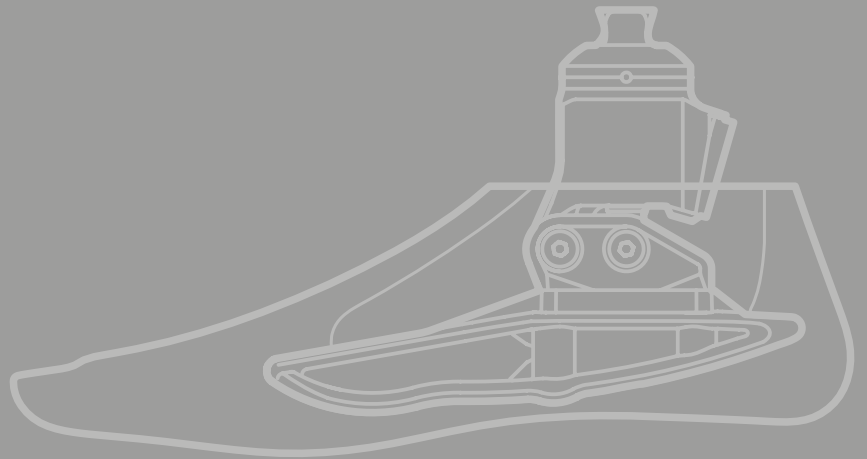


Avalon^{K2}



En studie på Avalon^{K2}



blatchford

Avalon^{K2}



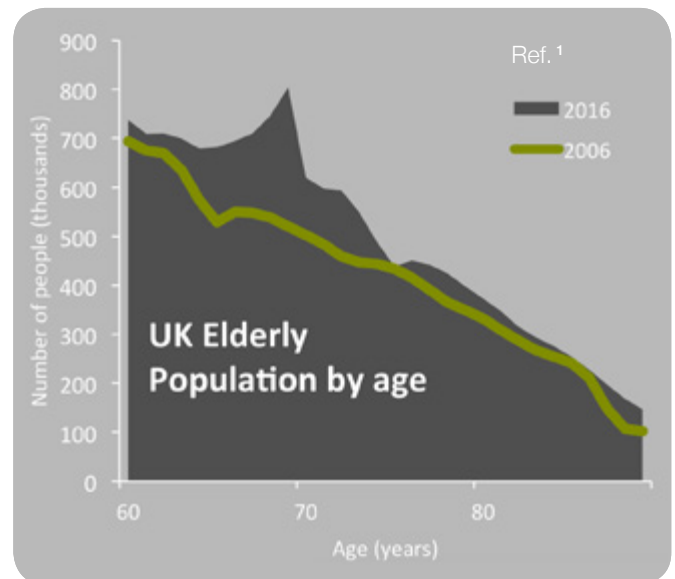
Hydrauliske fotproteser kan forbedre mobilitet og uavhengighet for brukere som kan håndtere visse hindringer i nærmiljøet.

Hoveddrivkraften bak innovasjonen innen benproteseteknologi i det 21. århundre er biomimetisk design, dvs. å gjenskape den biomekaniske funksjonen til naturlige lem. Det er viktig å anerkjenne at amputerte har forskjellige biomekaniske behov, og teknikkprinsippene bak de forskjellige enhetene må tilpasses dette.

Demografi over amputerte

Den voksende eldrepopulasjonen og forekomsten av kroniske lidelser i industriland er velkjent. Folk over 60 utgjør omtrent 23 % av Storbritannias befolkning, dvs. omtrent 14,7 millioner folk¹. Det britiske kontoret for nasjonal statistikk rapporterer at dette forholdet har vokst med 21 % de siste ti årene¹. Denne trenden likner den vi ser i USA, der folk over 60 utgjør omtrent 20,3 % av befolkningen, dvs. 65,5 millioner folk². Globalt sett er nesten 1 av 10 over 60 år. Dette er estimert til å bli 1 av 5 innen 2050³.

Forekomsten av diabetes og hjerte- og karsykdommer øker med alderen⁴. Vaskulære lidelser er årsaken til over 80 % av benamputasjoner^{5,6}. I Storbritannia amputeres 5200 nedre lemmer hvert år⁵ og 185 000 i USA⁷. 75 % av disse utføres på folk over 60.^{5,6}



Biomekanikken bak gangen til eldre

10%
Reduksjon i gåfart¹⁰



11%
Kortere skrittlengde¹⁰



17%
Mindre ankelkraft generert sent i stillingsfasen¹¹



Det er grundig dokumentert at det foreligger biomekaniske forskjeller mellom gangen til unge og eldre.⁸ Eldre går ofte saktere^{9,10}, og har dermed kortere skrittlengde⁹⁻¹¹. Disse forskjellene påvirker leddenes bevegelsesrekkevidde, hovedsakelig gjennom plantarfleksjon av ankelen og ekstensjon av hoften⁹⁻¹². Svakhet i benmuskulaturen er vanlig blant eldre, og derfor reduseres kraften som ankelen genererer sent i stillingsfasen kraftig^{11,13}.

Alle disse forskjellene påvirker kroppens balansepunkt i forhold til kroppens base på bakkenivå, og dette må derfor tas med i betraktningen når fotproteser utvikles. Eldre

amputerte beskrives ofte som «aktivitetsnivå 2». Dette viser til noen som «kan eller har potensial til å gå og kunne håndtere lave miljøbarrierer som fortauskanter, trapper eller ujevne overflater.» Eldre har også større variasjon i ganglaget^{10,14-16}, noe som betyr at det er viktig med en protese som er konsekvent og forutsigelig.

Uavhengighet i hjemmet

Eldre er ofte mer hjemme og tilbringer mindre tid ute. Dette betyr at for de med fungerende nedre mobilitet, er ting som å kunne reise seg fra en stol nødvendig for å kunne være uavhengig og opprettholde livskvaliteten. Faktisk så beskrives overgangen fra sittende til stående som «den mest mekanisk utfordrende funksjonelle oppgaven vi gjør i daglige aktiviteter»¹⁷.

Eldre kan tilpasse bevegelsene sine til evnene de har. Når de reiser seg fra en stol, kan de redusere avstanden mellom kroppens balansepunkt og basen ved å plassere føttene lengre bakover¹⁸. Dette fører til mindre stress på muskler og ledd i de nedre lemmene. Dermed kan de skape nok kraft til å kunne reise seg enklere¹⁹⁻²¹. Forskningsstudier har vist at plassering av foten er en kritisk faktor i sittende til stående-bevegelsen²². Når vi inkluderer fotplassering og ankelens bevegelsesrekkevidde i proteseutviklingen, kan vi skape en bedre kroppsholdning og bevegelser som krever mindre energi.



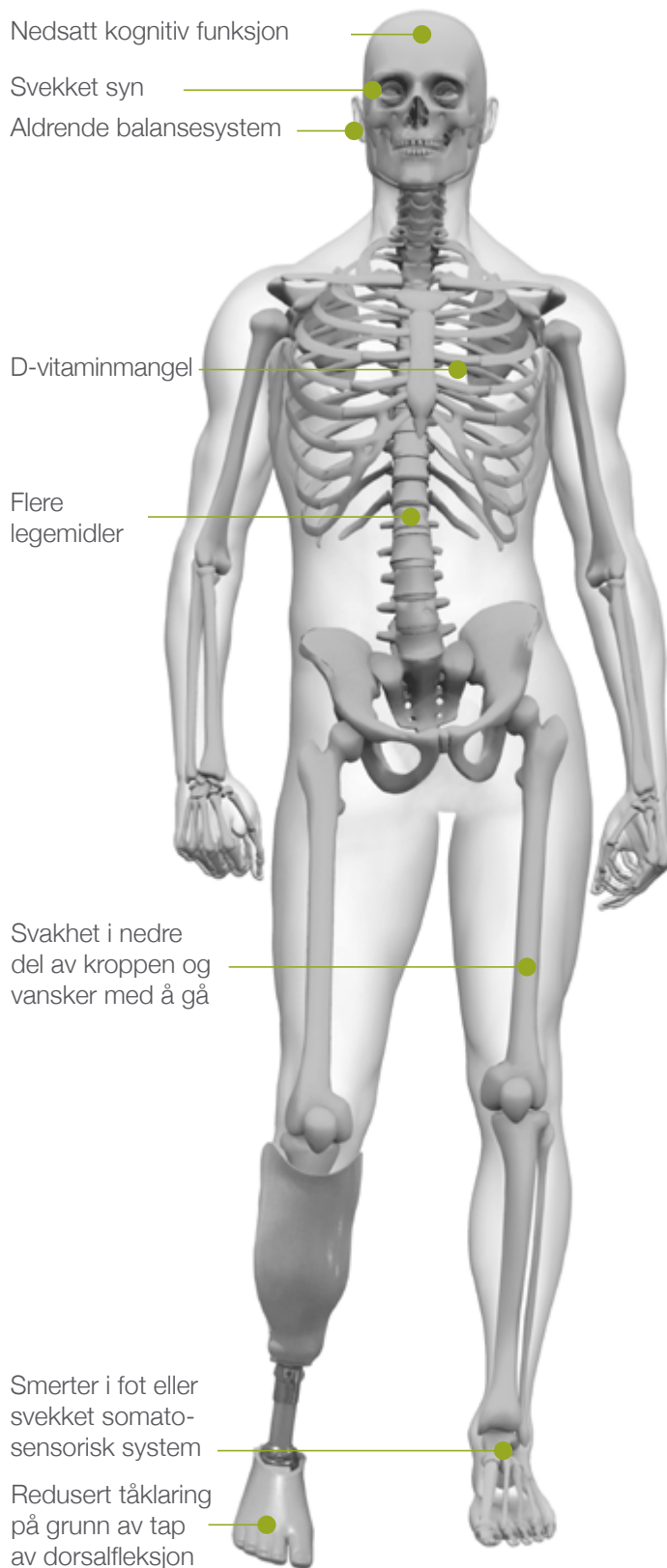
Fallrisiko

Ganglag bidrar til at eldre er mer utsatt for fall^{23,24}. Den økte forskjellen mellom stegene til eldre forbindes med økt risiko for fall^{10,25-28}, så vel som kortere skritt, redusert plantarfleksjon og redusert hofteekstensjon²⁷.

Andre vanlige trekk ved alder gjør eldre mer utsatt for å falle.²⁹ Idet synet forverres, blir man mer avhengig av andre sanseinntrykk for å oppdage potensielle snublefarer, og idet nervesystemet eldes, kan man ofte se en nedgang i kognitiv funksjon. Balansesystemet, som gir sanseinformasjon om bevegelse, romfølelse og balanse, svekkes og blir mindre pålitelig. Dårlig sirkulasjon fører til perifer nevropati, reduserer fornemmelse i ekstremiteter og gjør reaksjoner på ekstern stimuli, slik som endringer i helling eller ujevnt terreng, langsommere.

Visse legemidler, slik som medisiner for høyt blodtrykk og smertestillende, har vist seg å ha en sammenheng med fallrisikoen. De som er mest utsatt, er de som tar flere legemidler samtidig^{30,31}.

Studier som ser på fall blant amputerte indikerer at 58 % av unilaterale amputerte faller minst én gang i året³². Av de som falt fikk 50 % vevskader, mens 7 % måtte behandles på sykehus³². Andre effekter av fall inkluderer brukne bein, hodeskader^{33,34} og tap av uavhengighet^{31,35,36}. Dette kan påvirke livskvaliteten til den amputerte.



Konsekvensene av et fall

Fall kan ha både fysiske konsekvenser og konsekvenser for andre deler av livet. 60 % av amputerte som faller sier at det påvirker dagliglivet, og 36 % forteller om tap av selvtilitt³².

Fall kan også bli en finansiell byrde, både for den amputerte og vedkommendes familie hvis ekstra pleie blir nødvendig, og for økonomien totalt sett. I 2000 i USA lå de totale medisinske kostnadene relatert til fall på 19,2 milliarder amerikanske dollar³⁷. Å redusere fallrisikoen og behovet for pleie på institusjon kan ha en positiv virkning på helseøkonomi, da det vil redusere pleiekostnadene over tid.



Vaskulær helse

For flesteparten av eldre amputerte, er en vaskulær lidelse eller diabetes årsaken til amputasjonen⁵. Den dårlige sirkulasjonen og nedsatte fornemmelsen som følger dette betyr at huden og mykvevet til stumpen er utsatt for irritasjon og skade. Eventuelle sår leges saktere og er utsatt for infeksjon. Et infisert sår kan gjøre det nødvendig med ytterligere operasjoner.

Bekymringer angående muskler og skjelett

Amputerte bruker det friske benet mer når de går, og denne asymmetrien i gange og stående stilling har blitt koblet til økt sannsynlighet for å utvikle artrose³⁸⁻⁴⁰, som forekommer to til tre ganger hyppigere blant amputerte³⁸, og en økt sjanse for å utvikle ryggsmarter⁴¹. 60 % av amputerte rapporterer moderate til ekstreme ryggsmarter innen to år etter amputasjonen⁴².

Avansert teknologi kan forbedre funksjonelle evner

Det er vanlig at helsetjenester forskriver rimelig utstyr med begrenset funksjon til brukere som kan håndtere visse hindringer i nærmiljøet. Proteser som er utformet i tråd med de biomekaniske behovene til eldre brukere hjelper med å redusere fallrisikoen, gir bedre mobilitet og uavhengighet, forbedrer livskvaliteten og hjelper med å redusere den langsiktige byrden på helsetjenestene.

Hydraulisk ankelproteseteknologi

Konvensjonelle proteser er vanligvis festet til skinnelaggen eller «pylon» og bruker defleksjonen eller deformasjonen til polymeriske fottodeler til å gjenskape dorsalfleksjonen

og plantarfleksjonen til en naturlig ankel. Modeller av den biologiske foten har vist at denne elastiske oppførselen er til stede ved normale ganghastigheter⁴³. Ved sakte hastigheter, derimot, absorberer ankelen energi og den elastiske modellen passer ikke lenger⁴³. Den viskoelastiske oppførselen til hydrauliske ankelproteser gjenspeiler biomekanikken til naturlige ankler bedre.

Hydraulisk ankelproteseteknologi har vist seg å gi eldre amputerte flere fordeler. Under gange deflekteres de deformerbare komponentene til en protese når de belastes, og går tilbake til sin originale posisjon når de ikke lenger belastes. Når en hydraulisk ankelprotese ikke belastes, forblir ankelen i en dorsalflektet posisjon. Det betyr at tåklaring i svingfasen økes med 18 %⁴⁴, slik at det er mindre sjanse for at foten kommer borti bakken eller andre ting som gjør at brukeren faller.

Den dempede bevegelsen til ankelleddet absorberer energi og reduserer belastningen på stumpen i hylsen. En studie målte reduksjoner i maksimaltrykk på opptil 81 % og i belastning på opptil 87 % i løpet av flere dagligdagse aktiviteter⁴⁵. Hydrauliske ankelproteser etterligner biologiske ankler med et hydraulisk dempet, artikulerende ledd sammen med den deformerbare foten.



Avalon^{K2}-effekten

Avalon^{K2} ble utformet for å møte de biomekaniske behovene til de eldre eller mindre aktive brukere på aktivitetsnivå 2. Protesen gir bedre selvsikkerhet når du går, fordi den tilpasser seg hydraulisk til stigninger eller trinn. Den hydrauliske dorsalfleksjonsbevegelsen forbedrer komfort og balanse når du sitter, reiser deg fra en stol eller sitter på huk. Avalon^{K2} justerer seg for å sikre kneleddet og skape god holdning og leddposisjon. Dette forbedrer den transfemorale stabiliteten i kneet slik at man kan forhindre fall, og reduserer uønskede bevegelser i kneet for transtibiale brukere. Ankelprotesen dorsalflekteres etter midtstilling og tærne holdes oppe i svingfasen. Dermed blir klaringen til bakken større, noe som skaper bedre sikkerhet og virkning, og gir den beste ytelsen for brukere på aktivitetsnivå 2.

Kliniske bevis for Avalon^{K2}

Hydraulisk ankelproteseteknologi
kontrollerer plantar- og
dorsalfleksjon

Ergonomisk kjø
gjør rulling
komfortabel

Forbedret symmetri

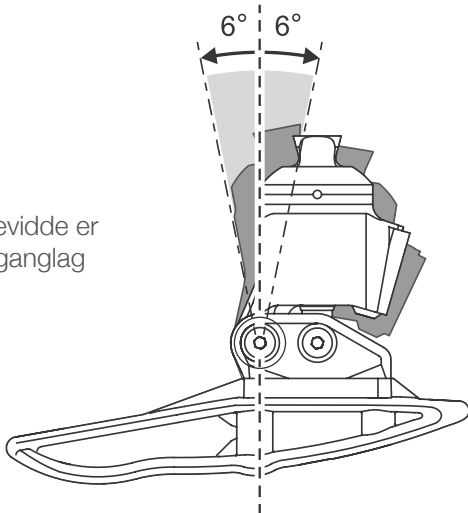
En studie målte virkningen av Avalon^{K2} sammenlignet med ikke-hydrauliske design hos amputerte på aktivitetsnivå 2⁵⁰.

En blandet gruppe av unilaterale og bilaterale amputerte, amputert både over og under kneet, deltok i studien. Ganglaget deres ble vurdert mens de gikk med sin vanlige fotprotese i ønsket fart. Deretter fikk de samme personene hver sin Avalon^{K2} hydraulisk fotprotese og fikk fire uker på seg til å venne seg til den. Etter fire uker ble ganglaget vurdert på nytt.

Resultatet av studien ble målt i hvor lang tid hvert ben bar vekt, med spesielt fokus på asymmetrien mellom lemmene. For amputerte er ofte varigheten av stillingsfasen lengre på den friske siden, fordi det kan gjøre vondt å legge vekt på amputasjonsstedet, de kan ha dårlig kontroll over protesen eller protesen er ustabil. Denne asymmetrien har konsekvenser for stabilitet og langsiktig helse.

Tre fjerdedeler av de amputerte hadde en reduksjon i asymmetrien mellom de to lemmene, med en gjennomsnittlig reduksjon på 34 %. Den største forbedringen så man hos unilaterale amputerte amputert under kneet. Her så man en reduksjon på 86 % i asymmetrien. Når vektbelastningen er jevnere fordelt, forbedres stabiliteten i gangen og svaien i ryggen. Disse faktorene bidrar til å redusere risikoen for fall og ryggsmarter. Når den friske foten belastes mindre, reduseres sjansen for langsiktige helseproblemer som artrose og smerter i korsryggen.

Ankelprotesens
bevegelsesrekkevidde er
tilpasset eldres ganglag



Fordeler:

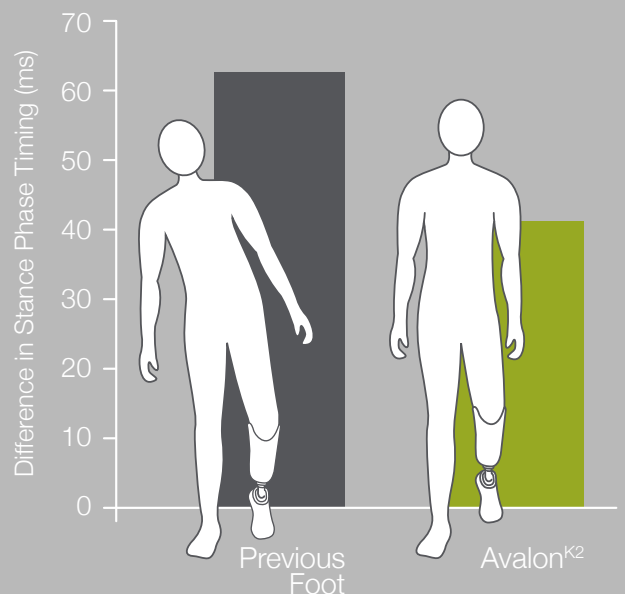
- Vanntett K2 hydraulisk ankelfotprotese
- Optimert kjø for enkel rulling gjennom steget
- Justering med én ventil for samtidig plantarfleksjon og dorsalfleksjon
- Plantarfleksjon når brukeren går nedover
- Sandaltåen gjør det mulig å bruke forskjellige typer sko

Den mest energieffektive rullingsformen har vist seg å være 30 % av brukerens benlengde^{46,47}. Funn tyder på at folk tilpasser gangen for å opprettholde denne rullingsformen når man går i forskjellige hastigheter og i forskjellige hellinger⁴⁸. For en voksen person av typisk høyde, mellom 150 og 180 cm, utgjør dette ca. 245–290 mm. Geometrien til Avalon^{K2}-kjølen har blitt målt til å skape en rullingsform på ~250 mm⁴⁹. Denne rulling er konsekvent uavhengig av fotøy⁴⁹.

Noe annet som ble tatt med i utviklingen av Avalon^{K2} var bevegelsen fra sittende til stående. Kjølen og formen, i tillegg til dorsalfleksjonen på 6°, flytter kroppens base nærmere kroppens balansepunkt. Når føttene er plassert lengre bak, reduseres leddmomenter^{18–21} og det blir enklere for brukeren å utføre bevegelsen.

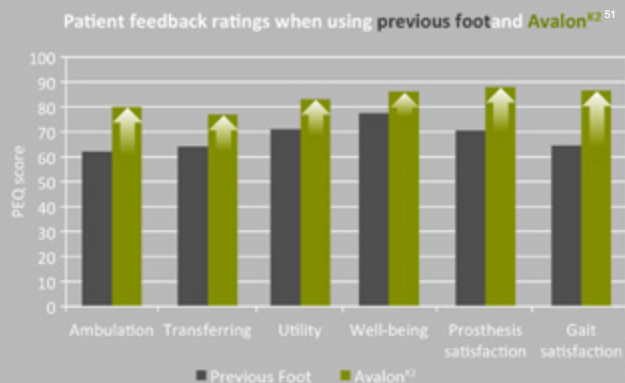
34%

reduksjon i asymmetri
ved bruk av Avalon^{K2}
sammenlignet med en
ikke-hydraulisk fot⁵⁰



Tilfredse brukere

21.9% økning i tilfredshet med ganglag med Avalon^{K2} ⁵¹



I en annen undersøkelse⁵¹ ble 14 brukere på aktivitetsnivå 2, som opprinnelig brukte Multiflex, spurt med Seattle Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ) om både Multiflex

og Avalon^{K2}. Gruppen bestod av tolv brukere som var amputert under kneet, inkludert en bilateral amputert og to som var amputert over kneet. Gruppen evaluerte Multiflex-fotprotesene sine ved starten av forskningsprogrammet. Deretter brukte de Avalon^{K2} i fire uker, før de så fylte ut det samme spørreskjemaet. Spørreskjemaet spør den amputerte om alle sider ved protesen vedkommende bruker i seks forskjellige spørsmålskategorier, om alt fra mobilitetsevne og funksjon til hygiene og velferd.

Når resultatene ble evaluert, var de gjennomsnittlige poengsummene i de seks kategoriene høyere for Avalon^{K2}. Gjennomsnittlig forbedring i alle kategoriene var 14,7 % og inkluderte en forbedring på 17,3 % i ambulasjon, en forbedring på 17,2 % i brukerens tilfredshet med protesen og en forbedring på 21,9 % i brukerens tilfredshet med ganglaget. Sortert etter amputasjonsnivå hadde transtibiale amputerte en gjennomsnittlig forbedring på tvers av kategoriene på 16,6 %. Den gjennomsnittlige forbedringen for transfemorale amputerte var 6,2 %.

Den amputertes oppfatning av egne evner er et viktig element i protesedesign. I en publisert undersøkelse⁵² vurderte en blanding av amputerte på aktivitetsnivå 2 og aktivitetsnivå 3 sine egne evner med hydrauliske fotproteser. De ble bedt om



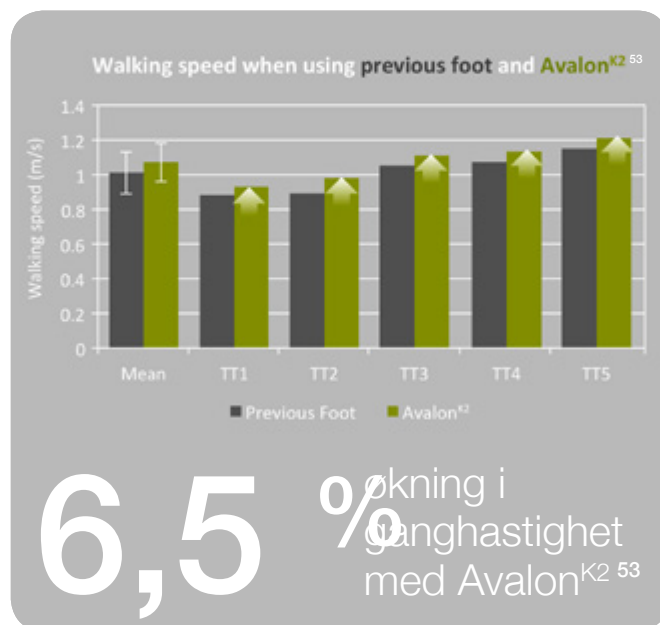
å vurdere evnen til å sitte og reise seg fra stoler av forskjellige høyder, komme seg inn og ut av biler og bruke toalettet. Spesielt bilaterale amputerte hadde fordel av de hydrauliske fotprotesene. Den gjennomsnittlige poengsummen av 100 steg med ca. 12 poeng. Dette viser hvor godt Avalon^{K2} passer til amputerte på aktivitetsnivå 2. Protesen gir den nødvendige ytelsen brukeren trenger i dagliglivet og for å forbli uavhengig.

Økt ganghastighet

Avstanden en bruker som har amputert en fot kan gå på to minutter, er en enkel klinisk test for å teste resultatet av et proteseinngrep. En forskergruppe utførte slike tester med fem unilaterale amputerte som hadde amputert under kneet⁵³. Hver amputerte utførte testen med en Navigator-fotprotese og Avalon^{K2}. Navigator har det samme kjøldesignet og den samme formen som Avalon^{K2}, men har ikke en artikulerende, hydraulisk ankeldel, så forskjellene kan tilegnes denne ekstra komponenten. Som en del av den samme studien ble biomekaniske mål undersøkt med ganganalyse i 3D.

Alle de amputerte gikk lenger med Avalon^{K2}, med en gjennomsnittlig hastighetsøkning på 6,5 %. Fra ganganalysen ble det observert at deltakerne utviste mer symmetrisk

belastning mellom bena – dette er relatert til redusert risiko for rygg- og leddsmerter – og jevnere fremdrift av trykksenteret ved gange.



Konklusjon

De kliniske behovene til pasientene må være drivkraften bak utformingen av protesene. Teknikkprinsippene bak designet og de tekniske spesifikasjonene til protesens funksjon må tilpasses de amputerte.

For brukere som kan håndtere visse hindringer i nærmiljøet kan en endring i praksisen for å forskrive fotproteser gi langsiktige resultater. Mer avansert teknologi som Avalon^{K2}, en hydraulisk fotprotese som er spesielt utformet for eldres behov, er både fordelaktig for brukerens sikkerhet og helse og helseøkonomien generelt. Slik teknologi kan bidra til å redusere kostnader relatert til fallskader og vevsplager.

Referanser

- Office for National Statistics (ONS). Population Estimates for UK, England and Wales, Scotland and Northern Ireland: mid-2016-2017.
- Aging Statistics [Internet]. [sitert 27. sept 2016]. Tilgjengelig fra: http://www.aoa.acl.gov/Aging_Statistics/index.aspx
- Global ageing statistics | Data on ageing | HelpAge International [Internet]. [sitert 27. sept 2016]. Tilgjengelig fra: <http://www.helpage.org/resources/ageing-data/global-ageing-statistics/>
- Halter JB, Musi N, Horne FM, Crandall JP, Goldberg A, Harkless L, et al. Diabetes and cardiovascular disease in older adults: current status and future directions. *Diabetes*. 2014;63(8):2578–2589.
- Scottish Physiotherapy Amputee Research Group (SPARG). A Survey of the Lower Limb Amputee Population in Scotland. 2010.
- Fletcher DD, Andrews KL, Butters MA, Jacobsen SJ, Rowland CM, Hallett JW. Rehabilitation of the geriatric vascular amputee patient: a population-based study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(6):776–779.
- Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Trivison TG, Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(3):422–429.
- Prince F, Corriveau H, Hébert R, Winter DA. Gait in the elderly. *Gait Posture*. 1997;5(2):128–135.
- Hageman PA, Blanke DJ. Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys Ther*. 1986;66(9):1382–1387.
- Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, Riley PO, Lipsitz LA. Reduced hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(1):26–30.
- Judge JO, Davis RB, Öunpuu S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 1996;51(6):M303–M312.
- Kerrigan DC, Todd MK, Della Croce U, Lipsitz LA, Collins JJ. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Arch Phys Med Rehabil*. 1998;79(3):317–322.
- Kerrigan DC, Lee LW, Nieto TJ, Markman JD, Collins JJ, Riley PO. Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(6):730–735.
- Owings TM, Grabiner MD. Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait Posture*. 2004;20(1):26–29.
- Brach JS, Studenski S, Perera S, VanSwearingen JM, Newman AB. Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons. *Gait Posture*. 2008;27(3):431–439.
- Mills PM, Barrett RS. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. *Hum Mov Sci*. 2001;20(4):427–446.
- Riley PO, Schenkman ML, Mann RW, Hodges WA. Mechanics of a constrained chair-rise. *J Biomech*. 1991;24(1):77–85.
- Papa E, Cappozzo A. Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biomech*. 2000;33(9):1113–1122.
- Shepherd RB, Koh HP. Some biomechanical consequences of varying foot placement in sit-to-stand in young women. *Scand J Rehabil Med*. 1996;28(2):79–88.
- Janssen WG, Bussmann HB, Stam HJ. Determinants of the sit-to-stand movement: a review. *Phys Ther*. 2002;82(9):866–879.
- Bernardi M, Rosponi A, Castellano V, Rodio A, Trabballesi M, Delussi AS, et al. Determinants of sit-to-stand capability in the motor impaired elderly. *J Electromyogr Kinesiol*. 2004;14(3):401–410.
- Kawagoe S, Tajima N, Chosa E. Biomechanical analysis of effects of foot placement with varying chair height on the motion of standing up. *J Orthop Sci Off J Jpn Orthop Assoc*. 2000;5(2):124–33.
- WISQARS (Web-based Injury Statistics Query and Reporting System) [Internet]. [sitert 18. aug 2016]. Tilgjengelig fra: <https://www.cdc.gov/injury/wisqars/>
- Miller WC, Speechley M, Deathe B. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(8):1031–1037.
- Hausdorff JM, Edelberg HK, Mitchell SL, Goldberger AL, Wei JY. Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Arch Phys Med Rehabil*. 1997;78(3):278–283.
- Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil*. 2001;82(8):1050–1056.
- Barak Y, Wagenaar RC, Holt KG. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. *Phys Ther*. 2006;86(11):1501–1510.
- Barrett RS, Mills PM, Begg RK. A systematic review of the effect of ageing and falls history on minimum foot clearance characteristics during level walking. *Gait Posture*. 2010;32(4):429–435.
- Tromp AM, Pluijms SMF, Smit JH, Deeg DJH, Bouter LM, Lips P. Fall-risk screening test: a prospective study on predictors for falls in community-dwelling elderly. *J Clin Epidemiol*. 2001;54(8):837–844.
- Important Facts about Falls | Home and Recreational Safety | CDC Injury Center [Internet]. [sitert 18. aug 2016]. Tilgjengelig fra: <http://www.cdc.gov/homeandrecreationsafety/falls/adultfalls.html>
- Hunter SW, Batchelor F, Hill KD, Hill A-M, Mackintosh S, Payne M. Risk factors for falls in people with a lower limb amputation: a systematic review. *PM&R*. 2016.
- Kulkarni J, Wright S, Toole C, Morris J, Hirons R. Falls in patients with lower limb amputations: prevalence and contributing factors. *Physiotherapy*. 1996;82(2):130–136.
- Alexander BH, Rivara FP, Wolf ME. The cost and frequency of hospitalization for fall-related injuries in older adults. *Am J Public Health*. 1992;82(7):1020–1023.
- Sterling DA, O'Connor JA, Bonadies J. Geriatric falls: injury severity is high and disproportionate to mechanism. *J Trauma Acute Care Surg*. 2001;50(1):116–119.
- Miller WC, Deathe AB. The influence of balance confidence on social activity after discharge from prosthetic rehabilitation for first lower limb amputation. *Prosthet Orthot Int*. 2011;35(4):379–385.
- Costs of Falls Among Older Adults | Home and Recreational Safety | CDC Injury Center [Internet]. [sitert 18. aug 2016]. Tilgjengelig fra: <http://www.cdc.gov/homeandrecreationsafety/falls/fallcost.html>
- Stevens JA, Corso PS, Finkelstein EA, Miller TR. The costs of fatal and non-fatal falls among older adults. *Inj Prev*. 2006;12(5):290–295.
- Burke MJ, Roman V, Wright V. Bone and joint changes in lower limb amputees. *Ann Rheum Dis*. 1978;37(3):252–254.
- Kulkarni J, Adams J, Thomas E, Silman A. Association between amputation, arthritis and osteopenia in British male war veterans with major lower limb amputations. *Clin Rehabil*. 1998;12(4):348–353.
- Norvell DC, Czerniecki JM, Reiber GE, Maynard C, Pecoraro JA, Weiss NS. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(3):487–493.
- Ehde DM, Czerniecki JM, Smith DG, Campbell KM, Edwards WT, Jensen MP, et al. Chronic phantom sensations, phantom pain, residual limb pain, and other regional pain after lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(8):1039–1044.
- Kulkarni J, Gaine WJ, Buckley JG, Rankine JJ, Adams J. Chronic low back pain in traumatic lower limb amputees. *Clin Rehabil*. 2005;19(1): 81–86.
- Hansen AH, Childress DS, Miff SC, Gard SA, Mesplay KP. The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses. *J Biomech*. 2004;37(10):1467–1474.
- Johnson L, De Asha AR, Munjal R, Kulkarni J, Buckley JG. Toe clearance when walking in people with unilateral transtibial amputation: effects of passive hydraulic ankle. *J Rehabil Res Dev*. 2014;51(3):429.
- Portnoy S, Kristal A, Gefen A, Siev-Ner I. Outdoor dynamic subject-specific evaluation of internal stresses in the residual limb: hydraulic energy-stored prosthetic foot compared to conventional energy-stored prosthetic feet. *Gait Posture*. 2012;35(1):121–125.
- Adamczyk PG, Collins SH, Kuo AD. The advantages of a rolling foot in human walking. *J Exp Biol*. 2006;209(20):3953–3963.
- Hansen AH, Wang CC. Effective rocker shapes used by able-bodied persons for walking and fore-aft swaying: Implications for design of ankle-foot prostheses. *Gait Posture*. 2010;32(2):181–184.
- Hansen AH, Childress DS. Investigations of roll-over shape: Implications for design, alignment, and evaluation of ankle-foot prostheses and orthoses. *Disabil Rehabil*. 2010;32(26):2201–2209.
- Curtze C, Hof AL, van Keeken HG, Halbertsma JP, Postema K, Otten B. Comparative roll-over analysis of prosthetic feet. *J Biomech*. 2009;42(11):1746–1753.
- Moore R. Effect on Stance Phase Timing Asymmetry in Individuals with Amputation Using Hydraulic Ankle Units. *JPO J Prosthet Orthot*. 2016;28(1):44–48.
- Moore R. Patient Evaluation of a Novel Prosthetic Foot with Hydraulic Ankle Aimed at Persons with Amputation with Lower Activity Levels. *JPO J Prosthet Orthot*. 2017 [sitert 16. des 2016];
- Sedki I, Moore R. Patient evaluation of the Echelon foot using the Seattle Prosthesis Evaluation Questionnaire. *Prosthet Orthot Int*. 2013;37(3):250–254.
- Barnett CT, Brown O, Bisele M, Brown M, De Asha AR. Individuals with unilateral transtibial amputation and lower activity levels walk more quickly when using a hydraulically articulating versus rigidly attached prosthetic ankle-foot device: A case series. *J Prosthetics Orthot JPO*. 2018.



Følg Blatchford:

[@BlatchfordGrp](#)

[/BlatchfordGrp](#)

ortopro.no

+47 55 91 88 60

post@ortopro.no

Ortopro er en del av Blatchford-konsernet. Registrert adresse, Chas A Blatchford & Sons Ltd, Unit D, Antura, Kingsland Business Park, Basingstoke, RG24 8PZ, United Kingdom. t: +44 (0) 1256 316600 f: +44 (0) 1256 316710
Ortopro, Hardangervegen 72, 5224 Nesttun. t: +47 55 91 88 60 f: +47 55 91 88 69

M00661NO Iss3 12/18. Informasjonen var riktig på tidspunktet for trykking.



blatchford