

Anders Hjort Matthiasen

Ganganalyse av bensarkompasienter

Forskjeller i kinetikk (ankel- og knemoment) og kinematikk (knefleksjon i belastningsfasen og midtre del av belastningsfasen) i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og ben fra friske kontroller.

Masteroppgave i idrettsvitenskap
Seksjon for fysisk prestasjonsevne
Norges idrettshøgskole, 2018

Sammendrag

Bakgrunn: Bensarkom er en sjelden gruppe maligne svulster som i all hovedsak rammer unge mennesker. De vanligste bensarkomene er osteosarkom, Ewings sarkom og kondrosarkom. Osteosarkom og Ewings sarkom har lik utbredelse og de oppstår ofte i de lange rørknoklene. Særlig utsatt er området rundt kneleddet og humerus. Primærbehandling av osteosarkom og Ewings sarkom er kirurgisk behandling og kjemoterapi. Formålet med den kirurgiske behandlingen er å fjerne den maligne svulsten. I tillegg til benvev fjernes ofte deler av muskler for å sikre at svulsten fjernes med kirurgisk margin og pasienten får satt inn en innvendig protese. Det er få studier hvor de har evaluert objektive fysiske egenskaper. Derfor var formålet med denne studien å se på forskjeller i leddmomenter (ankel og kne) og knefleksjon (i belastningsfasen og midtre belastningsfase) i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og kontrollben.

Metode: Det ble gjort ganganalyse av 9 bensarkompasienter og 7 friske kontrollere. Basert på optisk sporing av refleksmarkører ble kinematiske data tatt opp fra 12 kamera. GRF ble tatt opp via en instrumentert tredemølle. Forsøkspersonene gikk på tre ulike hastigheter: selvvalgt hastighet, 80 % og 120 % av selvvalgt hastighet.

Resultater: Maks. plantarfleksjonsmoment var lavere i operert ben sammenlignet med kontrollben (80, 100, 120 % hastighet). Maks. plantarfleksjonsmoment var lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben (80 og 120 % hastighet) og sammenlignet med kontrollben (120 % hastighet). Maks. knefleksjonsmoment var lavere i operert ben sammenlignet med kontrollben (120 % hastighet). Maks. kneekstensjonsmoment var lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og kontrollben. Maks. knefleksjon i belastningsfasen var lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og kontrollben. Maks. knefleksjon i midtre belastningsfase var lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og kontrollben (120 % hastighet).

Konklusjon: Det er forskjell i operert ben hos bensarkompasienter i kneekstensjonsmoment sammenlignet med ikke-operert ben og kontrollben. Det er også forskjell i knefleksjon i belastningsfasen i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og kontrollben.

Forord

Det har vært svært lærerikt og morsomt å være med på MAGUS-prosjektet og jeg er veldig glad for at jeg fikk muligheten til å være en del av prosjektet.

Jeg vil først og fremst takke Tormod for veldig god veiledning og for at du har oppmuntret meg når jeg synes det har vært tungt å skrive. Takk for at du alltid er tilgjengelig!

Takk til Ola for at du hjulpet meg med markørplasseringer, Visual 3D og biomekanikk.

Takk til Jan som har hjulpet meg med alt som har vært EMG-relatert.

Takk til Merethe for at du har hjulpet meg i laben.

Takk til Amelie som har hjulpet meg med QTM og takk til Øyvind for opplæring i biomeklaben.

Takk til mamma, pappa og Kristina for korrekturlesing og generell støtte!!

Takk til katten min, MB, som har holdt meg med selskap når jeg har skrevet på denne oppgaven.

Innholdsfortegnelse

Sammendrag	3
Forord	5
Innholdsfortegnelse	7
1. Innledning.....	11
2. Teori	12
2.1 Sarkom.....	12
2.1.1 Osteosarkom.....	13
2.1.2 Ewings sarkom	15
2.1.3 Behandling av osteosarkom og Ewings sarkom.....	15
2.2 Biomekanikk.....	18
2.2.1 Beskrivelse av gange	18
2.2.2 Kinematikk	20
2.2.3 Kinetikk	22
2.2.4 Kraftplattform.....	23
2.2.5 Inverse dynamics	25
2.2.6 Beregning av reaksjonskrefter i ledd.....	28
2.2.7 Beregne leddmoment.....	29
2.3 Tidligere studier av bensarkompasienter	30
2.3.1 Ganghastighet.....	30
2.3.2 Maksimalt dorsalfleksjonsmoment.....	31
2.3.3 Maksimalt plantarfleksjonsmoment	31
2.3.4 Maksimalt knefleksjonsmoment.....	31
2.3.5 Maksimalt kneekstensjonsmoment.....	32
2.3.6 Knefleksjon i belastningsfasen	32
2.3.7 Knefleksjon i midtre del av belastningsfasen	33
4. Metode.....	35

4.1	Etiske hensyn	35
4.2	Studiedesign.....	35
4.3	Inklusjonskriterier	35
4.4	Eksklusjonskriterier	36
4.5	Pasientpopulasjon	36
4.5.1	Friske kontrollpersoner.....	36
4.6	Oppsett i biomeklaboratoriet	37
4.7	Analyse av gangfunksjon.....	37
4.8	Test av muskelstyrke.....	39
4.9	Evaluering av gangfunksjon	40
4.10	Statistikk.....	40
5.	Resultater.....	41
5.1	Forsøkspersoner	41
5.2	Maksimalt dorsalfleksjonsmoment	42
5.2.1	80 % hastighet	42
5.2.2	100 % hastighet	42
5.2.3	120 % hastighet	43
5.3	Maksimalt plantarfleksjonsmoment.....	44
5.3.1	80 % hastighet	44
5.3.2	100 % hastighet	44
5.3.2	120 % hastighet	45
5.4	Maksimalt knefleksjonsmoment	46
5.4.1	80 % hastighet	46
5.4.2	100 % hastighet	46
5.4.3	120 % hastighet	47
5.5	Maksimalt ekstensjonsmoment.....	48
5.5.1	80 % hastighet	48

5.5.2	100 % hastighet	48
5.5.3	120 % hastighet	49
5.6	Maksimal knefleksjon i belastningsfasen	50
5.6.1	80 % hastighet	50
5.6.2	100 % hastighet	50
5.6.3	120 % hastighet	51
5.7	Maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase	52
5.7.1	80 % hastighet	52
5.7.2	100 % hastighet	52
5.7.3	120 % hastighet	53
6.	Diskusjon	54
6.1	Ankelmomenter	54
6.1.1	Maksimalt dorsalfleksjonsmoment	54
6.1.2	Maksimalt plantarfleksjonsmoment	55
6.2	Knemomenter	56
6.2.1	Maksimalt knefleksjonsmoment	56
6.2.2	Maksimalt kneekstensjonsmoment	56
6.3	Knekinematikk	57
6.3.1	Maksimal knefleksjon i belastningsfasen	57
6.3.2	Maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase	58
6.4	Svakheter og styrker	59
6.4.1	Svakheter	59
6.4.2	Styrker	59
7.	Diskusjon	59
8.	Perspektiver	59
	Litteraturliste	60
	Tabelloversikt	63

Figuroversikt.....	64
Forkortelser.....	66
Vedlegg.....	67

1. Innledning

Sarkom er et samlebegrep for 50 ulike histologiske typer av maligne svulster som oppstår i mesenkymale celler i bløt- og benvev. Forekomsten av sarkom i Norge er lav og krefttypen utgjør cirka 1 % av alle maligne svulster (Hall, Bjerkehagen, Taksdal, Norum, Stoldt & Poulsen, 2014). Årlig blir rundt 160 bløtvevssarkomer og rundt 40 bensarkomer diagnostisert i Norge (Hall et al., 2014), og cirka 60 % av pasientene er menn (Norum, 2014). Det finnes flere ulike varianter, men denne oppgaven omhandler pasienter diagnostisert med enten osteosarkom eller Ewings sarkom. Felles for begge formene for bensarkom er at de som oftest rammer unge mennesker (Norum, 2014; Blay et al., 2014). Mens 70 % av osteosarkomene oppstår eksentrisk i metafysen i de lange rørknoklene, og som oftest rundt kneleddet eller proksimalt i humerus, kan Ewings sarkom oppstå overalt i kroppen (Norum, 2014). Likevel er det vanlig at Ewings sarkom forekommer i diafysen eller metafysen i lange rørknokler og da spesielt i underekstremitetene og bekkenet (Norum, 2014).

Primærbehandlingen av bensarkom er kirurgisk behandling hvor den maligne svulsten fjernes og blir erstattet av en innvendig protese (Norum, 2014). I tillegg til at benvev fjernes må ofte deler av muskler, eller hele muskelbuker, fjernes fordi at svulsten må fjernes med kirurgisk margin (Norum, 2014). De innvendige protesene er som regel laget av titan og de er modulære slik at de kan settes sammen av forskjellige deler og tilpasses operasjonsdefekten. Dersom pasienten ikke er ferdig utvokst benyttes det en voksemodul i protesen. Ved bensarkom i distale femur eller proksimale tibia erstattes hele eller deler av lårbeinet, kneleddet og øvre del av leggbeinet med protese (Norum, 2014). Gruppen av pasienter som er inkludert i oppgaven har enten distal femur- eller proksimal tibiaprotese.

Det er lite forskning på bensarkompasienter og majoriteten av studiene har målt fysisk funksjon med subjektive spørreskjema. Et lite utvalg av studiene har målt objektiv fysisk funksjon og blant disse studiene er det stor variasjon i metodologi og hvilke parametere som er målt. Derfor er hovedformålet i denne oppgaven å evaluere forskjeller i kinetikk (fleksjons- og ekstensjonsmomenter i ankel og kne) og kinematikk (knerefleksjon i belastningsfasen og knerefleksjon i midtre belastningsfase) i gange mellom operert ben med ikke-operert ben og med friske kontrollpersoner.

2. Teori

2.1 Sarkom

Sarkom er en sjelden gruppe maligne svulster som oppstår i både bløt- og beinvev. Kreftsvulstene kan forekomme i muskel, skjelett, fettvev, blodårer, nerver, hud og annet bindevev. Det er derfor vanlig å dele sarkom inn i bensarkom og bløtdelssarkom. De vanligste bensarkomene er osteosarkom, Ewings sarkom og kondrosarkom (Kåresen & Wist, 2012). Felles for de ulike bensarkomvariantene er at det er vanlig å dele de inn i ulike stadier. I Norge bruker vi Enneking-systemet som tar utgangspunkt i tre kriterier: 1) tumorgrad (lavgrad (G1) eller høygrad malignt (G2)), 2) lokal tumorutbredelse intrakompartemental (T1) eller ekstrakompartemental (T2)) og 3) forekomst av metastaser (ingen mestastase (M0) eller forekomst av metastaser (M1)). Ut i fra de tre kriteriene ender man opp med en stadieinndeling I-III med undergruppene A og B.

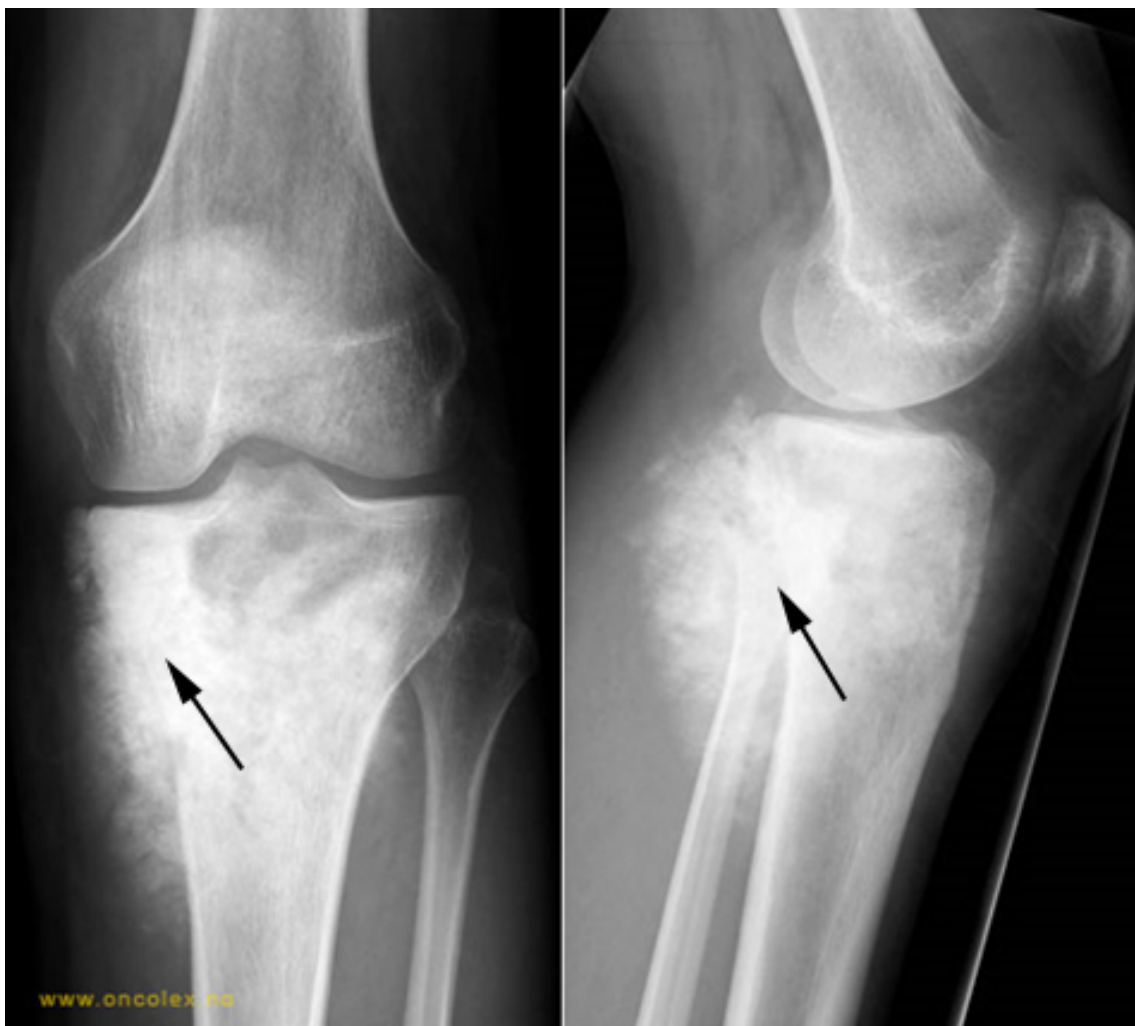
Tabell 1: Tabellen viser oversikt over Enneking-systemet. G1=lavgradig malignt, G2=høygradig malignt, T1=intrakompartemental (ingen innvekst i omliggende strukturer), T2=ekstrakompartemental (innvekst i omliggende strukturer), M0=ingen metastaser, M1=forekomst av metastaser

Grad	Enneking-systemet		Stadium
	Tumor	Metastaser	
G1	T1	M0	IA
G1	T2	M0	IB
G2	T1	M0	IIA
G2	T2	M0	IIB
G1 eller G2	T1	M1	IIIA
G1 eller G2	T2	M1	IIIB

Relevant for denne masteroppgaven er osteosarkom og Ewings sarkom siden sarkompasientene som er inkludert i forsøket har hatt én av de to variantene og de to formene for bensarkom vil være fokuset i teksten som følger under.

2.1.1 Osteosarkom

Osteosarkom er en malign tumor som oppstår i skjelettet og karakteriseres av at tumorcellene produserer umodent ben- eller osteoidvev (Picci, 2007). Selv om osteosarkom nesten alltid oppstår i skjelettet kan det ved sjeldne tilfeller oppstå i bløtvev (Picci, 2007). Det finnes flere ulike subtyper av osteosarkom basert på lokalisasjon, kliniske, radiologiske og mikroskopiske funn (Bjerkehagen & Berner, 2014). Konvensjonell osteosarkom, som har en høy grad av malignitet, utgjør rundt 75 % av alle høygradige osteosarkomer (Blay et al., 2014).



Figur 1: Røntgenbilde av osteosarkom i proksimale tibia og pilen viser til lesjon.
Hentet fra
<http://oncolex.no/Sarkom/Diagnoser/Benvev/Prosedyre katalog/Diagnostikk?lg=procedureGroup>

Osteosarkom er den vanligste formen for bensarkom (Heare, Hensley & Dell’Ofrano, 2009) og årlig forekommer det mellom ti og 15 nye tilfeller i Norge (Norum, 2014).

Dessuten er det en krefttype som ofte rammer unge mennesker. 75 % av pasientene er mellom 15 og 25 år (Picci, 2007) og i Norge er gjennomsnittsalder ved diagnose 16 år (Norum, 2014). I tillegg rammes menn oftere enn kvinner (Picci, 2007; Norum, 2014). Rundt 80 – 90 % av osteosarkomtilfellene oppstår i ekstremitetene og spesielt utsatt er de lange rørknoklene som humerus, tibia og femur (Heare et al., 2009; Picci, 2007). Her oppstår osteosarkom hovedsaklig i metafysen som er den delen av en rørknokkel som danner overgangen mellom leddenden og skaftet. Osteosarkom oppstår sjeldent midt i rørknokkelen eller i epifysen (Picci, 2007).

Personer som rammes av osteosarkom klager ofte på smerter før det oppstår hevelse i bløtvevet (Picci, 2007), og smerter som ikke går over i løpet av to til tre uker bør utredes (Kåresen & Wist, 2012). Mistanke om diagnose baseres ofte på røntgen (figur 1), MRI og CT hvor man se lesjoner i knoklene, men for å kunne stille en definitiv diagnose må man ta en biopsi av vevet (Heare et al., 2009; Picci, 2007). Årsaken til osteosarkom er ukjent.

2.1.2 Ewings sarkom



Figur 2: Røntgenbilde av Ewings sarkom i radius. Trekant viser til lesjon med løkskinnutseende. Pil viser benformasjon. Hentet fra Bone tumors: osteosarcoma and Ewing's sarcoma, av Heare, Hensley & Dell'Orfano, 2009, Curr Opin Pediatr.

Det som kjennetegner Ewings sarkom er at svulsten består av små runde celler (Blay et al., 2014). Etter osteosarkom er Ewings sarkom den nest mest vanlige maligne bentumoren blant barn og ungdom (Heare et al., 2009). I Norge utgjør Ewings sarkom fem til ti nye tilfeller hvert år og den rammer begge kjønn i like stor grad. Tumoren kan i noen tilfeller oppstå i det aksiale skjelettet, men oftest oppstår tumor i diafysen (Kåresen & Wist, 2012). I likhet med osteosarkom opplever ofte pasienten smertesympotomer og i tillegg plages ofte pasienten med hevelse (Heare et al., 2009). Mistanke om diagnose baseres ofte på røntgen (figur 2), MRI og CT hvor man se lesjoner i knoklene, men for å kunne stille en definitiv diagnose må man ta en biopsi av vevet (Heare et al., 2009; Picci, 2007).

2.1.3 Behandling av osteosarkom og Ewings sarkom

Kurativ behandling av høygradig osteosarkom og Ewings sarkom består av kjemoterapi og kirurgi (Blay et al., 2014). Ved Ewings sarkom kan svulsten også behandles med

stråling i kombinasjon med kirurgi eller alene (Heare et al., 2009). Sammenlignet med kirurgi alene har kombinasjonen av kjemoterapi og kirurgi økt overlevelsessannsynligheten fra 10 % - 20 % til > 60 % for pasienter med høygrads osteosarkom. Kombinasjonen av kjemoterapi og kirurgi sammenlignet med kirurgi eller stråling har for pasienter med Ewings sarkom økt overlevelsessannsynligheten fra < 10 % til cirka 60 % - 70 % i lokale tumorer og til cirka 20 % - 40 % ved metastaser. Høygrads osteosarkom og Ewings sarkom behandles med kjemoterapi både pre- og postoperativt (Kåresen & Wist, 2012). Pasientene behandles med flere kurer med høydosekjemoterapi og ofte brukes flere ulike stoffer (Kåresen & Wist, 2012). Lavgradig osteosarkom som har mindre potensiale for metastaser behandles kun med kirurgi (Blay et al., 2014).

Pasienter som har osteosarkom eller Ewings sarkom i ekstremitetene vurderes alltid for kirurgisk behandling og rekonstruksjoner blir utført på 90 % av disse pasientene (Kåresen & Wist, 2012). For 10 % er amputasjon aktuelt (Kåresen & Wist, 2012). Formålet med operasjonen, enten det er snakk om osteosarkom eller Ewings sarkom, er å fjerne bensarkomet med en kirurgisk margin (Norum, 2014). Hvordan den kirurgiske behandlingen gjennomføres avhenger av histologisk diagnose, grad av malignitet og røntgenundersøkelser (Norum, 2014). Så lenge tumoren kan fjernes med god margin og funksjonen i ekstremiteten er tilfredsstillende etter operasjon kan man unngå amputasjon. Vanligst i slike operasjoner er å bytte ut eget ben med metallproteser bestående av titan (Figur 3). Protene er som regel modulbaserte slik at man kan konstruere en protese som er tilpasset defekten som har oppstått. Protesen festes til det gjenværende skjelettet med biologisk tilheling eller med bensement. Hos barn som fortsatt er i vekst kan man benytte en voksemodul i protesen som tillater at protesen kan vokse i takt med utviklingen til barnet.



Figur 3: Til venstre er en trevira tube og til høyre er en Modular Universal Tumour and Revision System (MUTARS) Distal Femoral-protese (Oceania Orthopaedics, Queensland, Australia).

For å gjennomføre en slik operasjon lages et snitt i huden som er stort nok til at ortopedene får god oversikt og tilgang slik at preparatet (svulsten og alt vev innenfor kirurgisk margin) kan fjernes før protesen settes inn. Operasjonen avsluttes med en rekonstruksjon av bløtvev hvor viktige muskler festes til protesen, der det er mulig, for å oppnå best mulig funksjon. Muskelfester av en viss størrelse sys fast til en trevira tube

(Figur 3) som er festet rundt protesen. Hvis muskelfestene er for små til å tåle belastningen av en kontraksjon vil musklene bli liggende løse. I løpet av tilhelingsperioden vil muskelfestene gro fast til strømpen eller i arrvev der det ikke er mulig å feste til strømpen. Vanlige komplikasjoner ved bruken av slike proteser er slitasje av protesen og infeksjoner (Heare et al., 2009).

2.2 Biomekanikk

Innenfor biomekanikk beskriver man bevegelse (kinematikk) og kreftene som skaper dem (kinetikk). Gange er den bevegelsesformen som er mest studert hvor den kvantitative beskrivelsen av de mekaniske aspektene i gange er referert til som ganganalyse (Cappozzo, 1984). I dag er det vanlig å bruke biomekaniske laboratorier for å kvantifisere kinematiske og kinetiske data i gange. Videre gjøres det ofte kliniske ganganalyser ved hjelp av video og enkle analyser.

Kinematikk beskriver bevegelse av et legeme uten å ta hensyn til kreftene som forårsaker bevegelsen (Levangie & Norkin, 2011). Kinematikken tar gjerne for seg posisjon, hastigheter og akselerasjon av refleksmarkører festet til ulike segmenter for å kunne beskrive bevegelsen mellom de. Det er derfor vanlig å bruke enten ett kamera for endimensjonal analyse eller et flerkamerasystem for å gjøre en tredimensjonal analyse.

Kinetikk brukes for å beskrive kreftene som virker på et legeme og som derfor ligger til grunn for bevegelsen av legemet (Levange & Norkin, 2011). Kinetiske data blir gjerne tatt opp via kraftplattformer som måler kraften de blir utsatt for. De fleste kraftplattformer måler kraft i tre dimensjoner: vertikal, langs lengden og langs bredden av kraftplattformen.

2.2.1 Beskrivelse av gange

Sentralt i beskrivelse av gange er gangsyklusen og denne blir ofte beskrevet ved bruk av flere temporale parametere (Levangie & Norkin, 2011). Én gangsyklus starter med at høyre eller venstre ben oppnår kontakt med underlaget og slutter når samme ben får kontakt med underlaget igjen. Det er vanlig å dele opp gangsyklusen i to hovedfaser: 1) belastnings- og 2) svingfasen (Levangie & Norkin, 2011). I belastningsfasen er en del av eller hele foten i kontakt med underlaget og denne fasen tilsvarer ca. 60 % av gangsyklusen. Svingfasen er når den samme foten ikke lenger er i kontakt med underlaget og denne fasen tilsvarer cirka 40 % av gangsyklusen. I løpet av én

gangsyklus vil begge bena gå gjennom de to hovedfasene (belastnings- og svingfase). I tillegg er det i løpet av én gangsyklus to tilfeller av dobbelstøtte og dette er når begge føttene har kontakt med underlaget og hvert av tilfellene tilsvarer cirka 11 % av gangsyklusen som til sammen tilsvarer rundt 22 %. Med andre ord er kroppen kun støttet av én fot i ca. 80 % i løpet av en syklus. Videre er stå- og svingfasen delt inn i subfaser som markerer start og slutt på de to fasene. Subfasene er i litteraturen ofte brukt til å beskrive leddutslag eller leddmoment i en spesiell del av gangen. Senere i oppgaven vil det komme en opprømsing av tidligere kinematiske og kinetiske studier og subfasene vil bli nevnt.

Hendelsesforløp i belastningsfasen:

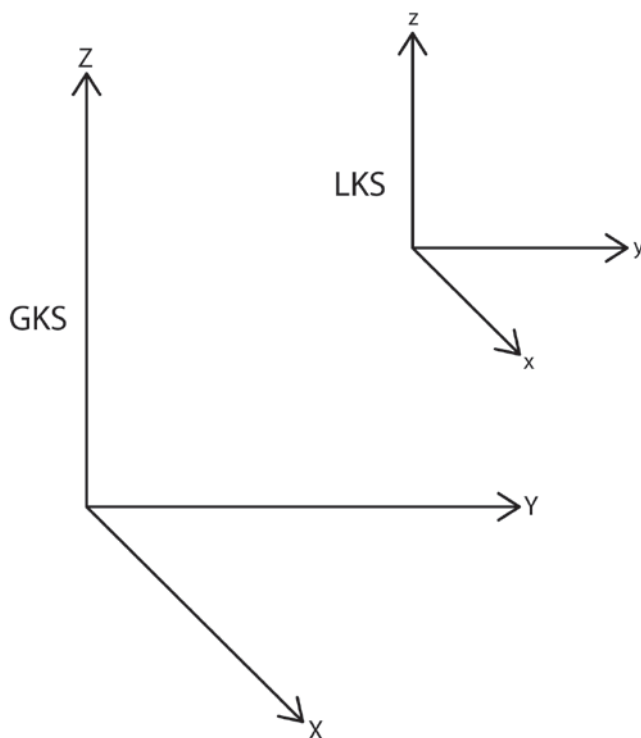
1. *Initial kontakt*: tidspunktet hvor foten til en av underekstremitetene får kontakt med underlaget (i de fleste tilfeller er det hælen som får kontakt med underlaget først).
2. *Støtdempingsfasen*: tidspunktet når foten står flatt mot underlaget for første gang.
3. *Midtre belastningsfase*: tidspunktet hvor kroppen er direkte over den støttende ekstremiteten
4. *Terminal belastningsfase*: tidspunktet hvor hælen for gjeldene underekstremitet forlater underlaget
5. *Presving*: tidspunktet hvor tærne til samme fot forlater underlaget

Hendelsesforløp i svingfasen:

1. *Initial svingfase*: starter så fort tærne forlater underlaget
2. *Midtre svingfase*: starter når den gjeldene underekstremiteten er direkte under kroppen eller når foten slutter og akselerere fremover
3. *Terminal svingfase*: kommer etter midtsving når gjeldene underekstremitet får kontakt med underlaget

2.2.2 Kinematikk

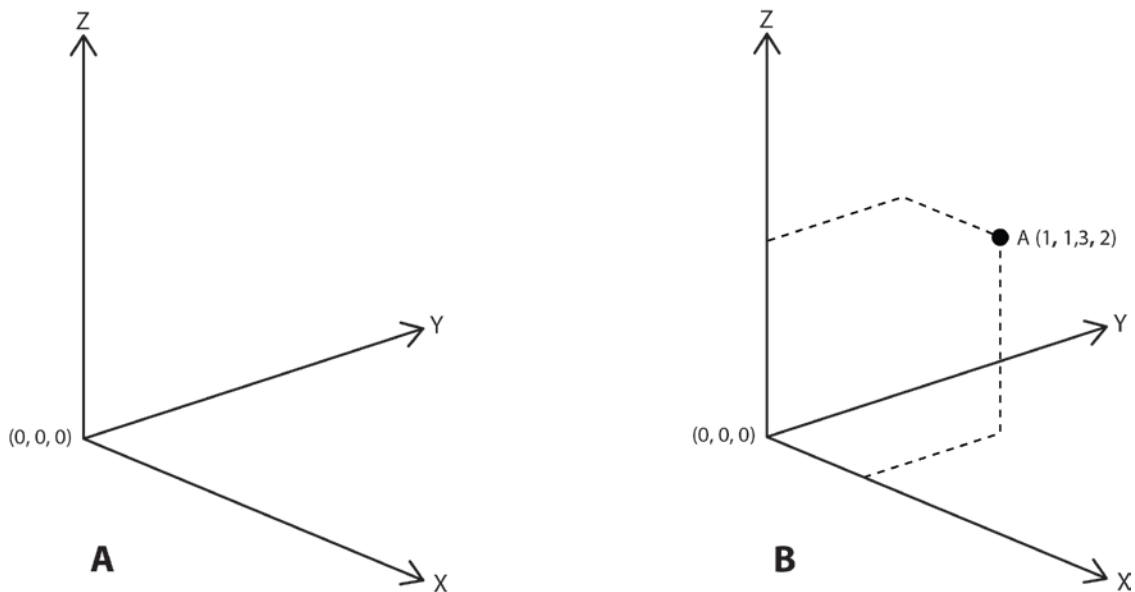
Med kinematikken ønsker vi å beskrive og kvantifisere lineær- og vinkelposisjonene til leger og de tilhørende tidsderivatene. For å kunne beskrive den bevegelsen vi ser brukes gjerne kamerateknologi. Med ett kamera er det mulig å gjøre endimensjonale analyser, men for å kunne gjøre en tredimensjonal analyse må man bruke flere kamera. For å kunne kvantifisere posisjonen til et punkt eller et legeme bruker man gjerne et Kartesisk koordinatsystem. Det er vanlig å beskrive et Kartesisk koordinatsystem med XYZ-akser hvor Z-aksen er rettet superior, Y-aksen er rettet anterior og X-aksen står vinkelrett på de to andre aksene. Et slikt Kartesisk koordinatsystem brukes til å definere både globale (GKS) og lokale koordinatsystem (LKS) (Figur 4) (Robertson et al., 2014).



Figur 4: Globalt koordinatsystem (GKS) og lokalt koordinatsystem (LKS).

Det er vanlig å beskrive det GKS med XYZ hvor Z-aksen er rettet superior, Y-aksen er rettet anterior og X-aksen står vinkelrett på de to andre aksene (Figur 5 A). Et punkt i det GKS kan beskrives ut i fra posisjonen til punktet relativt til origo med koordinatene X, Y, Z (Figur 5 B). I det GKS kan vi beskrive posisjonen til ethvert punkt av interesse. For å kunne beskrive en del av kroppen (segment) relativt til GKS (posisjon og orienteringen) kreves det at man etablerer ett nytt koordinatsystem definert fra markører/punkter plassert på gitte anatomiske punkter på segmentet. Dersom man har

nok markører/punkter vil man kunne skape et LKS som definerer posisjonen og orienteringen til segmentet.



Figur 5: **A:** Det GKS hvor origo er beskrevet med XYZ (0, 0, 0). **B:** GKS med punktet A som relativt til origo er 1 lengde langs X-aksen, 1,2 lengde langs Y-aksen og 2 lengder langs Z-aksen.

Et segments interaksjon med et annet segment er beskrevet av begrensninger i leddet som tillater null til seks frihetsgrader. Frihetsgradene beskriver hvordan et segment kan forflyttes og orienteres i et tredimensjonalt rom. Maksimalt kan et ledd ha seks frihetsgrader fordi det kan bevege seg lineært og rotere i tre retninger. Det er derfor to forskjellige koordinatsystemer (GKS og LKS) som eksisterer i det samme 3D-rommet som brukes til å ta fange opp bevegelser. Basert på GKS og flere LKS kan man bestemme om man ønsker å se på hvordan segmentene beveger seg i forhold til GKS eller hvordan ulike LKS beveger seg i forhold til hverandre. Innen biomekanisk forskning hvor man ønsker å beskrive hvordan ulike ledd beveger seg analyserer man gjerne hvordan segmentene (LKS) beveger seg i forhold til hverandre. Dette danner grunnlaget for den biomekaniske modellen. Derfor blir den biomekaniske modellen en samling rigide segmenter, eksempelvis fot og legg, som settes sammen for å kunne beskrive de bevegelsene man ønsker å studere. At segmentene er rigide innebærer at de ikke deformeres og dette er en antakelse man gjør i biomekanikken. Denne antakelsen stemmer ikke overens med virkeligheten siden det vil være en deformasjon av ben og markørene vil bevege seg dersom de er plassert på bløtdeler hvor muskler og fettvev beveger seg relativt til knokkelen under (soft tissue artifact) (Leardini, Chiari, Croce &

Cappozzo, 2005). Videre vil man også modellere noen deler av kroppen som ett enkelt rigid segment selv om de i virkeligheten består av flere segmenter, eksempelvis foten og brystryggen. Årsaken til at man forholder seg til kroppens segmenter som rigide er for å unngå kvantifisering av forandring i massedistribusjon som skyldes deformasjon av vev og bevegelse av kroppsvæsker (Robertson et al., 2014).

2.2.3 Kinetikk

I fysikken er kraft definert som påvirkningen den har på ett eller flere objekter. Kraft er en vektor noe som betyr at den har både størrelse og retning. Krefter deles gjerne inn i ytre krefter (gravitasjon og reaksjonskrefter) som har opphav utenfor kroppen og indre krefter som har opphav fra det biologiske materiale som kroppen består av (muskler, ligamenter, ben og ledd). I biomekanikken er det vanlig å se på hvilken påvirkning kraft har på et rigid legeme. Hvordan en kraft påvirker rigide legemer kan beskrives med Newtons lover. En kinetisk analyse er den delen av dynamikken som beskriver krefter og momenter (indre og ytre) og hvilke konsekvenser disse har på bevegelse. Momenter beskriver hvordan en kraft kan forandre et legemes rotasjon om sin egen akse. Kinetiske data kan måles direkte (eksempelvis kraftplattform), men for å forstå bevegelse blir kinetiske data ofte analysert sammen med kinematiske data. Da vil man ha informasjon om krefter og momenter som påvirker ett legeme eller en kropp samtidig som man har informasjon om bevegelsen som fant sted.

For å kunne gjøre en kinetisk analyse av et menneske i bevegelse må segmentenes fysiske egenskaper (masse, massesenter, treghetsmoment og geometriske form) defineres (Robertson, Caldwell, Hamill, Kamen & Whittlesey, 2014). Dette krever at vi, som nevnt tidligere, antar at segmentene er rigide. I tillegg til antakelsen om rigiditet antar man også at massedistribueringen til de ulike segmentene er like for alle som tilhører en viss populasjon. Basert på antropometriske målinger kan man estimere segmentparametere ved å bruke ligninger som tar utgangspunkt i gjennomsnittet til et utvalg fra en populasjon. Dette kan gjøres på fire ulike måter: 1) basert på kadaverstudier, 2) matematisk modellering, 3) skanning og bildeteknikker og 4) kinematiske mål. Relevant for denne studien er metodene som tar utgangspunkt i kadaverstudier og matematisk modellering. Med disse metodene beregner man massen til segmenter basert på arbeidet til Dempster (1955) (kadavre) og treghetsmoment defineres med geometriske former som er basert på arbeidet til Hanavan (1964)

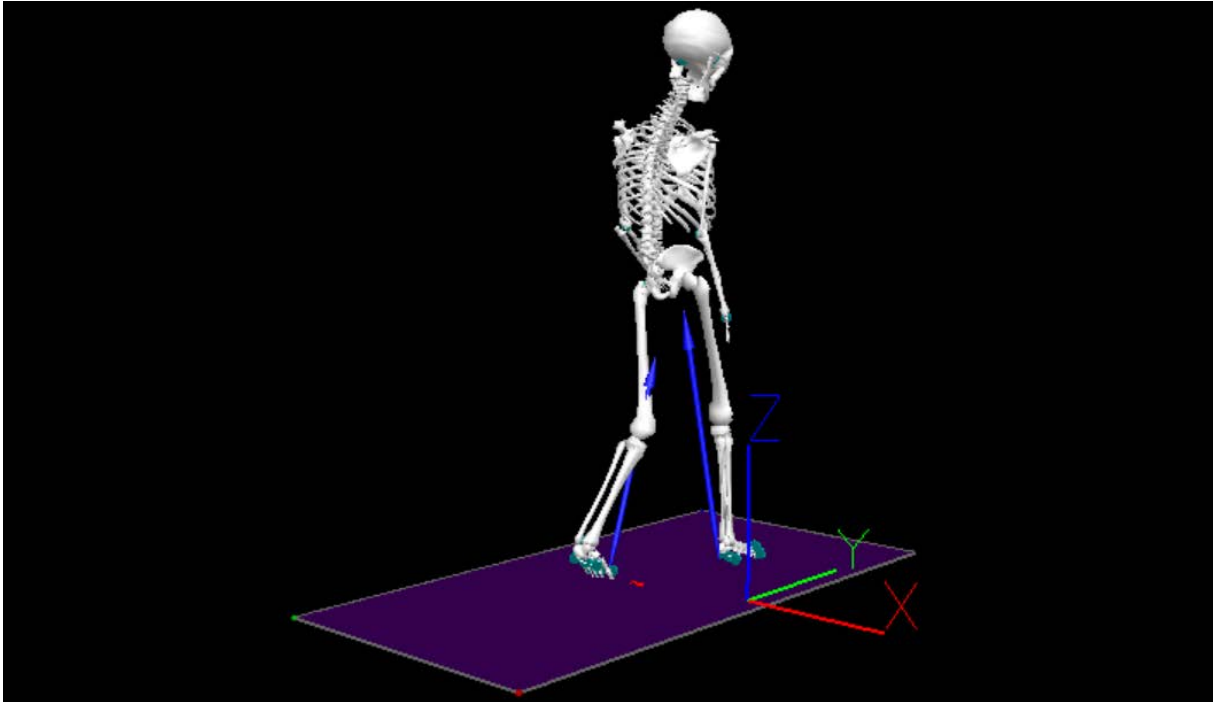
(geometrisk representasjon av segmenter). Massen (treghet mot lineær bevegelse) til et segment m_s uttrykkes som prosent p_s av den totale massen M til forsøkspersonen (1.1).

$$1.1 \quad m_s = p_s M$$

Massesenteret til et segment er det punktet hvor massen er konsentrert og for å definere massesenteret til et segment brukes enkle geometriske former med jevn tetthet som skaleres relativt til segmentlengde og geometrisk form. Flere ulike geometriske former kan passe ulike segmenter, men ofte brukes en frustum av en rett sirkelformet kjegle. Treghetsmomentet er et segments motstand mot rotasjon om en akse. Treghetsmoment avhenger av massesenteret og avstanden til massesenteret fra et omdreiningspunkt. To segmenter med lik masse, men med ulik posisjon av massesenteret kan derfor ha ulikt treghetsmoment.

2.2.4 Kraftplattform

Et vanlig verktøy for å måle kraft er kraftplattformen. En kraftplattform er en instrumentert plate som registrerer reaksjonskraften fra underlaget (ground reaction force (GRF)). De fleste kraftplattformer kan måle GRF i tre dimensjoner: vertikalt (Z-aksen), langs lengden (Y-aksen) og langs bredden (X-aksen). GRF er én kraftvektor som tilsvarende summen av alle kreftene som påføres en overflate. Derfor vil en kraftplattform uavhengig av hvor mange områder på plattformen som blir påført kraft, kun ha én resulterende kraftvektor (GRF) (figur 3). Den resulterende GRF-vektoren som blir registrert av en kraftplattform kan dekomponeres slik at man ender opp med kraftvektorer til Z-, Y- og X-aksen.



Figur 6: Personen på bildet er midt i en gangsyklus og de to blå pilene er to ulike GRF samlet inn fra to kraftplattformer (en til hvert ben).

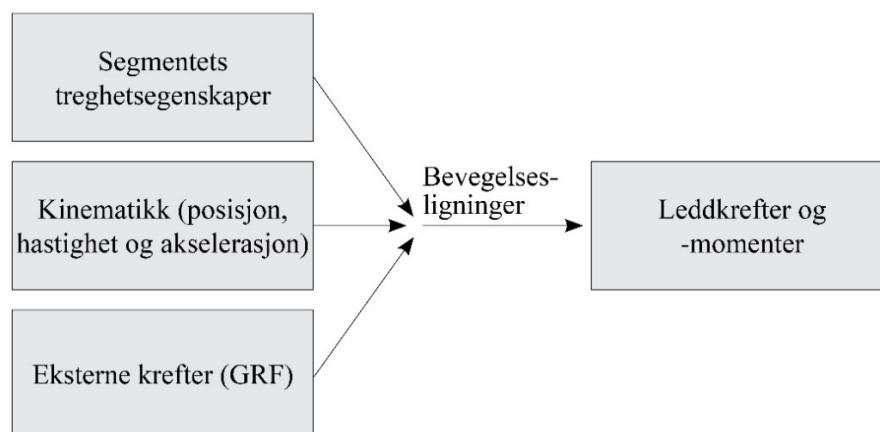
Tredimensjonale kraftvektorer som påføres kraftplattformen beskrives med ni parametere (F_x , F_y , F_z , COP_x , COP_y , COP_z , M_x , M_y og M_z). Kraftvektoren består av tre ortogonale komponenter som beskrives med F_x , F_y og F_z hvor x,y og z beskriver lokalisasjonen til kraftvektoren relativt til origo på kraftplattformkoordinatsystemet (KKS). Siden kraftvektoren er et resultat av en fordeling av krefter til et område som er i kontakt med overflaten til kraftplattformen blir dette stedet kalt center of pressure (COP). COP har tre ortogonale komponenter som beskrives med COP_x , COP_y og COP_z . Tre ortogonale momenter (M_x , M_y og M_z) relativt til KKS origo som. Eksakt lokalisasjon til origo i KKS er avhengig hvor kraftsensorene er plassert. Ofte er origo i KKS plassert rett under overflaten og i midten av kraftplattformen.

Det er seks parametere for å beskrive reaksjonskraftvektoren som kraftplattformen påfører en person. De seks parameterne er: tre GRF-komponenter (R_x , R_y og R_z), lokalisasjonen til reaksjonskraftvektoren sitt COP i det GKS (x og y) og det frie momentet (M_z). Bare COP_x og COP_y må beregnes fordi den vertikale koordinaten er på toppen av kraftplattformen og denne er gjerne definert som $z = 0$ i det GKS. Det frie momentet, M_z , representerer reaksjonen til et vridningsmoment rundt den vertikale aksene. For å kunne beskrive COP_x og COP_y sine koordinater i det GKS er det vanlig at GKS og KKS sine akser sammenfaller. Siden vi ønsker å beskrive COP_x og COP_y fra

KKS slik at de samsvarer med kinematikken vi observerer i det GKS må vi vite lokalisasjonen til origo til KKS i forhold til GKS sitt origo. Dette løses ved å lokalisere origo til det GKS i midten av kraftplattformen eller ved å plassere refleksmarkører på kjente koordinater i KKS og med kjennskap til hvor disse refleksmarkørene er kan man ved en lineær transformasjon si hvor disse markørene er i GKS.

2.2.5 Inverse dynamics

For å beregne kreftene og momentene som er årsaken til bevegelsene vi ønsker å studere brukes prosessen inverse dynamics. Det finnes ulike metoder for å beregne inverse dynamics og den vanligste er Newton-Euler-metoden. Denne metoden bruker kinematiske parametere, masse/treghet og treghetsmoment til segmentet og GRF for å beregne krefter og momenter (figur 7).



Figur 7: Flytskjema for inverse dynamics.

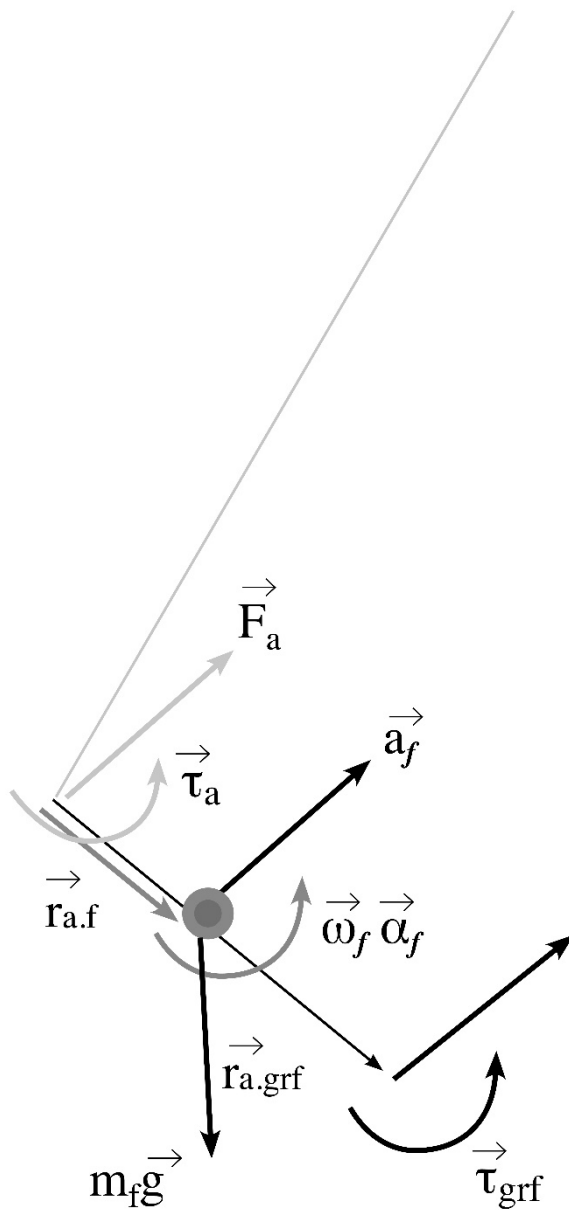
I en tredimensjonal inverse dynamics-analyse har et rigid segment seks frihetsgrader (tre for translasjon og tre for rotasjon) og med seks bevegelsesligninger (tre for translasjon og tre for rotasjon). Problemet er at et segment inneholder flere muskler som alle er kraftproduserende og man ender opp med flere ukjente (én muskel fører til én ukjent) enn det er ligninger. Dette løses ved å redusere antall ukjente til seks ved å erstatte alle kreftene som virker på foten med én resultantkraftvektor og ett resulterende leddmoment (Robertson et al., 2014). I tillegg til et resulterende moment vil alle musklene som virker på et anatomisk ledd produsere en kompresjonsbelastning på

leddoverflatene. Vi kan estimere nettomomentet med inverse dynamics, men vi kan ikke estimere kompresjonsbelastningen. Reaksjonskreftene i leddet beregnes uavhengig av kompresjonsbelastningen. Derfor er ikke reaksjonskraften i leddet man beregner den reelle leddkraften. For å beregne reaksjonskraft og netto leddmoment (summen av alle momentene) for et segment starter man med Newton-Euler bevegelsesligninger:

$$(1.2) \quad \sum \vec{F} = \frac{d}{dt}(m\vec{v}) = m\vec{a}$$

$$(1.3) \quad \sum \vec{\tau} = \frac{d}{dt}(I\vec{\omega})$$

Ligning 1.2 er Newtons ligning for bevegelse og den sier at summen av alle kreftene som virker på et rigid legeme er tilsvarende forandringen i bevegelsesmengden til legemet. Ligning 1.3 er Eulers ligning for bevegelse og den sier at summen til alle momentene som virker på et rigid legeme er tilsvarende forandringen i bevegelsesmengdemomentet til legemet.



Figur 8: Fritt-legeme-diagram av foten. m_f =massen til foten, $\vec{r}_{a,f}$ =posisjonen til massesenteret til foten, \vec{F}_a =kraften ved proksimale delen av foten (reaksjonskraften til ankelen), $\vec{\tau}_a$ =nettomoment ved proksimale delen av foten (nettoankelmoment), \vec{g} =gravitasjonsvektoren, \vec{a}_f =lineær akselerasjon, $\vec{\omega}_f$ =vinkelhastighet, $\vec{\alpha}_f$ =vinkelakselerasjon, grf=ground reaction force.

Fritt-legeme-diagrammet (Figur 8) representerer foten i kontakt med en kraftplattform. For å beregne kraft og moment i den proksimale delen av foten brukes kan Newton-Euler-ligningen bli uttrykt slik:

$$(1.5) \vec{F}_a = m_f(\vec{a}_f - \vec{g}) - \vec{F}_{grf}$$

$$(1.6) \vec{\tau}_a = \frac{d}{dt}(I_f \vec{\omega}_f) + (\vec{r}_{a,f} \times m_f(\vec{a}_f - \vec{g})) - \vec{\tau}_{grf} - (\vec{r}_{a,grf} \times \vec{F}_{grf})$$

Hvor \vec{F}_a er kraften ved den proksimale enden til foten (reaksjonskraften til ankelen), $\vec{\tau}_a$ er nettomoment ved den proksimale enden av foten (nettoankelmoment), og $\vec{g} = (0,0 - 9,81)$ er gravitasjonsvektoren.

For å løse ligningene 1.5 og 1.6 trenger man segmentets antropometriske egenskaper: Masse (m_f), treghetsmoment (I_f) og massesenteret ($\vec{r}_{a,f}$). I tillegg trenger man kinematiske verdier for: Lineær hastighet (\vec{v}_f), lineær akselerasjon (\vec{a}_f), vinkelhastighet ($\vec{\omega}_f$), vinkelakselerasjon ($\vec{\alpha}_f$) og GRF (\vec{F}_{grf} , $\vec{\tau}_{grf}$, $\vec{r}_{a,grf}$). Metodene for å beregne de antropometriske egenskapene (masse og treghetsmoment) er beskrevet tidligere i kinematikkavsnittet. Kinematiske verdiene baserer seg på videoopptak av markører og GRF tas opp med en kraftplattform. Vi antar at leddreaksjonskreftene er like store og motsatte rettet om leddet. Videre antar man at netto leddmomentet er like stort og motsatt rettet om leddet. Ved å gjøre dette så antar man at det ikke gjøres noe arbeid i leddet.

2.2.6 Beregning av reaksjonskrefter i ledd

For å beregne reaksjonskraften i et segment bruker vi Newtons ligning for bevegelse (1.2). Siden det bare kan være én ukjent \vec{F} må vi sette opp ligningen slik at vi bare ender opp med én ukjent som representerer leddet og ikke segmentet. Derfor må vi gjøre om på ligning 1.2 ettersom vi ønsker å beregne reaksjonskraften i ankelen (\vec{F}_a) og ikke reaksjonskraften i foten (\vec{F}_f) (Figur 8). Ligningen (1.2) utvides slik at man ender opp med en ny ligning (1.7).

$$(1.7) \vec{F}_f + \vec{F}_{grf} + m_f \vec{g} = m_f \vec{a}_f$$

Nå som ligning 1.2 har blitt utvidet og vi ender opp ligning 1.7 kan vi løse \vec{F}_a og vi ender opp med en ligning som ser slik ut:

$$\vec{F}_a = m_f(\vec{a}_f - \vec{g}) - \vec{F}_{grf}$$

Som er den samme ligningen som er beskrevet over (ligning 1.5). Når reaksjonskraften i ankelen er beregnet kan reaksjonskraften for kneet (\vec{F}_k) beregnes med utgangspunkt i ligning 1.8 hvor $l =$ leggen.

$$(1.8) \quad \sum \vec{F}_l = m_l \vec{a}_l$$

Akkurat som i foten ønsker vi å løse reaksjonskraften i kneleddet (\vec{F}_k) og ikke reaksjonskraften i leggsegmentet (\vec{F}_l). Vi utvider og ender opp med ligning 1.9.

$$(1.9) \quad -\vec{F}_a + \vec{F}_k + m_l \vec{g} = m_l \vec{a}_l$$

Vi kan nå løse ligningen for \vec{F}_k (ligning 1.10).

$$(1.10) \quad \vec{F}_k = m_l(\vec{a}_l - \vec{g}) - \vec{F}_a$$

Vi kan bytte ut uttrykket for \vec{F}_a i ligning 1.2 sånn at vi får ligning 1.11.

$$(1.11) \quad \vec{F}_k = m_l(\vec{a}_l - \vec{g}) + m_f(\vec{a}_f - \vec{g}) - \vec{F}_{grf}$$

Denne ligningen (ligning 1.11) kan utvides til et generelt uttrykk for enhver lenke mellom segmenter distalt til leddet slik at reaksjonskraften kan bli uttrykt som ligning 1.12.

$$(1.12)$$

$$F_j = \left(\sum_{s=1}^m m_s (\vec{a}_s - \vec{g}) \right) - \vec{F}_{grf}$$

2.2.7 Beregne leddmoment

For å beregne ankelmoment (Figur 8) bruker vi følgende ligning:

$$\vec{\tau}_a + \vec{\tau}_{grf} - \vec{r}_{a,f} \times \vec{F}_a + (\vec{r}_{a.grf} - \vec{r}_{a,f}) \times \vec{F}_{grf} = \vec{\tau}_f^l$$

I denne ligningen er $\vec{r}_{a,f}$ er vektoren fra ankelen til massesenteret i foten og $\vec{r}_{a.grf}$ er vektoren fra ankelen til COP. Omorganisering av ligningen gir:

$$\vec{\tau}_a = \tau_f^l - \vec{\tau}_{grf} - [(\vec{r}_{a.grf} - \vec{r}_{a,f}) \times \vec{F}_{grf}] + (\vec{r}_{a,f} \times \vec{F}_a)$$

$$\vec{\tau}_a = \tau_f^l - \vec{\tau}_{grf} - [(\vec{r}_{a.grf} - \vec{r}_{a,f}) \times \vec{F}_{grf}] + \vec{r}_{a,f} \times [m_f(\vec{a}_f - \vec{g}) - \vec{F}_{grf}]$$

$$\vec{\tau}_a = \tau_f^l - \vec{\tau}_{grf} - [(\vec{r}_{a.grf} - \vec{r}_{a,f} + \vec{r}_{a,f}) \times \vec{F}_{grf}] + [\vec{r}_{a,f} \times m_f(\vec{a}_f - \vec{g})]$$

$$\vec{\tau}_a = \tau_f^l - \vec{\tau}_{grf} - [\vec{r}_{a.grf} \times \vec{F}_{grf}] + [\vec{r}_{a.f} \times m_f(\vec{a}_f - \vec{g})]$$

Etter at ankelmoment er beregnet kan knemoment og andre momenter beregnes. Dette kan gjøres med det generelle uttrykket:

$$\vec{\tau}_j = \left[\sum_{s=1}^m \vec{\tau}_s^l + \vec{r}_{j.s} \times m_s(\vec{a}_s - \vec{g}) \right] - \vec{\tau}_{grf} - [\vec{r}_{j.grf} \times \vec{F}_{grf}]$$

Dette generelle uttrykket fungerer på lik måte som det generelle uttrykket for reaksjonskrefter. Netto leddmoment som blir beregnet med inverse dynamics kalles gjerne indre momenter (Robertson et al., 2014). Med indre momenter betyr det at momentene er produsert av muskler og andre vev. Ytre momenter er i en kinetisk ganganalyse de ytre momentene produsert av GRF som de indre momentene må balansere ut. Størrelsen på de ytre momentene er like store, men med motsatt fortegn enn det de indre momentene har.

2.3 Tidligere studier av bensarkompasienter

Det er totalt fem studier som sett på gangfunksjonen i pasienter som har gjennomgått ekstremitetsbevarende kirurgi og hvor artikkelforfatterne har gjort kinetiske og kinematiske analyser hver for seg eller i kombinasjon. Under vil jeg beskrive funnene som relevante for denne studien. Etter tekstdelen kommer en tabell med oversikt over de tidligere artiklene som er presentert under (Tabell 2).

2.3.1 Ganghastighet

Pasienter hadde en lavere ganghastighet sammenlignet med friske kontrollpersoner (De Visser et al., 1999; Benedetti et al., 2000; Rompen et al., 2002; Carty et al., 2009). De Visser et al. (1999) rapporterte om en selvvalgt ganghastighet på 0,7 m/s for pasienter og 1,1 m/s for friske kontroller. Carty et al. (2009) rapporterte om en selvvalgt ganghastighet på 1,2 m/s for pasienter og 1,3 m/s for friske kontroller. I studien til Benedetti et al. (2000) var pasientene delt inn i to grupper basert på hvilken kirurgisk inngang og hvilke muskler som hadde blitt fjernet. Gruppe 1 bestod av syv pasienter som hadde hatt en medial inngang på operasjonen. Alle pasientene i gruppe 1 hadde fått m. vastus medialis fjernet og fem av pasientene hadde fått m. vastus intermedius fjernet i tillegg. Gruppe 2 bestod av ni pasienter som hadde blitt operert med en lateral inngang. Alle pasientene i gruppe 2 hadde fått både m. vastus lateralis og m. vastus intermedius

fjernet som følge av operasjonen. I denne studien var ganghastighet for gruppe 1 (medial) og gruppe 2 (lateral) 1,15 m/s. Friske kontroller fra samme studie hadde en ganghastighet på 1,25 m/s. Rompen kunne rapportere en ganghastighet for kontroller på 1,31 m/s og 1,15 m/s for pasienter. I studien til Okita et al. (2014) var foretrukken ganghastighet for pasienter 1,21 m/s. I gjennomsnitt hadde pasientene en ganghastighet på 1,08 m/s og friske kontroller hadde gjennomsnittlig ganghastighet på 1,21 m/s.

2.3.2 Maksimalt dorsalfleksjonsmoment

Kun ett av studiene har rapportert verdier for maksimalt dorsalfleksjonsmoment og det er studien til Okita et al. (2014). I denne studien gikk de åtte pasientene på selvvalgt hastighet og en raskere hastighet som ikke var strengt kontrollert. Det var ingen forskjell mellom operert ben og ikke operert ben i maksimalt dorsalfleksjonsmoment ved noen av hastighetene. Maksimalt dorsalfleksjonsmoment i operert ben var 0,06 Nm/kg m på begge hastighetene. I ikke-opererte ben var det maksimale dorsalfleksjonsmoment 0,07 Nm/kg m og 0,08 Nm/kg m for henholdsvis selvvalgt og rask hastighet. Studien hadde ingen kontrollgruppe.

2.3.3 Maksimalt plantarfleksjonsmoment

Maksimalt plantarfleksjonsmoment var signifikant lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben i studien til Okita et al. (2014). Denne forskjellen var signifikant ved den raske hastigheten og ikke ved selvvalgt hastighet. I operert ben var maksimal plantarfleksjonsmoment 0,67 Nm/kg både for selvvalgt hastighet og rask hastighet. I ikke-operert ben var maksimalt plantarfleksjonsmoment 0,89 Nm/kg og 0,99 Nm/kg for henholdsvis selvvalgt og rask hastighet. I studien til Carty et al. (2009) var maksimalt plantarfleksjonsmoment signifikant lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og med friske kontroller. Carty et al. (2009) presenterte ingen verdier eller grafer over maksimalt plantarfleksjonsmoment i denne studien.

2.3.4 Maksimalt knefleksjonsmoment

Maksimalt knefleksjonsmoment var signifikant lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben i studien til Carty et al. (2009). Heller ikke for knefleksjonsmoment er noen verdier eller grafer som viser maksimalt knefleksjonsmoment presentert i studien til Carty et al. (2009). I studien til Benedetti et al. (2000) var maksimalt

knefleksjonsmoment signifikant lavere i begge pasientgruppene sammenlignet med friske kontroller. I gruppe 1 (medial gruppe) var maksimalt knefleksjonsmoment $-0,6 \% BW * H$. I gruppe 2 (lateral gruppe) var maksimalt knefleksjonsmoment $-0,5 \% BW * H$ og maksimalt knefleksjonsmoment var $1,4 \% BW * H$ for friske kontroller.

2.3.5 Maksimalt kneekstensjonsmoment

Maksimalt kneekstensjonsmoment var i studien til Okita et al. (2014) lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben på den raskere hastigheten. Maksimalt kneekstensjonsmoment var $0,14 \text{ Nm/kg}$ og $0,17 \text{ Nm/kg}$ i operert ben for henholdsvis selvvalgt og rask hastighet. I ikke-operert ben var maksimalt kneekstensjonsmoment $0,43 \text{ Nm/kg}$ og $0,66 \text{ Nm/kg}$ for henholdsvis selvvalgt og rask hastighet. I studien til Carty et al. (2009) var maksimalt kneekstensjonsmoment signifikant lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben. Ingen verdier tilgjengelig. I studien til Benedetti et al. (2000) var maksimalt kneekstensjonsmoment signifikant lavere i begge gruppene. Maksimalt kneekstensjonsmoment var $-1,7 \% BW * H$, $-1,9 \% BW * H$ og $-2,7 \% BW * H$ i henholdsvis gruppe 1 (medial), gruppe 2 (lateral) og friske kontroller.

2.3.6 Knefleksjon i belastningsfasen

Det ble rapportert om en mindre knefleksjon i belastningsfasen hos pasienter (Carty et al., 2009; De Visser et al., 1999). I studien til Carty et al. (2009), hvor 20 pasienter var inkludert, var knefleksjon redusert i det opererte benet sammenlignet med ikke-operert ben og friske kontroller. Artikkelforfatterne observerte et gangmønster med stivt kne gjennom belastningsfasen i 13 pasienter og et gangmønster med kontinuerlig fleksjon i kneet i seks pasienter (Carty et al., 2009). Ingen verdier for maksimal knefleksjon i belastningsfasen var oppgitt i studien, men visuell inspeksjon av grafen for knefleksjon tyder på at friske kontroller hadde rundt $12,5^\circ$, ikke-operert ben hadde rundt 13° og operert ben hadde rundt 1° i maksimal knefleksjon i belastningsfasen (Carty et al., 2009). De Visser et al. (1999) hadde i sitt forsøk med pasienter som hadde kne- og hofteproteser. Knefleksjon var 15° og 3° for henholdsvis ikke-operert og operert ben i belastningsfasen (De Visser et al., 1999). De friske kontroller som var inkludert i studien til De Visser et al. (1999) hadde 13° knefleksjon i belastningsfasen. I studien til Okita et al. (2014) var knefleksjon i belastningsfasen $10,3^\circ$ for operert ben og $24,2^\circ$ for ikke-operert ben ved selvvalgt hastighet. I studien til Rompen et al. (2002) var det ingen verdier for knefleksjon i belastningsfasen som ble rapportert. Det er heller ingen graf

over knefleksjon i belastningsfasen for alle pasientene. Rompen et al. observerte et gangmønster med stivt kne for ti pasienter (av 18), et gangmønster med kontinuerlig flektert kne i seks pasienter og et normalt gangmønster for to pasienter. I studien til Benedetti et al. (2000) var knefleksjon i belastningsfasen $17,9^{\circ}$, $5,7^{\circ}$ og $11,1^{\circ}$ i henholdsvis friske kontroller, gruppe 1 (medial) og gruppe 2 (lateral). Basert på verdiene som var mulig å hente ut fra de ulike studiene var gjennomsnittlig maksimal knefleksjon i belastningsfasen $6,22^{\circ}$ for operert ben, $17,4^{\circ}$ for ikke-operert ben og $14,47^{\circ}$ for friske kontroller.

2.3.7 Knefleksjon i midtre del av belastningsfasen

Ingen av studiene har rapportert knefleksjonsverdier spesifikt for midtre belastningsfase.

Tabell 2: Artikkelloversikt over tidligere studier. *KF*=knefleksjon, *KFM*=knefleksjonsmoment, *KEM*=kneekstensjonsmoment, *PFM*=plantarfleksjonsmoment, *DFM*=dorsalfleksjonsmoment, *OB*=operert ben, *G1*=gruppe 1(medial), *G2*=gruppe 2(lateral).

Førsteforfatter	År	Forsøkspersoner	Formål	Variabler	Metode	Resultater	Protese	Tid siden operasjon
De Visser et al.	1999	Pasienter (n=19), kontroller (n=10)	Avdekke informasjon om kompenseringen ved å kvantifisere forandringer i temporale parametere, muskelaktivitet og knekinematikk ved gange på tredemølle	Temporale parametere og leddkinematikk	Ganganalyse ble gjort på tredemølle med elektriske goniometre på kneleddet og fotbrytere i skosålen. 80 gangsykluser ble tatt opp.	↓ganghastighet, ↓KF	Distal femur (n=9), hofteprotese (n=10)	Testet 12-24 mnd etter operasjon
Benedetti et al.	2000	Pasienter (n=16)	Avgjøre lokomotorisk funksjon og hvordan den blir påvirket av hvilken del av m. quadriceps som blir fjernet	Temporale parametere og fleksjons- og ekstensjonsmoment	Pasienter delt inn i 2 grupper avhengig av kirurgisk inngang. GRF ble tatt opp via 2 kraftplattformer. Kinematikk ble tatt opp med et kamerasystem.	↓KFM og ↓KEM i G1 og G2, ↓KF	Distal femur (n=16). 13 UP og 3 IP.	Gjn. 44 måneder (range 22-104 måneder)
Rompen et al.	2002	Pasienter (n=18)	Evaluerer gangemønstre i pasienter med femurproteser.	Temporale parametere og leddkinematikk	7 m gangvei med sko på. Elektrogoniometre på hofte, kne og ankel. Elektriske brytere i sålene avgjorde stå- og svingfase. Selvvalgt hastighet.	↓ganghastighet, ↓KF	Distal femur (n=12), proksimal femur (n=3), total femur (n=3)	ikke oppgitt
Carty et al.	2009	Pasienter (n=20), kontroller (n=10)	Evaluerer kinematiske og kinetiske karakteristikk ved gange.	Temporale parametere, leddkinematikk og leddmomenter	Kinematiske data ble innhentet med 8 kamera. Refkelsmarkører på torso og underekstremitetene. GRF ble tatt opp via 3 kraftplattformer. Selvvalgt hastighet.	↓ganghastighet, ↓PFM i OB, ↓KFM og ↓KEM i OB, ↓KF i OB	Distal femur (n=18), proksimal tibia (n=2)	Gjn. 7,5 ± 5,1 år
Okita et al.	2014	Pasienter (n=8)	Beskrive kinetiske og kinematiske forandringer ved raskere ganghastighet hos pasienter med kneprotese.	Temporale parametere, leddkinematikk og leddmomenter	7 kamera, 35 refleksmarkører, 6-m gangvei med 2 kraftplattformer (60x40 cm). Selvvalgt hastighet + 1 raskere hastighet. Min. 5 forsøk på hver hastighet.	↓DFM i OB, ↓PFM i OB, ↓KEM i OB	Distal femur (n=5), proksimal tibia (n=3)	ikke oppgitt

4. Metode

4.1 Etiske hensyn

Dette har vært et samarbeidsprosjekt mellom OUS Radiumhospitalet og Norges Idrettshøgskole (NIH). Prosjektet er godkjent av regional etisk komite (REK), Protokoll- og forskningsutvalget ved Avdeling for kreftbehandling og Forskningsutvalget ved ortopedisk klinikk. De planlagte testene som ble utført var vurdert sikre av medisinsk ansvarlig lege ved OUS Radiumhospitalet. Pasienter og friske kontrollpersoner som var 16 år eller eldre på tidspunktet de ble invitert kunne selv samtykke til deltakelse. For pasienter og kontrollpersoner som var mellom 12 og 16 år måtte foreldre eller foresatte samtykke. Pasienter og kontrollpersoner kunne når som helst trekke seg fra studien uten å oppgi årsak.

4.2 Studiedesign

Denne studien ble gjennomført som en åpen kvantitativ tverrsnittstudie hvor formålet var å sammenligne gangfunksjon til pasienter med tumorkneproteser (distal femur og proksimal tibia) med friske kontrollpersoner. Testene ble gjennomført minimum ett år etter utført operasjon. På grunn av de funksjonsnedsettelsene man observerer i en slik pasientgruppe var det ikke mulig å gjennomføre testingen blindet. Etter at deltakere i forsøket skrev under på signert samtykke ble de invitert til testing av muskelstyrke, balanse og gangfunksjon på Norges Idrettshøgskole. Alle testene foregikk på samme dag og hadde en estimert varighet på cirka tre timer. I tillegg til den fysiske kartleggingen ble sarkompasientene spurt om å fylle ut Toronto Extremity Salvage Score (TESS) og Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS). TESS og KOOS er to spørreskjema som har som hensikt å kartlegge pasientens opplevelse av det opererte kneet og hvordan de klarer å utføre dagligdagse aktiviteter. Kontrollpersonene gjorde alle de fysiske testene, men svarte ikke på spørreskjema.

4.3 Inklusjonskriterier

- Diagnostisert med osteosarkom eller Ewings sarkom
- Har fått satt inn enten distal femur kneprotese eller proksimal tibiaprotese.
- Minimum 1 år siden operasjon

- 12 år eller eldre i alder

4.4 Eksklusjonskriterier

- Metastaser
- Kjent nerveskade
- Mangelfull forståelse av det norske språk som kunne ha ført til vanskeligheter med informert samtykke
- Bruk av ganghjelpemidler som krykker, stokk eller lignende
- Tilstander som er til hinder for testing uten større tilpasninger (psykiske tilstander eller andre handikap, eksempelvis amputasjon)

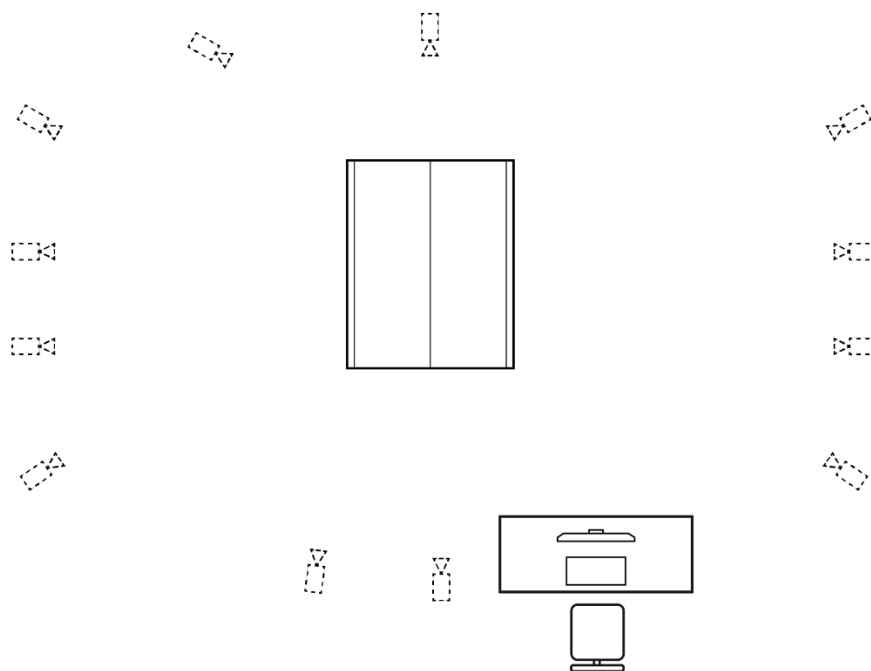
4.5 Pasientpopulasjon

Sarkompasienter som var 12 år eller eldre og oppfylte alle inklusjonskriteriene og ingen av eksklusjonskriteriene ble spurt om å delta i studien. Pasientrekruttering ble gjort ved oppfølging av sarkompasienter ved poliklinikken på OUS Radiumhospitalet. Pasientene ble enten kontaktet over telefon eller på oppfølgingsbesøk på OUS Radiumhospitalet. Pasienter som ønsket å delta ble gitt muntlig og skriftlig informasjon om studien.

4.5.1 Friske kontrollpersoner

Basert på hvor mange pasienter som ble rekruttert til forsøket ble alder- og kjønnsmatchede kontrollpersoner rekruttert fra Oslo og omegn. Kontrollpersoner ble kontaktet gjennom prosjektleders nettverk på OUS og samarbeidspartnere på Norges Idrettshøgskole. I likhet med pasientene fikk kontrollpersoner muntlig og skriftlig informasjon om prosjektet og signert samtykke ble skrevet under før deltakelse. Kontrollpersoner som var eldre enn 16 år kunne selv samtykke til deltakelse mens kontrollpersoner som var i alderen 12 til 16 år måtte ha samtykke fra foreldre eller foresatte.

4.6 Oppsett i biomeklaboratoriet

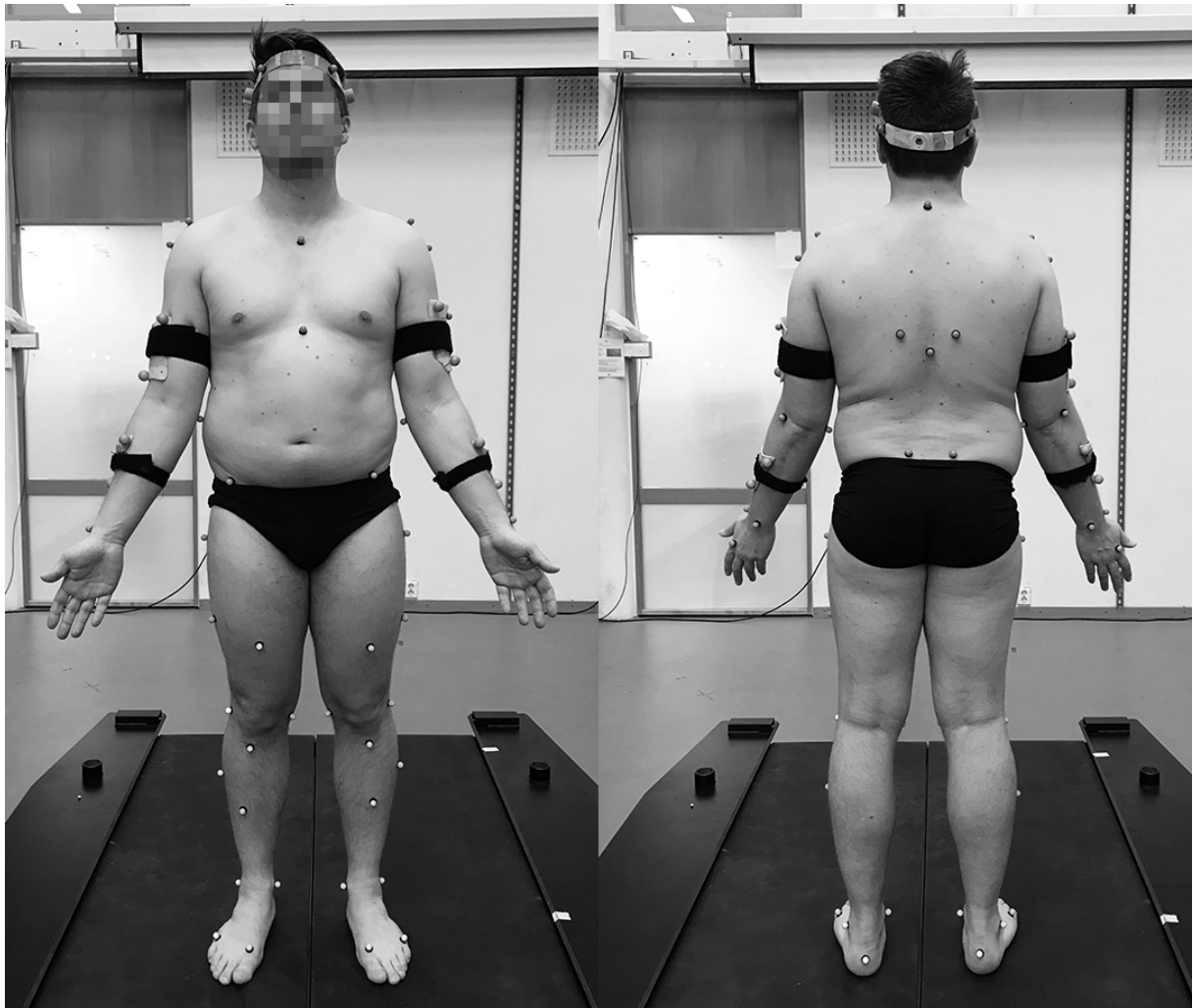


Figur 9: Plantegningen viser oppsett i biomekanisk laboratorium med instrumentert tredemølle, 12 kamera og PC for innsamling av data.

4.7 Analyse av gangfunksjon

For sarkompasientene startet testingen med utfylling av TESS og KOOS. Utfylling av spørreskjema ble gjort ved servicetorget ved NIH og derfra ble de tatt med til biomekanisk laboratorium for testing av gangfunksjon. Kontrollpersoner som deltok i forsøket ble tatt med til biomekanisk laboratorium uten utfylling av spørreskjema. Her ble studiedeltakere instruert til å skifte om til tettsittende sportstøy. Menn og gutter som deltok hadde kun på seg en tettsittende shorts eller undertøy. Kvinner og jenter som deltok hadde på tettsittende shorts og sports-BH. Tøyet måtte være slik for å ha mest mulig hudoverflate til plassering av refleksmarkører og den tettsittende shorten hindret bevegelse av refleksmarkørene som var plassert på anatomiske strukturer som var under tøyet. Etter at deltakeren hadde skiftet ble vedkommende veid og høydemålt slik at masse og høyde kunne brukes til utregning av leddmomenter. Den samme vekten og høydemåleapparatet ble brukt på alle testene. Deretter ble deltakeren utstyrt med 50 refleksmarkører på kjente anatomiske strukturer (Figur 8). I tillegg til de 50 refleksmarkørene ble hver deltaker utstyrt med en reflekshjelm, bestående av fem

markører, og fire markørklynger til å identifisere armsegmenter (én på hver overarm og én på hver underarm). Hver markørklynge bestod av tre refleksmarkører. På underekstremitetene ble det brukt tre markører på legg og tre på lår istedenfor markørklynger. Grunnen til at det ikke ble brukt markørklynger på legger og lår var at det ble gjort EMG-målinger på m. rectus femoris og m. tibialis anterior og EMG-senderene kom i veien for markørklyngene. Etter at pasienten var utstyrt med refleksmarkører ble pasienten instruert til å stå på midten av den instrumenterte tredemølla (M-Gait, Motion Force Link, Amsterdam, Nederland) (1500 Hz) i anatomisk utgangsstilling og ett kalibreringsopptak på 5 sekunder ble tatt opp i Qualisys Track Manager (QTM). Etter at kalibreringsopptaket var gjennomført fikk hver enkelt deltaker en fem minutter lang oppvarming på tredemølla. Oppvarmingen fungerte også som en tilvenning på tredemølla. I løpet av de fem minuttene fant forsøkspersonen ved hjelp av verbale tilbakemeldinger, med hjelp fra testleder, en foretrukken ganghastighet som skulle tilsvare en ganghastighet som forsøkspersonen ville ha brukt til daglig under normale omstendigheter. Den foretrukne hastigheten (som heretter vil bli kalt 100 % hastighet) ble notert og med denne som utgangspunkt ble 80 % og 120 % ganghastighet regnet ut. Etter at deltakerne hadde gjennomført den fem minutter lange oppvarmingen gikk forsøkspersonen to minutter på hver av de tre ulike hastighetene 80 %, 100 % og 120 %. I løpet av de to minuttene på hver enkelt hastighet ble ett opptak på 30 sekunder gjort i QTM. Mellom hver hastighet var det en kort pause på ett minutt. Etter de tre opptakene var testen utført og alt av utstyr (refleksmarkører og EMG-sendere) ble tatt av forsøkspersonen.



Figur 10: Oppsett av refleksmarkører, markørklynger og markørhjelms sett forfra og bakfra.

4.8 Test av muskelstyrke

Etter analyse av gangfunksjon ble forsøkspersoner tatt med til strykelaboratorium på NIH. Etter en fem minutter lang oppvarming på sykkel eller tredemølle ble muskelstyrke testet for hver av underekstremitetene i et dynamometer (Humac/Norm, Model 502140, Computer Sports Medicine Inc., Stoughton, MA, USA). Rekkefølgen på hvilket ben som ble testet først ble randomisert. Forsøkspersonene ble etter oppvarmingen spent fast til dynamometer ved hjelp av en fempunkts-sikkerhetssele. Bevegelsesutslaget i kneleddet ble definert fra omtrent 90 ° til full ekstensjon eller hva kneet til hver enkelt forsøksperson tillater. Etter at forsøkspersonene ble spent fast fikk de 5 oppvarmingsforsøk med økende innsats før testen startet. Deretter fikk hver forsøksperson tre forsøk med maksimal innsats i kneekstensjon og knefleksjon på tre

ulike vinkelhastigheter (60 °/s, 120 °/s og 180 °/s). Det ble gitt ett minutt pause mellom hvert av forsøkene.

4.9 Evaluering av gangfunksjon

Kinetiske data, motkraft for hvert ben, ble samlet inn i QTM fra den instrumenterte tredemølla (M-Gait, Motion Force Link, Amsterdam, Nederland) med en opptaksfrekvens på 1500 Hz. Kinematiske data basert på optisk sporing av de 50 refleksmarkørene, markørhjelmer og markørklynger ble samlet inn ved hjelp av et kamerasystem bestående av 12 kamera (ProReflex, Qualisys Inc., Göteborg, Sverige) med en opptaksfrekvens på 240 Hz. Ved de seks første gangfunksjonstestene ble 13 kamera brukt istedenfor 12, men ett av kameraene måtte fjernes fra kamera-loopen grunnet feil i kamera. Analyse av kinetikk (leddmomenter for ankel og kne), kinematiske data (tredimensjonal leddutslag i ankel, kne og hofter) og temporale data (steglengde, stegtid, sykluslengde og syklustid) ble gjennomført i Visual 3D (C-motion Inc., Rockville, MD, USA).

4.10 Statistikk

Med mindre noe annet er angitt er data presentert som gjennomsnitt \pm standardavvik (SD). Normalitet av data ble vurdert med Shapiro-Wilk-testen for normalitet ($\alpha = 0,05$). Statistiske uteliggere ble vurdert med utgangspunkt interquartile range multiplisert med 2,2. Denne verdien ble lagt til og trukket fra gjennomsnittet. Data som lå utenfor de to verdiene ble ansett som statistiske uteliggere. Statistiske uteliggere i pasientgruppen ble inkludert i datasettet fordi pasientutvalget var lite og man kan ikke se bort ifra at verdiene er en reel representasjon av pasientgruppen.

For å avgjøre om det var en signifikant forskjell mellom operert ben og ikke-operert ben i dorsalfleksjonsmoment, plantarfleksjonsmoment, knefleksjonsmoment, kneekstensjonsmoment, knefleksjon og knefleksjon i midtre belastningsfase ble det brukt en parett T-test. Hvis data for operert ben sammenlignet ikke-operert ben ikke var normalfordelte eller inneholdt statistiske uteliggere ble Wilcoxon-signed-test brukt og hvis distribueringen av forskjeller ikke var symmetriske ble en sign-test brukt.

For å avgjøre om det var en signifikant forskjell mellom operert ben og ben fra en frisk kontrollperson (som heretter vil bli kalt kontrollben) i dorsalfleksjonsmoment, plantarfleksjonsmoment, knefleksjonsmoment, kneekstensjonsmoment, knefleksjon og

knefleksjon i midtre belastningsfase ble det brukt en uavhengig T-test. En uavhengig T-test ble brukt fordi det var et ulikt antall kontroller ($n = 7$) som var alders- og kjønnsstilsvarende med pasienter ($n = 9$). Det operert benet ble sammenlignet med samme side på kontrollen. Hvis data for operert ben sammenlignet med kontrollben ikke var normalfordelte eller inneholdt statistiske uteliggere ble en Mann-Whitney U-test brukt.

Cohens D ble brukt til å angi effektstørrelser hvor $0,2-0,4 =$ liten effekt, $0,5-0,7 =$ middels effekt og $> 0,8 =$ stor effekt. Statistisk signifikansnivå var satt til $< 0,05$. Data ble registrert i Microsoft Office Excel 2013 (Microsoft, Redmond, USA). Beregninger og modellering ble gjort i Visual 3D (C-Motion, Germantown, USA). Statistiske analyser ble gjort i SPSS Statistics (IBM Corp., Armonk, NY).

5. Resultater

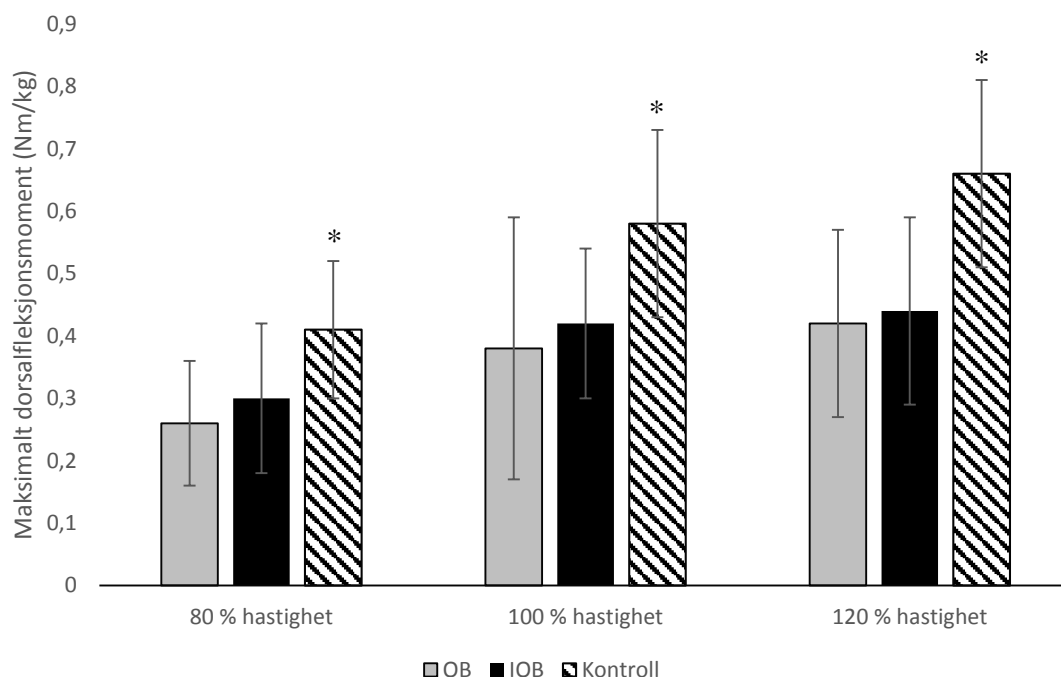
5.1 Forsøkspersoner

Tabell 3: Oversikt over alder (år), høyde (cm), masse (kg), selvvalgt hastighet (m/s) og peak moment ved 60 °/s (Nm) for pasienter (operert ben) og friske kontroller (tilsvarende siden som operert ben). Gj.=gjennomsnitt, SD=standardavvik.

	Pasienter			Friske kontroller		
	Gj.	SD	Range	Gj.	SD	Range
Alder (år)	31,8	13,7	16-53	28,6	12,9	15-51
Høyde (cm)	175,5	10,0		173,9	3,9	
Masse (kg)	74,3	12,1		68,7	8,5	
Selvvalgt hastighet (m/s)	0,78	0,18		0,96	0,07	
Peak moment 60 °/s (Nm)	35,78	16,09		175,57	53,74	

Tabell 3 viser en oversikt over deskriptive data for alle forsøkspersonene som har vært inkludert i de statistiske analysene. Alder for pasienter var 31,8 år $\pm 13,7$ og for friske kontroller var alder 28,6 år $\pm 12,9$. Høyde for pasienter var 175,5 cm ± 10 og for friske kontroller var høyde 173,9 cm $\pm 3,9$. Masse til pasienter var 74,3 kg $\pm 12,1$ og for friske kontroller var masse 68,7 kg $\pm 8,5$. Peak moment ved 60 °/s var 35,78 Nm $\pm 16,09$ for pasienter og 175,57 Nm $\pm 53,74$ for friske kontroller.

5.2 Maksimale dorsalfleksjonsmoment



Figur 11: Gjennomsnittlig maksimalt dorsalfleksjonsmoment (Nm/kg) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$).

5.2.1 80 % hastighet

Det var ingen forskjell i maksimalt dorsalfleksjonsmoment for operert ben (0,26 Nm/kg, $\pm 0,10$) og ikke-operert ben (0,30 Nm/kg, $\pm 0,12$), $t(8) = 1,66$, $p = 0,135$, $d = 0,57$.

Maksimalt dorsalfleksjonsmoment var lavere for operert ben (0,26 Nm/kg, $\pm 0,10$) sammenlignet med kontrollben (0,41 Nm/kg, $\pm 0,11$). Gjennomsnittlig maksimalt dorsalfleksjonsmoment for operert ben var -0,14, 95 % CI [-0,26 til -0,03] lavere enn i kontrollben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt dorsalfleksjonsmoment mellom operert ben og kontrollben, $t(14) = -2,68$, $p = 0,018$, $d = 1,35$.

5.2.2 100 % hastighet

Ved 100 % hastighet var det ingen forskjell i maksimalt dorsalfleksjonsmoment for operert ben (0,38 Nm/kg, $\pm 0,21$) og ikke-operert ben (0,42 Nm/kg, $\pm 0,12$), $t(8) = 0,76$, $p = 0,468$, $d = 0,25$.

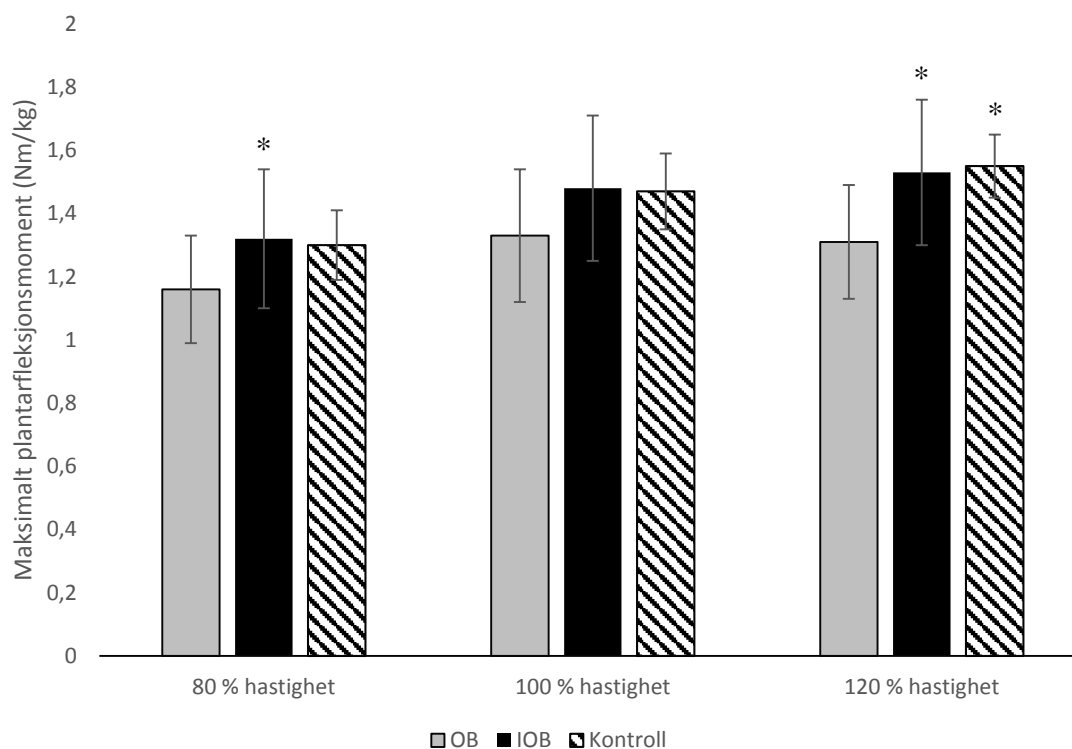
Visuell inspeksjon viste at distribueringen av maksimalt dorsalfleksjonsmoment ikke var like ved 100 % hastighet. Maksimalt dorsalfleksjonsmoment for operert ben (gjennomsnittlig rank = 6,17) var signifikant lavere sammenlignet med kontrollben (gjennomsnittlig rank = 11,50), $U = 52,5$, $z = 2,23$, $p = 0,023$.

5.2.3 120 % hastighet

Ved 100 % hastighet var det ingen forskjell i maksimalt dorsalfleksjonsmoment for operert ben (0,42 Nm/kg, $\pm 0,15$) og ikke-operert ben (0,44 Nm/kg, $\pm 0,16$), $t(8) = 0,1$, $p = 0,442$, $d = 0,27$. Ved 120 % hastighet var maksimalt dorsalfleksjonsmoment lavere for operert ben (0,42 Nm/kg, $\pm 0,15$) sammenlignet med kontrollben (0,66 Nm/kg, $\pm 0,15$).

Gjennomsnittlig maksimalt dorsalfleksjonsmoment for operert ben var -0,24, 95 % CI [-0,26 til -0,03] lavere enn i kontrollben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt dorsalfleksjonsmoment mellom operert ben og kontrollben, $t(14) = -3,07$, $p = 0,008$, $d = 1,55$.

5.3 Maksimale plantarfleksjonsmoment



Figur 12: Gjennomsnittlig maksimalt plantarfleksjonsmoment (Nm/kg) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$).

5.3.1 80 % hastighet

Maksimalt plantarfleksjonsmoment var lavere for operert ben (1,16 Nm/kg, $\pm 0,17$) sammenlignet med ikke-operert ben (1,32 Nm/kg, $\pm 0,22$). Gjennomsnittlig maksimalt plantarfleksjonsmoment for operert ben var 0,15, 95 % CI [0,00 til 0,31] lavere enn i ikke-operert ben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt plantarfleksjonsmoment mellom operert ben og ikke-operert ben, $t(8) = 2,33$, $p = 0,048$, $d = 0,75$.

Det ingen forskjell i maksimalt plantarfleksjonsmoment for operert ben (1,16 Nm/kg, $\pm 0,17$) og kontrollben (1,30 Nm/kg, $\pm 0,11$), $t(14) = -1,75$, $p = 0,102$, $d = 0,11$.

5.3.2 100 % hastighet

Det var det ingen forskjell i maksimalt plantarfleksjonsmoment for operert ben (1,33 Nm/kg, $\pm 0,21$) og ikke-operert ben (1,48 Nm/kg, $\pm 0,23$), $t(8) = 2,00$, $p = 0,08$, $d = 0,68$.

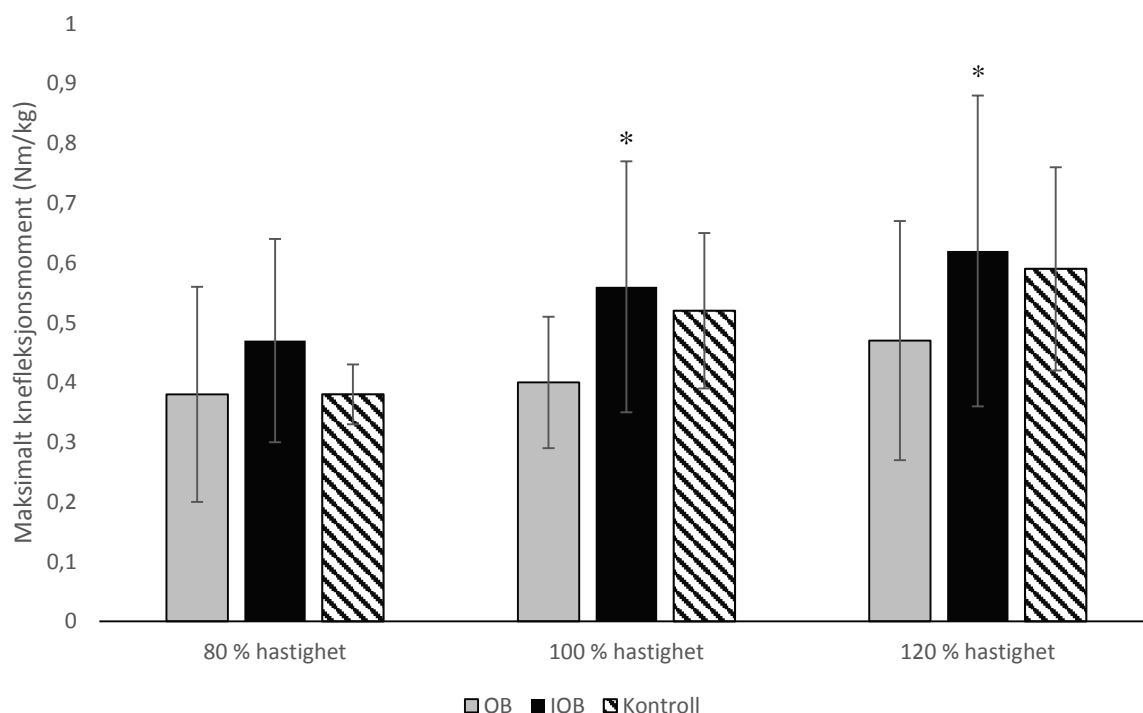
Det ingen forskjell i maksimalt plantarfleksjonsmoment for operert ben (1,33 Nm/kg, $\pm 0,21$) og kontrollben (1,47 Nm/kg, $\pm 0,12$), $t(14) = -1,56$, $p = 0,138$, $d = 0,79$.

5.3.2 120 % hastighet

Maksimalt plantarfleksjonsmoment var lavere for operert ben (1,31 Nm/kg, $\pm 0,18$) sammenlignet med ikke-operert ben (1,53 Nm/kg, $\pm 0,23$). Gjennomsnittlig maksimalt dorsalfleksjonsmoment for operert ben var 0,21, 95 % CI [0,04 til 0,39] lavere enn i ikke-operert ben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt plantarfleksjonsmoment mellom operert ben og ikke-operert ben, $t(8) = 2,82$, $p = 0,022$, $d = 0,91$.

Maksimalt plantarfleksjonsmoment var lavere for operert ben (1,31 Nm/kg, $\pm 0,18$) sammenlignet med kontrollben (1,55 Nm/kg, $\pm 0,10$). Gjennomsnittlig maksimalt dorsalfleksjonsmoment for operert ben var 0,23, 95 % CI [-0,40 til -0,07] lavere enn i kontrollben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt plantarfleksjonsmoment mellom operert ben og kontrollben, $t(14) = 3,04$, $p = 0,009$, $d = 1,53$.

5.4 Maksimalt knefleksjonsmoment



Figur 13: Gjennomsnittlig maksimalt knefleksjonsmoment (Nm/kg) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$).

5.4.1 80 % hastighet

Det var ingen forskjell i maksimalt knefleksjonsmoment for operert ben (0,38 Nm/kg, $\pm 0,18$) og ikke-operert ben (0,47 Nm/kg, $\pm 0,17$), $t(8) = 2,03$, $p = 0,076$, $d = 0,68$.

Det var ingen forskjell i maksimalt knefleksjonsmoment for operert ben (0,38 Nm/kg, $\pm 0,18$) og kontrollben (0,38 Nm/kg, $\pm 0,05$), $t(9,69) = -0,25$, $p = 0,98$, $d = 0,01$.

5.4.2 100 % hastighet

Maksimalt knefleksjonsmoment var lavere for operert ben (0,40 Nm/kg, $\pm 0,11$) sammenlignet med ikke-operert ben (0,56 Nm/kg, $\pm 0,21$). Gjennomsnittlig maksimalt knefleksjonsmoment for operert ben var 0,16, 95 % CI [0,04 til 0,28] lavere enn i ikke-operert ben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt knefleksjonsmoment mellom operert ben og ikke-operert ben, $t(8) = 3,11$, $p = 0,014$, $d = 1,04$.

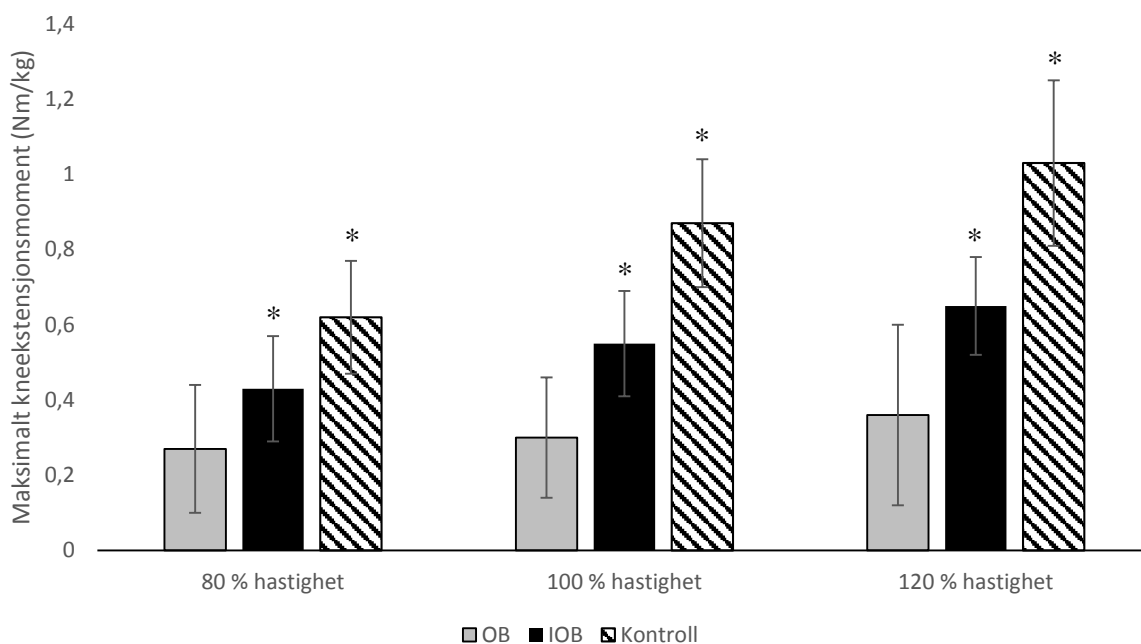
Det var ingen forskjell i maksimalt knefleksjonsmoment for operert ben (0,40 Nm/kg, $\pm 0,11$) og kontrollben (0,52 Nm/kg, $\pm 0,13$), $t(14) = -2,03$, $p = 0,61$, $d = 1,03$.

5.4.3 120 % hastighet

Maksimalt knefleksjonsmoment var lavere for operert ben (0,47 Nm/kg, $\pm 0,20$) sammenlignet med ikke-operert ben (0,62 Nm/kg, $\pm 0,26$). Gjennomsnittlig maksimalt knefleksjonsmoment for operert ben var 0,15, 95 % CI [0,00 til 0,30] lavere enn i ikke-operert ben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt knefleksjonsmoment mellom operert ben og ikke-operert ben, $t(8) = -2,33$, $p = 0,048$, $d = -0,76$.

Visuell inspeksjon viste at distribueringen av maksimalt knefleksjonsmoment ikke var like ved 120 % hastighet. Det var ingen forskjell i maksimalt knefleksjonsmoment for operert ben (gjennomsnittlig rank = 7,79) og kontrollben (gjennomsnittlig rank = 9,43), $U = 38,00$, $z = 0,69$, $p = 0,536$.

5.5 Maksimale ekstensjonsmoment



Figur 14: Gjennomsnittlig maksimalt ekstensjonsmoment (Nm/kg) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$).

5.5.1 80 % hastighet

Median for maksimalt kneekstensjonsmoment var signifikant lavere for operert ben (median = 0,30) sammenlignet med ikke-operert ben (median = 0,44), $p = 0,039$, $d = 1,34$.

Ved 80 % hastighet var maksimalt kneekstensjonsmoment lavere for operert ben (0,27 Nm/kg, $\pm 0,17$) sammenlignet med kontrollben (0,62 Nm/kg, $\pm 0,15$). Maksimalt kneekstensjonsmoment for operert ben var -0,35, 95 % CI [-0,52 til -0,18] lavere enn i kontrollben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt kneekstensjonsmoment mellom operert ben og kontrollben, $t(14) = -4,35$, $p = 0,001$, $d = -2,19$.

5.5.2 100 % hastighet

Maksimalt kneekstensjonsmoment var lavere for operert ben (0,30 Nm, $\pm 0,16$) sammenlignet med ikke-operert ben (0,55 Nm/kg, $\pm 0,14$). Gjennomsnittlig maksimalt kneekstensjonsmoment for operert ben var -0,26, 95 % CI [-0,40 til -0,12] lavere enn i ikke-operert ben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt

kneekstensjonsmoment mellom operert ben og ikke-operert ben, $t(8) = 4,42$, $p = 0,002$, $d = 1,47$.

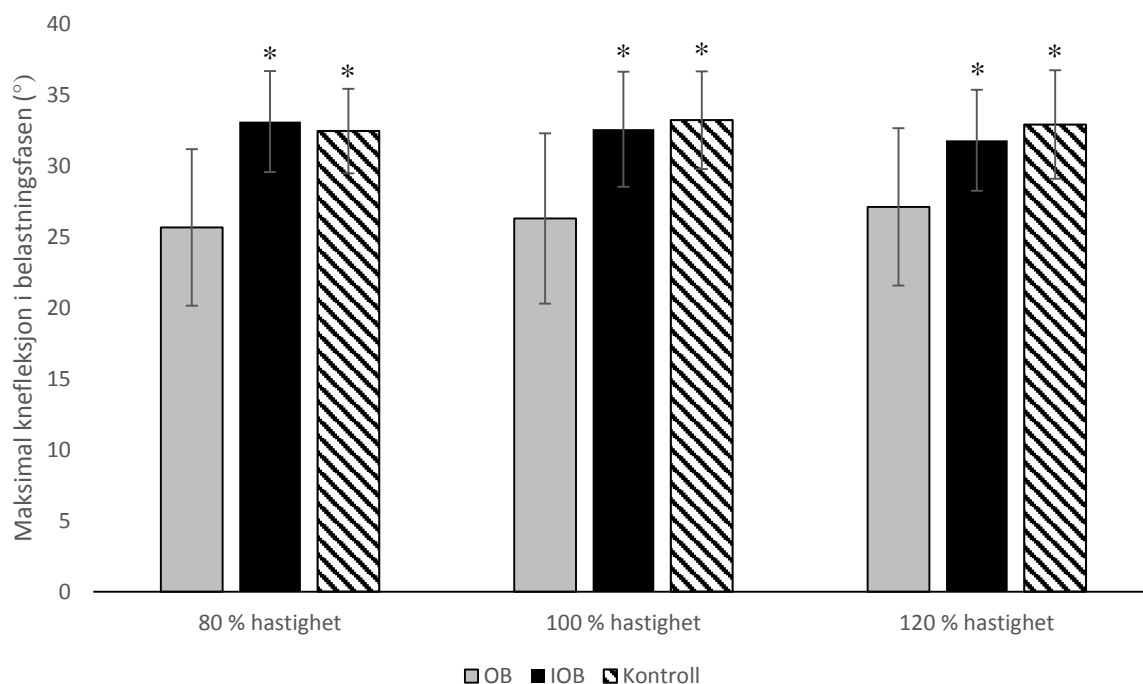
Maksimalt kneekstensjonsmoment var lavere for operert ben (0,30 Nm/kg, $\pm 0,16$) sammenlignet med kontrollben (0,87 Nm/kg, $\pm 0,17$). Gjennomsnittlig maksimalt kneekstensjonsmoment for operert ben var -0,57, 95 % CI [-0,75 til -0,39] lavere enn i kontrollben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt kneekstensjonsmoment mellom operert ben og kontrollben, $t(14) = -6,84$, $p < 0,001$, $d = -3,45$.

5.5.3 120 % hastighet

Maksimalt kneekstensjonsmoment var lavere for operert ben (0,36 Nm/kg, $\pm 0,24$) sammenlignet med ikke-operert ben (0,65 Nm/kg, $\pm 0,13$). Gjennomsnittlig maksimalt kneekstensjonsmoment for operert ben var -0,29, 95 % CI [-0,40 til -0,17] lavere enn i ikke-operert ben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt kneekstensjonsmoment mellom operert ben og ikke-operert ben, $t(8) = 5,59$, $p = 0,001$, $d = 1,86$.

Maksimalt kneekstensjonsmoment var lavere for operert ben (0,36 Nm/kg, $\pm 0,24$) sammenlignet med kontrollben (1,03 Nm/kg, $\pm 0,22$). Gjennomsnittlig maksimalt kneekstensjonsmoment for operert ben var -0,67, 95 % CI [-0,92 til 0,42] lavere enn i kontrollben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig maksimalt kneekstensjonsmoment mellom operert ben og kontrollben, $t(14) = 5,79$, $p < 0,001$, $d = -2,92$.

5.6 Maksimal knefleksjon i belastningsfasen



Figur 15: Gjennomsnittlig maksimal knefleksjon i belastningsfasen (°) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$).

5.6.1 80 % hastighet

Maksimal knefleksjon for operert ben (median = 26,92) var lavere sammenlignet med ikke-operert ben (median = 33,50). Det var en statistisk signifikant forskjell i median på 6,61 °, $p = 0,004$.

Maksimal knefleksjon var lavere i operert ben (-25,66 °, $\pm 5,51$) sammenlignet med kontrollben (-32,45 °, $\pm 2,98$). Gjennomsnittlig maksimal knefleksjon for operert ben var 6,79, 95 % CI [1,82 til 11,76] lavere enn i kontrollben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig knefleksjon mellom operert ben og kontroll, $t(14) = 2,93$, $p = 0,011$, $d = 1,48$.

5.6.2 100 % hastighet

Maksimal knefleksjon for operert ben (median = 28,17) var lavere sammenlignet med ikke-operert ben (median = 33,94). Det var en statistisk signifikant forskjell i median på 5,77 °, $p = 0,011$.

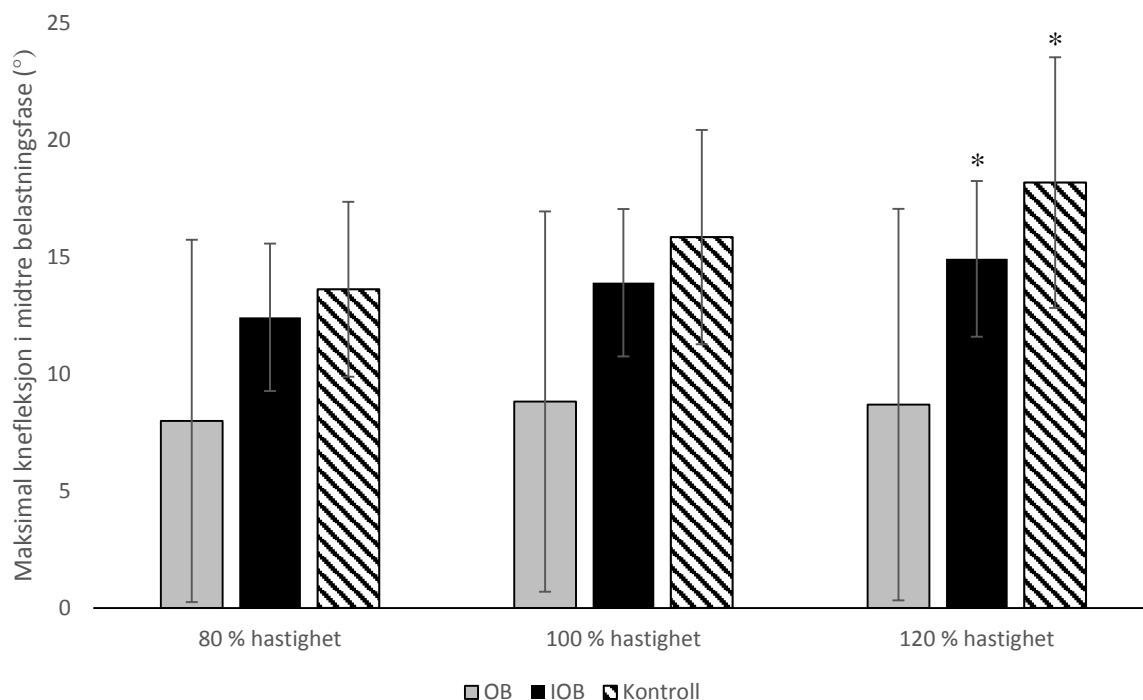
Maksimal knefleksjon var lavere i operert ben ($-26,29^\circ$, $\pm 6,00$) sammenlignet med kontrollben ($-33,22^\circ$, $\pm 3,44$). Gjennomsnittlig maksimal knefleksjon for operert ben var $6,93$, 95 % CI [1,45 til 12,41] lavere enn i kontrollben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig knefleksjon mellom operert ben og kontroll, $t(14) = 2,71$, $p = 0,017$, $d = 1,37$.

5.6.3 120 % hastighet

Maksimal knefleksjon for operert ben (median = $28,85$) var lavere sammenlignet med ikke-operert ben (median = $32,78$). Det var en statistisk signifikant forskjell i median på $3,99^\circ$, $p = 0,015$.

Maksimal knefleksjon lavere i operert ben ($-27,11^\circ$, $\pm 5,54$) sammenlignet med kontrollben ($-32,91^\circ$, $\pm 3,82$). Gjennomsnittlig maksimal knefleksjon for operert ben var $5,80$, 95 % CI [0,53 til 11,07] lavere enn i kontrollben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig knefleksjon mellom operert ben og kontrollben, $t(14) = 2,36$, $p = 0,033$, $d = 1,19$.

5.7 Maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase



Figur 16: Gjennomsnittlig maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase (°) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$).

5.7.1 80 % hastighet

Det var ingen forskjell i maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase for operert ben ($-8,00^\circ, \pm 7,75$) og ikke-operert ben ($-12,43^\circ, \pm 3,15$).

Det var ingen forskjell i maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase for operert ben ($-8,00^\circ, \pm 7,75$) og kontrollben ($-13,63^\circ, \pm 3,74$).

5.7.2 100 % hastighet

Det var ingen forskjell i maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase for operert ben ($-8,83^\circ, \pm 8,13$) og ikke-operert ben ($-13,91^\circ, \pm 3,15$).

Det var ingen forskjell i maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase for operert ben ($-8,83^\circ, \pm 8,13$) og kontrollben ($-15,86^\circ, \pm 4,58$).

5.7.3 120 % hastighet

Maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase var lavere i operert ben ($-8,70^\circ$, $\pm 8,37$) sammenlignet med ikke-operert ben ($-14,93^\circ$, $\pm 3,33$). Gjennomsnittlig maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase for operert ben var $6,23$, 95 % CI [$1,43$ til $11,04$] lavere enn i ikke-operert ben. Det var en statistisk signifikant forskjell i gjennomsnittlig knefleksjon i midtre belastningsfase mellom operert og ikke-operert ben, $t(8) = -2,99$, $p = 0,017$, $d = -1,00$.

Visuell inspeksjon viste at distribueringen av poengene til maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase ikke var like ved 120 % hastighet. Maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase for operert ben (median = $-10,05$, gjennomsnittlig rank = $10,78$) var signifikant lavere sammenlignet med kontrollben (median = $18,57$, gjennomsnittlig rank = $5,57$), $U = 52,5$, $p = 0,023$.

6. Diskusjon

Hensikten med studien var å se på forskjeller i fleksjons- og ekstensjonsmomenter i ankel og kne, maksimal knefleksjon i belastningsfasen og maksimal knefleksjon i midtre del av belastningsfasen i operert ben og ikke-operert ben hos bensarkompasienter. I tillegg ble operert ben sammenlignet med ben hos friske kontroller. Dette ble gjort ved tre ulike hastigheter: 80 % av selvvalgt hastighet (80 % hastighet), selvvalgt hastighet (100 % hastighet) og 120 % av selvvalgt hastighet (120 % hastighet).

Maksimalt plantarfleksjonsmoment var signifikant lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben ved 80 % og 120 % hastighet. Maksimalt knefleksjonsmoment var signifikant lavere for operert ben sammenlignet med ikke-operert ben ved 100 % og 120 % hastighet. Maksimalt kneekstensjonsmoment var signifikant lavere for operert ben sammenlignet med ikke-operert ben på alle hastighetene.

Maksimalt dorsalfleksjonsmoment var signifikant lavere i operert ben sammenlignet med kontrollben på alle hastigheter. Det maksimale plantarfleksjonsmoment var signifikant lavere ved 120 % hastighet sammenlignet med kontrollben. Maksimalt kneekstensjonsmoment var signifikant lavere for operert ben sammenlignet med kontrollben på alle hastighetene.

Maksimal knefleksjon var signifikant mindre i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og kontrollben på alle hastighetene. Maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase var signifikant mindre i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og kontrollben på 120 % hastighet.

Under vil resultatene fra denne studien bli diskutert i lys av tidligere studier. Resultatene fra de tidligere studiene er beskrevet i teoridelen.

6.1 Ankelmomenter

6.1.1 Maksimalt dorsalfleksjonsmoment

I denne studien var det ingen forskjell mellom operert ben og ikke-operert ben i maksimalt dorsalfleksjonsmoment, men maksimalt dorsalfleksjonsmoment var lavere i operert ben sammenlignet med kontrollben på de tre ulike hastighetene. Resultatene for

operert ben sammenlignet med ikke-operert ben stemmer overens med funnene til Okita et al. (2014) hvor de heller ikke observerte noen forskjell mellom operert ben og ikke-operert ben i maksimalt dorsalfleksjonsmoment. Det var ingen kontrollgruppe inkludert i studien til Okita et al. (2014) så hvordan forskjellen ville ha vært sammenlignet med ben fra friske kontroller er uvisst. Maksimalt dorsalfleksjonsmoment, var i studien til Okita et al. (2014), 0,06 Nm/kg for operert ben på begge hastigheter. Resultater fra denne studien viser et høyere maksimale dorsalfleksjonsmoment på 0,26 Nm/kg , 0,38 Nm/kg og 0,42 Nm/kg for henholdsvis 80 %, 100 % og 120 % hastighet. Det er uklart hva denne forskjellen skyldes, men det metodologiske forskjeller mellom denne studien og studien til Okita et al. (2014).

Ganganalyse ble i studien til Okita et al. (2014) gjennomført på en seks meter lang gangvei hvor pasientene gikk ved minst fem anledninger. Kraftdata brukt til kinetiske analyser ble samlet inn via to kraftplattformer. Det kommer ikke fram av metoden om kraftplattformene ligger etter hverandre eller om de var plassert side om side, men det vil uansett være færre ganger hvor føttene får kontakt med kraftplattformene som resulterer i mindre data for utregning av leddmomenter. I tillegg er seks meter en relativt kort distanse og det kan kanskje tenkes at de kinetiske analysene ville ha sett annerledes ut hvis distansen var lengre og dermed tiden pasientene brukte på å gå ble lengre. Det kan også tenkes at forskjellene i dorsalfleksjonsmoment mellom denne studien og studien til Okita et al. (2014) skyldes naturlig variasjon i pasientpopulasjonen siden pasientutvalget er lite i begge studiene (ni i denne studien og åtte i studien til Okita et al. (2014)).

6.1.2 Maksimalt plantarfleksjonsmoment

Maksimalt plantarfleksjonsmoment var i denne studien lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben på 80 % og 120 % hastighet, men det var ingen forskjell på 100 % hastighet. Videre var plantarfleksjonsmoment lavere i operert ben sammenlignet med kontrollben på 120 % hastighet, men det var ingen forskjell på 80 % og 100 % hastighet. Lignende funn ble rapportert av Okita et al. (2014) og Carty et al. (2009). I studien til Okita et al. hadde operert ben et lavere plantarfleksjonsmoment sammenlignet med ikke-operert ben ved den raske hastigheten og i studien til Carty et al. (2009) var plantarfleksjonsmoment lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og friske kontroller.

I denne studien var maksimalt plantarfleksjonsmoment 1,61 Nm/kg, 1,33 Nm/kg og 1,31 Nm/kg for henholdsvis 80 %, 100 % og 120 % hastighet. I studien til Okita et al. (2014) var maksimal plantarfleksjonsmoment 0,67 Nm/kg på begge hastighetene. Også her ser det ut til at pasientene som er inkludert i denne studien har et høyere moment enn de som er med i studien til Okita et al. (2014). Igjen kan det kanskje være metodologiske forskjeller som fører til denne forskjellen. Eller så er det, som nevnt over, en reel variasjon i denne pasientpopulasjonen.

6.2 Knemomenter

6.2.1 Maksimalt knefleksjonsmoment

I denne studien var maksimalt knefleksjonsmoment lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben ved 100 % hastighet og 120 % hastighet, men det var ingen forskjell mellom operert ben og ikke-operert ben på 80 % hastighet. Det var heller ingen forskjell mellom operert ben og kontrollben på noen av hastighetene. Lignende funn om et lavere knefleksjonsmoment i operert ben sammenlignet med ikke-operert ble det rapportert om i studien til Carty et al. (2009). I studien til Benedetti et al. (2000) ble det rapportert om et lavere maksimalt knefleksjonsmoment i de to pasientgruppene sammenlignet med friske kontroller. Det ble ikke gjort lignende funn i denne studien til det Benedetti et al. (2000) observerte. Det kommer ikke fram av metoden til Benedetti et al. (2000) om de har sammenlignet begge bena i pasientgruppen med begge ben i kontrollgruppen eller om de har sammenlignet operert ben med samme ben i kontrollgruppen (eksempelvis høyre ben mot høyre ben).

6.2.2 Maksimalt kneekstensjonsmoment

Maksimalt ekstensjonsmoment var i denne studien lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og kontrollben på de tre ulike hastighetene. Lignende funn ble observert i studien til Okita et al. (2014), Carty et al. (2009) og Benedetti et al. (2000). I studien til Okita et al. (2014) var kneekstensjonsmomentet lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben på den raske hastigheten, men det var ingen forskjell på selvvalgt hastighet. I studien til Carty et al. (2009) er det ingen verdier for maksimalt kneekstensjonsmoment rapportert og i studien til Rompen et al. (2002) er det brukt en annen enhet for moment som gjør det vanskelig å sammenligne resultatene med resultatene fra denne studien.

Forskjellen mellom operert ben og ikke-operert ben er tilsynelatende store og dette understrekes av de store effektstørrelsene på 1,34, 1,47 og 1,86 for henholdsvis 80 %, 100 % og 120 % hastighet. Forskjellen mellom operert ben og kontrollben er tilsynelatende større med effektstørrelser på 2,19, 3,45 og 2,92 for henholdsvis 80 %, 100 % og 120 % hastighet. I motsetning til ikke-operert ben og kontrollben så ser det ikke ut til at kneekstensjonsmoment øker noe særlig mellom de ulike hastighetene for operert ben. Sammenlignet med resultatene fra studien til Okita et al. (2014) har pasientene i denne studien et større maksimalt kneekstensjonsmoment. På 80 % hastighet hadde pasientene i denne studien et maksimalt kneekstensjonsmoment på 0,27 Nm/kg som er større enn pasientene i Okita et al. (2014) sin studie hvor 0,17 Nm/kg var kneekstensjonsmoment på den raskeste hastighet. Både i studien til Okita et al. (2014) og i denne studien rapporteres det om svært lave verdier for kneekstensjonsmoment og det kan tenkes at bensarkompasienter har problemer med å produsere et stort nok kneekstensjonsmoment i operert ben selv på lave hastigheter. Denne observasjon er styrket av de store effektstørrelsene og ved at pasienter i denne studien har mye lavere maksimalt moment i et dynamometer (Tabell 3).

6.3 Knekinematikk

6.3.1 Maksimal knefleksjon i belastningsfasen

I denne studien var maksimal knefleksjon i belastningsfasen lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og kontrollben på alle hastighetene. Lignende funn ble gjort i studiene til Carty et al. (2009), Okita et al. (2014), Benedetti et al. (2000) og De Visser et al. (1999) ble det også observert en mindre knefleksjon i belastningsfasen. I studien til Carty et al. (2009) var knefleksjonen i belastningsfasen lavere sammenlignet med ikke-operert ben og friske kontroller. I studien til Okita et al. (2014) og De Visser (1999) ble det observert en mindre knefleksjon i belastningsfasen for operert ben sammenlignet med ikke-operert ben. I studien til Benedetti et al. (2000) var maksimal knefleksjon i belastningsfasen lavere i begge pasientgruppene sammenlignet med friske kontroller. I de tidligere studiene var gjennomsnittet for maksimal knefleksjon i belastningsfasen $6,22^\circ$ for operert ben, $17,4^\circ$ for ikke-operert ben og $14,47^\circ$ for friske kontroller.

Resultater, fra denne studien, for selvvalgt hastighet (100 % hastighet) for maksimal knefleksjon i belastningsfasen var $26,9^\circ \pm 6$, $32,58^\circ \pm 4,05$ og $33,22^\circ \pm 3,44$ for

henholdsvis operert ben, ikke-operert ben og kontrollben. Knefleksjon i belastningsfasen er større i denne studien sammenlignet med de tidligere studiene. En mulig årsak til dette kan være forskjeller i pasientutvalg og metodologi. I dette forsøket har alle pasientene distal femurprotese eller proksimal tibia protese. Slike proteser fører til at pasienten bytter ut kneleddet samt deler av femur og tibia. I forsøket til Rompen et al. (2002) hadde tre proksimal femurprotese og tre hadde total femurprotese. Med proksimal femurprotese erstattes femurhodet og den proksimale delen av femur med protese. Med total femurprotese erstattes femurhodet og resten av femur (inkludert kneledd) med protese. Resultatene fra studien til Benedetti et al. (xxxx) ble målt i støtdempingsfasen og ved toe-off. I studiene til De Visser et al. (1999) og Rompen et al. (2002) ble det brukt elektriske goniometre for å måle knefleksjon. Dessuten ble det brukt elektriske brytere i skoene som avgjorde når foten traff underlaget og forlot underlaget. Det kan hende at plasseringen av en slik elektrisk bryter kan påvirke når fotkontakt blir registrert.

6.3.2 Maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase

Maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase var lavere i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben på 120 % hastighet, men det var ingen forskjell på 80 % og 100 % hastighet. Ved sammenligning av operert ben og kontrollben var maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase lavere i operert ben på 120 % hastighet. Det var ingen forskjell mellom operert ben og ikke-operert ben på 80 % og 100 % hastighet. Ingen av de tidligere studiene har rapportert verdier for maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase, men gangmønstre som er preget av ekstensjon i kneet er beskrevet i studiene til (Rompen et al., 2002; Benedetti, 2000; De Visser et al., 1999). Dette gangmønstre er beskrevet som en kontinuerlig kneekstensjon gjennom belastningsfasen og det kan tenkes at knefleksjonen i midtre belastningsfase ville ha vært liten i de tre studiene til Rompen et al. (2002), Benedetti et al. (2002) og De Visser et al. (1999).

6.4 Svakheter og styrker

6.4.1 Svakheter

En svakhet med studien er størrelsen på pasientutvalget (n=9). En annen svakhet med studien er at alle forsøkspersonene gikk barbeint. Dette ble gjort for å plassere refleksmarkører på foten. De fleste bruker fottøy mesteparten av tiden de går og det kan kanskje tenkes at det å gå barbeint vil gi et feil bilde av gangen når man er vant med fottøy.

6.4.2 Styrker

En styrke ved denne studien er metoden og hvordan ganganalysen ble gjennomført. Sammenlignet med tidligere studier ble det gjort både kinetiske og kinematiske analyser i denne studien. Kinetiske data ble tatt opp via en instrumentert tredemølle som inneholder to kraftplattformer som gjør det mulig å ta opp GRF for hvert ben. Dessuten ble datainnsamling (kinetiske og kinematiske data) samlet inn i løpet av en tidsperiode på 30 sekunder for hver hastighet. Dette fører til en stor mengde med data som kunne brukes til å beregne gjennomsnittsverdier i løpet av flere gangsykluser.

7. Diskusjon

I denne studien ble to store forskjeller observert hos bensarkompasienter: Det er forskjell i maksimalt kneekstensjonsmoment i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og friske kontroller. Det er forskjell i maksimal knefleksjon i operert ben sammenlignet med ikke-operert ben og friske kontroller.

8. Perspektiver

Med tanke på hvor få studier som har sett på objektive fysiske egenskaper hos bensarkompasienter bør det gjøres flere forsøk slik at kunnskapen rundt denne pasientgruppen øker. Det er viktig at framtidige forsøk både gjør kinetiske og kinematiske analyser i kombinasjon slik at man kan se på leddmomenter sammen med kinematiske data. Med flere resultater kan man kanskje komme fram til intervensjonsstudier som kan forbedre det opererte benet til disse pasientene.

Litteraturliste

Benedetti, G., Catani, F., Donati, D., Simoncini, I., & Giannini, S. (2000). Muscle Performance About the Knee Joint in Patients Who Had Distal Femoral Replacement After Resection of a Bone Tumor. *Journal of Bone and Joint Surgery*. Doi:

Bjerkehagen, B. & Berner, J-M. (2014). *Histologi ved bensarkom*. Hentet 30 april fra <http://oncolex.no/Sarkom/Diagnoser/Benvev/Bakgrunn/Histologi>

Blay, J. Y., Bertuzzi, A., Bielack, S., Bjerkehagen, B., Bonvalot, S., Boukovinas, I., ... Casali P. G. (2014). Bone sarcomas: ESMO Clinical Practice Guidelines for diagnosis, treatment and follow-up. *Annals of Oncology*. Doi:10.1093/annonc/mdu256

Cappozzo, A. (1984). Gait Analysis Methodology. *Human Movement Science*. Doi: 10.1016/0167-9457(84)90004-6

Davis, A., Wright, J. & Bombardier, C. (1996). Development of a measure of physical function for patients with bone and soft tissue sarcoma. *Quality of Life Research*. Doi: 10.1007/BF00540024

De Visser, E., Mulder, T., Schreuder, H. W. B., Veth, R. P. H. & Duysens, J. (2000). Gait and electromyographic analysis of patients recovering after limb-saving surgery. *Clinical Biomechanics*. Doi:10.1016/S0268-0033(00)00021-8

Furtado, S., Errington, L., Godfrey, A., Rochester, L. & Gerrand, C. (2016). Objective clinical measurement of physical functioning after treatment for lower extremity sarcoma – A systematic review. *European Journal of Surgical Oncology*. Doi: 10.1016/j.ejso.2016.10.002

Hall, K. S., Bjerkehagen, B., Taksdal, I., Norum, O-J., Stoldt, S. & Poulsen, J. P. (2014). *Ben- og bløtvevssvulster*. Hentet 3. januar 2018 fra <http://oncolex.no/Sarkom>

Hanavan, E. P. (1964). A mathematical model of the human body. *Defense Technical Information Center*.

Heare, T., Hensley, M. A. & Dell'Orfano, S. (2009). Bone tumors: osteosarcoma and Ewing's sarcoma. *Current Opinion in Pediatrics*. DOI: 10.1097/MOP.0b013e32832b1111

Kirtley, C., Whittle, M. W. & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering*. DOI: 10.1016/0141-5425(85)90055-X

Kåresen, R. & Wist, E. (2012). *Kreftsykdommer – en basisbok for helsepersonell*. Norge: Gyldendal.

Levangie, P. K. & Norkin, C. C. (2011). *Joint Structure and Function 5th Edition*. Philadelphia: F.A. Davis Company.

Norum, O-J. (2014). *Bensarkom*. Hentet 5. januar 2018 fra <http://oncolex.no/Sarkom/Diagnoser/Benvev>

Norum, O-J. (2014). *Behandling av bensarkom*. Hentet 5. januar 2018 fra <http://oncolex.no/Sarkom/Diagnoser/Benvev/Prosedyekatalog/Behandling?!lg=procedur eGroup>

Okita, Y., Tatematsu, N., Koutatsu, N., Nakayama, T., Nakamata, T., Okamoto, T., Toguchida, J., Ichihashi, N., Matsuda, S. & Tsuboyama. (2014). The effect of walking speed on gait kinematics and kinetics after endoprosthetic knee replacement following bone tumor resection. *Gait & Posture*. Doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.07.012

Picci, P. (2007). Osteosarcoma (Osteogenic sarcoma). *Orphanet Journal of Rare Diseases*. DOI: 10.1186/1750-1172-2-6

Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Kamen, G. & Whittlesey, S. N. (2014). *Research Methods in Biomechanics 2nd Edition*. USA: Human Kinetics.

Rompen, J. C., Ham, S. J., Halbertsma, J. P. K. & van Horn, J. R. (2002). Gait and function in patients with a femoral endoprosthesis after tumor resection. *Acta Orthop Scand*. Doi:10.1080/00016470216319

Tan, P. K. & Tan, M. H. (2009). Functional Outcome Study of Mega-Endoprosthetic Reconstruction in Limbs With Bone Tumour Surgery. *Annals Academy of Medicine*.

Tabelloversikt

Tabell 1: Tabellen viser oversikt over Enneking-systemet. G1=lavgradig malignt, G2=høygradig malignt, T1=intrakompartemental (ingen innvekst i omliggende strukturer, T2=ekstrakompartemental (innvekst i omliggende strukturer), M0=ingen metastaser, M1=forekomst av metastaser..... 12

Tabell 2: Artikkelloversikt over tidligere studier som har beskrevet kinematikk og/eller kinetikk hos pasienter med kneprotese. OB=Operert ben, IOB=Ikke-operert ben, UP=utvendig protese, IP=innvendig protese, MB=midtre belastningsfase, SDF=støtdempingsfasen..... 34

Tabell 3: Oversikt over alder (år), høyde (cm), masse (kg), selvvalgt hastighet (m/s) og peak moment ved 60 °/s (Nm) for pasienter og friske kontroller. Tid siden operasjon (år) er kun gjeldende pasienter. Gj.=gjennomsnitt, SD=standardavvik..... 41

Figuroversikt

Figur 1: Røntgenbilde av osteosarkom i proksimale tibia og pilen viser til lesjon. Hentet fra http://oncolex.no/Sarkom/Diagnoser/Benvev/Prosedyre katalog/Diagnostikk?lg=procedureGroup	13
Figur 2: Røntgenbilde av Ewings sarkom i radius. Trekant viser til lesjon med løkskinnutseende. Pil viser benformasjon. Hentet fra Bone tumors: osteosarcoma and Ewing's sarcoma, av Heare, Hensley & Dell'Orfano, 2009, Curr Opin Pediatr.	15
Figur 3: Til venstre er en trevira tube og til høyre er en Modular Universal Tumour and Revision System (MUTARS) Distal Femoral-protese (Oceania Orthopaedics, Queensland, Australia).	17
Figur 4: Globalt koordinatsystem (GKS) og lokalt koordinatsystem (LKS).	20
Figur 5: A: Det GKS hvor origo er beskrevet med XYZ (0, 0, 0). B: GKS med punktet A som relativt til origo er 1 lengde langs X-aksen, 1,2 lengde langs Y-aksen og 2 lengder langs Z-aksen.	21
Figur 6: Personen på bildet er midt i en gangsyklus og de to blå pilene er to ulike GRF samlet inn fra to kraftplattformer (en til hvert ben).	24
Figur 7: Flytskjema for inverse dynamics.	25
Figur 8: Fritt-legeme-diagram av foten. m_f =massen til foten, $r_{a,f}$ =posisjonen til massesenteret til foten, F_a =kraften ved proksimale delen av foten (reaksjonskraften til ankelen), τ_a =nettomoment ved proksimale delen av foten (nettoankelmoment), g =gravitasjonsvektoren, a_f =lineær akselerasjon, ω_f =vinkelhastighet, α_f =vinkelakselerasjon, grf =ground reaction force.	27
Tabell 2: Artikkeloversikt over tidligere studier. KF=knefleksjon, KFM=knefleksjonsmoment, KEM=kneekstensjonsmoment, PFM=plantarfleksjonsmoment, DFM=dorsalfleksjonsmoment, OB=operert ben, G1=gruppe 1(medial), G2=gruppe 2(lateral).	34
Figur 9: Plantegningen viser oppsett i biomekanisk laboratorium med instrumentert tredemølle, 12 kamera og PC for innsamling av data.	37
Figur 10: Oppsett av refleksmarkører, markørklynger og markørhjelmer sett forfra og bakfra.	39
Figur 11: Gjennomsnittlig maksimalt dorsalfleksjonsmoment (Nm/kg) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$).	42
Figur 12: Gjennomsnittlig maksimalt plantarfleksjonsmoment (Nm/kg) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$).	44
Figur 13: Gjennomsnittlig maksimalt knefleksjonsmoment (Nm/kg) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$).	46

Figur 14: Gjennomsnittlig maksimalt ekstensjonsmoment (Nm/kg) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$). 48

Figur 15: Gjennomsnittlig maksimal knefleksjon i belastningsfasen ($^{\circ}$) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$). 50

Figur 16: Gjennomsnittlig maksimal knefleksjon i midtre belastningsfase ($^{\circ}$) for operert ben (OB), ikke-operert ben (IOB) og kontrollben (Kontroll) for 80 %, 100 % og 120 % hastighet. * = statistisk signifikant forskjell sammenlignet med OB ($p < 0,05$). 52

Forkortelser

OB	operert ben
IOB	ikke-operert ben
Kontroll	ben til en friske kontroll
PFM	plantarfleksjonsmoment
DFM	dorsalfleksjonsmoment
KFM	knefleksjonsmoment
KEM	kneekstensjonsmoment
COP	center of pressure
KF	knefleksjon
G1	gruppe 1 (medial)
G2	gruppe 2 (lateral)
GKS	globalt koordinatsystem
LKS	lokalt koordinatsystem
TESS	Toronto extremity salvage score
KOOS	Knee injury and osteoarthritis outcome score
GRF	ground reaction force
EMG	electromyografi
QTM	Qualisys track manager
GRF	ground reaction force
KKS	kraftplattformkoordinatsystem

Vedlegg

Region:	Saksbehandler:	Telefon:	Vår dato:	Vår referanse:
REK sør-øst	Mariann Glenna Davidsen	22845526	29.06.2017	2017/1058 REK sør-øst B
			Deres dato:	Deres referanse:
			09.05.2017	

Vår referanse må oppgis ved alle henvendelser

Merethe Lia Johansen
Oslo universitetssykehus HF

2017/1058 Kartlegging av muskelstyrke, balanse og gangfunksjon hos pasienter med tumorproteser i kneleddet – en pilotstudie

Forskningsansvarlig: Oslo universitetssykehus HF
Prosjektleder: Merethe Lia Johansen

Vi viser til søknad om forhåndsgodkjenning av ovennevnte forskningsprosjekt. Søknaden ble behandlet av Regional komité for medisinsk og helsefaglig forskningsetikk (REK sør-øst) i møtet 07.06.2017. Vurderingen er gjort med hjemmel i helseforskningsloven (hfl.) § 10.

Prosjektleders prosjektbeskrivelse

"Sarkom er en sjelden diagnose som utgjør ca. 1 % av alle kreftdiagnoser. Sarkom oppstår i mesenkymale celler i bindevev og støttevev. Vi skiller mellom bensarkom og bløtvevsarkom. Hos barn utgjør sarkom 15-20 % av alle krefttilfeller. I 2015 utgjorde bløtvevsarkom omlag 80% av tilfellene, mens bensarkom utgjorde 20% av 50 nye tilfeller. Kjønnfordelingen er omtrent lik mellom menn og kvinner. Det er osteosarkom, Ewings sarkom og chondrosarkom som er tre vanligste formene for bensarkom. Osteosarkom og Ewings sarkom forekommer oftest i aldersgruppen 10 – 30 år og er hyppig lokalisert i rørrknokler nær kneet. Denne studien tar utgangspunkt i pasienter disse to diagnosene. Hensikten med denne pilotstudien er å kartlegge muskelstyrke, balanse og gangfunksjon hos pasienter med distal femur- eller proximal tibia tumorprotese, ved og 1) sammenligne resultater fra operert ben med ikke-operert ben, og 2) sammenligne resultater fra pasientene med et utvalg kontrollpersoner."

Komiteens vurdering

Studien tar utgangspunkt i gruppe pasienter med diagnosene osteosarkom og Ewings sarkom som forekommer oftest i aldersgruppen 10 – 30 år, og som er hyppig lokalisert i rørrknokler nær kneet. Hensikten med denne pilotstudien er å kartlegge muskelstyrke, balanse og gangfunksjon hos pasienter med distal femur eller proximal tibia tumorprotese.

Utvalget vil bestå av åtte pasienter med distal femurprotese og åtte pasienter med proximal tibiaproteose og åtte friske kontrollpersoner. Deltakerne vil være fra 12 år og oppover. Formålet med studien er å finne frem til resultater som kan bidra til bedre tilrettelegging for persontilpasset rehabilitering i større grad, da det i dag er lite informasjon tilgjengelig.

Deltakerne rekrutteres ved at aktuelle pasienter blir forespurt av ansvarlig lege eller den han/hun delegerer det til. Kontrollgruppen er planlagt rekruttert gjennom forespørsel fra prosjektleders nettverk på OUS og samarbeidspartnere ved NIH.

Relevante opplysninger om pasientens diagnose, operasjon, komplikasjoner og bivirkninger av behandlingen hentes fra pasientjournal på OUS.

Samtykke

Det er utarbeidet infoskriv for pasientene og for kontrollgruppen i alderen 12-18 år. Komiteen mener språket er noe avansert for aldersgruppen mellom 12 og 16 år. Komiteen vil også bemerke at ungdom fra 16 år og oppover selv skal samtykke.

Komiteen mener prosjektet kan gjennomføres, men setter følgende vilkår:

- Informasjonsskriv til barn i alderen 12-16 må justeres slik at språket blir bedre tilpasset aldersgruppen.
- Rekruttering av kontroll deltakere må gjøres på en annen måte enn via egne nettverk. Dette kan virke noe påtrengende. Komiteen foreslår andre løsninger som for eksempel oppslag eller lignende.

Vedtak

Komiteen godkjenner prosjektet i henhold til helseforskningsloven § 9 og § 33 under forutsetning av at ovennevnte vilkår oppfylles.

I tillegg til ovennevnte vilkår, er godkjenningen gitt under forutsetning av at prosjektet gjennomføres slik det er beskrevet i søknaden.

Tillatelsen gjelder til 31.12.2019. Av dokumentasjonshensyn skal opplysningene likevel bevares inntil 31.12.2024. Opplysningene skal lagres aidentifisert, dvs. atskilt i en nøkkel- og en opplysningsfil. Opplysningene skal deretter slettes eller anonymiseres, senest innen et halvt år fra denne dato.

Forskningsprosjektets data skal oppbevares forsvarlig, se personopplysningsforskriften kapittel 2, og Helsedirektoratets veileder «*Personvern og informasjonssikkerhet i forskningsprosjekter innenfor helse- og omsorgssektoren*»

Sluttmelding og søknad om prosjektendring

Dersom det skal gjøres endringer i prosjektet i forhold til de opplysninger som er gitt i søknaden, må prosjektleder sende endringsmelding til REK. Prosjektet skal sende sluttmelding på eget skjema, se helseforskningsloven § 12, senest et halvt år etter prosjektslutt.

Klageadgang

Du kan klage på komiteens vedtak, jf. forvaltningslovens § 28 flg. Klagen sendes til REK sør-øst B. Klagefristen er tre uker fra du mottar dette brevet. Dersom vedtaket opprettholdes av REK sør-øst B, sendes klagen videre til Den nasjonale forskningsetiske komité for medisin og helsefag for endelig vurdering.

Komiteens avgjørelse var enstemmig.

Med vennlig hilsen

Grete Dyb
professor, dr. med.
leder REK sør-øst B

Mariann Glenna Davidsen
rådgiver

Kopi til:

- Oslo universitetssykehus HF ved øverste administrative ledelse
- Avdelingsleder for klinisk service Torhild Birkeland, Oslo universitetssykehus HF