

# WP2-M4

Rapport bestaande smart devices voor revalidatie

## Inleiding

In dit rapport bespreken we bestaande smart devices zowel op de markt als in onderzoeksprojecten die relevant zijn voor de drie gebruiker scenario's in het SAIRE project. Bij smart devices kunnen we een onderscheid maken tussen eenvoudige sensor devices die enkel data collecteren en verzenden en smart devices die de data ook verwerken en de gebruiker een aantal intelligente functionaliteiten aanbiedt. Dit kunnen wearables zijn zoals een smartwatch, of een hulpmiddel zoals een smart rollator. Sensor devices daarentegen versturen enkel de sensordata via wifi of bluetooth naar de cloud, een externe PC, smartphone of tablet. Ze kunnen op deze manier gemakkelijk ingezet worden voor onderzoek waarbij de data via eigen of bestaande software verwerkt wordt. Dit rapport heeft niet als doel om een alomvattend overzicht te geven van bestaande sensor devices of om technisch uit te wijden over alle verschillende type sensoren. Wel wordt hier besproken hoe sensor devices worden toegepast in klinische studies of assessments in een revalidatie setting. Eveneens worden verschillende prototype smart devices uit onderzoeksprojecten besproken en wordt er dieper ingegaan op welke sensoren gebruikt worden en voor welke functionaliteiten die worden toegepast.

## Smart Rollator

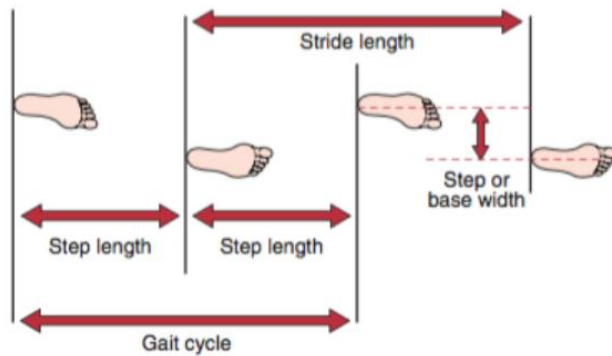
Voor het gebruikersscenario van de Smart Rollator geven we een korte inleiding over ganganalyse, hoe deze bestudeerd wordt en welke technologieën daarbij gebruikt worden. Daaropvolgend, beschrijven we de klinische relevantie van ganganalyse en hoe het onderzocht werd bij gebruik van loophulpmiddelen. Verder bespreken we verschillende smart rollators in onderzoeksprojecten, en hoe ganganalyse maar ook gebruikersintentie wordt geanalyseerd. Als laatste beschrijven we dan commercieel gebruikte smart rollators.

## Klinische Ganganalyse

Klinische ganganalyse werd gedurende een aantal decennia uitvoerig onderzocht vanuit verschillende invalshoeken zoals podotherapie, protheses, hersenverlamming, kinetherapie en zoölogie (Kirtley, 2006). Hieronder geven we een korte inleiding over ganganalyse en de gebruikelijke meetmethodes.

### Spatio-temporele parameters

Het gangpatroon wordt beschreven door de gangcyclus te kwantificeren. De meest eenvoudige metingen hiervan zijn de spatio-temporele parameters. De gangcyclus start bij het neerkomen van de hiel en eindigt als de hiel van hetzelfde been terug contact maakt. De afstand die de voet aflegt tijdens één cyclus is de paslengte (stride). De paslengte verschilt van de staplengte, de staplengte beschrijft hoe ver de ene voorbij de andere voet geplaatst wordt. Merk op dat de paslengte voor beide benen altijd even groot is, tenzij men niet in een rechte lijn loopt. Staplengte daarentegen kan, bij een asymmetrisch gangpatroon, dan weer sterk verschillen tussen het linker- en het rechterbeen. Een andere spatiële parameters is de stapbreedte (Figuur 1).



Figuur 1 Paslengte, staplengte en stapbreedte tijdens een gancyclus

Naast de spatiële parameters wordt de gangcyclus beschreven aan de hand van temporele parameters zoals de pasduur (stride time). Eén cyclus wordt opgesplitst in een stand- (stance) en een zwaafase (swing). De overgang van de standfase naar de zwaafase vindt plaats wanneer de teen van het steunbeen loskomt van de grond (toe-off). De duur van stand- en zwaafase wordt uitgedrukt in procenten en is bij een normale wandelgang 60% en 40% respectievelijk. Tijdens iedere gangcyclus komt ook een fase voor waar beide benen contact maken met de grond, we spreken van dubbele ondersteuning of dubbele steunfase (double support time). Deze fase omvat ongeveer 20% van een gangcyclus. Andere belangrijke parameters zijn de cadans (stappen/min) en de wandelsnelheid (meter/seconde).

#### Metingen

De eenvoudigste manier om de snelheid te meten is door middel van een chronometer, een ander alternatief is een infrarood detector aan de start- en eindpositie. De cadans kan gemeten worden met een pedometer. Nadeel hierbij is dat de nauwkeurigheid afneemt naargelang er kleinere stappen genomen worden, wat het minder interessant maakt voor gebruik bij ouderen (Dijkstra et al., 2008). Inertiële sensoren (IMU) zoals de Gait Up sensoren (*Gait Up | Make Sense Motion*, n.d.) worden vaak toegepast voor het meten van temporele parameters en om een schatting te maken van de paslengte. Ook een ultrasone radar wordt toegepast om de snelheid te meten. Kleine fluctuaties in snelheid geven daarbij een schatting van de cadans en de paslengte. Footswitches in de schoenool kunnen eveneens gebruikt worden om de temporele parameters te bepalen. Een GPS kan ingeschakeld worden voor lange afstanden.

#### Klinische

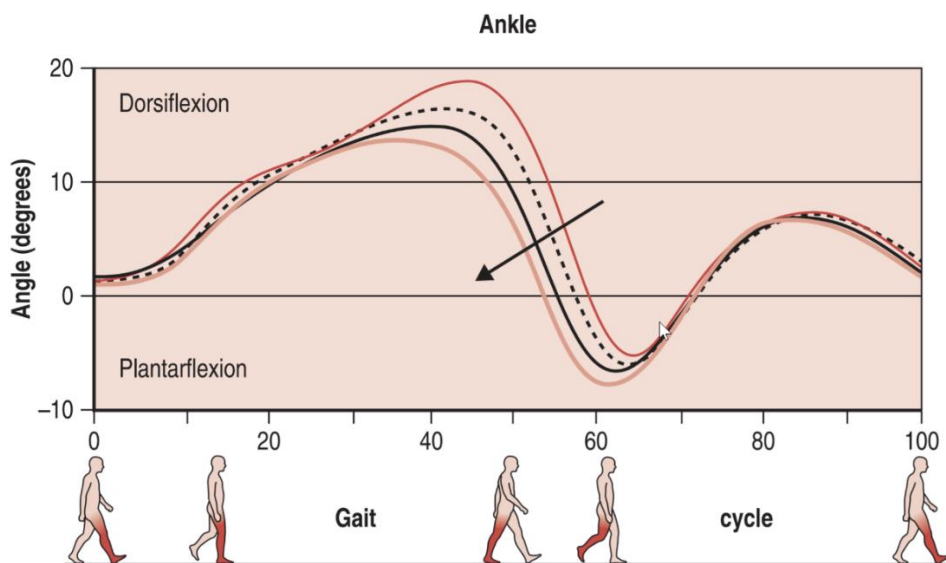
Spatio-temporele parameters zijn van groot belang binnen revalidatie. Deze parameters worden vaak gebruikt als screeningstools voor het inschatten van potentieel valgevaar en het opmeten van pro- of regressie na therapie. Belangrijk hierbij is dat men de waarden gaat normaliseren aan de hand van de lengte van de onderste ledematen, maar ook naar valversnelling afhankelijk van de locatie op aarde. Zo is er op de evenaar een grotere valversnelling dan in het noordpoolgebied.

#### Gangkinematica

De gancyclus kan meer in detail beschreven worden in termen van kinematica of kinetica. Bij kinematica of bewegingsleer zal men de hoek, positie, snelheid en versnelling van de verschillende segmenten (voet, boven- en onderbeen), en gewrichten (enkel, knie, heup) van het lichaam gaan bestuderen. Bij kinetica worden bewegingen onder andere gekoppeld aan krachten (vb. grondreactiekracht).

Een gangkinematica analyse kan tweedimensionaal (2D) gebeuren, bijvoorbeeld een analyse van de kniehoek in het sagitale vlak. Maar men kan ook meerdere vlakken gaan samenbrengen en zo een

driedimensionale (3D) analyse uitvoeren van de gangcyclus. Het karakteristieke verloop van de gemeten hoek gedurende de gangcyclus is afhankelijk van bijvoorbeeld de gangsnelheid. Dit verloop wordt inter- als intra-subject bestudeerd (Figuur 2).



Figuur 2 Effect van wandelsnelheid op de gangkinematica van de enkel

### Metingen

Een veelgebruikte tool voor het meten van de gewrichtshoek is goniometrie, meer bepaald een electrogoniometer. Aan de hand hiervan kan de gangkinematica op een eenvoudige en goedkope manier onderzocht worden. Het nadeel hiervan is dat uit de hoekmetingen enkel de relatieve bewegingen tussen 2 aangrenzende lichaamssegmenten kan berekend worden.

Bovendien zijn er optische methodes voor motion capture. Met één camera kan er een simpele 2D ganganalyse uitgevoerd worden. Systemen met meerdere camera's, zoals het Vicon systeem, worden gebruikt voor een 3D ganganalyse (*Vicon | Award Winning Motion Capture Systems, n.d.*). Andere manieren voor motion capture maken gebruik van ultrasoon of elektromagnetisch sensoren om bewegingen te traceren. De laatste jaren wint ook het gebruik van IMU sensoren, zoals het Xsens Motion Capture systeem dat op basis van 17 IMU sensoren een volledige bewegingsanalyse maakt van het lichaam (*MTw Awinda, n.d.*).

### klinische

#### Kinetica

Zoals eerder beschreven kunnen we de kinematica gaan koppelen aan krachten. Op basis van een wiskundig-anatomisch model zal men dan het krachtmoment en de spanning, in bijvoorbeeld de enkel, gaan berekenen gedurende de gangcyclus. Aan de hand van krachtenplatformen kan men een grondreactievector gaan uittekenen en de evolutie ervan gaan analyseren doorheen de volledige gangcyclus. Op basis van deze informatie is men in staat om een bepaald gangpatroon, inzake kracht, richting en positie, te beschrijven. Elementen zoals snelheid zullen hier ook een belangrijke rol spelen en het gangpatroon mogelijks beïnvloeden.

### Ganganalyse bij loophulpmiddelen

De gangcyclus bij gebruik van loophulpmiddelen, zoals een rollator en krukken, creëert allesbehalve een normaal gangpatroon. De onderzoeksresultaten van een gewone ganganalyse kunnen bijgevolg niet rechtsreeks vertaald worden naar gebruik van een loophulpmiddel. Een systematische review van

Mundt et al.(2019) geeft een overzicht van studies die hieromtrent reeds werden uitgevoerd, enerzijds door na te gaan hoe het gangpatroon beïnvloed werd tijdens het wandelen met of zonder een loophulpmiddel, en anderzijds hoe het gebruik van een loophulpmiddel het gangpatroon beïnvloedde in een jonge/gezonde populatie vergeleken met een oudere populatie met eventuele gangstoornissen. Daarenboven werd het verschil in gang onderzocht tussen personen die frequent een loophulpmiddel gebruiken en personen die deze voor het eerst gebruiken, alsook mogelijke indicatoren voor een verhoogd valrisico en valangst. Eén van de bevindingen hierbij was dat bij frequente gebruikers een tragere wandelsnelheid, grotere dubbele ondersteuningsduur en kleinere paslengte werd vastgesteld bij wandelen met rollator tegenover zonder rollator. Tussen frequente en eerste rollatorgebruikers merkte men een significant verschil in wandelsnelheid, stap- en paslengte. (Liu et al., 2009; Schüleïn et al., 2017).

Het merendeel van de studies maakte voor de ganganalyse gebruik van de GAITrite mat (*GAITrite Walkway System – ProCare*, n.d.). Overige studies gebruikten één of meerdere IMU sensoren of een motion capture systeem, zoals het Vicon systeem. Bij een aantal studies werd de rollator ook voorzien van meetsensoren. In een studie van T. Wang et al.(2015) werd een vierwielrollator voorzien van een encoder en een IMU sensor. Er werd een vergelijking gemaakt tussen twee leeftijdsgroepen (25 tot 65 jaar en 65+). Er kon echter geen onderscheid gemaakt worden op basis van de gebruikelijke ganganalyse zoals bijvoorbeeld staplengte en staplengte. De trajectafwijking bij een 10m test en bij een L vormig parcours, was wel duidelijk groter bij de oudste leeftijdsgroep. Ook kon men de jonge leeftijdsgroep gemakkelijk onderscheiden van de oudste op basis van de bochten, meer specifiek op basis van de genomen ruimte en de hoekversnelling. Daarnaast was het verschil in versnelling tijdens de bocht fase en de rechtdoor fase beduidend groter bij jonge leeftijdsgroep, vergeleken met de oudste. Een andere studie (Costamagna et al., 2019) gebruikte een rollator geïnstrumenteerd met kracht sensoren aanvullend met voetzool druksensoren en het Vicon motion capture systeem. Een stabiliteitsanalyse werd uitgevoerd door zowel rollator en de gebruiker als één systeem te beschouwen om op die manier het zwaartepunt en supportbasis te bepalen. De stabiliteit werd vergeleken bij verschillende taken zoals rechtdoor wandelen, bochten nemen, achteruit wandelen, obstakels ontwijken en een opstapje nemen.

### Smart rollators

Tal van smart rollators designs werden de voorbije jaren onderzocht bij verschillende doelgroepen, dit voor revalidatie, thuisondersteuning en/of klinische studies.

### Functionaliteit

Een aantal smart rollator designs richten zich op motorische hulpondersteuning voor patiënten die te zwak zijn om een gewone rollator te gebruiken (Martins et al., 2015). De voornaamste strategie hier is om de gebruikersintentie te herkennen aan de hand van de druk op de handvaten of beweging van de voorarm ondersteuning. Daarnaast wordt het traceren van de onderste ledematen via een camera ook gebruikt voor herkenning van de gebruikersintentie. Herkenning van de wegconditie zoals hellingen wordt vertaald naar de nodige motorondersteuning of afremming. Ook valdetectie (Azqueta-Gavaldon et al., 2017) of detectie van instabiliteit (bijna valincident), verkeerd rollator gebruik, en zit-naar-stand transitie werden onderzocht in functie van een automatisch remsysteem. Andere functionaliteiten zoals het automatisch navigeren naar de gebruiker met voice command of handsfree volgen terwijl men met de rollator wandelt werden onderzocht (Zhao et al., 2020). Voor een andere patiëntengroep, met name patiënten met een verminderd zicht, richtte men zich op obstructie detectie voor de rollator en hulp bij navigatie (Jiménez et al., 2020; Sato et al., 2019).

Naast motorische ondersteuning zijn er ook rollators die zich richten op ganganalyse. Hierbij wordt een rollator uitgerust met een aantal sensoren die de gangcyclus van de gebruiker opvolgt (Hu et al., 2011; Orenius et al., 2020; T. Wang et al., 2016), om feedback te geven over het correct gebruik, alsook om de effectiviteit van de revalidatie en eventuele valrisico's te meten (Ballesteros et al., 2017; Taghvaei et al., 2017). Hierbij werden een aantal gebruikelijke spatio-temporele parameters gemeten. Daarnaast werd ook de stabiliteit (Ballesteros et al., 2018; Costamagna et al., 2019; Hirata et al., 2008) en afstand tot de rollator gemeten (Golembiewski et al., 2019). Tot slot werden deze rollators ook ingezet voor het herkennen van een normaal versus verstoord gangpatroon (H. Zhang & Ye, 2017).

### Feedback

Bij een aantal prototype smart-rollators richtte men zich enkel op de technische validatie van de onderzochte algoritmes zonder implementatie of acceptatie testen van functionele feedback. Bij gemotoriseerde smart rollators wordt er een vorm van feedback gegeven doordat rollator reageert op de intentie van de gebruiker via motor ondersteuning of door bijvoorbeeld automatisch te remmen in geval van anomalieën zoals een te grote steun op de rollator bij een bijna val incident (Zhao et al., 2020). De rollator kan mogelijk ook reageren op de omgeving indien er obstructies worden gedetecteerd. De meeste smart-rollators geven ook feedback aan de hand van een rapport, bijvoorbeeld het aantal stappen en de afgelegde afstand per dag (Orenius et al., 2020). In een aantal klinische studies werd valrisicoanalyse als assessment tool onderzocht, wat mogelijkheden opent voor een continue opvolging gedurende de revalidatie periode. Bij een aantal studies werd eveneens feedback van performantie gegeven bijvoorbeeld door audio of visuele cues te geven of door een groen/rood licht dat aangeeft om dichterbij de rollator te wandelen (Golembiewski et al., 2019) of via laser projectie op de grond (Hsiao Kuan Wu et al., 2020).

### Sensoren

Verschillende sensoren werden ingezet: druksensoren in de handvaten, krachtsensoren (load-cell) aan de poten/wielen, wielencoders, IMU sensoren, RGB-D camera, gewone RGB camera, infrarood camera en afstandssensoren (ultrasoon, infrarood). Voor het herkennen van de gebruikersintentie werd veelal gebruik gemaakt van krachtsensoren zoals load-cells (strain gauges) of potentiometers geïntegreerd in de handvaten of in de armondersteuning. LRF, URF en Lidars werden gebruikt voor obstructie detectie meestal aan de voorkant van de rollator. Wielencoders en IMU sensoren werden al dan niet met sensor fusion ingezet om het afgelegde traject en de snelheid van de rollator te bepalen. Op basis van deze informatie kan men een aantal basisparameters afleiden. Uit kleine fluctuaties van de druk op het linker en rechter handvat kan de cadans afgeleid worden alsook kan er een schatting geven worden van de paslengte. Deze fluctuatie kan men onderscheiden in de krachtsensormetingen. Ook uit de IMU sensor, gemonteerd op de rollator, kan men dergelijke fluctuaties afleiden op basis van de kanteling veroorzaakt door de ondersteuningskracht op het linker en rechter handvat (T. Wang et al., 2016). Op eenzelfde manier kan met behulp van de IMU data de totale kracht op de rollator ingeschat worden.

Gangparameters of het gangpatroon werden ook op een meer directe manier gemeten door de onderste ledematen te traceren met eenvoudige laser of ultrasone sensoren (Chalvatzaki et al., 2019; Lee et al., 2011; Moreira et al., 2019; Mou et al., 2012; H. K. Wu et al., 2011) al dan niet gecombineerd met een infrarood camera (Zhao et al., 2020) of RGB camera's (Chee et al., 2015; Hu et al., 2011). Meestal werd gebruik gemaakt van RGB-D camera's zoals de kinect of real sense camera, waarbij eerst 3D skelet punten worden bepaald van de onderste ledematen om vervolgens de gangparameters of het gangpatroon af te leiden (Aggravi et al., 2015; Arogunjo et al., 2019; Azqueta-Gavaldon et al., 2017; Ballesteros et al., 2018; Garrote et al., 2018; Hu et al., 2011; Joly et al., 2013; Moreira et al., 2019; Morone et al., 2016; Moustiris et al., 2021; Page et al., 2015; Werner et al., 2018; H. Zhang & Ye, 2017).

Maar ook voor het traceren van de bovenstedematen om de gebruikersintentie te herkennen, werd een RGB-D camera's ingezet (Moreira et al., 2019; Taghvaei et al., 2017). Naast toepassingen bij de rollator werd in tal van studies ook het gebruik van RGB-D camera in een vaste opstelling onderzocht en vergeleken met bijvoorbeeld 3D motion capture systemen (Springer & Seligmann, 2016). De resultaten gaven goede overeenkomst voor cadans, stapnelheid, staplengte, stapbreedte afhankelijk van de testopstelling bijvoorbeeld vooraan op een loopband (Auvinet et al., 2015). Daarentegen was bij de gangkinematica analyse de overeenkomst met de ground truth eerder zwak.

#### Validatie (ground truth)

Om de accuraatheid van de smart-rollator te valideren, werden gebruik gemaakt van andere gevalideerde meetmethodes om zo resultaten te kunnen vergelijken met een zo genoemde ground truth. Hierbij werd de GAITrite mat (Hu et al., 2011), wearable IMU sensoren (Zhao et al., 2020), een 3D motion capture systeem aan de hand van camera (Chee et al., 2015; Joly et al., 2013; Page et al., 2015; T. Wang et al., 2015), of met 17 IMU sensoren (Golembiewski et al., 2019), of een force plate (Costamagna et al., 2019) gebruikt. Andere aspecten werden ook gevalideerd zoals veranderingen in lichaamshouding wanneer de patiënt aandacht heeft voor de feedback van de rollator (Golembiewski et al., 2019).

#### Technology readiness levels (TRL)

Bij de ontwikkeling van nieuwe technologie kan het relevant zijn om de maturiteit van de technologie in te schatten. Dit kan gedaan worden volgens de principes van de technology ready levels. Hierbij zullen negen niveaus worden vastgelegd waar een device in ontwikkeling zich in kan bevinden:

lvl 1 - basic principles observed and reported

lvl 2 - technology concept and/or application formulated

lvl 3 - analytical and experimental critical function and/or characteristics proof-of-concept

lvl 4 - component and/or breadboard validation in laboratory environment

lvl 5 - component and/or breadboard validation in relevant environment

lvl 6 - System/subsystem model or prototype demonstration in a relevant environment

lvl 7 - system prototype demonstration in a space environment

lvl 8 - actual system completed and "flight qualified" through test and demonstration (ground or space)

lvl 9 - actual system "flight proven" through successful mission operations

Verschillende prototype Smart walkers werden ontwikkeld voor onderzoeksdoeleinden. Bij meeste van die prototypes werd de functionaliteit enkel getest en gevalideerd door de onderzoekers zelf of door gezondheidsmedewerkers die een normaal of verstoord gangpatroon nabootsten. De i-Walker bijvoorbeeld is daarentegen ver doorontwikkeld. Een prototype werd ontwikkeld als onderdeel van het SARE-it project (Annicchiarico et al., 2008). De doelstelling was om motorische ondersteuning te geven en automatisch af te remmen op een helling te geven op basis van de gebruikersintentie. Deze gebruikersintentie werd herkend via krachtmetingen in de handvaten. Daarnaast werd obstructie detectie, automatische navigatie (Röfer et al., 2009) en sensor fusie voor lokalisatie (Ibraheem, 2010) onderzocht. Daarna werd de i-Walker verder doorontwikkeld voor het FATE en het I-DONT-FALL project en heeft ondertussen een EU-erkenning verkregen als medisch device voor klinisch onderzoek.

De i-Walker werd gebruikt in onderzoek voor revalidatie bij 20 CVA patiënten met hemiparesis (Morone et al., 2016) waarbij differentiaal motorische ondersteuning werd gegeven om de asymmetrische spierwerking te compenseren. Twee sessies per dag van 40 minuten, 5 dagen per week, 4 weken lang, gaf significante verbetering voor 3 verschillende uitkomstmaten (Tinnetti, 10MWT, Barthel index) ten opzichte van de controlegroep, die een conventionele therapie kreeg. Bij een studie van Barban et al., (2017) werd de impact van 20 trainingssessies op valrisico onderzocht bij 496 patiënten. De interventiegroep scoorde beter inzake valangst dan de controle groep, hetzij echter in beperkte mate en slechts voor een korte periode na de interventie. Daarnaast werd het effect van cognitieve training bestudeerd. Een mix van beide therapieën gaf de beste resultaten. In een onderzoek met 19 patiënten met fysische of neurologische aandoening werd succesvol aangetoond dat met regressie methodes de sensordata van de i-Walker gebruikt kan worden om de Tinetti Mobility test te benaderen om op die manier een continue evaluatie uit te voeren tijdens de revalidatieperiode (Ballesteros et al., 2017). In een verder onderzoek werd een valrisico assessment ontwikkeld op basis van stabiliteitsmetingen (Ballesteros et al., 2018). De i-Walker werd daarvoor voorzien van een extra RGB-D camera om de voetposities te bepalen. Samen met de steun op de rollator werd vervolgens een schatting van het valrisico berekend. Bij validatie met 10 patiënten werd een correlatie aangetoond met 2 gangbare testen voor valrisico, namelijk de Tinetti Mobility test en de gangsnelheid.

### Parkinson rollators

Voor Parkinson zijn een aantal rollators op de markt zoals de GEMINO 30 Parkinson, die extra ondersteuning geven aan de patiënt maar niet bepaald hightech functionaliteiten hebben (*GEMINO 30 Parkinson | Lichtgewicht Rollator*, n.d.). Het gaat dan om een geprojecteerde lijn tussen de 2 achterste wielen. Deze geprojecteerde lijn werkt als visuele cue ter ondersteuning van de patiënt bij freezing episodes. Naast deze visuele cue, is de rollator ook in staat om auditieve cues te geven aan de hand van een instelbare metronoom. Deze zal de cadans aangeven om zo het gangpatroon te ondersteunen.

In verschillende onderzoeksprojecten werden eveneens Smart rollators voor Parkinson patiënten ontwikkelt (Ballesteros et al., 2017; Mou et al., 2012; Hsiao Kuan Wu et al., 2020; M. Zhang et al., 2018)

### Commerciële Smart rollators

Behalve de i-Walker die een EU erkenning heeft voor gebruik in klinische studies, zijn er momenteel geen rollators met een smart functie beschikbaar op de markt, ondanks verschillende pogingen. In 2015 kreeg de Lea smart rollator van Robot Care Systems een innovatie prijs ("Lea robot, de slimme rollator voor dagelijkse ondersteuning en revalidatie," n.d.). Deze rollator gaf motorische ondersteuning en kon automatisch naar de eigenaar toe rijden of naar zijn oplaadpunt. Ook functies voor Parkinson patiënten, zoals een metronoom, werden voorzien en een aantal nice-to-have functionaliteiten zoals een skype verbinding, een agenda, een herinnering voor het innemen van medicatie en een GPS functie. Met een richtprijs van bijna 10.000 euro is Lea echter nooit van de markt gekomen en is het gebruik beperkt gebleven tot een aantal piloot studies in ziekenhuizen. Een andere rollator die in 2013 werd gelanceerd is de Beactive+e van BEMOTEC GmbH die ook motorische ondersteuning aanbiedt en een richtprijs heeft van 3500 euro (*Beactive+e - Der Revolutionäre E-Rollator*, n.d.). Daarbij zijn beperkte intelligente functies voorzien zoals een veiligheidsremconcept en een intelligent valalarm. Het is echter niet duidelijk of de Beactive+e nog verkrijgbaar is. Verder is er nog de SCompac - Smart Rollator een ontwerp van een student van de technische universiteit van Eindhoven in 2016 (*SCompac - Smart Rollator*, n.d.). De rollator stimuleert een correcte afstand tussen gebruiker en de rollator door automatisch te remmen indien de gebruiker te ver verwijderd is van het

device. Het was de bedoeling om het prototype verder te ontwikkelen en te vermarkten. Momenteel is het onduidelijk of dit laatstgenoemde effectief gelukt is.



|   | Institute   | TRL | Doelgroepen   |
|---|---|-----|---|
| (H. Zhang & Ye, 2017)                                 | University of Arkansas at Little Rock (USA)   | 3   | ouderen   |
| (Moreira et al., 2019)<br><b>ASBGo</b>                | University of Minho (Portugal) Federal University of Espirito Santo (Brazil), Spanish National Research Council (Spain) |     | gehandicapten (ataxie), motoriek pathologieën, ouderen                          |
| (Morone et al., 2016)<br><b>i-Walker</b>              | Clinical laboratory of experimental neurorehabilitation (Fondazione Santa Lucia, Rome, Italy)                           | 8   | milde subacute CVA patiënten, dimensie & Parkinson patiënten [Ballesteros 2017] |
| (Hu et al., 2011)                                     | University of Waterloo (Canada)   | 3   | ouderen   |
| (Golembiewski et al., 2019)                           | University of Dayton (USA)  | 5   | ouderen   |
| (Page et al., 2015)<br><b>ISIR walker</b>             | Institute for Intelligent Systems and Robotics Paris, University of Minho (France/Portugal)                             | 3   | ouderen   |
| (Bizovičar et al., 2017)<br><b>THERA-Trainer e-go</b> | medica Medizintechnik GmbH  | 9   | CVA patiënten (acuut tot chronisch)   |
| (Sierra et al., 2019)<br><b>AGoRA</b>                 | Colombian School of Engineering Julio Garavito (Colombia), University Grenoble Alpes (France)                           | 3   | populatie met mobiliteitsbeperkingen  |
| (Orenius et al., 2020)                                | VTT Technical Research Centre of Finland  | 5   | ouderen   |
| (Chang et al., 2021)                                  | University Taoyuan / University of Technology New Taipei City (Taiwan)  | 3   | ouderen   |
| (Sato et al., 2019)                                   | Nagayo University and Panasonic Co  | 4   | ouderen   |
| (Taghvaei et al., 2017)                               | Tohoku University, Sendai (Japan)   | 3   | ouderen   |
| (Jiménez et al., 2020)<br><b>UFES</b>                 | Federal University of Espirito Santo  | 3   | visueel gehandicapte mensen   |
| (Costamagna et al., 2019)                             | Centre for Health Sciences Research, School of Health & Society, Salford University (UK)                                | 5   | ouderen   |
| (T. Wang et al., 2016)<br><b>ANG walker</b>           | Inria Sophia Antipolis (France)   | 4   | ouderen   |
| (Zhao et al., 2020)                                   | University of Hong Kong/Southern University of Science and Technology (China)   | 3   | ouderen met executieve disfunctie of dementie                                   |
| (Joly et al., 2013)                                   | Université du Sud- Toulon Var, (France)   | 3   | ouderen   |

TRL Technology readiness levels

|   | Meting & Revalidatie doelstelling  | Feedback type |
|---|--|---------------|
| (H. Zhang & Ye, 2017)                                 | 3D tracering van de onderste ledematen, wandelpatroon detectie (3 categorieën)   | KR            |
| (Moreira et al., 2019)<br><b>ASBGo</b>                | Gebruikersintentieherkenning, adaptatie naar de gebruiker, navigatie, gang assessment tool, valdetectie, positie gebruiker                                   | KR            |
| (Morone et al., 2016)<br><b>i-Walker</b>              | Actief (differentiël) motor en rem ondersteuning voor verzwakte of ongebalanceerde spierkracht. Meten van wandelgang en balans, gang assessment tool         | KR            |
| (Hu et al., 2011)                                     | 3D tracering van de onderste ledematen, meten stapbreedte en staplengte  | KR            |
| (Golembiewski et al., 2019)                           | Meet relatieve afstand tot de rollator. Aanleren van de patiënt om dichterbij de rollator te wandelen.   | KR            |
| (Page et al., 2015)<br><b>ISIR walker</b>             | Bepalen van de voetpositie. Gebruikers intentie herkenning, ganganalyse  | KR            |
| (Bizovičar et al., 2017)<br><b>THERA-Trainer e-go</b> | Tijd en afstandsmeting van elke sessie   | KR            |
| (Sierra et al., 2019)<br><b>AGoRA</b>                 | Gebruikersintentieherkenning, obstakel en persoon detectie, ganganalyse (cadans)   | KR+ KP        |
| (Orenius et al., 2020)                                | Wandelafstand & aantal stappen per dag   | KR            |
| (Chang et al., 2021)                                  | Herkenning gebruikersintentie, wegconditie en obstakels. Motorische ondersteuning en valpreventie. Ganganalyse (snelheid)                                    | KR            |
| (Sato et al., 2019)                                   | Gebruikersintentieherkenning   | KP            |
| (Taghvaei et al., 2017)                               | 3D tracering van de bovenste ledematen voor het monitoren van valpreventie en zit naar staan transitie   | KP            |
| (Jiménez et al., 2020)<br><b>UFES</b>                 | Navigatie assistentie voor een gewenst traject   | KP            |
| (Costamagna et al., 2019)                             | Meten van stabiliteit (steunbasis en zwaartepunt) in labo omgeving.  | KR            |
| (T. Wang et al., 2016)<br><b>ANG walker</b>           | Ganganalyse (traject, paslengte, staplengte, snelheid, versnelling) Gebruikersintentieherkenning, valdetectie en -preventie; navigatie, detectie wegconditie | KR            |
| (Zhao et al., 2020)                                   | Gebruikersintentieherkenning, valpreventie, autonoom navigeren   |               |
| (Joly et al., 2013)                                   | 3D tracering van de onderste ledematen ganganalyse (voetoriëntatie, voetafrol)   | KR + KP       |

|   | Rollator type   | Sensors   | Actuatoren                                    |
|---|---|---|---|
| (H. Zhang & Ye, 2017)                                 | Gemotoriseerde rollator adaptatie van een 4 wiel rollator             | RGB-D camera  |   |
| (Moreira et al., 2019)<br><b>ASBGo</b>                | Gemotoriseerde rollator   | potentiometers, uni-axial load cells, infrared sensors, Lidar, URF, IMU   | Touch monitor, motors                         |
| (Morone et al., 2016)<br><b>i-Walker</b>              | Gemotoriseerde rollator   | Krachtmeting in de handvaten: load cells, wiel encoders, 6-DOF IMU (Ibraheem, 2010), RGB-D camera(Ballesteros et al., 2018), LRF (Röfer et al., 2009) | hub motors integrated in rear wheels; haptic: |
| (Hu et al., 2011)                                     | Geïnstumenteerde rollator   | RGB-D camera versus 2x RGB camera   |   |
| (Golembiewski et al., 2019)                           | Geïnstumenteerde rollator   | URF   | visual (RGB LED)                              |
| (Page et al., 2015)<br><b>ISIR walker</b>             | Extensie van de ISIR walker (Pasqui et al., 2012)                     | RGB-D camera  |   |
| (Bizovičar et al., 2017)<br><b>THERA-Trainer e-go</b> | Gemotoriseerde rollator   |   |   |
| (Sierra et al., 2019)<br><b>AGoRA</b>                 | Gemotoriseerde rollator   | IMU, LiDAR, ultrasonic boards, tri-axial load cells, RGB camera and LRF   | motors  |
| (Orenius et al., 2020)                                | Geïnstumenteerde rollator   |   | smartphone app                                |
| (Chang et al., 2021)                                  | Gemotoriseerde rollator   | 2x flexi krachtsensoren, URF, gyrometer, accelerometer, hartslagsensor, GPS, wiel-encoders  | motor   |
| (Sato et al., 2019)                                   | Gemotoriseerde rollator   | krachtsensoren  | motor   |
| (Taghvaei et al., 2017)                               | integrated into walker  | RGB-D camera (+zoom lens)   | servo brakes                                  |
| (Jiménez et al., 2020)<br><b>UFES</b>                 | Gemotoriseerde rollator   | 2x 3D krachtsensoren , LRF, wiel-encoder, IMU, LiDAR  | motor, haptic feedback system                 |
| (Costamagna et al., 2019)                             | Geïnstumenteerde rollator + Voetzoldruksensors + vicon motion capture | 4 x Krachtsensoren (load cells)   |   |
| (T. Wang et al., 2016)<br><b>ANG walker</b>           | Geïnstumenteerde rollator   | accelerometer/gyrometer ; 2x wiel-encoders; GPS   |   |
| (Zhao et al., 2020)                                   | Gemotoriseerde rollator   | IMU, wiel-encoders, lidar, IR camera, microfoons, soft haptic arondersteuning (air pressure sensors)  | 2x hub motors, 2x brakes                      |
| (Joly et al., 2013)                                   | Geïnstumenteerde rollator   | RGB-D camera, wiel-encoders   |   |

IMU inertial measurement unit; LRF laser range finder; URF ultrasonic range finder; IR infrarood

## Smart Infuushouder

Naast studenteprojecten werd er weinig onderzoek verricht naar gemotoriseerde smart infuushouders. In de literatuur worden er een aantal prototypes omschreven.

Binger et al., (2015) ontwikkelde een autonome infuushouder. De infuushouder heeft een octagonale basis, met 4 omnidirectionele wielen, elk voorzien van een motor. Dit ontwerp laat toe om flexibel in elke richting te bewegen. Daarnaast werd een patiënttrackingsysteem ontworpen. Hiervoor werd de patiënt rond zijn middel vastgebonden aan een nylondraad die aan het andere uiteinde verbonden is aan de infuushouder. De nylondraad is uittrekbaar via een soort katrolwiel dat 2 encoders bevat, één voor afstand- en één voor hoekmeting. Op die manier kan de relatieve positie tot de patiënt bepaald worden. Daarnaast werd er een veiligheidssysteem voorzien door patiënt en infuushouder met een ketting te verbinden. De ketting is bevestigd aan de infuushouder via een magneet die loskomt indien de ketting op spanning komt. Dit laatste wordt gedetecteerd met een Hall Effect sensor. Eveneens werden 2 URF sensoren gebruikt voor obstructie detectie.

Een ander prototype is de BMIVPOT. In een voorlopig ontwerp (Sayed-Kassem et al., 2017) werd een bestaande infuushouder voorzien van 3 omnidirectionele wielen die elk verbonden werden aan een stepper motor. De infuushouder bewoog niet automatisch en moest bestuurd worden met een joystick. In een volgend ontwerp (Hajj-Moussa et al., 2018) werd de infuushouder volledig nieuw ontworpen en voorzien van een camera om de patiënt te traceren (Sayed-Kassem et al., 2020). De patiënt droeg daarvoor een tag op de rug van zijn kledij die via computervision gedetecteerd werd. URF sensoren werden voorzien aan de vier zijden voor obstructie detectie. Daarnaast werd de infuushouder nog voorzien van een zoutoplossing level detector, bloedlekkage detectie, flow detectie en een LCD scherm die de status van het infuus weergeeft. Via een draadloze connectie kon het zorgpersoneel van op afstand de infuushouder volgen en werden ze indien nodig gealarmeerd.

Spronken-medical en Cegeka ontwikkelden een smart infuus (*Spronken Orthopedie koploper in orthopedische innovaties | Spronken Orthopedie, n.d.*). Hierbij werd enkel het infuus zelf gemonitord. Gegevens werden continue doorgestuurd naar een centrale server. Het zorgpersoneel zou dan de status kunnen opvolgen via een tablet of computer. De infuushouder zelf heeft geen slimme functionaliteit. Het product is momenteel nog niet op de markt.

Voor ons ontwerp kunnen we verder bouwen op de kennis uit het onderzoek van Binger en Sayed-Kassem. Daarnaast zijn vele functionaliteiten uit robotica hier ook van toepassing zoals navigatie en planning, traceren van personen en obstructie detectie (Andrei Garzon Oviedo et al., 2015; Fotiadis et al., 2013; Yang & Song, 2019). Zo zijn er reeds een aantal toepassingen die gebruikt worden bij mobiliteitshulpmiddelen. Bepaalde aspecten van smart rollators zijn hier bijvoorbeeld van toepassing. Een voorbeeld is de robotic walker van Zhao et al., (2020) die een persoon kan detecteren. Bovendien kan deze walker automatisch naar de persoon toe rijden of enkel met een camera gericht op de onderste ledematen de gebruikersintentie afleiden om op die manier de persoon handsvrij voorop te volgen.

## Smart Bracelet

### Introductie

Hemispatiaal neglect is een multicomponent en multimodaal syndroom ten gevolge van hersenbeschadiging waardoor neurale circuits die van belang zijn voor sensorisch, motorisch en cognitief functioneren verstoord zijn, waardoor er geen of een verminderde aandacht is voor de verre of onmiddellijke ruimte of het lichaamsschema aan de tegenovergestelde zijde van de locatie

van hersenbeschadiging. De verwaarlozing wordt toegeschreven aan een oriëntatie probleem ten gevolge van een verstoorde ruimtelijke representatie binnen een gemeenschappelijk referentiekader (Kerkhoff, 2003).

Vele therapieën werden onderzocht en richten zich op het terug aandacht geven aan de ruimte aan de aangedane zijde (Kerkhoff & Schenk, 2012). Visuele scantherapie was één van de eerste revalidatietechnieken waarbij de patiënt aangemoedigd werden om de ruimte af te scannen van de goede naar de aangedane zijde. Deze therapie is pas effectief bij herhaalde sessies en is bijgevolg zeer arbeidsintensief. Cueing (verbaal, visueel, auditief) technieken waarbij de aandacht verschoven wordt naar de neglect zijde en activatie van de ledematen aan de aangedane zijde geeft een tijdelijke verbetering. Daarnaast wordt Mirror therapie toegepast. Hierbij plaats men een spiegel in het sagittaal vlak waardoor de patiënt de bewegingen van de goede kant aanziet als bewegingen van de aangedane zijde. Door deze vorm van misleiding van de hersenen tracht men de getroffen hersenfuncties te trainen.

Andere technieken via stimulaties zijn vaak gebaseerd op het creëren van een illusie waardoor de patiënt automatisch de hoofd en/of oogrichting corrigeert naar de aangedane zijde. Zo wordt optokinetisch stimulatie toegepast door de patiënt te laten kijken naar een beeldscherm met bewegende lijnen waardoor het lichaam de illusie heeft om te roteren naar de tegenovergestelde richting. Optokinetische stimulatie lokt nystagmus uit (heen en weer bewegende ogen) bij het gebruik van een kleiner beeldschermen en gaf goede resultaten (Kerkhoff, 2002). Bij nekvibratie aan de aangedane zijde wordt de illusie gecreëerd dat het hoofd meer gedraaid is naar de niet aangedane zijde waardoor de patiënt het hoofd corrigeert en terug recht vooruitkijkt. Daarnaast werd transcutaneous electrical nerve stimulation onderzocht, maar dit bleek minder effectief dan bij nekvibratie (Vallar et al., 1997). Bij visuo-motor prisma techniek wordt een prisma bril opgezet waardoor één kant van de ruimte uitvergroet wordt. De patiënt krijgt hiermee oefeningen waarbij hij objecten moet aanwijzen. Door het effect van de prismabril zal de patiënt naast het object wijzen waardoor hij zich opnieuw moet leren oriënteren. Na het afzetten van de bril treedt er een post prismatisch effect op waardoor men de omgekeerde correctie moet maken die nu gericht is naar de aangedane zijde. Het effect is tijdelijk, tot 2 uur na de behandeling, maar geeft na 10 sessies wel een positief effect dat tot 5 weken aanhoudt. Daarnaast wordt stimulatie van het evenwichtsorgaan toegepast met calorische vestibulaire stimulatie waarbij koud water gebruikt wordt aan het oor van de aangedane zijde (of warm water aan de andere zijde). Bij galvanische vestibulaire stimulatie wordt een elektrische spanning gecreëerd achter de oren.

Recent werden tal van andere stimulatie technieken toegepast zoals somatosensory stimulation, transcranial magnetic stimulation, transcranial direct current stimulation en functional electric stimulation. Daarnaast werden ook stimulaties en assessments via virtual reality onderzocht waarbij eveneens eye tracking analyse werd toegepast (Leitner et al., 2021; Wagner et al., 2019).

### Monitoren bovenste ledematen

Tal van onderzoek werd reeds gedaan naar het monitoren van activiteit van de bovenste ledematen voor onder ander toepassingen in revalidatie bij neurologische aandoeningen, CVA, artritis, frozen shoulder, letsels aan de ruggengraat (Rast & Labruyère, 2020). Het doel van het SAIRE-project is om de smart bracelet te valideren, door na te gaan of er voldoende aandacht gegeven wordt aan de aangedane zijde. Hierbij kunnen bewegingen van de bovenste ledematen gebruikt worden als een indirecte meting van aandacht, dit kan bijvoorbeeld door het onderscheid te maken tussen functionele en niet functionele armbewegingen, door het detecteren van een afhingende arm, of door hoofdbewegingen te monitoren.

Doorgaans wordt in dergelijk onderzoek in een eerst stap de activiteit herkend zoals liggen, zitten, staan, wandelen en mogelijke transitieën daartussen of bepaalde ADL verrichtingen. In een tweede stap zal men de afzonderlijke activiteit gaan kwantificeren door bijvoorbeeld de gemiddelde acceleratie of reikwijdte van de beweging te bepalen om op die manier verschillende motorische functies in kaart te brengen. Een ander voorbeeld van het monitoren van activiteit is de detectie van anomalieën zoals een valincident (Bet et al., 2019).

Dergelijke metingen gebeuren doorgaans met wearables (Q. Wang et al., 2017). Dit zijn meestal 1 tot 16 IMU sensoren, gedragen op verschillende plaatsen op het lichaam. Als alternatief gebruikt men soms een accelerometer, gyrometer of magnetometer afzonderlijk. Ook flex sensoren, optical linear encoders, tilt sensoren, light dependent resistors, force sensitive resistors worden gebruikt om bewegingen te registreren. Het toepassen van e-textile is recent in opmars bijvoorbeeld met stretch sensing fabrics en knitted pezo-resistive fabrics.

### Wearables bij neglect

In een recent onderzoek werd gebruik gemaakt van 2 wearables aan beide polsen (Trejo et al., 2016). De wearables bevatten een accelerometer die de armbewegingen zowel aan aangedane als de goede zijde monitort. De wearable geeft een auditieve en visuele feedback aan de hand van een knipperend licht. Gedurende 7 dagen kregen hemipariciele neglect patiënten 5 bimanuele ADL taken waarbij de patiënt de instructie kreeg om beide handen evenveel te gebruiken. Bij het meten van een onevenwicht kreeg de patiënt een directe audiovisuele feedback om zo het handgebruik van de aangedane zijde te stimuleren. Gedurende deze testen was er een stabiele verbetering. Deze verbetering was echter niet merkbaar bij taken waarbij de armen geen functionele beweging maken. Bij een follow-up op dag 8 en op dag 30 bleken deze verbeteringen niet van blijvende duur.

In een gelijkaardig onderzoek werden eveneens 2 wearables aan de polsen gedragen die het verschil in armbeweging meten via een accelerometer, maar dan feedback geven via tactiele vibraties. De onderzoekspopulatie waren hier geen neglect patiënten, maar CVA-patiënten waarbij men zich enkel richtte op de revalidatie van de motorische functies. (Held et al., 2017; Klaassen et al., 2015). Een smart device (Activ8-AUM) bestaande uit 2 polsbanden werd verder ontwikkeld en in het lab gevalideerd op accuraatheid bij verschillende activiteiten en taken (Fanchamps et al., 2018) met als doel om in klinisch onderzoek bij CVA-patiënten te gebruiken.

### Referenties

- Aggravi, M., Colombo, A., Fontanelli, D., Giannitrapani, A., Macii, D., Moro, F., Nazemzadeh, P., Palopoli, L., Passerone, R., Prattichizzo, D., Rizano, T., Rizzon, L., & Scheggi, S. (2015). A smart walking assistant for safe navigation in complex indoor environments. *Biosystems and Biorobotics*, *11*, 487–497. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-18374-9\\_45](https://doi.org/10.1007/978-3-319-18374-9_45)
- Andrei Garzon Oviedo, M., Barrientos, A., Del Cerro, J., Alacid, A., Fotiadis, E., Rodríguez-Canosa, G. R., & Wang, B. C. (2015). Tracking and following pedestrian trajectories, an approach for autonomous surveillance of critical infrastructures. *Industrial Robot*, *42*(5), 429–440. <https://doi.org/10.1108/IR-02-2015-0037>
- Annicchiarico, R., Barrué, C., Benedico, T., Campana, F., Cortés, U., & Martínez-Velasco, A. (2008). The i-Walker: an intelligent pedestrian mobility aid. *Frontiers in Artificial Intelligence and Applications*, *178*, 708–712. <https://doi.org/10.3233/978-1-58603-891-5-708>
- Arogunjo, E. O., Markus, E. D., & Yskandar, H. (2019). Development of a Holonomic Robotic Wheeled Walker for Persons with Gait Disorder. *2019 Open Innovations Conference, OI 2019*, 159–164. <https://doi.org/10.1109/OI.2019.8908169>

- Auvinet, E., Multon, F., & Meunier, J. (2015). New Lower-Limb gait asymmetry indices based on a depth camera. *Sensors (Switzerland)*, *15*(3), 4605–4623. <https://doi.org/10.3390/s150304605>
- Azqueta-Gavaldon, M., Azqueta-Gavaldon, I., Woiczinski, M., Bötzel, K., & Kraft, E. (2017). Automatic braking system and fall detection mechanism for rollators. *ACM International Conference Proceeding Series, Part F130950*, 158–161. <https://doi.org/10.1145/3121138.3121177>
- Ballesteros, J., Peula, J. M., Martinez, A. B., & Urdiales, C. (2018). Automatic Fall Risk Assessment for Challenged Users Obtained from a Rollator Equipped with Force Sensors and a RGB-D Camera. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 7356–7361. <https://doi.org/10.1109/IROS.2018.8594122>
- Ballesteros, J., Urdiales, C., Martinez, A. B., & Tirado, M. (2017). Automatic Assessment of a Rollator-User's Condition during Rehabilitation Using the i-Walker Platform. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, *25*(11), 2009–2017. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2017.2698005>
- Barban, F., Annicchiarico, R., Melideo, M., Federici, A., Lombardi, M. G., Giuli, S., Ricci, C., Adriano, F., Griffini, I., Silvestri, M., Chiusso, M., Neglia, S., Ariño-Blasco, S., Perez, R. C., Dionyssiotis, Y., Koumanakos, G., Kovačević, M., Montero-Fernández, N., Pino, O., ... Caltagirone, C. (2017). Reducing fall risk with combined motor and cognitive training in elderly fallers. *Brain Sciences*, *7*(2), 19. <https://doi.org/10.3390/brainsci7020019>
- beactive+e - Der revolutionäre E-Rollator. (n.d.). <https://www.my-beactive.de/>
- Bet, P., Castro, P. C., & Ponti, M. A. (2019). Fall detection and fall risk assessment in older person using wearable sensors: A systematic review. In *International Journal of Medical Informatics* (Vol. 130, p. 103946). Elsevier Ireland Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.ijmedinf.2019.08.006>
- Binger, M., Conway, C., Goddard, N., Jacobs, N., Pysher, C., & Whritenor, E. (2015). Project Number: P15073 Autonomous IV Stand. *New York*, 8.
- Bizovičar, N., Matjačić, Z., Stanonik, I., & Goljar, N. (2017). Overground gait training using a motorized assistive device in patients with severe disabilities after stroke. *International Journal of Rehabilitation Research*, *40*(1), 46–52. <https://doi.org/10.1097/MRR.000000000000199>
- Chalvatzaki, G., Papageorgiou, X., Maragos, P., & Tzafestas, C. (2019). *Comparing the Impact of Robotic Rollator Control Schemes on Elderly Gait using on-line LRF-based Gait Analysis*. <https://www.semanticscholar.org/paper/Comparing-the-Impact-of-Robotic-Rollator-Control-on-Chalvatzaki-Papageorgiou/50ee93114f0473b4f23e8fe1c4cd3a52956ca733>
- Chang, Y. H., Sahoo, N., Chen, J. Y., Chuang, S. Y., & Lin, H. W. (2021). ROS-based smart walker with fuzzy posture judgement and power assistance. *Sensors*, *21*(7). <https://doi.org/10.3390/s21072371>
- Chee, J. N., Gage, W. H., McIlroy, W. E., & Zabjek, K. F. (2015). Development of a video-based technique for ambulatory monitoring of foot placement with an instrumented rollator. *Journal of Rehabilitation Medicine*, *47*(3), 273–277. <https://doi.org/10.2340/16501977-1907>
- Costamagna, E., Thies, S. B., Kenney, L. P. J., Howard, D., Lindemann, U., Klenk, J., & Baker, R. (2019). Objective measures of rollator user stability and device loading during different walking scenarios. *PLOS ONE*, *14*(1), e0210960. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0210960>
- Dijkstra, B., Zijlstra, W., Scherder, E., & Kamsma, Y. (2008). Detection of walking periods and number of steps in older adults and patients with Parkinson's disease: Accuracy of a pedometer and an accelerometry-based method. *Age and Ageing*, *37*(4), 436–441. <https://doi.org/10.1093/ageing/afn097>

- Fanchamps, M. H. J., Selles, R. W., Stam, H. J., & Bussmann, J. B. J. (2018). Development and validation of a clinically applicable ARM use monitor for people after stroke. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 50(8), 705–712. <https://doi.org/10.2340/16501977-2358>
- Fotiadis, E. P., Garzón, M., & Barrientos, A. (2013). Human detection from a mobile robot using fusion of laser and vision information. *Sensors (Switzerland)*, 13(9), 11603–11635. <https://doi.org/10.3390/s130911603>
- Gait Up | Make sense of motion*. (n.d.). Gait Up | Make Sense of Motion. <https://gaitup.com/>
- GAITrite Walkway System – ProCare*. (n.d.). <https://www.procarebv.nl/product/gaitrite-walkway-system/>
- Garrote, L., Paulo, J., Perdiz, J., Peixoto, P., & Nunes, U. J. (2018). Robot-Assisted Navigation for a Robotic Walker with Aided User Intent. *RO-MAN 2018 - 27th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, 348–355. <https://doi.org/10.1109/ROMAN.2018.8525674>
- GEMINO 30 Parkinson | lichtgewicht rollator*. (n.d.). Sunrise Medical. <https://www.sunrisemedical.be/producten/gemino/30-parkinson>
- Golembiewski, C., Schultz, J., Reissman, T., Merriman, H., Walsh-Messinger, J., Jackson, K., & Bigelow, K. E. (2019). The effects of a positional feedback device on rollator walker use: a validation study. *Assistive Technology*, 1–8. <https://doi.org/10.1080/10400435.2019.1637380>
- Hajj-Moussa, G., Sayed-Kassem, A., Kozah, N., Harb, R., Arnaout, M., & Zaylaa, A. J. (2018). Prototype Advancement of the Robotic IV Pole: Preliminary Simulation. *2018 International Conference on Computer and Applications, ICCA 2018*, 71–74. <https://doi.org/10.1109/COMAPP.2018.8460430>
- Held, J. P., Klaassen, B., van Beijnum, B.-J. F., Luft, A. R., & Veltink, P. H. (2017). Usability Evaluation of a VibroTactile Feedback System in Stroke Subjects. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 4, 24. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2016.00098>
- Hirata, Y., Komatsuda, S., & Kosuge, K. (2008). Fall prevention control of passive intelligent walker based on human model. *2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS*, 1222–1228. <https://doi.org/10.1109/IROS.2008.4651173>
- Hu, R. Z. L., Hartfiel, A., Tung, J., Fakhri, A., Hoey, J., & Poupart, P. (2011). 3D Pose tracking of walker users' lower limb with a structured-light camera on a moving platform. *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshops*, 29–36. <https://doi.org/10.1109/CVPRW.2011.5981732>
- Ibraheem, M. (2010). Gyroscope-enhanced dead reckoning localization system for an intelligent walker. *ICINA 2010 - 2010 International Conference on Information, Networking and Automation, Proceedings*, 1. <https://doi.org/10.1109/ICINA.2010.5636432>
- Jiménez, M. F., Mello, R. C., Bastos, T., & Frizera, A. (2020). Assistive locomotion device with haptic feedback for guiding visually impaired people. *Medical Engineering and Physics*, 80, 18–25. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2020.04.002>
- Joly, C., Dune, C., Gorce, P., & Rives, P. (2013). *Feet and legs tracking using a smart rollator equipped with a Kinect*. [https://www.researchgate.net/publication/265592065\\_Feet\\_and\\_legs\\_tracking\\_using\\_a\\_smart\\_rollator\\_equipped\\_with\\_a\\_Kinect](https://www.researchgate.net/publication/265592065_Feet_and_legs_tracking_using_a_smart_rollator_equipped_with_a_Kinect)
- Kerkhoff, G. (2002). New perspectives in the treatment of patients with multimodal neglect and



- extinction. *Ergotherapie Und Rehabilitation*, 41, 6–15.  
[https://www.researchgate.net/publication/287893805\\_New\\_perspectives\\_in\\_the\\_treatment\\_of\\_patients\\_with\\_multimodal\\_neglect\\_and\\_extinction](https://www.researchgate.net/publication/287893805_New_perspectives_in_the_treatment_of_patients_with_multimodal_neglect_and_extinction)
- Kerkhoff, G. (2003). Modulation and rehabilitation of spatial neglect by sensory stimulation. *Progress in Brain Research*, 142, 257–271. [https://doi.org/10.1016/S0079-6123\(03\)42018-9](https://doi.org/10.1016/S0079-6123(03)42018-9)
- Kerkhoff, G., & Schenk, T. (2012). Rehabilitation of neglect: An update. In *Neuropsychologia* (Vol. 50, Issue 6, pp. 1072–1079). Pergamon. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2012.01.024>
- Kirtley, C. (2006). Clinical gait analysis : theory and practice . In *Clinical gait analysis : theory and practice*. Elsevier Churchill Livingstone.
- Klaassen, B., Bartels, P. G. H., Beijnum, B. J. F. van, & Hermens, H. (2015). The development and evaluation of an arm usage coach for Stroke survivors. *2015 9th International Conference on Sensing Technology (ICST)*, 514–519. <https://doi.org/10.1109/ICSensT.2015.7438452>
- Lea robot, de slimme rollator voor dagelijkse ondersteuning en revalidatie. (n.d.). In *Robotzorg*. <https://www.robotzorg.nl/product/lea-robot-slimme-rollator/>
- Lee, G., Jung, E. J., Ohnuma, T., Chong, N. Y., & Yi, B. J. (2011). JAIST Robotic Walker control based on a two-layered Kalman filter. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 3682–3687. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2011.5979784>
- Leitner, M. C., Hutzler, F., Schuster, S., Vignali, L., Marvan, P., Reitsamer, H. A., & Hawelka, S. (2021). Eye-tracking-based visual field analysis (EFA): A reliable and precise perimetric methodology for the assessment of visual field defects. *BMJ Open Ophthalmology*, 6(1), 429. <https://doi.org/10.1136/bmjophth-2019-000429>
- Liu, H. (Howe), McGee, M., Wang, W., & Persson, M. (2009). Comparison of gait characteristics between older rolling walker users and older potential walker users. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 48(3), 276–280. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2008.02.004>
- Martins, M., Santos, C., Frizera, A., & Ceres, R. (2015). A review of the functionalities of smart walkers. In *Medical Engineering and Physics* (Vol. 37, Issue 10, pp. 917–928). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.07.006>
- Moreira, R., Alves, J., Matias, A., & Santos, C. (2019). Smart and Assistive Walker – ASBGo: Rehabilitation Robotics: A Smart-Walker to Assist Ataxic Patients. In *Advances in Experimental Medicine and Biology* (Vol. 1170, pp. 37–68). Springer. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-24230-5\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-030-24230-5_2)
- Morone, G., Annicchiarico, R., Iosa, M., Federici, A., Paolucci, S., Cortés, U., & Caltagirone, C. (2016). Overground walking training with the i-Walker, a robotic servo-assistive device, enhances balance in patients with subacute stroke: A randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 13(1), 47. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0155-4>
- Mou, W. H., Chang, M. F., Liao, C. K., Hsu, Y. H., Tseng, S. H., & Fu, L. C. (2012). Context-aware assisted interactive robotic walker for Parkinson’s disease patients. *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 329–334. <https://doi.org/10.1109/IROS.2012.6385791>
- Moustris, G., Kardaris, N., Tsiami, A., Chalvatzaki, G., Koutras, P., Dometios, A., Oikonomou, P., Tzafestas, C., Maragos, P., Efthimiou, E., Papageorgiou, X., Fotinea, S.-E., Koumpouros, Y., Vacalopoulou, A., Karavasili, A., Nikolakakis, A., Karaiskos, K., & Mavridis, P. (2021). *The I-Walk Assistive Robot* (pp. 31–45). Springer, Cham. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-71356-0\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-030-71356-0_3)

- MTw Awinda. (n.d.). <https://www.xsens.com/products/mtw-awinda>
- Mundt, M., Batista, J. P., Markert, B., Bollheimer, C., & Laurentius, T. (2019). Walking with rollator: A systematic review of gait parameters in older persons. In *European Review of Aging and Physical Activity* (Vol. 16, Issue 1, p. 15). BioMed Central Ltd. <https://doi.org/10.1186/s11556-019-0222-5>
- Orenius, T., Paloniemi, S., Hurri, H., Kuusisto, O., Ristolainen, L., Tolonen, A., Seisto, A., Sourkatti, H., Sachinopoulou, A., Leppänen, T., Cluitmans, L., Urhema, T., Anne, R. C., Balatsas-Lekkas, A., & van Gils, M. (2020). Piloting a Smart Rollator: User experiences with technology-related motivation and physical activity. *Gerontechnology*, 20(1), 1–10. <https://doi.org/10.4017/GT.2021.20.420.01>
- Page, S., Martins, M. M., Saint-Bauzel, L., Santos, C. P., & Pasqui, V. (2015). Fast embedded feet pose estimation based on a depth camera for smart walker. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2015-June*(June), 4224–4229. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2015.7139781>
- Pasqui, V., Saint-Bauzel, L., Zong, C., Clady, X., Decq, P., Piette, F., Michel-Pellegrino, V., El Helou, A., Carré, M., & Durand, A. (2012). Projet MIRAS : Robot d'assistance à la déambulation avec interaction multimodale. In *BioMedical engineering* (Vol. 33, Issue 2). Elsevier Masson. <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01282234>
- Rast, F., & Labruyère, R. (2020). Systematic review on the application of wearable inertial sensors to quantify everyday life motor activity in people with mobility impairments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 17, 148. <https://doi.org/10.1186/s12984-020-00779-y>
- Röfer, D. T., Laue, T., & Gersdorf, B. (2009). *iWalker – An Intelligent Walker providing Services for the Elderly*.
- Sato, W., Tsuchida, Y., Li, P., Hasegawa, T., Yamada, Y., & Uchiyama, Y. (2019). Identifying the effects of assistive and resistive guidance on the gait of elderly people using a smart walker. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2019-June*, 198–203. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2019.8779556>
- Sayed-Kassem, A., Ghandour, A., Hamawy, L., Zaylaa, A., & Zaylaa, A. J. (2017). Cutting-Edge Robotic Intravenous Pole: Preliminary Design and Survey in Academic Medical Center in Lebanon. *Journal of Biomedical Engineering and Medical Devices*, 2, 124. <https://doi.org/10.4172/2475-7586.1000124>
- Sayed-Kassem, A., Kozah, N., Hajj-Moussa, G., Harb, R., Zaylaa, A. J., & Yu, H. (2020). BMIVPOT, a Fully Automated Version of the Intravenous Pole: Simulation, Design, and Evaluation. *Journal of Healthcare Engineering*, 2020. <https://doi.org/10.1155/2020/7963497>
- Schüle, S., Barth, J., Rampp, A., Rupperecht, R., Eskofier, B. M., Winkler, J., Gaßmann, K. G., & Klucken, J. (2017). Instrumented gait analysis: A measure of gait improvement by a wheeled walker in hospitalized geriatric patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 14(1), 1–11. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0228-z>
- SCompac – Smart Rollator. (n.d.). 4TU.Federation. <https://www.4tu.nl/du/en/Projects/2016-scompac-smart-rollator/>
- Sierra, S. D., Garzón, M., Múnera, M., & Cifuentes, C. A. (2019). *Human-Robot-Environment Interaction Interface for Smart Walker Assisted Gait: AGoRA Walker*. <https://doi.org/10.3390/s19132897>
- Springer, S., & Seligmann, G. Y. (2016). Validity of the kinect for gait assessment: A focused review. In

- Sensors (Switzerland)* (Vol. 16, Issue 2, p. 194). MDPI AG. <https://doi.org/10.3390/s16020194>
- Spronken Orthopedie koploper in orthopedische innovaties | Spronken Orthopedie.* (n.d.). <https://www.spronken.com/nl-be/news/detail/14/spronken-orthopedie-koploper-in-orthopedische-innovaties>
- Taghvaei, S., Hirata, Y., & Kosuge, K. (2017, May 26). Visual human action classification for control of a passive walker. *2017 7th International Conference on Modeling, Simulation, and Applied Optimization, ICMSAO 2017*. <https://doi.org/10.1109/ICMSAO.2017.7934895>
- Trejo, J., Rogel-Melgosa, V., González, S., Sedano, J., Villar, J., & Arenaza-Basterrechea, N. (2016). Rehabilitation of hemineglect of the left arm using movement detection bracelets activating a visual and acoustic alarm. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, *13*, 79. <https://doi.org/10.1186/s12984-016-0191-0>
- Vallar, G., Guariglia, C., & Rusconi, M. L. (1997). Modulation of the Neglect Syndrome by Sensory Stimulation. In *Parietal Lobe Contributions to Orientation in 3D Space* (pp. 555–578). Springer Berlin Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/978-3-642-60661-8\\_30](https://doi.org/10.1007/978-3-642-60661-8_30)
- Vicon | Award Winning Motion Capture Systems.* (n.d.). <https://www.vicon.com/>
- Wagner, S., Preim, B., Saalfeld, P., & Belger, J. (2019). Crossing iVRoad: A VR application for detecting unilateral visuospatial neglect in poststroke patients. *International Conference on Virtual Rehabilitation, ICVR, 2019-July*. <https://doi.org/10.1109/ICVR46560.2019.8994643>
- Wang, Q., Markopoulos, P., Yu, B., Chen, W., & Timmermans, A. (2017). Interactive wearable systems for upper body rehabilitation: A systematic review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *14*(1), 20. <https://doi.org/10.1186/s12984-017-0229-y>
- Wang, T., Dune, C., Merlet, J. P., Gorce, P., Sacco, G., Robert, P., Turpin, J. M., Teboul, B., Marteu, A., & Guerin, O. (2015). A new application of smart walker for quantitative analysis of human walking. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, *8927*, 464–480. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-16199-0\\_33](https://doi.org/10.1007/978-3-319-16199-0_33)
- Wang, T., Merlet, J. P., Sacco, G., Robert, P., Turpin, J. M., Teboul, B., Marteu, A., & Guerin, O. (2016). Walking analysis of young and elderly people by using an intelligent walker ANG. *Robotics and Autonomous Systems*, *75*, 96–106. <https://doi.org/10.1016/j.robot.2014.09.019>
- Werner, C., Moustiris, G. P., Tzafestas, C. S., & Hauer, K. (2018). User-Oriented Evaluation of a Robotic Rollator That Provides Navigation Assistance in Frail Older Adults with and without Cognitive Impairment. *Gerontology*, *64*(3), 278–290. <https://doi.org/10.1159/000484663>
- Wu, H. K., Chien, C. W., Jheng, Y. C., Chen, C. H., Chen, H. R., & Yu, C. H. (2011). Development of intelligent walker with dynamic support. *IFAC Proceedings Volumes (IFAC-PapersOnline)*, *44*(1 PART 1), 5980–5984. <https://doi.org/10.3182/20110828-6-IT-1002.01524>
- Wu, Hsiao Kuan, Chen, H. R., Chen, W. Y., Lu, C. F., Tsai, M. W., & Yu, C. H. (2020). A novel instrumented walker for individualized visual cue setting for gait training in patients with Parkinson's disease. *Assistive Technology*, *32*(4), 203–213. <https://doi.org/10.1080/10400435.2018.1525442>
- Yang, C. A., & Song, K. T. (2019). Control Design for Robotic Human-Following and Obstacle Avoidance Using an RGB-D Camera. *International Conference on Control, Automation and Systems, 2019-October*, 934–939. <https://doi.org/10.23919/ICCAS47443.2019.8971754>
- Zhang, H., & Ye, C. (2017). RGB-D camera based walking pattern recognition by support vector

machines for a smart rollator. *International Journal of Intelligent Robotics and Applications*, 1(1), 32–42. <https://doi.org/10.1007/s41315-016-0002-6>

Zhang, M., Sertac Artan, N., Gu, H., Dong, Z., Ganatra, L., Shermon, S., & Rabin, E. (2018). *Gait Study of Parkinson's Disease Subjects using Haptic Cues with A Motorized Walker*. <https://doi.org/10.20944/preprints201809.0211.v1>

Zhao, X., Zhu, Z., Liu, M., Zhao, C., Zhao, Y., Pan, J., Wang, Z., & Wu, C. (2020). A Smart Robotic Walker With Intelligent Close-Proximity Interaction Capabilities for Elderly Mobility Safety. *Frontiers in Neurorobotics*, 14. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2020.575889>