

”Gange på skråstilt underlag, hvilken innvirkning har det på energiforbruket til transfemoralt amputerte?”

Inger-Marie Starholm



Masteroppgave i helsefagvitenskap

Seksjon for helsefag

Det medisinske fakultet

UNIVERSITETET I OSLO

Juni 2008

FORORD

Denne masteroppgaven er en del av studiet Master i Helsevitenskap ved Seksjon for Helsefag, Institutt for Sykepleie og Helsefag ved Medisinsk fakultet, Universitetet i Oslo. Oppgaven har en artikkelform og består av to deler hvor del I gir bakgrunnsinformasjon og supplerende teori og metodeavklaringer i forhold til temaet som artikkelen omhandler. Del II består av en vitenskapelig artikkel som vil bli prøvd publisert høsten 2008.

Tiden som student på Master i Helsevitenskap har vært lærerike år fylt av interessante temaer og gode diskusjoner. De som bør takkes for at disse tre årene har vært fylt med stort sett positive læringsopplevelser er både medstudenter på kullet og en entusiastisk og positiv stab av både faglige og administrative ressurspersoner.

En helt spesiell takk har jeg lyst til å rette til min veileder Anne Marit Mengshoel som har gitt meg uvurderlig hjelp under hele prosessen. Jeg har satt pris på alle faglige innspill og ikke minst innslagene med latter og ”utenomsnakk” når vi har hatt våre til tider intense møter. Datainnsamlingen og anvendelsen av det kompliserte utstyret som må til for å foreta fysiologiske målinger hadde aldri latt seg gjøre hvis jeg ikke hadde fått enestående hjelp av Terje Gjøvaag ved Høgskolen i Oslo. Stor takk også til studieleder Mona Dahl ved Høgskolen i Oslo, Avdeling for helsefag som i disse årene har gitt meg både tid og mental støtte slik at studiet har kommet vel i havn ved siden av mitt arbeid som høskolelærer ved Ortopediingeniørutdanningen. Takk til kollegaene mine, som tålmodig har latt meg gå ut og inn av mine to verdener.

Jeg vil også rette en stor takk til Stiftelsen Sophies Minde for utdanningsstipend og Høgskolen i Oslo for fullføringsstipend.

Asker, juni 2008

Inger-Marie Starholm

SAMMENDRAG

Bakgrunn og formål

Gange på skråstilt fortau og terreng med det høyeste nivået under protese foten er rapportert som spesielt anstrengende for transfemoralt amputerte. I denne studien undersøkes forskjell i energiforbruk og opplevd anstrengelse ved gange på tre forskjellige tredemølleposisjoner.

Metode

Studien har et overkrysningsdesign. Åtte transfemoralt amputerte av begge kjønn og med god helse deltok. Gjennomsnittsalder var 47 år (min: 22 - maks: 61). Oksygenforbruk og hjerterefrekvens ble målt ved gange på selvvalgt hastighet. Subjektene gikk på en tredemølle i tre forskjellige posisjoner i randomisert rekkefølge: horisontal (posisjon I), 3 % tilt i sagittal plan (posisjon II), 3 % tilt i sagittal og frontal plan (posisjon III). Deskriptive data er gitt i median (min - maks) og forskjell er undersøkt ved bruk av Wilcoxon Sign Rank Test. Borg CR 10 skala ble benyttet for å undersøke deltakernes opplevde anstrengelse samt for å analysere eventuell korrelasjon med oksygenforbruk. Korrelasjon er undersøkt ved bruk av Spearman Rank Order test. Maksimal aerob kapasitet ble målt for å undersøke andelen av VO_2/kg maks forbrukt ved gange på de tre tredemølleposisjonene.

Resultater

Forskjell i oksygenforbruk mellom tredemølleposisjon I og III viste en median på 21 %, (min: 9, 4 % - maks: 24, 8 %). Mellom posisjon I og II var forskjellen i oksygenforbruk i median = 7,7 % (min: 2, 5 % - maks: 14 %). Dette ga en økning i oksygenforbruk på 13,9 prosentpoeng mellom posisjon II og III. P-verdien for differansen i oksygenforbruk mellom posisjon I-II og I-III var $p=.012$. P-verdien for differansen i opplevd anstrengelse mellom posisjonen I-II og I-III var $p=.011$. Korrelasjonen mellom opplevd anstrengelse og oksygenforbruk for den relative forskjellen mellom posisjon I-II og I-III var lav ($r^2 = 12, 8 %$ og $9, 5 %$). Testpersonene forbrukte i gjennomsnitt 61,4 % (min: 39 % - maks: 77 %) av deres VO_2/kg maks ved gange på tredemøllen i posisjon III.

Konklusjon

Transfemoralt amputerte med et høyt fysisk funksjonsnivå bruker signifikant mer energi når de går på en tredemølle moderat skråstilt i ett og to plan sammenlignet med gange på horisontalstilt tredemølle. De bruker også en stor andel av sin maksimale aerobe kapasitet ved gange på skråstilt underlag. Opplevd anstrengelse viste en signifikant økning mellom de tre tredemølle posisjonene, men det var en lav korrelasjon mellom subjektivt opplevd anstrengelse og de objektive dataene for oksygen forbruk.

ABSTRACT

Background and aim

Walking on tilted pavements or in terrain with the highest level under the prosthetic foot is reported by transfemoral amputees as strenuous. This study investigates difference in energy expenditure and perceived exertion amongst transfemoral amputees walking on three different treadmill positions.

Method

The study has a cross over design. Eight healthy unilateral transfemoral amputees of both sexes participated. The mean age was 47 years, (range 22 – 61). Difference in energy expenditure was measured by oxygen consumption and heart rate at self selected speed walking randomly on a treadmill in three positions; horizontal treadmill (position I), treadmill with 3 % tilt in sagittal plane, (position II) and a treadmill with 3 % tilt in both sagittal and frontal plane (position III). Descriptive statistics are given in median (min – max), and difference is investigated by use of Wilcoxon Sign Rank test. The Borg CR10 Scale was utilized to investigate the difference in perception of exertion in the test positions, and Spearman Rank order test was used to explore correlation with oxygen consumption. Maximal aerobic capacity (VO_2/kg max) was measured to investigate the proportion of maximal capacity utilized in the three experimental treadmill positions.

Results

Difference in oxygen consumption between position I and III was in median 21%, (range: 9, 4% - 24, 8%). Difference in oxygen consumption between position I and II was in median 7, 7 %, (range: 2, 5% - 14, %). This gave a difference in oxygen consumption of 13, 9% point between position II and III. The p-value for relative difference between position I -II and I -III was $p=.012$. The p value for relative difference in perceived exertion between position I-II and I-III was found to be $p=.011$. The correlation between difference in perceived exertion and oxygen consumption for position I-II and position I-III was: $r^2 = 9, 5 \%$ and $12, 8\%$. The subjects utilized in median 61, 4% (range: 39 % - 77 %) of their VO_2/kg max walking on a treadmill in position III.

Conclusion

Transfemoral amputees with high functional ability uses significantly more energy when walking on a tilted surface in on and two planes compared to a horizontal surface. The subjects' perceived exertion showed a significant difference between gait on the three experimental positions of the treadmill. The correlation between perceived exertion and oxygen consumption was of low to medium strength. They also utilize a high proportion of their maximal aerobic capacity.

INNHold

FORORD	2
SAMMENDRAG	3
ABSTRACT	4
INNHold	5
FORKORTELSER OG BEGREPER	7
DEL I	8
1. INNLEDNING	9
1.1 BAKGRUNN FOR STUDIEN	11
1.2 FORMÅL MED OPPGAVEN	13
1.2.1 <i>Forskningsspørsmål</i>	14
2. TEORETISK BAKGRUNN	15
2.1 AMPUTASJONER PÅ UNDEREKSTREMITETEN	15
2.1.1 <i>Kirurgiens betydning for god protese og gangfunksjon</i>	19
2.2 PROTESETILPASNING OG PROTESEFUNKSJON HOS TRANSFEMORALT AMPUTERTE	24
2.2.1 <i>Proteselengdens betydning ved transfemoral protesegange</i>	27
2.3 ENERGIFORBRUK VED PROTESEGANDE	30
2.3.1 <i>Studier gjort på transfemoral protesegange relatert til energiforbruk</i>	31
2.4 KROPPENS ENERGIFORBRUK OG VALG AV MÅLEMETODER OG MÅLEUTSTYR	34
2.4.1 <i>Aerob og anaerob energiomsetning</i>	35
2.4.2 <i>Måling av oksygenopptak og hjerterefrekvens</i>	37
2.4.3 <i>Målemetoder og måleutstyr, validitet og reliabilitet</i>	39
2.4.4 <i>Måling av opplevd anstrengelse ved bruk av Borg CR 10 skala</i>	42
3. DESIGN OG METODE	44
4. OPPSUMMERING OG TANKER VIDERE	47
5. KILDELISTE	49

DEL II.....54

6. ARTIKKEL (TRANSFEMORAL AMPUTEES - ENERGY EXPENDITURE AND PERCEIVED EXERTION WALKING ON A HORIZONTAL AND TILTED TREADMILL).....55

7. VEDLEGG.....58

FORKORTELSER OG BEGREPER

Transfemoralt amputert	= Person amputert gjennom låret
Funksjonell benlengdeforskjell	= Når et eller to ben ikke er i stand til å justere seg til riktig lengde i en spesiell fase av gangsyklusen (dvs. ikke klinisk målt benlengdeforskjell)
Sagittal plan	= Plan som deler kroppen i en høyre og venstre side
Frontal plan	= Plan som deler kroppen i en forside og bakside
Protese alignment	= Komponentenes plassering i forhold til hverandre og i forhold til kroppens tyngdepunkt
Protesetilpasning	= Prosessen med å tilpasse protese til den enkelte pasient med fokus på hylseutforming, hylseforankring komponentvalg og deres biomekaniske sammenstilling i forhold til hverandre (alignment)
Protesefunksjon	= Oppnådd funksjonsnivå i forskjellige gange- og bevegelsesaktiviteter med protese.
O ₂	= oksygen
Aerob energiomsetning	= Forbrenning av glukose til karbondioksid og vann som krever oksygen
Anaerob energiomsetning	= Forbrenning som starter med glukose og ender i melkesyre, krever ikke oksygen
VO ₂ /kg ·min	= Ml oksygen konsumert del på kg kroppsvekt pr. minutt
VO ₂ /kg max	= Høyeste ratio av oksygen konsumert ved trening av store muskelgrupper også kalt maksimal aerobisk kapasitet
BMI	= Body Mass Index, kg/m ² (Kroppsmasseindeks)
BPM	= Pulsslag pr minutt
RQ	= Respirasjons utviklingskoeffisient, sier noe om % av karbohydrater og fett som forbrennes

DEL I

1. INNLEDNING

Som 15 åring fikk jeg diagnostisert kreft av typen ostosarcom i venstre knereion ved Radiumhospitalet. Resultatet ble en høy femuramputasjon med etterfølgende behandling og rehabilitering på Sunnås sykehus. Jeg bestemte meg under dette oppholdet for å bli ortopediingeniør. Tanken var nok at det å selv vite ”hvor skoen trykkes ” eller kanskje rettere sagt, ”hvor hylsen trykkes” kunne være et pre som kliniker i møte med brukerne. Siden den gang har jeg arbeidet som ortopediingeniør ved en ortopediteknisk bedrift og siden som høgskolelærer på Ortopediingeniør - utdanningen ved Høgskolen i Oslo. Inspirasjonen og ønsket om å starte på et mastergradsarbeid med en tematikk som omhandler transfemoralt amputerte og energiforbruk ved gange har derfor sin bakgrunn i både min egen hverdag og arbeidet som kliniker og lærer.

I senere år har det vært en positiv utvikling med tanke på utvalg av komponenter og materialer til bruk i framstilling av protesetekniske løsninger til den enkelte pasient. En protesetilpasning til en transfemoralt amputert er en utfordrende prosess hvor mange faktorer skal stemme i forhold til hylsepassform, komfort, funksjon og estetikk. Selv om vi som protesebrukere har identiske medisinske diagnoser, kan vi formidle forskjellige behov fra et proteseteknisk synspunkt. Som kliniker må man derfor være bevisst på at behandlingen ikke kun kan planlegges ut fra hva som er den funksjonelle svekkelsen og funksjonshemmingen, men også ta hensyn til de protesetekniske muligheter og pasientens egne krav og ønsker (Lilja 1998). Prosessen med å tilpasse seg livet etter en amputasjon vet vi er mangesidig. Det er en prosess som involverer både psykososiale og kognitive aspekter, så vel som tilpasning av den fysiske funksjonen (Gallagher and MacLachlan 2004). Det å være selvhjulpen i daglige gjøremål, kunne gå små turer der vi har lyst, er viktig for opplevelsen av et godt og meningsfylt liv for de fleste av oss. Dette er aktiviteter som ikke er noen selvfølge for mange med benprotese.

En erfaring man raskt gjør seg som protesebruker er at det å gå med protese krever mye ekstra krefter og energi. Ikke minst når vi prøver oss på litt andre utfordringer enn det flate gulvet på rehabiliteringssenteret. Turer i litt ujevnt og skrånende terreng eller et fortau som skråner slik at den høyeste siden kommer under protese foten kan innebære store utfordringer for den enkelte.

Som femuramputert protesebruker kan man ikke kompensere for disse ujevnheter ved å bøye mer i protesens ankel- og kneledd. I tillegg vil en transfemoralt amputert i mer eller mindre grad ha en svekket hoftemuskelatur grunnet det kirurgiske inngrepet. Resultatet blir en funksjonell¹ benlengdeforskjell hvor protesebenet oppleves som lengre enn frisk side, og vi må kompensere med store og energikrevende gangavvik. For mange protesebrukere betyr det at de kun kan gå på helt flatt underlag, og at en tur i litt mer utfordrende og skråstilt terreng ikke lar seg gjennomføre.

I mitt arbeid og ikke minst ut fra egenerfarte situasjoner som protesebruker, har det slått meg at det i klinisk sammenheng ikke er mye fokus på sammenhengen mellom energiforbruk og gange med protese, selv om det er gjort en del forskning på dette emnet. Min antagelse er derfor at ved å lære mer om hvordan en protesebrukers energiressurser forbrukes i forbindelse med gangaktivitet under forskjellige forhold, kan ortopediingeniøren gjøre mer målrettede valg med hensyn til protesedesign og komponenter når en protese skal tilpasses til den enkelte brukers behov. Masterstudiet i helsefag ble derfor en gylden anledning til å kunne fordype seg i dette feltet.

¹ Funksjonell benlengdeforskjell betyr at underekstremitetene ikke nødvendigvis har forskjellig lengde når de blir klinisk målt, men at en eller begge ekstremitetene, ikke er i stand til å justere seg til riktig lengde i en spesiell fase av gangsyklusen (Whittle, 1996)

1.1 Bakgrunn for studien

I denne oppgaven har jeg valgt å konsentrere meg om energiforbruk i forbindelse med å gå på skråstilt underlag, noe som i tillegg til mine egne erfaringer også er rapportert som spesielt vanskelig for de som er amputert på transfemoralt nivå.

I forbindelse med en undersøkelse gjort av SINTEF Unimed i 2000 svarte 89 % av 94 spurte protesebrukere, at de kunne tenke seg å ha en protese hvor høyden kunne reguleres når de gikk på skråstilte fortau og i terreng (kilde: upublisert spørreundersøkelse utført av seniorrådgiver Aspenes ved SINTEF, 2000).

Dette indikerer at mange av de som har gjennomgått en amputasjon over kneleddsnivå opplever det som spesielt utfordrende å gå på underlag som ikke er horisontalt, men som er skråstilt og har hindringer. Jeg ønsket derfor videre å se om forskning gjort på livskvalitet blant benamputerte underbygger vanskelighetene med gange under de nevnte forholdene. Min tanke er at et slikt funn kan tydeliggjøre eventuell relevans for min egen forskning på energiforbruk ved gange på skråstilt underlag. Er det jeg ønsker å undersøke til nytte for pasientgruppen sett ut fra deres eget perspektiv? Jeg fant flere studier på livskvalitet som er interessante i denne sammenheng. En studie viste at den viktigste protesespesifikke determinanten for god livskvalitet var hvor langt man greide å gå, med mest mulig fravær av stumpmerter (van der Schans, Geertzen et al. 2002). En annen studie konkluderte med at det å identifisere brukernes ønsker om rekreasjonsaktiviteter er av stor betydning før proteseteknisk komponentvalg foretas. Det ble også understreket at riktig eller galt komponentvalg kan utgjøre forskjellen mellom aktivitet og inaktivitet. Videre viste andre studier at benamputerte identifiserer komfort og mobilitet som de to viktigste elementene de ønsker fra en god protese (Klute, Kallfelz et al. 2001; Legro, Reiber et al. 2001).

En svensk studie spurte transfemoralt amputerte spesifikt om viktigheten av rekreasjon i skog og mark, og fikk som svar at 61 % så på det å *ikke* kunne gå i skog og mark som en svekkelse i deres livskvalitet (Hagberg and Branemark 2001).

Ut fra denne gjennomgangen av relevante studier ser vi at det å kunne oppleve rekreasjon gjennom mobilitet, og det å gå turer, vektlegges som viktig av protesebrukerne. Det trekkes også fram at riktig komponentvalg og innstilling av disse er essensielt for at brukeren skal kunne utnytte sitt fysiske potensiale.

Det er ønskelig å kunne gi et bedre tilbud til de protesebrukerne som oppfatter det å kunne bruke protesen sin i litt mer utfordrende gangaktiviteter som betydningsfullt. Innsikt i hva gangaktiviteter med protese på forskjellig underlag koster energimessig, og om det er tiltak vi kan gjøre for å redusere energikostnadene proteseteknisk blir derfor slik jeg ser det vesentlig.

Et av målene for alle som arbeider med rehabilitering av amputerte bør derfor være å sikre at den enkelte protesebruker ikke må benytte mer av sin arbeidskapasitet ved ordinær gange, enn at de greier å gjennomføre andre nødvendige daglige aktiviteter.

“Energy expenditure under different circumstances can be monitored and the changes noted. The knowledge gained from such studies can then be implemented in the clinical field to help improve the functional outcome of our patients following treatment and prescription changes.”

(Donn and Roberts 1992)

1.2 Formålet med studien

I studien vil forskjell i energiforbruk ved gange på flatt underlag og på skråstilt underlag undersøkes ved å la en gruppe transfemoralt amputerte gå i selvvalgt hastighet på en horisontaltstilt tredemølle og en tredemølle skråstilt i sagittal plan samt i både sagittal og frontalplan. Hvis forskjellen i energiforbruk er signifikant kan det indikere at den amputerte bruke uhensiktsmessig mye energi ved å ha en proteselengde som funksjonelt sett er for lang i forhold til visse gangsituasjoner. Ønsket er at disse resultatene, i tillegg til videre forskning på emnet, skal kunne brukes som eventuell dokumentasjon for den funksjonelle nytteverdien av å utvikle en høyderegulator som kan monteres i protesen til de som ønsker en mulighet til å justere proteselengden sin når de går i spesielt utfordrende terreng.

Formålet med studien er derfor å finne ut hvor stor forskjell det er i energiforbruk ved gange på horisontalt og skråstilt underlag med samme proteselengde. Det er også et ønske å se om det er signifikante forskjeller i subjektivt opplevd anstrengelse ved gange på de forskjellige tredemølleposisjonene, og om det er en korrelasjon mellom objektivt målt energiforbruk og subjektivt opplevd anstrengelse. I tillegg vil det bli undersøkt hvor mye de transfemoralt amputerte bruker av sin maksimale aerobe² kapasitet når de går på de tre forskjellige posisjonene av tredemøllen.

² Høyeste ratio av oksygen konsumert ved trening av store muskelgrupper (VO_2/kg maks). Oppnås ved å øke arbeidets intensitet til testpersonen er så sliten at han ikke orker mer

1.2.1 Forskningsspørsmål

Forskningsspørsmålet er formulert som en ensidig hypotese med bakgrunn i den gjennomgang som har blitt foretatt av relevante artikler og litteratur, samt erfaringer fra praksis. Ut fra dette er det ikke noe som tyder på at energiforbruket vil kunne bli høyere når protesebrukeren går på et flatt underlag sammenlignet med gange på et skråstilt underlag hvor det høyeste nivå er under protese foten.

Antagelsen er derfor at energiforbruket enten vil være høyere med et skråstilt underlag eller vil være det samme som på flatt underlag.

Hypotese:

”En transfemoralt amputert som går på et skråstilt underlag med høyeste nivå under protese foten, bruker mer energi og opplever dette som mer anstrengende enn når han går på et horisontalt underlag.”

H^o: ”En transfemoralt amputert som går på skråstilt underlag med høyeste nivå under protese foten bruker ikke mer energi og opplever ikke dette som mer anstrengende enn når han går på et horisontalt underlag.”

2. TEORETISK BAKGRUNN

I dette kapitlet vil det bli redegjort for ulike årsaker til amputasjon på underekstremiteten og antatt fordeling. Det vil bli forklart hvorfor amputasjonskirurgien er en viktig forutsetning for å få til et godt resultat med hensyn til protese og gangfunksjon. Hvilke utfordringer ortopediingeniøren må løse for å gi en optimal protesetilpasning som gir en best mulig protese og gangfunksjon vil også bli belyst. Videre forklares hvilke gangavvik som oppstår når man går med en protese som funksjonelt sett er for kort eller for lang. Energiforbruk ved protesegange og forskning som er gjort innenfor dette området blir omtalt. Videre gjennomgås energibegrepet og hvordan kroppslig energi kan måles og hvilken type teknologi som kan anvendes. Metoder som har blitt benyttet i selve studien blir beskrevet underveis.

2.1 Amputasjoner på underekstremiteten

Fjerning av en ekstremitet er en av de kirurgiske prosedyrer som er beskrevet langt tilbake i tidlig litteratur og har opp gjennom menneskets historie som oftest hatt sitt utspring i krigssituasjoner (Hierton 1980). Den greske legen Hippokrates fra Kos (460 til 377 B. C.) skrev den første beskrivelsen av amputasjoner som følge av iskemi og gangren (Ham and Cotton 1991; Bowker and Pritham 2004). Han uttalte også at krig var for kirurgene den ”beste” skole fordi legene ble utsatt for store variasjoner av stikke-, kutt- og knusningsskader. Dette var skader som ofte endte med amputasjon. ((Bowker and Pritham 2004).



Figur 1

Gulmosaikk fra det 12. århundre i Notre-Dame kirke i Lescar, Franske Pyreneene. Foto A. Lappenküper

(Knoche, Wilfried 2005)

Fortsatt har amputasjon som behandlingsform som oftest sammenheng med traumer eller perifer sirkulasjonsvikt. Slik sett har ikke amputasjonsårsakene forandret seg fra tidligere tider, det er fortsatt skade og sykdom som er hovedårsakene. Det som derimot er interessant er at utviklingen har gått i en retning hvor færre blir amputert på grunn av traumer, og flere på grunn av sykdommer relatert til sirkulasjonssvikt. Statistikk underbygger denne åpenbare dreiningen. I Sverige mellom 1926 og 1930 var 67 % av alle amputasjoner utført på grunn av traumer og 2 % på grunn av karsykdom (Ham and Cotton 1991). I Nord-Europa i dag utføres ca. 75 % av alle ben amputasjoner på grunn av karsykdommer. De resterende relateres i hovedsak til traumer på grunn av trafikk og arbeidsulykker. En mindre prosentandel av amputasjonene har bakgrunn i årsaker som cancer, infeksjoner samt medfødte misdannelser eller annet (Lesjø 2005).

På bakgrunn av nasjonale og internasjonale tall kan det anslås at årsakene til benamputasjoner i dag er som følger (Lesjø 2005):

Tabell 1

Antatt fordeling av ulike årsaker til amputasjon på underekstremiteten vist i %

SYKDOM	Karsykdommer	75 %
	Tumor	5 %
SKADE	Trauma	15 %
MEDFØDT	Dysmeli	5 %

”Utvikling av rehabiliteringstjenestene i Helse Øst” v/ Ingrid Lesjø

En av grunnene til at vi i den industrialiserte verden ser denne vridningen fra traumer som årsaksforklaring til at de fleste amputasjoner forklares med sykdomsrelaterte forhold, har å gjøre med det vi i dag kaller ”livsstilrelaterte” sykdommer.

Vi ser at dårlig kosthold, fedme, mangel på fysisk aktivitet, røyking og bruk av rusmidler m.m. fører til sykdommer som hypertoni, arteriosklerose, ateromatose og ikke minst diabetes mellitus som har økt dramatisk i befolkningen de senere årene. Disse sykdommene gir sirkulasjonsforstyrrelser, ofte med sterke smerter som igjen utvikler seg til iskemisk gangren som kun kan behandles med amputasjon (Hagberg and Branemark 2001; Lesjø 2005). Mange har i forkant av amputasjonen gjennomgått flere karkirurgiske inngrep i håp om å redde benet.

En annen utvikling som det er verdt å legge merke til i denne sammenhengen, er at antall amputasjoner i vestlige land har steget mer de siste 50 årene enn økningen i folketall skulle tilsi. I Storbritannia har blant annet amputasjoner utført på grunn av karsykdommer mer enn fordoblet seg siden 1961 (Ham and Cotton 1991). Vi ser at Sverige, Danmark og Finland har lignende tall som viser at amputasjonsfrekvensen har steget dramatisk. Sverige hadde en fordobling av befolkningen fra 1910 til 1979, men mer enn en tidobling i antall amputasjoner (ibid). Dette betyr at på tross av færre kriger og bedre tilgang til helsetjenester, øker faktisk antall amputasjoner. Mye av årsaken kan ligge i en generelt høyere levealder i befolkningen, men når det gjelder livstilssykdommenes innvirkning på amputasjonsstatistikken er kanskje det en mer urovekkende årsaksforklaring.

I Norge er det i dag 34 primæramputasjoner pr. 100.000 innebygger og av disse utgjør amputasjoner på transfemoralt nivå 23 %. Det betyr at det pr. år amputeres ca.350 personer på dette nivået i Norge. De vanligste amputasjonsårsakene er også her sirkulasjonssvikt, diabetes mellitus, cancer og traumer (Witsø and Rønningen 2001).

På grunn av høyere levestandard og lengre levealder i befolkningen ser man at den andelen som i dag blir femuramputert på grunn av perifer karsykdom gjerne er over 60 år og ofte med en lang sykdomshistorie hvor amputasjonsnivået i utgangspunktet har vært mer distalt (Lesjø 2005).

Av de som gjennomgår behandling med femuramputasjon er det langt fra alle som får rehabilitering med tilpassing av en funksjonell protese. Dette har sammenheng med at disse pasientene ofte også har store generelle helseproblemer som hjertesvikt, lungesvikt, nyresvikt og kognitiv svikt, tilstander som i seg selv gir betydelige begrensninger for aktivitetsnivå og livsførsel (Lesjø 2005; Hagberg 2006). De som blir amputert på grunn av tumor, traumer og medfødte misdannelser er hovedsakelig den yngre gruppen femuramputerte, med et bedre helsemessig utgangspunkt og ønske om et aktivt liv (Hagberg and Branemark 2001). Det er denne gruppen som har blitt valgt ut til å være med i denne studien.

I litteraturen ser vi at studier som gjøres på energiforbruk ved protesegange i mindre grad utføres på personer over 60 år med karsykdommer, noe som høyst sannsynlig har sin begrunnelse i hva som oppfattes å være medisinsk og etiske forsvarlig. Opptak av oksygenforbruk kan for mange eldre være en stor fysisk belastning og kunne medføre fare for helse og risiko for skade. Denne gruppen kan derfor ikke utsettes for de samme fysiske testene som et yngre utvalg amputerte med generelt god helse. I stor grad vil allikevel vitenskapelige funn som viser forskjeller i energiforbruk hos en ung populasjon amputerte kunne gjelde for de som er eldre og i en helsemessig dårligere forfatning. Utfordringen med å gå på skråstilt underlag er med stor sannsynlighet enda mer energikrevende for transfemoralt amputerte over 65 år med perifer karsykdom (Torburn, Powers et al. 1995; Waters and Mulroy 1999; Schmalz, Blumentritt et al. 2002; Waters and Mulroy 2004).

Med bakgrunn i risiko for skade, og for å sikre en gjennomførbarhet, har valget falt på inklusjonskriterier som omfatter et utvalg med femuramputerte fra 20 til 62 år som er ensidig amputert. Deltakerne må bruke protesen sin hver dag, og være i stand til å gå turer også i litt utfordrende terreng.

De inkluderte må være i "vanlig" god fysisk form uten respirasjonsproblematikk eller hjerte og karsykdommer. De helsemessige kriteriene må være tilstede da forsøkene foregår ved gange på tredemølle hvor testpersonene påføres utstyr for måling av oksygenforbruk.

Det vil bli foretatt målinger av oksygenforbruk i forskjellige gangsituasjoner, og med belastninger som vil være fysisk utfordrende. Studien er godkjent av Regional etisk komité og Personvernombudet for forskning (NSD), se vedlegg nr VI og VII.

2.1.1 Kirurgiens betydning for god protese og gangfunksjon

Selv om man som amputert er ung og har alle fysiske forutsetninger for å få en god gangfunksjon med protese, ligger mye av forutsetningene for å lykkes i den medisinske behandlingen som ligger i forkant av selve rehabiliteringsprosessen. Blant annet betyr kvaliteten på det kirurgiske inngrepet mye. Ved en amputasjon gjennom femur fjernes underekstremitetens kne og ankel- fotfunksjon. I tillegg blir vektarmen (femur) mellom hofte og hylse relativt kort, noe som reduserer det momentet som hoftemuskulaturen skal bidra med for å kontrollere og styre protesen. Den intakte bevegelsen og muskelstyrken i hoftelrådet vil også være svekket på grunn av de kirurgiske snittene som gjøres gjennom sener og muskulatur (Whittle 2002; Perry 2004).

Amputasjonskirurgi er et område innenfor kirurgien som dessverre det ortopediske miljøet selv ofte påpeker blir stemoderlig behandlet. Amputasjon blir ofte oppfattet som et inngrep man må gjøre når man har ”tapt kampen” om å redde en ekstremitet. Dette kan medføre at for lite fokus rettes mot utformingen av amputasjonsstumpen, som igjen fører til et lite gunstig utgangspunkt for den videre rehabiliteringsprosessen og for ortopediingeniøren som skal sørge for en best mulig protesetilpasning³ og protesefunksjon⁴.

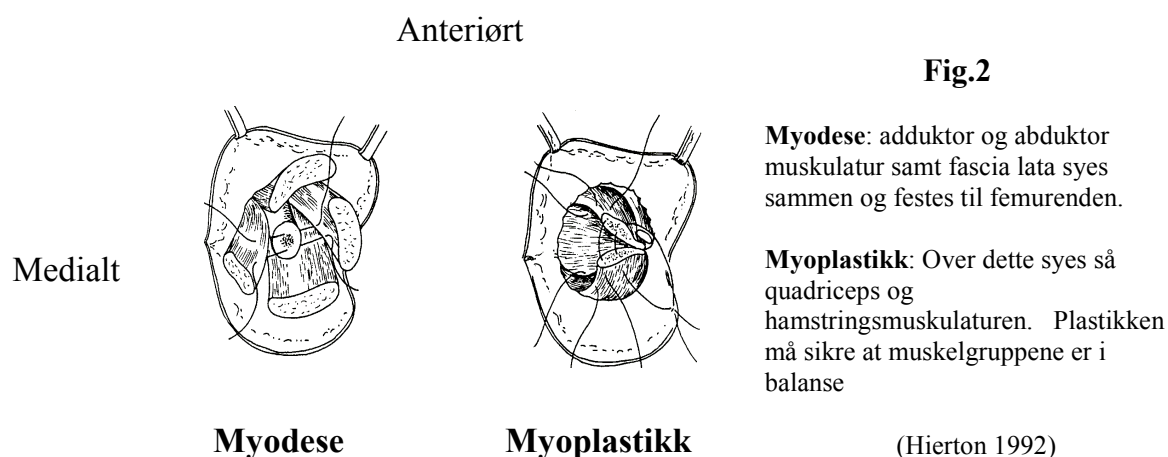
³ Protesetilpasning: Prosessen med å tilpasse protese til den enkelte pasient med fokus på hylseutforming, hylseforankring, komponentvalg og deres biomekaniske sammenstilling i forhold til hverandre (alignment)

⁴ Protesefunksjon: Oppnådd funksjonsnivå i forskjellige gange- og bevegelsesaktiviteter med protese.

Kirurgen må derfor utføre amputasjonen etter rådende biomekaniske prinsipper for amputasjonskirurgi på transfemoralt nivå. Et grunnleggende krav i så måte er at de store muskelgruppene som styrer hoftelddet er forankret ved kirurgiske teknikker som myodese og myoplastikk.

Myodese er en fiksasjon av musklene til distale femur ved suturer fra fascia og muskel, til borrehull i femurskafet, med påfølgende myoplastikk som er en distal forankring av musklene ved at de sys sammen over femurenden (Smith 2004).

Prosedyren er illustrert i figur 2.



Ved bruk av denne amputasjonsteknikken vil man oppnå en god muskelbalanse og muskeltensjon i både frontal- og sagittalplan, og lettere unngå fleksjonskontrakturer senere i rehabiliteringsprosessen. I tillegg får man en god beskyttelse av femurenden som er spesielt utsatt for trykk når amputasjonsstumpen presses mot protesehylsen ved hoftefleksjon i løpet av gangsyklusen (Gottschalk 1992; Hierton 1992; Smith 2004).

En best mulig muskelbalanse og muskelfunksjon i amputasjonstumpen er en forutsetning for at pasienten skal kunne kontrollere og styre protesen sin, ikke minst hvis det er et ønske å kunne gå i litt utfordrende terreng.

Som ortopediingeniør kan man kun kompensere en muskelsvekkelse og dårlig muskelkontroll ved valg av proteselementer og en alignment⁵ av disse som overstabiliserer protesen, dette for å unngå fallproblematikk. En slik løsning er aldri ideell fordi protesen da vil være mer energikrevende å gå med, og vil heller ikke gi et optimalt gangmønster (Schuch and Pritham 2004).

Amputasjonsstumpens lengde er en annen viktig faktor som påvirker muskelstyrke og muskelkontroll (Whittle 2002). Dette innvirker igjen på pasientens mulighet til å kunne ha god kontroll og styring av protesen, og til å kunne gå med færrest mulig energikrevende gangavvik. En femurstump mister raskt sin funksjonelle verdi når amputasjonsnivået kommer proksimalt for 50 % av femurlengden.

Vi ser på fig. 3a hvordan momentarmen til adduktor magnus, - longus og brevis påvirkes ved en reduksjon i stumplengde. Hvis det distale muskelfeste til adduktor magnus fjernes vil det resultere i en innskrenking på 70 % av styrken til adduksjonsmuskulaturen (Gottschalk 1992).

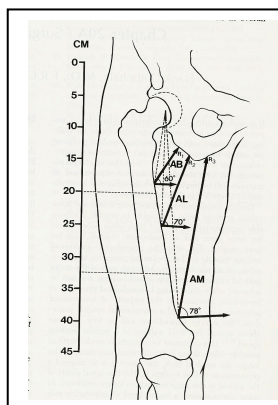


Fig. 3a

Momentarm for de tre adduktor musklene

(Gottschalk 1992)

Chapter 20 in Atlas of Limb Prosthetics



Fig.3b

Abdusert residual femur grunnet inadekvat muskelstabilisering

(Gottschalk 1992)

Chapter 20 in Atlas of Limb Prosthetics

Røntgenbildet (fig 3b) viser videre hvordan reduksjon i adduktormuskulaturens styrke og tensjon gir en ubalanse i muskelgruppene rundt hofteleddet.

⁵ Alignment: Komponentenes plassering i forhold til hverandre og til kroppens tyngdepunkt

Dette fører til at pasienten ikke greier å opprettholde femur i normal anatomisk posisjon, noe som ytterligere svekker musklens momentarm (Gottschalk 1992; Hierton 1992; Gottschalk 2004).

Som ortopediingeniør blir du glad når du får henvist pasienter hvor kirurgen har gjort hva han kan for å beholde en optimal lengde på femur slik at adduktor- og abduktor - muskulaturen kan få en best mulig funksjon. Hvis det i tillegg er utført en forstramning av adduktor longus slik at man får en tilnærmet normal adduksjons - vinkel av femur, vil det gjøre det mulig å konstruere en protese som gir både god protese-funksjon og et estetisk gangmønster med få gangavvik.

Amputasjonsstumpen må formes slik at den tåler trykk på utsatte områder og kan belastes med et hylsedesign etter totalkontaktprinsippet. Det er ønskelig å fordele trykkrefter og belastninger over størst mulig område av amputasjonsstumpen slik at pasienten kan unngå trykkproblematikk med påfølgende smerter og hudproblemer (Schuch and Pritham 2004).

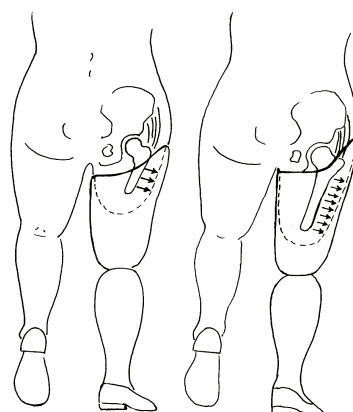
Hvis amputasjonsstumpen også formes slik at den har en konisk fasong med god bløtdelsdekning, vil ortopediingeniøren lettere lykkes med å lage en godt forankret og komfortabel hylse som ikke gir gnag og ubehag. En protese er aldri bedre enn kvaliteten på hylsetilpasningen. Har pasienten smerter i stumpen når protesen belastes, har protesen ingen funksjonell verdi.

De biomekaniske prinsippene som er nevnt i dette avsnittet er viktig kunnskap for alle som arbeider med rehabilitering av transfemoralt amputerte. Hvis den kirurgiske prosedyren ikke følges, vil inadekvat stumpkvalitet kunne gi ortopediingeniøren utfordringer som ikke lar seg løse med proteseteknologi. Resultatet vil kunne være betydelige gangavvik som igjen gjør protese-gange ekstra energikrevende.

Vi får dette ytterligere visualisert ved å se hvordan en høy femuramputasjon får en redusert flate å fordele trykkene på i protesehylsen sammenlignet med en lang femurstump (figur 4).

En kort stump får i tillegg til en svekket adduksjonskraft også en redusert abduksjonskraft, en kraft som i en protese oppnås i interaksjonen mellom stump og hylse i det protesebrukeren presser stumpen mot laterale hylsevegg i standfasen av gangsyklusen (Schuch and Pritham 2004). Denne kraften er den amputerte avhengig av for å stabilisere bekkenet og for å unngå flere former for gangavvik som abduert protese (bred sporvidde) og lateral bøyning av trunkus over protesesiden (Ortopediingeniørutdanningen 2007).

Fig 4
Amputasjonskirurgi og
proteser
(Hierton 1980)



I dette kapitlet har det blitt redegjort for på hvilken måte kirurgiens kvaliteter er med å styrer de forutsetningene som ligger til grunn for at ortopediingeniøren skal få til en optimal protesetilpasning. Videre er det ønskelig å se hvilke utfordringer som ligger i en protesetilpasning og hva som må til for å sikre protesebrukeren en optimal protese- og gangfunksjon.

2.2 Protesetilpasning og protesefunksjon hos transfemoralt amputerte

De tidligste nedtegnelsene som omhandlet protesebruk er funnet i ”Herodotus historier” skrevet omtrent 484 B. C. Her hører vi om en persisk soldat, Hegesistratus, som ble tatt til fange av fienden. Han kom seg løs fra en fotlenke ved å kutte av seg deler av sin egen fot som han senere erstattet med en protese, laget av tre. (Bennett Wilson 1989).



Figur 5

Lårprotese funnet opp av Ambroise Paré

Ca. 1650.

From Paré, A., *Oeuvres Completes*, Paris, 1840. Fra kopien i The National Library of Medicine, Bethesda, MD

Helt til 1600 tallet ble proteser som oftest laget av den lokale smeden i landsbyen som også tok seg av rustninger og våpen, men dette var det først og fremst soldatene som nøt godt av. De fattig fortsatte å bruke stokkebein, krykker og rullende plattformer som de kom seg fram på. Det første framskrittet ble gjort i renessansen av en fransk kirurg ved navn Paré som designet mer sofistikerte hjelpemidler, fig 5 (Bowker and Pritham 2004). Det var først etter den andre verdenskrig at det skjedde en akselererende utvikling i satsningen på nye protesedesign, komponentutvikling og spesielle rehabiliteringsopplegg for personer med amputerte ekstremiteter (Hierton 1980, Zahedi 2004).

Mange av de begrensninger som oppstår når man skal gå med en protese er innlysende, andre er mindre opplagte. Vanskeligheten med å gå på skråstilt underlag som studeres i denne masteroppgaven, er kanskje en av de mindre opplagte utfordringene ved protese gange.

For en transfemoralt amputert skal protesen være en mekanisk og kosmetisk kompensasjon for den tapte lemsdelen. De grunnleggende målene for en god protesetilpasning er enkle nok. Ønsket er å oppnå god komfort, god funksjon og et estetisk utseende. Den bakenforliggende kompleksiteten er desto mer utfordrende med mange faktorer som skal stemme for å få til en best mulig protese funksjon.

Sammenhengen mellom pasientens diagnose, prognose, medisinske historie, amputasjonsstumpens og den intakte ekstremitetens anatomi og kinesiologi må tas hensyn til. Disse faktorene, i tillegg til valg av teknologi, er med å bestemme hvor godt ortopediingeniøren vil lykkes med oppgaven (Schuch and Pritham 2004).

Den protesetekniske prosessen som inngår i rehabiliteringen består av selve protesetilpasningen som tidligere er omtalt som prosessen med å tilpasse protese til den enkelte pasient (s.20). Sentralt her er hylseutforming, forankringsmetode til amputasjonsstumpen, materialteknologi, komponentvalg og deres biomekaniske sammenstilling i forhold til hverandre (alignment).

Medisinske og personlige forutsetninger samt nødvendig fysikalsk opptrening og gangtrening, vil vise seg i den enkelte pasients protese funksjon, tidligere definert som det oppnådde funksjonsnivå i forskjellige gange- og bevegelsesaktiviteter med protese (s.20).

Utgangspunktet for ortopediingeniøren i tilpasningsprosessen er derfor alltid en klinisk gjennomgang hvor pasientens ønsker og behov blir nøye kartlagt. Avstøpning av amputasjonsstumpen samt nødvendige anatomiske mål blir tatt, og det utføres en evaluering av intakt bevegelsesutslag og muskelstyrke i hofte og stump i de forskjellige bevegelsesplan (Gottschalk 1992).

Generelle forutsetninger som balanse og fysisk og psykisk helse kommer sterkt inn når man videre skal vurdere valg av komponenter og proteseteknisk design (Gottschalk 1992).

En godt tilpasset og komfortabel protesehylse med god forankring til kroppen er selve forutsetningen for en funksjonell protese. Dårlig hylsepassform gjør at protesebrukeren ikke kan utnytte funksjonen i de komponentene man velger å bruke.

En optimal alignment (s25) er også en helt avgjørende forutsetning for å sikre protesens funksjon, ofte kan små justeringer av komponentenes plassering i forhold til hverandre bety alt for å kunne gå trygt, med minst mulig energiforbruk.

En transfemoral protesens` alignment er på mange måter en primitiv kompensasjon for de musklene som i en intakt underekstremitet sørger for kontroll av hofta, kne og ankelledd i sagittalplan og stabilisering av trunkus i frontalplan. Hvis en protese eksempelvis er konstruert med en alignment slik at tyngdelinjen og reaksjonskraften fra bakken treffer for langt bak i forhold til det mekaniske kneleddet, vil kneet kollapse i standfasen. En slik protese vil være risikabel i forhold til fallproblematikk, og vil kreve at pasienten er i stand til å gi en stabiliserende motkraft ved å ekstenere stumpen i standfasen. Slik stabilisering vil for de fleste være ekstra energikrevende, hvis de i det hele tatt har muskelkraft til å gjennomføre oppgaven. På samme måte vil et kneledd hvor tyngdelinjen og reaksjonskraften treffer for langt foran det mekaniske kneleddet føre til at pasienten må bruke ekstra mye muskelkraft for å initiere knefleksjon i svingfasen. Resultatet er igjen et energikrevende og unaturlig gangmønster. Det å finne den optimale innstillingen i slike situasjoner krever god innsikt i biomekanikk og alignment generelt og spesielt i forhold til proteseteknisk knefunksjon (Schuch and Pritham 2004). I begge de beskrevne tilfeller vil pasienten ha en dårlig protesefunksjon fordi vi ikke har fått til en optimal alignment i tilpasningsprosessen og ekstra energiresurser forbrukes ved ordinær gange (ibid). Energiforbruk i forbindelse med protesens alignment er derfor et tema det forskes på.

Protesens lengde er også en faktor som har innvirkning på protesens funksjon, og et tema som er relevant i forhold til min studie. Dette innbefatter også det jeg før har omtalt som funksjonell benlengdeforskjell (s.10). I neste kapittel vil årsaken til at funksjonell benlengdeforskjell oppstår når man går med transfemoral protese bli presentert. Det vil også bli forklart hvorfor nettopp protesens lengde er en spesiell utfordring for pasienten ved gange på ujevnt og skråstilt underlag.

2.2.1 Proteselengdens betydning ved transfemoral protesegange

Protesens lengde sett i forhold til benlengde på ikke amputert side, har blitt mye diskutert blant fysioterapeuter og ortopediingeniører som arbeider med rehabilitering av femuramputerte. Noen mener at man må tilstrebe at benlengde på frisk side og proteseside er lik for å forhindre ryggproblematikk som følge av at protesen blir for kort i standfasen av gangsyklusen. De fleste mener på tross av dette at en forkortning av protesebenet på 1 til 1,5 cm er nødvendig for å sikre at protesebrukeren får gjennomført svingfasen med protesebenet. Spørsmålet er; når skal protesen helst være like lang som frisk side, og når skal den helst være kortere enn frisk side og hvorfor? Hvilke belastninger protesebrukeren blir utsatt for når han er ute og går i terreng eller på skråstilte fortauer, fordi han ikke greier å gjennomføre en adekvat svingfase på protesesiden er lite omtalt. Har den endringen som oppstår i gangmønstret i slike situasjoner konsekvenser for den enkeltes energiforbruk?

En analyse av en femuramputert sin gange og kunnskapen som finnes på dette området kan belyse noen av de ovennevnte spørsmålene.

En femuramputert har i svingfasen ikke aktiv dorsalfleksjon i protese foten. I tillegg er det ofte en redusert hoftefleksjon og hofteekstensjon på grunn av svekket hoftemuskulatur etter amputasjonen (Rabuffetti, Recalcati et al. 2005). Ved ganganalyse vil man i løpet av svingfasen gjerne se en usynkronisert fleksjon og ekstensjon av det mekaniske kneleddet i motsetning til det intakte standfasebenet.

Dette medfører at standfasebenet ikke alltid er på sitt lengste når protesebenet er midt i svingfasen, slik vi ser i normalgangen. Resultatet er at proteseføten kan treffe underlaget og svingfasen blir avbrutt (Whittle 2002). Protesebrukeren vil kunne snuble og falle. Et proteseben som i utgangspunktet er like langt eller litt kortere enn det intakte benet, vil altså funksjonelt sett kunne oppleves som for langt.

I de tilfellene hvor den amputerte på grunn av alder eller andre fysiske svekkelser ikke er i stand til å ha et protesekneledd som kan bøyes, må vi bruke et kneledd som er låst i ekstensjon og som derfor ikke vil flektene i svingfasen i det hele tatt. Dette forsterker den situasjonen som er beskrevet ovenfor.

Tre gangmodifikasjoner blir ofte beskrevet i litteraturen som kompensatoriske bevegelser for å unngå denne ”snublefellen” som en funksjonell benlengdeforskjell vil kunne medføre. Protesebrukeren kan velge å gå med ”Circumduction” som betyr at protesebenet føres ut i en lateral halvsirkel i stedet for å bøye kneleddet mer i svingfasen. Han kan velge det som kalles ”hip hiking”, hvor bekkenet løftes opp på protesesiden i svingfasen. Eller han kan velge å avvike fra normalgangen ved å benytte ”vaulting”, hvor den amputerte hever seg opp på det intakte standfasebenet ved overdreven plantarfleksjon midt i standfasen (Whittle 2002; Ortopediingeniørutd. 2005).

Alle disse kompensatoriske bevegelsene gjør det til en viss grad mulig for en benamputert som oppfatter protesens sin som for lang, å gjennomføre svingfasen uten å snuble. Det som i praksis er lite diskutert, er i hvilken grad disse kompensatoriske bevegelsene medfører et øket energiforbruk for protesebrukeren. Når protesebrukerne er nødt til å gå i skråstilt terreng med høyeste nivå på protesesiden vil dette gi en ytterligere opplevelse av at benet er for langt, og de kompensatoriske bevegelsene blir med stor sannsynlighet forsterket.

En protese som er laget for kort eller som blir funksjonelt for kort ved gange i terrenget hvor protesens er plassert i nedoverbakke, vil gi andre gangavik. Man vil kunne se at trunkus bøyer seg over mot den amputerte siden når protesens er i standfasen (Ortopediingeniørutd.2007).

Denne bevegelsen forflytter den amputertes tyngdepunkt over til protesesiden og lumbaldelen av ryggen vil på samme måte som ved en funksjonelt for langt protese bli utsatt for ekstra belastninger(Whittle 2002).

Det som representerer en vesentlig forskjell mellom det å ha en for kort og for lang protese, er at en for kort protese vil kunne oppleves som positivt i svingfasen, mens en for lang protese vil gi store utfordringer i både svingfase og standfase med dertil økende energiforbruk og ryggproblemer.

Ulempen med de fleste kompensatoriske modifikasjoner av gangen er at de påvirker negativt den ”smidige” utvekslingen man ser mellom potensiell og kinetisk energi i bevegelsen av trunkus gjennom gangsyklusen, samt overføringen av energi fra en undereksremitet til den andre (Whittle 2002). ”The six determinants of gait” beskriver hvordan vårt bevegelsesmønster i gangsyklusen har en biomekanisk logisk oppbygning slik at vi ikke bruker unødig energi i forflytning (Inman et al 1981). Hovedformålet med de fem første determinantene er å unngå at tyngdepunktet i kroppen beveger seg mer vertikalt enn nødvendig. Vi ønsker altså en mest mulig horisontal bevegelse av tyngdepunktet i kroppen når vi beveger oss framover. Dette oppnår vi gjennom forskjellige grader av bekkenrotasjon, bekkensenkning, knefleksjon i standfasen samt ved finjustert bruk av den anatomiske ankel- og fotmekanismen. Den sjettede determinanten viser hvordan menneskets gangsyklus også er konstruert slik at vi prøver å unngå mest mulig lateral (sideveis) bevegelse av overkroppen. Poenget er å ”styre” energien slik at den bidrar til en framoverrettet bevegelse og ikke en sideveis bevegelse. Dette oppnås i normalgangen blant annet ved at vi kan gå med en relativ smal sporvidde, dvs. liten avstand mellom føttene slik at tyngdepunktet har minst mulig bevegelse i frontalplan (Whittle 2002; Perry 2004).

Alle de nevnte kompensatoriske bevegelsene som vi ser hos protesebrukere med en transfemoral protese som er, eller oppfattes som for lang eller for kort, vil gi en øket vertikal eller siderettet bevegelse av tyngdepunktet i kroppen.

Dette bryter derfor med ”The six determinants of gait”, noe som kan være med å forklare et eventuelt øket energiforbruk.

Når transfemoralt amputerte går på et fortau eller i terreng hvor det er skråstilt, og protesen kommer på det høyeste nivået, er mange nødt til å gå sideveis fordi de ikke greier å kompensere nok for høydeforskjellen mellom proteseside og frisk side ved å flektre i hofte og protesekne. Spørsmålet er om en transfemoralt amputert når han eller hun går med normal proteselengde, under slike forhold bruker mer energi?

Vi har i dette kapitlet sett hva som kreves av en protesetilpasning for å få til en god protese- og gangfunksjon. I tillegg har vi sett hvordan det å gå med en funksjonelt for lang eller for kort protese vil innvirke på gangmønstret til protesebrukeren og hvordan kompenserende gangavik kanskje fører til større energiforbruk ved forflytning. La oss derfor gå videre og se nærmere på om dette temaet er noe som blir diskutert i studier som omhandler energiforbruk ved gange med protese.

2.3 Energiforbruk ved protesegange

Vi vet at energiforbruk har stor betydning for hva vi orker å gjøre i løpet av en dag. Forskning viser at for underekstremitetsamputerte er gange med protese signifikant mer energikrevende enn gange for personer med to intakte ben ved alle ganghastigheter. Energiforbruket øker også med hvor proksimalt på underekstremiteten amputasjonsnivået er (Donn and Roberts 1992; Hoffman, Sheldahl et al. 1997; Schmalz, Blumentritt et al. 2002).

For en transfemoralt amputert vil det metabolske energiforbruket kunne være fra 68 % til 100 % større enn for normalbefolkningen avhengig av amputasjonsårsak.

Czerniecki fremholder at en forståelse av hvilke forandringer som skjer med hensyn til energiforbruk ved amputasjon og protesebruk er viktig for utviklerne og behandlerne når komponenter og protesetyper skal konstrueres, designes og velges (Czerniecki 1996).

Det hevdes også at energiforbruk under forskjellige omstendigheter bør måles, og rapporteres slik at kunnskapen fra slike studier kan implementeres i den kliniske virksomheten og bidra til å optimalisere behandlingen og valg av hjelpemiddel med forbedret funksjon som resultat (Donn and Roberts 1992).

2.3.1 Studier gjort på transfemoral protesegange relatert til energiforbruk

Utviklingen av nye protesekomponenter som er lettere og mer sofistikerte og med navn som ”energilagrende føtter” og ”intelligente knemekanismer” har mye av sin bakgrunn i tanken om at den amputerte skal kunne bruke mindre energi ved gange, og derved kunne øke sitt aktivitetsnivå, ved for eksempel å kunne gå lenger og i mer utfordrende terreng.

Oversiktsartikler viser at oksygenforbruk og til dels hjertefrekvens er gode indikatorer for å måle energiforbruk ved protesegange (Ganguli, Datta et al. 1974; Donn and Roberts 1992; Gailey, Wenger et al. 1994).

Det er gjort en del studier som ser på om de forandringer vi gjør i komponentvalg eller alignment på protesen til en protesebruker har en innvirkning på det metabolske energiforbruket, men det er så langt ikke funnet artikler som ser på problemet rundt gange på skråstilt underlag eller i terreng. De fleste studiene foregår enten på horisontal tredemølle eller på flatt gulv.

Studiene er ofte vanskelige å sammenligne fordi protokollene er forskjellige og funnene ofte ganske sprikende. Blant annet ser man at det ofte ikke gjøres forskjell på eldre amputerte med karsykdommer og yngre som er amputert på grunn av traume, selv om man vet at gangfunksjon og oksygenopptak i disse gruppene er veldig forskjellig (Waters and Mulroy 1999; Schmalz, Blumentritt et al. 2002).

Vi ser også at det ikke gjøres forskjell i inklusjonsvalg mellom de som bruker ganghjelpemidler og de som greier seg uten. Ofte inkluderes helt nye protesebrukere sammen med erfarne protesebrukere som har hatt protese i mange år (Waters and Mulroy 2004). Sammenligninger av de resultatene vi finner i litteraturen er derfor vanskelig.

De fleste studiene har benyttet seg av målinger av oksygenforbruk og hjerterefrekvens, noen har benyttet spørreskjema og egevalueringer. I denne studien vil det bli benyttet både objektive målinger i form av oksygenforbruk og hjerterefrekvens, samt anføring av subjektiv opplevelse av anstrengelse.

En interessant observasjon er at det som regel er leger og fysioterapeuter som står som forfattere av studiene, og sjelden ortopediingeniører. Man ser derfor ofte at benprotesens` tekniske oppbygning og valg av komponenter ikke diskuteres i detalj, noe som gjør at man sitter igjen med et inntrykk av å ikke ha fått tydeliggjort hva som egentlig sammenlignes.

Noen studier viser at man ser forandring i metabolsk energiforbruk ved bytte av komponenter, mens andre viser at det er liten eller ingen forskjell (Czerniecki 1996; Hafner, Sanders et al. 2002). Andre studier viser at resultatet er avhengig av hvilke funksjonelle oppgaver som utføres. Et eksempel på dette er en type energilagrende protese fot som viser en nedgang i metabolsk energiforbruk ved løping, men ikke ved vanlig gange (ibid).

En studie viste at bruk av en energilagrende karbonfot medførte mindre oksygenforbruk enn ved bruk av en SACH fot som er en mindre sofistisert fottyppe (MacFarlane, Nielsen et al. 1997). En review artikkel konkluderer med at de fleste studier gjort på energiforbruk og biomekaniske analyser av eventuelle forskjeller mellom protese komponenter som føtter og kneledd, ikke viser signifikante resultater selv om pasientene i mange tilfeller mener å oppleve en forskjell i energiforbruk eller forbedret gangmønster (Hafner, Sanders et al. 2002).

Studier gjort på femuramputerte viser oftere signifikante forskjeller i energiforbruk ved sammenligning av komponenter og forskjellig alignment enn det er tilfelle med undersøkelser gjort på transtibialt amputerte (Waters and Mulroy 1999; Schmalz, Blumentritt et al. 2002). Blant annet ser man at metabolsk energiforbruk hos de transfemoralt amputerte avhenger av ganghastighet. Sakte gange hvor kneets pendelbevegelse blir forstyrret fører til større energiforbruk.

En studie sammenlignet en gruppe funksjonsfriske med en gruppe unge transfemoralt amputerte som prøvde ut to forskjellige datastyrte kneledd. De to gruppene gikk på en tredemølle i 4 forskjellige hastigheter; 30-50-70 og 90 m/min. Forfatterne fant at de amputerte brukte fra 33 % til 62 % mer energi enn de funksjonsfriske, og at et av de datastyrte kneleddene viste litt mindre energiforbruk enn det andre (Chin, Machida et al. 2006).

Andre studier konkluderer med at gange med en type datastyrt kneleddsmekanisme viser mindre energiforbruk ved høyere ganghastighet enn ved lavere ganghastigheter. En undersøkelse sammenlignet et datastyrt og et hydraulisk styrt kneledd hvor konklusjonen var at pasientene hadde en subjektiv opplevelse av at de brukte mindre energi ved bruk av det datastyrte kneleddet fordi de kom nærmere det de betraktet en normal ganghastighet. I denne studien framgår det ikke om subjektive og objektive mål samstemmer. Jeg har derfor valgt å måle begge deler (Park, J.C.Shin et al. 2000; Seymour, Ordway et al. 2002; Detrembleur, Vanmarsenille et al. 2005).

De ovennevnte funnene er i tråd med Czerniecki sine antagelser om at pasienten må ha en protese som gir dem muligheten til å velge en selvvalgt hastighet, da han fant at det er ved en slik hastighet protesebrukerne har det minste energiforbruket (Czerniecki 1996).

Andre studier har sett på forskjell i energiforbruk mellom funksjonsfriske og transfemoralt dobbeltamputerte og andre igjen har sett på forskjell i protesens vekt og eventuelle implikasjoner det har på energiforbruk ved gange. Disse studiene viste at unge dobbeltamputerte brukte signifikant mer energi enn funksjonsfriske under gange, selv om de også hadde en redusert ganghastighet. Et tillegg i vekt på protesen viste ikke nevneverdig forskjell i oksygenforbruk, bortsett fra hvis vekten blir plassert distalt ved foten (Gailey, Nash et al. 1997; Gitter, Czerniecki et al. 1997; Hoffman, Sheldahl et al. 1997; Lehmann, Price et al. 1998).

En oppsummering av relevante funn i artikler og litteratur viser at forandring i ganghastighet, komponentvalg og alignment påvirker protesebrukerens metabolske energiforbruk i mer eller mindre grad.

Ut fra Czerniecki sin utredning om amputertes metabolske energikostnader, kan dette påvirke protesebrukernes gangdistanse. Noe som med grunnlag i tidligere nevnte livskvalitetsstudier (s 11-12), har betydning for deltakelse i ønskede rekreasjonsaktiviteter (Gallagher and Maclachlan 2004).

I søken etter hvilke parametere som har blitt forsket på for å se hva som innvirker på en transfemoralt amputert sitt energinivå ved gange, har det ikke blitt funnet forskning på energiforbruk ved gange på skråstilt underlag, som er tema for denne studien.

Neste kapittel vil omhandle kroppens energiforbruk og hvilke målemetoder og måleutstyr som kan bruke når vi ønsker å måle energiforbruk ved protesegange.

2.4 Kroppens energiforbruk og valg av målemetoder og måleutstyr

I menneskekroppen kan hver celle betraktes som små maskiner som produserer energi. Næringsstoffer som karbohydrater, fett og proteiner omdannes i cellenes mitokondrier til kjemisk energi som igjen omdannes til enzymet ATP, også kalt ”kroppens energivaluta”. Dette enzymet danner små energipakker som kroppen kan bruke til å veksle inn i andre former for energi. Muskelcellene kan for eksempel produsere mekanisk energi i form av muskelarbeid, og nervecellene produserer elektrisk energi.

Energi er derfor nødvendig for cellenes opprettholdelse av struktur, for celledeling, for vekst og for bevegelse. Denne overføringen fra en energiform til en annen skjer ved hjelp av aerobe⁶ og anaerobe⁷ metabolske prosesser (Bahr, Hallén et al. 1991; Gore 2000; Schibye 2005; Sand, Sjaastad et al. 2006; Gjøvaag 2007).

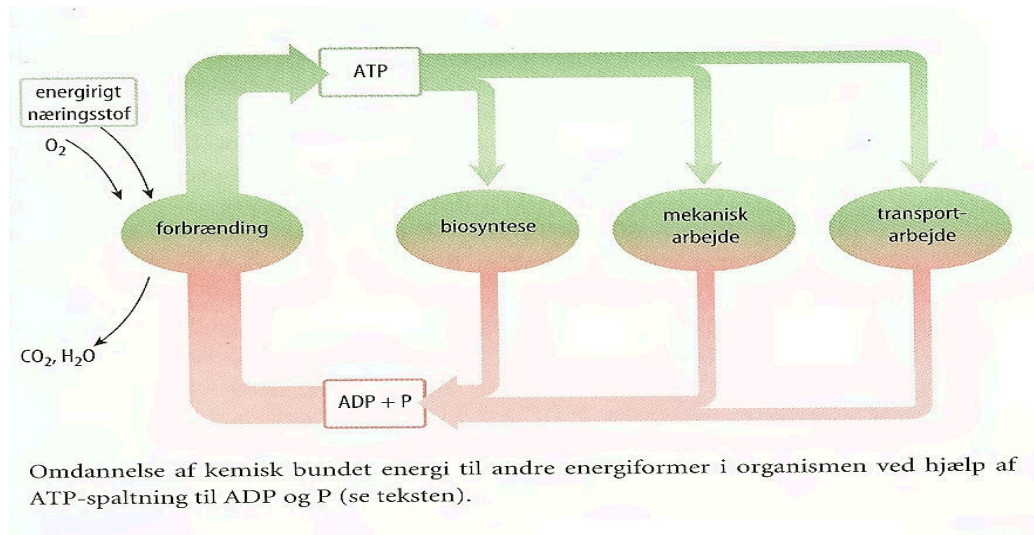
⁶ Aerob energiomsetning: Forbrenning av glukose til karbondioksid og vann som krever oksygen

⁷ Anaerob energiomsetning: Forbrenning som starter med glukose og ender i melkesyre, krever ikke oksygen

På figur 6 kan vi se en illustrasjon av denne prosessen.

Figur 6. Omdanning av kjemisk energi til andre energiformer

Schibye og Klausen 2005



I min studie vil målingene av oksygenforbruk, som et uttrykk for kroppens energiforbruk dreie seg om forbrenningsprosessene til venstre i figuren. Det som måles hos testpersonene er mengden av oksygen som har blitt forbrukt i denne forbrenningsprosessen under gange på flat og skråstilt tredemølle.

2.4.1 Aerob og anaerob energiomsetning

Forholdet mellom volumet av karbondioksid produsert og volumet av oksygen forbrukt kalles respirasjonsutvekslingskvotienten (RQ). Denne forteller oss hvor mange prosent av karbohydrater og fett som forbrennes. Kvotienten er ca 0,7 når rent fett forbrennes og 1.00 når det er rene karbohydrater som forbrennes (Montoye 1996; Gjøvaag 2007). Det tas her utgangspunkt i en såkalt likevektssituasjon (steady state), som eksisterer når oksygenopptaket er like stort som oksygenbehovet til kroppsvevet og det ikke er noen opplagring av melkesyre, såkalt *aerob energiomsetning*.

Når kroppen går over fra å forbrenne fett til å forbrenne karbohydrater og melkesyre begynner å bli dannet, får man en anaerob energiomsetning som innebærer en energifrigjøring uten tilførsel av oksygen (Bahr, Hallén et al. 1991; Cooper and Storer 2001). Siden det i denne studien kun måles aerobe metabolske prosesser vil jeg ikke gå i dybden på anaerob energiomsetning og måling av dette. Jeg vil kun forklare overgangene mellom disse to metabolske prosessene, og hvordan de til en viss grad arbeider sammen.

Ved aerob energiomsetning vil oksygenforbruket være et tilnærmet nøyaktig mål på produksjonen av ATP, og fordi lagringskapasiteten av oksygen i kroppen er svært liten, vil O_2 forbruket være mer eller mindre det samme som O_2 opptaket.

Oksygenopptak blir som regel oppgitt i liter O_2 pr. minutt. Oksygenforbruk blir oppgitt i milliliter av O_2 forbrukt pr kilogram kroppsvekt pr minutt (ml/kg pr min.)(Waters and Mulroy 2004).

Når vi hviler er oksygenopptaket cirka 0,2 til 0,3 liter pr. minutt og energien går til basale prosesser, men når musklene begynner å arbeide øker energikravet. Oksygenforbruket øker gradvis i starten av et arbeid. Hvis det blir et gap mellom O_2 krav og O_2 opptak vil dette dekkes av de anaerobe prosessene, men hvis arbeidet er moderat vil etter hvert oksygenopptak og forbruk stabilisere seg og all energien vil komme fra aerobe prosesser (Bahr, Hallén et al. 1991; Gore 2000; Cooper and Storer 2001).

Hvis derimot det kroppslige arbeidet man utfører har en høy intensitet vil vi få en kombinasjon av aerob og anaerob metabolisme for å produsere nok ATP. Vi har da en overgang mellom aerob og anaerob energiomsetning som vi kan kalle en metabolsk terskel eller "threshold" (Cooper and Storer 2001). RQ verdien gir en god indikasjon på om man nærmer seg denne terskelen ($RQ= 1,0$). Ved intenst fysisk arbeid må derfor musklene hente energi fra anaerobe prosesser fordi oksygenkravet er så stort at de aerobe prosessene ikke kan dekke behovet, selv etter at O_2 opptaket har nådd sin maksimale verdi. Jeg vil i min studie bruke RQ verdien som en indikasjon på at testpersonene kommer opp i maksimal aerob kapasitet (VO_2/kg maks) under testing. Dette vil bli nærmere beskrevet.

Graden av aerob og anaerob kapasitet har en sammenheng med muskelmasse og om det er store muskler som er involvert i den fysiske aktiviteten som personene testes under (Bahr, Hallén et al. 1991; Cooper and Storer 2001). Dette er spesielt interessant for den gruppen jeg studerer siden transfemoralt amputerte har en redusert muskelmasse på underekstremiteten. Dette vil kunne påvirke oksygenforbruket, og vise seg i at amputerte har en lavere maksimal aerobisk kapasitet ($\text{VO}_2/\text{kg maks}$) enn funksjonsfriske. Samtidig vet vi at oksygenforbruk måles i milliliter oksygen konsumert pr. kg kroppsvekt per minutt. En transfemoralt amputert, vil ha lavere kroppsvekt enn om han har to intakte ben, da en underekstremitet som regel veier mer enn en protese. Dette kan gi seg utslag i et for høyt oksygenforbruk sammenlignet med funksjonsfriske. Maksimal aerob kapasitet ($\text{VO}_2/\text{kg maks}$) er definert som høyeste oppnåelige oksygenforbruk ved trening av store muskelgrupper på 0 meter over havet og er en indikator på fysisk form. Dette blir forklart nærmere når det redegjøres for valg av målemetoder (Waters and Mulroy 2004).

Det har blitt presentert sentral kunnskap om kroppens energiomsetning som ligger til grunn for de målingene som er utført i studien. Videre vil det bli gitt et innblikk i relevante målemetoder som benyttes ved måling av oksygenforbruk og hjertefrekvens. Metodiske valg i studien vil bli presentert samtidig.

2.4.2 Måling av oksygenforbruk og hjertefrekvens

Forskning viser at oksygenforbruk og til dels hjertefrekvens er gode indikatorer for å måle energiforbruk ved protesegange og kan derfor ansees som reliable verktøy i forhold til målet med studien (Ganguli, Datta et al. 1974; Donn and Roberts 1992; Gailey, Wenger et al. 1994). Når man ønsker å undersøke energiforbruk under fysisk aktivitet, er det to grunnleggende målinger av oksygenopptak som brukes. Ved testing av aerob kapasitet og utholdenhet når arbeidsbelastning er konstant, bruker man submaksimal testing (Det vil si at man lar testpersonen gå på en jevn hastighet under konstante forhold) (Bahr, Hallén et al. 1991; Cooper and Storer 2001).

I denne studien har et beregnet utvalg (s.50) på 8 brukere av femurprotese blitt målt i forhold til oksygenforbruk når de gikk på en horisontal tredemølle, en tredemølle med 3 % stigning i sagittal plan og en tredemølle som hadde 3 % stigning i både sagittalplan og frontalplan (skråstilling), med høyeste punkt under protesefoten.

Forsøkene ble utført i en selvvalgt ganghastighet som protesebrukerne individuelt oppfattet som den mest komfortable. Undersøkelser viser at dette ofte er den minst energikrevende hastigheten for både protesebrukere og for funksjonsfriske. I tillegg er det i seg selv vanskelig for en med protese å gå på en tredemølle i en hastighet han ikke føler seg komfortabel med (Ganguli, Datta et al. 1974; Donn and Roberts 1992; Gailey, Wenger et al. 1994).

Deltakerne i forsøket ble randomisert (fordelt tilfeldig) slik at de startet å gå på forskjellige tredemølleposisjoner (vedlegg nr. 5). Deltakerne hvilte ca 30 minutter mellom hver måling, slik at man sikret at de var nede i hvilepuls og ikke hadde muskelfatigue før neste opptak (Schmalz, Blumentritt et al. 2002). Gangtiden ble satt til 10 minutter på hvert opptak. Dette skal tilsvare gjennomsnittelig 500 meter i gangavstand med utgangspunkt i tidligere forskning som har vist at hastighet ved selvvalgt gange på tredemølle ligger på ca 48- 70 m/min for femuramputerte (ibid).

Det ble også testet for maksimalt oksygenopptak (VO_2/kg maks). Denne typen protokoll gjennomføres som regel ved at man gir testpersonen en arbeidsbelastning som ikke er hardere enn at de klarer å nå et stabilt oksygenopptak, men det skal samtidig være så hardt at de blir utmattet etter en kort tidsperiode på ca. 10 minutter. Dette gjøres f.eks. ved å øke stigningen på tredemøllen jevnt over tid. Testpersonen vil da nå sin maksimale aerobiske kapasitet for den valgte typen arbeid og skal føle at han eller hun er helt utslitt. Måleresultatene av et slikt maksimalnivå gir et "tak" som kan brukes som et sammenligningsgrunnlag for de submaksimale testresultatene (Bahr, Hallén et al. 1991; Cooper and Storer 2001).

I denne studien gjennomgikk deltakerne i tillegg til de submaksimale testene også en test for maksimal aerob kapasitet (VO_2/kg maks). Dette ble gjennomført ved å gå i motbakke på tredemøllen mens stigningen ble økt med 3 % hvert 3. minutt.

Dette ga den maksimale hastigheten på den aerobe energiomsetningen ved denne type arbeid etter ca 10-15 minutter. Måleresultatene er benyttet i studien for å se hvor mye deltakerne brukte av sin maksimale arbeidskapasitet når de gjennomførte gangtestene på horisontal tredemølle og to forskjellige skråstilte tredemøller (Bahr, Hallén et al. 1991; Cooper and Storer 2001).

Hjertefrekvens ble målt med en pulsmåler som kan måle EKG. Disse målingene ble kun benyttet som en referanse til de submaksimale målingene, og for å ha en ytterligere indikasjon på når det maksimale oksygenopptaket var nådd. En tommelfingerregel er at maksimal hjertefrekvens er $(220 - \text{alderen})$. Her kan det imidlertid være store individuelle variasjoner. Hjertefrekvensen målt ved en ordinær måling av det maksimale oksygenforbruket kan være inntil 10 slag/min lavere enn den maksimale hjertefrekvensen (ibid). Vi har derfor valgt å ha hovedfokus på oksygenmålingen som er en test med høyere reliabilitet (Bahr, Hallén et al. 1991).

2.4.3 Målemetoder og måleutstyr, validitet og reliabilitet

De biomekaniske og fysiologiske prinsippene som er basis for bevegelse og metabolske prosesser er komplekse, men det finnes i dag forskjellige eksperimentelle teknikker for å kunne utføre valide og reliable målinger av energiforbruk ved forskjellig kroppslig aktivitet. Direkte kalorimetri er en nøyaktig metode for varmemåling som brukes for å måle energiforbruk hos mennesker under hvile eller i fysisk aktivitet (Montoye 1996). Metoden innbefatter at forsøkspersonen befinner seg i et isolert kammer eller har på seg en isolert drakt hvor det sirkulerer vann. Ved å måle temperaturen på vannet før og etter at det har sirkulert igjennom kammeret, eller drakten, vil man kunne måle temperaturøkningen som angir varmeutstrålingen fra forsøkspersonen. Dette gir et direkte mål på energiforbruket for en gitt aktivitet i en gitt tidsperiode (Montoye 1996; Eklund 2002; Cook 2008).

Indirekte kalorimetri er en annen veletablert metode, og er den metoden som har blitt benyttet i denne studien. Fordi mer enn 95 % av den energien som kroppen forbruker til varme og muskelarbeid er hentet fra reaksjonen mellom oksygen og maten vi spiser, kan hastighetsgraden på kroppens metabolisme, og derfor energiforbruket, regnes ut fra hvor mye oksygen vi forbruker under forskjellige aktiviteter (Montoye 1996; Eklund 2002; Cook 2008). Begrepene oksygenforbruk og oksygenopptak blir brukt synonymt (Bahr, Hallén et al. 1991).

Den vanligste måten man i dag måler oksygenopptak på er basert på respiratoriske målinger der man måler fraksjonen av oksygen i inspirasjonsluft (F_{iO_2}) og fraksjonen av oksygen i ekspirasjonsluft (F_{eO_2}). Man måler i tillegg total ventilasjon (VE) som er lik pustefrekvens ganget med pustedybde. Dermed vil det faktiske oksygenforbruket være forskjellen mellom mengden av oksygen en puster inn og den mengden en puster ut. Dette gir formelen: $V_{O_2} = V_{ex} (F_{iO_2} - F_{eO_2})$. Det er denne metoden som benyttes i måleapparatet som benyttes i denne studien (Gjøvaag 2007).

Ved måling av oksygenforbruk ved fysisk aktivitet i laboratorium kan man i tillegg til tredemølle også anvende ergometersykkel eller håndsykkel. Hva man velger av utstyr når man skal måle O_2 forbruk er avhengig av gruppen forsøkspersoner, type aktiviteter og hvilke muskelgrupper som brukes i den valgte aktiviteten (Bahr, Hallén et al. 1991; Cooper and Storer 2001). I denne studien er det gange med protese på flatt og skråstilt underlag som har blitt målt i forhold til oksygenforbruk.

Det ble benyttet en avansert tredemølle som kunne stilles inn i forskjellig grader av stigning i gangretningen. Sideveis skråstilling ble oppnådd ved å jekke opp tredemøllen, og ved hjelp av lasermåler ble 3 % høydeforskjell mellom frisk fot og protesefot stilt inn. I tillegg gir gange på tredemølle nøyaktige målinger av ganghastighet (Ganguli, Datta et al. 1974; Gailey, Wenger et al. 1994).

Bildet under (figur 7), viser et datastyrt metabolsk måleapparat med blandingskammer som funksjonelt sett er likt det som ble benyttet i denne studien.

Fig. 7

Oksygenopptak på tredemølle

Hentet fra:

<http://www.ntnu.no/bilder/forskning/samfunnsvitenskap>



Måleinstrumentene som er valgt for å måle variablene oksygenopptak og hjertefrekvens og som skal si noe om metabolsk energiforbruk, er anerkjente og mye brukt i kvantitativ forskning, også på målinger gjort i sammenheng med patologisk gange (Haussswirth, Bigard et al. 1997; Waters and Mulroy 1999). Studier har vist at datastyrte metabolske systemer er måleutstyr med god responsivitet, sensitivitet og reliabilitet (Rietjens, Kuipers et al. 2001; Carter. J and Jeukendrup 2002; Foss and Hallen 2005).

I denne studien ble det brukt en oksygenanalysator av typen "SensorMedics-Vmax 229". Nøyaktigheten på en slik maskin er i størrelsesorden $\pm 3\%$ på "flow" og "volume" og $\pm 0,02\%$ på O_2 analyser og CO_2 analyser (Healthcare 2007). For å unngå risiko for skade når testpersonene gikk på tredemøllen, hadde alle forsøkspersonene på seg sikkerhetssele festet i taket under opptakene. Tredemøllen var også ustyrt med dødmannsknapp som kunne nås lett av personen som ble testet. I tillegg sto det en person ved en annen av/på bryter hvis testpersonen skulle miste balansen eller snuble. Testpersonene gikk først i ca. 5-10 minutter for å finne en selvvalgt ganghastighet de ønsket å benytte under målingene, samt for å venne seg til å gå på tredemøllen med munnstykke og neseklype.

2.4.4 Måling av opplevd anstrengelse ved bruk av Borg CR 10 skala

I tillegg til de objektive dataene som fremkommer gjennom målingene av oksygenopptak og hjerterefrekvens har det også vært et ønske å få kunnskap om protesebrukernes subjektive vurdering av forskjellen i opplevd anstrengelse ved gange på de tre forskjellige tredemølle posisjonene. Det har også blitt undersøkt for eventuell korrelasjon mellom den anstrengelsen protesebrukerne selv opplever og det vi faktisk måler fysiologisk gjennom oksygenforbruk. Bruk av Borg CR10 skala kan derfor sees på som en måling av den kognitive opplevelsen av energiforbruk opp mot den fysiologiske målingen av energiforbruk. (Borg 1998).

Borg CR10 skalaen er en generell skala som kan måle intensiteten av de fleste sanseoppfatninger, erfaringer og følelser. Den er konstruert med utgangspunkt i en formel bygget på teorien om S (stimulus) og R(respons). Skalaen er konstruert slik at den måler både i forholdstall og i kategorier (category-ratio scale = CR). Borg skalaen har derfor et absolutt null punkt som åpner for muligheten til å bruke de fleste statistiske metoder.

Skalaen er utviklet av psykologen Gunnar Borg og er en sammenkopling av psykologiske og fysiologiske aspekter og brukes mye innen treningstester og forskning i sport og medisin. Det har blitt benyttet en godkjent norsk oversettelse av skalaen utarbeidet i 2002 av Glittrelinikken (se vedlegg nr III).

Bruken av Borg skalaen ble organisert ved at deltakerne før de startet å gå på tredemøllen i de tre testsituasjonene, ble forklart hvordan skalaen er bygget opp, og hva de skulle svare på. Det ble presisert at "Maksimal" er et meget viktig intensitetsnivå, da det fungerer som et referansepunkt på skalaen. Her skal man føle at man er helt på grensen av hva man kan tåle anstrengelsesmessig, dvs. det opplevde nivå av maksimal aerobisk kapasitet (VO_2/kg maks) (Borg 1998). Testpersonene fikk rett etter avsluttet testsituasjon presentert Borg skalaen på nytt og ble bedt om å velge et av de muntlige uttrykkene med tilhørende tall, ut fra hvor tungt og slitsomt de opplevde det "arbeidet" de hadde utført.

Det ble forklart at anstrengelse hovedsakelig avhenger av tretthet i musklene, andpustenhet og eventuell smerte. Det ble også lagt vekt på at de bare skulle ta hensyn til hva de følte og ikke ta utgangspunkt i den faktiske belastningen (Borg 1998).

Testpersonene ble spurt om å gi en beskrivelse og et tall for anstrengelsens intensitet ved avslutning av følgende testsituasjoner:

1. Ved avslutning av VO_2/kg max opptak
2. Ved avslutning av gange på horisontal tredemølle
3. Ved avslutning av gange på 3 % sagittal skråstilling på tredemøllen
4. Ved avslutning av gange på 3 % sagittal og frontal skråstilling på tredemøllen

Det er nå gitt et innblikk i kroppens energiforbruk og de metabolske prosessene. Videre er forskjellige målemetoder og måleutstyr presentert og deres anvendelse i studien er redegjort for.

3. DESIGN OG METODE

Dette prosjektet er bygget opp som en overkryssningstudie, eller som et ”cross-over” eller ”repeated measure” design. Det innebærer at samme testperson utsettes for mer enn en eksperimentell påvirkning eller behandling. Denne typen design har den fordelen at det sikrer en høyest mulig ekvivalens mellom deltakerne i forsøket fordi samme person gjennomgår mer enn ett eksperimentelt forsøk og derfor utgjør sin egen kontrollgruppe. I en studie med overkryssningsdesign må alle tre vilkårene for gjennomføring av et eksperiment oppfylles. Studien må derfor inneha manipulering, randomisering og en kontrollgruppe. I denne studien ble deltakerne randomisert etter et forhåndslaget skjema, (se vedlegg nr. V) slik at testpersonene startet på forskjellige posisjoner på tredemøllen. En slik tilfeldig fordeling skal sikre mot systematiske feil som tilskrives andre forhold enn de vi studerer (Friis and Vaglum 2002; Polit and Beck 2004). Kravet til manipulering ble ivaretatt gjennom de eksperimentelle tredemølleposisjonene og kravet til kontrollgruppe ble som nevnt oppfylt ved at testpersonene ble målt opp mot seg selv og derfor var sin egen kontroll.

Selv om et slikt design er robust må man være bevisst på at det ikke egner seg for studier hvor det er stor fare for overføringseffekter. Det vil si at når en testperson blir utsatt for flere enn en eksperimentell situasjon, kan testsituasjon nummer 2 påvirkes av testsituasjon nummer 1 (Polit og Beck 2003). En stor praktisk fordel med overkryssningsstudier er at antall pasienter som må inkluderes er lavt sammenlignet med parallellgruppestudier (Aalen 2006).

En viktig del av planleggingen av et klinisk forsøk består nettopp i det å anslå hvor mange pasienter som må være med i studien. Først må vi definere den minste forskjellen mellom de eksperimentelle testene som det vil være betydningsfullt å oppdage, det vil si den klinisk relevante forskjellen. Videre må vi vurdere hvor stor effekt vi realistisk kan forvente, og videre hvor høy sannsynlighet det er for å oppdage den forventede forskjellen i oksygenforbruk hvis den faktisk var til stede. Det er dette som kalles en undersøkelses teststyrke eller ”power” (Aalen 2006).

Følgende formel ble brukt for å beregne antall pasienter i en overkrysningsstudie (Polit and Beck 2004; Aalen 2006)

$$n = \left(\frac{\sigma_d}{\Delta} \right)^2 \cdot k \qquad n = \left(\frac{5}{5} \right)^2 \cdot 7,9 = 7,9$$

I denne formelen er σ_d standardavviket (SD) til differansen mellom observasjonene til samme pasient. Dette beregnet vi ut fra at målefeil for måleapparatet er vurdert til ca 3 %. Vi valgte allikevel å gå opp til 5 % for å ta hensyn til eventuelle andre usikkerheter i målingene. Generelt er standardavviket til en fordeling av differanser mellom to observasjoner fra samme pasient mindre enn standardavviket til en fordeling av uavhengige enkeltobservasjoner. Dette er en av hovedårsakene til at en studie av denne typen kan inkludere vesentlig færre pasienter enn parallellgruppestudier (Aalen 2006).

Δ som er symbolet for klinisk relevant forskjell for målingene, ble satt til 5 % for å være på den sikre siden. Ut fra at vi har valgt signifikansnivå (α)= 5 % og teststyrke (β) = 80 % finner vi konstanten k i en tabell= 7,9. I denne studien ble utvalgstørrelsen derfor beregnet til 8 testpersoner (Aalen 2006). Utvalget ble valgt ut fra inklusjonskriterier som sikret at deltakerne hadde god nok protesefunksjon og helsetilstand til å kunne delta.

Differansen i oksygenforbruk mellom gange på horisontal tredemølle, tredemølle med 3 % stigning og tredemølle med 3 % stigning og 3 % skråstilling ble regnet ut i prosent. På grunn av ikke normalfordelte data, ble ”ikke parametriske” statistikk benyttet, (Wilcoxon Sign Rank test) for å finne ut om differansen i oksygenmålingene mellom tredemøllens testposisjoner var signifikant.

Det ble også testet for statistisk signifikans for forskjell i opplevd anstrengelse mellom tredemølle posisjonene. En Spearman Rank Order test ble utført for å undersøke for en eventuell korrelasjon mellom oksygenforbruk og opplevd anstrengelse i de tre testsituasjonene.

Målingene av maksimal aerob kapasitet har gitt oss svar på hvor mange prosent av sin maksimale arbeidskapasitet forsøkspersonene brukte når de gikk i de tre ulike standardiserte gangsituasjonene på horisontal og skråstilt tredemølle.

Resultater fra testene er presentert i artikkelen som er del II av oppgaven.

4. OPPSUMMERING OG TANKER VIDERE

Studiens resultater viser at transfemoralt amputerte i forskjellig alder, med god protesefunksjon og god helse, bruker signifikant mer energi når de går på en skråstilt tredemølle i to plan sammenlignet med gange på en flat tredemølle. At amputerte bruker mer energi når de går på et skråstilt underlag sammenlignet med et horisontalt underlag er kanskje ikke så overraskende, men at økningen i energiforbruk viser en median på 21 % kun ved en moderat stigning og skråstilling på 3 % var høyere enn forventet. Det er også tankevekkende å se at en transfemoralt amputert som går på den samme moderate skråstillingen i to plan bruker så mye som 62 % av sin maksimale aerobe kapasitet, med en maksimumsverdi så høy som 77 %.

Dette viser at transfemoralt amputerte som prøver å gå under det en funksjonsfrisk vil betrakte som normale utendørs gangforhold, bruker svært mye av sine energiressurser. Når vi gjennom livskvalitetsforskning (Hagberg and Branemark 2001) har sett at mange amputerte har ønsker og forventninger om å kunne gå i skog og mark og bruke naturen til rekonvalesens, eller kanskje ta en bytur på skråstilte fortauer, så forstår vi at det for mange er store utfordringer i å nå disse målene. En utfordring som er stor både for den transfemoralt amputerte og for ortopediingeniøren som skal designe og konstruere protesen. Verdien av å lære mest mulig om protesebrukernes preferanser når det gjelder aktiviteter før vi konstruerer en protese for den enkelte, er derfor viktig.

Mer forskning på energiforbruk ved protese-gange er ønskelig. Det er også nødvendig å utvikle valide forskningsmetoder ved måling av oksygenforbruk under gange for transfemoralt amputerte som tar hensyn til spesielle forhold som lavere kroppsvekt og mindre muskelmasse som følge av amputasjonen. Forskningsprotokoller spesielt for denne populasjonen burde utvikles ved måling av VO_2/kg maks og VO_2/kg . Dette ville øke studienes interne og eksterne validitet og gjøre resultatene mer generaliserbare.

Ved bruk av Borg CR10 skalaen ble testpersonenes egne opplevelser av de fysiske påkjenningene de ble utsatt for ved gange på tre forskjellige tredemølleposisjonene studert. Når vi undersøkte korrelasjonen mellom testpersonenes opplevde anstrengelse og de objektive målingene av oksygenforbruk, var det interessant å se at de transfemoralt amputerte hadde en tendens til å ligge lavere på verdiene for opplevd anstrengelse enn deres oksygenforbruk skulle tilsi, noe som førte til en lav korrelasjon. En hypotese i den sammenheng er derfor at fordi transfemoralt amputerte bruker så mye av sine energiressurser og sin arbeidskapasitet ved normale gangaktiviteter, så har de utviklet en høy terskel når de skal vurdere nivået på den selvopplevde anstrengelsen. Vi har selvfølgelig ikke nok data i denne studien til å trekke noen konklusjoner i denne sammenhengen, men dette er en hypotese det kunne være interessant å se nærmere på ved en senere anledning.

5. KILDELISTE

- Bahr, R., J. Hallén, et al. (1991). Testing av idrettsutøvere. Oslo, Universitetsforlaget.
- Borg, G. (1998). The Borg CR10 Scale: A method for measuring intensity of experience, e.g., perceived exertion and pain. Stockholm University.
- Bowker, J. H. and C. H. Pritham (2004). The history of Amputation Surgery and Prosthetics. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies; Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles. D. G. Smith, Michael, John. W. Bowker, John. H, American Academy of Orthopaedic Surgeons: 3-19.
- Carter, J and A. E. Jeukendrup (2002). "Validity and reliability of three commercially available breath-by-breath respiratory systems." European Journal of Applied Physiology **86**(5): 435-441.
- Chin, T., K. Machida, et al. (2006). "Comparison of different microprocessor controlled knee joints on the energy consumption during walking in transfemoral amputees: intelligent knee prosthesis (IP) versus C-leg." Prosthetics & Orthotics International **30**(1): 73-80.
- Cook, J. (2008). "Experimental techniques to measure metabolic rate." from <http://www.bme.utexas.edu/ugrad/UGLab/resources/BD41%20Courseware%20-%20Sept%2006%20Folder/Web%20Materials%200906/Experimental%20Techniques.htm>.
- Cooper, B., Christopher and W. Storer, Thomas (2001). Exercise testing and interpretation. Cambridge, Cambridge University Press
- Czerniecki, J. M. (1996). "Rehabilitation in Limb Deficiency 1. Gait and Motion analysis." Arch. Physical Medicine Rehabilitation **77**:(March 1996): 3-8.
- Detrembleur, C., J. M. Vanmarsenille, et al. (2005). "Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait." Gait and Posture **21**(3): 333-340.
- Donn, J. M. and C. Roberts (1992). "A review of the energy expenditure of disabled locomotion with special reference to lower limb amputees." JRBK Physiotherapy Theory Practice **8**: 97-108.
- Eklund, U. (2002). Assessment of Physical activity and energy expenditure in adolescents. The Department of Medical Nutrition, Karolinska Institutet. Stockholm, Karolinska Institutet. **Ph.D.**

-
- Foss, O. and J. Hallen (2005). "Validity and stability of a computerized metabolic system with mixing chamber." International Journal of Sports Medicine **26**(7): 569-575.
- Friis, S. and P. Vaglum (2002). Fra idé til prosjekt: en innføring i klinisk forskning. [Oslo], Tano Aschehoug.
- Gailey, R. S., M. S. Nash, et al. (1997). "The effects of prosthesis mass on metabolic cost of ambulation in non-vascular trans-tibial amputees." Prosthetics & Orthotics International **21**(1): 9-16.
- Gailey, R. S., M. A. Wenger, et al. (1994). "Energy expenditure of trans-tibial amputees during ambulation at self-selected pace." Prosthetics & Orthotics International **18**(2): 84-91.
- Gallagher, P. and M. Maclachlan (2004). "The Trinity Amputation and Prosthesis Experience Scales and quality of life in people with lower-limb amputation." Archives of Physical Medicine & Rehabilitation **85**(5): 730-6.
- Ganguli, S., S. R. Datta, et al. (1974). "Metabolic cost of walking at different speeds with patellar tendon-bearing prosthesis." Journal of Applied Physiology **36**(4): 440-3.
- Gitter, A., J. Czerniecki, et al. (1997). "Effect of prosthetic mass on swing phase work during above-knee amputee ambulation." American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation **76**(2): 114-21.
- Gjøvaag, T. (2007). Arbeids- og respirasjonsfysiologi. Oslo, Avdeling for Helsefag, Høgskolen i Oslo.
- Gore, J., Christopher (2000). Physiological Tests for Elite Athletes, Australian Sports Commission.
- Gottschalk, F. (1992). Transfemoral Amputation. Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles J. H. Bowker and J. W. Michael. St. Louis, Mosby Year Book: xix, 930 p.
- Gottschalk, F. (2004). Transfemoral Amputation: Surgical Management. Atlas of Amputation and Limb Deficiencies. D. Smith, G, J. Michael, W and J. Bowker. Rosemont, American Academy of Orthopaedic Surgeons: 533-541.
- Hafner, B. J., J. E. Sanders, et al. (2002). "Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis?" Clinical Biomechanics **17**(5): 325-44.
- Hagberg, K. (2006). Transfemoral Amputation, Quality of Life and Prosthetic Function. Department of Orthopaedics, Institute of Clinical Sciences. Göteborg, the Sahlgrenska Academy at Göteborg University. **Ph.D.**

-
- Hagberg, K. and R. Branemark (2001). "Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: a survey of quality of life, prosthetic use and problems." Prosthetics & Orthotics International **25**(3): 186-94.
- Ham, R. and L. T. Cotton (1991). Limb amputation: from aetiology to rehabilitation. London, Chapman & Hall.
- Haussswirth, C., A. Bigard, et al. (1997). "The Cosmed K4 telemetry system as an accurate device for oxygen uptake measurements during exercise." International Journal of Sports Medicine **18**(6): 449-453.
- Healthcare, V. (2007). "Vmax specifications." http://www.viasyshealthcare.com/prod_serv/downloads/278_Vmax_Encore_Spec_Sheet.pdf
- Hierton, T. (1980). Amputationskirurgi och proteser. [Stockholm], Tiden / Folksam.
- Hierton, T. (1992). Benamputationer och proteser. Uppsala, [s.n.].
- Hoffman, M. D., L. M. Sheldahl, et al. (1997). "Physiological comparison of walking among bilateral above-knee amputee and able-bodied subjects, and a model to account for the differences in metabolic cost." Archives of Physical Medicine & Rehabilitation **78**(4): 385-92.
- Inman, V.T., Ralston, H.J., Todd, F., (1981) Human walking. Williams & Wilkins, Baltimore/London
- Klute, G. K., C. F. Kallfelz, et al. (2001). "Mechanical properties of prosthetic limbs: adapting to the patient." Journal of Rehabilitation Research & Development **38**(3): 299-307.
- Knoche.Wilfried, B. S., Rüttiman.Beat (2005). Prothesen der unteren Extremität "Die Entwicklung vom Altertum bis 1930, Bundesfachschule für Orthopädie-Technik.
- Legro, M. W., G. E. Reiber, et al. (2001). "Recreational activities of lower-limb amputees with prostheses." Journal of Rehabilitation Research & Development **38**(3): 319-25.
- Lehmann, J. F., R. Price, et al. (1998). "Mass and mass distribution of below-knee prostheses: effect on gait efficacy and self-selected walking speed." Archives of Physical Medicine & Rehabilitation **79**(2): 162-8.
- Lesjø, I. (2005). Perifer Karsykdom og amputasjoner: "Utvikling av rehabiliteringstjenestene i Helse Øst", Helse Øst.
- Lilja, M. (1998). Prosthetic Fitting; Stump-Socket Interaction in Transtibial Amputees. Faculty of Health Sciences, Lindköping University. **PhD**: 164.
- MacFarlane, P. A., D. H. Nielsen, et al. (1997). "Transfemoral amputee physiological requirements: comparison between SACH foot walking and Flex-Foot walking." Journal of Prosthetic and Orthotic: 138-143.

- Montoye, H. J. (1996). Measuring physical activity and energy expenditure. Champaign, Ill., Human Kinetics.
- Ortopediingeniørutdanningen (2005). Kompendium: Transfemorale proteser Del 2. Oslo, Høgskolen i Oslo.
- Ortopediingeniørutdanningen (2007). Kompendium i transfemorale proteser. Oslo, Høgskolen i Oslo: 251.
- Park, C. I., J.C. Shin, et al. (2000). "A comparison of gait analysis and energy consumption between single axis mechanical control and intelligent prosthesis." Gait & Posture: 162-163.
- Perry, J. (2004). Amputee Gait. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies. D. Smith, G, J. Michael, W and J. Bowker. Rosemont, American Academy of Orthopaedic Surgeons: 367-385.
- Perry, J. (2004). Prosthetic gait. Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles
- J. H. Bowker and J. W. Michael. Rosemont, American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Polit, D. F. and C. T. Beck (2004). Nursing research: principles and methods. Philadelphia, Pa., Lippincott Williams & Wilkins.
- Rabuffetti, M., M. Recalcati, et al. (2005). "Trans-femoral amputee gait: Socket-pelvis constraints and compensation strategies." Prosthetic and Orthotic International 29(2): 183-192
- Rietjens, G. J., H. Kuipers, et al. (2001). "Validation of a computerized metabolic measurement system during low and high intensity exercise." International Journal of Sports Medicine 22(4): 291-294.
- Sand, O., Ø. V. Sjaastad, et al. (2006). Menneskekroppen: fysiologi og anatomi. Oslo, Gyldendal akademisk.
- Schibye, B., Klausen, K. (2005). Menneskets fysiologi, hvile og arbejde, FADL's Forlag.
- Schmalz, T., S. Blumentritt, et al. (2002). "Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components." Gait & Posture 16(3): 255-63.

-
- Schuch, M. C. and C. H. Pritham (2004). Transfemoral Amputation: Prosthetic Management. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies; Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles
- D. G. Smith, Michael, John. W, Bowker, John. H, American Academy of Orthopaedic Surgeons: 541-555.
- Seymour, R., N. Ordway, et al. (2002). "A comparison of the 3C100 C-leg prosthetic knee joint to conventional hydraulic prosthetic knees: a kinematic, kinetic, physiological, and functional outcome survey pilot study " Gait & Posture **16** (1): 77-78.
- Smith, D. G. S. (2004). General Principles of Amputation. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies; Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. D. G. Smith, Michael, John. W, Bowker, John. H, American Academy of Orthopaedic Surgeons: 21-30.
- Torburn, L., C. M. Powers, et al. (1995). "Energy expenditure during ambulation in dysvascular and traumatic below-knee amputees: a comparison of five prosthetic feet." Journal of Rehabilitation Research & Development **32**(2): 111-119.
- Schans Van der, C. P., J. H. B. Geertzen, et al. (2002). "Phantom pain and health-related quality of life in lower limb amputees." Journal of Pain & Symptom Management **24**(4): 429-36.
- Waters, R. and S. Mulroy (2004). Energy Expenditure of Walking in Individuals With Lower Limb Amputations. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies; Surgical, Prosthetic and Rehabilitation Principles D. G. Smith, Michael, John. W. Bowker, John. H. American Academy of Orthopaedic Surgeons
- Waters, R. L. and S. Mulroy (1999). "The energy expenditure of normal and pathologic gait." Gait & Posture **9**(3): 207-31.
- Whittle, M. W. (2002). Gait analysis: an introduction.
- Witsø, E. and N. Rønningen, H (2001). "Lower limb amputations: registration of all lower amputations performed at the University Hospital of Trondheim, Norway, 1994-1997." Prosthetic and Orthotic International: 181-185.
- Zahedi, S. (2004). Research in Lower Limb Prosthetics. Atlas of Amputation and Limb Deficiencies. J. Bowker and C. Pritham. Rosemont, American Academy of Orthopaedic Surgeons: 661-669.
- Aalen, O. O. (2006). Statistiske metoder i medisin og helsefag. Oslo, Gyldendal Akademiske.

DEL II

6. ARTIKKEL

Transfemoral amputees - Energy expenditure and perceived exertion walking on a horizontal and a tilted treadmill

Inger-Marie Starholm^{1 2}, Terje Gjøvaag¹ & Anne Marit Mengshoel²

¹Oslo University College, Faculty of Health Sciences, Prosthetics and Orthotics Programme, Norway

²University of Oslo, Faculty of Medicine, Section for Health Science, Norway

Keywords: Energy expenditure, transfemoral amputees, gait, tilted treadmill, perceived exertion

Corresponding author: Inger-Marie Starholm, Oslo University College, Faculty of Health Sciences, Prosthetics and Orthotics Programme, Post box 4, St Olav's Plass, N-0130 Oslo, Norway, Tel: +47 22 45 25 87, E-mail: IngerMarie.Starholm@hf.hio.no

Abstract

- **Background and aim:** Walking on tilted pavements or in terrain is reported by transfemoral amputees as strenuous. This study investigates difference in energy expenditure and perceived exertion amongst transfemoral amputees walking on three different treadmill positions.
- **Method:** The study has a cross over design. Eight healthy unilateral transfemoral amputees of both sexes participated. The mean age was 47 years, range 22 – 61. Difference in energy expenditure was measured by oxygen consumption and heart rate at self selected speed walking randomly on a treadmill in three positions; horizontal treadmill (position I), treadmill with 3 % tilt in the sagittal plane, (position II) and a treadmill with 3 % tilt in both sagittal and frontal plane (position III). The Borg CR10 Scale was utilized to investigate the differences in perception of exertion between the treadmill positions and explore correlation with oxygen consumption. Maximal aerobic capacity ($\text{VO}_2/\text{kg max}$) was measured to investigate the proportion of maximal capacity used in the three experimental treadmill positions.
- **Results:** Difference in oxygen consumption between position I and III was in median 21%, (range: 9, 4% - 24, 8%). Difference in oxygen consumption between position I and II was in median 7, 7 %, (range: 2, 5% - 14, %). This gave a difference in oxygen consumption of 13, 9 % point between position II and III. The p-value for difference in oxygen consumption between position I -II and I -III was $p=.012$. The p- value for difference in perceived exertion between position I-II and I-III was $p=.011$. The correlation between perceived exertion and oxygen consumption for pos. I-II and pos I-III was: $r^2 = 9, 5 \%$ and $12, 8\%$. The subjects utilized in median 61, 4% (range: 39% - 77%) of their $\text{VO}_2/\text{kg max}$ walking on a treadmill in position III.
- **Conclusion** Transfemoral amputees with high functional ability uses significantly more energy when walking on a tilted surface in on and two planes compared to a horizontal surface. The subjects' perceived exertion showed a significant difference between gait on the three experimental positions of the treadmill. The correlation between perceived exertion and oxygen consumption was of low to medium strength. The subjects also utilize a high proportion of their maximal aerobic capacity.

LINK TIL ARTIKKEL VIL BLI
LAGT INN ETTER PUBLISERING I
TIDSKRIFT!

7. VEDLEGG

- I - Deltakerinvitasjon**
- II - Samtykkeerklæring**
- III - Borg CR 10 skala**
- IV - Opplysningsskjema**
- V - Protokoll for randomisering**
- VI - Godkjenning av REK**
- VII - Godkjenning av Datatilsynet**

FORESPØRSEL OM DELTAKELSE I ET PROSJEKT

I FORBINDELSE MED ET MASTERGRADSTUDIUM

VED

INSTITUTT FOR SYKEPLEIEVITENSKAP OG HELSEFAG

MEDISINSK FAKULTET VED UNIVERSITETET I OSLO

Deltakerinformasjon

PROSJEKTETS TITTEL

"Gange på skråstilt underlag. Hvilken innvirkning har det på energiforbruket for transfemoralt amputerte?"

BAKGRUNN FOR PROSJEKTET:

Energiforbruk har stor betydning for hva vi orker å gjøre i løpet av en dag. For personer som har gjennomgått en benamputasjon, er gange med protese mer energikrevende enn for andre. Energiforbruket øker også med hvor høyt på benet man er amputeret.

I dette prosjektet henvender vi oss til deg som bruker lårprotese for å spørre om du kan tenke deg å være med på et gangeeksperiment. Vi ønsker å undersøke om det å gå på et skråstilt underlag (som er høyere på protesesiden), innvirker på energiforbruket ditt sammenlignet med når du går på et flatt underlag. Bakgrunnen for å gjøre denne undersøkelsen er for å kunne vurdere om en høydereregulerende komponent i protesen kan være en hjelp når protesebrukere er ute å går på skrånende fortau eller i ulendt terreng.

MÅL ET FOR PROSJEKTET

Målet med dette prosjektet er derfor å kunne bidra med forskningsbasert dokumentasjon som kan benyttes når ortopediingeniør og protesebruker i samarbeid skal bli enige om hvilken protesetype og hvilke komponenter som egner seg best for den enkelte i forhold til dagliglivets aktiviteter.. Hvordan skal din protese designes for at du skal ha et minst mulig energiforbruk ved gange? og gjennom det kanskje ha overskudd til å gjøre mer i løpet av en dag.

ANSVARLIG FOR PROSJEKTET

Formelt ansvar for prosjektet er lagt til Institutt for sykepleievitenskap og helsefag ved medisinsk fakultet ved Universitetet i Oslo, og vil bli veiledet av ansatt ved instiuttet: Professor Anne Marit Mengshoel, Postboks 1153, 0318 Oslo, Blindern. Tlf. 22 85 84 13

HVA GÅR PROSJEKTET UT PÅ?

Hvis du synes det høres interessant ut å være med og få mer kunnskap om femuramputertes energiforbruk ved protesgange, innebærer det at du må komme inn til Ortopediingeniørutdanningen ved Høgskolen i Oslo hvor prosjektleder arbeider, og hvor forsøkene vil bli gjennomført.

Målingene vil foregå i 2 sekvenser. Du vil gå på en tredemølle i svak oppoverbakke for å måle ditt maksimale oksygenopptak. Når du går vil du være sikret med en sele som er festet i taket. Du vil ha et munnstykke i munnen og neseclupe som gjør det mulig for oss å måle pusten din.

I neste sekvens vil vi gjøre oksygenopptak når du går på en tredemølle som er helt flat, og når tredemøllen er hevet 3 % på protesesiden i ett og to plan. Varigheten av disse målingene beregnes til 10 minutter pr måling med gode pauser mellom opptakene.

Det vi som nevnt ønsker å finne ut gjennom disse målingene er om det er noen forskjell på energiforbruket hos den enkelte når man går på flatt eller litt skråstilt underlag med lårprotese.

Det er ingenting som indikerer at disse forsøkene vil medføre noen form for smerter, men hvis dette skulle skje vil vi selvfølgelig avbryte målingene umiddelbart.

ØNSKER DU Å DELTA?

Vedlagt finner du en samtykkeerklæring og en frankert returkonvolutt. Hvis du ønsker å bidra kan du undertegner samtykkeerklæringen og returnere den i konvolutten. Du vil så bli kontaktet av prosjektansvarlig.

FRIVILLIGHET

Det understrekes at deltakelse ved prosjektet er frivillig, og som deltaker kan du når som helst trekke deg uten å måtte begrunne dette. Forskeren og eventuelt andre involverte i studien er underlagt taushetsplikt og alle data vil bli behandlet konfidensielt.

Etter at eksperimentene er utført vil det skje en aidentifisering hvor hver deltaker får et nummer. Skjemaet som kobler navn mot nummer vil oppbevares nedlåst i prosjektperioden og destrueres senest mai 2009.

Prosjektet er godkjent av Regional Etisk komite og Personvernombudet for forskning, Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste AS.

Ta gjerne kontakt med undertegnede dersom det er noe ved prosjektet som framstår uklart, eller hvis det er andre sider ved din mulige deltakelse du ønsker å forhøre deg om.

Ortopediingeniør/høgskolelærer:

Inger-Marie Starholm

Ortopediingeniørutdanningen,

Avd. for Helsefag

Høgskolen i Oslo

Tlf. 22 45 25 87/92 03 80 92

E-mail: ingerMarie.Starholm@hf.hio.no

Vedlegg: Samtykkeerklæring og frankert svarkonvolutt

SAMTYKKE-ERKLÆRING

for deltakelse i prosjektet:

” Gange på skråstilt underlag. Hvilken innvirkning har det på energiforbruket for transfemoralt amputerte”

Jeg har fått tilsendt og lest igjennom deltakerinformasjonen.

- Jeg samtykker i å være med i prosjektet. Dette omfatter oppmøte ved Høgskolen i Oslo hvor det vil bli gjort til sammen 4 målinger av oksygenforbruk ved gange på tredemølle.

Jeg godtar også behandlingen av de data og personopplysninger som vil bli benyttet i forskningsprosjektet

Jeg er klar over at mitt samtykke ikke hindrer meg i når som helst å trekke meg fra studien uten å måtte oppgi noen spesiell grunn.

Jeg kan kontaktes på følgende telefonnummer:

Priv:..... Mobil:..... Arb:.....

Dato : _____ Underskrift: _____

Samtykkeerklæringen undertegnes og returneres i vedlagte frankerte konvolutt
Tusen takk !

Med hilsen
Inger-Marie Starholm

Vedlegg nr 3**Borg CR 10 skala**

0	Ingenting	
0,3		
0,5	Ekstremt svak	Knapt merkbar
0,7		
1	Svært svak	
1,5		
2	Svak	Lett
2,5		
3	Moderat	
4		
5	Sterk	Tung
6		
7	Svært sterk	
8		
9		
10	Ekstremt sterk	"Maksimal"
11		
L.r		
•	Absolutt maksimum	Høyest mulig

Borg CR 10 skala
©Gunnar Borg, 1982, 1998
Godkjent oversettelse til norsk av G. Borg april 2003

Vedlegg nr. 4

OPPLYSNINGSSKJEMA

Navn _____

Adresse _____

Alder _____ Tlf _____

Arbeid _____ Hobbier: _____

Amputasjonsår _____

Amputasjonsårsak _____

Amputasjonsside Høyre Venstre

Stumplengde Kort (under 15 cm) Medium (15-25cm) Lang (over 25)

Type protesehylse _____

Type protesefot _____

Type proteseekne _____

Egenvurdering av fysisk form:

Veldig bra God Middels Mindre bra Dårlig

Hvor mye tror du at du går i løpet av en dag? _____

Kan du beskrive hvordan du opplever å gå i områder hvor det er
skråstilte fortauer eller ulendt terreng?

Vedlegg nr. 5a**PROTOKOLL FOR DATAINNSAMLING**

TIDSRAMMER FOR FORSØK

1

Starter med avklimatisering: 5 -10 minutters gange for å finne selvvalgt ganghastighet.

Pause

2

VO₂ maks måles. Beregnes ca 10-15 minutter pr person

Pause

3

VO₂kg- selvvalgt hastighet – 10 minutter

a) Horisontal tredemølle

Pause

b) 3 % vertikalstilt tredemølle

Pause

c) 3 % vertikalstilt og 3 % skråstilt tredemølle

Randomisert ut fra skjema

Stilling på mølle blir randomisert på gruppenivå med 2 pasienter i hver gruppe: Dette gjøres for å slippe å forandre på tredemøllens stilling for hver pasient på samme opptaksdag

- 4 MÅLINGER BLIR UTFØRT PÅ HVER PASIENT!
- CA 5 TIMER PR OPPTAK FOR Å KOMME IGJENNOM MED PAUSER OG OMSTILLING AV UTSTYR (2 PASIENTER PR. DAG)

Vedlegg nr 5b

RANDOMISERINGSSKJEMA

Forskjellige oppstartssituasjoner

ved

Cross over design.

(Randomisering er foretatt før deltakerne var plassert på forsøksdag

ingen spesiell protesebruker er derfor knyttet til tall)

DELTAKER NR.	Horisontal tredemølle	3 % vertikalstilt tredemølle	3 % vertikal stilt og skråstilt tredemølle. (høyere under prot.fot)
1	x		
2	x		
3		x	
4		x	
5		x	
6	x		
7			x
8			x

Vedlegg nr. 6



UNIVERSITETET I OSLO
DET MEDISINSKE FAKULTET

KOPI

Professor Anne Marit Mengshoel
Institutt for sykepleievitenskap og helsefag
Universitetet i Oslo
Pb. 1153 Blindern
0318 Oslo

Regional komité for medisinsk forskningsetikk
Sør- Norge (REK Sør)
Postboks 1130 Blindern
NO-0318 Oslo

Telefon: 228 44 666

Telefaks: 228 44 661

E-post: rek-2@medisin.uio.noNettadresse: www.etikkom.no

Dato: 31.1.07

Deres ref.:

Vår ref.: S-07016a

S-07016a Forkortning av proteselengde ved gange på skråstilt underlag. Hvilken innvirkning har det på energiforbruket til transfemoralt amputerte? [2.2007.6]

Vi viser til søknad mottatt 3.1.07 med følgende vedlegg: Informasjonsskriv med samtykkeerklæring; Annonsetekst; Intervjuguide; Prosjektplan.

Komiteen behandlet søknaden i sitt møte onsdag 24.1.07.

Komiteen har ingen merknader til prosjektsøknaden.

Komiteen har følgende merknader til pasientinformasjon og samtykkeerklæring:

1. På side 3 i informasjonsskrivet, står: "Det er også viktig at de som har sluttet å bruke osv." Dette kan virke som et pålegg. Teksten bør omformuleres slik at det framgår klart at også dette er frivillig – selv om det er ønskelig å få inn slik informasjon.
2. Språkbruken skal være nøytral og ikke ledende eller overtalende. Informasjonsskrivet bør gjennomgås med tanke på dette.

Vedtak:

Under forutsetning av at prosjektleder tar hensyn til merknadene ovenfor, tilrår komiteen at prosjektet gjennomføres. Revidert pasientinformasjon sendes komiteen *til orientering*.

Med vennlig hilsen

Kristian Hagestad
Kristian Hagestad
Fylkeslege cand.med., spes. i samf.med
Leder

Jørgen Hardang
Jørgen Hardang
Sekretær

Kopi: Inger-Marie Starholm, ortopediutdanningen

Norsk samfunnsvitenskapelig datatjeneste AS

NORWEGIAN SOCIAL SCIENCE DATA SERVICES



Harald Hårfagre gate 29
N-5007 Bergen Norway
Tel: +47-55 58 21 17 Fax:
+47-55 58 96 50
nsd@nsd.uib.no
www.nsd.uib.no Org.nr.
985 321 884

Anne Marie Mengshoel
Seksjon for helsefag
Institutt for sykepleievitenskap og helsefag
Universitetet i Oslo
Postboks 1153 Blindern
0318 OSLO

Vår dato: 05.03.2007

Vår ref: 16190/SM

Deres dat:

Deres ref:

**TILRÅDING AV BEHANDLING AV
PERSONOPPLYSNINGER**

Vi viser til melding om behandling av personopplysninger, mottatt 23.01.2007. Meldingen gjelder prosjektet:

16190

*Forkortning av proteselengde ved gange på skrånstelt og spesielt utfordrende underlag.
Hvilken innvirkning har det på energiforbruket til transJemoralt amputerte? Universitetet
i Oslo, ved instituttJonens øverste leder*

*Behandlingsansvar/ig**Daglig ansvar/ig**Student**Anne Marie Mengshoel**Inger-Marie Starholm*

Personvernombudet har vurdert prosjektet, og finner at behandlingen av personopplysninger vil være regulert av § 7-27 i personopplysningsforskriften. Personvernombudet tilrår at prosjektet gjennomføres.

Personvernombudets tilråding forutsetter at prosjektet gjennomføres i tråd med opplysningene gitt i meldeskjemaet, korrespondanse med ombudet, eventuelle kommentarer samt personopplysningsloven/helseregisterloven med forskrifter. Behandlingen av personopplysninger kan settes i gang.

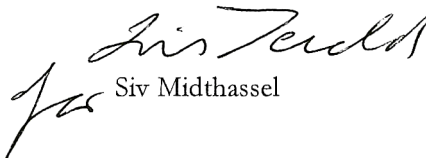
Det gjøres oppmerksom på at det skal gis ny melding dersom behandlingen endres i forhold til de opplysninger som ligger til grunn for personvernombudets vurdering. Endringsmeldinger gis via et eget skjema, <http://www.nsd.uib.no/personvern/endrings skjema>. Det skal også gis melding etter tre år dersom prosjektet fortsatt pågår. Meldinger skal skje skriftlig til ombudet.

Personvernombudet har lagt ut opplysninger om prosjektet i en offentlig database, <http://www.nsd.uib.no/personvern/database/>

Personvernombudet vil ved prosjektets avslutning, 01.05.2009 rette en henvendelse angående status for behandlingen av personopplysninger.

Vennlig hilsen

~j~H~


Siv Midthassel

Kontaktperson: Siv Midthassel tlf: 55 58

83 34 Vedlegg: Prosjektvurdering

Kopi: Inger-Marie Starholm, Kodalsveien 6 A, 1386 ASKER