

Ingvild Børtnes

Validering av ActiGraph GT1M

I hvor stor grad registrerer ActiGraph GT1M fysisk aktivitet, representert som energiforbruk eller tellinger, gange i oppover- eller nedoverbakke på tredemølle og i kupert terreng, i forhold til gange på flat tredemølle?

Masteroppgave i idrettsfysioterapi

Seksjon for idrettsmedisinske fag
Norges idrettshøgskole, 2011

Sammendrag

ActiGraph er validert ved gange og løp på flat tredemølle. Det er mangelfullt med studier i forhold til hvordan akselerometeret registrerer aktivitet i flatt terreng og i oppoverbakke på tredemølle. Ingen studie har undersøkt hvor godt ActiGraph registrerer gange i nedoverbakke på tredemølle og i kupert terreng. Hensikten var å undersøke hvor godt ActiGraph GT1M registrerer gange i oppover- og nedoverbakke på tredemølle og i kupert terreng. Valideringskriterium var oksygenopptak. Det estimerte aktivitetsnivået man fikk ved gange på 0 % på tredemølle ble sammenliknet med tilsvarende man fikk ved gange i oppover- og nedoverbakke på tredemølle og i kupert terreng ved de samme intensitetssonene. 20 forsøkspersoner i alderen 23-39 år gjennomførte tre gangtester på tredemølle ved fire forskjellige stigninger (0 %, + 5 og + 8 %, og - 5 %). Fysisk aktivitet ble registrert ved hjelp av ActiGraph GT1M. Energiforbruk ble målt ved hjelp av oksygenopptak. 7 av forsøkspersonene gikk med ActiGraph GT1M i en kupert løype i terreng hvor intensitet ble styrt av HF. Resultatene viste at det var god korrelasjon mellom MET og telling min^{-1} ved økende hastighet ved alle stigninger på tredemølle ($R = 0,91$, $R = 0,91$, $R = 0,82$, $R = 0,73$). MET var høyere ved + 5 og + 8 % sammenliknet med 0 % stigning ved samme energiforbruk, mens telling min^{-1} var lavere. MET var lavere ved - 5 % sammenliknet med 0 % stigning, mens telling min^{-1} var høyere. ActiGraph GT1M underestimerte energiforbruket med 22,8 % ved + 5 % og 35,2 % ved + 8 %, og overestimerte energiforbruket med 39,4 % ved - 5 %. Det var ikke signifikante forskjeller mellom gjennomsnittlig telling min^{-1} ved gange på tredemølle og gange i kupert terreng ($p = 0,891$). ActiGraph GT1M overestimerte energiforbruket med 9,1 % ved gange i kupert terreng. Det er konkludert med at ActiGraph GT1M overestimerte energiforbruket i nedoverbakker og i kupert terreng, og underestimerte gange i oppoverbakker. Dersom man studerer gange i oppover- eller nedoverbakke som egen aktivitet, vurderes ikke ActiGraph GT1M å være en tilfredsstillende metode for å registrere aktiviteten, men i undersøkelser hvor man studerer den totale mengden aktivitet, fanger ActiGraph GT1M i stor grad opp aktiviteten.

Nøkkelord: fysisk aktivitet, akselerometer, ActiGraph, energiforbruk, tredemølle, terreng

Forord

Denne masteroppgaven ble gjennomført ved Norges idrettshøgskole – seksjon for idrettsmedisinske fag. I tillegg har seksjon for fysisk prestasjonsevne gjort det mulig å gjennomføre arbeidet ved forskningslaben. Det har vært en spennende og lærerik prosess å gjennomføre valideringsstudiet av ActiGraph GT1M.

Først og fremst vil jeg rette en stor takk til min medstudent og samarbeidspartner på prosjektet, Maria Hildebrand, som jeg har planlagt og gjennomført prosjektet sammen med. Det hadde ikke gått uten henne. En stor takk rettes til min hovedveileder Bjørge Herman Hansen. Hans engasjement og tilbakemeldinger har vært til stor nytte. Videre takkes også min biveileder Sigmund A. Anderssen. Hans kunnskap og gode humør har gjort arbeidet lettere. Jeg vil takke Erlend Hem ved seksjon for fysisk prestasjonsevne som har vært til avgjørende hjelp ved opplæring og gjennomføring i forskningslaben. Takk til biblioteket ved Norges idrettshøgskole for god service. Til slutt vil jeg takke mine kjære foreldre for god støtte underveis. De er alltid støttende og delaktige.

Ingvild Børtnes

Oslo 30.05.2011

Tabelloversikt

Tabell	Tekst	Side
2.1	Eksempler på energikrav ved ulike aktiviteter uttrykt i MET.	6
2.2	Modeller av ActiGraph presentert i kronologisk rekkefølge.	13
2.3	Målemetoder for registrering av fysisk aktivitet.	14
2.4	Oversikt over validitetsundersøkelser i laboratorium og terreng.	20
4.1	Deskriptiv karakteristikk av deltakerne totalt og inndelt etter kjønn. Verdiene er oppgitt som gjennomsnitt (X) og standardavvik (SD).	31
4.2	Oversikt over gjennomsnittlig telling min^{-1} , VO_2 , MET og HF ved gange på tredemølle ved 0 % stigning ($n = 20$). Verdiene er oppgitt som gjennomsnitt (X), standardavvik (SD) og variasjonsbredde (min-maks).	32
4.3	Oversikt over gjennomsnittlig telling min^{-1} , VO_2 og MET ved gange på tredemølle ved 5 % stigning ($n = 20$). Verdiene er oppgitt som gjennomsnitt (X), standardavvik (SD) og variasjonsbredde (min-maks).	33
4.4	Oversikt over gjennomsnittlig telling min^{-1} , VO_2 og MET ved gange på tredemølle ved 8 % stigning ($n = 20$). Verdiene er oppgitt som gjennomsnitt (X), standardavvik (SD) og variasjonsbredde (min-maks).	34
4.5	Oversikt over gjennomsnittlig telling min^{-1} , VO_2 og MET ved gange på tredemølle ved 5 % helning ($n = 20$). Verdiene er oppgitt som gjennomsnitt (X), standardavvik (SD) og variasjonsbredde (min-maks).	36

Figuroversikt

Figur	Tekst	Side
2.1	Dose- respons kurve for fysisk aktivitet og helse.	4
2.2	Prosentvis fordeling av komponentene som utgjør totalt energiforbruk.	5
2.3	Gjennomsnittlig akselerometerdata plottet mot hastighet på tredemølle.	17
3.1	Skjematisk fremstilling av gangen i datainnsamlingen.	26
4.1	Gjennomsnittlig telling min^{-1} og MET for hver enkelt forsøksperson ($n = 20$) ved gange på tredemølle ved 0 % stigning.	32
4.2	Gjennomsnittlig telling min^{-1} og MET for hver enkelt forsøksperson ($n = 20$) ved gange på tredemølle ved 5 % stigning.	34
4.3	Gjennomsnittlig telling min^{-1} og MET for hver enkelt forsøksperson ($n = 20$) ved gange på tredemølle ved 8 % stigning.	35
4.4	Gjennomsnittlig telling min^{-1} og MET for hver enkelt forsøksperson ($n = 20$) ved gange på tredemølle ved 5 % helning.	36
4.5	Gjennomsnittlig telling min^{-1} for utvalget totalt ($n = 20$) plottet mot hastighet ved gange på 0 %, + 5 og + 8 % og - 5 % på tredemølle.	38
4.6	Gjennomsnittlig MET for utvalget totalt ($n = 20$) plottet mot hastighet ved gange på 0 %, + 5 og + 8 % og - 5 % på tredemølle.	38
4.7	Differanse mellom telling min^{-1} på tredemølle og telling min^{-1} i terreng plottet mot gjennomsnittet av telling min^{-1} på tredemølle og terreng ($n = 7$).	39

Oversikt vedlegg

Vedlegg	Tekst	Side
1	Samtykkeerklæring.	57
2	Prosedyre profil på tredemølle.	63
3	Prosedyre oppover på tredemølle.	65
4	Prosedyre nedover på tredemølle.	67
5	Tabell: Gjennomsnittlig forskjell i telling min^{-1} mellom stigningene ved samtlige hastigheter de var representert ved.	68
6	Figur 1, 2, 3 og 4: Korrelasjon mellom VO_2 og telling min^{-1} ved 0 %, + 5 %, + 8 % og - 5 % på tredemølle.	69

Begrepsavklaring

Begrep	Forklaring
Akselerasjon	Hastighetsforandring per tidsenhet, benevnes m/s.
ActiGraph	ActiGraph er et akselerometer som registrerer akselerasjon som et mål på frekvens, intensitet og varighet av fysisk aktivitet. Akselerometer av typen ActiGraph GT1M er undersøkt i dette prosjektet.
Epoch	Lengden på akselerometerets oppsamlingsperiode. Dette er et uttrykk for hvor ofte akselerometeret samler opp og lagrer aktivitet.
Energiforbruk	Totalt energiforbruk (TEE) består av hvilemetabolisme (RMR), termisk effekt av mat og fysisk aktivitetsnivå (AEE). Hvor mye av TEE som er benyttet til fysisk aktivitet kan estimeres ut i fra TEE og RMR ($AEE=TEE-RMR$). Energiforbruk omtales også som energiomsetning, energikrav, oksygenopptak (VO_2) og MET.
Fysisk aktivitet (FA)	FA refererer til all kroppslig bevegelse initiert av skjelettmuskulatur som resulterer i en vesentlig økning i energiforbruk utover hvilenivå (Caspersen, Powell, & Christenson, 1985). FA er et samlebegrep som omfatter blant annet lek, organisert trening, arbeid og husarbeid. Når man refererer til FA er man vanligvis opptatt av total mengde FA (varighet, frekvens og intensitet).
Hjertefrekvens (HF)	HF er antall hjerteslag per minutt. HF i hvile hos en voksen gjennomsnittsperson er ca. 70 slag per minutt, men varierer mellom individer. HF påvirkes blant annet av fysisk aktivitet, stress og temperatur.
Interinstrument reliabilitet	Et mål på hvorvidt for eksempel ulike akselerometre av samme type gir samme resultater på en test.
Intrainstrument reliabilitet	Et mål på hvorvidt akselerometeret gir samme resultater ved repeterte målinger.
MET	MET (metabolsk equivalent) er forholdet mellom energiforbruket under fysisk aktivitet og energiforbruket i hvile, og er $3,5 \text{ ml kg}^{-1} \text{ min}^{-1}$.
Telling	Enhet for akselerometerets resultater. Spenningen som produseres når akselerometeret blir utsatt for bevegelse omformateres til en mer kvantifiserbar variabel som kalles telling. Benevnes telling min^{-1} .
Reliabilitet	Reliabilitet er et mål på hvorvidt en metode gir samme svar ved repeterte målinger.
Validitet	Begrep som benyttes for å angi hvorvidt en test eller et måleinstrument måler det den er ment å måle.
VO_2	Oksygenopptak (VO_2) er et mål på energiomsetning. Benevnes ofte l min^{-1} eller ml min^{-1} .

(Becker et al., 2004; Caspersen et al., 1985; Kesaniemi et al., 2001; Jørgensen et al., 2009; Sand, Sjaastad, & Haug, 2001; Vincent, 2005).

Innholdsfortegnelse

Sammendrag.....	I
Forord.....	II
Tabelloversikt.....	III
Figuroversikt	IV
Oversikt vedlegg	V
Begrepsavklaring.....	VI
1.0 INNLEDNING	1
1.1 BAKGRUNN	1
2.0 TEORI.....	3
2.1 FYSISK AKTIVITET OG HELSE.....	3
2.1.1 Energiforbruk	4
2.2 MÅLEMETODER FOR FYSISK AKTIVITET.....	6
2.2.1 Spørreskjema.....	7
2.2.2 Dobbelmerket vann (DLW)	8
2.2.3 Indirekte kalorimetri.....	9
2.2.4 Hjerterefrekvens (HF)	9
2.2.5 Bevegelsessensorer.....	11
2.2.6 Akselerometer	11
2.3 ACTIGRAPH	15
2.3.1 Reliabilitet	15
2.3.2 Validitet.....	15
2.4 PROBLEMOMRÅDE.....	21
2.4.1 Problemstilling	21
3.0 METODE	22
3.1 STUDIEDESIGN	22
3.2 UTVALG	22
3.2.1 Utvalgsprosedyre.....	22
3.2.2 Inklusjons- og eksklusjonskriterier	22
3.3 MÅLEVARIABLER.....	23
3.3.1 Antropometriske data	23
3.3.2 Fysisk aktivitet	24
3.3.3 Oksygenopptak (VO ₂).....	24
3.3.4 Hjerterefrekvens	24
3.4 PROTOKOLL	25

3.4.1	Datainnsamling.....	25
3.4.2	Tredemølle	27
3.4.3	Terreng	28
3.5	DATABEHANDLING.....	28
3.5.1	Akselerometer	28
3.5.2	Oksygenopptak (VO ₂) og HF	29
3.5.3	Synkronisering av data	29
3.6	STATISTISKE ANALYSER.....	29
4.0	RESULTAT	31
4.1	KARAKTERISTIKK AV UTVALGET	31
4.2	TREDEMØLLE	31
4.2.1	Profil.....	31
4.2.2	Gange i oppoverbakke.....	33
4.2.3	Gange i nedoverbakke	35
4.2.4	Sammenlikning av resultater for flatt, oppoverbakke og nedoverbakke	37
4.3	KUPERT TERRENG	39
5.0	DISKUSJON	40
5.2	METODISKE VURDERINGER	40
5.2.1	”Gullstandard”.....	40
5.2.2	HF som kriterium i terreng.....	41
5.2.3	Utvalg.....	42
5.2.4	Protokoll.....	43
5.2.5	Plassering av akselerometer	43
5.2.6	Svakheter ved akselerometer.....	44
5.2.7	Intensitetsbestemmelser og omregning av tellinger til energiforbruk	44
5.3	DISKUSJON AV RESULTATER.....	45
5.3.1	Gange i oppoverbakke på tredemølle	45
5.3.2	Gange i nedoverbakke på tredemølle	46
5.3.3	Gange i kupert terreng.....	48
5.6	ANBEFALINGER FOR VIDERE FORSKNING	49
6.0	KONKLUSJON	50

Referanser

6 vedlegg

1.0 INNLEDNING

1.1 BAKGRUNN

Fysisk aktivitet defineres som ”enhver kroppslig bevegelse initiert av skjelettmuskulatur som resulterer i en vesentlig økning i energiforbruk utover hvilenivå” (Caspersen et al., 1985). Det er god dokumentasjon for at fysisk aktivitet er viktig for å forebygge en rekke sykdommer, som for eksempel hjerte- og karsykdommer (Powell, Thompson, Caspersen, & Kendrick, 1987), høyt blodtrykk (Fagard, 2001), type 2-diabetes (Helmrich, Ragland, Leung, & Paffenbarger, Jr., 1991), flere typer kreft (Bernstein, Henderson, Hanisch, Sullivan-Halley, & Ross, 1994), og muskel- og skjelettlidelser (Sinaki et al., 1996). Regelmessig fysisk aktivitet med moderat intensitet er dokumentert tilstrekkelig for å redusere risikoen for sykdom. Helsedirektoratet anbefaler derfor voksne å være i moderat fysisk aktivitet i minimum 30 minutter daglig. Man vet imidlertid ikke nøyaktig hvor mye fysisk aktivitet som er nødvendig for å oppnå helsegevinst, blant annet fordi dose-respons forholdet mellom fysisk aktivitet og helse er avhengig av hvilket helseutfall man studerer (Becker et al., 2004), men også fordi det er en kompleks atferd som er vanskelig å studere (Sallis & Saelens, 2000). For å kunne kartlegge fysisk aktivitet er det derfor nødvendig med gode og nøyaktige målemetoder (Anderssen et al., 2009).

Spørreskjema har lenge vært foretrukket som metode for å studere fysisk aktivitet.

Metoden er anvendelig på store populasjoner på grunn av lav kostnad, og fordi den er enkel å administrere. Utfordringen med spørreskjema er imidlertid at man må stole på forsøkspersonens evne til å huske riktig, i tillegg til at spørsmålene kan oppfattes ulikt av forskjellige individer (Lamonte & Ainsworth, 2001; Sallis & Saelens, 2000).

Dobbeltmerket vann (DLW) regnes for å være gullstandard for å måle fysisk aktivitet (Melanson, Jr. & Freedson, 1996; Westerterp & Plasqui, 2004), men metoden er kostbar og lite anvendelig på store populasjoner (Levine, 2005). Det gjelder også for indirekte kalorimetri, som selv om den er nøyaktig, anses å være tidkrevende og kostbar (Levine, 2005). For å overkomme noen av begrensningene ved spørreskjema, og som alternativ til mer kostbare metoder som DLW og indirekte kalorimetri, blir bevegelsessensorer av typen akselerometer stadig mer brukt for å studere fysisk aktivitet. Akselerometre gir

mye informasjon om fysisk aktivitet og er enkle å administrere i store undersøkelser over lengre tid (Anderssen et al., 2009; Westerterp, 2009). Det finnes en rekke tilgjengelige akselerometre med ulike spesifikasjoner, men felles for dem er at de har en elektronisk bevegelsessensor som registrerer akselerasjon produsert av kroppslig bevegelse. Data fra akselerometeret er tellinger, som er et kvantifiserbart mål på hvor mye bevegelse akselerometeret blir utsatt for i løpet av et bestemt tidsintervall (epoch). Jo høyere antall tellinger per epoch, desto mer bevegelse har akselerometeret registrert. Tellinger blir ofte gjort om til fysiologiske størrelser, som for eksempel energiforbruk. For å få kunnskap om hvor godt tellinger representerer energiforbruk, har en rekke valideringsundersøkelser undersøkt sammenhengen mellom de to.

Akselerometre av typen CSA og MTI, nåværende ActiGraph, er i størst grad undersøkt. De fleste studiene har undersøkt hvor godt akselerometeret registrerer gange og løp. Gange er den vanligste formen for fysisk aktivitet og aktiviteten utgjør en stor del av totalt energiforbruk (Terrier, Aminian, & Schutz, 2001). Studier viser god korrelasjon mellom telling $\cdot \text{min}^{-1}$ og energiforbruk ved gange og løp på tredemølle (Melanson, Jr. & Freedson, 1995; Freedson, Melanson, & Sirard, 1998; Welk, Blair, Wood, Jones, & Thompson, 2000; Nichols, Morgan, Chabot, Sallis, & Calfas, 2000; Abel et al., 2008). Et fåtall studier er utført i flatt terreng, men resultatene er ikke entydige (Nichols et al., 2000; Brage, Wedderkopp, Franks, Andersen, & Froberg, 2003). Akselerometeret har vist noe varierende resultater i oppoverbakke på tredemølle, men det ser ut til at det underestimerer økningen i energiforbruket som oppstår når man går i oppoverbakke. (Melanson, Jr. & Freedson, 1995; Nichols et al., 2000). Det er imidlertid begrenset med studier. Det er ingen studier som har undersøkt hvor godt akselerometeret registrerer gange i nedoverbakke på tredemølle eller i kupert terreng. Turgåing er den vanligste formen for fysisk aktivitet blant nordmenn (Norsk monitor, 2006), men man vet ikke hvor godt akselerometeret fanger opp aktiviteten. ActiGraph GT1M er en relativt ny modell fra ActiGraph. Den er foreløpig lite undersøkt, men har ofte blitt brukt i større undersøkelser i Norge (Anderssen et al., 2009; Anderssen, Kolle, Steene-Johannessen, Ommundsen, & Andersen, 2008). Hensikten med denne studien var derfor å undersøke i hvor stor grad ActiGraph GT1M registrerer gange i oppover- og nedoverbakke på tredemølle og i terreng sammenliknet med flat tredemølle. Valideringskriterium var oksygenopptak.

2.0 TEORI

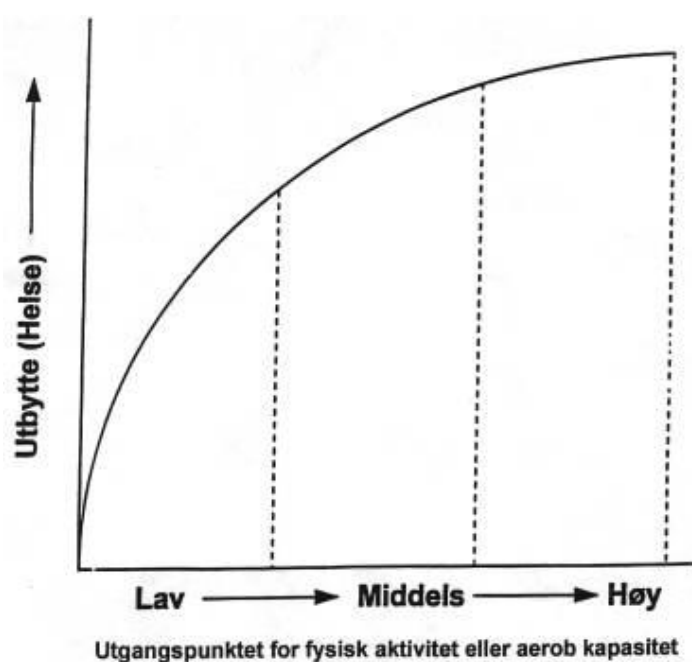
2.1 FYSISK AKTIVITET OG HELSE

Fysisk aktivitet defineres som ”enhver kroppslig bevegelse initiert av skjelettmuskulatur som resulterer i en vesentlig økning i energiforbruk utover hvilenivå” (Caspersen et al., 1985). Dette er et samlebegrep som omfatter ulike bevegelser utført på forskjellige arenaer, for eksempel bevegelse på arbeid, trening og i lek og husarbeid (Plasqui & Westerterp, 2007). Menneskekroppen er skapt for å være i bevegelse, og sammenhengen mellom fysisk aktivitet og helse er godt dokumentert. Fysisk aktivitet forebygger hjerte- og karsykdommer (Powell et al., 1987), høyt blodtrykk (Fagard, 2001), type 2-diabetes (Helmrich et al., 1991), overvekt (Martin, III et al., 1993), osteoporose (Dalsky et al., 1988), flere typer kreft (Bernstein et al., 1994; Slattery et al., 1997) og muskel- og skjelettlidelser (Sinaki et al., 1996) og har positive effekter i forhold til mental helse og livskvalitet (US Department of Health and Human Services, 1996).

Fysisk aktivitet forholder seg til nevnte helsevariabler i et dose-/responsforhold (figur 2.1). Dose refererer til den totale mengden fysisk aktivitet, som igjen avhenger av aktivitetens frekvens, varighet og intensitet. Helsegevinst avhenger av alle aspektene ved fysisk aktivitet, og øker med økt aktivitetsnivå, men kurven er ikke lineær. Personer som er fysisk inaktive oppnår størst helsegevinst ved økt aktivitetsnivå. Det er imidlertid usikkert nøyaktig hvor mye fysisk aktivitet som kreves for å redusere risikoen for sykdom. Dette skyldes blant annet at sammenhengen varierer avhengig av hvilken aldersgruppe man studerer, hvilken type aktivitet det dreier seg om, og at de forskjellige helsevariablene har et ulikt dose-respons forhold (Lamonte & Ainsworth, 2001; Becker et al., 2004; Kesaniemi et al., 2001).

Det har lenge vært godt dokumentert at anstrengende fysisk aktivitet har betydelig effekt på helse. Tidligere anbefalte man at fysisk aktivitet skulle gjennomføres med en intensitet, varighet og frekvens tilstrekkelig for å forbedre og vedlikeholde fysisk form. I et helseperspektiv ser det imidlertid ut til at det er viktigere å fokusere på totalt energiforbruk, i sammenheng med frekvens, varighet og intensitet, enn anstrengende

intensitet alene (Anderssen & Strømme, 2001). Studier viser for eksempel at regelmessig aktivitet med moderat intensitet er tilstrekkelig for å redusere risikoen for sykdom. På bakgrunn av dette anbefales voksne å være i moderat fysisk aktivitet i minimum 30 minutter daglig. Aktiviteten kan sannsynligvis deles inn i kortere intervaller med fysisk aktivitet i løpet av en dag, for eksempel 10 minutters intervaller. Det presiseres imidlertid at en økning i varighet og intensitet på fysisk aktivitet utover det anbefalte, vil gi ytterligere helsegevinst (Becker et al., 2004; Anderssen & Strømme, 2001).



Figur 2.1 Dose- respons kurve for fysisk aktivitet og helse (Anderssen & Strømme, 2001).

2.1.1 Energiforbruk

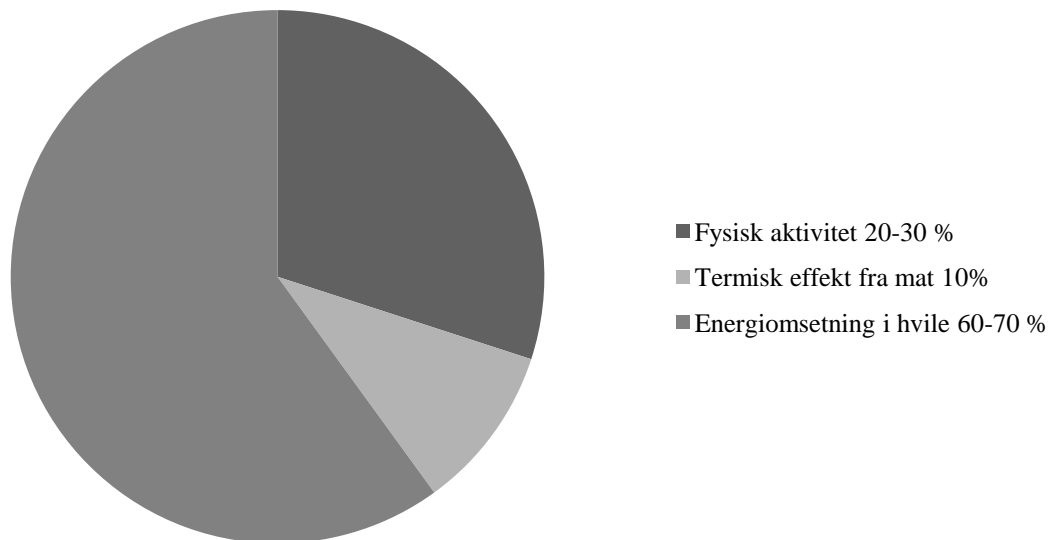
For å kunne studere nivå av fysisk aktivitet i befolkningen, er det nødvendig å måle og registrere fysisk aktivitet på en god måte. Det kan gjøres ved å måle energiforbruk.

Størrelsen på energiforbruket påvirkes i vesentlig grad av muskelaktivitet, men energiforbruk fra fysisk aktivitet er bare en del av det totale energiforbruket.

Energiomsetning i hvile (hvilemetabolisme) og termisk effekt fra mat utgjør sammen med energiforbruk fra fysisk aktivitet det totale energiforbruket. Generelt i befolkningen utgjør energiomsetning i hvile 60-70 % av totalt energiforbruk, termisk effekt fra mat

utgjør 10 % mens de resterende 20-30 % bestemmes av fysisk aktivitet (figur 2.2).

Fysisk aktivitet er imidlertid den eneste komponenten som kan variere vesentlig mellom individer, fra mindre enn 10 % blant inaktive til 80 % blant ekstremt aktive (Jørgensen et al., 2009; Plasqui & Westerterp, 2007; Levine, 2005).



Figur 2.2 Prosentvis fordeling av komponentene som utgjør totalt energiforbruk.

For å beregne energiforbruk fra fysisk aktivitet, kan man måle oksygenopptak (VO_2). For hver liter oksygen som omsettes i organismen frigjøres omtrent 5 kcal, avhengig av hvilke næringsstoffer som forbrennes, og oksygenopptaket blir dermed et mål på energiforbruket (Sand et al., 2001). I stedet for å angi energiforbruket som kcal, kan man uttrykke det som et multiplum av energiforbruket i hvile. Forholdet mellom energiforbruket under fysisk aktivitet og energiforbruket i hvile kalles MET (metabolsk equivalent) og er $3,5 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$. Dette tilsvarer 1 kcal/kg/time og er det samme som 1 MET. MET blir derfor et uttrykk for grad av intensitet på aktiviteten. Lett fysisk aktivitet kan defineres som aktivitet som krever en til tre ganger så mye som energiforbruket i hvile, det vil si 1-3 MET og kan for eksempel være rolig gange. Moderat fysisk aktivitet defineres som aktivitet som krever 3 til 6 ganger så mye energi som i hvile, mens anstrengende fysisk aktivitet krever mer enn 6 MET (Becker et al., 2004; Anderssen & Strømme, 2001). Tabell 2.1 viser eksempler på energikrav ved ulike aktiviteter.

Tabell 2.1 Eksempler på energikrav ved ulike aktiviteter uttrykt i MET.

Aktivitet	Energikrav MET
<i>Lett</i>	
Se på TV/lese	1,3
Lett husarbeid	2,5
<i>Moderat</i>	
Handle	3,5
Lek med små barn	3,5
Gå (4,8 km/t)	3,5
Gå (6,4 km/t)	4,0
Gå i trapp	5,5
Løfte/flytte 1-10 kg	6,0
Måke snø manuelt	6,0
<i>Anstrengende</i>	
Løfte/flytte 11-20 kg	8,0
Jogge (8 km/t)	8,0

Basert på Anderssen og Strømme (2001).

2.2 MÅLEMETODER FOR FYSISK AKTIVITET

Å registrere fysisk aktivitet er vanskelig, da fysisk aktivitet er en kompleks atferd som inneholder mange ulike dimensjoner som intensitet, frekvens, varighet og type aktivitet. Gode og presise målemetoder for fysisk aktivitet er nødvendig for å kunne overvåke aktivitetsnivået i en befolkning og for å evaluere tiltak for å øke nivået av fysisk aktivitet. I tillegg er det avgjørende for å øke kunnskapen om dose-respons sammenhengen mellom fysisk aktivitet og helsegevinst, (Anderssen et al., 2009).

Eksisterende målemetoder for fysisk aktivitet deles som regel inn i subjektive og objektive metoder (tabell 2.3). Subjektive metoder baserer seg på selvrapporing av fysisk aktivitet og eksempler på slike metoder er aktivitetslogg og spørreskjema. Subjektive målemetoder er lite kostnadskreven, enkle å administrere, krever lite

teknisk utstyr og kan anvendes på store populasjoner. De er derfor de mest brukte målemetodene for fysisk aktivitet (Sallis & Saelens, 2000; Montoye, 1996). Objektive metoder tillater at fysisk aktivitet måles direkte uten at man trenger subjektive svar fra den enkelte forsøkspersonen samt at de kan måle flere aspekter av fysisk aktivitet. Disse metodene er imidlertid kostnadskreven og krever mye utstyr og kompetanse og egner seg derfor best på mindre populasjoner. Objektive målemetoder omfatter blant annet dobbeltmerket vann (DLW), hjertefrekvens (HF), direkte og indirekte kalorimetri og akselerometre (Jørgensen et al., 2009). Det er knyttet utfordringer til bruk av både subjektive og objektive metoder. I det følgende beskrives de mest relevante målemetodene for denne oppgaven.

2.2.1 Spørreskjema

Spørreskjema har lenge vært foretrukket som metode for å registrere fysisk aktivitet i epidemiologiske studier (Lamonte & Ainsworth, 2001; Sallis & Saelens, 2000). Spørreskjema administreres av forsøkspersonen selv, er enkle å fylle ut og kartlegger aktivitet over en bestemt tidsperiode - fra en dag til flere år. Det finnes enkle spørreskjema som kategoriserer nivå av fysisk aktivitet i form av ”aktiv” og ”inaktiv”, som for eksempel folkehelseinstituttets firedelte spørsmål om fysisk aktivitet og mer utfyllende spørreskjema som gir informasjon om alle aspektene ved fysisk aktivitet, som for eksempel International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) (Craig et al., 2003). Andre eksempler på spørreskjema som er benyttet i store epidemiologiske undersøkelser er Minnesota Leisure-time Physical Activity Questionnaire (Taylor et al., 1978), Paffenbarger Physical Activity Questionnaire (Paffenbarger, Jr., Wing, & Hyde, 1995) og Aerobics Center Longitudinal Study Physical Activity Questionnaire (Kohl, Blair, Paffenbarger, Jr., Macera, & Kronenfeld, 1988). Som et forsøk på å oppnå en internasjonal konsensus om ett felles spørreskjema for registrering av fysisk aktivitet ble spørreskjemaet IPAQ utviklet. Dette kommer i en kortversjon og en langversjon, hvor langversjonen også registrerer informasjon om aktivitetens kontekst (Craig et al., 2003).

Styrker og svakheter

Fordelen med spørreskjema er at det har lav kostnad, er enkelt å bruke på store utvalg, det påvirker ikke deltakerens atferd under datainnsamlingen og det kan undersøke alle

aspektene ved fysisk aktivitet. Utfordringen med spørreskjema er forutsetningen om at man må stole på at forsøkspersonen husker og rapporterer riktig nivå av fysisk aktivitet, da data samles inn retrospektivt. Barn og eldre har spesielt vanskelig for å huske aktiviteter de har gjennomført og varigheten av disse (Sallis & Saelens, 2000). Det er også usikkert om spørsmålene klarer å fange opp all fysisk aktivitet og hvordan spørsmålene oppfattes av det enkelte individet. Studier har for eksempel vist at aktivitet blir overestimert med opptil 100-300 % ved selvrapporing, og at personer i dårlig form vanligvis rapporterer at en aktivitet har høyere intensitet enn personer i bedre form (Sallis & Saelens, 2000). Det har også vist seg at det er lettere å huske aktiviteter med moderat og hard intensitet. Studier har for eksempel vist at aktiviteter med lett og moderat intensitet blir underrapportert med opptil 35 % (Sallis & Saelens, 2000). Validering av spørreskjema mot dobbeltmerket vann har stort sett gitt lav korrelasjon (0,57-0,79) (Shephard, 2003). IPAQ- spørreskjemaet har vist varierende grad av reliabilitet, fra lav (Rutten et al., 2003) til god (Craig et al., 2003).

2.2.2 Dobbelmerket vann (DLW)

DLW regnes for å være gullstandarden blant metodene for å måle fysisk aktivitet (Melanson, Jr. & Freedson, 1996; Westerterp & Plasqui, 2004). Metoden er svært nøyaktig. DLW kan måle energiforbruk i en periode på 1-3 uker og gir et estimat av totalt energiforbruk. Metoden går ut på at forsøkspersonen inntar en viss mengde vann beriket med stabile isotoper av hydrogen (^2H) og oksygen (^{18}O), hvorpå isotopkonsentrasjonen måles i spytt eller urin. Dette blir gjort flere ganger i løpet av måleperioden. ^2H elimineres som vann og skilles ut i svette og urin, mens ^{18}O elimineres både som vann og karbondioksid. Forskjellene i eliminasjonshastigheten av de to isotopene gir et mål på produksjonen av CO_2 , som igjen er proporsjonal med energiforbruket (Levine, 2005; Ekelund et al., 2001).

Styrker og svakheter

Fordelen med DLW er at metoden er svært nøyaktig og presis. I tillegg er det den eneste metoden som nøyaktig kan måle totalt energiforbruk i feltstudier (Plasqui & Westerterp, 2007). DLW er gullstandard for valideringsstudier av målemetoder for fysisk aktivitet

(Westerterp & Plasqui, 2004; Melanson, Jr. & Freedson, 1996). Ulempen er imidlertid at metoden kun måler totalt energiforbruk. Det er derfor uvisst hvor mye av energiforbruket som kommer fra fysisk aktivitet. DLW måler ikke termisk effekt av mat. Det må registreres av forsøkspersonen selv. Metoden gir heller ikke informasjon om type eller omfang av aktiviteten. I tillegg er metoden vanskelig å benytte i store undersøkelser, da den er kostbar og tungvinn å administrere (Levine, 2005; Dishman et al., 2005).

2.2.3 Indirekte kalorimetri

Kalorimetri måler kroppens varmeproduksjon, som igjen er et resultat av kroppens energiforbruk. Indirekte kalorimetri er et indirekte mål på kroppens varmeproduksjon. Metoden registrerer sammensetningen av inn- og utåndingsgasser og måles ved hjelp av oksygenopptak. Ved submaksimale belastninger er det et tilnærmet lineært forhold mellom belastning og energiforbruk. Det vil si at endringer i VO_2 følger endringer i belastningen. Oksygenopptak kan måles ved hjelp av bærbare eller stasjonære analysatorer hvor forsøkspersonen puster i en maske eller et munnstykke som er koplet til en analysator. Dersom man skal måle fysisk aktivitet over lengre tid, må forsøkspersonen oppholde seg i et respiratorisk kammer (Welk, 2002).

Styrker og svakheter

Fordelen med indirekte kalorimetri er at det gir et nøyaktig mål på energiforbruk. Metoden har vist seg å være valid og reliabel (Montoye, 1996). Bærbare analysatorer gjør at man kan måle fysisk aktivitet utført i dagliglivet. Metoden er imidlertid noe ubehagelig for forsøkspersonen. I tillegg er den kostbar, tidkrevende og krever nøye kalibrering. Den egner seg derfor dårlig til bruk på store populasjoner (Welk, 2002).

2.2.4 Hjertefrekvens (HF)

Metoden baserer seg på at det er en lineær sammenheng mellom HF og oksygenopptak under aktiviteter med submaksimal belastning. Ved å beregne den nøyaktige sammenhengen mellom HF og oksygenopptak for hvert enkelt individ, blir HF et indirekte mål på oksygenopptak og igjen energiforbruk (Freedson & Miller, 2000). HF

kan måles ved hjelp av en klokke som mottar signaler fra en sender som er montert til et belte med elektroder rundt brystet (Freedson & Miller, 2000).

Styrker og svakheter

Fordelen med å måle HF er at det er enkelt å utføre og at man kan lagre data i en lengre periode. Utstyret er lite og lett, og påvirker i liten grad atferden til forsøkspersonen. Måleren gir informasjon om frekvens, intensitet og varighet av aktiviteten (Freedson & Miller, 2000). Det er imidlertid flere feilkilder forbundet med metoden da andre faktorer enn fysisk aktivitet kan påvirke HF. Luftfuktighet, temperaturendringer, emosjonelt stress og matinntak er faktorer som kan forårsake en økning i HF uten en økning i oksygenopptak. Inntak av kaffe, snus, røyk og medikamenter kan også gi en slik påvirkning. Dette gjelder spesielt under hvile og ved aktiviteter med lav intensitet (Freedson & Miller, 2000; Melanson, Jr. & Freedson, 1996; Montoye, 1996; Levine, 2005). I tillegg påvirkes forholdet mellom HF og oksygenopptak av den relative størrelsen på arbeidende muskelmasse og type muskelarbeid som utføres. Aktiviteter utført av overekstremitetene gir for eksempel høyere HF enn aktiviteter utført av underekstremitetene ved samme oksygenopptak. Det samme gjelder for statiske sammenliknet med dynamiske aktiviteter (Rowlands, Eston, & Ingledeu, 1997; Montoye, 1996). HF er også avhengig av individets fysiske form og kjønn, noe som gjør det vanskelig å sammenlikne forsøkspersoner. Individer med dårlig fysisk form har høyere HF ved et gitt oksygenopptak sammenliknet med godt trente (Montoye, 1996). En annen svakhet er at HF ofte fortsetter å være forhøyet selv om oksygenopptaket er redusert til nivået man hadde før start av aktiviteten, hvilket resulterer i en overestimering av energiforbruket. Videre opptrer det en del feil ved lave og anstrengende belastninger, noe som resulterer i at forholdet mellom HF og oksygenopptak ikke er lineært ved de belastningene. Det kan være problematisk når man studerer dagligdagse aktiviteter, da HF er relativt lav store deler av dagen (Rowlands et al., 1997). Validert mot DLW skiller HF seg lite fra DLW, fra - 5 % til + 17 % (Schulz, Westerterp, & Bruck, 1989; Heini, Minghelli, Diaz, Prentice, & Schutz, 1996; Racette, Schoeller, & Kushner, 1995; Livingstone et al., 1990).

2.2.5 Bevegelsessensorer

Bevegelsessensorer er enheter som fanger opp bevegelse eller akselerasjon i ekstremitet eller overkropp, avhengig av hvor sensoren er plassert. Sensorene er enkle å administrere i store undersøkelser over lengre tid. Energiforbruket kvantifiseres ut i fra antakelsen om at bevegelsen eller akselerasjonen som registreres er nært relatert til energiforbruket (Freedson & Miller, 2000). Det finnes flere typer bevegelsessensorer, fra enkle pedometre til mer kompliserte akselerometre. Akselerometer omtales nærmere i de neste kapitlene.

2.2.6 Akselerometer

Registrering av fysisk aktivitet ved bruk av akselerometer er en relativt ny metode i forskningssammenheng. Allerede på 1960- tallet begynte man å undersøke hvorvidt akselerasjon skapt av ekstremitetene eller overkropp var ansvarlig for energiforbruket som disse bevegelsene krevde (Montoye, 1996; Cotes & Meade, 1960), men det er først i løpet av de siste 10 årene at bruken av akselerometer virkelig har utviklet seg.

Det teoretiske grunnlaget for bruk av akselerometer til å måle fysisk aktivitet, er antakelsen om at akselerasjonen er direkte proporsjonal med muskelkraften som skaper akselerasjonen og derfor relatert til energiforbruket (Melanson, Jr. & Freedson, 1996; Montoye, 1996). Ved akselerasjon produseres det spenning proporsjonalt med den belastningen akselerometeret utsettes for. Bevegelse innenfor et gitt gravitasjonsområde blir registrert av piezoelektriske transduktorer og mikroprosessorer (Jørgensen et al., 2009). Gravitasjonsområdet varierer mellom 0,005 og 2,5 g, og refererer til normal menneskelig aktivitet. Det vil si at bevegelser utenfor dette område ikke blir registrert av akselerometeret. En transduktor er et apparat som omformer en type energi til en annen - i dette tilfellet omforming av akselerasjon til en mer kvantifiserbar variabel som kalles telling. Tellingene registreres fortløpende av akselerometeret og lagres i forhåndsinnstilte tidsintervaller, såkalte epocher. Antall tellinger som registreres i hver epoch angir hvor stor akselerasjonen var i perioden. Normalt er varigheten på en epoch 10 sekunder eller 1 minutt. Avhengig av type akselerometer måler enheten akselerasjon i det vertikale, horisontale eller sagitale planet.

Styrker og svakheter

Fordelen med akselerometer er at det gir mye informasjon om fysisk aktivitet. En innebygd klokke gjør det mulig å registrere starttid og dermed tidsbestemme og kvantifisere fysisk aktivitet med tanke på varighet, frekvens og intensitet (Freedson & Miller, 2000; Westerterp, 2009). Lagringskapasiteten varierer, men er stor i de nyeste modellene. Det gjør at data kan lagres i opptil 200 dager (Jørgensen et al., 2009). De nyeste apparatene er små og enkle å bære med seg og påvirker i liten grad forsøkspersonen. Metoden er anvendelig på undersøkelser av store populasjoner (Anderssen et al., 2009; Troiano et al., 2008). Akselerometeret har imidlertid en del begrensninger. Måleren fanger ikke opp all type fysisk aktivitet. Studier har for eksempel vist at akselerometeret har begrenset evne til å fange opp sykling og aktiviteter uten akselerasjon (roing, fjellklatring, skating og til en viss grad trappegange) (Jørgensen et al., 2009). Aktiviteter begrenset til overkropp og isometriske muskelkontraksjoner har i liten grad blitt registrert i tidligere studier, men en studie viste signifikant korrelasjon mellom tellinger og energiforbruk målt under styrketrening ($R = 0,77$) (Rawson & Walsh, 2010). Dette er imidlertid ikke validert i forhold til DLW. Aktivitet med svært lav eller svært høy intensitet har i liten grad blitt registrert (Brage et al., 2003; Brage, Brage, Wedderkopp, & Froberg, 2003; Freedson et al., 1998). Det skyldes sannsynligvis begrensninger ved selve akselerometeret da det, som nevnt, registrerer bevegelse innenfor et gitt gravitasjonsområde. Når det gjelder gange i oppoverbakke, ser det ut til at akselerometeret underestimerer energiforbruket, men det er foreløpig for få studier som har undersøkt dette (Melanson, Jr. & Freedson, 1995; Nichols et al., 2000). Man vet ikke hvordan akselerometeret fungerer i nedoverbakke eller kupert terreng, da det ikke har blitt undersøkt.

Type akselerometer

Det finnes en rekke tilgjengelige akselerometre (ActiGraph, Lifecorder, Caltrac, ActiwatchAW16, Tritrack-R3D og Tracmor). CSA (Computer Science and Applications) og MTI (Manufacturing Technology Inc.) var de første modellene av ActiGraph (ActiGraph, LLC, Pensacola, FL, USA) og er i størst grad undersøkt (Plasqui & Westerterp, 2007; Rothney, Apker, Song, & Chen, 2008). ActiGraph utvikles kontinuerlig og det kommer stadig nye generasjoner. En oversikt over de ulike generasjonene er presentert i tabell 2.2. Da resultater mellom studier som har brukt ulike

generasjoner ofte sammenliknes, er det nødvendig å vite hvorvidt det er en forskjell på generasjonene, eventuelt hvor stor forskjellen er og om den må korrigeres for. Studier som har sammenliknet de ulike modellene med tanke på forskjeller i tellinger ved en rekke gang- og løpehastigheter har vist at det er en liten forskjell mellom generasjonene (Rothney et al., 2008; Kozey, Staudenmayer, Troiano, & Freedson, 2010; Corder et al., 2007). Rothney og medarbeidere (2008) sammenliknet for eksempel CSA, MTI og GT1M, og resultatene viste at det var forskjeller mellom modellene ved svært lave og svært høye frekvenser, men disse var ikke signifikante ved lave frekvenser (Rothney et al., 2008). Kozey (2010) og Corder (2007) med kolleger fant signifikant høyere tellinger fra CSA sammenliknet med GT1M (Kozey et al., 2010; Corder et al., 2007). Kun en studie har vist at det ikke var noen forskjell mellom CSA og flere generasjoner av GT1M (John, Tyo, & Bassett, 2010). Samtlige studier konkluderte imidlertid med at forskjellene mellom de ulike generasjonene var så små at de har liten betydning og at resultatene derfor er sammenliknbare.

Tabell 2.2 Generasjoner av ActiGraph presentert i kronologisk rekkefølge.

Modell	Utgivelse (år)	Spesifikasjoner
CSA 7164	1995	Mekanisk, enaksed, lagringskapasitet 64 kb
MTI	1998	Mekanisk, enaksed, lagringskapasitet uvisst
GT1M	2004	Digital, enaksed, lagringskapasitet 1MB
GT2M	2008	Digital, enaksed, lagringskapasitet 2 MB
GT3X	2009	Digital, treaksed, lagringskapasitet 16 MB
GT3X+	2010	Digital, treaksed, lagringskapasitet 16 MB

(Informasjon angående spesifikasjoner er gitt ved personlig meddelelse av John Schneider, 31. januar 2011, visepresident for forskning og utvikling ActiGraph).

Det finnes per i dag få studier som har validitets- og reliabilitetstestet GT1M ved gange. GT2M var i produksjon i svært kort tid, men GT1M benyttes ofte i epidemiologiske studier. Resten av oppgaven vil hovedsakelig omhandle ActiGraph GT1M, da det var det akselerometeret som ble undersøkt i studien. Validitets- og reliabilitetsstudier som presenteres i neste kapittel inkluderer imidlertid studier av CSA og MTI, da det som nevnt er begrenset med studier på GT1M.

Tabell 2.3 Målemetoder for registrering av fysisk aktivitet.

	Metode	Beskrivelse	Styrker	Svakheter
Subjektiv	Spørreskjema	Type aktivitet og belastning rapporteres av FP.	<ul style="list-style-type: none"> - Lav kostnad - Store populasjoner - Registrerer mengde og type FA 	<ul style="list-style-type: none"> - Overestimerer FA - Recall bias
	Aktivitetslogg	Dagbok fylles ut fortløpende av FP.	<ul style="list-style-type: none"> - Lav kostnad - Store populasjoner - Registrerer mengde og type FA 	<ul style="list-style-type: none"> - Tidkrevende - Overestimering av FA
Objektiv	Direkte observasjon	FA registreres av observatør ved hjelp av kamera eller båndopptaker	<ul style="list-style-type: none"> - Registrerer mengde og type FA 	<ul style="list-style-type: none"> - Kostbar - Tidkrevende - Observer bias
	Dobbeltmerket vann (DLW)	Kalkulerer kroppens CO ₂ -produksjon etter inntak av vann beriket med stabile isotoper av H og O ₂ . Totalt energiforbruk er proporsjonalt med CO ₂ -produksjonen.	<ul style="list-style-type: none"> - Svært nøyaktig - Kan måle totalt energiforbruk i feltstudier 	<ul style="list-style-type: none"> - Kostbar - Kun totalt energiforbruk - Små populasjoner - Registrerer ikke mengde og type FA
	Direkte kalorimetri	Basert på at energiforbruk er proporsjonal med kroppens varmetap eller -produksjon. Varmeavgivelsen måles i kalorimetrikammer eller kalorimetridress	<ul style="list-style-type: none"> - Nøyaktig 	<ul style="list-style-type: none"> - Kostbar - Små populasjoner - Tid- og ressurskrevende - Laboratorium
	Indirekte kalorimetri	Varmeavgivelse måles indirekte ved hjelp av for eksempel respiratorisk kammer eller som oksygenopptak målt med analysator i laboratorium.	<ul style="list-style-type: none"> - Nøyaktig 	<ul style="list-style-type: none"> - Kostbar - Små populasjoner - Tid- og ressurskrevende - Laboratorium - Ubehagelig utstyr
	Hjertefrekvens (HF)	Måler HF direkte under aktivitet. Basert på lineært forhold mellom HF og oksygenopptak	<ul style="list-style-type: none"> - Enkel å administrere - Store populasjoner - Registrerer mengde FA 	<ul style="list-style-type: none"> - Ikke lineær sammenheng under hvile og aktiviteter med lav eller svært høy intensitet - Andre faktorer som påvirker FA
	Akselerometer	Bevegelsessensor som registrerer akselerasjon.	<ul style="list-style-type: none"> - Store populasjoner - Registrerer mengde og type HF 	<ul style="list-style-type: none"> - Kostbar - Fanger ikke opp bevegelse i overkropp eller statisk aktivitet
	Pedometer	Bevegelsessensor som registrerer akselerasjon	<ul style="list-style-type: none"> - Økonomisk - Store populasjoner 	<ul style="list-style-type: none"> - Registrerer ikke mengde eller type FA

(Sallis & Saelens, 200; Freedson & Miller 2000; Levine, 2005).

2.3 ACTIGRAPH

ActiGraph GT1M (ActiGraph, LLC, Pensacola, FL, USA) veier 27 gram og har en størrelse på 3,8 x 3,7 x 1,8 cm. GT1M består av et solid, monolittisk akselerometer og bruker digital filtrering. Akselerometerets respons på akselerasjon tilsvarende 1 g er fiksert ved installering. Det gjør at det ikke er nødvendig med kalibrering.

Akselerometeret registrerer vertikal akselerasjon, i en størrelsesorden på 0,05 – 2,5 g, innenfor et frekvensområde på 0,25 – 2,5 Hz og sampler data 30 ganger i sekundet i brukerdefinerte epocher.

2.3.1 Reliabilitet

Inter- og intrainstrument reliabilitet er undersøkt mekanisk og i laboratorium og studier har vist god reliabilitet (Brage et al., 2003; Metcalf, Curnow, Evans, Voss, & Wilkin, 2002; Welk, Schaben, & Morrow, Jr., 2004; Brage et al., 2003). Metcalf og kolleger (2002) undersøkte inter- og intrainstrument reliabilitet av 24 CSA akselerometre.

Akselerometerne ble testet ved hjelp av en plattform som roterte i to hastigheter.

Resultatene viste lav intrainstrument variasjon ved begge hastighetene (0,65-1,83 %), og det var ikke signifikante forskjeller mellom hastighetene. Interinstrument variasjonen var noe høyere, men steg ikke over 5 % ved noen av hastighetene (Metcalf et al., 2002).

I en liknende studie av Brage og medarbeidere (2003) viste resultatene lav intrainstrument variasjon (4,4 %) ved undersøkelse av seks CSA akselerometre som roterte på en plattform ved 17 forskjellige frekvenser. Resultatene viste imidlertid større variasjon ved svært lave og svært høye frekvenser (Brage et al., 2003). Resultater fra studier i laboratorium på akselerometre av typen CSA og MTI har også vist tendens til lavere reliabilitet ved ekstreme verdier (svært sakte gange og rask løping) (Brage et al., 2003; Welk et al., 2004). Vanskeligheter med å registrere ekstreme verdier skyldes sannsynligvis akselerometerets filtreringsområde. Dette er viktig å være klar over når man studerer fysisk aktivitet i et helseperspektiv, der fysisk aktivitet hovedsakelig foregår i de laveste frekvensområdene.

2.3.2 Validitet

Hensikten med å validere akselerometeret er å anslå forholdet mellom rådata fra akselerometeret og fysisk aktivitetsnivå (Welk, 2005). De fleste valideringsstudiene av

ActiGraph er utført i laboratorium i godt kontrollerte omgivelser og har vanligvis bestått av gange og løp på tredemølle (Melanson, Jr. & Freedson, 1995; Freedson et al., 1998; Welk et al., 2000; Nichols et al., 2000; Abel et al., 2008). Et fåtall studier har også studert hvor godt akselerometeret registrerer gange i flatt terreng. Disse har vist noe varierende resultater (Brage, 2003; Nichols 2000).

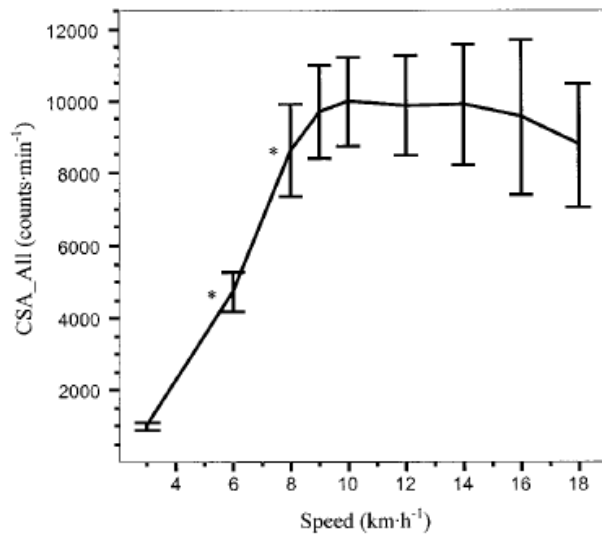
Studier har også vurdert validitet av ActiGraph i dagligdagse aktiviteter. Det er viktig å vite noe om hvordan måleren fungerer under slike aktiviteter da en stor del av normal dagsaktivitet ikke består av løp eller gange. I en studie av Leenders og kolleger (2001) bar 13 forsøkspersoner akselerometeret i 7 dager (minus netter). Akselerometerdata ble sammenliknet med DLW. Resultatene viste at CSA underestimerte energiforbruket med 59 % sammenliknet med DLW (Leenders, Sherman, Nagaraja, & Kien, 2001). Resultater fra andre studier har vist moderat korrelasjon mellom akselerometeret og indirekte kalorimetri ($R = 0,59$, $R = 0,62$) (Hendelman, Miller, Baggett, Debold, & Freedson, 2000; Bassett, Jr. et al., 2000; Leenders et al., 2001). Begrensninger ved akselerometeret kan imidlertid ha på virket resultatene da måleren, som nevnt, dårlig registrerer aktiviteter som hovedsakelig innebærer bruk av overekstremiteter eller overkropp, klatring, trappegange og sykling.

Videre omtales kun studier som omhandler gange og løp. Først presenteres studier som har validert ActiGraph på tredemølle, både flatt og i oppoverbakke. Deretter presenteres en studie som har studert et akselerometer i nedoverbakke. Akselerometeret var av en annen type enn ActiGraph, men kommenteres da den er aktuell for oppgaven og fordi det ikke finnes liknende undersøkelser av ActiGraph. Til slutt presenteres studier som har validert akselerometeret i flatt terreng. Tabell 2.4 gir en oversikt over valideringsstudiene av ActiGraph.

Tredemølle

I en tidlig studie av Brage og medarbeidere (2003) gikk 12 forsøkspersoner på tredemølle i 3 og 6 km/t og løp i hastighetene 8, 9, 10, 12, 14, 16, 18 og 20 km/t. Tellingene ble sammenliknet med VO_2 . Resultatene viste at telling min^{-1} økte lineært med

hastighet inntil 8-9 km/t ($R = 0,97$) og at det var signifikant sammenheng mellom telling min^{-1} og VO_2 inntil 9 km/t ($R = 0,89$, $p < 0,001$). Figur 2.3 viser at telling min^{-1} flatet ut ved ca. 10 000 telling min^{-1} og sank ved de høyeste hastighetene (Brage et al., 2003). Det resulterte i at akselerometeret underestimerte energiforbruket ved høy intensitet.



Figur 2.3 Gjennomsnittlig telling min^{-1} plottet mot hastighet på tredemølle (Brage et al., 2003).

Liknende resultater fant de i en studie av Melanson & Freedson (1995) hvor 28 forsøkspersoner gikk og løp på tredemølle i tre forskjellige hastigheter (4,8, 6,4 og 8,1 km/t) ved tre forskjellige stigninger (0, 3 og 6 %). VO_2 ble målt under hele forsøket. Resultatene fra 0 % viste at VO_2 økte lineært med hastighet, og at det var god korrelasjon mellom telling min^{-1} og VO_2 ($R = 0,80$) (Melanson, Jr. & Freedson, 1995). Resultatene til Brage (2003) og Melanson & Freedson (1995) har blitt bekreftet i flere studier (Nichols et al., 2000; Abel et al., 2008; Welk et al., 2000).

Resultatene for 3 og 6 % stigning viste at VO_2 økte lineært med hastighet, men det var ikke en systematisk økning i telling min^{-1} ved økende stigning. Korrelasjonen var heller ikke signifikant mellom hastighet og telling min^{-1} ved 3 og 6 % stigning (Melanson, Jr. & Freedson, 1995). Nichols og medarbeider (2000) studerte gange ved 5 % stigning i

6,4 km/t. De fant signifikant forskjell mellom telling $\cdot\text{min}^{-1}$ på 6,4 km/t ved 0 og 5 %, forskjellen var imidlertid liten (4,7 %) ($p < 0,02$) (Nichols et al., 2000).

Terrier og medarbeidere (2001) undersøkte i en studie med 12 forsøkspersoner om et treaxsed akselerometer (BioAGM) kunne predikere energiforbruk ved gange i oppover- og nedoverbakke. Forsøkspersonene gikk i tre ulike hastigheter (lav, moderat og høy) på sju forskjellige stigninger (-15, -10, -5 %, 0 %, og +5, +10 og +15 %). Resultatene viste at telling $\cdot\text{min}^{-1}$ ved -15 % og lav hastighet og telling $\cdot\text{min}^{-1}$ ved +15 % og høy hastighet nesten var identiske (17,7 og 18,2 telling $\cdot\text{min}^{-1}$), mens det var en relativ forskjell på 220 % i VO_2 (henholdsvis 9,3 og 29,9 $\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) ved de samme hastighetene. Telling $\cdot\text{min}^{-1}$ sank med økende stigning og var lavest ved +5 %, mens VO_2 økte med økende stigning. Videre fant de ingen signifikant sammenheng mellom telling $\cdot\text{min}^{-1}$ og VO_2 i oppover- eller nedoverbakke ($R = -0,20$, $R = -0,22$) (Terrier et al., 2001). Resultatene kan ikke generaliseres til ActiGraph, men studien nevnes da den er aktuell for oppgaven.

Terreng

Et fåtall studier har validert ActiGraph i terreng. Slike studier er vanskeligere å gjennomføre enn studier på tredemølle, da de innebærer mer usikkerhet og støy. I tillegg er det utfordrende å finne et godt kriterium å sammenlikne resultatene med (Ekelund, Yngve, Brage, Westerterp, & Sjostrom, 2004). Det er imidlertid viktig å gjennomføre såkalte free-living undersøkelser da fysisk aktivitet utføres i slike omgivelser. To av studiene nevnt ovenfor undersøkte hvor godt akselerometeret registrerer gange og løp i flatt terreng (Brage et al., 2003; Nichols et al., 2000). I studien til Brage og kolleger (2003) gikk og løp forsøkspersonene i flatt terreng i 8 hastigheter (3, 4, 6, 8, 9, 10, 12 og 14 km/t), i tillegg til et lengre intervall hvor de løp i den hastigheten de vanligvis løper i. De hadde ikke noe kriterium som de sammenliknet tellinger med, men hastighet ble kontrollert og målt med et datastyrt speedometer. Resultatene viste at telling $\cdot\text{min}^{-1}$ økte lineært med hastighet inntil 8-9 km/t ($R = 0,96$), men hastigheter utover dette hadde ingen signifikant påvirkning på tellingene. Telling $\cdot\text{min}^{-1}$ flatet ut ved ca 10 000 telling $\cdot\text{min}^{-1}$ og sank ved de høyeste hastighetene (Brage et al., 2003). Resultatene utendørs var altså de samme som i laboratorium. Forsøkspersonene i studien til Nichols

og kolleger (2000) gikk og løp de samme hastighetene ute på en treningsbane som på tredemølle (3,2, 6,4 og 9,7 km/t). Forsøkspersonene fikk instruksjon om å forsøke å oppnå samme hastighet ute som på tredemølle. Gjennomsnittshastighet ble regnet ut i etterkant. Resultatene viste at telling $\cdot \text{min}^{-1}$ var signifikant forskjellige ved alle hastigheter i terreng ($p < 0,01$). Det var sterk sammenheng mellom telling $\cdot \text{min}^{-1}$ og hastighet ($R = 0,95$), men det var signifikante forskjeller mellom tellinger på tredemølle og terreng ved lett og hard intensitet ($p < 0,01$) (Nichols et al., 2000).

Tabell 2.4 Oversikt over validitetsundersøkelser av ActiGraph på tredemølle og i terreng.

Forfatter og år	Hensikt	Antall (n)	Metode	Resultat
(Melanson, Jr. & Freedson, 1995)	Validere CSA ved gange og løp på tredemølle.	n=28	Gange (4,8 og 6,4 km/t) og løp (8,1 km/t) på tredemølle ved 0, 3 og 6 % stigning. Kriterium: indirekte kalorimetri	VO ₂ økte lineært med hastighet og stigning. Tellingene økte med økende hastighet, men ikke med økende stigning. Ingen signifikant sammenheng mellom tellinger og stigning (p<0,05). Signifikant korrelasjon (p<0,01) mellom tellinger og VO ₂ ved løp og gange på 0 %.(R=0,80).
(Freedson et al., 1998)	Validere CSA ved gange og løp på tredemølle.	n=50	Gange (4,8 og 6,4 km/t) og løp (9,7 km/t) på tredemølle. Kriterium: indirekte kalorimetri	Signifikant korrelasjon mellom tellinger og hastighet (R=0,88). Det var en økning i variasjon ved 7 MET og over.
(Welk et al., 2000)	Validere CSA ved gange og løp på tredemølle.	n=52	Gange (4,8 og 6,4 km/t) og løp (9,7 km/t) på tredemølle. Kriterium: indirekte kalorimetri	Signifikant korrelasjon mellom tellinger og VO ₂ (R=0,86), men tellingene avtok ved høyeste hastighet.
(Nichols et al., 2000)	Validere CSA ved gange og løp på tredemølle og i terreng.	n=60 (lab) n=30 (felt)	Gange (3,2 og 6,4 km/t) og løp (9,7 km/t) ved 0 % og gange i 6,4 km/t ved 5 % stigning på tredemølle. Gange og løp ved samme hastigheter i flatt terreng som på tredemølle. Kriterium: indirekte kalorimetri (tredemølle) og HR (flatt terreng).	Liten, men signifikant forskjell i tellinger ved 6,4 km/t på 0 og 5 % (p<0,02). God korrelasjon (r ² =0,89) mellom VO ₂ /MET og tellinger på tredemølle. God korrelasjon (r ² =0,90) mellom tellinger og hastighet i flatt terreng. Signifikante forskjeller mellom tellinger på tredemølle og flatt terreng ved lett og hard intensitet (p<0,01).
(Brage et al., 2003)	Validere CSA ved gange og løp på tredemølle og i terreng.	n=12	Gange (3 og 6 km/t) og løp (8,9,10,12,14,16,18 og 20 km/t) på tredemølle. Gange og løp i flatt terreng (3-14 km/t) + ett intervall med løp i vanlig treningshastighet. Kriterium: indirekte kalorimetri	VO ₂ økte lineært med hastighet (r ² =0,97). Tellingene økte lineært med hastighet og VO ₂ inntil 8-9 km/t (r ² =0,92, r=0,89). Ingen signifikant sammenheng ved hastigheter over 9 km/t. Tellingene flatet ut ved ca. 10 000 tellinger/min, og sank ved de høyeste hastighetene. Resultatene var de samme for tredemølle og flatt terreng.
(Abel et al., 2008)	Validere GT1M ved gange og løp på tredemølle.	n=20	Gange (3,2, 4,8 og 6,4 km/t) og løp (8, 9,7 og 11,3 km/t). Kriterium: indirekte kalorimetri	Ingen signifikant forskjell i tellinger mellom de tre høyeste hastighetene (p=0,027, p=0,142, p= 0,134). Tellingene økte signifikant med hastighet ved de 5 første hastighetene, og avtok ved den høyeste hastigheten.

2.4 PROBLEMOMRÅDE

ActiGraph har vist seg å være valid med tanke på å registrere gange og løp på flat tredemølle. En del studier har undersøkt i hvor stor grad den registrerer gange i flatt terreng og i oppoverbakke på tredemølle, men resultatene varierer noe. Kun en studie har undersøkt hvor godt akselerometeret registrerer gange i nedoverbakke, men akselerometeret var av en annen type enn ActiGraph. Da studier har vist at energiforbruket øker ved gange i oppoverbakke (Terrier et al., 2001) og synker i nedoverbakker (Pivarnik & Sherman, 1990), er det nødvendig å undersøke hvorvidt akselerometeret registrerer disse endringene. Det er heller ingen studier som har undersøkt i hvor stor grad akselerometeret registrerer gange i kupert terreng. Turgåing er den vanligste formen for fysisk aktivitet blant nordmenn (Norsk monitor, 2006) og aktiviteten utgjør en stor del av totalt energiforbruk (Terrier et al., 2001). Det er derfor nødvendig med studier som undersøker hvor godt akselerometeret registrerer aktiviteten. Hensikten med denne studien var derfor å undersøke i hvor stor grad ActiGraph GT1M registrerer gange i oppover- og nedoverbakke på tredemølle og i terreng. Valideringskriterium var oksygenopptak. Da anbefalingene for fysisk aktivitet dreier seg om aktivitet med moderat intensitet, var det dette intensitetsområde som ble studert.

2.4.1 Problemstilling

Problemstillingen for studiet var som følger:

I hvor stor grad registrerer ActiGraph GT1M fysisk aktivitet, representert som energiforbruk eller tellinger, ved gange i oppover- og nedoverbakke på tredemølle og i kupert terreng, i forhold til gange på flat tredemølle?

3.0 METODE

Denne oppgaven var en del av prosjektet ”Validering av ActiGraph GT1M” ved Norges idrettshøgskole. Prosjektet bestod av to masteroppgaver, og to masterstudenter har vært ansvarlig for planlegging og gjennomføring av prosjektet. Begge prosjektene har brukt de samme forsøkspersonene og all testing ble gjennomført av begge studentene.

Prosjektbeskrivelse ble sendt til Regional etisk forskningskomité, men prosjektet trengte ikke godkjenning fra komiteen. Prosjektet tilfredsstiller Helsinkideklarasjonen. Denne metodebeskrivelsen omhandler kun de opplysningene som er relevante for denne masteroppgaven.

3.1 STUDIEDESIGN

”Validering av ActiGraph GT1M” er en metodestudie hvor det observerte aktivitetsnivået ved gange på flat tredemølle ble sammenliknet med tilsvarende man fikk ved gange i oppover- og nedoverbakke på tredemølle og i terreng ved de samme intensitetssonene.

3.2 UTVALG

3.2.1 Utvalgsprosedyre

Forsøkspersonene ble rekruttert i løpet av juni, juli og august 2010 gjennom skriftlig informasjon distribuert via plakater og informasjonsskriv på Norges idrettshøgskole. Plakatene inneholdt informasjon om prosjektets hensikt, hva testingen gikk ut på og hva det innebar å være deltaker i prosjektet. For at resultatene skulle bli mest mulig generaliserbare, ble det lagt vekt på å rekruttere forsøkspersoner av begge kjønn. På grunn av vanskeligheter med å gjennomføre testingen, ble en deltaker ekskludert og en ny rekruttert på et senere tidspunkt enn beskrevet over.

3.2.2 Inklusjons- og eksklusjonskriterier

Vi inkluderte friske personer over 18 år. Eksklusjonskriteriene var som følger:

- Kontraindikasjon for fysisk aktivitet. Det vil si personer som av helsemessige årsaker ikke skulle være i fysisk aktivitet.
- Ikke i stand til å gjennomføre testprosedyren. For eksempel personer med skade i underekstremitet som ikke klarte å gjennomføre testene eller personer som ikke klarte å puste gjennom munnstykket.
- Anormalt gangmønster som følge av for eksempel skade eller sykdom.

3.3 MÅLEVARIABLER

3.3.1 Antropometriske data

Følgende antropometriske data ble registrert i forkant av testing:

- Høyde og vekt

Vekt ble målt med Seca digitalvekt til nærmeste 0,1 kg. Vekten ble kalibrert i forkant av testing. Høyden ble målt på et Seca stadiometer til nærmeste 0,1 cm.

- Midje- og hoftemål

Midje- og hoftemål ble målt ved hjelp av målebånd, i stående stilling, til nærmeste 0,1 cm. Midjemål ble målt om navlen, og hoftemål ble målt i høyde med den store hofteknuten. Basert på midje- og hoftemål regnet vi ut midje-hofte-ratio, som er omkretsen rundt livet dividert med omkretsen rundt hoften.

- Beinlengde

I ryggliggende stilling målte vi beinlengde fra den øvre fremre hoftekamsknuten til den indre ankelknoken. Vi målte begge ben og har brukt gjennomsnittet av de to målingene.

Forsøkspersonene var iført undertøy eller shorts/sportsbh under målingene.

3.3.2 Fysisk aktivitet

Fysisk aktivitet ble målt ved hjelp av ActiGraph GT1M. Forsøkspersonene bar akselerometeret i et belte rundt livet, posisjonert på høyre hoft i aksillarlinjen, rett over den store hofteknuten. Epoch var på 10 sekunder. I analysen ble epochene slått sammen til telling $\cdot\text{min}^{-1}$ (telling per minutt) slik at vi kunne sammenlikne med andre liknende studier. Før testing gjennomgikk samtlige akselerometre en funksjonstest hvor de ble utsatt for en kjent belastning, og det var under 3 % variasjon mellom målerne. Variasjonen ble regnet som akseptabel.

3.3.3 Oksygenopptak (VO_2)

Vi målte oksygenopptak ved hjelp av en VO_2 -analysator. Systemet bestod av et miksekammer som analyserte ekspirasjons- og inspirasjonsluft kontinuerlig. Ekspirasjonsluften ble ledet gjennom et miksekammer hvor O_2 , CO_2 og volum ble målt hvert 5. ms. Tiden per ekspirasjon og inspirasjon ble registrert. Gjennomsnittet av 8 påfølgende målinger ble sendt til en pc hvert 40. ms for bearbeiding og kalkulering. VO_2 -målingene ble kalkulert og presentert hvert 30. sekund ved hjelp av en tilkoblet pc. Målingene ble skrevet ut i etterkant.

VO_2 - analysatoren var av typen Oxycon Pro (Jaeger Instr., Tyskland). Volum ble kalibrert manuelt ved hjelp av en tre liters pumpe. O_2 og CO_2 ble kalibrert mot romluft og påmontert gassflaske med 95 % N og 5 % CO_2 . Vi kalibrerte volum og gass mellom hver forsøksperson. Forsøkspersonene pustet gjennom et toveis munnstykke fra Hans Rudolph (Hans Rudolph Instr., USA). Hvert enkelt delinstrument har vist svært høy presisjon. Når systemet har blitt evaluert under ett har det blitt oppgitt en måleusikkerhet på $\pm 3\%$ (Åstrand & Rodahl, 1986).

3.3.4 Hjerterefrekvens

Hjerterefrekvens ble registrert ved bruk av Polar pulsklokke og pulsbelte (POLAR Sport TesterTM) Alle forsøkspersonene brukte samme klokke og belte ved testing i laboratoriet. Ved testing utendørs ble det brukt forskjellige klokker og belter, men av samme merke og type, da flere personer ble testet ved samme tidspunkt. Sammenliknet

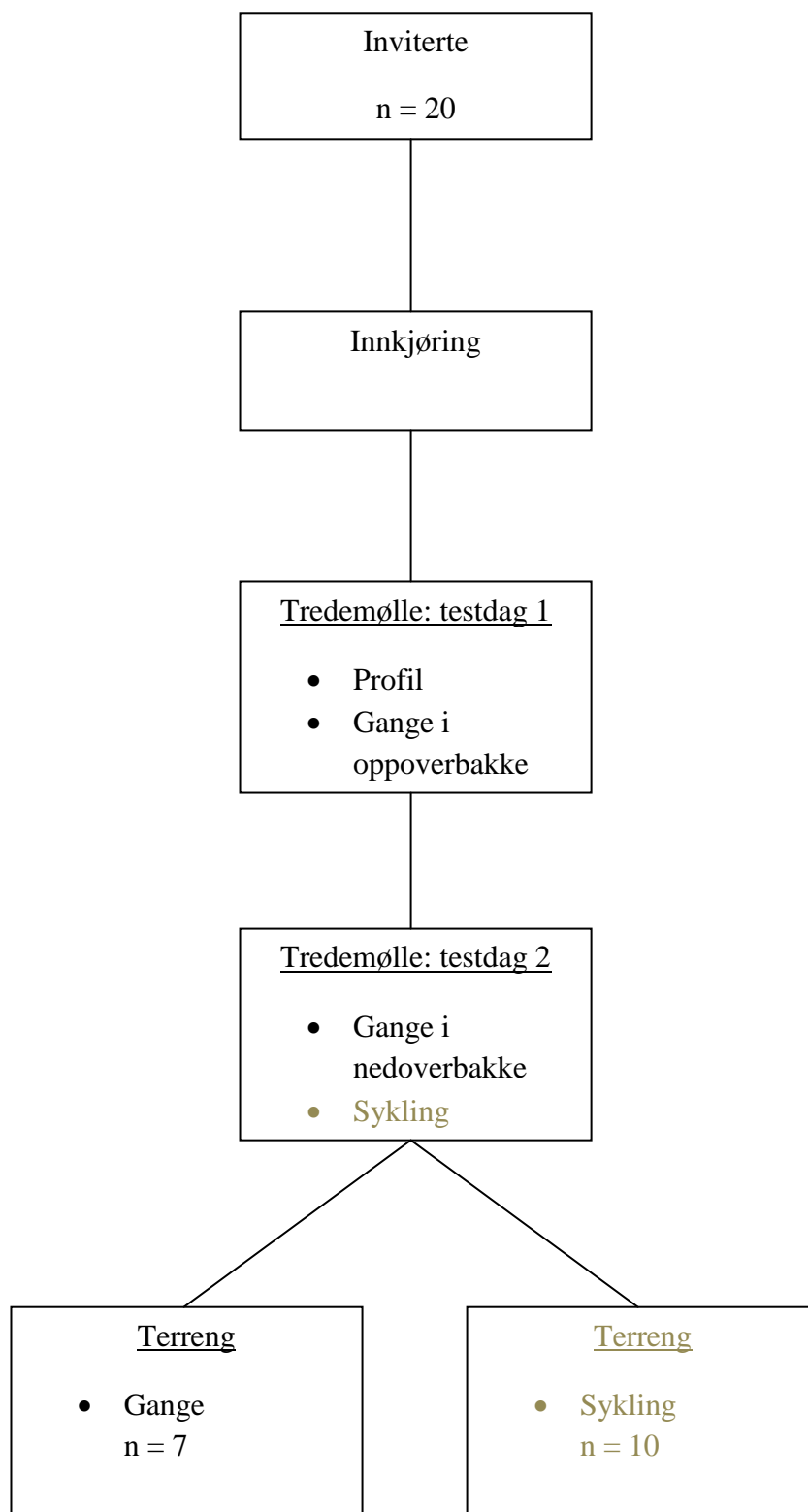
med standard EKG (Danica CC14) har tilsvarende type Sport Tester vist en presisjon på $\pm 1 \%$ (Johansen, 1985).

3.4 PROTOKOLL

3.4.1 Datainnsamling

I forkant av datainnsamlingen mottok totalt 20 forsøkspersoner, som hadde sagt ja til å være med i prosjektet, et brev per mail eller post som bestod av informasjon om testing og skriftlig samtykkeerklæring (vedlegg 1). Samtlige forsøkspersoner ble opplyst om at de når som helst kunne trekke seg fra prosjektet dersom de ikke lenger ønsket å delta. Det ble arrangert en innkjøringsdag hvor forsøkspersonene fikk muntlig og skriftlig informasjon om testprosedyren i tillegg til at de prøvde ut testutstyret. Det ble også gjort innsamling av antropometriske data. Ni av 20 forsøkspersoner kom på innkjøringsdagen. De resterende 11 fikk tilsvarende gjennomgang på første testdag.

Datainnsamlingen foregikk i månedene august 2010 til og med januar 2011. All testing fant sted i laboratorium ved Norges idrettshøgskole eller i et avgrenset uteområde ved skolen. Det var lagt opp til at hver enkelt forsøksperson skulle gjennomføre testene på tre forskjellige dager. På grunn av reiseavstand, gjorde en av forsøkspersonene all testing på samme dag, og fem av forsøkspersonene all testing i laboratorium på samme dag. En oversikt over gangen i datainnsamlingen vises i figur 3.1.



Figur 3.1 Skjematisk fremstilling av gangen i datainnsamlingen.

3.4.2 Tredemølle

Testdag 1: profil

Første del på tredemølle bestod av oppvarming på 5 minutter med en ganghastighet på 5 km/t ved 0 % stigning. Deretter fulgte 5 intervaller i økende hastighet (3, 4, 5, 6 og 7 km/t). Hastighetene ble valgt slik at de skulle korrespondere med et energiforbruk tilsvarende lett og moderat fysisk aktivitet. Hvert intervall varte i 5 minutter.

Oksygenopptak ble målt i minutt 1.30 til 4. HF ble registrert hvert 15. sekund i det siste minuttet av hvert intervall. Mellom hvert intervall var det en pause på 30 sekunder.

Hensikten med profiltest var å lage et kriterium som observerte aktivitetsnivå ved gange i oppover- og nedoverbakke på tredemølle og gange i terreng skulle sammenliknes med. Det var også nødvendig for å estimere HF til hver enkelt forsøksperson i forkant av testing i terreng (se kap. 3.4.3). Profil beskrives også som gange ved 0 % stigning.

Testdag 1: gange i oppoverbakke

Forsøkspersonene gjennomførte 6 intervaller i oppoverbakke. Disse var 3, 5 og 6 km/t ved 5 % stigning, og 3, 4 og 5 km/t ved 8 % stigning. Intervallene fulgte samme oppbygning som profil (se kap. 3.4.2). Gange ved 5 og 8 % stigning beskrives også som + 5 og + 8 %.

Testdag 2: gange i nedoverbakke

Gange i nedoverbakke bestod av 3 hastigheter (4, 5 og 6 km/t) ved 5 % helning. Intervallene fulgte samme oppbygning som profil (se kap. 3.4.2). Detaljert beskrivelse av samtlige testprotokoller finnes i vedlegg 2, 3 og 4. Gange ved 5 % helning beskrives også som – 5 %.

Gangtestene ble gjennomført på tredemøllen Woodway (Tyskland). På grunn av problemer med tredemøllen i begynnelsen av datainnsamlingen, byttet vi tredemølle underveis. Det førte til at seks av 20 forsøkspersoner gjennomførte testingen på to forskjellige tredemøller. Begge tredemøllene ble imidlertid kalibrert, hver for seg og i

forhold til hverandre, før datainnsamlingen startet, og det var ingen forskjell mellom de to.

3.4.3 Terreng

Gange i kupert terreng ble testet i en avgrenset løype på grusvei. Forsøkspersonene fikk en individuell HF som intensiteten skulle styres etter. HF var den gjennomsnittlige HF som tilsvarte MET-verdien som var nærmest 5 under gange ved 0 % stigning.

Instruksjonen var at vedkommende skulle gå med en hastighet som tilsvarte aktuelle HF. Protokollen ble gjennomført ved at forsøkspersonen gikk den avgrensede løypen i 25 minutter, før vedkommende snudde og gikk tilbake til utgangspunktet. Vi testet forsøkspersonene i grupper på opptil fem personer.

3.5 DATABEHANDLING

3.5.1 Akselerometer

Akselerometeret ble initialisert i forkant av hver enkelt test ved hjelp av ActiLife (ActiLife, ActiGraph LLC, Pensacola, FL, US). Ved initialisering programmerte vi oppstartsdato, oppstartstidspunkt og epochlengde. Etter endt testing ble rådata lastet ned fra akselerometeret ved hjelp av programvaren nevnt over og lagret som en datafil (.dat-fil) merket med unike identifikasjonsnumre. Rådataene ble videre overført til Excel (Microsoft Office Excel 2007) hvor de ble synkronisert med data fra de andre registreringene. Etter behandling av rådata, ble det endelige datasettet overført til SPSS (Statistical Package for the Social Sciences 18.0 for Windows, SPSS, Inc., Chicago, IL).

For analyser av akselerometerdata på tredemølle brukte vi rådata fra minutt 3 og 4 i hvert intervall. Dette gjorde vi for å være sikre på at oksygenopptak og HF hadde stabilisert seg mest mulig. For analyser av akselerometerdata i terreng brukte vi totalt 30 minutter i analysen. Vi tok bort rådata fra de siste 4 minuttene da de innebar en del støy. Deretter regnet vi 30 minutter fremover. Det som var igjen av testen, ble regnet som del av oppvarmingen og er ikke tatt med i analysen.

3.5.2 Oksygenopptak (VO_2) og HF

VO_2 - analysatoren beregnet oksygenopptak hvert 30. sekund og gav til sammen seks målinger per intervall, hvorav vi brukte de fire midterste til analysen. Dette gjorde vi for at VO_2 -målingene skulle være registrert i de samme minuttene som akselerometerdata. Vi brukte MET som et mål energiforbruket og for å estimere MET-verdien for hvert intervall dividerte vi gjennomsnittet av de fire målingene med 3,5. Dette er en vanlig måte å kalkulere MET på dersom man ikke har målt hvilemetabolisme.

Gjennomsnittet av fire hjertefrekvensregistreringer ble brukt i analysen. Vi regnet ut gjennomsnittlig HF for hver hastighet. HF fra profil ble brukt som referanse for intensitet når forsøkspersonene ble testet i terreng (se kap. 3.4.3).

3.5.3 Synkronisering av data

For å være sikre på at VO_2 - målingene og rådata fra akselerometeret var synkronisert, noterte vi starttidspunkt med en ekstern klokke. Denne klokken var synkronisert med PCen som ble brukt ved initialisering av akselerometeret. Dette gjorde at vi var sikre på at akselerometerets rådata fra minutt 3 og 4 ble registrert samtidig som de fire VO_2 -målingene vi brukte i analysen. For at vi lettest mulig skulle finne fram i rådata fra akselerometeret, startet og avsluttet samtlige tester med at forsøkspersonen stod stille i ett minutt.

3.6 STATISTISKE ANALYSER

Alle statistiske analyser ble utført i Statistical Package for the Social Science 18.0 for Windows (SPSS, Inc, Chicago, IL) og Microsoft Excel (Microsoft Office Excel 2007). Gjennomsnittsverdier, standardavvik og minimum-maksimumverdier er brukt for å beskrive utvalget. T-test for avhengige grupper ble brukt for å avdekke signifikante forskjeller mellom gruppene. Lineær regresjon ble benyttet for å vurdere sammenhengen mellom tellinger og VO_2 og MET. Korrelasjonsverdiene ble tolket som ”god” = 0,70-1,00, ”moderat” = 0,4-0,69 og ”lav” = 0,10 -0,39. Bland-Altman plot ble benyttet for å illustrere forskjellen mellom resultater på tredemølle og resultater i terreng. $P < 0,05$ ble regnet som statistisk signifikant. Det ble ikke funnet noen

forskjeller i resultatene etter at vi kontrollerte for kjønn, og samtlige analyser ble utført på utvalget totalt. Kontrollering for høyde, vekt, beinlengde, BMI og midje/hofteratio ga heller ingen endring i resultatene. Data fra tre forsøkspersoner ble ekskludert før analysen for terreng da det ikke ble registrert gjennomsnittspuls på to av deltakerne, og en løp underveis i datainnsamlingen.

4.0 RESULTAT

4.1 KARAKTERISTIKK AV UTVALGET

Deskriptive data av forsøkspersonene vises i tabell 4.1. Utvalget bestod av totalt 20 personer, med lik fordeling av kvinner og menn. Gjennomsnittlig alder for hele gruppen var 28,2 år. Den yngste forsøkspersonen var 23 år, mens den eldste var 39 år. BMI varierte mellom 19,3 og 30,3, mens høyde varierte mellom 152,2 og 187,5 cm.

Tabell 4.1 Deskriptiv karakteristikk av deltakerne totalt og inndelt etter kjønn. Verdiene er oppgitt som gjennomsnitt (X) og standardavvik (SD).

	Kvinner (n = 10)	Menn (n = 10)	Totalt (n = 20)
Alder	27.3 (0.7)	29.1 (1.3)	28.2 (3.3)
Høyde (cm)	164.9 (2.3)	178.3 (1.7)	171.6 (9.3)
Vekt (kg)	61.6 (3.9)	79.0 (2.0)	70.3 (13.1)
BMI	22.5 (1.1)	24.9 (0.7)	23.7 (0.7)
Midje/hofteratio	0.8 (0.0)	0.9 (0.0)	0.9 (0.1)
Beinlengde (cm)	87.6 (2.0)	94.3 (1.5)	90.9 (6.5)

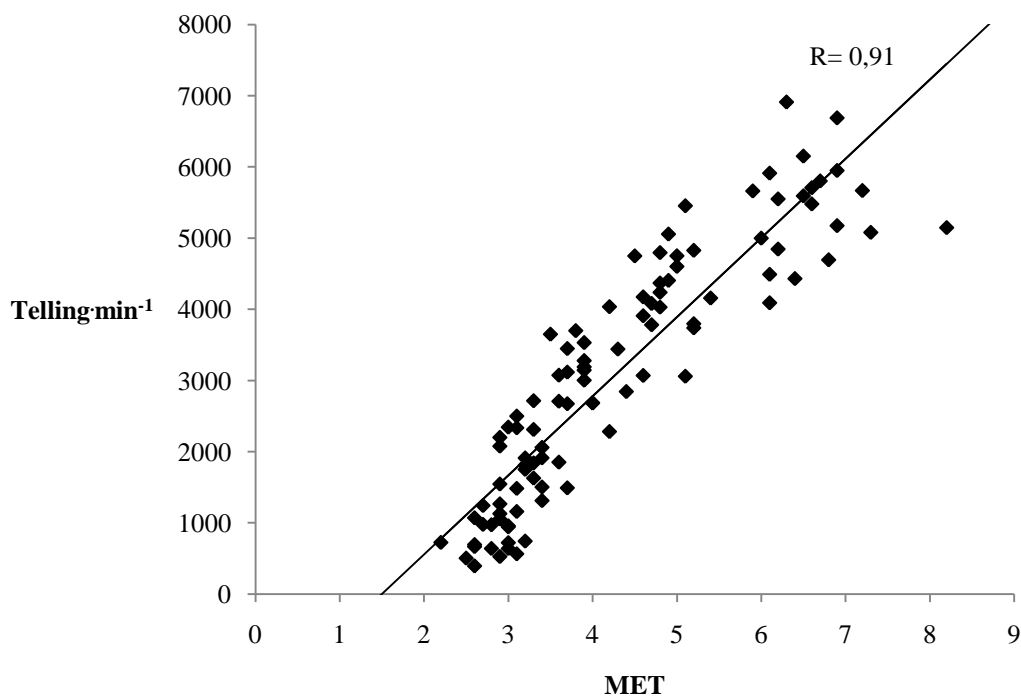
4.2 TREDEMØLLE

4.2.1 Profil

Tabell 4.2 gir en oversikt over gjennomsnittlig telling·min⁻¹, VO₂, MET og HF ved gange på 0 % stigning på tredemølle. Analysene viste signifikante forskjeller i telling·min⁻¹ mellom alle hastighetene ($p < 0,001$). Telling·min⁻¹, VO₂ og MET økte med økende hastighet. Hastighetene 4 til og med 6 km/t tilsvarte et energiforbruk på 3-6 MET. Gjennomsnittlig telling·min⁻¹ varierte fra 1888 til 4303 ved de samme hastighetene. Hastighetene 2 og 7 km/t lå rett i underkant og overkant av moderat intensitetszone. Analyser viste god korrelasjon mellom MET og telling·min⁻¹ ved økende hastighet ($R = 0,91$) (figur 4.1). Det var økende variasjon i telling·min⁻¹ ved økende hastighet (figur 4.1).

Tabell 4.2 Oversikt over gjennomsnittlig telling·min⁻¹, VO₂, MET og HF ved gange på tredemølle ved 0 % stigning (n = 20). Verdiene er oppgitt som gjennomsnitt (X), standardavvik (SD) og variasjonsbredde (min-maks).

	3 km/t	4 km/t	5 km/t	6 km/t	7km/t
Telling·min ⁻¹	826 (261) 393-1265	1888 (430) 1053-2714	3070 (512) 1851-4035	4303 (547) 3058-5453	5496 (661) 4430-6911
VO ₂	9.8 (0.9) 7.7-11.3	11.2 (0.8) 10.0-12.9	13.7 (1.0) 12.3-16.2	17.4 (1.2) 15.7-21.2	23.2 (1.9) 20.7-28.6
MET	2.8 (0.3) 2.2-3.2	3.2 (0.2) 2.9-3.7	3.9 (0.3) 3.5-4.6	5 (0.4) 4.5-6.1	6.6 (0.5) 5.9-8.2
HF	87 (12.2) 65-110	89 (11.6) 69-107	95 (10.5) 75-112	104 (11.9) 84-125	121 (15.9) 94-150



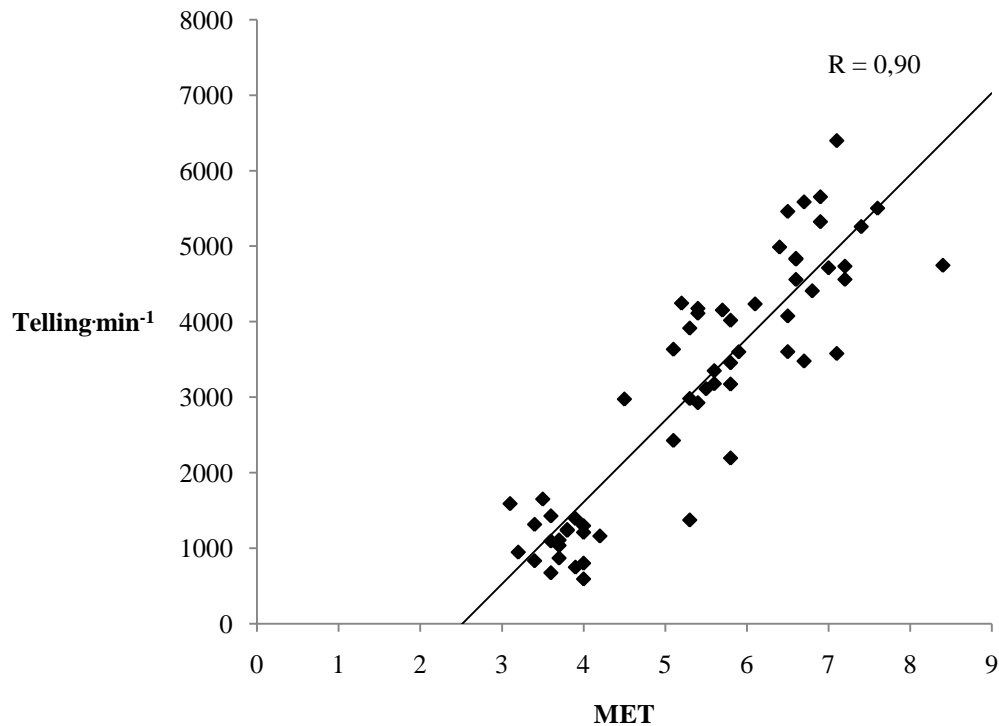
Figur 4.1 Gjennomsnittlig telling·min⁻¹ og MET for hver enkelt forsøksperson (n = 20) ved gange på tredemølle ved 0 % stigning.

4.2.2 Gange i oppoverbakke

Tabell 4.3 og 4.4 gir en oversikt over gjennomsnittlig telling min^{-1} , VO_2 , og MET ved gange på tredemølle ved henholdsvis 5 og 8 % stigning. Analyser viste signifikante forskjeller i telling min^{-1} mellom alle hastighetene ($p < 0,001$). Telling min^{-1} , VO_2 og MET økte med økende hastighet. Energiforbruket lå innenfor 3-6 MET ved de to laveste hastighetene ved begge stigningene og rett i underkant av 7 MET ved den høyeste hastigheten. Analysene viste god korrelasjon mellom MET og telling min^{-1} ved økende hastighet ved begge stigningene ($R = 0,90$, $R = 0,82$) (figur 4.2 og 4.3).

Tabell 4.3 Oversikt over gjennomsnittlig telling min^{-1} , VO_2 , MET og HF ved gange på tredemølle ved 5 % stigning ($n = 20$). Verdiene er oppgitt som gjennomsnitt (\bar{X}), standardavvik (SD) og variasjonsbredde (min-maks).

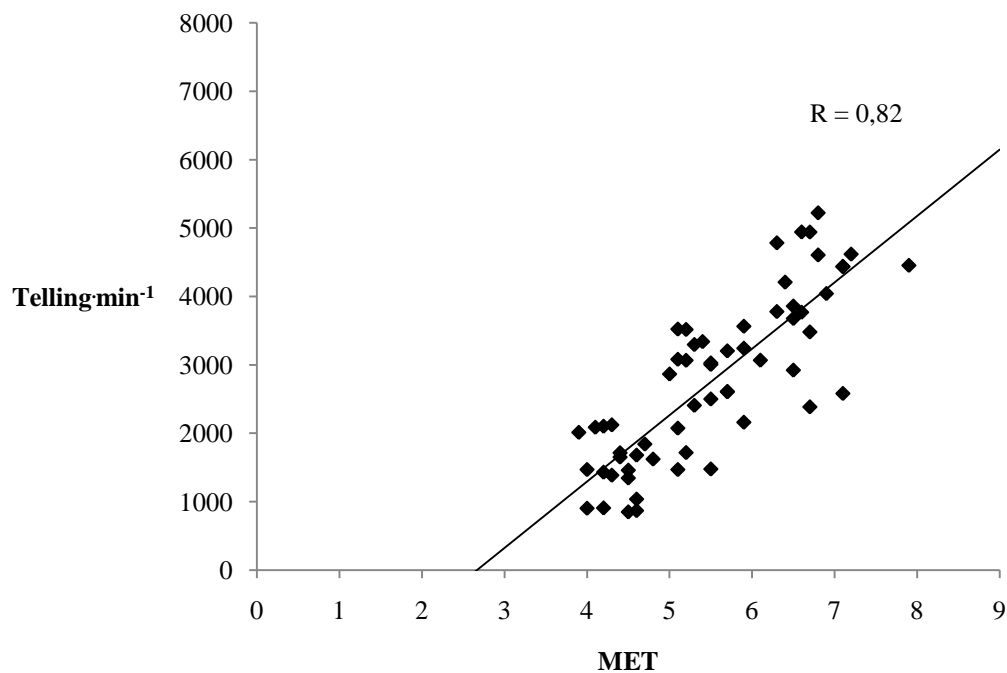
	5 % - 3km/t	5 % - 5km/t	5 % - 6km/t
Telling min^{-1}	1111 (297.1) 592-1650	3324 (736.5) 1373-4246	4853 (701.7) 3579-6399
VO_2	13.0 (1.0) 11.0-14.8	19.3 (1.5) 15.9-23.4	24.1 (1.8) 21.2-29.4
MET	3.7 (0.3) 3.1-4.2	5.5 (0.4) 4.5-6.7	6.9 (0.5) 6.1-8.4



Figur 4.2 Gjennomsnittlig telling·min⁻¹ og MET for hver enkelt forsøksperson (n = 20) ved gange på tredemølle ved 5 % stigning.

Tabell 4.4 Oversikt over gjennomsnittlig telling·min⁻¹, VO₂, MET og HF ved gange på tredemølle ved 8 % stigning (n = 20). Verdiene er oppgitt som gjennomsnitt (X), standardavvik (SD) og variasjonsbredde (min-maks).

	8 % - 3km/t	8 % - 4km/t	8 % - 5km/t
Telling·min ⁻¹	1499 (421.5) 851-2123	2790 (581.4) 1478-3523	4036 (784.6) 2386-5222
VO ₂	15.4 (1.0) 13.8-17.8	19.1 (1.1) 17.6-21.4	23.6 (1.5) 20.8-27.7
MET	4.4 (0.3) 3.9-5.1	5.4 (0.3) 5.0-6.1	6.7 (0.4) 5.9-7.9



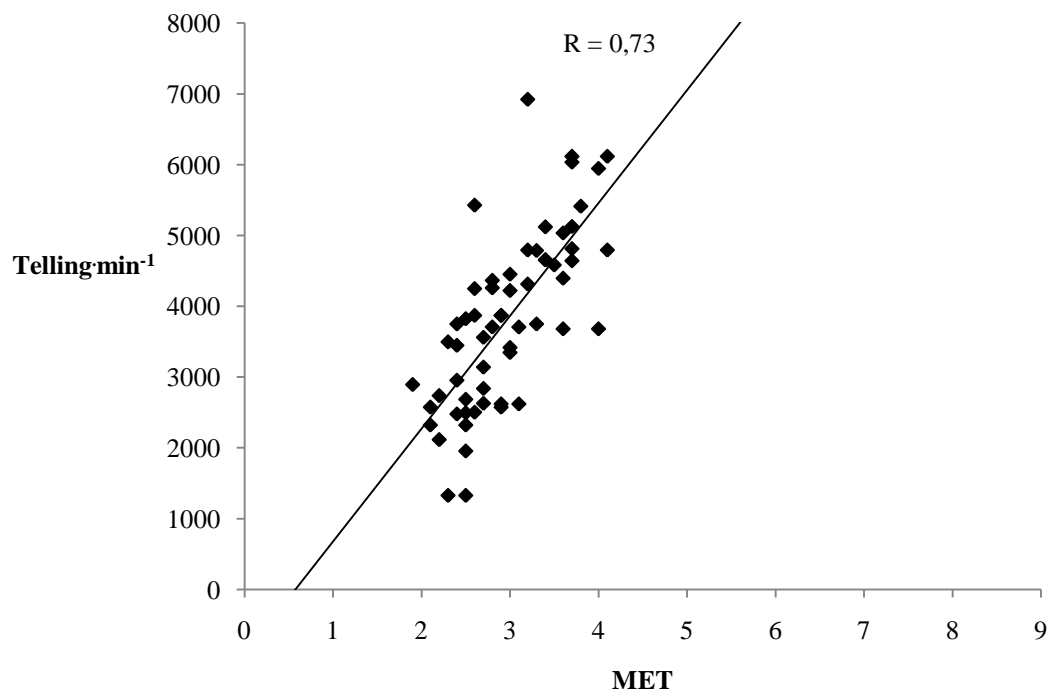
Figur 4.3 Gjennomsnittlig telling·min⁻¹ og MET for hver enkelt forsøksperson (n = 20) ved gange på tredemølle ved 8 % stigning.

4.2.3 Gange i nedoverbakke

Tabell 4.5 gir en oversikt over gjennomsnittlig telling·min⁻¹, VO₂, MET og HF ved gange nedover 5 % på tredemølle. Analysene viste signifikante forskjeller i telling·min⁻¹ mellom alle hastighetene ($p < 0,001$). Telling·min⁻¹, VO₂ og MET økte signifikant med økende hastighet. Gange på 6 km/t resulterte i et energiforbruk tilsvarende moderat intensitet (3,6 MET). Gange på 4 og 5 km/t resulterte i et energiforbruk under 3 MET. Analysene viste god korrelasjon mellom MET og telling·min⁻¹ ($R = 0,73$).

Tabell 4.5 Oversikt over gjennomsnittlig telling·min⁻¹, VO₂, MET og HF ved gange på tredemølle ved 5 % helning (n = 20). Verdiene er oppgitt som gjennomsnitt (X), standardavvik (SD) og variasjonsbredde (min-maks).

	5 % - 4km/t	5 % - 5km/t	5 % - 6km/t
Telling·min ⁻¹	2542 (567.3) 1329-3497	3861 (624.3) 2621-5428	5066 (821.4) 3681-6922
VO ₂	8.5 (0.8) 6.8-10.0	10.0 (0.8) 8.4-11.4	12.7 (1.0) 11.2-14.3
MET	2.4 (0.2) 1.9-2.9	2.9 (0.2) 2.4-3.3	3.6 (0.3) 3.2-4.1



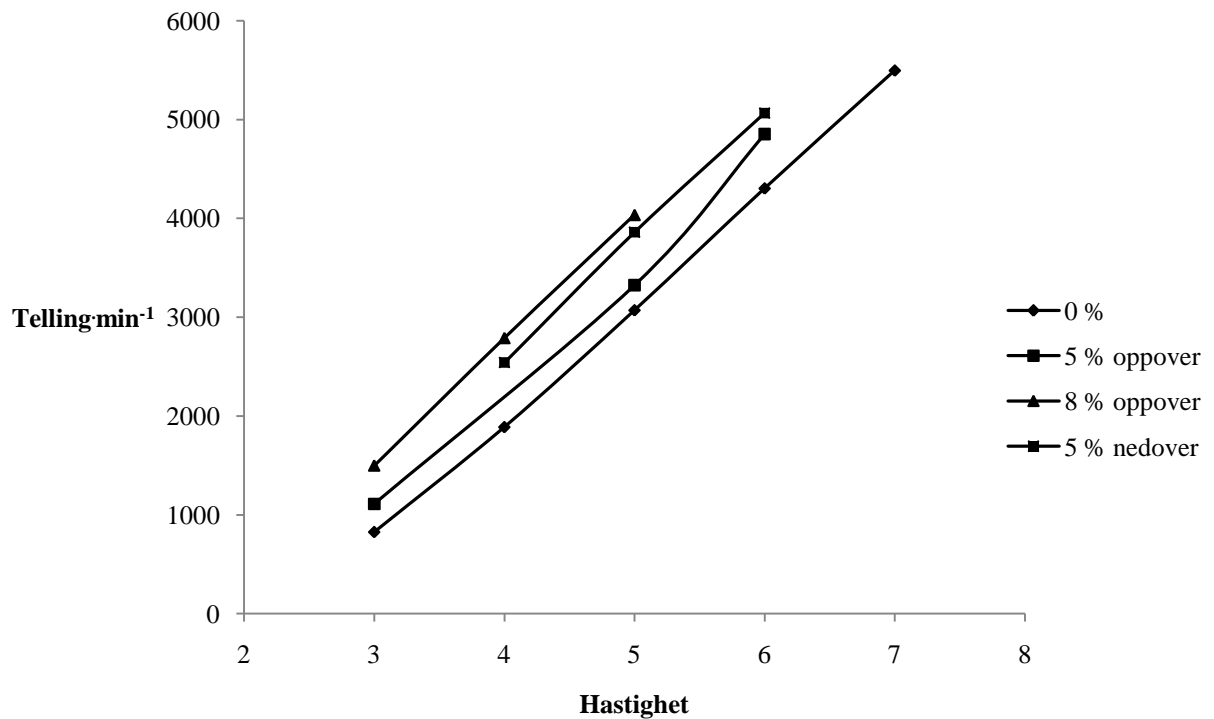
Figur 4.4 Gjennomsnittlig telling·min⁻¹ og MET for hver enkelt forsøksperson (n = 20) ved gange på tredemølle ved 5 % helning.

4.2.4 Sammenlikning av resultater for flatt, oppoverbakke og nedoverbakke

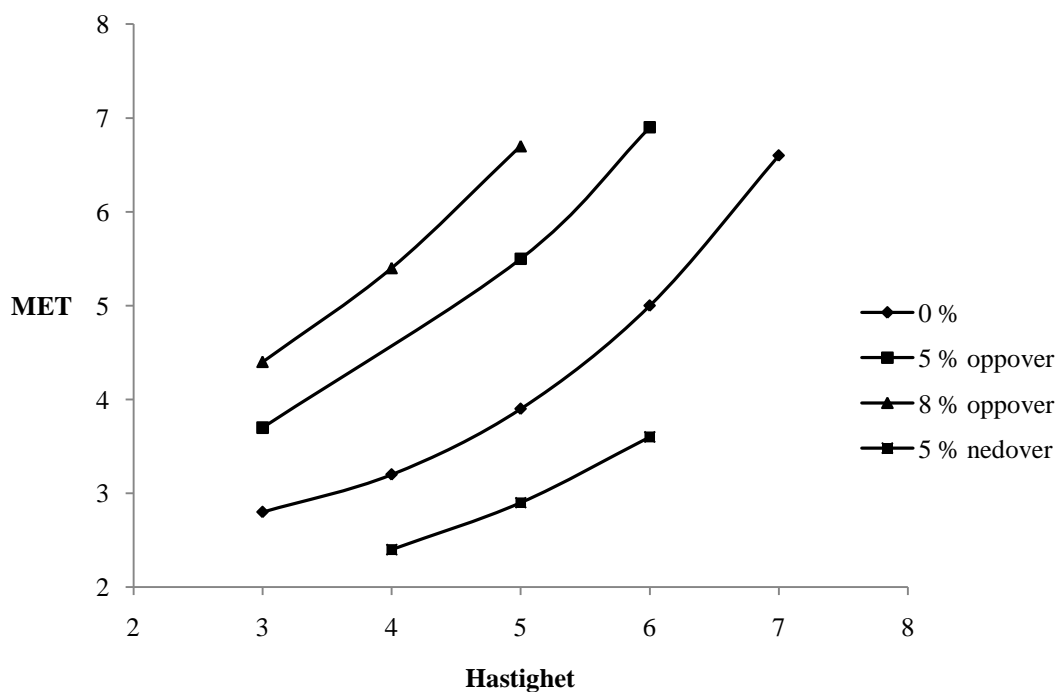
For å kunne beskrive forskjeller i telling $\cdot\text{min}^{-1}$ og MET mellom 0 % stigning og + 5 og + 8 % og - 5 % ble gjennomsnittlig telling $\cdot\text{min}^{-1}$ og MET plottet mot hastighet (figur 4.5 og 4.6). Figur 4.5 viser at telling $\cdot\text{min}^{-1}$ var høyest ved + 8 % og lavest ved 0 %.

Telling $\cdot\text{min}^{-1}$ ved - 5 % var imidlertid høyere enn ved + 5 %. Forskjellene var ikke signifikante mellom 0 % stigning og + 5 % og + 8 % og - 5 % ved 5 km/t ($p = 0,059$, $p = 0,206$), eller + 5 % og - 5 % ved 6 km/t ($p = 0,175$) (vedlegg 6). Figur 4.6 viser at MET var høyest ved + 8 %, og lavest ved - 5 %. Forskjellene var signifikante ved alle hastighetene ved samtlige stigninger ($p < 0,05$).

Ved sammenlikning av hvor mange tellinger som tilsvarte et gitt energiforbruk viser tabell 4.2, 4.3 og 4.4 at MET var høyere i oppoverbakkene enn ved 0 % stigning, samtidig som telling $\cdot\text{min}^{-1}$ var lavere. Telling $\cdot\text{min}^{-1}$ var for eksempel 4303 ved 5 MET ved 0 % stigning, 3324 ved 5,5 MET ved + 5 %, og 2790 ved 5,4 MET ved + 8 %. Det resulterte i en underestimering av energiforbruket med 22,8 % ved + 5 % og 35,2 % ved + 8 %. Et energiforbruk på 3,6 MET tilsvarte 5066 telling $\cdot\text{min}^{-1}$ ved - 5 % (tabell 4.5). Til sammenlikning var telling $\cdot\text{min}^{-1}$ ved 0 % stigning ved 3,9 MET 3070. Akselerometeret overestimerte energiforbruket med 39,4 %.



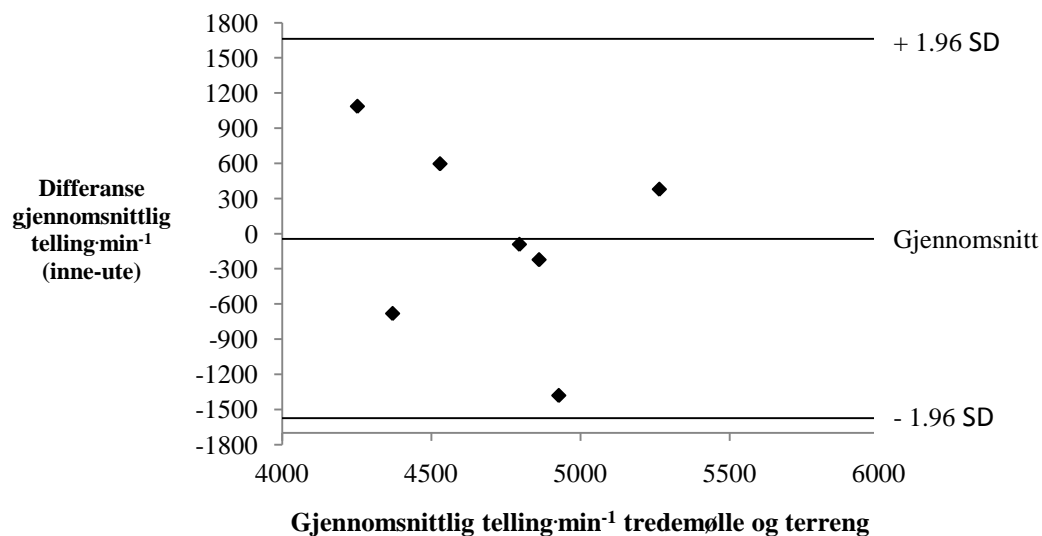
Figur 4.5 Gjennomsnittlig telling min^{-1} for utvalget totalt ($n = 20$) plottet mot hastighet ved gange på 0 %, 5 og 8 % oppover og 5 % nedover på tredemølle.



Figur 4.6 Gjennomsnittlig MET for utvalget totalt ($n = 20$) plottet mot hastighet ved gange på 0 %, 5 og 8 % oppover og 5 % nedover på tredemølle.

4.3 KUPERT TERRENG

Ved gange i kupert terreng var gjennomsnittlig telling min^{-1} for forsøkspersonene totalt 4736, og varierte mellom 3709 og 5617. Analysene viste at det ikke var signifikante forskjeller mellom gjennomsnittlig telling min^{-1} ved gange på tredemølle og gange i terreng ($p = 0,891$). Forskjellen mellom telling min^{-1} på tredemølle og telling min^{-1} i kupert terreng er fremstilt i figur 4.11. Plottet illustrerer at den gjennomsnittlige forskjellen mellom telling min^{-1} på tredemølle og telling min^{-1} i terreng var 44,7 og viser et tilfredsstillende samsvar mellom de to. Grensene for 95 % konfidensintervall varierte mellom + 1663 til - 1574 telling min^{-1} . Alle verdiene lå innenfor grensene. Telling min^{-1} var ikke systematisk lavere eller høyere i terreng sammenliknet med tredemølle. Ved sammenlikning av telling min^{-1} for kupert terreng med tilsvarende intensitet ved 0 % på tredemølle overestimerte akselerometeret energiforbruket med 9,1 % i kupert terreng.



Figur 4.11 Bland-Altman plot som viser differansen mellom telling min^{-1} på tredemølle og telling min^{-1} i terreng plottet mot gjennomsnittet av de to estimatene ($n = 7$).

5.0 DISKUSJON

Hensikten med denne studien var å undersøke i hvor stor grad ActiGraph GT1M registrerer fysisk aktivitet, representert som energiforbruk eller tellinger, ved gange i oppover- og nedoverbakke på tredemølle og i kupert terreng. Resultatene viste at det var god korrelasjon mellom MET og telling·min⁻¹ ved samtlige stigninger. Telling·min⁻¹ var høyest ved + 8 % og lavest ved 0 % stigning, men høyere ved – 5 % sammenliknet med + 5 %. MET var også høyest ved + 8 %, men lavest ved – 5 %. Telling·min⁻¹ var lavere ved + 5 % og + 8 % sammenliknet med 0 % stigning ved samme energiforbruk. Energiforbruket ble underestimert med 22,8 % ved + 5 % og 35,2 % ved + 8 %. Telling·min⁻¹ var høyere ved – 5 % enn 0 % stigning ved samme energiforbruk, og energiforbruket ble overestimert med 39,4 %.

Resultatene fra kupert terreng viste at det ikke var signifikant forskjell mellom telling·min⁻¹ på tredemølle og i terreng. Telling·min⁻¹ var ikke systematisk lavere eller høyere ved gange i terreng sammenliknet med gange på tredemølle. Ved sammenlikning av telling·min⁻¹ for kupert terreng med tilsvarende intensitet ved 0 % stigning på tredemølle ble energiforbruket overestimert med 9,1 % i terreng.

5.2 METODISKE VURDERINGER

5.2.1 ”Gullstandard”

For å kunne si noe om hvor godt ActiGraph GT1M registrerte gange i oppover- og nedoverbakke og i kupert terreng var det nødvendig med en ”gullstandard” som vi kunne sammenlikne resultatene med. I dette prosjektet var ”gullstandard” gange i hastighetene 3 til og med 7 km/t på tredemølle på 0 % stigning. Som nevnt tidligere er ActiGraph funnet valid ved gange på flat tredemølle ved hastigheter opp til ca 9 km/t (Melanson, Jr. & Freedson, 1995; Freedson et al., 1998; Nichols et al., 2000; Welk et al., 2000; Brage et al., 2003; Abel et al., 2008). Som i andre studier viste våre resultater at det var god korrelasjon mellom telling·min⁻¹ og energiforbruk og at telling·min⁻¹ ved et gitt energiforbruk eller en gitt hastighet var tilnærmet det samme som i andre studier (Nichols et al., 2000; Freedson et al., 1998; Abel et al., 2008). Telling·min⁻¹ var

imidlertid noe lavere i vår studie. I et utvalg studier var for eksempel energiforbruket kategorisert som lett ved 1,0-2,9 MET, moderat ved 3,0-5,9 MET og anstrengende ved eller over 6 MET (Brage et al., 2003; Freedson et al., 1998; Yngve, Nilsson, Sjoström, & Ekelund, 2003; Nichols et al., 2000). I disse studiene varierte lavest antall telling·min⁻¹ ved moderat intensitet mellom 1810 og 2743, mens høyest antall telling·min⁻¹ varierte mellom 5676 og 6584. Til sammenlikning var telling·min⁻¹ ved 3,2, 3,9 og 5 MET i vår studie henholdsvis 1888, 3070 og 4303, og de lå derfor innenfor laveste og høyeste verdi angitt i tidligere studier.

Dersom man ser på resultatene for disse studiene hver for seg, og hvor mange telling·min⁻¹ det var ved en gitt hastighet, resulterte for eksempel en ganghastighet på 3 og 6 km/t i henholdsvis 994 og 4834 telling·min⁻¹ (Brage, 2003). I en annen studie resulterte en ganghastighet på 4,3 og 5,8 km/t i henholdsvis 2912 og 4976 telling·min⁻¹ (Yngve, 2003) (Brage et al., 2003; Yngve et al., 2003). Til sammenlikning var telling·min⁻¹ ved 3, 4 og 6 km/t i vår studie henholdsvis 826, 1888 og 4303 telling·min⁻¹. Grunnen til at telling·min⁻¹ var noe lavere i vår studie kan skyldes egenskaper ved akselerometeret, da GT1M gir noe lavere telling·min⁻¹ sammenliknet med CSA (Corder et al., 2007; Kozey et al., 2010). Hastighetene vi har sammenliknet med skilte seg dessuten noe fra våre. Forskjellene i telling·min⁻¹ var imidlertid ikke store, og resultatene fra gange på 0 % stigning på tredemølle er vurdert som et godt sammenlikningsgrunnlag for gange i oppover- og nedoverbakke på tredemølle og i kupert terreng.

5.2.2 HF som kriterium i terreng

Måling av oksygenopptak regnes for å være en nøyaktig og valid metode for å måle energiforbruk i laboratorium (Montoye, 1996). Metoden er imidlertid mindre nøyaktig utenfor laboratorium, og den krever svært nøye kalibrering for å gi gode målinger. På grunn av kapasitet, ble HF valgt som kriterium når vi undersøkte akselerometeret ute i kupert terreng. Måling av HF er imidlertid mindre presist enn for eksempel måling av oksygenopptak da andre faktorer enn økt energiforbruk kan forårsake en økning i HF. Disse kan blant annet være kaffe, snus, røyk og medikamenter. HF er spesielt sensitiv for disse faktorene under aktiviteter med lav intensitet (Freedson & Miller, 2000;

Melanson, Jr. & Freedson, 1995; Montoye, 1996; Levine, 2005). Vi hadde ikke kontroll på forsøkspersonenes inntak av kaffe, snus og røyk eller bruk av medikamenter. Det er mulig å tenke seg at disse faktorene kan ha innvirket på resultatene, men det er vanskelig å vite dette nøyaktig. HF er også avhengig av individets fysiske form og kjønn, og individer med dårlig fysisk form har høyere HF ved et gitt oksygenopptak enn godt trente (Montoye, 1996). Vi testet ikke forsøkspersonenes fysiske form, men samtlige 7 forsøkspersoner som gikk i kupert terreng deltok i anstrengende fysisk aktivitet flere ganger hver uke, og det er derfor lite sannsynlig at fysisk form har påvirket resultatene.

Hver forsøksperson fikk en individuell HF som vedkommende skulle styre intensiteten etter. Denne HF tilsvarte den HF som lå nærmest 5 MET. Laveste MET var 4,5, mens høyeste var 5, og variasjonen var derfor liten. Det kan imidlertid ha påvirket resultatene noe at intensiteten ikke tilsvarte 5 MET for samtlige forsøkspersoner. Den individuelle HF opplevdes som svært lav av samtlige forsøkspersoner, og samtlige forsøkspersoner hadde vanskeligheter med å holde lav nok HF. De syntes også at det følte kunstig å gå i riktig tempo. Dette kan mulig forklares ved at forholdet mellom HF og oksygenopptak ikke er lineært ved lave belastninger, og det kan være at HF har økt raskere enn oksygenopptaket. Det ser likevel ut til at forsøkspersonene klarte å holde seg innenfor riktig intensitet da telling min^{-1} ikke var systematisk lavere eller høyere i terreng sammenliknet med tredemølle. Vi tror derfor ikke at feilkilder utover det som er nevnt ved HF har innvirket betydelig på resultatene.

5.2.3 Utvalg

Vi inkluderte 20 forsøkspersoner på tredemølle. Det ble vurdert som tilstrekkelig for å studere akselerometerets validitet. Antallet varierer lite fra andre liknende studier og har ikke blitt vektlagt stor betydning når vi har tolket resultatene. Sammenliknet med andre studier var utvalget heterogent når det gjaldt alder og kjønn, noe som gjør at resultatene lettere kan generaliseres til andre populasjoner. For studiet i terreng ble resultater fra 7 av 10 forsøkspersoner inkludert. Dette var et lite utvalg, og selv om man må ta hensyn til det når man skal generalisere, gir resultatene en klar indikasjon på hvordan akselerometeret registrerer aktivitet i kupert terreng. Kontrollering for høyde, vekt,

beinlengde, BMI og midje/hofteratio ga, som nevnt, heller ingen endring i resultatene og antas ikke å ha påvirket resultatene.

5.2.4 Protokoll

Testprotokollene var like andre liknende studier når det gjaldt hastighet, varighet og pauser, og det er derfor lite sannsynlig at forhold ved protokollen har påvirket resultatene. Forsøkspersonene fikk halvannet minutt til å oppnå stabile målinger av VO_2 . Dette er den samme varigheten som har blitt brukt i andre liknende studier. Samtlige forsøkspersoner antas å ha oppnådd steady state. Vi registrerte ikke hastighet under gange i kupert terreng, noe som ville vært en fordel for studien. Det ville gjort det lettere å sammenlikne med resultatene fra tredemølle og med andre studier.

5.2.5 Plassering av akselerometer

Akselerometeret var plassert i et belte rundt hoften. Hofta er det vanligste plasseringsstedet, noe som også anbefales fra produsenten (Yngve et al., 2003). Det var samme person som plasserte akselerometeret på samtlige forsøkspersoner, og det er lite sannsynlig at forskjeller i plassering har påvirket resultatene. Studier vi har sammenliknet med har plassert akselerometeret i et belte rundt hoften, men de fleste av studiene har ikke oppgitt eksakt plassering. Undersøkelser viser imidlertid at det er av liten, men signifikant betydning, hvor på hoften man plasserer akselerometeret (Jones, Wood, Thompson, & Welk, 1999; Trost, McIver, & Pate, 2005; Welk et al., 2000). I en studie av Welk og kolleger (2000) plasserte de ActiGraph på tre forskjellige steder på hoften: foran aksillarlinjen, i aksillarlinjen og bak aksillarlinjen. Resultatene viste høyest telling min^{-1} fra akselerometeret plassert i aksillarlinjen, nest høyest bak aksillarlinjen og lavest foran aksillarlinjen. Telling min^{-1} var signifikant forskjellig fra hverandre og var henholdsvis 5525,10, 4843,83 og 4096,29 (Welk et al., 2000). Jones og kolleger (1999) gjorde en tilsvarende studie av et CSA-akselerometer og fant også signifikante forskjeller mellom plasseringssted. De har imidlertid ikke oppgitt hvilken plassering som ga høyest eller lavest telling min^{-1} og har kun publisert et abstract (Jones et al., 1999). Det gjør det vanskelig å vurdere resultatene deres. Dersom plassering av akselerometeret i vår studie avviker noe fra andre liknende studier, er det mulig at det kan ha påvirket resultatene. Det er imidlertid vanskelig å vurdere dette da man ikke vet

eksakt plasseringssted. Den interne validiteten er imidlertid ikke påvirket i vår studie, da akselerometeret var plassert på samme sted hver gang.

5.2.6 Svakheter ved akselerometer

En kjent feilkilde ved akselerometeret er at det påvirkes av beinlengde. Personer med lange bein får ofte færre tellinger ved samme arbeidsbelastning sammenliknet med personer med korte bein. Årsaken er at lengden mellom ankel- og hoftelodd er lengre, noe som skaper lengre arbeidsvei og dermed lavere akselerasjon (Freedson, Pober, & Janz, 2005). Da vi kontrollerte for beinlengde, ga det ingen endring i resultatene. Det ser derfor ut til at forskjeller i beinlengde ikke har påvirket resultatene i denne studien. En annen svakhet ved akselerometeret er at det underestimerer aktivitetsnivået hos personer med stor kroppsmasse (BMI). Personer med stor kroppsmasse må bruke mer energi for å akselerere i samme grad som personer med mindre masse (Ekelund 2004). Det er imidlertid lite sannsynlig at en slik underestimering har funnet sted i vår studie da vi kontrollerte for vekt og BMI, og det ga ingen endring i resultatene. Det var dessuten liten variasjon i materialet med hensyn til BMI og vekt og det er lite sannsynlig at det har påvirket resultatene.

5.2.7 Intensitetsbestemmelser og omregning av tellinger til energiforbruk

Ved bruk av akselerometer for å registrere fysisk aktivitet, blir tellinger ofte gjort om til fysiologiske størrelser, som for eksempel energiforbruk eller intensitet. Denne omregningen uttrykkes ofte som MET. Omregning fra telling·min⁻¹ til MET forutsetter lik hvilemetabolisme per kilo kroppsvikt, men i realiteten er ikke dette tilfelle da hvilemetabolismen varierer individuelt og med alder (Brage et al., 2004).

Hvilemetabolismen bør derfor måles for å forhindre feilkilder i forbindelse med omregningen. Hvilemetabolismen ble ikke målt i vår studie. Isteden kalkulerte vi MET ved å dividere steady-state VO₂ med 3,5 ml·kg⁻¹·kg⁻¹. Samme metode har blitt brukt i de fleste andre liknende studier. Denne omregningen tar imidlertid ikke høyde for individuelle forskjeller. Det gjør at MET-verdiene for hver enkelt forsøksperson ikke er nøyaktige, og det er en svakhet ved studien. Vi utførte imidlertid korrelasjonsanalyser mellom VO₂ og telling·min⁻¹, disse er presentert i vedlegg 5. Resultatene viste at korrelasjonskoeffisienten for samtlige gangtester var den samme som mellom MET og

telling·min⁻¹. Det kan tyde på at en omregning ved bruk av 3,5 ml·kg⁻¹·kg⁻¹ ikke har påvirket resultatene betydelig.

5.3 DISKUSJON AV RESULTATER

5.3.1 Gange i oppoverbakke på tredemølle

Et av formålene med studien var å undersøke i hvor stor grad ActiGraph GT1M registrerer gange i oppoverbakke på tredemølle. Resultatene er presentert innledningsvis i diskusjonskapittelet, men kort oppsummert viste de at akselerometeret underestimerte energiforbruket med 22,8 % ved + 5 % og 35,2 % ved + 8 %. Resultatene bekrefter i stor grad det som er konkludert med i foregående undersøkelser (Nichols et al., 2000; Melanson, Jr. & Freedson, 1995; Montoye et al., 1983). Nichols og kolleger (2000) viste, i likhet med vår studie, at det var god korrelasjon mellom telling·min⁻¹, VO₂ og MET ved 6,4 km/t på 0 og 5 % stigning og signifikante forskjeller mellom telling·min⁻¹ ved samme hastighet mellom de to stigningene. Forskjellen var imidlertid liten, kun 227 telling·min⁻¹. De konkluderte med at akselerometeret har lav sensitivitet med tanke på å fange opp endringer i stigning (Nichols et al., 2000). Til sammenlikning var det i vår studie en signifikant forskjell på 550,8 telling·min⁻¹ mellom 0 og 5 % stigning ved 6 km/t. Det er mulig at konklusjonen deres var basert på at de kun studerte en stigningsøkning og at forskjellen i telling·min⁻¹ var liten. Resultatene i studien til Melanson & Freedson (1995) viste ingen systematisk økning i telling·min⁻¹ ved 3 og 6 % stigning sammenliknet med 0 % stigning og ingen signifikant korrelasjon mellom telling·min⁻¹ og hastighet ved økende stigning. De undersøkte derfor ikke sammenhengen mellom telling·min⁻¹ og energiforbruk ved økende stigning (Melanson, Jr. & Freedson, 1995). Resultatene deres støttes i en studie av Montoye og medarbeidere (1983). De var blant de første til å studere hvor godt akselerometeret registrerte aktivitet i oppoverbakke på tredemølle. 21 forsøkspersoner gikk på tre forskjellige stigninger (0, 6 og 12 %) i 6,4 km/t. I likhet med studien til Melanson og kolleger (1995) fant de ingen signifikant økning i telling·min⁻¹ ved økende stigning og konkluderte med at akselerometeret ikke registrerte økt energiforbruk ved økende stigning (Montoye et al., 1983).

Selv om det i flere studier er vist at akselerometeret underestimerer det økte energiforbruket i oppoverbakke, skiller resultatene våre seg noe fra andre studier. ActiGraph GT1M registrerte for eksempel at det var en økning i telling min^{-1} ved økende stigning. Det er ikke funnet en slik økning i tidligere studier (Brage et al., 2003; Montoye et al., 1983). En slik forskjell i resultatene skyldes sannsynligvis ikke oppbygningen av testprotokollene, da de var svært like med tanke på hastighet, varighet på intervaller, pauser og når det ble målt VO_2 . Stigningene som ble studert skilte seg imidlertid noe fra hverandre. Melanson & Freedson (1995) studerte 3 og 6 % stigning (Melanson, Jr. & Freedson, 1995), til sammenlikning med 5 og 8 % i vår studie. 3 % stigning kan ha vært for lite til at akselerometeret klarte å registrere en endring. Dersom energiforbruket økte, burde akselerometeret registrert dette, men det er vanskelig å vite da endringer i energiforbruket ikke ble kommentert i studien. 6 % stigning burde imidlertid være nok til å registrere en økning i telling min^{-1} dersom det var en økning i energiforbruket. På en annen side kan det være andre forhold som har påvirket resultatene, da Montoye og kolleger (1983) heller ikke så en økning i telling min^{-1} ved stigning på 6 og 12 % (Montoye et al., 1983). Forskjeller ved selve akselerometeret kan kanskje forklare noe av ulikhetene da det, som nevnt, er noe forskjell på ulike generasjoner av ActiGraph (Corder et al., 2007; John et al., 2010; Kozey et al., 2010; Rothney et al., 2008), men dette kan sannsynligvis ikke forklare forskjellene alene.

Svakheter ved akselerometeret kan være årsak til at endringer i stigning ikke har blitt registrert i tidligere studier. Det kan også være årsaken til at det i vår studie var enkelte stigninger og hastigheter akselerometeret ikke klarte å skille mellom, selv om energiforbruket var signifikant forskjellig. Resultatene støtter antakelsen om at akselerometeret underestimerer energiforbruket i oppoverbakker.

5.3.2 Gange i nedoverbakke på tredemølle

Formålet med denne studien var også å vurdere i hvor stor grad ActiGraph GT1M registrerer gange i nedoverbakke på tredemølle. Kort oppsummert viste resultatene at akselerometeret overestimerte energiforbruket med 39,4 %. Resultatet likner i stor grad på det de fant i studien til Terrier og kolleger (2001), hvor de så at telling min^{-1} nesten var identiske ved -15 % og lav hastighet og ved + 15 % og høy hastighet. Videre var det

en relativ forskjell på 220 % i VO_2 ved de samme hastighetene (Terrier et al., 2001). Det må imidlertid presiseres at det ikke kommer fram hvilke hastigheter de studerte, men at lav hastighet var 1 km/t saktere enn foretrukket ganghastighet, mens høy hastighet var 1 km/t mer enn foretrukket ganghastighet. Når vi undersøkte om det var forskjell mellom oppoverbakke og nedoverbakke ved laveste og høyeste hastighet, viste resultatene at det ikke var signifikante forskjeller i telling $\cdot \text{min}^{-1}$ mellom + 8 % og - 5 % ved 5 km/t eller mellom + 5 % og - 5 % ved 6 km/t. Energiforbruket var imidlertid betraktelig lavere enn ved 0 % stigning og + 5 og + 8 %. Energiforbruket ble derfor overestimert med 39,4 %. Det medfører en stor feilkilde når man studerer fysisk aktivitet. Studien til Terrier og kolleger (2001) ble ikke utført med ActiGraph og det må selvfølgelig tas hensyn til når man tolker og sammenlikner resultatene. Det var et treksed akselerometer som var plassert på korsryggen. Som nevnt tidligere er forskjellene mellom plassering på hoften og korsryggen små (Jones et al., 1999; Welk et al., 2000), men ulikt plasseringssted vanskeliggjør sammenlikning av resultatene.

Telling $\cdot \text{min}^{-1}$ var, som nevnt, høyere ved gange nedover sammenliknet med 0 % og + 5 %. Noe av årsaken til dette kan være at ganglaget er biomekanisk forskjellig når man går i nedoverbakke sammenliknet med oppoverbakke og flatt. Ved gange nedover øker fotens effekt på underlaget og skaper sjokk som registreres av akselerometeret og gjennomsnittlig antall telling $\cdot \text{min}^{-1}$ øker (Sun, Walters, Svensson, & Lloyd, 1996). Samtidig kreves det mindre energi å forflytte kroppen fremover ved gange i nedoverbakke, sammenliknet med flatt og oppover (Pivarnik & Sherman, 1990). Ved gange i oppoverbakke utføres forflytningen mot tyngdekraften og energiforbruket er høyere (Terrier et al., 2001). Det ser imidlertid ikke ut til at akselerometeret klarte å registrere disse forskjellene. Dersom man undersøker gange i oppover- og nedoverbakke hver for seg, tyder resultatene på at ActiGraph GT1M ikke er et godt nok måleinstrument for å registrere aktiviteten. Når man studerer fysisk aktivitet, ser man imidlertid ofte på en rekke aktiviteter, og gjerne en kombinasjon av gange på flatt underlag og gange i oppover- og nedoverbakker. Dersom det er slik at ActiGraph GT1M underestimerer energiforbruket ved gange i oppoverbakke og overestimerer energiforbruket ved gange i nedoverbakke kan man tenke seg at dette utjevnes og ikke påvirker resultatene totalt når man studerer fysisk aktivitet over tid. Det er imidlertid viktig at man er klar over slike begrensninger ved akselerometeret.

5.3.3 Gange i kupert terreng

ActiGraph GT1M viste seg å overestimere energiforbruket med 9,1 % i kupert terreng sammenliknet med 0 % stigning på tredemølle. Det finnes ikke liknende undersøkelser som er studert i kupert terreng, men studier utført i flatt terreng som har sett på hvor mange telling·min⁻¹ man får ved gange i terreng sammenliknet med tredemølle, har vist noe forskjellige resultater (Nichols et al., 2000; Brage et al., 2003). En studie viste at det var en reduksjon i telling·min⁻¹ ved gange i terreng sammenliknet med gange på tredemølle (Nichols et al., 2000), mens det i en annen studie ikke var en slik forskjell (Brage et al., 2003). Årsaken til at det er funnet forskjeller i telling·min⁻¹ ved gange på tredemølle og i terreng kan forklares med biomekanikk. Det er for eksempel funnet en reduksjon i skrittlengde og en økning i skrittfrekvens ved gange og løp på tredemølle sammenliknet med gange og løp i terreng ved samme hastighet (Elliott & Blanksby, 1976). Økt skrittfrekvens og kortere standfase produserer sannsynligvis større vertikal akselerasjon enn det normal skrittfrekvens gjør. Endringer i biomekanikk fra gange på tredemølle til terreng kan imidlertid vanskelig forklare forskjellen mellom telling·min⁻¹ på tredemølle og kupert terreng i denne studien, da det ikke var noen systematisk variasjon i telling·min⁻¹ mellom de to.

Andre forhold kan kanskje forklare hvorfor det ved samme energiforbruk var forskjeller i telling·min⁻¹ i kupert terreng og på tredemølle. Som beskrevet i kapittel 5.2.2 finnes det en del feilkilder ved bruk av HF for å kontrollere energiforbruk, noe som kan ha påvirket resultatene. Dersom målemetoden var årsaken til forskjellene skulle man tro at telling·min⁻¹ var systematisk lavere eller høyere i terreng sammenliknet med på tredemølle, noe som ikke var tilfelle. Det kan imidlertid være at løypa i seg selv har påvirket resultatene. Vi hadde ikke konkrete opplysninger om forhold ved løypa når det gjaldt prosentvis stigning og helning på kuperingene og hvor stor del av løypa som bestod av flatt terreng. Dersom det var mange nedoverbakker sammenliknet med oppoverbakker og flatt terreng, kan dette ha påvirket resultatene ved at energiforbruket totalt ble overestimert. Det er imidlertid vanskelig å vite det da vi ikke har konkrete detaljer angående løypa. Overestimeringen på 9,1 % kan også skyldes tilfeldigheter.

Selv om det er mange forhold vi ikke har hatt kontroll på, og antall forsøkspersoner var få, gir resultatene likevel en indikasjon på hvor godt ActiGraph GT1M registrerer gange i kupert terreng. Akselerometeret registrerte i stor grad aktiviteten, men en overestimering av energiforbruket med 9,1 % vil sannsynligvis påvirke resultatene noe når man for eksempel studerer nivå av fysisk aktivitet i befolkningen.

5.6 ANBEFALINGER FOR VIDERE FORSKNING

Denne studien er den første som har undersøkt hvor godt ActiGraph registrerer gange i nedoverbakke på tredemølle og i kupert terreng. Et fåtall studier har tidligere undersøkt hvor godt Actigraph registrerer gange i oppoverbakke på tredemølle, men resultatene har variert noe. Feltet er relativt nytt og det er derfor nødvendig med mer forskning på disse områdene.

For at man i senere studier skal få mer kunnskap om hvor godt akselerometeret registrerer energiforbruk i oppover- og nedoverbakke, vil undersøkelse av flere hastigheter og flere stigninger være en fordel. Måling av hvilemetabolisme vil også styrke resultatene og gjøre at man kan være sikrere på at estimert energiforbruk er riktig. Ved undersøkelse av akselerometerets validitet i kupert terreng, kan det være aktuelt med andre måter å registrere intensitet på. Det optimale er å måle energiforbruket underveis. Det vil også være en fordel om man registrerer hastighet. Det gjør det lettere å sammenlikne med data fra tredemølle og andre liknende studier. Det er også nødvendig med flere forsøkspersoner. Til slutt vil det være en fordel at man får kontroll på terrenget ved bruk av for eksempel GPS.

Som en del av dette prosjektet ble ActiGraph GT1M testet ut på sykkel, da det har vist seg at akselerometeret undersetter aktiviteten. Det anbefales likevel flere undersøkelser på området. I tillegg bør akselerometeret vurderes i andre aktiviteter det ser ut til å underestimere, som for eksempel svømming, langrenn og styrketrening.

6.0 KONKLUSJON

Hensikten med denne studien var å undersøke i hvor stor grad ActiGraph GT1M registrerer gange i oppover- og nedoverbakke på tredemølle og i kupert terreng i forhold til gange på flat tredemølle. ActiGraph GT1M registrerte gange på flat tredemølle i like stor grad som i andre liknende studier. ActiGraph GT1M underestimerte energiforbruket med 22,8 % ved 5 % stigning og 35,2 % ved 8 % stigning, mens det ble overestimert med 39,4 % i nedoverbakke og 9,1 % i kupert terreng. Resultatene i denne studien tilsvarer andre liknende studier, selv om det ikke er konsensus i litteraturen på dette relativt nye feltet. Dersom man studerer gange i oppoverbakke alene eller nedoverbakke alene, vurderes ikke ActiGraph GT1M å være en tilfredsstillende metode for å registrere aktiviteten. Men i undersøkelser hvor man studerer den totale mengden av aktivitet, fanger ActiGraph GT1M i stor grad opp aktiviteten. Det er imidlertid viktig å være klar over at den overestimerer noe.

Referanser

- 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.
- Anderssen, S. A., Hansen, B. K., Kolle, E., Steene-Johannessen, J., Børsheim, E., & Holme, I. (2009). *Fysisk aktivitet blant voksne og eldre i Norge, resultater fra en kartlegging i 2008/2009*. Oslo: Helsedirektoratet.
- Anderssen, S. A., Kolle, E., Steene-Johannessen, J., Ommundsen, Y., & Andersen, L. B. (2008). *Fysisk aktivitet blant barn og unge i Norge. En kartlegging av aktivitetsnivå og fysisk form hos 9- og 15- åringer*. Oslo: Helsedirektoratet.
- Anderssen, S. A. & Strømme, S. B. (2001). [Physical activity and health--recommendations]. *Tidsskr.Nor Laegeforen.*, 121, 2037-2041.
- Åstrand, P.-O. & Rodahl, K. (1986). *Textbook of work physiology*. (3 ed.) New York, USA.
- Bassett, D. R., Jr., Ainsworth, B. E., Swartz, A. M., Strath, S. J., O'Brien, W. L., & King, G. A. (2000). Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, S471-S480.
- Becker, W., Konde, Å. B., Ohlander, E.-M., Lyhne, N., Pedersen, A. N., Aro, A. et al. (2004). *Nordic Nutrition Recommendations 2004. Integrating nutrition and physical activity*. (4 ed.) Norden.
- Bernstein, L., Henderson, B. E., Hanisch, R., Sullivan-Halley, J., & Ross, R. K. (1994). Physical exercise and reduced risk of breast cancer in young women. *Journal of the National Cancer Institute*, 86, 1403-1408.
- Brage, S., Brage, N., Franks, P. W., Ekelund, U., Wong, M. Y., Andersen, L. B. et al. (2004). Branched equation modeling of simultaneous accelerometry and heart rate monitoring improves estimate of directly measured physical activity energy expenditure. *Journal of Applied Physiology*, 96, 343-351.
- Brage, S., Brage, N., Wedderkopp, N., & Froberg, K. (2003). Reliability and validity of the Computer Science and Applications accelerometer in a mechanical setting. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 2, 101-119.
- 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. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35, 1447-1454.
- 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 Reports*, 100, 126-131.

- 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. *Journal of Sports Sciences*, *25*, 1607-1611.
- Cotes, J. E. & Meade, J. (1960). The energy expenditure and mechanical energy demand in walking. *Ergonomics*, *36*, 97-119.
- Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjoström, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E. et al. (2003). International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *35*, 1381-1395.
- Dalsky, G. P., Stocke, K. S., Ehsani, A. A., Slatopolsky, E., Lee, W. C., & Birge, S. J., Jr. (1988). Weight-bearing exercise training and lumbar bone mineral content in postmenopausal women. *Annals of Internal Medicine*, *108*, 824-828.
- Dishman, R. K., Motl, R. W., Sallis, J. F., Dunn, A. L., Birnbaum, A. S., Welk, G. J. et al. (2005). Self-management strategies mediate self-efficacy and physical activity. *American Journal of Preventive Medicine*, *29*, 10-18.
- Ekelund, U., Sjoström, M., Yngve, A., Poortvliet, E., Nilsson, A., Froberg, K. et al. (2001). Physical activity assessed by activity monitor and doubly labeled water in children. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *33*, 275-281.
- Ekelund, U., Yngve, A., Brage, S., Westerterp, K., & Sjoström, M. (2004). Body movement and physical activity energy expenditure in children and adolescents: how to adjust for differences in body size and age. *American Journal of Clinical Nutrition*, *79*, 851-856.
- Elliott, B. C. & Blanksby, B. A. (1976). A cinematographic analysis of overground and treadmill running by males and females. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *8*, 84-87.
- Fagard, R. H. (2001). Exercise characteristics and the blood pressure response to dynamic physical training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *33*, S484-S492.
- Freedson, P., Pober, D., & Janz, K. F. (2005). Calibration of accelerometer output for children. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *37*, S523-S530.
- Freedson, P. S., Melanson, E., & Sirard, J. (1998). Calibration of the Computer Science and Applications, Inc. accelerometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *30*, 777-781.
- Freedson, P. S. & Miller, K. (2000). Objective monitoring of physical activity using motion sensors and heart rate. *Res.Q.Exerc.Sport.*, *71*, S21-S29.
- Heini, A. F., Minghelli, G., Diaz, E., Prentice, A. M., & Schutz, Y. (1996). Free-living energy expenditure assessed by two different methods in rural Gambian men. *European Journal of Clinical Nutrition*, *50*, 284-289.

- Helmrich, S. P., Ragland, D. R., Leung, R. W., & Paffenbarger, R. S., Jr. (1991). Physical activity and reduced occurrence of non-insulin-dependent diabetes mellitus. *New England Journal of Medicine*, 325, 147-152.
- 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. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, S442-S449.
- Johansen, J. (1985). Hvor store avvik hefter ved registrering av hjertefrekvens ved Sport Tester ved kontinuerlig registrering og hvert 30. sekund memory i forhold til registrering med Danica CC14? Norges idrettshøgskole.Oslo.
Ref Type: Unpublished Work
- John, D., Tyo, B., & Bassett, D. R. (2010). Comparison of four ActiGraph accelerometers during walking and running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42, 368-374.
- Jones, S. L., Wood, K., Thompson, R., & Welk, G. J. (1999). Effect of monitor placement on output from three different accelerometers. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 31 Supplement[5], 142.
Ref Type: Abstract
- Jørgensen, T., Andersen, L. B., Froberg, K., Maeder, U., Smith, L. v. H., & Aadahl, M. (2009). Position statement: Testing physical condition in a population - how good are the methods? *European Journal of Sport Science*, 5, 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. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, S351-S358.
- Kohl, H. W., Blair, S. N., Paffenbarger, R. S., Jr., Macera, C. A., & Kronenfeld, J. J. (1988). A mail survey of physical activity habits as related to measured physical fitness. *American Journal of Epidemiology*, 127, 1228-1239.
- Kozey, S. L., Staudenmayer, J. W., Troiano, R. P., & Freedson, P. S. (2010). Comparison of the ActiGraph 7164 and the ActiGraph GT1M during self-paced locomotion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42, 971-976.
- Lamonte, M. J. & Ainsworth, B. E. (2001). Quantifying energy expenditure and physical activity in the context of dose response. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, S370-S378.
- Leenders, N. Y., Sherman, W. M., Nagaraja, H. N., & Kien, C. L. (2001). Evaluation of methods to assess physical activity in free-living conditions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 1233-1240.
- Levine, J. A. (2005). Measurement of energy expenditure. *Public Health Nutr.*, 8, 1123-1132.
- Livingstone, M. B., Prentice, A. M., Coward, W. A., Ceesay, S. M., Strain, J. J., McKenna, P. G. et al. (1990). Simultaneous measurement of free-living energy

- expenditure by the doubly labeled water method and heart-rate monitoring. *American Journal of Clinical Nutrition*, 52, 59-65.
- Martin, W. H., III, Dalsky, G. P., Hurley, B. F., Matthews, D. E., Bier, D. M., Hagberg, J. M. et al. (1993). Effect of endurance training on plasma free fatty acid turnover and oxidation during exercise. *American Journal of Physiology*, 265, E708-E714.
- Melanson, E. L., Jr. & Freedson, P. S. (1995). Validity of the Computer Science and Applications, Inc. (CSA) activity monitor. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27, 934-940.
- Melanson, E. L., Jr. & Freedson, P. S. (1996). Physical activity assessment: a review of methods. *Crit Rev.Food Sci.Nutr.*, 36, 385-396.
- 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. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 1533-1537.
- Montoye, H. J. (1996). *Measuring physical activity and energy expenditure*. Champaign III; Human kinetics.
- Montoye, H. J., Washburn, R., Servais, S., Ertl, A., Webster, J. G., & Nagle, F. J. (1983). Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 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.
- Norsk monitor (2006). *Norsk monitor 2005. Hovedrapport*. Oslo: MMI Univero.
- Paffenbarger, R. S., Jr., Wing, A. L., & Hyde, R. T. (1995). Physical activity as an index of heart attack risk in college alumni. 1978. *American Journal of Epidemiology*, 142, 889-903.
- Pivarnik, J. M. & Sherman, N. W. (1990). Responses of aerobically fit men and women to uphill/downhill walking and slow jogging. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 22, 127-130.
- Plasqui, G. & Westerterp, K. R. (2007). Physical activity assessment with accelerometers: an evaluation against doubly labeled water. *Obesity.(Silver.Spring).*, 15, 2371-2379.
- Powell, K. E., Thompson, P. D., Caspersen, C. J., & Kendrick, J. S. (1987). Physical activity and the incidence of coronary heart disease. *Annu.Rev.Public Health.*, 8:253-87., 253-287.
- Racette, S. B., Schoeller, D. A., & Kushner, R. F. (1995). Comparison of heart rate and physical activity recall with doubly labeled water in obese women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27, 126-133.

- Rawson, E. S. & Walsh, T. M. (2010). Estimation of resistance exercise energy expenditure using accelerometry. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42, 622-628.
- Rothney, M. P., Apker, G. A., Song, Y., & Chen, K. Y. (2008). Comparing the performance of three generations of ActiGraph accelerometers. *Journal of Applied Physiology*, 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 Medicine*, 24, 258-272.
- Rutten, A., Vuillemin, A., Ooijendijk, W. T., Schena, F., Sjostrom, M., Stahl, T. et al. (2003). Physical activity monitoring in Europe. The European Physical Activity Surveillance System (EUPASS) approach and indicator testing. *Public Health Nutr.*, 6, 377-384.
- Sallis, J. F. & Saelens, B. E. (2000). Assessment of physical activity by self-report: status, limitations, and future directions. *Res.Q.Exerc.Sport.*, 71, S1-14.
- Sand, O., Sjaastad, Ø. V., & Haug, E. (2001). *Menneskets fysiologi*. Oslo: Gyldendal akademisk.
- Schulz, S., Westerterp, K. R., & Bruck, K. (1989). Comparison of energy expenditure by the doubly labeled water technique with energy intake, heart rate, and activity recording in man. *American Journal of Clinical Nutrition*, 49, 1146-1154.
- Shephard, R. J. (2003). Limits to the measurement of habitual physical activity by questionnaires. *British Journal of Sports Medicine*, 37, 197-206.
- Sinaki, M., Wahner, H. W., Bergstralh, E. J., Hodgson, S. F., Offord, K. P., Squires, R. W. et al. (1996). Three-year controlled, randomized trial of the effect of dose-specified loading and strengthening exercises on bone mineral density of spine and femur in nonathletic, physically active women. *Bone.*, 19, 233-244.
- Slattery, M. L., Potter, J., Caan, B., Edwards, S., Coates, A., Ma, K. N. et al. (1997). Energy balance and colon cancer--beyond physical activity. *Cancer Research*, 57, 75-80.
- Sun, J., Walters, M., Svensson, N., & Lloyd, D. (1996). The influence of surface slope on human gait characteristics: a study of urban pedestrians walking on an inclined surface. *Ergonomics.*, 39, 677-692.
- Taylor, H. L., Jacobs, D. R., Jr., Schucker, B., Knudsen, J., Leon, A. S., & Debacker, G. (1978). A questionnaire for the assessment of leisure time physical activities. *J.Chronic.Dis.*, 31, 741-755.
- Terrier, P., Aminian, K., & Schutz, Y. (2001). Can accelerometry accurately predict the energy cost of uphill/downhill walking? *Ergonomics.*, 44, 48-62.

- 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. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *40*, 181-188.
- Trost, S. G., McIver, K. L., & Pate, R. R. (2005). Conducting accelerometer-based activity assessments in field-based research. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *37*, S531-S543.
- US Department of Health and Human Services (1996). *Physical activity and health: a report of the surgeon general* Atlanta.
- Vincent, W. J. (2005). *Statistics in kinesiology*. (3 ed.) Human kinetics.
- Welk, G. J. (2005). Principles of design and analyses for the calibration of accelerometry-based activity monitors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *37*, S501-S511.
- Welk, G. J., Blair, S. N., Wood, K., Jones, S., & Thompson, R. W. (2000). A comparative evaluation of three accelerometry-based physical activity monitors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *32*, S489-S497.
- Welk, G. J., Schaben, J. A., & Morrow, J. R., Jr. (2004). Reliability of accelerometry-based activity monitors: a generalizability study. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *36*, 1637-1645.
- Welk, GJ. (2002). Physical activity assessments for health-related research. *Human kinetics*.
- Westerterp, K. R. (2009). Assessment of physical activity: a critical appraisal. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *105*, 823-828.
- Westerterp, K. R. & Plasqui, G. (2004). Physical activity and human energy expenditure. *Curr.Opin.Clin.Nutr.Metab Care.*, *7*, 607-613.
- Yngve, A., Nilsson, A., Sjostrom, M., & Ekelund, U. (2003). Effect of monitor placement and of activity setting on the MTI accelerometer output. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *35*, 320-326.

Vedlegg 1.

Forespørsel om deltakelse i forskningsprosjekt ***”Validering av ActiGraph GT1M 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 ergometersykel 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, beinlengde, 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. xxxxxxxx eller Maria Hildebrand, tlf. xxxxxxxx.

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 minutter 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 fungerer bra for 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, beinlengde, midje-hoferatio 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.

Prosedyre profil 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 -måling 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 -måling begynner
10 min, 30 sek:	Neseklype av og munnstykke ut
10, 30–11 min, 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 -måling 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 -måling begynner
21 min, 30 sek:	Neseklype av og munnstykke ut
21, 30– 22 min, 30 sek:	Registrering av puls
22, 30– 23 min:	Pause, drikke og øke hastighet
<u>7 km/t</u>	
23 min:	Start å gå
24 min:	Neseklype på og munnstykke inn
24 min, 30 sek:	VO ₂ -måling begynner
27 min:	Neseklype av og munnstykke ut
27-28 min:	Registrering av puls
28- 29 min:	Pause, drikke og stopp hastighet. STÅ STILLE

Vedlegg 3.

Prosedyre oppover tredemølle

+ 5 %, 3 km/time

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

+ 5 %, 5 km/time

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

+ 5 %, 6 km/time

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

+ 8 %, 3 km/time

17 min, 30 sek	Start å gå
-----------------------	------------

18 min, 30 sek:	Neseklype på og munnstykke inn
19 min:	VO ₂ -måling begynner
21 min, 30 sek:	Neseklype av og munnstykke ut
21, 30- 22, 30 min:	Registrering av puls
22,30 – 23 min:	Pause, drikke og øke hastighet
<u>+ 8 %, 4 km/time</u>	
23 min:	Start å gå
24 min:	Neseklype på og munnstykke inn
24 min, 30 sek:	VO ₂ -måling begynner
27 min:	Neseklype av og munnstykke ut
27-28 min:	Registrering av puls
28- 28 min, 30 sek:	Pause, drikke og øke hastighet
<u>+ 8 %, 5 km/time</u>	
28 min, 30 sek:	Start å gå
29 min, 30 sek:	Neseklype på og munnstykke inn
30 min:	VO ₂ -måling begynner
32 min, 30 sek:	Neseklype av og munnstykke ut
32,30-33,30 min:	Registrering av puls
33,30-34 min, 30 sek:	Pause, drikke og stopp hastighet. STÅ STILLE

Vedlegg 4.

Prosedyre nedover tredemølle

-5 %, 4 km/time

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

- 5 %, 5 km/time

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

-5 %, 6 km/time

12 min:	Start å gå
13 min:	Neseklype på og munnstykke inn
13 min, 30 sek:	VO ₂ -måling begynner
16 min:	Neseklype av og munnstykke ut
16-17 min:	Registrering av puls
17- 18 min:	Pause, drikke og stopp hastigheten. STÅ STILLE.

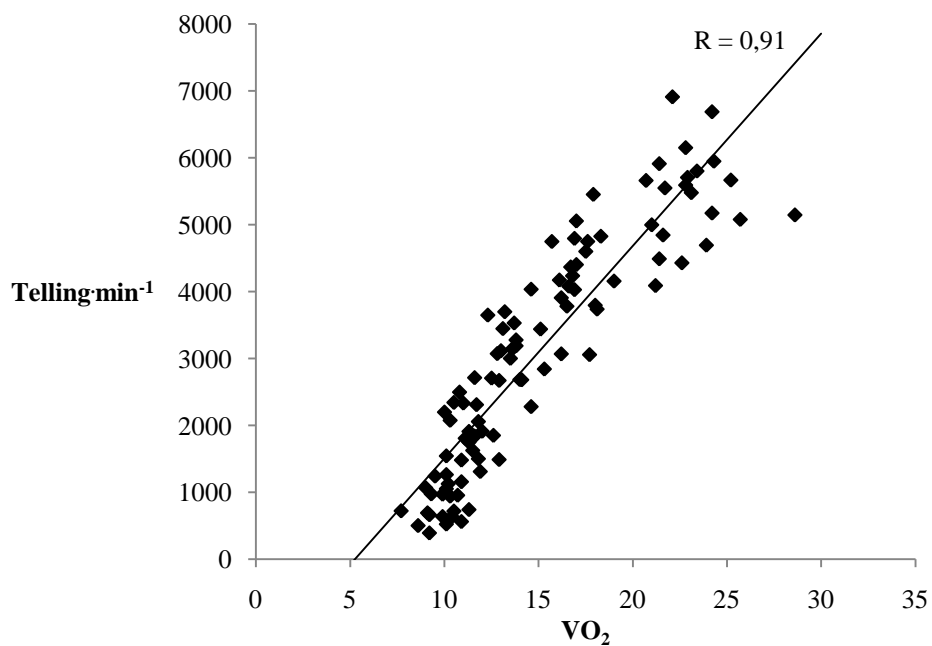
Vedlegg 5.

Tabell Gjennomsnittlig forskjell i telling min^{-1} mellom de ulike stigninger ved samtlige hastigheter de var representert ved, presentert ved gjennomsnittlig forskjell, 95 % konfidensintervall av differansen og signifikansverdi.

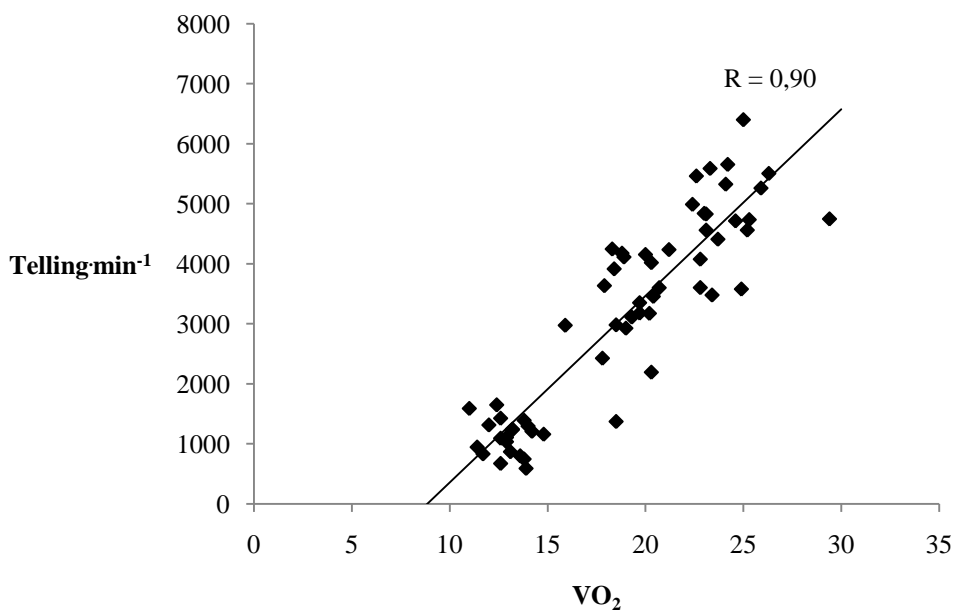
Stigning		Gjennomsnittlig forskjell	95 % konfidensintervall av differansen	Sig.
3 km/t	0 % og 5 % oppover	+ 285.7	163.2 - 408.2	0.000*
	5 % oppover og 8 % oppover	+ 387.7	291.9 - 483.4	0.000*
4 km/t	0 % og 5 % nedover	+ 653.8	504.6 - 802.9	0.000*
	5 % nedover og 8 % oppover	+ 248.1	44.5 - 451.7	0.020*
5 km/t	0 % og 5 % oppover	+ 254.7	-520.5 - 11.2	0.059
	5 % oppover og 5 % nedover	+ 536.2	240.8 - 831.5	0.001*
	5 % nedover og 8 % oppover	+ 175.1	-104.6 - 454.8	0.206
6 km/t	0 % og 5 % oppover	+ 550.8	365.4 - 736.1	0.000*
	5 % oppover og 5 % nedover	+ 212.6	-102.9 - 528.0	0.175

*Signifikant forskjell mellom stigningene.

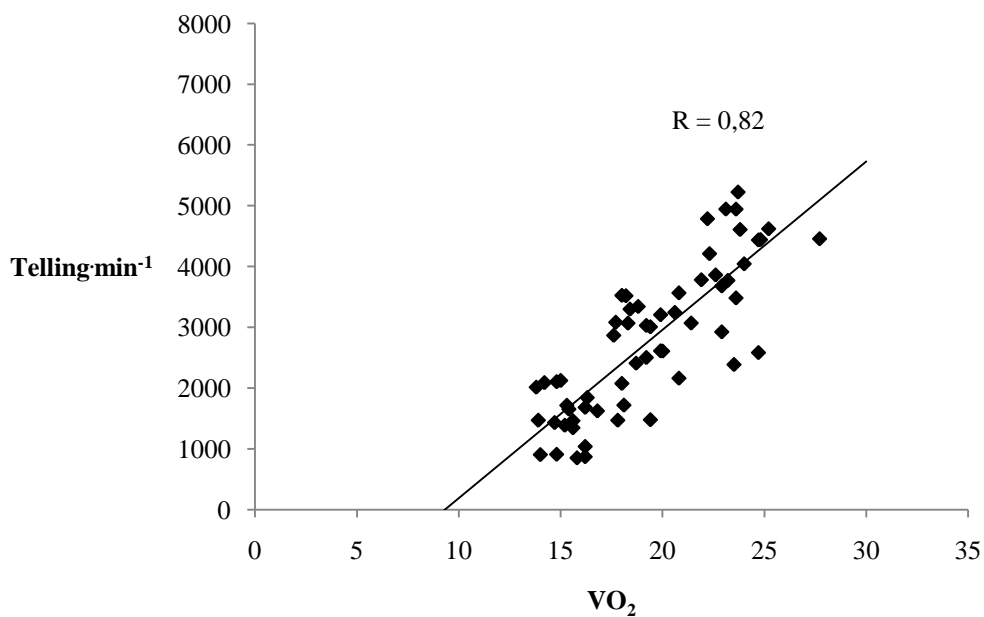
Vedlegg 6.



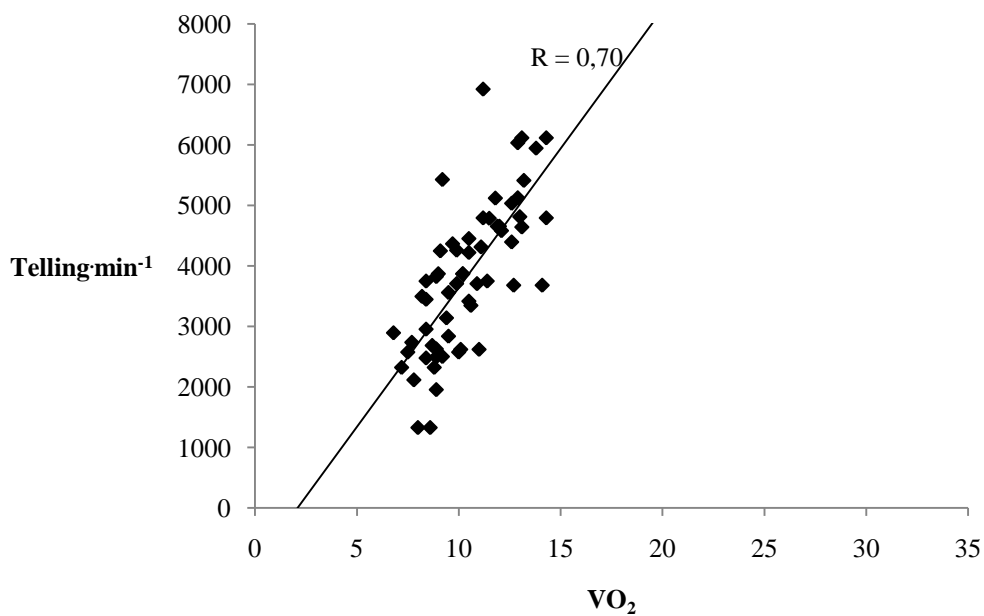
Figur 1 Gjennomsnittlig tellingmin⁻¹ og VO₂ for hver enkelt forsøksperson (n = 20) ved gange på tredemølle på 0 %.



Figur 2 Gjennomsnittlig tellingmin⁻¹ og VO₂ for hver enkelt forsøksperson (n = 20) ved gange på tredemølle med 5 % stigning.



Figur 3 Gjennomsnittlig telling·min⁻¹ og VO₂ for hver enkelt forsøksperson (n = 20) ved gange på tredemølle med 8 % stigning.



Figur 4 Gjennomsnittlig telling·min⁻¹ og VO₂ for hver enkelt forsøksperson (n = 20) ved gange på tredemølle 5 % nedover.

