sykling på ergometersykel.

Ved sykling på ergometersykkel valgte vi å inkludere forskjellige tråkkfrekvenser (60 og 70-80 RPM). Tråkkfrekvensene ble bestemt etter pilottesting da disse følte best for deltakerne og fordi de gav ca tilsvarende MET-verdier som ved gange på tredemølle. Ved spinning eller sykling ute er det rimelig å anta at tråkkfrekvensen kan variere mer enn de valgte frekvensene, og en høyere tråkkfrekvens skulle kunne innebære større vertikal bevegelse i hoften. Dermed er det mulig at ActiGraph klarer å registrere sykling med en tråkkfrekvens > 80 RPM i større grad enn rapportert i vår studie. På bakgrunn av dette bør en større spredning av tråkkfrekvenser inkluderes i fremtidige studier utført på sykkel. En annen faktor som også bør undersøkes er bruk av sykkel-sko, da dette kan gi et mer effektivt tråkk og dermed påvirke forholdet mellom energiforbruk og tellinger (Jorge et al., 1986).

Ved sykling ute fikk deltakeren beskjed om trille sykkelen i oppoverbakker hvis de opplevde at pulsen ble for høy i forhold til HF de ble anbefalt å holde. Det fleste av deltakerne rapporterte at de gikk en til to ganger, i underkant av to minutter ved sykling ute. I denne studien kan dette være en potensiell feilkilde da det ved gange registreres flere tellinger fra ActiGraph enn ved sykling på samme intensitet. Rådata (telling/epoch) for hver deltaker, som ble benyttet for å beregne tellinger min^{-1} ved sykling ute, viste få uteliggere, og dermed er det lite som tyder på at tid brukt gående ble inkludert i analysert datamateriell.

Måling av VO_2 og bruk av MET

Før måling av VO_2 fikk deltakerne 2,5 minutt på hvert intervall for å oppnå steady state, og lengden på intervallene på tredemølle og ergometersykkel samsvarer også tilfredsstillende med tidligere valideringsstudier utført på ActiGraph (Freedson et al., 1998; Nichols et al., 2000; Hendelman et al., 2000). Oftest oppnås steady state etter 1-4 minutter, og personer i god fysisk form når dette fortere enn personer som ikke er regelmessig fysisk aktive (Powers et al., 2008). Denne studien inkluderte unge aktive voksne og dermed bør 2,5 minutter være tilstrekkelig med tid for å oppnå steady state. Imidlertid kan lengre intervaller være viktig å benytte på utvalg som ikke er, eller er lite fysisk aktive.

Instrumentet for måling av VO_2 er funnet både valid og reliabelt sammenlignet med gullstandarden Douglas Bag-systemet (Rietjens et al., 2001; Carter & Jeukendrup,

2002). Videre fulgte vi standardisert prosedyre for volum- og gasskalibrering som benyttes ved Fysiologisk laboratorium ved Norges idrettshøgskole, og dermed ble feilkilder knyttet til målemetoden redusert i størst mulige grad.

Å bruke MET for å angi intensitet på fysisk aktivitet er en vanlig metode som benyttes i forskning på fysisk aktivitet verden over. Metoden har likevel noen svakheter som er viktige å være klar over. For det første uttrykker MET forholdet mellom energiforbruk i aktivitet og i hvile (Ainsworth et al., 2000), og er dermed ikke en enhet for reelt energiforbruk. Energiforbruket i hvile (RMR) kan påvirkes av faktorer som alder, helsestatus og kroppsvekt (Byrne et al., 2005), noe som betyr at to personer som utfører en aktivitet på for eksempel 3 MET kan ha ulikt energiforbruk. Videre kan en aktivitet på 6 MET for en utrent person oppleves som veldig anstrengende, mens en velrent person opplever det som ”lite” eller ”moderat” anstrengende.

I mange studier, inkludert denne studien benyttes en standardisert verdi på omtrentlig 3,5 ml/kg/min for å estimere 1 MET (Freedson et al., 1998; Yngve et al., 2003; Nichols et al., 2000). En svakhet med dette er at metoden ikke tar hensyn til individuelle forskjeller som kan påvirke energiforbruket ved hvile, og det har blitt vist at RMR i gjennomsnitt overestimeres med 35 % når 1 MET = 3,5 ml/kg/min benyttes (Byrne et al., 2005). Dette kan derfor bety at rapporterte MET-verdier i vår studie, og at grenseverdien for moderat og hard intensitet skulle vært høyere. På den andre siden kan ikke dette forklare at vi rapporterte lavere grenseverdier enn andre studier, da også disse har brukt den standardiserte verdien på 3,5 ml/kg/min. I tillegg var ikke hensikten med vår studie å undersøke forskjeller i målt RMR og den standardiserte estimeringen på 3,5 ml/kg/min. I epidemiologiske studier som ikke har økonomiske ressurser eller tid til å måle RMR for hver deltaker benyttes den standardiserte verdien. Vi ønsket at funnene i denne studien skulle ha verdi for andre studier på feltet, og en tilnærming med å benytte 3,5 ml/kg/min er dermed den mest nyttige og allment gjeldende.

Intensitet ved sykling ute

Ved sykling ute hadde vi i denne studien ikke tilgang på en valid målemetode for $\dot{V}O_2$. For at vi skulle være sikre på at deltakeren syklet i moderat intensitet tok vi dermed utgangspunkt i HF ved en intensitet på 5 MET ved gange på tredemølle.

Sammenhengen mellom HF og V_{O_2} avhenger av type aktivitet som utføres (Rowlands et al., 1997), og det var derfor knyttet usikkerhet til om HF ved gange var lik HF ved sykling ute på samme intensitet. I tillegg påvirkes HF av flere faktorer, inkludert temperatur og matinntak, og studier har vist at det er en stor feilkilde ($\pm 20\%$) å estimere energiforbruk fra HF, spesielt ved fysisk aktivitet med lav intensitet (Levine, 2005).

De overnevnte faktorene gjør at det var vanskelig å sikkert fastslå at deltakerne befant seg på eksakt 5 MET ved sykling ute. Likevel er det flere faktorer som indikerer at deltakerne mest sannsynlig befant seg på moderat intensitet (3-6 MET). For det første var det ved gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel en lineær sammenheng mellom MET og HF ($R^2 = 0,54$ og $0,37$) og regresjonslinjene samsvarte tilfredsstillende, dvs. en bestemt MET-verdi ved gange og sykling tilsvarte omtrentlig lik HF. Videre var HF ved sykling ute, for hver deltaker, høyere enn både HF ved gange på tredemølle på 5 MET (+4-17 slag), samt HF ved sykling inne på 5 MET. I tillegg gav regresjonsanalysen fra sykling med henholdsvis lav og høy tråkkfrekvens 1056 og 1225 tellinger/minutt ved 5 MET, hvilket samsvarte bra med resultatene fra sykling ute (1054 tellinger/min). I fremtidige studier vil vi uansett anbefale bruk av en mer valid målemetode for energiforbruk, for eksempel bærbart utstyr for måling av V_{O_2} .

5.2 *Diskusjon av resultater*

5.2.1 **Resultater fra gange på tredemølle**

Vi fant en signifikant forskjell i tellinger min^{-1} mellom ulik hastighet ved gange på tredemølle, i tillegg til en høy korrelasjon ($>0,9$) mellom tellinger og henholdsvis hastighet og intensitet. Ca 82 % av variansen i tellinger kunne tilskrives endringer i MET. Sammenhengen mellom tellinger og MET styrkes også av at det var liten spredning rundt regresjonskoeffisienten i regresjonsligningen (1,96 Standardfeilen til estimat: ± 103 tellinger). Resultatene fra denne studien samsvarer med lignende studier utført på tredemølle (Freedson et al., 1998; Welk et al., 2000; Leenders et al., 2003; Brage et al., 2003), noe som kan tyde på at ActiGraph er en valid metode for å registrere gange på tredemølle, samt at gange på tredemølle kan benyttes som et sammenligningskriterium for i hvilken grad ActiGraph registrerer andre aktiviteter.

Imidlertid fant vi noe lavere antall tellinger ved like hastigheter sammenlignet med andre studier (Brage et al., 2003; Leenders et al., 2003), i tillegg til generelt lavere grenseverdier for moderat og hard intensitet. Til tross for at denne forskjellen i grenseverdier ikke er så stor har tidligere studier vist at ulike grenseverdier kan resultere i betydelige forskjeller når intensiteten på aktiviteten skal klassifiseres (Lyden et al., 2011; Crouter et al., 2006; Leenders et al., 2006). Spørsmålet er hva variasjonen i antall tellinger og grenseverdier kan komme av. En mulig forklaring kan være at ulike modeller av ActiGraph har blitt benyttet, og det har blitt vist at GT1M gir færre antall tellinger enn CSA 7164 ved lav akselerasjon (Rothney et al., 2008). Vår protokoll inkluderte gange på relativt lav hastighet (3-7 km/t), og dette kan være en medvirkende årsak til at vi, ved samme hastighet, rapporterte lavere antall tellinger, samt lavere grenseverdier enn andre studier som har brukt CSA.

Studier som har brukt samme modell (CSA 7164) har rapportert noe ulike grenseverdier, og dermed kan også andre faktorer, i tillegg til ulike modeller av ActiGraph, ha en innvirkning på forholdet mellom intensitet og tellinger (Matthew, 2005). En mulig årsak til at vi rapporterte lavere grenseverdier enn andre er at vi kun undersøkte gange, mens flere av de andre studiene i tillegg til gange inkluderte løping i testprotokollen. Aktiviteter med høyere intensitet kan ha medført en positiv innvirkning på stigningstallet i regresjonsligningen, og gitt høyere grenseverdier.

En pilotstudie har som nevnt vist at ulike plasseringer av akselerometre på hoften i det vertikale planet kan gi en forskjell på ca 1000 tellinger/minutt (Welk et al., 2000). Dessverre mangler flere studier detaljert beskrivelse av akselerometerets plassering på hoften og det er vanskelig å vite om de har benyttet en annen plassering enn det ble gjort i denne studien, og om dette kan ha medført ulikheter i antall tellinger. Videre har mange studier benyttet epoch på 60 sekunder (Nichols et al., 2000; Freedson et al., 1998; Leenders et al., 2003), mens vi har brukt 10 sekunder. Forskjellige lengder på epochene kan være en utfordring når fysisk aktivitet måles i hverdagen, da man ved bruk av lange epocher kan miste korte tidsrom med aktivitet (Troost et al., 2005). Det er imidlertid usikkert om dette er tilfelle ved standardiserte protokoller der aktiviteten utføres i tidsbestemte intervaller. Andre årsaker til ulikheter i tellinger mellom studiene kan være faktorer vedrørende utvalget, inkludert kroppssammensetning, fysisk form, og kjønn (Welk, 2005).

Ved multippel regresjon for MET og tellinger viste våre resultater at BMI og beinlengde økte R^2 fra 0,82 til henholdsvis 0,83 og 0,84, mens kjønn og liv-hofte-ratio ikke var signifikante tilleggsvariabler. Økningen i R^2 er liten, i tillegg til at det i store kartleggingsundersøkelser vil medføre ekstra arbeid og kostnad å få registrert disse parametrene på en valid måte. Dermed er det lite sannsynlig at dette har noen praktisk betydning for å få kartlagt aktivitetsnivå i befolkningen.

Oppsummert er det mange ulike faktorer som kan bidra til at denne studien rapporterte lavere antall tellinger og grenseverdier enn andre studier, og det er vanskelig å vite hvor stor innvirkning hver av disse faktorer har på forholdet mellom tellinger og henholdsvis hastighet og intensitet. I tillegg har mange av studiene små utvalg og det er ikke sikkert resultatene hadde vært tilsvarende på større og mer heterogene utvalg. Det er derfor knyttet usikkerhet til om grenseverdier utviklet på andre modeller av ActiGraph kan benyttes på ActiGraph GT1M.

5.2.2 Resultater fra sykling på ergometersykkel

Resultatene fra denne studien viste at ActiGraph ikke klarer å skille mellom forskjellige belastninger, da det i hovedsak ikke var en signifikant forskjell i tellinger min^{-1} mellom ulik belastning, samt at det ikke var noen lineær sammenheng mellom tellinger og belastning ved sykling på lav og høy tråkkfrekvens. I tillegg var det ingen lineær sammenheng mellom tellinger og intensitet ved sykling på ergometersykkel, med bl.a. en p-verdi på 0,076 ved høy tråkkfrekvens. Hadde denne studien benyttet et signifikansnivå på 0,1 ville denne sammenhengen blitt sett på som lineær. Imidlertid er det flere andre faktorer som støtter at det ikke er noen sammenheng mellom tellinger og intensitet, inkludert at R^2 for MET og tellinger var 0,005 og 0,05 ved sykling med henholdsvis lav og høy tråkkfrekvens. Dette innebærer at 0,5 eller 5 % av variasjonen i tellinger kan forklares av variansen i MET, noe som kan anses som veldig lite sammenlignet med gange (82 %). For eksempel, en økning i 1 MET ved sykling med høy tråkkfrekvens, kan med 95 % sikkerhet gi en variasjon i tellinger/minutt fra -18 til +448. Det er derfor vanskelig å estimere antall tellinger ut fra intensiteten på syklingen.

Det var fire personer som i gjennomsnitt fikk registrert under 150 tellinger/minutt ved alle intervaller på sykkel, og ved fire av disse intervallene ble det registrert null tellinger fra ActiGraph. For å være sikre på at registrerte tellinger hos disse fire personene ikke

forstyrret sammenhengen mellom bl.a. tellinger og intensitet ble deltakerne ekskludert og dataanalyser ble utført på nytt. Resultatene viste ikke noen andre resultater, og dermed er det svært sannsynlig at ActiGraph ikke klarer å registrere sykling på en tilfredsstillende måte, da antall tellinger ikke samsvarer med verken intensitet eller belastning. Årsaker til hvorfor ActiGraph registrerte så få tellinger hos noen deltakere er usikkert. Alle ActiGraph ble testet for reliabilitet i etterkant av studien og dermed er det lite som tyder på at mangel på registrering kommer av tekniske problem med det enkelte instrumentet. I tillegg var det ikke noen tydelige ulikheter ved de fire personene i forhold til det resterende utvalg som kan være med å forklare lavt antall tellinger fra ActiGraph. Mest sannsynlig kommer manglende registreringer av biomekaniske forhold og liten vertikal bevegelse i hoften ved sykling sammenlignet med gange.

Deltakerne syklet på ulike tråkkfrekvenser, slik at betydningen av disse kunne undersøkes i denne studien. Det var ikke noe sammenheng mellom tellinger og henholdsvis intensitet og hastighet ved sykling på ergometersykkel med verken lav eller høy tråkkfrekvens. I tillegg gav ikke høy tråkkfrekvens ved lik belastning noen tydelig økning i antall tellinger enn lav tråkkfrekvens, til tross for at intensitet var økt ved alle tre belastninger med høy tråkkfrekvens. Det er imidlertid mulig at en enda høyere tråkkfrekvens kan vise andre resultater, og et større spekter av tråkkfrekvenser bør inkluderes i fremtidlige studier utført på sykkel.

5.2.3 Sammenligning av resultater fra gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel

Våre resultater viste ikke noen sammenheng mellom intensitet og tellinger fra ActiGraph ved sykling, noe som betyr at tellingene kan variere uavhengig av intensitet. Kun høyst 5 % av variasjonen i tellinger kan forklares av variasjon i MET. Dette gjør at det var vanskelig å nøyaktig kvantifisere hvor mye ActiGraph underestimer sykling sammenlignet med gange på tredemølle. Imidlertid belyser en sammenligning av regresjonsligning fra gange og sykling utfordringene ved å benytte ActiGraph for å registrere sykling.

Ved sammenligning av grenseverdier for moderat og hard intensitet (3 og 6 MET) ble sykling underestimert med henholdsvis 871 og 3728 tellinger/minutt, noe som tilsvarer en underestimering på henholdsvis 52 og 75 % sammenlignet med gange på tredemølle.

Dette viser at underestimeringen ved sykling trolig øker med økende intensitet. Benyttes grenseverdien for moderat intensitet utarbeidet fra gange (1668 tellinger/minutt) på data fra syklingen, blir all sykling kategorisert som lav intensitet, til tross for at de fleste deltakerne syklet med en intensitet på ≥ 3 MET på alle belastninger ved sykling. Settes i tillegg registret MET ved sykling inn i regresjonsligningen utarbeidet fra gange, gir det en underestimering med gjennomsnittlig 2690 tellinger/minutt uavhengig av intensitet. Det er dermed tydelig at ActiGraph underestimerer sykling, sammenlignet med gange, og det er vanskelig å bruke grenseverdier utviklet på gange for å kategorisere intensitet ved sykling. Dette kan innebære en stor feilkilde når ActiGraph brukes for å kartlegge nivå av fysisk aktivitet i en gruppe som sykler regelmessig.

Underestimeringen ved sykling kommer, som nevnt, mest sannsynlig av biomekaniske forhold, det vil si liten vertikal bevegelse i hoften, og dermed kan en løsning være å feste ActiGraph et annet sted på kroppen under sykling, for eksempel ankel eller kne. I en studie av Hunter og medarbeidere (1989) undersøkte de validiteten av et akselerometer ved navn Caltrac under sykling. I denne studien syklet totalt 20 deltakere på en utendørsbane med fire ulike hastigheter. Deltakerne bar en akselerometer festet på ankel eller kne, i tillegg til at energiforbruk ble målt med et bærbart VO_2 -instrument (Hunter et al., 1989). Resultatene viste en korrelasjon på ca 0,85, uavhengig om Caltrac ble båret på ankel eller kne. Denne korrelasjonen er betydelig høyere enn det vi rapporterte i vår studie ved sykling, og om dette også er tilfelle ved ActiGraph bør studeres nærmere. I store populasjonsundersøkelser er det sannsynlig å anta at det vil være relativt lett for deltakeren å flytte ActiGraph fra hoften til ankelen ved sykling, og dermed kan dette være en enkel og billig måte å få redusert underestimering av aktivitetsnivået i en gruppe som sykler regelmessig.

5.2.4 Resultater fra sykling ute

Testing i laboratorium viste ingen sammenheng mellom intensitet og tellinger fra ActiGraph, og det er sannsynlig å anta at det heller ikke er noen sammenheng ved sykling ute. Imidlertid er sykling ute annerledes enn sykling på ergometersykkel, og det er dermed ikke sikkert at data fra sykling på ergometersykkel kan generaliseres til sykling ute.

Ved sykling ute, med en HF som tilsvarer 5 MET, ble det registrert i gjennomsnitt 1054 tellinger/minutt av ActiGraph. Ved sammenligning med gange på tredemølle på samme intensitet gav dette en underestimert på i gjennomsnitt 2900 tellinger/minutt. Dersom grenseverdien for moderat intensitet utarbeidet fra gange benyttes på data fra syklingen ute blir all sykling klassifisert som lav intensitet. Det er dermed tydelig at ActiGraph i liten grad klarer å registrere sykling ute på en tilfredsstillende måte, og flere faktorer indikerer at sykling på ergometersykkel og ute registreres likt av ActiGraph. For det første samsvarte registrerte tellinger ved sykling ute bra med registrerte tellinger ved 5 MET ved sykling på ergometersykkel. I tillegg ble sykling på ergometersykkel på 5 MET underestimert med 2751 tellinger/minutt sammenlignet med gange, som også var tilsvarende resultatene ute. Resultatene fra denne studien tyder dermed på at en person som, i henhold til anbefalingene for fysisk aktivitet, sykler 30 minutter i moderat intensitet daglig, ikke vil bli kategorisert som fysisk aktiv hvis ActiGraph benyttes for å måle aktivitetsnivå.

Imidlertid er det mange feilkilder vedrørende intensiteten ved sykling ute (Levine, 2005; Rowlands et al., 1997), og derfor bør dette undersøkes ytterligere med mer valide målemetoder, samt på et større utvalg. I tillegg bør det innsamles data om tråkkfrekvens, hvor langt og i hvilken hastighet deltakerne syklet ute, slik at data lettere kan sammenlignes med sykling utført på ergometersykkel.

5.3 Kan1 – betydningsfull endring i aktivitetsdata?

Som analysene viste ble resultatene i Kan1 endret med ca en prosent når det justeres for ActiGraphs underestimert av sykling. Uvalget i Kan1 syklet i gjennomsnitt kun 23 minutter i måleperioden. På et utvalg som sykler regelmessig kan forskjellen i tellinger utgjøre opp mot ca 12 % for personer som sykler ≥ 4 timer per uke. En forskjell på en prosent som vist i denne studien er mest sannsynlig ikke signifikant, men en forskjell på over 10 % kan ha en stor betydning for resultatene og registreringen av totalt nivå av fysisk aktivitet. I Kan1 var det 719 av totalt 3326 personer som oppgav at de syklet, noe som kan forklares med at data ble innsamlet i alle årstider over en periode på et år og ikke kun på sommeren. Den nasjonale reisevaneundersøkelsen (RVU 2005) viser at sykling utgjør 5 % av antall reiser for personer over 13 år (Statens vegvesen, 2007), og studier viser at mange personer bruker sykling som treningsform i skog og mark, eller på treningssenter (Breivik et al., 2010). I tillegg er det å gjøre det tryggere og mer

attraktivt å sykle et viktig satsningsområde i Nasjonal transportplan 2010-2019 (Statens vegvesen, 2007). Derfor er dette en vesentlig feilkilde å være klar over når ActiGraph benyttes for å kartlegge aktivitetsnivå i den norske befolkningen.

Tross at vi utførte en streng databehandling er det flere feilkilder i denne analysen, inkludert manglende sammenheng mellom intensitet og tellinger ved sykling noe som gjør det vanskelig å nøyaktig kvantifisere en underestimering av sykling, samt antagelsen om at all sykling i Kan1 ble utført på 3 MET. På den andre siden er det realistisk å tenke seg at mye av syklingen i Kan1, inkludert sykling til og fra jobb, i skog og mark eller spinning, faktisk utføres på ≥ 3 MET. I henhold til kompendiet for MET-verdier gir sykling på lett til moderat intensitet med en hastighet på 14-22 km/t en MET-verdi på mellom 6-8 MET (Ainsworth et al., 2000). Tatt i betraktning at underestimeringen av sykling sammenlignet med gange ser ut til å øke med økende intensitet (ved 6 MET var underestimeringen 2857 tellinger/minutt større enn ved 3 MET), er det derfor en mulighet for at forskjellen i datamaterialet er større enn det vi faktisk rapporterte.

Uansett, tydeliggjør denne analysen problematikken ved å bruke ActiGraph for å kartlegge aktivitetsnivå i en befolkning som sykler regelmessig. For å unngå en betydelig underestimering av aktivitetsnivå i en populasjon der sykling er vanlig bør sykling i tillegg registreres med en annen metode, for eksempel ved spørreskjema som i Kan1. Imidlertid er det viktig med et validert og reliabelt verktøy. Ved databehandling av materiell fra spørreskjema i Kan1 var det flere individer som ble ekskludert fordi personene hadde svart motstridende, noe som kan tyde på vanskeligheter med å forstå og svare på spørsmålene.

5.4 *Anbefalinger for fremtidig forskning*

Det er uklart om ulike modeller av ActiGraph registrerer fysisk aktivitet likt, samt om grenseverdier utarbeidet på tidligere modeller kan overføres til å være gjeldende for modell GT1M. Det bør derfor gjennomføres mer forskning som undersøker om nye grenseverdier må utvikles for ActiGraph GT1M. Basert på resultatene i denne studien er det tydelig at ActiGraph ikke klarer å registrere sykling på en tilfredsstillende måte, men for å kvantifisere dette mer nøyaktig bør det undersøkes ytterligere på større og mer heterogene utvalg. Studien bør inkludere større spredning av tråkkfrekvenser, samt

undersøke om en annen plassering av ActiGraph ved sykling kan redusere denne feilkilden. I tillegg bør det også gjennomføres forskning som undersøker sykling ute med mer valide målemetoder enn hjertefrekvens for måling av energiforbruk, og som i tillegg innsamler data om syklet lengde og hastighet.

Det finnes også andre aktiviteter som mest sannsynlig underestimeres av ActiGraph, inkludert styrketrening og langrenn. Begge disse aktivitetene er svært vanlige aktiviteter i Norge, og en underestimering av disse kan på samme måte som sykling være en potensiell feilkilde i Kan1, og andre studier som bruker akselerometre for å kartlegge totalt fysisk aktivitetsnivå. For å styrke bruken av akselerometre, samt for å demonstrere at dette er valide målemetoder for å kartlegge fysisk aktivitet, bør også disse aktivitetene studeres nærmere.

6. KONKLUSJON

Resultatene fra denne studien viser at ActiGraph GT1M i liten grad klarer å registrere sykling på ergometersykkel og sykling ute. Ved sykling på ergometersykkel med lav og høy tråkkfrekvens var det ikke noen lineær sammenheng mellom tellinger fra ActiGraph og henholdsvis belastning og intensitet. Ved sammenligning med gange på tredemølle ble sykling på ergometersykkel med henholdsvis moderat og hard intensitet (3 og 6 MET) underestimert med ca 870 og 3730 tellinger/minutt. Sykling ute ble registrert på lik linje med sykling på ergometersykkel, og 30 minutter med sykling ute i moderat intensitet ble kategorisert som lav intensitet ved sammenligning med grenseverdien utarbeidet fra gange.

ActiGraphs underestimering av sykling kan representere en potensiell feilkilde når akselerometre brukes for å måle aktivitetsnivå i en befolkning som sykler regelmessig. Aktivitetsdata fra Kan1 ble forandret med ca en prosent når det justeres for ActiGraphs underestimering av sykling ved 3 MET. På et utvalg som er mer aktivt med sykling blir den prosentvise forskjellen større og kan utgjøre opp mot ca 12 % for personer som sykler > 4 timer/uke. Det bør undersøkes om denne feilkilden kan reduseres ved å for eksempel plassere ActiGraph på ankelen ved sykling.

7. REFERANSELISTE

- Abel, M. G., Hannon, J. C., Sell, K., Lillie, T., Conlin, G., & Anderson, D. (2008). **Validation of the Kenz Lifecorder EX and ActiGraph GT1M accelerometers for walking and running in adults.** *Appl. Physiol Nutr. Metab*, *33*, 1155-1164.
- ActiGraph (2011a). **GT1M Specifications.**
- ActiGraph (2011b). **GT3X Specifications.**
- ActiGraph (2011c). **GT3X-plus. Specification.**
- Ainsworth, B. E., Haskell, W. L., Whitt, M. C., Irwin, M. L., Swartz, A. M., Strath, S. J. et al. (2000). **Compendium of physical activities: an update of activity codes and MET intensities.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *32*, 498-504.
- Anderssen, S. A., Hansen, B. H., Kolle, E., Steene-Johannessen, J., Børsheim, E., Holme, I. et al. (2009). **Fysisk aktivitet blant voksne og eldre i Norge. Resultater fra en kartlegging i 2008 og 2009.** Oslo: Helsedirektoratet.
- Anderssen, S. A., Kolle, E., Steene-Johannessen, J., Ommundsen, Y., & Andersen, L. B. (2008). **Fysisk aktivitet aktivitet blant barn og unge i Norge. En kartlegging av aktivitetsnivå og fysisk form hos 9- og 15-åringer.** Oslo: Helsedirektoratet.
- Åstrand, P.-O., Rodahl, K., Dahl, H. A., & Strømme, S. B. (2003). **Textbook of Work Physiology.** (4th ed.) Leeds: Human Kinetics.
- Bahr, R. (2009). **Aktivitetshåndboken: fysisk aktivitet i forebygging og behandling.** Oslo: Helsedirektoratet.
- Bauman, A., Bull, F., Chey, T., Craig, C. L., Ainsworth, B. E., Sallis, J. F. et al. (2009). **The International Prevalence Study on Physical Activity: results from 20 countries.** *Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act.*, *6*, 21.
- Becker, W., Pedersen, A., Lyhne, N., Aro, A., Anderssen, S. A., Fogelholm, M. et al. (2007). **Nordic Nutrition 2004 Recommendations. Integrating nutrition and physical activity.** In: *Nordic Nutrition 2004 Recommendations*, edited by Nordic Council of Ministers. Copenhagen: Scanprint AS.
- Blair, S. N., Kohl, H. W., III, Paffenbarger, R. S., Jr., Clark, D. G., Cooper, K. H., & Gibbons, L. W. (1989). **Physical fitness and all-cause mortality. A prospective study of healthy men and women.** *JAMA*, *262*, 2395-2401.
- Bouchard, C. (2001). **Physical activity and health: introduction to the dose-response symposium.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *33*, 347-350.
- Bouchard, C., Shepard, R. J., & Stephens, T. (1994). **Physical activity, fitness and health. International proceedings and consensus statement.** Champaign IL: Human Kinetics Publishers.

- Boule, N. G., Haddad, E., Kenny, G. P., Wells, G. A., & Sigal, R. J. (2001). **Effects of exercise on glycemic control and body mass in type 2 diabetes mellitus: a meta-analysis of controlled clinical trials.** *JAMA*, *286*, 1218-1227.
- Brage, S., Wedderkopp, N., Franks, P. W., Andersen, L. B., & Froberg, K. (2003). **Reexamination of validity and reliability of the CSA monitor in walking and running.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *35*, 1447-1454.
- Breivik, G. (2008). Kropp, bevegelse og energi i samfunnet. In **Kropp, bevegelse og energi: i den grunnleggende soldatutdanningen.** Oslo: Universitetsforl.
- Breivik, G., Sand, T. S., Rafoss, K., Tangen, J. O., Thorèn, A.-K. H., Bergaust, T. E. et al. (2010). **Fysisk aktivitet; omfang, tilrettelegging og sosial ulikhet.** Oslo: Nasjonalt råd for fysisk aktivitet.
- Byrne, N. M., Hills, A. P., Hunter, G. R., Weinsier, R. L., & Schutz, Y. (2005). **Metabolic equivalent: one size does not fit all.** *J. Appl. Physiol*, *99*, 1112-1119.
- Carter, J. & Jeukendrup, A. E. (2002). **Validity and reliability of three commercially available breath-by-breath respiratory systems.** *Eur. J. Appl. Physiol*, *86*, 435-441.
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., & Christenson, G. M. (1985). **Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research.** *Public Health Rep.*, *100*, 126-131.
- Chen, K. Y. & Bassett, D. R., Jr. (2005). **The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *37*, 490-500.
- Corder, K., Brage, S., Ramachandran, A., Snehalatha, C., Wareham, N., & Ekelund, U. (2007). **Comparison of two Actigraph models for assessing free-living physical activity in Indian adolescents.** *J. Sports Sci.*, *25*, 1607-1611.
- Crouter, S. E., Churilla, J. R., & Bassett, D. R., Jr. (2006). **Estimating energy expenditure using accelerometers.** *Eur. J. Appl. Physiol*, *98*, 601-612.
- Eston, R. G., Rowlands, A. V., & Ingledew, D. K. (1998). **Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities.** *J. Appl. Physiol*, *84*, 362-371.
- Freedson, P., Pober, D., & Janz, K. F. (2005). **Calibration of accelerometer output for children.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *37*, 523-530.
- Freedson, P. S., Melanson, E., & Sirard, J. (1998). **Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *30*, 777-781.
- Friedenreich, C. M., Neilson, H. K., & Lynch, B. M. (2010). **State of the epidemiological evidence on physical activity and cancer prevention.** *Eur. J. Cancer*, *46*, 2593-2604.

- Haskell, W. L., Lee, I. M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A. et al. (2007). **Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 39, 1423-1434.
- Helse- og omsorgsdepartementet (2004). **Statens handlingsplan for fysisk aktivitet 2005-2009. Sammen for fysisk aktivitet.** Helse- og omsorgsdepartementet.
- Hendelman, D., Miller, K., Baggett, C., Debold, E., & Freedson, P. (2000). **Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 32, 442-449.
- Hunter, G. R., Montoye, H. J., Webster, J. G., Demment, R., Ji, L. L., & Ng, A. (1989). **The validity of a portable accelerometer for estimating energy expenditure in bicycle riding.** *J. Sports Med. Phys. Fitness*, 29, 218-222.
- John, D., Tyo, B., & Bassett, D. R. (2010). **Comparison of four ActiGraph accelerometers during walking and running.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 42, 368-374.
- Jorge, M. & Hull, M. L. (1986). **Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling.** *J. Biomech.*, 19, 683-694.
- Jørgensen, T., Andersen, L. B., Froberg, K., Maeder, U., von Huth Smith, L., & Aadahl, M. (2009). **Position Statement: testing physical condition in a population - how good are the methods?** *Eur. J. Sport Sci.*, 9, 257-267.
- Kesaniemi, Y. K., Danforth E Jr, Jensen, M. D., Kopelman, P. G., Lefebvre, P., & Reeder, B. A. (2001). **Dose-response issues concerning physical activity and health: an evidence-based symposium.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 33, 351-358.
- King, G. A., Torres, N., Potter, C., Brooks, T. J., & Coleman, K. J. (2004). **Comparison of activity monitors to estimate energy cost of treadmill exercise.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 36, 1244-1251.
- Kozey, S. L., Lyden, K., Howe, C. A., Staudenmayer, J. W., & Freedson, P. S. (2010a). **Accelerometer output and MET values of common physical activities.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 42, 1776-1784.
- Kozey, S. L., Staudenmayer, J. W., Troiano, R. P., & Freedson, P. S. (2010b). **Comparison of the ActiGraph 7164 and the ActiGraph GT1M during self-paced locomotion.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 42, 971-976.
- Kruk, J. (2007). **Physical activity in the prevention of the most frequent chronic diseases: an analysis of the recent evidence.** *Asian Pac. J. Cancer Prev.*, 8, 325-338.
- Laukkanen, R. M. T. & Virtanen, P. K. (1998). **Heart rate monitors: State of the art.** *J. Sport Sci.*, 16, 3-7.
- Leenders, N. Y., Nelson, T. E., & Sherman, W. M. (2003). **Ability of different physical activity monitors to detect movement during treadmill walking.** *Int. J. Sports Med.*, 24, 43-50.

- Leenders, N. Y., Sherman, W. M., & Nagaraja, H. N. (2006). **Energy expenditure estimated by accelerometry and doubly labeled water: do they agree?** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *38*, 2165-2172.
- Levine, J. A. (2005). **Measurement of energy expenditure.** *Public Health Nutr.*, *8*, 1123-1132.
- Littman, A. J., Kristal, A. R., & White, E. (2005). **Effects of physical activity intensity, frequency, and activity type on 10-y weight change in middle-aged men and women.** *Int. J. Obes. (Lond)*, *29*, 524-533.
- Lollgen, H., Bockenhoff, A., & Knapp, G. (2009). **Physical activity and all-cause mortality: an updated meta-analysis with different intensity categories.** *Int. J. Sports Med.*, *30*, 213-224.
- Lyden, K., Kozey, S. L., Staudenmeyer, J. W., & Freedson, P. S. (2011). **A comprehensive evaluation of commonly used accelerometer energy expenditure and MET prediction equations.** *Eur. J. Appl. Physiol*, *111*, 187-201.
- Martinsen, E. W. (2008). **Physical activity in the prevention and treatment of anxiety and depression.** *Nord. J. Psychiatry*, *62 Suppl 47*, 25-29.
- Matthew, C. E. (2005). **Calibration of accelerometer output for adults.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *37*, 512-522.
- McClain, J. J., Sisson, S. B., & Tudor-Locke, C. (2007). **Actigraph accelerometer interinstrument reliability during free-living in adults.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *39*, 1509-1514.
- Mead, G. E., Morley, W., Campbell, P., Greig, C. A., McMurdo, M., & Lawlor, D. A. (2009). **Exercise for depression.** *Cochrane. Database. Syst. Rev.*, CD004366.
- Melanson, E. L., Jr. & Freedson, P. S. (1995). **Validity of the Computer Science and Applications, Inc. (CSA) activity monitor.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *27*, 934-940.
- Metcalf, B. S., Curnow, J. S., Evans, C., Voss, L. D., & Wilkin, T. J. (2002). **Technical reliability of the CSA activity monitor: The EarlyBird Study.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *34*, 1533-1537.
- Montoye, H. J., Washburn, R., Servais, S., Ertl, A., Webster, J. G., & Nagle, F. J. (1983). **Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *15*, 403-407.
- Nichols, J. F., Morgan, C. G., Chabot, L. E., Sallis, J. F., & Calfas, K. J. (2000). **Assessment of physical activity with the Computer Science and Applications, Inc., accelerometer: laboratory versus field validation.** *Res. Q. Exerc. Sport*, *71*, 36-43.
- Plasqui, G. & Westerterp, K. R. (2007). **Physical activity assessment with accelerometers: an evaluation against doubly labeled water.** *Obesity. (Silver. Spring)*, *15*, 2371-2379.
- Polar Electro Oy. **Polar FT1, FT2. User Manual.** Finland

- Powers, S. K. & Howley, E. T. (2008). **Exercise Physiology. Theory and Application to Fitness and Performance.** (7th ed.) USA: McGraw-Hill Higher education.
- Prince, S. A., Adamo, K. B., Hamel, M. E., Hardt, J., Gorber, S. C., & Tremblay, M. (2008). **A comparison of direct versus self-report measures for assessing physical activity in adults: a systematic review.** *Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act.*, 5, 56.
- Riddoch, C. J., Bo, A. L., Wedderkopp, N., Harro, M., Klasson-Heggebo, L., Sardinha, L. B. et al. (2004). **Physical activity levels and patterns of 9- and 15-yr-old European children.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 36, 86-92.
- Rietjens, G. J., Kuipers, H., Kester, A. D., & Keizer, H. A. (2001). **Validation of a computerized metabolic measurement system (Oxycon-Pro) during low and high intensity exercise.** *Int. J. Sports Med.*, 22, 291-294.
- Ross, R., Dagnone, D., Jones, P. J., Smith, H., Paddags, A., Hudson, R. et al. (2000). **Reduction in obesity and related comorbid conditions after diet-induced weight loss or exercise-induced weight loss in men. A randomized, controlled trial.** *Ann. Intern. Med.*, 133, 92-103.
- Rothney, M. P., Apker, G. A., Song, Y., & Chen, K. Y. (2008). **Comparing the performance of three generations of ActiGraph accelerometers.** *J. Appl. Physiol.*, 105, 1091-1097.
- Rowlands, A. V., Eston, R. G., & Ingledew, D. K. (1997). **Measurement of physical activity in children with particular reference to the use of heart rate and pedometry.** *Sports Med.*, 24, 258-272.
- Sallis, J. F. & Saelens, B. E. (2000). **Assessment of physical activity by self-report: status, limitations, and future directions.** *Res. Q. Exerc. Sport*, 71, 1-14.
- Schoeller, D. A. & Webb, P. (1984). **Five-day comparison of the doubly labeled water method with respiratory gas exchange.** *Am. J. Clin. Nutr.*, 40, 153-158.
- Silva, P., Mota, J., Eslinger, D., & Welk, G. (2010). **Technical Reliability Assessment of the Actigraph GT1M Accelerometer.** *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 14, 79-91.
- Søgaard, A. J., Bø, K., Klungland, M., & Jacobsen, B. K. (2000). **En oversikt over norske studier - hvor mye beveger vi oss i fritiden?** *Tidsskrift Norske Lægeforening*, 120, 3439-3446.
- Sosial- og helsedirektoratet (2000). **Fysisk aktivitet og helse. Anbefalninger. Rapport 2/2000** Oslo: Sosial- og helsedirektoratet.
- Statens råd for ernæring og fysisk aktivitet (2001). **Fysisk aktivitet og Helse. Kartlegging.** Oslo: Statens råd for ernæring og fysisk aktivitet.
- Statens vegvesen (2007). **Nasjonal sykkelstrategi - attraktiv å sykle for alle. Nasjonal transportplan 2010-2019** Oslo: Statens vegvesen.

Strath, S. J., Bassett, D. R., Jr., & Swartz, A. M. (2003). **Comparison of MTI accelerometer cut-points for predicting time spent in physical activity.** *Int. J. Sports Med.*, 24, 298-303.

Strohle, A. (2009). **Physical activity, exercise, depression and anxiety disorders.** *J. Neural Transm.*, 116, 777-784.

Swartz, A. M., Strath, S. J., Bassett, D. R., Jr., O'Brien, W. L., King, G. A., & Ainsworth, B. E. (2000). **Estimation of energy expenditure using CSA accelerometers at hip and wrist sites.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 32, 450-456.

Taylor, R. S., Brown, A., Ebrahim, S., Jolliffe, J., Noorani, H., Rees, K. et al. (2004). **Exercise-based rehabilitation for patients with coronary heart disease: systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials.** *Am. J. Med.*, 116, 682-692.

Thomas, J. R., Silverman, S. J., & Nelson, J. K. (2005). **Research methods in physical activity.** (5th ed.) Champaign, Ill.: Human Kinetics.

Troiano, R. P. (2006). **Translating accelerometer counts into energy expenditure: advancing the quest.** *J. Appl. Physiol.*, 100, 1107-1108.

Troiano, R. P., Berrigan, D., Dodd, K. W., Masse, L. C., Tilert, T., & McDowell, M. (2008). **Physical activity in the United States measured by accelerometer.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 40, 181-188.

Trost, S. G., McIver, K. L., & Pate, R. R. (2005). **Conducting accelerometer-based activity assessments in field-based research.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 37, 531-543.

Tuomilehto, J., Lindstrom, J., Eriksson, J. G., Valle, T. T., Hamalainen, H., Ilanne-Parikka, P. et al. (2001). **Prevention of type 2 diabetes mellitus by changes in lifestyle among subjects with impaired glucose tolerance.** *N. Engl. J. Med.*, 344, 1343-1350.

Vincent, W. J. (2005). **Statistics in kinesiology.** (3rd ed.) Champaign, Ill.: Human Kinetics.

Warburton, D. E., Charlesworth, S., Ivey, A., Nettlefold, L., & Bredin, S. S. (2010). **A systematic review of the evidence for Canada's Physical Activity Guidelines for Adults.** *Int. J. Behav. Nutr. Phys. Act.*, 7, 39.

Ward, D. S., Evenson, K. R., Vaughn, A., Rodgers, A. B., & Troiano, R. P. (2005). **Accelerometer use in physical activity: best practices and research recommendations.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 37, 582-588.

Welk, G. (2002). **Physical activity assessments for health-related research.** USA: Human Kinetics Publishers, Inc.

Welk, G. J. (2005). **Principles of design and analyses for the calibration of accelerometry-based activity monitors.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, 37, 501-511.

- Welk, G. J., Blair, S. N., Wood, K., Jones, S., & Thompson, R. W. (2000). **A comparative evaluation of three accelerometry-based physical activity monitors.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *32*, 489-497.
- Welk, G. J., Schaben, J. A., & Morrow, J. R., Jr. (2004). **Reliability of accelerometry-based activity monitors: a generalizability study.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *36*, 1637-1645.
- Westerterp, K. R. (2009). **Assessment of physical activity: a critical appraisal.** *Eur. J. Appl. Physiol.*, *105*, 823-828.
- Yngve, A., Nilsson, A., Sjostrom, M., & Ekelund, U. (2003). **Effect of monitor placement and of activity setting on the MTI accelerometer output.** *Med. Sci. Sports Exerc.*, *35*, 320-326.
- Yusuf, S., Hawken, S., Ounpuu, S., Dans, T., Avezum, A., Lanas, F. et al. (2004). **Effect of potentially modifiable risk factors associated with myocardial infarction in 52 countries (the INTERHEART study): case-control study.** *Lancet*, *364*, 937-952.

VEDLEGG 1

Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjektet

”Validering av ActiGraph ved sykling og gange i kupert terreng”

Bakgrunn og hensikt

Dette er et spørsmål til deg om å delta i en forskningsstudie for å undersøke aktivitetmåleren ActiGraph. Formålet med studien er å undersøke om ActiGraph registrerer sykling og gange i kupert terreng på en tilfredsstillende måte. For at resultatene fra studien skal kunne generaliseres til flest mulige personer ønsker vi friske mannlige og kvinnelige deltakere over 18 år. Seksjon for idrettsmedisinske fag ved Norges idrettshøgskole er ansvarlig for prosjektet.

Hva innebærer studien?

Studien kommer til å gå over to-tre dager og omfatter deltagelse i ca 1-2 timer per dag. Testingen består av gange på tredemølle og sykling på ergometersykkel i lave og litt krevende intensitetssoner som gjør deg noe andpusten. En av dagene kommer til å foregå ute, enten på sykkel eller gående. Data som kommer til å samles inn fra deg er høyde, vekt, kjønn, alder, benlengde, midje-hofteratio samt pulsmålinger og energiforbruk under de ulike aktivitetene. Under alle aktivitetene skal du bære en liten aktivitetmåler i et belte rundt livet.

For utfyllende informasjon, se vedlegg A.

Mulige fordeler og ulemper

Testingen innebærer minimal risiko for skade og inneholder ikke belastende eller nærgående undersøkelser. Hvis skade inntreffer under testing er du forsikret gjennom Norges idrettshøgskole. Da testingen foregår i lave og litt krevende intensitetssoner trenger du ikke å presse deg hardt og du vil ikke bli veldig sliten.

Hva skjer med informasjonen om deg?

Informasjonen som registreres om deg skal kun brukes slik som beskrevet i hensikten med studien. Alle opplysningene vil bli behandlet uten navn og fødselsnummer eller andre direkte gjenkjennende opplysninger. En kode knytter deg til dine opplysninger gjennom en navneliste.

Det er kun autorisert personell knyttet til prosjektet som har adgang til navnelisten og som kan finne tilbake til deg. Ved prosjektets slutt vil informasjon og data fra deg bli anonymisert og lagret i 5 år, før det slettes. Det vil ikke være mulig å identifisere deg i resultatene av studien når disse publiseres.

Frivillig deltakelse

Det er frivillig å delta i studien. Du kan når som helst og uten å oppgi noen grunn trekke

ditt samtykke til å delta i studien. Dette vil ikke få konsekvenser for din videre behandling. Dersom du ønsker å delta, undertegner du samtykkeerklæringen på siste side. Om du nå sier ja til å delta, kan du senere trekke tilbake ditt samtykke uten at det påvirker din øvrige behandling. Dersom du senere ønsker å trekke deg eller har spørsmål til studien, kan du kontakte Ingvild Børtnes, tlf. xxx xx xxx eller Maria Hildebrand, tlf. xxx xx xxx.

Ytterligere informasjon om studien finnes i kapittel A – utdypende forklaring av hva studien innebærer.

Ytterligere informasjon om personvern og forsikring finnes i kapittel B – Personvern, biobank, økonomi og forsikring.

Samtykkeerklæring følger etter kapittel B.

Kapittel A- utdypende forklaring av hva studien innebærer

Kriterier for deltakelse

Du må være frisk og ikke ha kontraindikasjoner til fysisk aktivitet.

Bakgrunnsinformasjon om studien

De nasjonale anbefalingene for fysisk aktivitet for voksne er moderat fysisk aktivitet minimum 30 min. daglig. Det er nødvendig med gode og presise målemetoder for fysisk aktivitet for å kunne kartlegge hvor mange som oppfyller anbefalingene. Aktivitetsmåleren ActiGraph har blitt benyttet i flere store kartleggingsprosjekter av fysisk aktivitet i Norge og utlandet. ActiGraph er et lite apparat som bæres i et belte rundt livet. Det måler kroppens bevegelse, akselerasjon, i det vertikale planet, og gir informasjon om frekvens, intensitet og varighet på aktiviteten. ActiGraph klarer bra å registrere gange på flatmark, og dette er godt dokumentert. Man er imidlertid usikker på hvorvidt den klarer å registrere aktiviteter som for eksempel sykling og gange i kupert terreng. Hensikten med prosjektet er å utføre en metodestudie for å undersøke om ActiGraph er en valid målemetode for å registrere sykling og gange i kupert terreng.

Pasientens/studiedeltakerens ansvar

Det er viktig at du møter opp til avtalt tid og gir beskjed til ansvarlige dersom du blir forhindret i å møte.

Eventuell kompensasjon til og dekning av utgifter for deltakere

Du kommer til å få mat på alle testdagene. I tillegg vil du få en t-skjorte som takk for din deltakelse. Kostnad for transport til og fra Norges idrettshøgskole dekkes av den enkelte deltakeren.

Kapittel B - Personvern, økonomi og forsikring

Personvern

Opplysninger som registreres om deg er høyde, vekt, kjønn, alder, benlengde, midje-hofteratio samt pulsmålinger, energiforbruk og data fra ActiGraph under de ulike aktivitetene.

Gro Styrmo ved Norges idrettshøgskole er databehandlingsansvarlig.

Rett til innsyn og sletting av opplysninger om deg

Hvis du sier ja til å delta i studien, har du rett til å få innsyn i hvilke opplysninger som er registrert om deg. Du har videre rett til å få korrigert eventuelle feil i de opplysningene vi har registrert. Dersom du trekker deg fra studien, kan du kreve å få slettet innsamlede opplysninger, med mindre opplysningene allerede er inngått i analyser eller brukt i vitenskapelige publikasjoner.

Økonomi og seksjon for idrettsmedisinske fags rolle

Studien er finansiert gjennom forskningsmidler fra Norges idrettshøgskole og seksjon for idrettsmedisinske fag. Det finnes ikke noen interessekonflikter.

Forsikring

Hvis du skulle bli skadet under testing så dekkes dette av forsikring ved Norges idrettshøgskole.

Informasjon om utfallet av studien

Du har rett til å få informasjon om utfallet/resultatet av studien hvis du ønsker dette.

Samtykke til deltakelse i studien

Jeg er villig til å delta i studien

(Signert av prosjektdeltaker, dato)

Jeg bekrefter å ha gitt informasjon om studien

(Signert, rolle i studien, dato)

VEDLEGG 2

Informasjonsskriv

Den ene dagen du kommer skal du gå to løyper på tredemølle; den ene flatt og den andre i oppoverbakke. Du kommer til å gå i en hastighet på mellom 3-7 km/time og du kommer til å bli noe andpusten. Den andre dagen skal du gå nedoverbakke på tredemølle og sykle på ergometersykkel. Under disse aktivitetene skal du i perioder puste i et munnstykke da vi skal måle energiforbruket.

Det er viktig at du forsøker å puste normalt i munnstykket, uten å hyperventilere. Leppene må være lukket rundt munnstykket. Det er ikke uvanlig at man opplever å bli tørr i munn og hals mens man bruker munnstykket. Man kan forsøke å unngå dette ved å drikke noe når man går uten munnstykke.

Vi kommer å spørre deg om hvordan det går under testing. Vi ønsker da at du skal benytte deg av håndtegn ”tommel opp” for bra/ja eller ”tommel ned” dårlig/nei. Forsøk å ikke snakke mens munnstykket er i munnen. Du kan når som helst ta ut munnstykket hvis du skulle føle deg uvel, men da får vi ikke registrert data for deg.

Du kommer hele tiden til å få beskjed underveis hva du skal gjøre.

En av dagene kommer testingen til å foregå utendørs. Da skal du enten gå eller sykle en løype, men dette får du beskjed om på forhånd. Da skal du gå med pulsklokke og styre hastigheten ut fra din egen puls.

Dette må du som forsøksperson huske på:

- Kom iført treningsklær (husk uteklær for testing ute)
- Drikkeflaske
- Kom i tide

Takk for at du tar deg tid og stiller opp! ☺

Hilsen Ingvild og Maria

VEDLEGG 3**Testprosedyre ved gange på tredemølle**3 km/t

0-1 min	STÅ STILLE
1 min:	Start å gå
2 min:	Neseklype på og munnstykke inn
2 min, 30 sek:	VO ₂ -opptak begynner
5 min:	Neseklype av og munnstykke ut
5-6 min:	Registrering av puls
6-6 min, 30 sek:	Pause, drikke og øke hastighet

4 km/t

6 min, 30 sek:	Start å gå
7 min, 30 sek:	Neseklype på og munnstykke inn
8 min:	VO ₂ -opptak begynner
10 min, 30 sek:	Neseklype av og munnstykke ut
10, 30–11, 30 sek:	Registrering av puls
11, 30 – 12 min:	Pause, drikke og øke hastighet

5 km/t

12 min:	Start å gå
13 min:	Neseklype på og munnstykke inn
13 min, 30 sek:	VO ₂ -opptak begynner
16 min:	Neseklype av og munnstykke ut
16-17 min:	Registrering av puls
17- 17 min, 30 sek:	Pause, drikke og øke hastighet

6 km/t

17 min, 30 sek:	Start å gå
18 min, 30 sek:	Neseklype på og munnstykke inn
19 min:	VO ₂ -opptak begynner
21 min, 30 sek:	Neseklype av og munnstykke ut
21, 30– 22, 30 sek:	Registrering av puls
22, 30– 23 min:	Pause, drikke og øke hastighet

7 km/t

- 23 min:** Start å gå
- 24 min:** Neseclupe på og munnstykke inn
- 24 min, 30 sek:** VO₂-opptak begynner
- 27 min:** Neseclupe av og munnstykke ut
- 27-28 min:** Registrering av puls
- 28- 29 min:** Pause, drikk og stopp hastighet. STÅ STILLE

VEDLEGG 4**Testprosedyre ved sykling på ergometersykkel**40 W, frekvens 60 RPM

0-1 min:	SITT STILLE
1 min:	Start sykling
2 min:	Neseklype på og munnstykke inn
2,5 min:	VO ₂ -opptak begynner
5 min:	Neseklype av og munnstykke ut
5-6 min:	Registrering av puls
6-6 min, 30 sek:	Pause, drikke og øke belastning

60 w, frekvens 60 RPM

6 min, 30 sek:	Start sykling
7 min, 30 sek:	Neseklype på og munnstykke inn
8 min:	VO ₂ -opptak begynner
10 min, 30 sek:	Neseklype av og munnstykke ut
10, 30 – 11, 30 sek:	Registrering av puls
11, 30 – 12 min:	Pause, drikke og øke belastningen

80 W, frekvens 60 rpm

12 min:	Start sykling
13 min:	Neseklype på og munnstykke inn
13 min, 30 sek:	VO ₂ -opptak begynner
16 min:	Neseklype av og munnstykke ut
16-17 min:	Registrering av puls
17- 18:	Pause, drikke og endre belastningen

40 W, frekvens 70 rpm

18 min:	Start sykling
19 min:	Neseklype på og munnstykke inn
19 min, 30 sek:	VO ₂ -opptak begynner
22 min:	Neseklype av og munnstykke ut
22- 23 min:	Registrering av puls
23 – 23, 30 sek:	Pause, drikke og øke belastningen

60 W, frekvens 80 rpm

- 23 min, 30 sek:** Start sykling
- 24 min, 30 sek:** Neseeklype på og munnstykke inn
- 25 min:** VO₂-opptak begynner
- 27 min, 30 sek:** Neseeklype av og munnstykke ut
- 27, 30 -28, 30 sek:** Registrering av puls
- 28, 30-29 min:** Pause, drikk og øk belastningen

80 W, frekvens 80 rpm

- 29 min:** Start sykling
- 30 min:** Neseeklype på og munnstykke inn
- 30 min, 30 sek:** VO₂-opptak begynner
- 33 min:** Neseeklype av og munnstykke ut
- 33-34 min:** Registrering av puls
- 24-35 min:** Pause og drikk. SITT STILLE.

