

KORTLÆGNING AF GANGMØNSTRET HOS PATIENTER EFTER ANKELBRUD ELLER ACHILLESSENERUPTUR, VED OVERGROUND WALKING OG GANG PÅ ANTI-GRAVITY TREADMILL

Et deskriptivt eksperimentelt studie



AALBORG UNIVERSITET
STUDENTERRAPPORT

Titel: Kortlægning af gangmønstret hos patienter efter ankelbrud eller achillesseneruptur, ved overground walking og gang på Anti-Gravity Treadmill.

Opgavetype:

Kandidatspeciale
Kandidatuddannelse i Klinisk Videnskab og
Teknologi
Aalborg Universitet

Projektgruppe:

18gr10507

Forfattere:

Line Krogsgaard
Rikke Emilie Kildahl Lauritsen

Vejledere:

Erika G. Spaich, lektor

Sideantal: 50

Bilagsantal: 11

Afleveringsdato:

07.06.2018

*Denne opgave, eller dele heraf, må kun
offentliggøres med forfatterens tilladelse, jævnfør
bekendtgørelse af lov om ophavsret nr. 1144 af 23.
Oktober 2014.*

Resumé:

Baggrund: Ankelbrud og achillesseneruptur er to hyppige skader i underekstremiteten. 2 år efter ankelbrud ses begrænsninger i gangfunktionen og 2-6 år efter en achillesseneruptur ses funktionstab i ankelleddet. Tidlig vægtbærende træning har vist sig at have en positiv effekt på stivhed i ankelleddet, muskel- og knogleatrofi samt tilbagevenden til normale aktiviteter og arbejde. Fuld vægtbæring kan dog være kontraindiceret den første tid efter skaden, hvorfor træning med vægtreducering såsom med Anti-Gravity Treadmill (AGT) muligvis kan være en fordel. Der mangler dog evidens på området.

Formål: Formålet med dette studie var, at karakterisere gangmønstret hos patienter med ankelbrud eller achillesseneruptur ved overground walking og gang på AGT.

Metode: 9 forsøgsparticipanter var igennem to delforsøg - et med overground walking og et med gang på AGT. Gangmønstret i begge situationer blev karakteriseret ved kvantitative parametre, herunder ganghastighed, kadence, range of motion (ROM) samt symmetri-indeks for sving- og standfase. Der blev indsamlet data på ca. 30 skridt i hver situation med Shimmer3 sensors. Databehandlingen blev foretaget i MatLab, Excel og Kinovea. Gangmønstrene blev sammenlignet med normalværdier for en rask population samt værdier for en lignende gruppe fra et tidligere studie.

Resultater: Der var ingen signifikant forskel på normal symmetri for en rask population og symmetri-indeks i sving- og standfase ved gang på AGT og svingfase ved overground walking. I begge situationer var forsøgsparticipanternes ganghastighed signifikant lavere end ved en rask population, og signifikant højere end en lignende patientgruppe.

Konklusion: Gangmønstret hos patienter med ankelbrud eller achillesseneruptur var i dette studie karakteriseret ved en lavere ganghastighed end den raske population og en højere ganghastighed end en lignende gruppe. Der var ikke forskel på symmetrien i gangmønstret ved hverken overground walking eller gang på AGT sammenlignet med hvad der betragtes som normal symmetri. Det kræver flere studie at opnå et mere nuanceret billede.

Title: Characterization of gait patterns in patients after ankle fracture or achilles tendon rupture, in overground walking and walking on an Anti-Gravity Treadmill.

Type of assignment:

Master thesis
Master of clinical science and technology
Aalborg University

Projektgruppe:
18gr10507

Authors:
Line Krogsgaard
Rikke Emilie Kildahl Lauritsen

Supervisors:
Erika G. Spaich, associate professor

Pages: 50
Appendixes: 11

Date of submission:
07.06.2018

The content of this paper is publicly available but citations (with references) are only allowed with permission from the authors, based upon the Danish law of copyright no.1144 by October 23th 2014.

Abstract:

Background: Ankle fractures and achilles tendon ruptures are frequent injuries in the lower extremity. 2 years after ankle fractures there is still deficits in gait function, and 2-6 years after achilles tendon ruptures there is a loss of function in the ankle joint. Early weightbearing exercises has shown positive effects on stiffness in the ankle joint, muscle- and bone atrophy, return to normal activities and job. However, full weightbearing may be contraindicated shortly after the injury, and therefore bodyweight supported exercise may be an advantage. However, there is a lack of evidence in this field of research.

Objective:

The purpose of this study was to characterize the gait pattern of patients with ankle fracture or achilles tendon rupture in overground walking and walking on an AGT.

Methodology:

9 participants was included in two partial trials – one trial with overground walking and one walking on an AGT. The gait pattern was characterized in both situations by quantitative parameters, including walking speed, cadence, range of motion (ROM) and symmetry-indexes for swing and stance. Approx. 30 steps were recorded in each situation with Shimmer3 sensors. The data processing was performed in MatLab, excel and Kinovea. Gait patterns were compared to normal values from a healthy population and values from a similar group.

Results: There was no significant difference between the symmetry-index from a healthy population and symmetry-indexes for swing in overground walking and swing and stance in walking on an AGT. In both conditions, the participants gait speed was significantly lower than the gait speed of a healthy population, and higher than a similar group.

Conclusion: The gait pattern of patients with ankle fracture or achilles tendon rupture is in both overground walking and walking on an AGT, characterized by a significantly reduced gait speed compared to a healthy population, and a higher gait speed than a similar group. There was no difference in symmetry-index in overground walking and walking on an AGT compared to what is considered as normal. More research is required.

Forord

Dette speciale er udarbejdet af Line Krogsgaard og Rikke Emilie Kildahl Lauritsen, gruppe 18gr10507, på kandidatuddannelsen Klinisk Videnskab og Teknologi på Aalborg Universitet. Specialet er udarbejdet i perioden 1. februar til 7. juni 2018.

Formålet med specialet var at kortlægge gangmønstret hos patienter med ankelbrud og achillesseneruptur ved gang på et Anti-Gravity Løbebånd (AGT) og ved overground walking. Dette blev gjort i samarbejde med Skive Sundhedscenter, som stillede AGT til rådighed, samt stod for rekruttering af patienter til projektet.

Projektgruppen vil gerne rette en stor tak til Skive Sundhedscenter og fysioterapeut Inge Risum, som stod for rekrutteringen af patienterne, samt for den individuelle indstilling af AGT under dataindsamlingen ud fra en professionel vurdering.

Projektgruppen vil ligeledes rette en stor tak til Erika G. Spaich for god og konstruktiv vejledning gennem hele projektet. Derudover tak til John Hansen og Søren Leth for vejledning i databehandling af Shimmer Data i Matlab.

Læsevejledning

Projektet er opdelt i hovedafsnit og underafsnit. Under hvert hovedafsnit er der en kort metatekst, som beskriver hvad afsnittet omhandler. For at opnå den fulde forståelse for studiets indhold, bør den læses kronologisk. Referencerne i studiet er angivet efter referencesystemet Harvard. Når en reference er angivet indenfor punktum, refereres der udelukkende til den foregående sætning. Er en reference derimod angivet efter punktum, refereres der til hele det foregående afsnit.

Bilag til projektet er i et selvstændigt dokument.

Projektets figurer er fremstillet af projektgruppen medmindre andet er angivet.

Forkortelser og ordforklaringer:

Ankelbrud defineres i dette studie som alle brud fra ankel og fodrodsknogler.

Overground walking defineres som almindelig gang på gulv

LBPPT bruges som forkortelse for Lower Body Positive Pressure Treadmill. Lower body positive pressure treadmill er en samlet betegnelse for denne type løbebånd. Dette begreb anvendes når der i studier ikke er angivet præcis hvilket løbebånd der anvendes.

AGT bruges som forkortelse for Anti Gravity Treadmill. AGT er en bestemt type LBPPT, som produceres af AlterG. Det er den model der findes på Skive sundhedscenter.

De to situationer referer til delforsøg 1 og 2 med overground walking og gang på AGT

UE bruges som forkortelse for underekstremitet. Underekstremitet er samlet betegnelse for lår, underben og fod samt benets led.

Afficeret side beskriver den side i UE som forsøgsdeltageren er kommet til skade med

ROM bruges som forkortelse for range of motion. ROM er et andet ord for bevægelighed i et led og måles i grader.

BW bruges som forkortelse for body weight. BW fortæller hvor mange % kropsvægt der bæres af brugeren selv på en LBPPT.

BWS bruges som forkortelse for body weight support. BWS fortæller hvor mange % kropsvægt en LBPPT løfter for brugeren.

Bilagsliste

Bilag 1: Forsøgsprotokol

Bilag 2: Samtykkeerklæring

Bilag 3: Deltagerinformationsbrev

Bilag 4: Eventdetekteringsforsøg

Bilag 5: Pilotforsøg

Bilag 6: Tidsforskydning i data

Bilag 7: Script til detektering af heelstrike og toe-off

Bilag 8: Script til måling af ROM

Bilag 9: Normalfordelingstest

Bilag 10: Tabeller med søgetermer

Bilag 11: Data for alle forsøgsdeltagere

Indhold

1.0 Problembaggrund	7
2.0 Problemanalyse	8
2.1 Tidlig vægtbærende træning	8
2.2 Gangcyklus - Normal gang	9
2.3 Gang efter ankelbrud eller achillesseneruptur	11
2.4 Vægtreduceret træning	12
2.5 Anti gravity treadmill	12
2.6 Evidens for brug af AGT i rehabilitering	14
2.7 Problemformulering	16
3.0 Metode	17
3.1 Studiedesign	17
3.2 Forsøgsstruktur	17
3.2.1 Randomisering	18
3.3 Rekruttering af forsøgsparticipanter	18
3.3.1 In- og eksklusionskriterier	18
3.3.2 Ethiske overvejelser	18
3.4 Forsøgsudstyr	19
3.5 Dataindsamlingsudstyr	19
3.5.1 Dataindsamling	20
3.6 Dataudtræk	21
3.6.1 Gang parametre	21
3.6.2 Databehandling	22
3.6.3 Statistisk analyse	26
3.7 Litteratursøgning	29
4.0 Resultater	33
5.0 Diskussion	38
5.1 Diskussion af resultater	38
5.2 Diskussion af metode	41
6.0 Konklusion	43
7.0 Perspektivering	44
8.0 Referenceliste	45

1.0 Problembaggrund

Ankelbrud og achillesseneruptur er to hyppige skader i underekstremiteten (UE). De fleste ankelbrud sker på baggrund af enten traume eller osteoporose, mens achillessenerupturer oftest sker under sportsaktiviteter, hvor ankelleddet dorsalflekteres hurtigt med stor kraftudvikling. Begge skader behandles enten konservativt eller operativt, alt efter typen af fraktur eller hvilken patient der er tale om. Der laves dog generelt færre og færre operative behandlinger efter achillessenerupturer. (Hansen, Kjeldsen, & Lauritzen, 2017a, 2017b)

Efter et ankelbrud opleves der ofte smerte, stivhed og hævelse, hvilket har en begrænsende effekt på gangfunktionen. Denne begrænsning kan vare i op til to år efter skaden er sket. (Lash, Horne, Fielden, & Devane, 2002; Moseley et al., 2015) På samme måde ses det, at der 2-6 år efter en achillesseneruptur stadig er funktionelle forskelle mellem en skadet og ikke-skadet achillessene samtidig med, at der ses funktionstab i ankelleddet (Agres et al., 2015; Olsson et al., 2011). Formålet med behandlingen efter ankelbrud og achillesseneruptur er at genskabe den normale funktion og genoprette tidligere funktionsniveau (Hansen, Kjeldsen, & Lauritzen, 2017a, 2017b). Hvis ikke et brud heler korrekt, kan det føre til instabilitet, kroniske smerter og stivhed i leddet. (Hansen et al., 2017b)

Rehabiliteringen af begge patientgrupper varetages typisk af fysioterapeuter. Her er fokus at påbegynde mobilisering med vægtbæring på den skadede underekstremitet, at opnå normal bevægelighed og muskelfunktion, stabilitet og balance, samt at forebygge og mindske hævelse og smerter i den skadede ankel/achillessene. (El-Akkawi et al., 2017; PRI - Ukendt bruger, 2017)

Rehabiliteringen kan bestå af vægtbærende og ikke vægtbærende øvelser. Argumenterne for tidlig vægtbærende træning efter ankelbrud er, at det nedsætter stivhed i anklen, fremmer heling af ledbrusk samt begrænser muskel- og knogleatrofi. Derudover er det medvirkende til, at patienterne kommer hurtigere tilbage til sine normale aktiviteter. Argumenterne imod tidlig vægtbærende træning er risiko for dislocering af bruddet. Evidensen peger på, at ved tidlig vægtbærende træning, opnår patienterne hurtigere fuld bevægelighed, de kan hurtigere tage fuld vægtbæring på det skadede ben og de kommer hurtigere tilbage til deres job. (Black, Bhavikatti, Al-Hadithy, Hakmi, & Kitson, 2013; Cetti, Henriksen, & Jacobsen, 1994; Mohammadi, Ghafarian-

Shiraz, Saniee, & Delaviz, 2013) Derudover anbefales tidlig vægtbærende træning efter konservativ behandling af achillesseneruptur (El-Akkawi et al., 2017). Kort efter et ankelbrud eller en achillesseneruptur vil patienterne dog ikke kunne bære hele deres vægt under træningen, og træning med reduceret kropsvægt giver derfor mulighed for alligevel at kunne udføre vægtbærende træning.

En af de nyeste metoder til vægtreduceret træning er træning på en Anti-Gravity Treadmill (AGT). AGT'en er et modificeret løbebånd, som gør det muligt for brugeren at træne gang og løb med reduceret tyngdepåvirkning. Med udgangspunkt i teknologiens funktionelle egenskaber, er AGT'en særligt anvendelig for patienter med nedsat mobilitet, eller hvor træning med fuld vægtbæring er kontraindiceret eller problematisk. Dette indebærer f.eks. nyligt opererede og patienter der skal genoptrænes efter et brud eller en seneruptur. (AlterG.com, n.d.-a)

På baggrund af ovenstående er det relevant at undersøge, om tidlig vægtbærende træning med reduceret kropsvægt på AGT har en effekt på de funktionelle forskelle mellem afficeret og ikke afficeret led, der forekommer efter ankelbrud og achillesseneruptur.

2.0 Problemanalyse

I dette kapitel redegøres for og analyseres argumenterne for træning med AGT. Det normale og abnormale gangmønster beskrives, og der redegøres for rehabiliteringsforløb efter achillesseneruptur og ankelbrud. Evidensen for træning på AGT problematiseres, og til slut er projektets problemformulering.

2.1 Tidlig vægtbærende træning

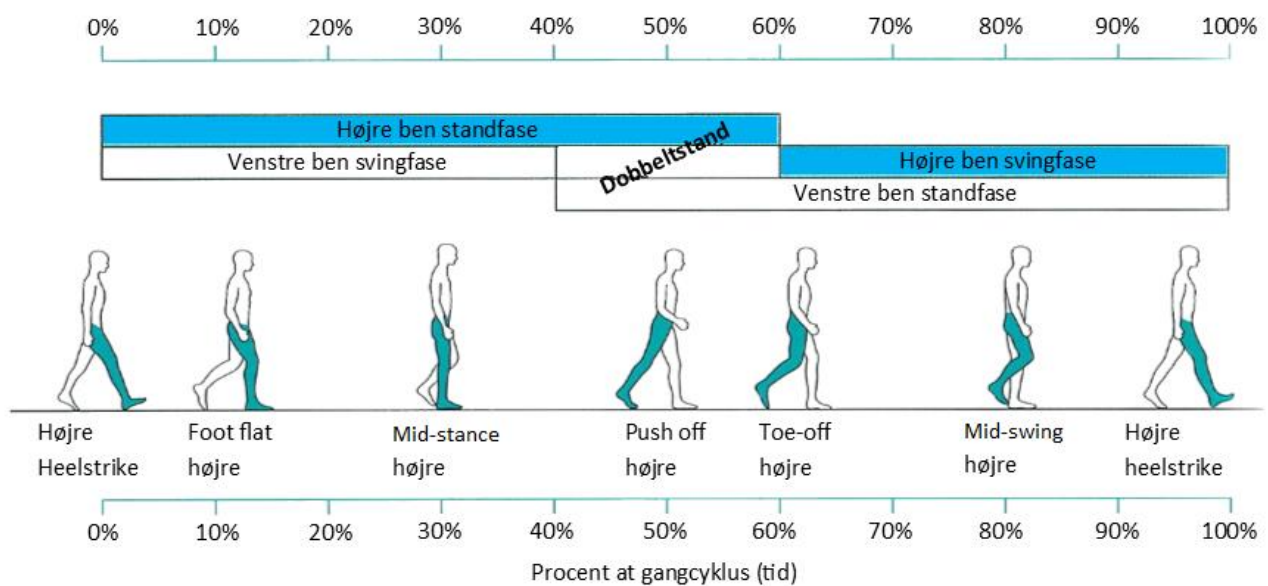
Tidlig vægtbærende træning kan være med til at modvirke en række af de negative konsekvenser, som immobilisering har på muskelvæv, sene- og ligamentvæv samt knogler. Immobilisering fører bl.a. til atrofi af muskel- og knoglevæv og et hurtigt tab i muskelstyrke. Samtidig reduceres mængden af bindevæv allerede i løbet af få uger. Desuden vil bevægeligheden ofte være nedsat efter immobilisering. De negative konsekvenser af immobiliseringen går hurtigt i den første tid efter skaden, mens genopbygningen tager længere tid. Det er derfor vigtigt, hurtigst muligt at

genoptage vægtbæring efter immobilisering. (Christensen et al., 2008; Ingle, Hay, Bottjer, & Eastell, 1999; Krogsgaard, Rheinländer, & Larsen, 2009, p. 30-4; Stevens et al., 2004)

Som følge af et brud ses ofte læsioner af f.eks. muskelvæv, sener og nerver (Schroeder, Schulze, Hilsted, & Gøtzsche, 2012, p. 566). Muskler og sener indeholder proprioceptorer, muskelten og seneten, som registrerer leddets bevægelser. Når disse strukturer beskadiges, forringes stabiliteten i leddet og de sansemotoriske forhold forstyrres. Dette betyder, at når signaler fra leddets receptorer sendes til hjernen, kan de ændrede forhold i leddet medføre, at leddets stilling tolkes forkert. For at leddet igen kan fungere optimalt skal signalerne i hjernen omfortolkes, så den oplevede ledstilling svarer til den korrekte ledstilling. Dette kan opnås gennem neuromuskulær træning på f.eks. vippebræt. (Kissow, Lisby, & Læssøe, 2011, p. 87) Træning på vippebræt kan dog være en udfordring i starten af rehabiliteringsperioden, hvor fuld vægtbæring ikke er muligt. Gangtræning med et gangmønster tættere på normalt, end det at gå med hjælpemidler, vil ligeledes stimulere omfortolkningen af det afferente signal. I rehabiliteringen pointeres det desuden, at det er vigtigt, at patienten hurtigst muligt går naturligt, formentlig for at opnå de positive effekter, som tidlig vægtbærende træning har. (Black et al., 2013; Mohammadi et al., 2013; Region Nordjylland, 2015)

2.2 Gangcyklus - Normal gang

En gangcyklus er en kompleks sekvens af aktiviteter i mange af musklerne i UE. En enkelt gangcyklus defineres som værende fra heelstrike til heelstrike på samme fod. For at få et bedre overblik over den menneskelige gangcyklus inddeles den i flere faser og stadier (se figur 1). De to overordnede faser er standfasen og svingfasen, hvoraf standfasen udgør ca. 60 % af en gangcyklus, og svingfasen ca. 40 %. Ved langsommere ganghastighed bliver standfasen længere, og ved hurtigere ganghastighed bliver standfasen kortere. (Everett & Kell, 2010, p. 175-84; Rueterbories, Spaich, Larsen, & Andersen, 2010)



Figur 1 – Figuren viser de forskellige faser og stadier i en gangcyklus. Oversat fra (Everett & Kell, 2010, p. 176)

I standfasen skal underekstremiteten bære hele kropsvægten og opretholde balancen, samtidig med at kroppen skal flyttes fremad. Standfasen inddeles i fem stadier; heelstrike, foot-flat, midstance, push-off og toe-off (se figur 1). Ved heelstrike forekommer den dobbelte standfase, hvor begge fødder er i kontakt med underlaget. I dette stadie er kroppen mest stabil, og center of gravity er lavest. Ved foot-flat er hele foden i kontakt med underlaget, og bærer kroppens vægt. I mid-stance bevæges kroppen fremover standbenet, mens det kontralaterale ben er i svingfasen. Dette er det mest ustabile stadie, da center of gravity er placeret højt og base of support er lille. I næste stadie løftes hælen fra underlaget, hvorefter push-off begynder. Kraften til fremdrift genereres ved, at hofte, knæ og ankel ekstenderes. Når der er skabt fremdrift løftes tæerne fra underlaget i toe-off og svingfasen starter. Selve svingfasen er opdelt i acceleration, hvor benet accelereres fremad, mid-swing hvor benet passerer standbenet, og deceleration hvor benet decelereres og forberedes på et nyt heelstrike (Everett & Kell, 2010, p. 176-8; Rueterbories, Spaich, Larsen, & Andersen, 2010)

Ganganalyse

En ganganalyse kan laves med fokus på de temporale og spatiale komponenter i en gangcyklus. De temporale komponenter beskriver de tidsmæssige dele af et skridt, f.eks. standfase, svingfase, gangcyklus, kadence og hvor lang tid et skridt tager. Standfasen måles fra heelstrike til toe-off og svingfasen måles fra toe-off til heelstrike. Tiden et skridt tager defineres ved heelstrike på den ene fod til heelstrike på den kontralaterale fod. Kadence vil sige hvor mange skridt der tages pr. minut, og denne er derfor afhængig af ganghastigheden og skridtlængden. Kadencen vil ofte være nedsat hos patienter med skader i UE, og en øget kadence vil derfor ofte betragtes som en forbedring af gangfunktionen. De spatiale komponenter beskriver positionen af fødderne og leddene, og her kan måles længde og bredde af en gangcyklus, længde og bredde af et skridt, samt føddernes vinkel. Det er vigtigt at undersøge både temporale og spatiale komponenter, når en ganganalyse udføres, da sygdom eller traumer kan påvirke begge dele. (Everett & Kell, 2010, p.174-84)

Derudover kan en ganganalyse laves ud fra en kinematisk eller kinetisk analyse, hvor de kinematiske parametre beskriver bevægelserne, uden at tage højde for de kræfter der skaber bevægelserne. Dette kan bl.a. gøres ved måling af de forskellige ledvinkler. De kinetiske parametre beskriver derimod de kræfter, som skaber bevægelserne. Herunder f.eks. en beskrivelse af ground reaction forces (GRF), eller de kræfter som producerer muskel kontraktion (EMG). (Everett & Kell, 2010, p. 179-80; Rueterbories, Spaich, Larsen, & Andersen, 2010)

2.3 Gang efter ankelbrud eller achillesseneruptur

Efter ankelbrud eller achillesseneruptur ses ofte et kompensatorisk gangmønster, hvilket skyldes flere forskellige faktorer. Flere studier har undersøgt gangmønstret hos patienter efter ankelbrud og sammenlignet med raske personer, for at undersøge hvordan gangmønstret påvirkes. (Elbaz et al., 2016; Segal et al., 2014) Resultaterne viste, at der var forskel på knæ-range of motion (ROM) i svingfasen og standfasen samt gangcyklus-tid mellem afficeret og ikke afficeret ben (Elbaz et al., 2016). Derudover var der asymmetri i skridtlængden og standfasen hos patienter med ankelbrud (Segal et al., 2014). Disse påvirkninger kan være et resultat af, at patienten vil beskytte den afficerede fod, og er bekymret for at tage vægtbæring og bevæge leddene. Den nedsatte bevægelighed kan også være et resultat af immobiliseringen.

Ligeledes er det undersøgt hvordan gangmønstret påvirkes efter en achillesseneruptur. Der er her påvist mindre plantarfleksion i den afficerede ankel, sammenlignet med den ikke-afficerede ankel

(Agres et al., 2015). Derudover blev ganghastigheden nedsat med 52 %, samtidig med, at gangcyklus og standfase blev henholdsvis 34 % og 41 % længere på den afficerede ankel, sammenlignet med inden skaden (Marcolin, Buriani, Balasso, Villaminar, & Petrone, 2015). Disse resultater understreger vigtigheden af, at have fokus på gangfunktionen i rehabiliteringen, så patienterne ikke tilegner sig et kompensatorisk patologisk gangmønster (Elbaz et al., 2016).

2.4 Vægtreduceret træning

Der har længe eksisteret træningsmetoder til træning med reduceret kropsvægt. Herunder gangbarre, suspensionssystemer, som LiteGait, og hydroterapi. Metoderne har det til fælles, at de reducerer vægtbæringen på underekstremiteterne, men anvendeligheden af redskaberne er begrænset. (Eastlack et al., 2005) Ved gangtræning i gangbarre skal patienten bruge armene til at mindske vægten på benene, ligesom ved gang med krykker, hvilket hurtigt kan blive udmattende. Dette egner sig derfor ikke til alle patienter. LiteGait har den fordel, at støtten kommer udefra og er vertikal, så patienten får hjælp til at bære sin vægt, uden at belaste andre dele af kroppen yderligere. Ulempen ved LiteGait og andre suspensionssystemer er, at selerne kan være ukomfortable, f.eks. for nyligt hofteopererede, og samtidig kan presset i lysken nedsætte blodcirkulationen, hvis der trænes ved meget lav kropsvægt. Med hydroterapi kan patientens kropsvægt løftes op til 80%, alt efter hvor dybt vandet er. Hydroterapi er dog kontraindiceret ved nye operationssår, og vandets modstand gør, at gangmønstret ændres markant og løb er næsten ikke muligt. (Grabowski, 2010; Patil et al., 2013; Quigley et al., 2000) AGT og andre typer Lower Body Positive Pressure Treadmills (LBPPT) er et nyere redskab til vægtreduceret træning, som ikke har de samme begrænsninger, og ikke ændrer gangkinematikken (Quigley et al., 2000).

2.5 Anti gravity treadmill

Teknologien bag AGT stammer fra NASA, hvor der skulle udvikles metoder til træning i rummet. En af løsningerne var et løbebånd, der ved at manipulere lufttrykket i et tæt kammer, kunne holde astronauter nede på løbebåndet i miljøer med nedsat tyngdekraft. Ingeniørens søn fik den ide at vende luftpumpen, og anvende løbebåndet på jorden i stedet. Hermed startede udviklingen af den kommercielle AGT, som anvendes til træning af atleter og i rehabilitering. (Gillis, 2015) Vægtaflastningen i AGT sker ved, at der skabes et positivt tryk i det lufttætte kammer, som brugeren indkapsles i ved hjælp af neopren shorts, der lynes fast i kammerets åbning. Når trykket

inde i kammeret overstiger det atmosfæriske tryk udenfor kammeret, udsættes brugeren for en opadstigende kraftpåvirkning (se figur 2). Dette simulerer en reduktion i tyngdekraftpåvirkningen. Før træningen sættes i gang, kalibreres lufttrykket via en tryksensor, som er integreret i løbebåndets underlag. Denne kalibrering foretages med udgangspunkt i den enkelte brugers vægt. (Sainton et al., 2015) Som reaktion på det positive tryk og de reducerede metaboliske krav til aktivitet, ses forskellige ændringer i de kardiovaskulære reaktioner. Ved træning med en nedsat %Body weight (BW) ses det, at brugerne får en lavere hjertefrekvens og lavere systolisk blodtryk, samtidig med, at der opstår en øget slagvolumen og øget arterielt tryk. (Cutuk et al., 2006; Hoffman & Donaghe, 2011; Webber, Horvey, Yurach Pikaluk, & Butcher, 2014) Energikravet falder dog ikke proportionalt med den nedsatte belastning og samme stress på det kardiovaskulære system kan opnås ved at skrue op for hastigheden (Farina, Wright, Ford, Wirfel, & Smoliga, 2017; Grabowski, 2010).

Disse påvirkninger gør, at der skal vises ekstra forsigtighed ved brugen af AGT til patienter med kardiovaskulære lidelser eller respirationssygdomme, som gør patienten mindre tolerant over for træning. Kontraindikationer for brug af AGT er ustabile frakturer, hypotension samt generelle kontraindikationer for træning (AlterG.com, n.d.-b).



Figur 2 - Foto af AGT (AlterG.com, n.d.-a)

2.6 Evidens for brug af AGT i rehabilitering

Cerebral parese

Flere har undersøgt brugen af AGT til børn med cerebral parese (CP). Gangtræning på AGT har en positiv virkning på gangfunktionen hos børn med CP, og børnenes ganghastighed steg med 26-82% efter brug af AGT (Azizi et al., 2017; Kurz et al., 2011; Lotfian et al., 2017). Derudover fandt to af studierne, at børnenes styrke i UE blev forbedret. (Kurz et al., 2011; Parvin, Taghiloo, Irani, & Mirbagheri, 2017). I forhold til børnenes posturale kontrol fandt et studie, at denne blev forbedret med 25-70 % i forhold til før træningen (Rasooli, Birgani, Azizi, Shahrokhi, & Mirbagheri, 2017) og et andet studie fandt en øget balance efter træning på AGT sammenlignet med før træning (Kurz et al., 2011). Børnene fik øget ROM i anklen, højere kadence og længere gangcyklus (afstand) efter 8 ugers træning på AGT (Lotfian et al., 2017).

Parkinson

Effekten af træning på LBPPT er også undersøgt for patienter med parkinson. Efter træning på LBPPT blev patienterne 24% procent hurtigere til at udføre sit-to-stand og den dynamiske balance blev forbedret, sammenlignet med før træningen (Malling & Jensen, 2016). I et studie med 13 deltagere, forbedredes gangdistancen ved 6 minutters gangtest med 10,6% efter træning sammenlignet med kontrolperioden. Patienterne forbedrede desuden deres livskvalitet efter de 8 ugers træning. (Rose, Løkkegaard, Sonne-Holm, & Jensen, 2013) Der er i et studie fundet, at der ingen ændring er i spatiotemporale gangparametre for parkinsonpatienter ved gang i AGT sammenlignet med overground walking. De raske forsøgspersoner havde en lavere kadence og længere skridtlængde i AGT sammenlignet med overground walking. Efter 10 minutters gang i AGT steg kadence og ganghastighed ved overground walking i begge grupper. (Lander & Moran, 2017)

Osteoarthritis (slidgigt)

Hos patienter med osteoarthritis kan træning i LBPPT have en positiv effekt på smerter (Kawae, Mikami, Fukuhara, Kimura, & Adachi, 2017; Peeler, Christian, Cooper, Leiter, & MacDonald, 2015; Peeler & Ripat, 2018; Takacs, Anderson, Leiter, MacDonald, & Peeler, 2013). Efter 12 ugers træning på LBPPT blev der fundet øget muskelstyrke i quadriceps og hasemusklér, samt en tendens til nedsat akut smerte i knæleddet hos overvægtige personer med osteoarthritis (Peeler

et al., 2015). Patienter med osteoarthritis kunne bedre klare activities of daily living¹, havde bedre funktion i leddet og færre smerter efter et 12 ugers træningsprogram på LBPPT sammenlignet med før træningen (Peeler & Ripat, 2018). Der er ingen forskel i iltoptag ved overground walking og gang i AGT, men ganghastigheden var højere og smerterne mindre ved gang i AGT sammenlignet med overground walking. (Kawae et al., 2017) Træning på AGT kan være med til at stimulere til vægttab hos overvægtige patienter med osteoarthritis i knæene, da patienterne kan træne uden at fremprovokere akutte smerter (Takacs et al., 2013).

Operationer og brud i UE

Der er ingen signifikant forskel i hvor hurtigt patienter med achillesseneruptur kommer til tilbage til udendørs løb, hvis de træner på AGT frem for rehabilitering uden brug af AGT (Saxena & Granot, 2011). Patienter der har fået en total knæalloplastik (et kunstigt knæ), kan gå hurtigere og med højere hældning på løbebåndet ved træning på AGT, uden at belaste det kardiovaskulære system yderligere, i forhold til på et normalt løbebånd (Webber et al., 2014). Træning med LBPPT er en effektiv og sikker træningsform til at fremme gangfunktion hos patienter efter operation i UE (Bugbee, Pulido, Goldberg, & D D'Lima, 2016; Eastlack et al., 2005) . GRF falder op til 42% og 79% ved træning med henholdsvis 60% og 20% af egen kropsvægt og smerterne under gang vurderes op til 80% lavere ved gang på LBPPT sammenlignet med overground walking hos patienter med ACL rekonstruktion². (Eastlack et al., 2005) Der er ingen forskel i funktionelle outcomes ved rehabilitering med AGT frem for almindelig rehabilitering for patienterne efter total knæalloplastik efter 8 ugers intervention (Bugbee et al., 2016). I et casestudie fik en patient med multiple frakturer i den ene fod og ankel signifikant forbedret fod- og ankelfunktion efter 6 måneders træning med AGT, selvom fremskridtene inden interventionen var stagneret. Plantarfleksionen blev forbedret og patienten kunne deltage i flere aktiviteter end før træningen med AGT. (Takacs, Leiter, & Peeler, 2011)

Andre patientgrupper

10 ugers træning på AGT kan forbedre gangfunktionen og den dynamiske balance signifikant for patienter med muskeldystrofi sammenlignet med en 10 ugers kontrolperiode (Berthelsen et al.,

¹ Aktiviteter der udføres i det daglige, såsom påklædning, madlavning osv.

² Rekonstruktion i knæets forreste korsbånd

2014). Det samme resultat ses hos patienter med Charcot Marie Tooth (Knak, Andersen, & Vissing, 2017). Hos en 81 årig patient med følger efter et slagtilfælde blev længden af gangcyklussen og kadencen øget, samtidig med at peak hip fleksion og peak knæ fleksion blev øget efter 4 ugers træning med AGT (Lathan, Myler, Bagwell, Powers, & Fisher, 2015). Efter 6 ugers træning med AGT blev gangfunktionen forbedret for en 66 årig patient med crusprotese³, og studiet viste at træningsformen også er egnet til denne patientgruppe (Mikami, Fukuhara, Kawae, Kimura, & Ochi, 2015).

Forskningen i træning på AGT breder sig over mange patientgrupper, og viser i nogle studier at træningen har en effekt og at teknologien har potentiale til at blive anvendt til rehabilitering i disse patientgrupper. Studierne er generelt af nyere dato, og flere af studierne er pilotstudier, studier uden kontrolgrupper eller casestudier, hvilket vidner om, at anvendelsen af AGT og andre LBPPT's i rehabilitering er relativt ny. AGT bliver allerede brugt i genoptræningen af flere forskellige patientgrupper, herunder patienter med ankelbrud eller achillessenerupturer. Anvendelsen af AGT i rehabiliteringen af denne patientgruppe kan potentielt bidrage til at opnå nogle af de fordele der ses ved tidlig vægtbærende træning, samt neuromuskulær træning. Gennemgangen af litteraturen viser dog, at der ikke foreligger evidens på området. På grund af teknologiens egenskaber er det relevant at kortlægge gangmønsteret på gulv og på AGT, inden der evt. laves et større effekt-studie.

2.7 Problemformulering

Hvordan er gangmønsteret karakteriseret ved overground walking og ved gang på en Anti-Gravity Treadmill, hos patienter efter ankelbrud eller achillesseneruptur?

Afgrænsning: Gangmønstrene karakteriseres ud fra kvantitative parametre uden subjektive vurderinger. Udvalgte måleparametre sammenlignes med normalværdier for en rask population, samt det data der findes i litteraturen for ankelpatienter. Der inddrages ikke en analyse af eventuelle effekter og langtidseffekter ved brug/ikke brug af AGT.

³ Benprotese til patienter der er amputeret mellem knæ og ankel.

3.0 Metode

I de følgende afsnit redegøres for den metodiske baggrund for dette projekt. Afsnittet beskriver studiedesign, forsøgsstruktur, dataindsamlings-, databehandlings- og analyseteknikker samt hvorfor disse er valgt. Sidst i kapitlet redegøres for litteratursøgningen.

3.1 Studiedesign

Studiet er et deskriptivt eksperimentelt studie. For at besvare problemformuleringen kortlægges patienternes gangmønster i to forskellige situationer. Ved overground walking og ved gang på AGT. Efterfølgende sammenlignes disse kortlægninger af gangmønstret med normalværdier fra en rask population samt data fra litteraturen for ankelpatienter. Resultaterne diskuteres med inddragelse af litteratur.

For at kortlægge gangmønstret hos patienter med ankelbrud eller achillesseneruptur ved overground walking og gang på AGT, laves en kvantitativ ganganalyse med fokus på forskellige gangparametre. Disse gangparametre anvendes til at undersøge symmetrien i gangen, da dette kan give information omkring kontrollen i de forskellige faser af en gangcyklus (Patterson, Gage, Brooks, Black, & Mcilroy, 2010).

3.2 Forsøgsstruktur

Forsøget blev opdelt i to delforsøg. Delforsøg 1 bestod af overground walking og delforsøg 2 bestod af gang på AGT. I delforsøg 1 fik forsøgsdeltageren et minuts opvarmning i form af almindelig gang, og i delforsøg 2 fik forsøgsdeltageren et minut til at vænne sig til AGT'ens indstilling. Dette blev valgt på baggrund af et tidligere studie som viser, at gangmønstret hurtigt adapterer til den ændrede tyngdekraftpåvirkning i AGT'en. (Cutuk et al., 2006)

Under hvert delforsøg blev forsøgsdeltagerens gang filmet, for at kunne gå tilbage og se videoen, hvis data ikke så ud som forventet. Desuden blev videoen anvendt til at beregne ganghastighed i delforsøg 1 og kadence for begge delforsøg.

For en uddybende og detaljeret beskrivelse af forsøget se forsøgsprotokol (bilag 1).

3.2.1 Randomisering

Rækkefølgen af delforsøg 1 og 2 blev ikke randomiseret, da et tidligere studie har vist, at gangmønstret påvirkes efter blot 10 minutters gang i AGT'en. Ganghastigheden og kadencen blev signifikant øget 5, 10 og 15 minutter efter gang i AGT'en hos raske forsøgspersoner, samt forsøgspersoner med parkinson. (Lander & Moran, 2017) Derudover har fysioterapeuten, som varetager holdtræningen af patienter med achillesseneruptur og ankelbrud på Skive Sundhedscenter erfaret, at der sker en umiddelbar effekt allerede efter første træning på AGT'en.

3.3 Rekruttering af forsøgsdeltagere

Rekrutteringen af forsøgsdeltagerne blev foretaget af en fysioterapeut fra Skive Sundhedscenter. De patienter som opfyldte inklusionskriterierne, og som var interesseret i forsøget fik et deltagerinformationsbrev. Tidspunkterne for forsøget blev lagt på de dage, hvor forsøgsdeltagerne var på Sundhedshuset til genoptræning. Der blev i projektet inkluderet 9 patienter til deltagelse i forsøget, hvoraf 7 havde ankelbrud og 2 havde achillesseneruptur.

3.3.1 In- og eksklusionskriterier

I forsøget blev patienter med ankelbrud, brud i fodrodsknogler eller achillesseneruptur inkluderet. Forsøgsdeltagerne skulle være over 18 år, og stadig være i genoptræning for den aktuelle skade. Derudover skulle de kunne samarbejde om forsøgsprotokollen. Patienter med neurologiske lidelser, der havde indvirkning på gangfunktionen blev ekskluderet.

3.3.2 Ethiske overvejelser

Inden forsøgets start blev der sendt en forespørgsel til Videnskabsetisk Komite om hvorvidt der var anmeldelsespligt af dette forsøg. Det blev vurderet, at der ikke var anmeldelsespligt, da forsøget ikke er et effektstudie, men en kortlægning af gangfunktionen. Forsøget blev foretaget i overensstemmelse med Helsinki deklARATIONEN, hvilket betød at forsøgsdeltagerne underskrev en samtykkeerklæring inden forsøgets start (se bilag 2). Derudover var de informeret om, at deltagelse i forsøget var frivilligt, og at de til enhver tid kunne trække sig fra forsøget. Inden forsøget fik forsøgsdeltagerne den nødvendige tid til at læse

deltagerinformationsbrevet (se bilag 3), og mulighed for at stille spørgsmål til de forsøgsansvarlige.

Forsøget krævede ikke ekstra tid fra forsøgsdeltagerne, da forsøgene blev udført på de tidspunkter, hvor de var til genoptræning på sundhedscenteret. Efter forsøget havde forsøgsdeltagerne mulighed for at fortsætte træningen i AGT'en, og gik derfor kun glip af en meget lille mængde træning.

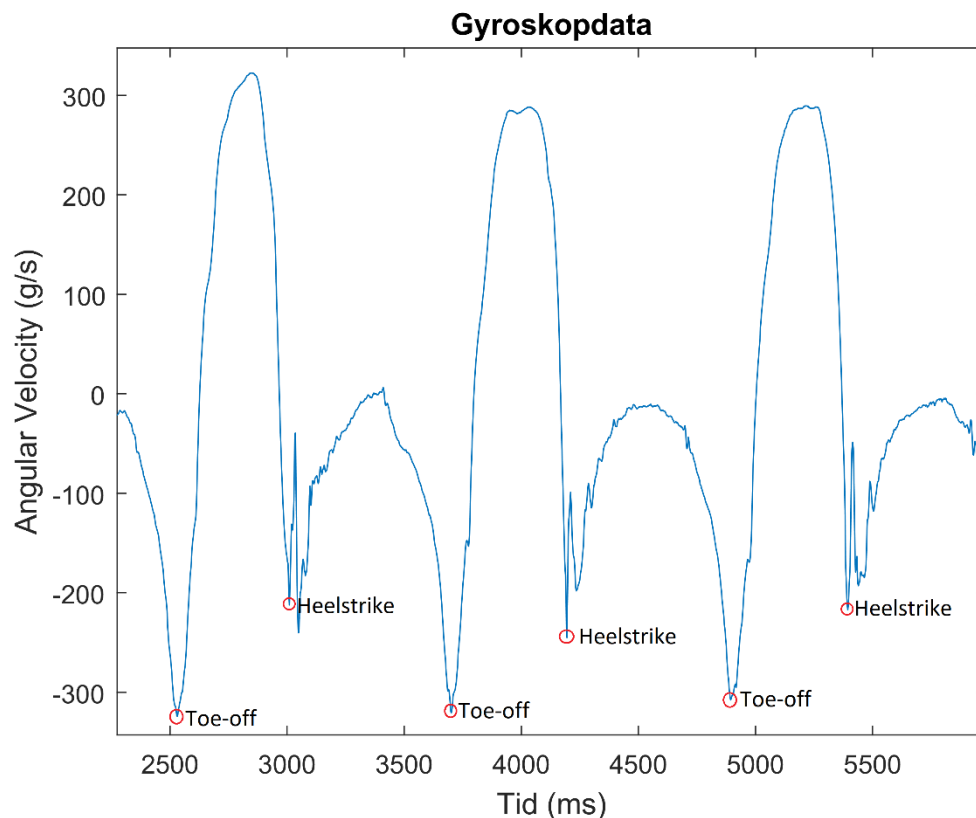
3.4 Forsøgsudstyr

I delforsøg 1 var det tilladt for forsøgsdeltagerne at bruge de samme gang-hjælpemidler, som de bruger til dagligt. I delforsøg 2, som bestod af gang på AGT, blev body weight (BW) og ganghastighed indstillet individuelt for den enkelte forsøgsdeltager. Indstillingen blev foretaget af fysioterapeuten, som normalt varetager genoptræningen af forsøgsdeltagerne, og har erfaring med brug af AGT, ud fra en vurdering af, ved hvilken indstilling forsøgsdeltageren kunne gå med bedst mulig kvalitet i gangen.

3.5 Dataindsamlingsudstyr

Til dataindsamling blev Shimmer3 sensorer og den tilhørende software ConsensusPRO brugt. ConsensusPRO giver mulighed for at optage data via bluetooth fra alle 4 sensorer på samme tid. Shimmer3 sender data til en PC via bluetooth og data kan derefter eksporteres i et format der er kompatibelt med MatLab. Shimmer3 sensorer egner sig godt til dette studie, da de indeholder et 3 axialt low noise accelerometer, et 3 axialt wide range accelerometer, et 3 axialt gyroscope og en 3 axial magnetisk sensor samt en tryksensor (altimeter). (Shimmer realtime technologies Ltd, 2016) Et gyroskop anvendes ofte til at give informationer omkring position og orientering i form af vinkelhastigheden, og kan måle rotationer af en bevægende masse. Rotationskraften er proportional med rotationens vinkelhastighed, og målinger med gyroskopet vil ikke blive påvirket af tyngdekraften og acceleration. Derudover er gyroskopet mindre følsom overfor placering på kroppen og kan placeres overalt langs det samme plan på en kropsdel, og stadig give et næsten identisk signaloutput. (Rueterbories et al., 2010) Data fra gyroskopet kan anvendes til at måle f.eks. vinkler mellem led samt til at detektere eventparametre, som heelstrikes og toe-off (Rueterbories et al., 2010; Wong, Wong, & Lo, 2007). For at finde ud af hvilken information vi

kunne få ud Shimmer sensors, og hvordan det kunne anvendes til ganganalyse, blev der lavet et forsøg, hvor der blev optaget 3 skridt med sensorerne samtidig med, at en video blev optaget. På den måde kunne heelstrike og toe-off identificeres på data (se bilag 4)(se figur 3). Forsøget viste, at toe-off er det maksimale negative peak, mens heelstrike er første negative peak efter toe-off, hvilket stemmer overens med litteraturen (Formento, Acevedo, Ghousayni, & Ewins, 2014; Lee, Burkett, Mellifont, & James, 2008).



Figur 3 – Figuren viser gang optaget med gyroskop. Heelstrikes og toe-offs er markeret.

3.5.1 Dataindsamling

Inden forsøgets start, blev sensorerne fastgjort på forsøgsdeltagerens underben og sko med englehud. Sensorerne blev placeret på ydersiden af benet lige over den laterale malleol og ovenpå forsøgsdeltagerens sko, da den største acceleration ved gang er omkring anklen, og fordi det er ankelledets ROM der måles (se figur 4) (Kumar, Kunju, Kumar, & Sohi, 2009). Forsøgsdeltageren fik påsat sensorer på begge ben, så det var muligt at undersøge symmetri.



Figur 4 - Foto af sensorernes placering og en illustration af aksernes placering i sensoren (Shimmersensing.com, 2018).

Sensorerne blev konfigureret til at sample data fra gyroskop og accelerometer med 128 Hz. 128 Hz er en tilstrækkelig samplingsfrekvens, da fodens bevægelser under gang og løb kan nå op på 60 Hz, og i følge Nyquists princip skal samplingsfrekvensen være mindst to gange større end den største frekvenskomponent i signalet (Chen, Janz, Zhu, & Brychta, 2012). Sensorernes konfigurerings og placering er besluttet på baggrund af to pilotforsøg (se bilag 5). Efter hvert delforsøg blev alt indsamlet data gemt i en mappe, som blev navngivet med deltagernummer og om det var delforsøget på gulv eller i AGT.

3.6 Dataudtræk

3.6.1 Gang parametre

De temporale gangparametre der blev valgt at undersøge var; kadence, standfasens længde i tid, svingfasens længde i tid og ganghastigheden. (Everett & Kell, 2010, p. 179) Udover de temporale gangparametre måles range of motion (ROM) i ankelledet.

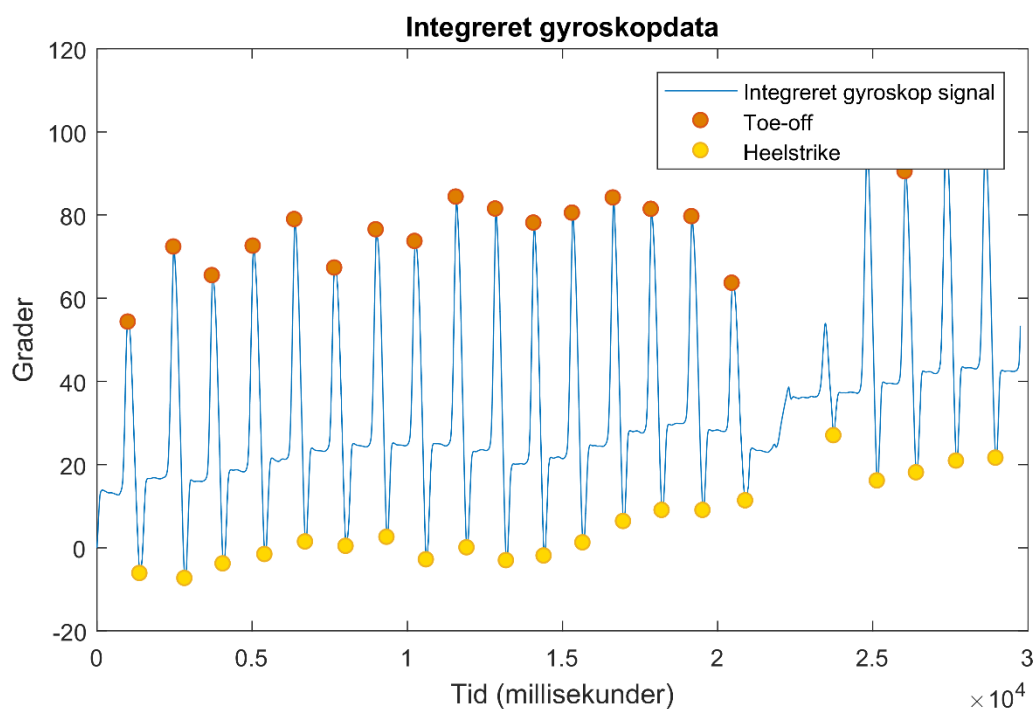
De temporale gangparametre, herunder ganghastighed og kadence blev valgt, da et systematisk review fra 2017 vurderer, at dette er de mest relevante parametre for ganganalyse (Roberts, Mongeon, & Prince, 2017). Det samme beskrives i et systematisk review fra 2014, hvor bl.a. ganghastighed, kadence og ROM vurderes at være nogle af de parametre der er vigtige at kigge på, når man ønsker at undersøge gangen med et klinisk fokus. Herunder f.eks. til udredning eller tidlig diagnosticering. (Muro-de-la-Herran, García-Zapirain, & Méndez-Zorrilla, 2014) Svingfase og

standfase blev undersøgt, da dette er relevante parametre til udregning af symmetriindeks, der kan sige noget om symmetrien mellem afficerede og ikke-afficerede ben under gang (Hesse et al., n.d.; Patterson et al., 2010; Segal et al., 2014). Symmetri er beregnet i et tidligere studie, som ligeledes har undersøgt symmetri i gangfunktionen hos patienter med ankelbrud. Hvis dette indeks er 0, betyder det, at der ses en perfekt symmetri. Derudover vurderes det, at op til 5 % forskel er indenfor normalen. (Segal et al., 2014)

Måling af ROM blev desuden vurderet relevant, da fysioterapeuten i Skive, der varetager holdtræningen af patienterne med ankelbrud og achillesseneruptur har erfaret, at patienterne har en bedre fodafvikling i AGT'en.

3.6.2 Databehandling

Til beregning af temporale gangparametre og ROM blev der anvendt gyroskopdata fra sensoren på foden, hvor der kunne identificeres heelstrike og toe-off. Det optimale ville have været at anvende accelerometerdata til identificering af heelstrike og gyroskopdata til identificering af toe-off (se bilag 4+5), men når en større datamængde, ca. 30 sekunder, fra 2 sensorer blev kombineret, kunne der ses en forskydning i tid mellem data fra den ene sensor og data fra den anden sensor (se bilag 6). Konsekvensen af dette blev, at der kun kunne behandles data fra en sensor af gangen, og at data fra 2 sensorer derfor ikke kunne kombineres. Databehandlingen blev foretaget i MatLab R2017a og excel. MatLab blev anvendt til at detektere peaks (heelstrike og toe-off) på signaler fra gyroskopet og fremstille data visuelt (se figur 3 og 5). Peaks blev detekteret i et script der kunne genanvendes til alt data (se bilag 7 og 8). Her blev det største negative peak noteret som toe-off og det næste negative peak som heelstrike (Formento et al., 2014; Lee et al., 2008). Tidsværdier i millisekunder fra gyroskopdata, samt antal grader i anklen ved heelstrike og toe-off fra det integrerede gyroskopdata, blev aflæst manuelt ved hjælp af MatLabs curserfunktion og skrevet ind i excel, hvor svingfase, standfase og dynamisk ROM kunne beregnes. Videomateriale til beregning af ganghastighed og kadence blev behandlet i programmet Kinovea.



Figur 5 – Figuren viser det integrerede gyroskopdata. Det integrerede data anvendes til beregning af ROM.

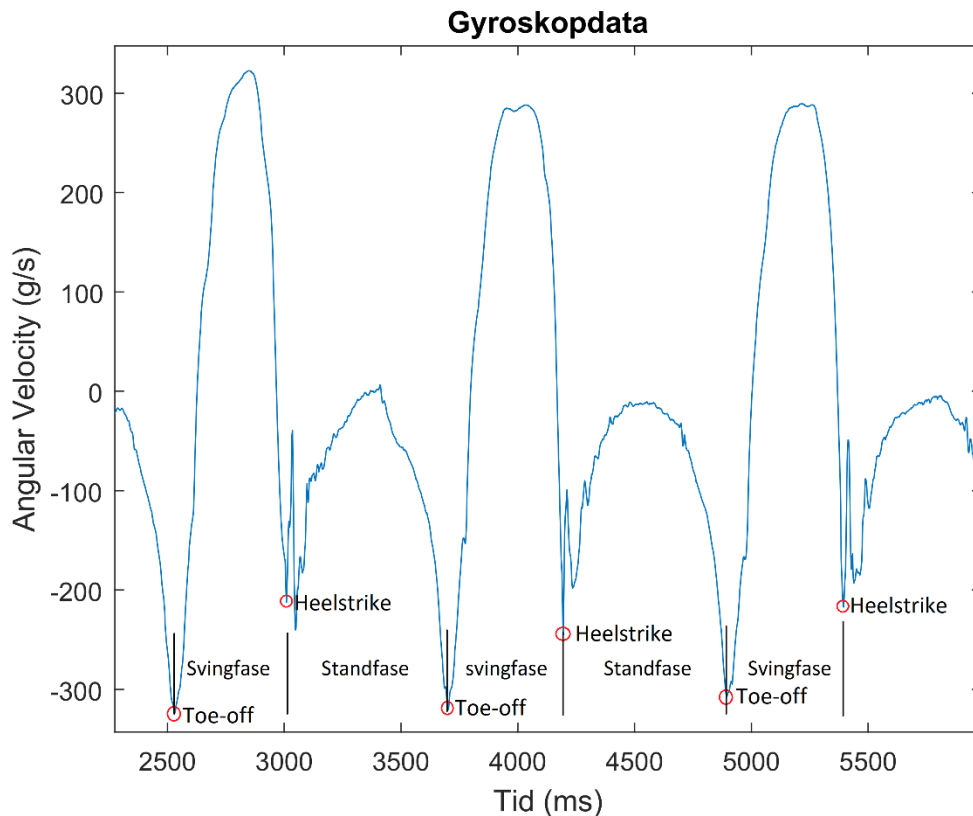
Ganghastighed

Ved gang i AGT kunne ganghastigheden aflæses på maskinen og noteres. Ved overground walking skulle ganghastigheden beregnes i km/t ved at måle hvor længe det tog forsøgsparticipanten at gå 10 m. Der var afmærket en længde på 10 m. med tape på Skive sundhedscenter i den gang, hvor data blev opsamlet. Forsøgsparticipanterne skulle starte med at gå 3 meter før strengen, for at kunne nå at accelerere inden de 10 meter. På videoen der blev optaget samtidig med forsøget, kunne det ses hvornår forsøgsparticipanten passerede de to streger, og hvor mange sekunder forsøgsparticipanten brugte på at gå de 10 meter. Ganghastigheden blev derefter beregnet med formlen:

$$\frac{10 \text{ meter.}}{\text{antal sekunder der tager at gå 10 meter}} * 3,6$$

Standfase og svingfase

Standfasen beregnes ved at trække foregående heelstrike fra toe-off, mens svingfasen beregnes ved at trække foregående toe-off fra heelstrike (se figur 6). Dette blev gjort i excel med de værdier for heelstrike og toe-off der var identificeret ved hjælp af MatLab.



Figur 6 - Figuren viser gang optaget med gyroskop, inddelt i sving- og standfase

De første 3 events på hvert ben anvendes ikke, da forsøgsdeltageren her accelererer. Der blev beregnet 10 standfaser og 10 svingfaser i millisekunder fra hver UE. De sidste skridt i data anvendes ikke, da forsøgsdeltageren her decelererer. Herefter blev der beregnet en gennemsnitsværdi for de 10 værdier. Gennemsnitsværdierne blev anvendt til beregning af symmetri.

Kadence

Kadencen blev beregnet ved at anvende videoerne, der blev optaget i forbindelse med hvert delforsøg. De første 3 skridt i videoen blev ignoreret, hvorefter der blev talt 20 skridt startende med et heelstrike og sluttende med et heelstrike. Det blev noteret hvor lang tid det tog at gå de 20 skridt. Herefter blev kadencen beregnet med formlen:

$$\text{skridt pr. minut} = \frac{60 \text{ sekunder}}{\left(\frac{X \text{ sekunder (20 skridt)}}{20 \text{ skridt}} \right)}$$

Symmetri

For at beregne et udtryk for symmetri mellem det afficerede og ikke-afficerede ben, anvendes en formel, der giver et symmetri-indeks (SI) (Segal et al., 2014).

Symmetri-indekset blev beregnet med følgende formel:

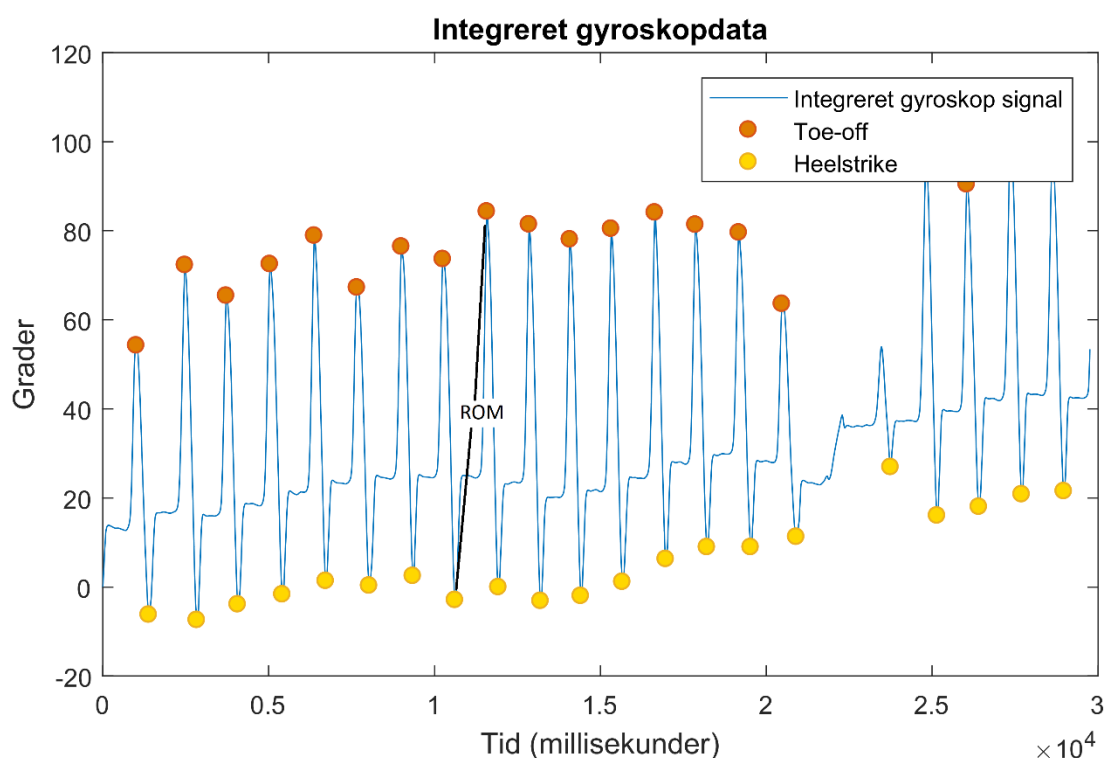
$$\frac{\text{afficeret} - \text{ikkeafficeret}}{(\text{afficeret} + \text{ikkeafficeret})/2} * 10$$

Til beregning af symmetri-indeks for svingfase og standfase blev der anvendt gennemsnitsværdier for hvert parameter på hvert ben. Gennemsnitsværdier er beregnet ud fra absolutte værdier.

Et positivt symmetri-indeks indikerer, at værdien på det afficerede ben var størst, mens en negativ værdi indikerer, at værdien på det ikke-afficerede ben var størst. (Kim & Eng, 2003)

Range of motion

ROM blev målt ved at integrere vinkelhastigheden, som det beskrives i litteraturen (Aminian, Najafi, Büla, Leyvraz, & Robert, 2002; Muro-de-la-Herran et al., 2014; Tong & Granat, 1999). Den dynamiske ankelbevægelighed, ROM, blev estimeret ved brug af funktionen cumint3 i MatLab, for at omregne grader pr. sekund til grader. Funktionen blev downloadet fra MatLab library. Data blev fremstillet visuelt og anklens position i heelstrikes (dorsalfleksion) og toe-off (plantarfleksion) blev noteret manuelt i excel, hvorefter ROM kunne udregnes som differencen mellem anklens vinkel ved heelstrike og anklens vinkel ved toe-off (se figur 7). De første 3 events på data blev ignoreret, som ved måling af sving-og standfase. Der blev beregnet 10 dynamiske ROM målinger og derefter et gennemsnit for hvert ben i hvert delforsøg. I den visuelle fremstilling blev det klart, at der var et drift i data. Dette blev der ikke taget højde for, da udregningen af ROM kun bestod af differencen mellem heelstrike og toe-off, og derfor bruges y-værdierne ikke direkte.



Figur 7 - Figuren viser det integrerede gyroskopdata, og hvor ROM kan måles.

3.6.3 Statistisk analyse

Test for normalfordeling

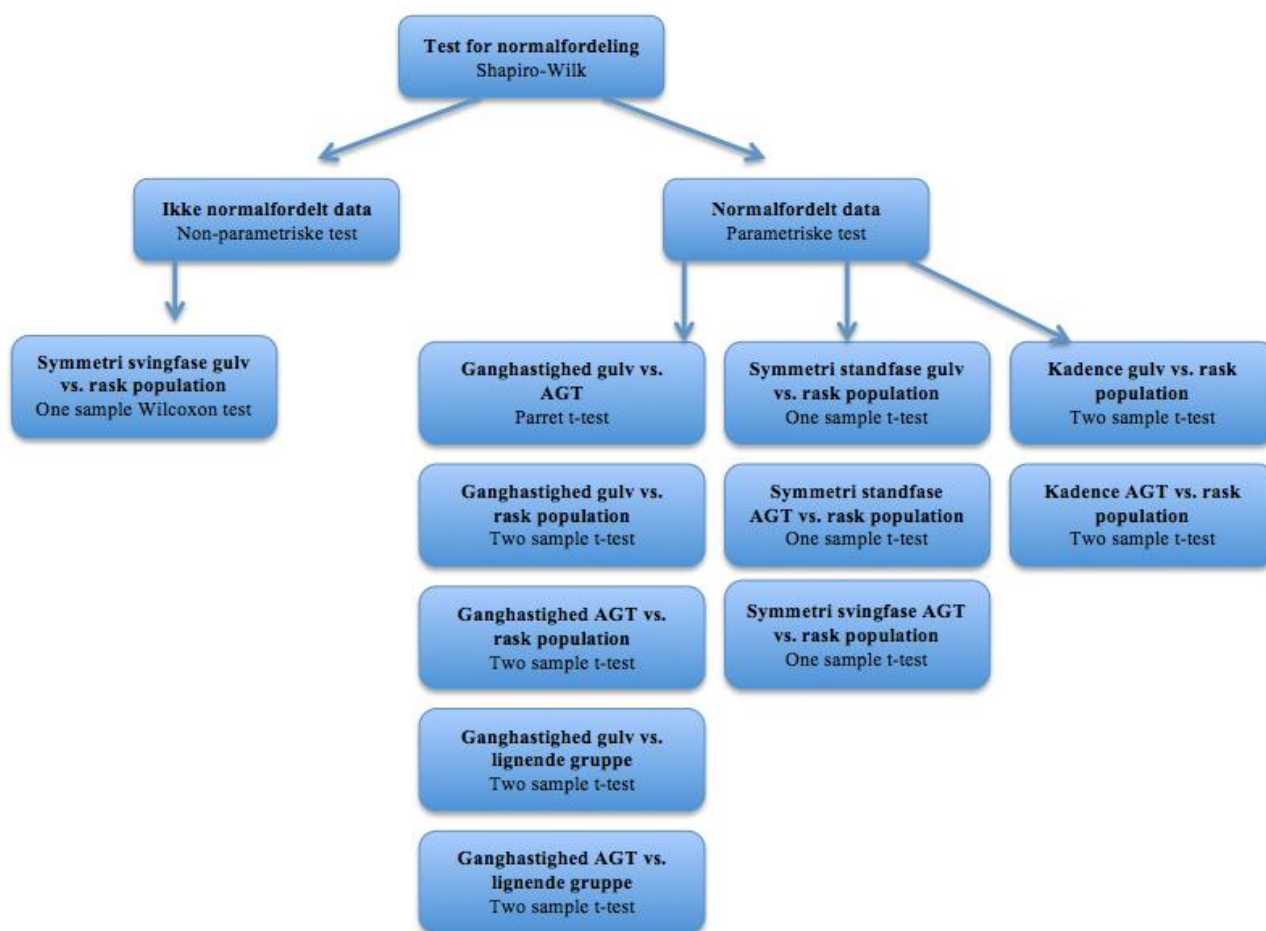
For at undersøge hvilke specifikke metoder der skulle bruges til den statistiske analyse, blev data testet for normalfordeling. Hertil blev Shapiro-Wilk test anvendt i programmet SPSS. En p-værdi under 0,05 afviser hypotesen om, at data var normalfordelte (se bilag 9).

Signifikans test

Normalfordelt data blev testet med parametrisk statistik og ikke-normalfordelt data blev testet med non-parametrisk statistik (se figur 8). Statistiske tests blev udført i SPSS, graphpad.com og statstodo.com. Der blev i dette studie anvendt et signifikansniveau på 0,05. Såfremt p-værdien er mindre end 0,05 afvises H_0 hypotesen (se tabel 1-3).

Forsøgsparticipanternes ganghastighed ved overground walking blev sammenlignet med hastigheden på AGT'en for at undersøge om denne var signifikant forskellig. Dette blev gjort, da ganghastigheden kan have en påvirkning på nogle af de andre parametre der måles. Ganghastigheden ved overground walking og AGT blev desuden sammenlignet med en normalværdi for en rask population (McKay et al., 2017) og en værdi for patienter med ankelbrud

fra et andet studie (Segal et al., 2014). Forsøgsdeltagernes kadence blev også sammenlignet med en normalværdi fra en rask population. Normalværdien for den raske population stammer fra kvinder i alderen 20-59 år. Der blev valgt at sammenligne med denne gruppe da størstedelen af forsøgsdeltagerne i dette studie er kvinder i den aldersgruppe, og da der ikke var forskel på ganghastigheden for mænd og kvinder i aldersgruppen. (McKay et al., 2017) Resultaterne for symmetri-indeks blev sammenlignet med den normale afvigelse for en rask population på 0-5% (Segal et al., 2014).



Figur 8 - Figuren viser en oversigt over de anvendte statistiske test

Hypoteser

Tabel 1 - Hypoteser om ganghastighed

Hypoteser ganghastighed	
H1	H ₀ : Der er ikke signifikant forskel på ganghastigheden ved overground walking og gang på AGT H _A : Der er signifikant forskel på ganghastigheden ved overground walking og gang på AGT
H2	H ₀ : Der er ikke signifikant forskel på ganghastigheden ved overground walking og normalværdien fra en rask population H _A : Der er signifikant forskel på ganghastigheden ved overground walking og normalværdien fra en rask population
H3	H ₀ : Der er ikke signifikant forskel på ganghastigheden ved gang på AGT og normalværdien fra en rask population H _A : Der er signifikant forskel på ganghastigheden ved gang på AGT og normalværdien fra en rask population
H4	H ₀ : Der er ikke signifikant forskel på ganghastigheden ved overground walking og værdien fra en lignende gruppe H _A : Der er signifikant forskel på ganghastigheden ved overground walking og værdien fra en lignende gruppe
H5	H ₀ : Der er ikke signifikant forskel på ganghastigheden ved gang på AGT og værdien fra en lignende gruppe H _A : Der er signifikant forskel på ganghastigheden ved gang på AGT og værdien fra en lignende gruppe

Tabel 2 - Hypoteser om kadence

Hypoteser kadence	
H6	H ₀ : Der er ikke signifikant forskel på kadencen ved overground walking og normalværdien fra en rask population H _A : Der er signifikant forskel på kadencen ved overground walking og normalværdien fra en rask population
H7	H ₀ : Der er ikke signifikant forskel på kadencen ved gang på AGT og normalværdien fra en rask population H _A : Der er signifikant forskel på kadencen ved gang på AGT og normalværdien fra en rask population

Tabel 3 - Hypoteser om symmetri-index

Hypoteser	
H1	H ₀ : Der er ikke signifikant forskel på symmetri-indekset for standfase på gulv og normalværdien fra en rask population H _A : Der er signifikant forskel på symmetri-indekset for standfase på gulv og normalværdien fra en rask population
H2	H ₀ : Der er ikke signifikant forskel på symmetri-indekset for svingfase på gulv og normalværdien fra en rask population H _A : Der er signifikant forskel på symmetri-indekset for svingfase på gulv og normalværdien fra en rask population
H3	H ₀ : Der er ikke signifikant forskel på symmetri-indekset for standfase på AGT og normalværdien fra en rask population H _A : Der er signifikant forskel på symmetri-indekset for standfase på AGT og normalværdien fra en rask population
H4	H ₀ : Der er ikke signifikant forskel på symmetri-indekset for svingfase på AGT og normalværdien fra en rask population H _A : Der er signifikant forskel på symmetri-indekset for svingfase på AGT og normalværdien fra en rask population

3.7 Litteratursøgning

For at afdække evidensen om brug af AGT til patienter efter brud, achillesseneruptur eller operation i benet, blev der lavet en systematisk litteratursøgning. Der blev opstillet en PICO, som står for population, intervention, comparison og outcome (se tabel 4). Da Comparison og Outcome begge indeholder synonymer for gang blev Comparison taget ud af PICO'en. I tabel 4 fremgår de søgetermer der er relevante for hver del i PICO'en.

Tabel 4 - PICO til litteratursøgning

Population	Intervention	Outcome
Patienter der har haft en fraktur eller er opereret i benet	AlterG eller lower body positive pressure treadmill	Gang
Lower limb/lower extremity	AlterG	Gait
Fracture	Lower body positive pressure	Walking
Lower limb fracture	Anti-gravity	

Den systematiske litteratursøgning blev foretaget i databaserne Embase, PubMed, Cinahl, Web of Science og Scopus. Søgetermerne der blev brugt i hver database, blev valgt ud fra de enkelte databasers thesaurus, for at verificere de begreber der blev søgt på (se bilag 10). Søgetermerne i hver blok blev kombineret med den boolske operator OR og blokkene blev kombineret med AND. Som eksempel på hvordan søgetermer blev valgt, redegøres her for valg af søgetermer i Embase.

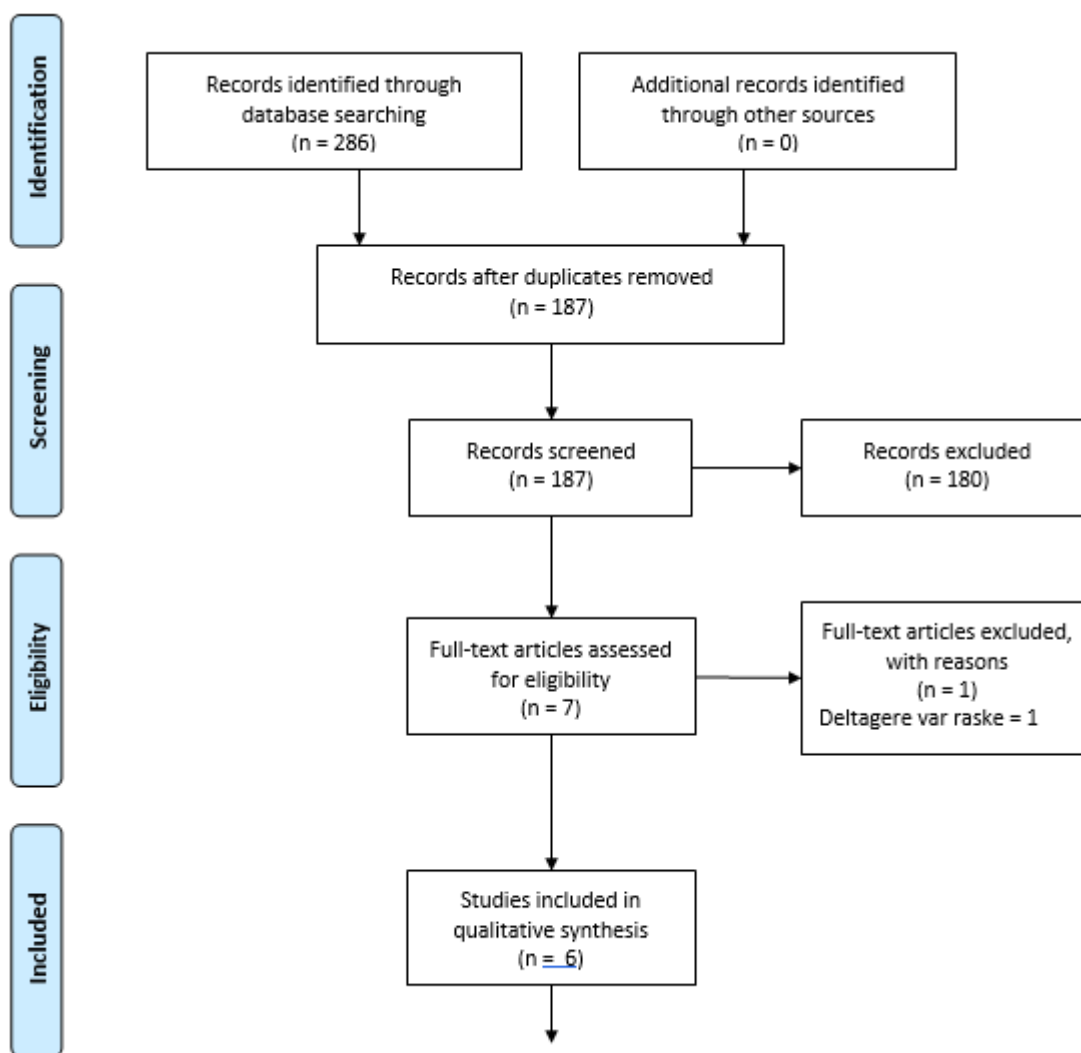
Embase' thesaurus hedder Emtree, og er inddelt i søgetermer med underkategorier, hvor synonymer til søgetermen foreslås, hvis der er nogle. Under Emtrees emneord "Fracture" findes mange forskellige typer af frakturer i både over- og underekstremitet. Det blev dog valgt at bruge den brede søgeterm "fracture" da søgeblokken skulle kombineres med gang og LBPPT/AGT, og derfor formentlig alligevel ville frasortere resultater omhandlende overekstremiteten. Emtree foreslog lower limb i stedet for lower extremity, som ellers er det anvendte emneord i de øvrige databaser, og lower limb blev derfor anvendt. Blokken blev desuden udvidet med en fritekstsøgning på "lower limb fracture*". De kontrollerede emneord blev også søgt som fritekst, for at få de artikler med, som endnu ikke er indekserede. Emtree havde et "candidate term" på "lower body positive pressure", der betyder, at der snart vil komme et kontrolleret emneord under samme navn, hvilket typisk ses inden for nye forskningsfelter. Denne candidate term blev kombineret med samme ord skrevet som fritekst, for at få de nyeste artikler med i søgningen. Emtrees kontrollerede emneord "walking" indeholdte "gait" og "walking speed", hvorfor det var det eneste ord i blok tre. Da de tre blokke blev kombineret, var der meget få resultater og tredje blok var derfor ikke med i den endelige søgning i alle databaserne (se tabel 5).

Tabel 5 - Eksempel på søgeblok

Embase	
Blok 1 - Population	Blok 2 - Intervention
'fracture'/exp	'lower body positive pressure'/exp
'fracture'	'lower body positive pressure'
'lower limb'/exp	'lower body positive pressure*'
'lower limb'	'anti gravity*'
'lower limb fracture*'	'anti-gravity*'
	alterg*

Søgningen i de 5 databaser gav i alt 286 referencer, se PRISMA flowchart i figur 9. Artiklernes relevans blev vurderet ud fra følgende inklusionskriterier:

- Populationen skal være patienter der enten er opererede i UE, eller har haft et nyligt brud eller ruptur i en underekstremitet
- Interventionen skal være en form for lower body positive pressure treadmill (ikke suspensionssystem over et løbebånd)



Figur 9 - Figuren viser udvælgelsesprocessen i form af PRISMA flowchart

For at afdække litteraturen om andre typer vægtreducerende gangtræning til patientgruppen med ankelbrud og achillesseneruptur, og LBPP gangtræning til andre patientgrupper blev der udført en søgning, hvor gang blev kombineret med LBPP og BWS (se tabel 6), som gav i alt 314 resultater. Søgningen gav ingen resultater i forhold til andre typer vægtreducerende gangtræning til

patientgruppen med ankelbrud eller achillesseneruptur, men det blev klart, at Anti-Gravity Treadmills og LBPP Treadmills anvendes til især patientgrupper med neurologiske lidelser.

Tabel 6 - Søgetermer til søgning på LBPP og BWS kombineret med gang

Population	Intervention
Patienter der har haft en fraktur eller er opereret i benet	Body Weight Supported training
walk*	Unweighting
Walking (Mesh)	Unweighted
Gait (Mesh)	"Positive pressure treadmill"
Gait	AlterG
Locomotion (Mesh)	"Lower body positive pressure"
Locomotion	"Lower body positive pressure treadmill"
	"Body weight supported treadmill"
	"Anti gravity treadmill"
	"Anti gravity treadmill training"

Andet litteratur til problembaggrund, problemanalyse og metode er søgt ved en usystematisk litteratursøgning i videnskabelige databaser og via søgemaskiner.

4.0 Resultater

I følgende afsnit præsenteres resultaterne, herunder en præsentation af de demografiske data, samt resultaterne fra de forskellige gangparametre målt ved gang på AGT og ved overground walking.

Demografiske data

Tabel 7 - Demografisk data

Forsøgs-deltager	Alder	Vægt (kg)	Højde (cm)	Skade (Højre/Venstre)	Uger siden skaden	Delforsøg 1 Hjælpemidler	Uger siden opstart genoptræning
1	62	80,9	170,5	Brud i alle fodrodsknogler (H)	17	Ingen	3
2	60	72,5	175,5	Hælfraktur (H)	19	Ingen	12
3	66	75,9	167,5	Achilleseneruptur (V)	18	Ingen	12
4	50	71,3	172,5	Afsprænginger i 3 fodrodsknogler (V)	9	1 albuestok	0
5	42	77,6	182	Afrivning af ydersiden af talus + revne i fibula (H)	65	Ingen	0
6	39	75,8	172,5	Achilleseneruptur (V)	30	Ingen	22
7	71	74,5	171	3 brud (V)	8	Vandrestokke	2
8	25	79,4	172	Ankelbrud (H)	9	Ingen	0
9	40	76	170	2 brud (H)	6	Ingen	0

Ni forsøgsdeltagere opfyldte inklusionskriterierne, herunder syv kvinder og to mænd.

Forsøgsdeltagerne havde en gennemsnitsalder på 50,55 år (+/-15,20), en gennemsnitsvægt på 75,99 kg (+/- 3,06), og en gennemsnitshøjde på 172,61 cm (+/-4,14).

I forhold til genoptræningen, var det i gennemsnit 5,6 uger siden at forsøgsdeltagerne var startet, varierende fra 0-22 uger siden. Det var i gennemsnit 20,11 (+/- 18,44) uger siden forsøgsdeltagerne kom til skade. I delforsøg 2 gik forsøgspersonerne med en gennemsnitlig BW på 49,16% (+/- 6,62). (se tabel 7)

Ganghastighed

Den gennemsnitlige ganghastighed ved overground walking var $3,31 \pm 0,78$ og ved gang på AGT $3,47 \pm 0,92$ (se bilag 11). Der var ingen signifikant forskel mellem ganghastighederne ($p=0,564$). Der var signifikant forskel på ganghastighederne i begge situationer sammenlignet med en normalværdi på $4,79 \pm 0,53$ km/t ($p=0,0001$) og sammenlignet med en lignende gruppe ($p=0,001/p=0,0003$) (se tabel 8-10).

Tabel 8 - Signifikanstest, sammenligning af ganghastighed ved overground walking og gang på AGT

	Overground walking (gns $\pm$ SD)	AGT (gns $\pm$ SD)	p-værdi
Ganghastighed km/t	$3,31 \pm 0,78$	$3,47 \pm 0,92$	0,564

*Tabel 9 - Sammenligning af ganghastighed i dette studie og normalværdi fra rask population. *Angiver at forskellen er signifikant*

	Overground walking (gns $\pm$ SD)	AGT (gns $\pm$ SD)
Ganghastighed km/t	$3,31 \pm 0,78$	$3,47 \pm 0,92$
Normalværdi km/t	$4,79 \pm 0,53$	$4,79 \pm 0,53$
p-værdi	0,0001*	0,0001*

*Tabel 10 - Sammenligning af ganghastighed fra dette studie med værdi fra lignende gruppe. *Angiver at forskellen er signifikant*

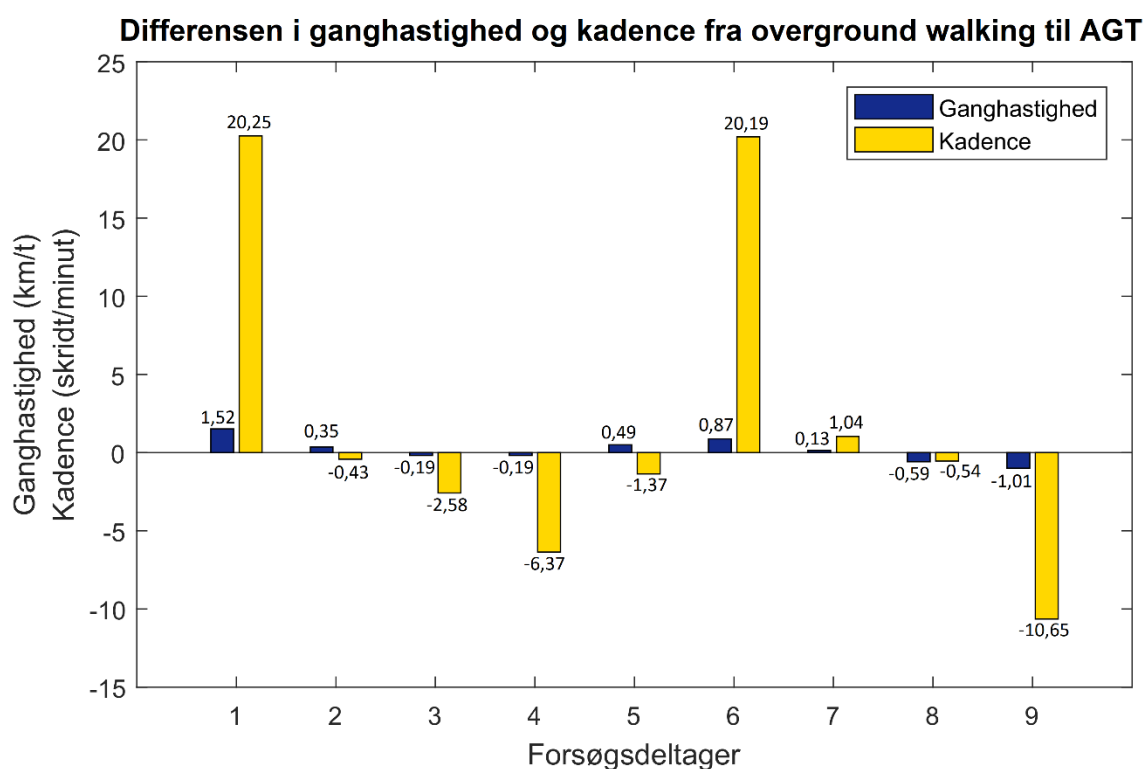
	Overground walking (gns $\pm$ SD)	AGT (gns $\pm$ SD)
Ganghastighed km/t	$3,31 \pm 0,78$	$3,47 \pm 0,92$
Værdi fra lignende gruppe km/t	$2,12 \pm 0,95$	$2,12 \pm 0,95$
p-værdi	0,001*	0,0003*

Kadence

Den gennemsnitlige kadence på ved overground walking var $97,35 \pm 9,09$ og ved gang på AGT $99,52 \pm 13,17$. Der var signifikant forskel på kadencen i begge situationer sammenlignet med en normalværdi på $119,4 \pm 7,7$ (se tabel 11) (se bilag 11). Det viste sig, at det varierede, om ganghastigheden steg eller faldt ved gang på AGT i forhold til overground walking (se figur 10).

Tabel 11 – Kadencen målt i dette studie sammenlignet med normalværdi fra rask population. *Angiver at forskellen er statistisk signifikant

	Overground walking (gns $\pm$ SD)	AGT (gns $\pm$ SD)
Kadence	$97,35 \pm 9,09$	$99,52 \pm 13,17$
Normalværdi	$119,4 \pm 7,7$	$119,4 \pm 7,7$
p-værdi	0,0001*	0,0001*



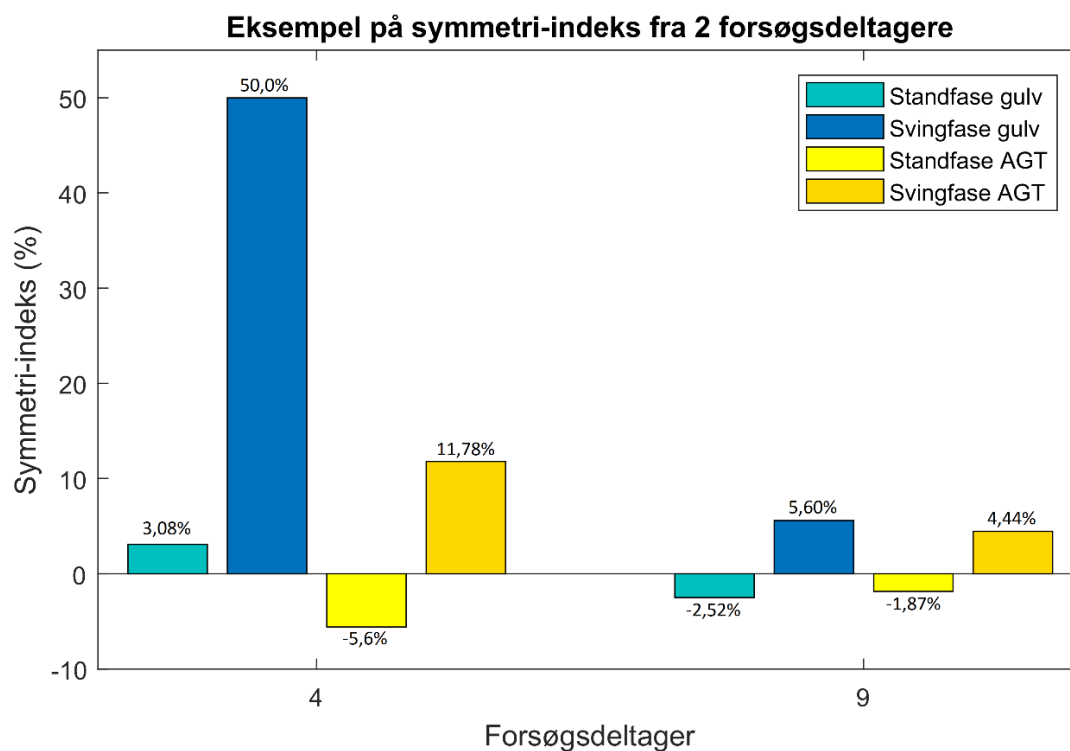
Figur 10 - Stigning/fald i ganghastighed og kadence fra overground walking til AGT

Symmetri

Det gennemsnitlige symmetri-indeks for standfase ved overground walking var $2,69\% \pm 2,09$, og for svingfase på gulv $9,80\% \pm 15,65$ (se bilag 11). Det gennemsnitlige symmetri-indeks for standfase på AGT var $3,79\% \pm 2,47$, og for svingfase på AGT $4,99\% \pm 3,37$. Der var ingen signifikant forskel på symmetri-indekset sammenlignet med normalværdien ved svingfase ved overground walking ($p=0,384$), standfase på AGT ($p=0,178$) og svingfase på AGT ($p=0,993$). Der var signifikant forskel på symmetri-indekset og normalværdien ved standfase ved overground walking ($p=0,011$) (se tabel 12). Dette betød, at symmetri-indeks for standfasen ved overground walking var signifikant mindre end normalværdien på 5 %. Det høje symmetri-indeks for svingfase ved overground walking skyldtes især en forsøgsdeltager 4 (se figur 11).

Tabel 12 - Symmetri-indeks signifikanstest. *Angiver at forskellen er signifikant. **Overground walking

		Symmetri-indeks (gns $\pm$ SD)	Normalværdi	P-værdi
OW**	Standfase	$2,69\% \pm 2,09$	0-5%	0,011*
	Svingfase	$9,80\% \pm 15,65$	0-5%	0,384
AGT	Standfase	$3,79\% \pm 2,47$	0-5%	0,178
	Svingfase	$4,99\% \pm 3,37$	0-5%	0,993



Figur 11 – Figuren viser symmetri-indeks for 2 forsøgsparticipanter

ROM

Den gennemsnitlige ROM på gulv for det afficerede ben var $80,80 \pm 16,36$ og for det ikke-afficerede ben $88,35 \pm 15,41$. Den gennemsnitlige ROM på AGT for det afficerede ben var $84,56 \pm 17,24$ og for det ikke-afficerede ben $89,79 \pm 14,00$ (se tabel 13)(Se bilag 11).

Tabel 13 - Range of Motion

ROM	Overground walking		AGT	
	Afficeret	Ikke-afficeret	Afficeret	Ikke-afficeret
ROM (gns±SD)	80,80± 16,36	88,35±15,41	84,56±17,24	89,79±14,00

5.0 Diskussion

I dette kapitel diskuteres studiets resultater og metodologiske overvejelser. Formålet med dette studie var at kortlægge gangmønstret hos patienter med ankelbrud eller achillesseneruptur, med fokus på udvalgte gangparametre ved gang på AGT og ved overground walking.

5.1 Diskussion af resultater

Forskel på ganghastigheden

Ændret ganghastighed påvirker parametre som skridtlængde, kadence og den procentvise fordeling af standfase og svingfase (Everett & Kell, 2010, p. 175-84). Der er ikke forskel på ganghastigheden i de to situationer, hvilket betyder, at en evt. forskel i de andre gangparametre, ikke kan tilskrives ganghastigheden. For at undersøge, om forsøgsdeltagernes ganghastighed var forskellig fra ganghastigheden hos en rask population, blev ganghastighederne fra dette studie sammenlignet med en normalværdi fra studiet af McKay et. al. som fandt at den normale ganghastighed hos raske kvinder i alderen 20-59 år er $4,79 \text{ km/t} \pm 0,53$. (McKay et al., 2017) Her viste resultaterne, at forsøgsdeltagernes ganghastighed, ved både gang på AGT og overground walking var forskellig fra denne normalværdi. Forsøgsdeltagerne gik med en gennemsnitshastighed på $3,31 \text{ km/t}$ på gulv og $3,47 \text{ km/t}$ på AGT, hvilket indikerer at ganghastigheden hos denne patientgruppe er lavere sammenlignet med en rask population, på trods af, at det i gennemsnit er 20,11 uger siden deres skade er opstået.

Forsøgsdeltagernes ganghastighed blev desuden sammenlignet med ganghastigheden fra en patientgruppe med ankelbrud fra et tidligere studie. Det tidligere studie fandt, at patienterne havde en gennemsnitlig ganghastighed på $2,12 \text{ km/t} \pm 0,92$. Ved sammenligning af denne ganghastighed med resultaterne fra dette studie ses, at forsøgsdeltagernes ganghastighed ved både AGT og overground walking var højere end ganghastigheden målt i det tidligere studie (Segal et al., 2014). Den forholdsvis store forskel i ganghastigheden kan måske forklares med, at det i gennemsnit var 9,67 uger siden, at patienterne kom til skade i studiet af Segal et. al, sammenlignet med de 20,11 uger siden i dette studie (Segal et al., 2014). Det tyder på, at forsøgsdeltagerne i dette studie ligger et sted mellem den raske population og ankelpatienter der er kommet til skade for nyligt.

Inkonsistente resultater ved ændring i ganghastighed og kadence mellem overground walking og gang på AGT

Det fremgik, mod forventning, at fire forsøgsparticipanter gik med en hurtigere ganghastighed ved overground walking end på AGT'en, samtidig med, at de havde en højere kadence ved overground walking. Tre af forsøgsparticipanterne havde en højere ganghastighed på AGT, og samtidig en højere kadence ved gang på AGT. To forsøgsparticipanter havde dog en højere ganghastighed på AGT, men en lavere kadence (se figur 10). Det er dog et meget lille fald i kadencen, og det vil derfor være relevant at undersøge nærmere i efterfølgende studier. Faldet i kadencen kan skyldes flere ting, f.eks. at der var en vis usikkerhed i metoden i forhold til måling af kadencen. Derudover blev skridtlængden ikke målt, og længere skridt kan også være en årsag til, at kadencen falder, hvilket et tidligere studie fandt ved gang på AGT. Studiet blev lavet på raske forsøgspersoner, som fandt at kadencen falder, mens skridtlængden øges, efter 10 minutters gang på AGT. (Lander & Moran, 2017)

Variation i symmetri-indeks og hjælpemidlers indflydelse på data

Der var ikke forskel mellem den normale variation for gangsymmetri hos en rask population på 0-5% og symmetri-indekset i svingfasen ved overground walking samt sving- og standfase ved gang på AGT. Symmetri-indekset for standfasen ved overground walking var mindre end 5%, hvorfor standfasen ved overground walking som det eneste symmetri-indeks kan betragtes som symmetrisk. En af årsagerne til, at disse parametre ikke er forskellige fra normalværdierne ved overground walking og gang på AGT kan være, at det i gennemsnit er 20,11 uger siden forsøgsparticipanterne kom til skade, hvorfor de muligvis ikke længere er plaget af smerter, hvilket kan have stor indflydelse på gangfunktionen. Dette understøttes af, at ganghastigheden for forsøgsparticipanterne i dette studie er højere end ganghastigheden hos ankelpatienter i studiet af Segal et al (Segal et al., 2014), hvorfor forsøgsparticipanterne i dette studie kan betragtes som bedre gående. I et eventuelt fremtidigt studie bør forsøgsparticipanterne inkluderes i forsøget hurtigere efter deres skade.

Det at øjebliksbilledet ved overground walking og gang på AGT i dette studie ser ens ud, stemmer overens med resultaterne fra interventionsstudier, hvor patienter med skader i UE ikke opnår bedre funktionelle outcomes ved at træne på AGT frem for almindelig rehabilitering (Bugbee et al., 2016; Saxena & Granot, 2011; Webber et al., 2014).

Selvom værdierne for symmetri i svingfasen ved overground walking ikke var signifikant forskelligt fra normalværdien på 0-5 %, blev der dog fundet et gennemsnitligt symmetri-indeks på $9,80\% \pm 15,65$. Grunden til at denne værdi ikke kan siges at være højere end de 5 %, skyldes formentlig den høje standarddeviation. Resultatet havde måske set anderledes ud, hvis der havde været flere forsøgsdeltagere med i studiet. Det høje symmetri-indeks og den høje standarddeviation skyldtes især forsøgsdeltager 4, som gik med en albuestok, for at nedsætte belastningen og derved undgå smerter på den afficerede side. Brug af albuestokken bevirkede at forsøgsdeltageren havde en længere svingfase og længere standfase på det afficerede ben, hvilket er mod forventningen om, at standfasen vil være kortere på det afficerede ben på grund af smerter, som det var hos forsøgsdeltager 9 (se figur 11). Det kunne dog lade sig gøre, formentlig fordi en del af vægten blev overført til albuestokken. Symmetri-indeks for denne patient var 50,00 % i svingfasen på gulv og 11,78 % ved svingfasen på AGT. Dette indikerer, at patientens gangmønster er mere symmetrisk ved gang på AGT, set i forhold til normalværdien på 0-5 %. Et andet studie har undersøgt symmetri-indeks hos patienter med ankelbrud, hvor de fandt et symmetri-indeks på 63, 256 og 189 % på henholdsvis uni- bi og trimalleolar fraktur (Segal et al., 2014). Den store forskel i symmetri mellem nærværende studie og studiet af Segal et al. kan muligvis også tilskrives, at forsøgsdeltagerne i dette studie er længere i deres rehabilitering.

Dynamisk ROM under gang på AGT og overground walking

Den dynamiske ROM i anklen blev i dette studie målt til $80,80 \pm 16,36$ på den afficerede side og $88,35 \pm 15,41$ på den ikke-afficerede side ved overground walking. På AGT viste målingen $84,56 \pm 17,24$ på den afficerede side og $89,79 \pm 14$ på den ikke-afficerede side.

Ifølge anatomen er den normale bevægelighed i anklen mellem 0-70 grader, med en plantarfleksion på 0-50 grader og en dorsalfleksion på 0-20 grader (Clarkson, 2000, p. 374). Tidligere studier, som har undersøgt ankel ROM på patienter med ankelbrud og achillesseneruptur, bruger meget forskellige metoder til måling af ROM, herunder goniometer, lunge test og motion measurement systemer. (Alton, Baldey, Caplan, & Morrissey, 1998; McKay et al., 2017; Quigley et al., 2000; Saleh, Marshall, & Senior, n.d.) Ingen af de tidligere studier har anvendt samme metode som i dette studie, og resultaterne fra de studier kan derfor ikke sammenlignes med resultaterne fra dette studie. Selvom der ses en tendens til at ankel ROM bliver større ved gang på AGT, er der en vis usikkerhed i værdierne. Det er dog fysioterapeutens

oplevelse, at patienterne får en bedre fodafvikling, når de træner i AGT'en, hvilket også kan være svært at påvise kvantitativt med de anvendte metoder. Forskellen i ankel ROM ved gang på AGT og overground walking kan måske skyldes de ændrede forhold der er i AGT. Studiet af Alton et. al. undersøgte forskellige gangparametre hos en rask population ved overground walking og gang på løbebånd. Studiet fandt, at der ingen forskel var på ankel ROM i de to delforsøg. (Alton et al., 1998) Dette indikerer derfor, at ændringerne ikke sker på grund af løbebåndet alene.

Andre effekter ved brug af AGT i rehabilitering

Selvom resultaterne af dette studie overordnet indikerer, at gangmønstret, målt ud fra de udvalgte parametre, ikke er forskelligt, kan der fortsat være nogle positive effekter ved brugen af AGT, som ikke opnås ved overground walking. Ved tidlig intervention med træning i AGT kan de negative effekter der ses ved immobilisering begrænses, og især smerter ser ud til at nedsættes efter træning i AGT. (Eastlack et al., 2005; Takacs et al., 2011) Det blev ikke undersøgt i dette studie, men flere af patienterne gav udtryk for, at de følte sig trygge ved at træne i AGT'en, og følte at gangen blev forbedret, hvilket kan være en betydningsfuld årsag til at anvende AGT i rehabilitering, da det tyder på, at fear-avoidance behavior kan have en negativ effekt på smerteopfattelsen efter brud (Linton, Buer, Samuelsson, & Harms-Ringdahl, 2010). På samme måde er det fysioterapeutens vurdering, at maskinen fungerer godt i rehabiliteringen af patienter, hvor træning med fuld vægtbæring er kontraindiceret eller smertefuldt. Dette stemmer overens med tidligere studier, som ligeledes finder, at patienter og terapeuter er positive overfor brugen af AGT i rehabiliteringen (Bugbee et al., 2016).

5.2 Diskussion af metode

Til dataindsamlingen blev der i dette studie anvendt shimmer sensors, som i tidligere studier er valideret til ganganalyse op mod mere avancerede ganganalyse systemer (Muro-de-la-Herran et al., 2014; O'Donovan et al., 2009; Rampp et al., 2015). Sensorerne blev anvendt til at måle temporale gangparametre samt ROM. Når gang analyseres, er det essentielt både at overveje de temporale og spatiale parametre, da et traume kan påvirke begge dele (Everett & Kell, 2010, p. 179). Det spatiale parameter skridtlængde er ligesom sving- og standfase et parameter, der kan fortælle noget om symmetri i gangen, og det er derfor relevant at beregne symmetri-indeks på

(Hesse et al., n.d.; Patterson et al., 2010; Segal et al., 2014). Dette var imidlertid ikke muligt i dette studie, da det i databehandlingen blev klart, at data fra to sensorer ikke kunne kombineres i samme analyse, hvilket udregning af skridtlængde krævede. Årsagen til, at data fra to sensorer ikke kunne kombineres skyldtes, at det ene datasæt blev strukket eller presset sammen i forhold til det andet. Den præcise årsag til dette kendes ikke, men en forklaring kan være, at sampleraten ikke har været helt ens i de to sensorer. Hvis denne type sensorer skal anvendes i et lignende studie, og data fra flere sensorer skal kombineres, bør det præcise problem identificeres og løses. Kadencen blev målt ved hjælp af de videoer der blev optaget under forsøgene. Videoerne blev analyseret i Kinovea, hvor der blev talt 20 skridt i alt, fra heelstrike til heelstrike. Videoens optagelseshastighed var på 30 frames pr. sekund, og det vurderes, at der var en fejlmargen på 3 frames, svarende til 99 millisekunder, hvilket udgør 9,3-9,5% af et gennemsnitligt skridt (McKay et al., 2017). Det kan være en betydelig usikkerhed, hvorfor det også havde været mere validt at måle kadencen med data fra to sensorer, hvis data fra to sensorer kunne kombineres.

6.0 Konklusion

I dette studie er der lavet en karakterisering af gangmønsteret ved overground walking og ved gang på AGT hos patienter efter ankelbrud eller achillesseneruptur. Udvalgte parametre blev sammenlignet med normalværdier for en rask population og værdier fra en lignende gruppe målt i et tidligere studie.

Det kan konkluderes, at gangmønsteret ved overground walking og gang på AGT hos patienter med ankelbrud eller achillesseneruptur, er karakteriseret ved nedsat ganghastighed og kadence sammenlignet med gennemsnitshastigheden og gennemsnitskadencen for en rask population. Ganghastigheden er dog højere end gennemsnitshastigheden for en lignende gruppe. Der var ikke forskel på symmetrien i gangmønsteret ved hverken overground walking eller gang på AGT sammenlignet med hvad der betragtes som normal symmetri. Der ses en tendens til højere ROM på AGT end ved overground walking, men det kræver flere studier at be- eller afkræfte dette.

Ses der på data fra den ene patient der havde mest gangbesvær, ses en tendens til, at gang på AGT er tættere på normalværdier end gang ved overground walking. For at få et mere nuanceret billede af gangmønsteret ved overground walking og gang på AGT, anbefales det at inddrage forsøgspartagere kortere tid efter de er kommet til skade, hvor deres gangfunktion stadig er præget af smerter og usikkerhed.

7.0 Perspektivering

I dette studie var fokus at kortlægge gangmønstret hos patienter med ankelbrud og achillesseneruptur ved gang på AGT og overground walking. På trods af, at gangmønstrene umiddelbart ikke er forskellige i de to situationer, giver patienterne udtryk for, at de føler sig mere trygge ved gang på AGT, samt har færre smerter under gang. Disse parametre er dog ikke undersøgt i dette studie, men blot en interessant observation der blev gjort undervejs. Det vil derfor være relevant at lave studier på denne patientgruppe, hvor der også er fokus på parametre som patienternes smerteniveau samt deres vurdering af brugen af AGT. Derudover er det væsentligt at der opnås en større sample, for bedre at kunne stole på studiets resultater.

I et eventuelt fremtidigt studie, bør det overvejes at måle vægtbæring og kraftoverførsel, evt. med såler, der kan måle hvor meget vægt der overføres samt hvordan det fordeles. På den måde kan det måles, hvor symmetrisk vægtbæringen er. Det kan især være en fordel hos personer der anvender hjælpemidler, da det vil kunne give informationer om, hvor meget eller hvor lidt vægt der bæres med hjælpemidlet. Det vil muligvis også kunne give et objektive billede af fodafviklingen, hvilket kunne være et interessant mål, idet det visuelt ser ud til, at fodafviklingen er ændret ved gang på AGT i forhold til overground walking.

Ved at bruge AGT som en del af rehabiliteringen, kan der fokuseres på den tidlige vægtbærende træning. Fordelen ved træning på AGT er, at man her meget præcist kan indstille hvor meget kropsvægt patienterne træner med, hvilket ellers er meget svært at vurdere for terapeuterne ved træning i f.eks. gangbarre. På den måde kan man meget konsekvent følge retningslinjerne for hvor meget patienterne må vægtbære efter deres skade, og samtidig kan de måske komme hurtigere i gang med genoptræningen. Ud fra den positive respons fra både terapeuter og patienters side, er dette derfor vigtigt at undersøge nærmere i efterfølgende studier.

Selvom resultaterne i dette studie ikke indikerer at gangmønstret ændres ved gang på AGT, er det projektgruppens mening, at brugen af AGT i rehabiliteringen med fordel kan fortsættes, indtil der kommer mere evidens på området. Gang i AGT kan potentielt øge patienternes træningsmængde, da de formentlig kan gå længere uden at blive trætte og uden at være plaget af smerter efter kun kort tids gangtræning.

8.0 Referenceliste

- Agres, A. N., Duda, G. N., Gehlen, T. J., Arampatzis, A., Taylor, W. R., & Manegold, S. (2015). Increased unilateral tendon stiffness and its effect on gait 2-6 years after Achilles tendon rupture. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25(6), 860–867. <https://doi.org/10.1111/sms.12456>
- AlterG.com. (n.d.-a). AlterG. Retrieved February 12, 2018, from <https://www.alterg.com/>
- AlterG.com. (n.d.-b). Clinical protocols. Retrieved February 19, 2018, from <https://www.alterg.com/clinical-protocols>
- Alton, F., Baldey, L., Caplan, S., & Morrissey, M. C. (1998). A kinematic comparison of overground and treadmill walking. *Clinical Biomechanics*, 13(6), 434–440.
- Aminian, K., Najafi, B., Büla, C., Leyvraz, P. F., & Robert, P. (2002). Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of Biomechanics*, 35(5), 689–699. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00008-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00008-8)
- Azizi, S., Marzbani, H., Raminfard, S., Birgani, P. M., Rasooli, A. H., & Mirbagheri, M. M. (2017). The impact of an anti-gravity treadmill (AlterG) training on walking capacity and corticospinal tract structure in children with cerebral palsy. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, 1150–1153. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8037033>
- Berthelsen, M. P., Husu, E., Christensen, S. B., Prahm, K. P., Vissing, J., & Jensen, B. R. (2014). Anti-gravity training improves walking capacity and postural balance in patients with muscular dystrophy. *Neuromuscular Disorders*, 24(6), 492–498. <https://doi.org/10.1016/j.nmd.2014.03.001>
- Black, J. D. J., Bhavikatti, M., Al-Hadithy, N., Hakmi, A., & Kitson, J. (2013). Early weight-bearing in operatively fixed ankle fractures: A systematic review. *Foot*, 23(2–3), 78–85. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2013.05.002>
- Bugbee, W., Pulido, P., Goldberg, T., & D D'Lima, D. (2016). Use of an Anti-Gravity Treadmill for Early Postoperative Rehabilitation After Total Knee Replacement : A Pilot Study to Determine Safety and Feasibility. *American Journal of Orthopedics*, 45(4), 167–173. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27327921%0Ahttp://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27327921%0Ahttp://www.mdedge.com/amjorthopedics/article/108727/knee/use-anti-gravity-treadmill-early-postoperative-rehabilitation>
- Cetti, R., Henriksen, L. O., & Jacobsen, K. S. (1994). A new treatment of ruptured Achilles tendons. A prospective randomized study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (308), 155–165. Retrieved from <https://sfx.aub.aau.dk/sfxaub?sid=Entrez:PubMed&id=pmid:7955677>
- Chen, K. Y., Janz, K. F., Zhu, W., & Brychta, R. J. (2012). Re-defining the roles of sensors in objective physical activity monitoring, 44(301), 1–18. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182399bc8>.RE-DEFINING
- Christensen, B., Dyrberg, E., Aagaard, P., Enejhlm, S., Krogsgaard, M., Kjaer, M., & Langberg, H. (2008). Effects of long-term immobilization and recovery on human triceps surae and collagen turnover in the Achilles tendon in patients with healing ankle fracture. *Journal of Applied Physiology*, 105(2), 420–426. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00201.2008>
- Clarkson, H. M. (2000). *Musculoskeletal assessment : joint range of motion and manual muscle strength* (2nd ed). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Cutuk, A., Groppo, E. R., Quigley, E. J., White, K. W., Pedowitz, R. A., & Hargens, A. R. (2006). Ambulation in

simulated fractional gravity using lower body positive pressure: cardiovascular safety and gait analyses. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 101(3), 771–777.
<https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00644.2005>

- Eastlack, R. K., Hargens, A. R., Groppo, E. R., Steinbach, G. C., White, K. K., Pedowitz, R. A., ... R.A., P. (2005). Lower body positive-pressure exercise after knee surgery. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (431), 213–219. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000150459.92012.f7>
- El-Akkawi, A. I., Joanroy, R., Barfod, K. W., Kallemose, T., Kristensen, S. S., & Viberg, B. (2017). Effect of Early Versus Late Weightbearing in Conservatively Treated Acute Achilles Tendon Rupture: A Meta-Analysis. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 57, 346–352. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2017.06.006>
- Elbaz, A., Mor, A., Segal, G., Bar, D., Monda, M. K., Kish, B., ... Palmanovich, E. (2016). Lower Extremity Kinematic Profile of Gait of Patients After Ankle Fracture: A Case-Control Study. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 55(5), 918–921. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2016.04.004>
- Everett, T., & Kell, C. (2010). *Human movement : an introductory text* (6th ed.). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Farina, K. A., Wright, A. A., Ford, K. R., Wirfel, L. A., & Smoliga, J. M. (2017). Physiological and Biomechanical Responses to Running on Lower Body Positive Pressure Treadmills in Healthy Populations. *Sports Medicine*, 47(2), 261–275. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0581-2>
- Formento, P. C., Acevedo, R., Ghoussayni, S., & Ewins, D. (2014). Gait event detection during stair walking using a rate gyroscope. *Sensors (Switzerland)*, 14(3), 5470–5485. <https://doi.org/10.3390/s140305470>
- Gillis, B. (2015). A Brief History of AlterG's NASA Technology – The Early Years. Retrieved April 18, 2018, from <https://www.alterg.com/treadmill-training-rehab/athletics/a-brief-history-of-altergs-nasa-technology-the-early-years/>
- Grabowski, A. M. (2010). Metabolic and Biomechanical Effects of Velocity and Weight Support Using a Lower-Body Positive Pressure Device During Walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(6), 951–957. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.02.007>
- Hansen, T. B., Kjeldsen, H. C., & Lauritzen, J. B. (2017a). Akilleseneruptur. Retrieved March 9, 2018, from <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/ortopaedi/tilstande-og-sygdomme/laeg-ankel-og-fod/akilleseneruptur/>
- Hansen, T. B., Kjeldsen, H. C., & Lauritzen, J. B. (2017b). Ankel, frakturer. Retrieved February 12, 2018, from <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehaandbogen/ortopaedi/tilstande-og-sygdomme/knoglebrud/ankel/>
- Hesse, S., Werner, C., Seibel, H., Frankenberg, S. Von, Kappel, E., Kirker, S., ... Kirker, S. (n.d.). Treadmill Training With Partial Body-Weight Support After Total Hip Arthroplasty : A Randomized Controlled Trial, 9993(3). [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(03\)00434-9](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(03)00434-9)
- Hoffman, M. D., & Donaghe, H. E. (2011). Physiological responses to body weight--supported treadmill exercise in healthy adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 92(6), 960–966. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2010.12.035>
- Ingle, B. M., Hay, S. M., Bottjer, H. M., & Eastell, R. (1999). Changes in bone mass and bone turnover following ankle fracture. *Osteoporosis International*, 10(5), 408–415. <https://doi.org/10.1007/s001980050247>
- Kawae, T., Mikami, Y., Fukuhara, K., Kimura, H., & Adachi, N. (2017). Anti-gravity treadmill can promote

- aerobic exercise for lower limb osteoarthritis patients. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(8), 1444–1448. <https://doi.org/10.1589/jpts.29.1444>
- Kim, C. M., & Eng, J. J. (2003). Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait and Posture*, 18(1), 23–28. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00122-4](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00122-4)
- Kissow, A.-M., Lisby, H., & Læssøe, U. (2011). *Bevægelse : en grundbog* (1st ed.). Kbh.: Munksgaard Danmark.
- Knak, K. L., Andersen, L. K., & Vissing, J. (2017). Aerobic anti-gravity exercise in patients with Charcot-Marie-Tooth disease types 1A and X: A pilot study. *Brain and Behavior*, 7(12), e00794. <https://doi.org/10.1002/brb3.794>
- Krogsgaard, M. R., Rheinländer, P., & Larsen, A. E. (2009). *Ortopædkirurgi for ergoterapeuter og fysioterapeuter*. Kbh.: Munksgaard Danmark.
- Kumar, N., Kunju, N., Kumar, A., & Sohi, B. S. (2009). Determination of Location and Orientation of 3- Axis Accelerometer for Detecting Gait phase , Duration , and Speed of Human Motion for Development of Prosthetic Knee. *International Journal of Recent Trends in Engineering*, 2(4), 51–53. Retrieved from <http://www.academypublisher.com/ijrte/vol02/no04/ijrte02045153.pdf>
- Kurz, M. J., Corr, B., Stuber, W., Volkman, K. G., Smith, N., M.J., K., ... N., S. (2011). Evaluation of lower body positive pressure supported treadmill training for children with cerebral palsy. *Pediatric Physical Therapy : The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association*, 23(3), 232–239. <https://doi.org/10.1097/PEP.0b013e318227b737>
- Lander, J. J., & Moran, M. F. (2017). Does positive pressure body weight-support alter spatiotemporal gait parameters in healthy and parkinsonian individuals? *NeuroRehabilitation*, 40(2), 271–276. <https://doi.org/10.3233/NRE-161412>
- Lash, N., Horne, G., Fielden, J., & Devane, P. (2002). Ankle fractures: Functional and lifestyle outcomes at 2 years. *ANZ Journal of Surgery*, 72(10), 724–730. <https://doi.org/10.1046/j.1445-2197.2002.02530.x>
- Lathan, C., Myler, A., Bagwell, J., Powers, C. M., & Fisher, B. E. (2015). Pressure-Controlled Treadmill Training in Chronic Stroke: A Case Study with AlterG. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 39(2), 127–133. <https://doi.org/10.1097/NPT.0000000000000083>
- Lee, J. B., Burkett, B., Mellifont, R. B., & James, D. A. (2008). The use of micro-electro-mechanical-systems technology to assess gait characteristics. *Impact of Technology on Sport II*, (August 2016), 181–186. <https://doi.org/10.1201/9781439828427.ch25>
- Linton, S. J., Buer, N., Samuelsson, L., & Harms-Ringdahl, K. (2010). Pain-related fear, catastrophizing and pain in the recovery from a fracture. *Scandinavian Journal of Pain*, 1(1), 38–42. <https://doi.org/10.1016/j.sjpain.2009.09.004>
- Lotfian, M., Kharazi, M. R., Mirbagheri, A., Dadashi, F., Nourian, R., & Mirbagheri, M. M. (2017). Therapeutic effects of an anti-gravity treadmill (AlterG) training on gait and lower limbs kinematics and kinetics in children with cerebral palsy. In *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (pp. 170–174). <https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009241>
- Malling, A. S. B., & Jensen, B. R. (2016). Motor intensive anti-gravity training improves performance in dynamic balance related tasks in persons with Parkinson's disease. *Gait & Posture*, 43, 141–147. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.013>

- Marcolin, G., Buriani, A., Balasso, A., Villamimar, R., & Petrone, N. (2015). Gait analysis before and after achilles tendon surgical suture in a single-subject study: A case report. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 54(2), 247–250. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2014.11.014>
- McKay, M. J., Baldwin, J. N., Ferreira, P., Simic, M., Burns, J., Vanicek, N., ... Burns, J. (2017). Spatiotemporal and plantar pressure patterns of 1000 healthy individuals aged 3–101 years. *Gait and Posture*, 58(July), 78–87. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.07.004>
- Mikami, Y., Fukuhara, K., Kawae, T., Kimura, H., & Ochi, M. (2015). The effect of anti-gravity treadmill training for prosthetic rehabilitation of a case with below-knee amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 39(6), 502–506. <https://doi.org/10.1177/0309364614532866>
- Mohammadi, H., Ghafarian-Shiraz, H., Saniee, F., & Delaviz, H. (2013). Functional Treatment Comparing with Immobilization after Acute Ankle Sprain. *Zahedan Journal of Research in Medical Sciences*, 15(2), 28–31.
- Moseley, A. M., Beckenkamp, P. R., Haas, M., Herbert, R. D., Lin, C. W. C., Evans, P., ... Russell, T. (2015). Rehabilitation after immobilization for ankle fracture: The EXACT randomized clinical trial. *JAMA - Journal of the American Medical Association*, 314(13), 1376–1385. <https://doi.org/10.1001/jama.2015.12180>
- Muro-de-la-Herran, A., García-Zapirain, B., & Méndez-Zorrilla, A. (2014). Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Switzerland)*, 14(2), 3362–3394. <https://doi.org/10.3390/s140203362>
- O'Donovan, K. J., Greene, B. R., McGrath, D., O'Neill, R., Burns, A., & Caulfield, B. (2009). SHIMMER: A new tool for temporal gait analysis. *Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009*, 3826–3829. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5335140>
- Olsson, N., Nilsson-Helander, K., Karlsson, J., Eriksson, B. I., Thomee, R., Faxen, E., & Silbernagel, K. G. (2011). Major functional deficits persist 2 years after acute Achilles tendon rupture. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy : Official Journal of the ESSKA*, 19(8), 1385–1393. <https://doi.org/10.1007/s00167-011-1511-3>
- Parvin, S., Taghiloo, A., Irani, A., & Mirbagheri, M. M. (2017). Therapeutic effects of anti-gravity treadmill (AlterG) training on reflex hyper-excitability, corticospinal tract activities, and muscle stiffness in children with cerebral palsy. In *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* (pp. 485–490). <https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009295>
- Patil, S., Steklov, N., Bugbee, W. D., Goldberg, T., Colwell, C. W. J., & D'Lima, D. D. (2013). Anti-gravity treadmills are effective in reducing knee forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 31(5), 672–679. <https://doi.org/10.1002/jor.22272>
- Patterson, K. K., Gage, W. H., Brooks, D., Black, S. E., & Mcilroy, W. E. (2010). Evaluation of gait symmetry after stroke : A comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture*, 31, 241–246. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.10.014>
- Peeler, J., Christian, M., Cooper, J., Leiter, J., & MacDonald, P. (2015). Managing Knee Osteoarthritis: The Effects of Body Weight Supported Physical Activity on Joint Pain, Function, and Thigh Muscle Strength. *Clinical Journal of Sport Medicine : Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 25(6), 518–523. <https://doi.org/10.1097/JSM.0000000000000173>
- Peeler, J., & Ripat, J. (2018). The effect of low-load exercise on joint pain, function, and activities of daily

living in patients with knee osteoarthritis. *Knee*, 25(1), 135–145.
<https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.12.003>

- PRI - Ukendt bruger. (2017). Fysioterapi til patienter med malleolfraktur behandlet med operation og/eller gipsbandagering i det ambulante forløb. Retrieved February 12, 2018, from <https://pri.rn.dk/Sider/8048.aspx>
- Quigley, E., Noh, H., Groppo, E., Cutuk, A., Pedowitz, R., & Hargens, A. (2000). Gait Mechanics using a Lower Body Positive Pressure Chamber for Orthopaedic Rehabilitation. *Orthopaedic Research Society*, (1998), 828.
- Rampp, A., Barth, J., Schüle, S., Gaßmann, K. G., Klucken, J., & Eskofier, B. M. (2015). Inertial Sensor-Based Stride Parameter Calculation From Gait Sequences in Geriatric Patients. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(4), 1089–1097. <https://doi.org/10.1109/TBME.2014.2368211>
- Rasooli, A. H., Birgani, P. M., Azizi, S., Shahrokhi, A., & Mirbagheri, M. M. (2017). Therapeutic effects of an anti-gravity locomotor training (AlterG) on postural balance and cerebellum structure in children with Cerebral Palsy. *IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics : [Proceedings], 2017*, 101–105. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009229>
- Region Nordjylland. (2015). Sådan træner du efter knoglebrud i ankel eller fod. Retrieved from http://www.aalborguh.rn.dk/afsnit-og-ambulatorier/fysio--og-ergoterapi/pjecer/-/media/Hospitaler/AalborgUH/Klinikker/Klinik_akut/Ergoterapi--og-Fysioterapifdelingen/Pjecer/Ortopædkirurgi/Fod-og-underben/Sådan-træner-du-efter-knoglebrud-i-ankel-eller-fod.
- Roberts, M., Mongeon, D., & Prince, F. (2017). Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait. *Physical Therapy and Rehabilitation*, 4(1), 6. <https://doi.org/10.7243/2055-2386-4-6>
- Rose, M. H., Løkkegaard, A., Sonne-Holm, S., & Jensen, B. R. (2013). Improved clinical status, quality of life, and walking capacity in parkinson's disease after body weight-supported high-intensity locomotor training. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 94(4), 687–692. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.11.025>
- Rueterbories, J., Spaich, E. G., Larsen, B., & Andersen, O. K. (2010). Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Medical Engineering and Physics*, 32(6), 545–552. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2010.03.007>
- Sainton, P., Nicol, C., Cabri, J., Barthelemy-Montfort, J., Berton, E., & Chavet, P. (2015). Influence of short-term unweighing and reloading on running kinetics and muscle activity. *European Journal of Applied Physiology*, 115(5), 1135–1145. <https://doi.org/10.1007/s00421-014-3095-3>
- Saleh, M., Marshall, P. D., & Senior, R. (n.d.). the Splint for After Controlled Rupture Mobilisation the Tendon, 206–209.
- Saxena, A., & Granot, A. (2011). Use of an Anti-gravity Treadmill in the Rehabilitation of the Operated Achilles Tendon: A Pilot Study. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 50(5), 558–561. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2011.04.045>
- Schroeder, T. V., Schulze, S., Hilsted, J., & Gøtzsche, L. (2012). *Basisbog i medicin og kirurgi* (5th ed.). Kbh.: Munksgaard.
- Segal, G., Elbaz, A., Parsi, A., Heller, Z., Palmanovich, E., Nyska, M., ... Kish, B. (2014). Clinical outcomes following ankle fracture: A cross-sectional observational study. *Journal of Foot and Ankle Research*,

7(1), 1–7. <https://doi.org/10.1186/s13047-014-0050-9>

Shimmer realtime technologies Ltd. (2016). Shimmer User Manual Revision 3d. *Shimmer 2016*.

Shimmersensing.com. (2018). Shimmer IMU Unit. Retrieved May 25, 2018, from <http://www.shimmersensing.com/products/shimmer3-imu-sensor>

Stevens, J. E., Walter, G. A., Okereke, E., Scarborough, M. T., Esterhai, J. L., George, S. Z., ... Vandenberg, K. (2004). Muscle adaptations with immobilization and rehabilitation after ankle fracture. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(10), 1695–1701. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000142407.25188.05>

Takacs, J., Leiter, J. R. S., & Peeler, J. D. (2011). Novel application of lower body positive-pressure in the rehabilitation of an individual with multiple lower extremity fractures. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 43(7), 653–656. <https://doi.org/10.2340/16501977-0806>

Takacs, J., Anderson, J. E., Leiter, J. R. S., MacDonald, P. B., & Peeler, J. D. (2013). Lower body positive pressure: an emerging technology in the battle against knee osteoarthritis? *Clinical Interventions in Aging*, 8, 983–991. <https://doi.org/10.2147/CIA.S46951>

Tong, K., & Granat, M. H. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical Engineering and Physics*, 21(2), 87–94. [https://doi.org/10.1016/S1350-4533\(99\)00030-2](https://doi.org/10.1016/S1350-4533(99)00030-2)

Webber, S. C., Horvey, K. J., Yurach Pikaluk, M. T., & Butcher, S. J. (2014). Cardiovascular responses in older adults with total knee arthroplasty at rest and with exercise on a positive pressure treadmill. *European Journal of Applied Physiology*, 114(3), 653–662. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2798-1>

Wong, W. Y., Wong, M. S., & Lo, K. H. (2007). Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: A review. *Prosthetics and Orthotics International*, 31(1), 62–75. <https://doi.org/10.1080/03093640600983949>