

Samenvatting

In de laatste twee decennia heeft robotisch ondersteunde looptraining een sterke ontwikkeling doorgemaakt. Het gebruik van revalidatierobots in de klinische praktijk is echter beperkt. Belangrijkste oorzaken hiervan zijn de beperkte effectiviteit en de beperkte efficiency. De voornaamste twee uitdagingen in de ontwikkeling van robotisch ondersteunde looptraining zijn om tijdens training alleen te ondersteunen daar waar nodig, *Assist As Needed (AAN)*, en het verlengen van de effectieve trainingstijd, voornamelijk door het verkorten van de tijd die nodig is om de patiënt te (de-)installeren in de robot (*doffing time*). AAN training houdt in dat de patiënt voldoende vrijheid moeten hebben tijdens het lopen en daarbij alleen ondersteuning krijgt bij specifieke (aangedane) aspecten van het lopen. Dit houdt vervolgens in dat de robot vrij moet kunnen bewegen in meerdere graden van vrijheid, *Degrees of Freedom, (DoFs)*, en dat de aangedreven DoFs in staat zijn om de beweging van de patiënt te volgen, en een minimale weerstand, *minimal impedance* geven, m.a.w. ze moeten transparant zijn.

Na uitgebreid onderzoek naar de eisen gesteld door de eindgebruikers (fysiotherapeuten, revalidatieartsen, patiënten en onderzoekers) zijn de systeemvereisten voor de nieuwe robotische looptrainer, LOPES II, vastgesteld: een robot met een loopband, met het mechanisme achter de patiënt, met een minimum aantal bevestigingen aan het lichaam. Verder moet de patiënt vrij kunnen bewegen in rotaties en translaties van alle segmenten en gewrichten en de armzwaai moet ongehinderd zijn. In een onderzoek hebben we aangetoond dat men ongehinderd kan lopen als er tot 6 kg massatraagheid wordt toegevoegd aan het bekken, of 2 kg massatraagheid aan de voet. Ondersteuning moet worden geleverd op het bekken in horizontale translaties, heup abductie/adductie (been zijwaarts) en flexie/extensie

(bovenbeen voorwaarts/achterwaarts zwaaien), knie flexie/extensie en voet plantairflexie/dorsaalflexie (voetafzet/tenen optillen).

Tijdens de conceptfase hebben de eindgebruikers regelmatig de concepten geëvalueerd. Dit proces leidde niet alleen tot verbetering van de kwaliteit van de concepten, maar vergrootte ook de betrokkenheid van de eindgebruikers in het ontwikkelingsproces. De beste concepten werden geïntegreerd in een éénbenige mechanische proefopstelling. Deze opstelling heeft een gepatenteerde schaduwbeenbenadering, d.w.z. een mechanisch been achter de patiënt. Het schaduwbeen en het been van de patiënt zijn met elkaar verbonden met trekduwstangen. In tegenstelling tot conventionele robotische looptrainers met een mechanisch been aan de zijkant van het been van de patiënt, vergt het schaduw been mechanisme weinig afstelling. Het aantal bevestigingen is minimaal: een klem in het bekken (gecombineerd met een harnas voor de veiligheid en het leveren van gewichtsondersteuning), klemmen op de onderbenen (vlak onder de knieën), en klemmen bij de voeten (voetbakjes). Voor de bevestigingen bij de voeten en het bekken gebruiken we gepatenteerde gimbals welke rotaties van voeten en bekken toelaten en zorgen dat ondersteunende krachten aangrijpen in het midden van het enkelgewrichten en heupgewrichten. Verder bevat de proefopstelling een stoel waarop de patiënt kan zitten tijdens de (de-)installatie van de robot, en om te rusten tussen de trainingen.

De geïntegreerde proefopstelling, vormde, samen met een lijst van systeemvereisten, de input voor het ontwerp van de mechatronische prototypes. De mechanische structuur is zodanig ontworpen dat aangedreven graden van vrijheid grotendeels ontkoppeld zijn, om complexiteit in berekeningen van de transformaties te voorkomen, en om een optimale bewegingsvrijheid per graad van vrijheid te realiseren. De geselecteerde actuatoren zijn in staat om voldoende steun te leveren aan ernstig aangedane patiënten, en ze zijn snel genoeg om bewegingen van snel lopen te kunnen volgen. Voor de aansturing van LOPES II hebben we voor *admittance control* gekozen. Hiermee kan zowel een hoge impedantie (veel ondersteuning) als lage impedantie (minimale ondersteuning) kan worden gegeven, doordat deze controller een (lage) virtuele massa weergeeft zonder wrijving. Speciaal ontworpen kracht sensoren vlakbij de bevestigingen geven input voor de admittance controller. Voor de veiligheid zijn er redundante kracht en positie sensoren aangebracht, om defecten van sensoren op te detecteren. De ontwikkeling van de stoel is niet meegenomen in dit ontwerp, om de primaire functie van LOPES II, d.w.z. ondersteuning bij het lopen, eerst goed te ontwikkelen.

Twee mechatronische prototypes zijn gebouwd en geïnstalleerd in het Roessingh Centrum voor Revalidatie in Enschede en de Sint Maartenskliniek in Nijmegen. Het mechanisme van de voet plantairflexie/dorsiflexie bleek, vanwege het gewicht, een nadelige invloed te hebben op de aansturing van de overige graden van vrijheid. Daarom is het mechanisme voor de voetafzet verwijderd. In plaats daarvan hebben we een passieve teen lifter toegevoegd die kan worden gebruikt door patiënten met problemen met het optillen van de voet (bijvoorbeeld ten gevolge van zwakte in de dorsiflexor spieren of spasmen).

Vervolgens zijn we begonnen met de evaluatie van LOPES II, te beginnen met de verificatie van de systeemeisen. Na metingen van de mechanische stijfheid tussen de actuatoren en de krachtsensoren is gebleken dat LOPES II niet zo stijf is als vereist. Verder hebben we de positie nauwkeurigheid van LOPES II gemeten, d.w.z. hoe nauwkeurig kan LOPES II de gewrichtshoeken meten op basis van de gemeten motor hoeken. De gemeten fouten zijn kleiner dan de standaard deviatie van normaal lopen.

Voor de meeste graden van vrijheid is de impedantie van LOPES II voldoende laag. In de minimale impedantie modus, geeft de admittance controller een virtuele massa traagheid met een beetje demping. Voor de enkel translaties (anterior/posterior en mediolateraal) voegt LOPES II iets meer dan de toelaatbare 2 kg toe. Voor de knie anterior/posterior translatie voegt LOPES II 4.7 kg toe; iets meer dan de toelaatbare 4 kg. Echter, voor de bekken translaties voegt LOPES II 40 kg toe, terwijl 6 kg de maximaal toelaatbare massa traagheid is om ongehinderd te kunnen wandelen. Onderzoek van de loop patronen van gezonde proefpersonen laat zien dat het lopen in LOPES II in minimale impedantie modus, lijkt op vrij lopen op een loopband. Met name voor de gewrichtsrotaties zijn de correlaties hoog. Voor de bekken translaties zijn de correlaties lager, hetgeen ook blijkt uit de relatief hoge interactiekrachten op het bekken (piek-piek 100 N). Dit wordt toegeschreven aan de relatief hoge virtuele massa bij het bekken.

In de volgende fase hebben we een pilotstudie gedaan om het potentiëel van LOPES II in de kliniek te evalueren. Voor patiënten die voor de eerste keer in LOPES II werden geïnstalleerd varieerde de donning time van 10 tot 15 minuten. Voor de tweede keer duurde het 5 tot 8 minuten. Bij patiënten die voor de eerste keer in LOPES II gingen trainen, moesten de lengtes van de ledematen worden opgemeten en in de computer ingevoerd worden. De donning time van zwaarder aangedane patiënten was langer, omdat zij moeilijk zelfstandig kunnen staan. Deze tijden zijn aanzienlijk korter

dan de tijden voor bestaande apparaten, waardoor LOPES II efficiëntere gebruikmaakt van de trainingstijd.

Tijdens de pilotstudies hebben we de mogelijkheden van Assist as Needed met LOPES II getest. Hiervoor hebben we een grafische gebruikersinterface ontwikkeld, waarmee de therapeut het looppatroon en de mate van ondersteuning voor de specifieke aspecten van het lopen kan aanpassen. LOPES II is krachtig en stijf genoeg om een looppatroon op een zwaar aangedane patiënt op te leggen (hoge ondersteuning op alle aspecten van het lopen). Aan de andere kant van het spectrum hebben we aangetoond dat LOPES II selectief kan ondersteunen bij mild aangedane patiënten.

LOPES II heeft de potentie om Assist as Needed loop training naar de kliniek te brengen. Momenteel wordt een gerandomiseerde klinische studie uitgevoerd om het effect van training met LOPES II te vergelijken met conventionele therapie.