

Rapport WP4-M6

Bestaande AI algoritmes en libraries voor bewegingsdetectie uit camera- of multichannel sensordata

Introductie

In het werkpakket AI (WP4) werd een review gemaakt van welke AI algoritmes en libraries toepasbaar zijn voor de smart device in het SAIRE project. Hieronder behandelen we de verschillende uitdagingen voor de beoogde smart devices. We beschrijven de verschillende probleemstellingen en de AI algoritmes die hiervoor kunnen toegepast worden.

Smart Rollator

Introductie

Voor de smart rollator willen we in eerste instantie ons richten op het meten van de afstand tot de rollator en een aantal ganganalyse parameters zoals de stap- en paslengte, stapbreedte, cadans, doublesupport en swing time en stapsnelheid. In tegenstelling tot bijvoorbeeld motion capture met het vicon systeem (*Vicon | Award Winning Motion Capture Systems*, n.d.), staan sensoren bij ons niet vast geïnstalleerd maar gemonteerd op de rollator, waardoor eigenlijk de beweging en positie relatief tot de rollator gemeten wordt. Om de metingen te vertalen naar absolute posities moeten we ook de beweging van de rollator bepalen. Een eenvoudige methode hiervoor kan bijvoorbeeld in volgende 3 stappen:

1. Bepaal eerste de tijdstippen wanneer één voet grondcontact maakt en wanneer dezelfde voet grondcontact verliest.
2. Bepaal continue de relatieve positie van deze voet ten opzichte van de rollator tussen deze tijdstippen.
3. In de veronderstelling dat de absolute positie van de voet tijdens grondcontact ongewijzigd blijft, kan je de afgelegde afstand van de rollator afleiden aan de hand van het verschil in relatieve posities.

We gaan er vanuit dat de patiënt wandelt en er dus telkens minstens één voet is die grond contact behoudt, zodoende men continue de verplaatsing van de rollator kan bepalen en men eveneens de voetposities tijdens grond contact kan vertalen naar absolute waarden. Daarna zijn alle bovenstaand genoemde ganganalyse parameters simpel af te leiden (Chee et al., 2015).

Deze eenvoudige methode werkt prima indien men rechtdoor wandelt, maar is minder geschikt bij het nemen van bochten als we de absolute verplaatsing in 2 dimensies willen bepalen. Ondanks deze tekortkoming verwachten we dat de geïntroduceerde fout bij de ganganalyse parameters eerder beperkt blijft.

Hieronder behandelen we eerst de methodes voor het bepalen van relatieve posities van de voet en het bepalen van het tijdstip van grondcontact. Daarna gaan we dieper in op methodes om de absolute verplaatsing nauwkeuriger te bepalen, in het bijzonder tijdens het nemen van bochten.

Motion capture

Er zijn gaandeweg 2 manieren voor motion capture. De eerste is aan de hand van inertiaële sensoren (*MTw Awiinda*, n.d.). Vanuit praktische overweging zullen we deze sensoren niet gebruiken om de patiënt te monitoren, aangezien het aanbrengen van de sensoren op de patiënt het gebruiksgemak van de toepassing sterk verminderd. Echter kunnen we ze wel gebruiken voor validatie tijdens het

testen van de meetnauwkeurigheid. Daarnaast overwegen we de rollator wel uit te rusten met een inertie sensor (IMU) om zo de absolute positie bepaling te verbeteren via sensor fusion. Later in dit rapport wordt dit verder besproken. De andere manier voor motion capture is via computer vision waarbij we trachten de positie van bijvoorbeeld de voet in 3 dimensies te bepalen. Computer vision wordt hier ruim geïnterpreteerd en duidt niet enkel op het waarnemen van zichtbaar licht, maar ook op het waarnemen van infra rood licht of van geluidspulsen (sonar), radiogolven (radar) en laserpulsen (lidar). Er zijn 2 type sensoren voor computer vision, namelijk passieve sensoren die enkel waarnemen zoals een gewone camera. Daarnaast heb je actieve sensoren zoals radar, sonar, lidar, time-of flight camera's waarbij de sensor zelf eerste een signaal uitstuurt en de weerkaatsing van het signaal waarneemt.

Bepaling relatieve positie van de voet

RGB-D camera

RGB-D camera's zijn actieve sensoren en sturen met een infrarood projector een onzichtbaar patroon uit en neemt met een infra rood camera de weerkaatsing van objecten waar. Uit de projectie (vervorming) van het patroon zal men het dieptezicht afleiden die dan wordt gemapt op het beeld van een gewone camera. De gebruikte AI technieken zijn ingebouwd in de sensor zelf waardoor je direct aan de slag kan met het diepte beeld. Deze actieve camera's hebben een redelijk goede nauwkeurigheid en zijn relatief goedkoop en zijn daarom redelijk populair zo ook bij verschillende prototype smart rollators in onderzoek (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; Moustris et al., 2021; Page et al., 2015; Werner et al., 2018; Zhang & Ye, 2017). Echter kan direct zonlicht de nauwkeurigheid van dieptezicht kan benadelen. Bepaalde recente RGB-D camera's zoals de intel realsense depth camera (*Depth Camera D435i – Intel® RealSense™ Depth and Tracking Cameras*, n.d.) gebruikt voor het SAIRE project zijn hier tegen beter bestand.

Vertrekkend van het dieptebeeld kan men de positie van de voet en/of andere ledematen gaan bepalen. Men kan hierbij 2 verschillende aanpakken onderscheiden, namelijk een bottom-up en een top-down aanpak. Bij een bottom-up vertrekt men van het dieptebeeld waarbij met segmentatie de vloer en achtergrond eerst wordt weggehaald, daarna zoekt men de positie van de top van voet (doorgaans voor en onder het beeld) en werkt men naar boven toe om de positie van de enkel, been, knie, ... te bepalen. Bij een top-down aanpak vertrekt men van een menselijk model van de onderste ledematen. Gegeven een veronderstelde positie configuratie van de ledematen, berekent men de kans om het diepte beeld waar te nemen. Via een zoek algoritme vind men dan de positie configuratie die best overeenkomt met het waargenomen dieptebeeld. De top-down aanpak geeft weliswaar een beter nauwkeurigheid maar is computationeel veel zwaarder dan bottom-up.

Momenteel werd al een eerste simpele bottom-up methode uitgetoetst in WP3. Hierbij wordt eerst gekalibreerd door een diepte beeld van de omgeving zonder de patiënt te bepalen. Daarna wordt het omgevingsbeeld afgetrokken van het huidige dieptebeeld met de patiënt. Als resultaat verkrijgt men een dieptebeeld zonder de rollator poten en vloer en behoud men enkel de voeten en eventueel ander objecten op de achtergrond. Men kan vervolgens de top van beide tenen bepalen en zo de relatieve afstand tot de voet bepalen.

In een andere bottom-up methode wordt tijdens kalibratie eerst het vlak van de vloer bepaald. Daarna worden alle punten getransformeerd zodat de vloer overeenkomt met het XY vlak. Indien de voet z-waarde onder een threshold (dicht bij 0) bevindt, kan het tijdstip van grondcontact van de voet bepaald worden.

In eerste instantie zullen we de RGB-D camera gebruiken om de relatieve afstand tot de rollator te bepalen en vervolgens de gangparameters te bepalen. Zowel een bottom-up als een top-down methodes kunnen geëvalueerd worden waarbij we de meet nauwkeurigheid bepalen door te vergelijken met andere meetmethodes zoals de gaitrite mat (*GAITrite Walkway System – ProCare*, n.d.), gait up imu sensoren (*Gait Up | Make Sense Motion*, n.d.), vicon camera systeem die ter beschikking staan in het VUB Lab in Jette.

RGB camera

We verwachten dat de nauwkeurigheid van RGB-D camera voldoende is om de resultaten als ground truth te gaan beschouwen zodat we bij een test opstelling gelijktijdig goedkopere camera's uitproberen en zo de AI technieken daarmee gemakkelijk kunnen vergelijken met deze ground truth. Er zijn verschillende methodes om vanaf 1 of gewone meerdere camera's een diepte beeld te verkrijgen. Hieronder worden er enkele besproken die toepasbaar zijn voor de smart rollator

Door gebruik te maken van de dispariteit (verschuiving van posities) bij een linker en een rechter camerabeeld kan men een diepte beeld afleiden vergelijkbaar met hoe hersenen het beeld van linker en rechter oog verwerken naar een dieptezicht. Aan de hand van overeenkomstige punten tussen het linker en rechter beeld kan men dan een 3d beeld bepalen. Het hoofdprobleem hierbij is het bepalen van welke pixel het linker en rechter beeld overeenkomen. Dit gebeurt aan de hand van simpele textuur features (*3D Reconstruction from 2D Images Using Binocular Disparity.*, n.d.). Eveneens is de geometrie tussen verschillende kijkhoeken goed begrepen zodat overeenkomstige punten nauwkeuriger bepaald kunnen worden. Het vooraf opleggen van een veronderstelde vlakheid van de oppervlakken kan de nauwkeurigheid verder verhogen. Een goede belichting is bij deze techniek cruciaal om tot een goed resultaat te bekomen.

Naast 2 camera kan men ook met meerder camera's werken. Zo kan men tot zeer nauwkeurige positie bepaling komen met bijvoorbeeld het vicon motion capture systeem. Daarbij gebruiken ze een tal van hoge resolutie camera's met hoge frame rate. Door gebruik van merkers op het lichaam bepaald men de posities van een aantal punten op het lichaam. Daarnaast kan men het vicon systeem uitbreiden met de theia software om zonder merkers een eveneens hoge nauwkeurige positiebepaling te bekomen. Theia gebruikt daarvoor deep learning modellen die verschillende punten op het lichaam herkennen (*Theia Markerless - Markerless Motion Capture Redefined*, n.d.).

Behalve deze techniek kan men één enkele camera gebruiken en deze verplaatsen naar een andere positie. Uit verschillende beelden van dezelfde scene kan men analoog met 2 camera's een diepte beeld reconstrueren. Bij de rollator staat de camera vast gemonteerd op de rollator, maar door het verplaatsen van de rollator wordt eveneens de camera verplaatst en indien men deze verplaatsing kent en de voeten niet van positie veranderd zijn, zou deze techniek direct toegepast kunnen worden. Echter kunnen we niet hiervan uitgaan, maar eventueel in combinatie met de optical flow techniek kan men mogelijks tot goede resultaten bekomen (Gibson, 2013). Bij optical flow wordt bepaald hoe verschillende punten bewegen op het beeld in een video sequentie. Ook hier worden overeenkomstige punten gezocht door de texture eigenschappen te vergelijken. Hierdoor kan men bepalen hoe zowel de rollator zich verplaatst, door te kijken naar de verplaatsing van het grond oppervlak en achtergrond, als hoe de voeten en benen zich relatief verplaatsten ten opzichte van de rollator.

Andere 3D aanwijzingen kunnen eveneens gehaald worden uit één enkel beeld zoals occlusie (bijvoorbeeld één been blokkeert het zich van het andere been), de texture van herhalende patronen, schaduw en belichting van objecten. Ook voor bekende objecten (in ons geval bijvoorbeeld voeten, benen) zijn er technieken die vanuit een model van het object de positie en

oriëntatie kunnen afleiden. Ook de ruimtelijke relatie tussen objecten zoals de proporties van het lichaam (bvb voet ten opzichte van het been) en de positie van het lichaam (bvb één voet is altijd op de grond), kunnen belangrijke aanwijzingen geven.

Ook met behulp van machine learning technieken kan men uit één enkel beeld een 3D reconstructie maken van een gekend object indien men tal van voorbeeld foto's heeft van gelijkaardige objecten zoals bijvoorbeeld vogels (Kanazawa, Tulsiani, et al., 2018). Eveneens kan men een lichaamspose afleiden uit één enkel beeld afleiden door het schatten van de positie en hoek van afzonderlijke gewrichten (Kanazawa, Black, et al., 2018)

Bepaling positie rollator

Zoals eerder al aangehaald is de verplaatsing van de rollator van belang om de relatieve positiebepaling van de voeten om te zetten naar absolute posities. De meest eenvoudige manier hiervoor is gebruik te maken van odometer op de 2 wielen. Odometers meten het aantal rotaties van elk wiel waardoor men het afgelegde traject en snelheid kan bepalen. Alhoewel odometer relatief goedkoop zijn, opteren we in eerste opzet geen odometer te gebruiken aangezien we er voor kiezen voor een device die gemakkelijk op een rollator kan gemonteerd worden, wat niet het geval is indien we een odometer in het wiel moeten integreren. Als alternatief kunnen we een IMU sensor gebruiken. Er is reeds een IMU sensor geïntegreerd in RGB-D camera, maar deze kan eveneens afzonderlijk op de rollator geplaatst worden mochten we andere type camera's gaan gebruiken.

IMU sensor & sensor fusion

De 9DOF IMU sensor meet versnelling, de hoekrotatie en de , de oriëntatie (eigenlijke magnetische kracht) telkens in de 3 dimensies (x/y/z). Deze 9 meetwaarden worden via sensor fusion gebruikt om snelheid en de positie te traceren. Deze sensor fusion word typisch al ingebouwd in de sensor zelf. Het nadeel van IMU sensoren is dat de sensor drifting met tijd verhoogt. Een oplossing is om bijkomende informatie te gebruiken, bijvoorbeeld als men het tijdstip kan bepalen wanneer de rollator stil staat, bijvoorbeeld door de hierboven beschreven optic flow techniek toe te passen op het camera beeld. Ook beschreven we reeds 2 technieken om de verplaatsing van de rollator af te leiden, namelijk door te redeneren over de verplaatsing van de voeten met de veronderstelling dat minimum 1 voet grondcontact behoud en daarnaast door de beweging van het grondoppervlak te bepalen via optical flow. Daarnaast is de IMU sensor gevoelig genoeg om kleine kanteling naar links of rechts te meten tijdens het wandelen. Zo zal men een lichte kanteling naar links meten indien der rechter voet geen grondcontact heeft. Al deze informatie over verplaatsing kan men combineren met sensor fusion om de nauwkeurigheid van de positiebepaling te verbeteren. Een vaak gebruikte techniek hiervoor is de kalman filter, maar andere methodes zoals hidden markov models, dempster-Shafer theory, Bayesian networks en Convolutional Neural Networks worden gebruikt.

Smart Infuushouder

Inleiding

De hoofdfunctie bij de infuushouder is om het patiënt op een veilige manier te volgen. Dit komt overeen met wat men typisch in robotics gaat oplossen. We kiezen er dan ook voor om een platform voor robotics te gebruiken om de infuushouder te implementeren namelijk het Robot Operating System (ROS). Dit is een open source middleware die op linux draait. Via ROS is het mogelijk om sensor data uit te lezen en de actoren te gaan aansturen via gestandaardiseerde berichten. Daarnaast bevat ROS tal van libraries voor state-of-the-art algoritmes voor lokalisatie,

traject planning en control en obstructie detectie. Een ander voordeel is de integratie van 3D robotics simulators zoals Gazebo, waardoor we de implementatie van de smart infuushouder gemakkelijk eerst in een simulator kunnen uittesten vooraleer we dit in de echte wereld uitvoeren.

Hieronder geven we een omschrijving van de belangrijkste componenten in de architectuur van zo'n implementatie.

Robot perceptie

Vooraleer de infuushouder een actie kan plannen moet de interne status en de status van de omgeving, in ons geval de patiënt en mogelijke nabije obstructies, bekend zijn. Het proces om deze status te bepalen wordt de robot perceptie genoemd. Op basis van de sensor data wordt dan een zo goed mogelijke benadering gezocht van de werkelijke status. Net zoals eerder besproken bij de smart rollator kunnen verschillende actieve passieve sensoren gebruikt worden. Hier gaan we ook kiezen om in eerste aanvang te vertrekken van een RGB-D camera. Maar ook één of meerdere gewone camera's, of een Lidar of enkele simpele ultrasonic range sensor zouden kunnen gebruikt worden. Op basis van de sensor is het belangrijk om de te volgen patiënt en mogelijke obstructies te detecteren en te lokaliseren. Voor detectie van de patiënt kan men object detectie model gaan gebruiken. Bijvoorbeeld kan men een voet detector gaan trainen op basis van pre-trained deep learning modellen. In WP3 werd voor de toepassing van de smart rollator reeds een dergelijk voetdetectie model getrained op basis van deep learning modellen van Yolo (Redmon et al., 2016). Ook andere technieken kunnen overwogen worden zoals de adaboost (Freund & Schapire, 1996) die veel minder rekenintensief is zodat de batterij langer kan meegaan. Natuurlijk is het detecteren van voeten niet voldoende om de te volgen patiënt te kunnen detecteren. Namelijk kunnen de gedetecteerde voeten van een ander persoon zijn zoals een andere patiënt of een zorgverlener. Het volgen van een ander persoon zou grote risico's met zich meebrengen en naar veiligheid toe moet dit absoluut vermeden worden. Als extra info zouden we gebruik maken van time of flight sensoren die dan zowel bevestigd worden aan de infuushouder als aan de patiënt bvb aan een arm- of enkelband. Dit kan eventueel geïntegreerd worden in bestaande identificatiebandjes die patiënten momenteel al dragen. De time-of-flight geeft weliswaar niet weer in welke richting de patiënt zich bevind, maar geeft wel een zeer exacte afstandsmeting tot de patiënt. Het monitoren of deze afstand overeenkomt met de gedetecteerde voeten en bijhorende afstand bepaald door de RGB-D camera, zou voldoende kunnen zijn om te garanderen dat de correcte persoon betrouwbaar gedetecteerd en gelokaliseerd wordt. Voor detectie van obstructies is het minder van belang om te weten wat de obstructie juist is, maar wel of het een bewegend object is zoals een andere patiënt of een kar, en of het een statisch object is bijvoorbeeld een muur. Hiervoor hoeven we niet direct machine learning technieken te gebruiken om het object te classificeren, maar is enkel belangrijk om de obstructie te lokaliseren.

Bij robotics wordt vaak gebruik gemaakt van SLAM wat staat voor simultaan lokalisatie en mapping (Montemerlo et al., 2002). In ons geval is het niet noodzakelijk om de volledige omgeving in kaart te brengen aangezien het plannen van het traject veel eenvoudiger is dan bij volledig autonome robots, en kunnen we ons beperken tot een tijdelijk lokale map van waar de patiënt en mogelijke obstructies zijn bevinden en is het niet nodig om exact de locatie van de infuushouder te kennen binnen het gebouw. Echter kan uit veiligheidsredenen wel overwogen worden om de lokalisatie van de infuushouder wel te gaan bijhouden om bijvoorbeeld aangepaste acties uit te voeren in complexe of gevaarlijke omgevingen. Zo zou je eventueel een bestaande map van het ziekenhuis kunnen koppelen die aangeeft waar de kamer is die op zich al een complexe omgeving is (bvb smalle doorgang langs bed) of aangeven waar de lift zich bevinden. Een lift zou een zeer gevaarlijke omgeving kunnen zijn als de patiënt in de lift zich bevind en de infuushouder er nog buiten staat en

de liftdeur vervolgens dicht gaat. Ook het lokaliseren van een docking oplaadpunt is eventueel interessant. In eerste instantie gaan we beperken tot een zeer lokale map van de omgeving zonder de volledige omgeving in kaart te brengen. Toch blijft het SLAM techniek hier grotendeels nuttig. Net zoals bij de smart rollator kunnen hierbij Kalman filters gebruikt worden om met sensor fusion de lokalisatie van patiënt en mogelijke obstructies nauwkeuriger te bepalen.

Planning & control

Nu we de locatie kunnen monitoren van de patiënt en mogelijke obstructies, moet vervolgens een actie gepland worden om de patiënt te volgen. Mogelijke objectieven hierbij zijn om de patiënt op een veilige afstand te volgen, bijvoorbeeld binnen een minimum en een maximum bereik, een optimale positie te behouden, bijvoorbeeld zijwaarts aan de kant van de infuus arm, onveilige situaties met de infuus slang voorkomen zoals tractie en oprollen rond de infuushouder, vermijden van het haperen van de slang, het zacht voortbewegen zonder te veel bruusk starten en remmen, en uiteraard obstructies vermijden op een veilige afstand. Een eerste stap is te bepalen wat de bewegingsvrijheid is van de infuushouder. Hierbij wordt de eigenlijke 3D ruimte op een meer dimensionele configuratie ruimte afgebeeld (Lozano-Pérez, 1983). Deze configuratie ruimte wordt bepaald door hoe de robot zich kan configureren (Degree of freedoms). De infuushouder kan zich in 2 dimensies (x- en y-as) voortbewegen en kan roteren wat dus neerkomt op een 3 dimensionele configuratie ruimte. We beschouwen de acties als high level en niet de als low level acties op niveau van de motor controller. De ruimte waarin men binnen deze configuratie ruimte kan bewegen hangt af van de obstructies en wordt mede bepaald door de fysische omvang van de robot, dus hier vooral de voet en de stang van de infuushouder. Deze mapping naar configuratie kan vrij snel zeer complex worden, bijvoorbeeld als we eveneens de infuus slang als onderdeel zien van de robot (vergelijkbaar met een robot arm). Zo zal een dichtere afstand de slang meer doen hangen waardoor die kan blijven haperen aan een laag object zoals een bed, een krukje, of zal rotatie van de infuushouder de slang doen oprollen of zal een te grote afstand tractie veroorzaken. Hier moet verder onderzocht worden of het incorporeren van de infuus slang de configuratieruimte niet nodeloos complex maakt en of dit eventueel vereenvoudigd kan worden door een paar versimpelde beperkingen omtrent de veiligheid van de infuus slang, bijvoorbeeld sowieso verbieden dat een object onder de slang door gaat, of en maximale hoek van de infuus ten op zichte van de patiënt zodat de infuus nooit kan oprollen. Daarnaast zouden we echter ook een systeem kunnen voorzien dat de infuushouder de infuus slang zelf kan manipuleren in hoogte of mee roteren. Dit resulteert dan ook in extra dimensies in de configuratie ruimte daarmee ook in complexere mapping.

In een volgende stap 'motion planning' zal men gaan zoeken naar een path in de configuratie ruimte om een bepaalde doel te bereiken (Choset et al., 2005). Merk op dat als men als doel heeft om de patiënt te volgen, wat neer komt op terug naar een aanvaardbare veilige afstand te komen, dit kan vertaald worden naar heel wat doel eindbestemmingen in de configuratieruimte. Zo zal wat meer links of meer achteraan, iets geroteerd,... allemaal binnen een aanvaardbare doel vallen. Meerdere technieken werden ontwikkelt voor het zoeken van een path zoals visibility graphs (Lozano-Pérez & Wesley, 1979), vornoi diagrams, cell decomposition, randomized motion planning, rapidly-exploring random trees (Kuffner & La Valle, 2000), trajectory optimization for kinematic planning. Elk heeft zijn voor en nadelen. Hier zal verder onderzocht worden welke best in aanmerking komt rekening houden met de beste compromis tussen rekeningintensiteit (dus batterijduur) en het garanderen van zachte beweging zonder bruusk starten en remmen en het optimaliseren van vooropgestelde objectieven zonder veiligheid.

Eenmaal we een path hebben moeten we, aangezien we de configuratie ruimte op hoger level definiëren (x ,y en rotatie) , dit nog vertalen naar low level acties (policy) op niveau van de motor

controllers per wiel. Dit noemen we trajectory tracing control. Aangezien het moeilijk is om alle fysische wetten in rekening te nemen (bvb wat is de grip op de ondergrond) is er nood aan bij te sturen indien men afwijkt van het vooropgestelde traject wat men typisch doet in een close loop systeem. Verschillende van simpele zoals de P controller tot meer complexe controllers als de PD controller of PID controller kunnen hiervoor gebruikt worden.

Indien er onzekerheid is over de doelbestemming, bijvoorbeeld wanneer we niet zeker zijn of de gedetecteerde voeten van de patiënt zijn, is het toch mogelijk om motion planning te doen. We plannen dan met wat we weten en proberen we met gerichte acties meer informatie te verkrijgen. Bijvoorbeeld het verplaatsen van de infuushouder kan verifiëren of de Time of flight sensor data overeenstemt met de gedetecteerde locatie van de voeten om zo te verifiëren dat de vouten overeenkomen met de te volgen patiënt. Dit noemen we online planning waarbij men gebruikt maakt van of een partially observable markov decision process (POMDP).

Interactie tussen mens en infuushouder

Aangezien we hier met een menselijke factor te maken hebben, kan men niet met zekerheid weten wat de volgende acties zullen zijn van de te volgen patiënt of mogelijke passanten. Ideaal kunnen we de menselijke acties redelijk nauwkeurig voorspellen en zo anticiperen om zo op een vloeiendere en zachtere manier de patiënt te kunnen volgen. Anderzijds is het mogelijk dat de patiënt zich anders gaat gedragen, bijvoorbeeld zijn gang pas aanpassen, door de acties die de automatische infuushouder uitvoert. Optimaal zijn de acties van infuushouder voorspelbaar voor de patiënt (Ziebart et al., 2009). Optimaal zijn objectieven (cost function) van de infuushouder en patiënt dezelfde en werken ze bij wijze van spreken samen om een doelbestemming te bereiken. We spreken dan van een joint agent (Sefidgar et al., 2017).

De objectieven van een patiënt kan misschien verschillen van persoon tot persoon. Deze objectieven kunnen dan eventueel aangeleerd worden via Reinforcement learning wat neerkomt op preference learning (Bagnell & Schneider, 2001). Zo kan de patiënt feedback geven bijvoorbeeld door de infuushouder zelf bij te sturen naar een gewenste positie. Menselijke gedrag kan eventueel gemodelleerd worden zodat objectieven aangeleerd kunnen worden in een simulator.

Bibliografie

3D reconstruction from 2D images using binocular disparity. (n.d.). Retrieved October 7, 2021, from <https://github.com/youngseok-seo/stereo-vision>

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

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>

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>

- Bagnell, J. A., & Schneider, J. G. (2001). Autonomous helicopter control using reinforcement learning policy search methods. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2, 1615–1620. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.2001.932842>
- 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>
- 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>
- Choset, H., Lynch, K. M., Hutchinson, S., Kantor, G. a., Burgard, W., Kavraki, L. E., & Thrun, S. (2005). *Principles of Robot Motion Theory, Algorithms, and Implementations*. 2007(C), 603.
- Depth Camera D435i – Intel® RealSense™ Depth and Tracking Cameras. (n.d.). Retrieved October 7, 2021, from <https://www.intelrealsense.com/depth-camera-d435i/>
- Freund, Y., & Schapire, R. (1996). Experiments with a New Boosting Algorithm. *Undefined*.
- 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>
- Gibson, J. J. (2013). The Ecological Approach To Visual Perception. *The Ecological Approach To Visual Perception*. <https://doi.org/10.4324/9780203767764>
- 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>
- 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
- Kanazawa, A., Black, M. J., Jacobs, D. W., & Malik, J. (2018). End-to-End Recovery of Human Shape and Pose. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, 7122–7131. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2018.00744>
- Kanazawa, A., Tulsiani, S., Efros, A. A., & Malik, J. (2018). Learning Category-Specific Mesh Reconstruction from Image Collections. *Lecture Notes in Computer Science (Including Subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, 11219 LNCS, 386–402. <https://arxiv.org/abs/1803.07549v2>
- Kuffner, J. J., & La Valle, S. M. (2000). RRT-connect: an efficient approach to single-query path planning. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2, 995–1001. <https://doi.org/10.1109/ROBOT.2000.844730>
- Lozano-Pérez, T. (1983). Spatial Planning: A Configuration Space Approach. *IEEE Transactions on*

- Computers*, C–32(2), 108–120. <https://doi.org/10.1109/TC.1983.1676196>
- Lozano-Pérez, T., & Wesley, M. A. (1979). An Algorithm for Planning Collision-Free Paths Among Polyhedral Obstacles. *Communications of the ACM*, 22(10), 560–570. <https://doi.org/10.1145/359156.359164>
- Montemerlo et al. (2002). *FastSLAM: A Factored Solution to the Simultaneous Localization and Mapping Problem*. https://www.researchgate.net/publication/224773156_FastSLAM_A_Factored_Solution_to_the_Simultaneous_Localization_and_Mapping_Problem
- 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
- 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>
- 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
- MTw Awinda. (n.d.). <https://www.xsens.com/products/mtw-awinda>
- 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>
- Redmon, J., Divvala, S., Girshick, R., & Farhadi, A. (2016). You only look once: Unified, real-time object detection. *Proceedings of the IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2016-December*, 779–788. <https://doi.org/10.1109/CVPR.2016.91>
- Sefidgar, Y. S., Agarwal, P., & Cakmak, M. (2017). Situated Tangible Robot Programming. *ACM/IEEE International Conference on Human-Robot Interaction, Part F127194*, 473–482. <https://doi.org/10.1145/2909824.3020240>
- Theia Markerless - Markerless Motion Capture Redefined*. (n.d.). Retrieved October 7, 2021, from <https://www.theiamarkerless.ca/>
- Vicon | Award Winning Motion Capture Systems. (n.d.). <https://www.vicon.com/>
- Werner, C., Moustris, 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>
- 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>
- Ziebart, B. D., Ratliff, N., Gallagher, G., Mertz, C., Peterson, K., Bagnell, J. A., Hebert, M., Dey, A. K., & Srinivasa, S. (2009). Planning-based prediction for pedestrians. *2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IROS 2009*, 3931–3936.

<https://doi.org/10.1109/IROS.2009.5354147>