

Driedimensionale ambulante bewegingsanalyse; al bruikbaar in de (bedrijfs)fysiotherapeutische praktijk?

Ir. C.T.M. Baten
Roessingh Research Development, Enschede

F.J.B. Geerdink
Revalidatiecentrum 't Roessingh, Enschede

Prof. dr. J.H. van Dieën
Onderzoeksinstituut MOVE,
Faculteit der Bewegingswetenschappen, Vrije Universiteit Amsterdam, Amsterdam

Correspondentieadres
De heer ir. C.T.M. Baten
Roessingh Research and Development
Roessinghsbleekweg 33b
7522 AH Enschede
E: c.baten@rrd.nl

De voortschrijdende miniaturisatie van elektronische componenten die begin 1990 in gang werd gezet, heeft geleid tot een sterke ontwikkeling van de ambulante driedimensionale (3D) bewegingsanalyse. De doorbraak kwam met de combinatie van verschillende typen bewegingsgevoelige sensoren in één module, de 'sensor fusion aanpak', waarmee onvolkomenheden van de verschillende typen sensoren zijn geëlimineerd en de sterke punten ervan versterkt. Met de door partners van het Nederlandse FreeMotion onderzoeksconsortium ontwikkelde sensormodules en berekenmethoden, kan in real-time de absolute 3D-hoekoriëntatie van de sensoren accuraat berekend worden. In praktische meetsituaties waarin de kwaliteit van de bepaling nog wordt beperkt door de nabijheid van sommige soorten metalen objecten, kan deze beperking door een verstandig protocol effectief worden omzeild. Geïnstrumenteerde schoenen zijn in ontwikkeling waarmee de complete grondreactiekracht nauwkeurig kan worden gemeten. Ook zijn toepassingen in combinatie met EMG-meting ontwikkeld.

Voor een haalbare en zinvolle toepassing van deze technologie in de praktijk zijn oplossingen gerealiseerd voor: het gemakkelijk aanbrengen van sensoren (onder andere een sensorpak), draadloze dataoverdracht, snelle automatische kalibratieprocedures, preventie en eliminatie van zowel bewegingsartefacten als van verstoring van de sensorwerking door nabijheid van sommige soorten metalen objecten, een efficiënte en effectieve toepassingsafhankelijke presentatie en visualisatie van de data, en ondersteuning van de professionele gebruikers door experts op afstand. Momenteel worden praktische toepassingen onderzocht die de klinische besluitvorming ondersteunen tijdens de revalidatie van bijvoorbeeld CVA-patiënten, patiënten met een voorste-kruisbandplastiek en prothesegebruikers. Ook toepassing als 'coaching tool' in de sport is onderwerp van studie. Rond arbeidsgerelateerde klachten worden applicaties onderzocht voor de intakeselectie van revalidatieprogramma's van chronisch lage rugpijnpatiënten en voor het volgen en coachen tijdens het revalidatieproces. Daarnaast zijn applicaties ontwikkeld voor het accuraat bepalen van de daadwerkelijke rugbelasting over vele uren tijdens het normale werk of in de thuis-situatie. Als ondersteunende methode voor de toepassingen over langere tijd is een trainbare methode voor activiteitenmonitoring ontwikkeld.

Verwacht wordt dat het draagbare karakter, de geringe afmetingen, de praktische en snelle toepassing, de accuraatheid, de mogelijkheden om verstoringen door nabijheid van sommige metalen objecten te omzeilen, de krachtige real timerepresentatie en visualisatiemogelijkheden en de relatief lage kosten tot gevolg hebben dat ambulante 3D-bewegingsanalysemethoden op grote schaal ingezet gaan worden om een bijdrage te leveren aan een verbeterde besluitvorming in klinische revalidatie en primaire en secundaire preventie van arbeidsgerelateerde klachten. Deze verwachting wordt vooralsnog bevestigd door de eerste ervaringen met de diverse praktische applicaties.

In het laatste decennium heeft de ambulante 3D-bewegingsanalyse zich technisch sterk ontwikkeld.¹⁻⁴ Hiermee zijn nieuwe mogelijkheden ontstaan voor praktische toepassing van objectieve metingen in de preventieve diagnostiek en behandeling van aandoeningen van het bewegingsapparaat. Ten eerste kunnen deze methoden worden ingezet in standaard klinische tests, die kort duren en meestal bij de clinicus plaatsvinden. Daarnaast komen metingen 'in het veld' binnen bereik, bijvoorbeeld

bij de patiënt thuis en tijdens het werk.

Dit artikel bespreekt mogelijkheden en uitdagingen van de nieuwe ambulante 3D-bewegingsanalysemethoden voor de praktische toepassing in voorkomen en behandelen van (arbeidsgerelateerde) klachten, geïllustreerd met behulp van een aantal voorbeelden uit de praktijk.

Korte review van huidige methoden

Om de belastingsblootstelling tijdens het werk vast

te stellen staan de ergonoom en de bedrijfsfysiotherapeut traditioneel slechts observatiegereedschappen ter beschikking. Naast het rechtsreeks subjectief observeren en beoordelen van de werkplek en het werkgedrag is er in de loop der jaren een aantal methoden ontwikkeld om hier enige systematiek en objectiviteit in aan te brengen, met als belangrijkste de methode die is ontwikkeld door het Amerikaanse National Institute of Occupational Safety and Health de NIOSH-tilvergelijking⁵ – in Nederland online aangeboden door de FNV⁶ – en de Ovako Working posture Analysis System (OWAS) methode,⁷ online beschikbaar met behulp van de software Winowas.⁸ De eerste methode gebruikt een aantal statische maten die horen bij een tilactiviteit, zoals ‘horizontale afstand tot het object’ en ‘te tillen hoogte’, om vervolgens het maximale gewicht aan te geven dat in die situatie getild zou mogen worden om risico’s op rugklachten te vermijden. Ook zaken als ‘manier van vasthouden’ en ‘gladheid van de vloer’ worden hierin verwerkt. De tweede methode is bedoeld voor meer gestructureerde meervoudige waarneming, waarbij een observator over langere tijd (meerdere uren) elke 30 seconden een score geeft aan de houding van de diverse lichaamsdelen. Voor de rug kan hierbij bijvoorbeeld uit vier beschrijvingen worden gekozen; voor de benen uit zeven. Het gewicht van de getilde last kan worden gescoord in drie categorieën. Wanneer enkele honderden tot duizenden waarnemingen zijn verzameld, wordt hieruit een schatting gedaan van de percentages van de tijd dat bepaalde houdingcategorïeën voorkomen. Aan de hand van deze percentages worden vervolgens risico’s op het ontstaan van klachten aangegeven, aangenomen dat men dit werk de gehele achturige werkdag lang op die manier blijft uitvoeren. De NIOSH-tilvergelijking en de OWAS-methode zijn de professional behulpzaam bij het schatten van de belasting en het gericht ontwikkelen van voorstellen voor aanpassing van de arbeidsplek of het arbeidsgedrag. De methoden hebben echter belangrijke nadelen. Ten eerste zijn de beoordelingscriteria ten aanzien van ‘risico’ niet goed onderbouwd en ten tweede is de betrouwbaarheid van deze metingen

Key points

- Accurate ambulante 3D-bewegingsanalyse maakt grootschalige applicatie van geïnstrumenteerde bewegingsanalyse bij primaire en secundaire preventie van arbeidsgerelateerde klachten mogelijk.
- Snelle methoden van aanbrengen en kalibratie in combinatie met een vergaande automatisering maken toepassing in de klinische praktijk praktisch haalbaar.
- De grootste uitdaging voor deze nieuwe methoden ligt in het valideren van protocollen die een nuttig beslissingsondersteunend gereedschap vormen voor de clinicus.

beperkt, zoals beschreven door Looze *et al.*⁹ Meer objectieve en meer precieze methoden om belasting van het bewegingsapparaat te bepalen zijn beschikbaar voor toepassing in het laboratorium. Interne belasting in het lichaam kan met behulp van biomechanische analyse worden geschat. Hiervoor zijn metingen noodzakelijk van de bewegingen van proefpersonen en van krachten die van buiten op het lichaam inwerken. Meestal worden bewegingen van alle lichaamssegmenten gemeten met behulp van een optisch systeem en worden de krachten gemeten met behulp van een krachtenplatform (zie Kingma *et al.*¹⁰). Het probleem van dergelijke methoden is dat er hoge kosten mee gepaard gaan en dat toepassing in het veld vrijwel onmogelijk is. Ook leggen deze methoden vaak grote beperkingen op aan de bewegingsvrijheid van de onderzochte persoon. In de loop der jaren is voor het ambulante meten van specifiek de belasting op de rug een aantal methoden ontwikkeld en deels op de markt gebracht. Zo ontwikkelden in Nederland Snijders *et al.* een methode die is gebaseerd op een aantal goniometers en een inclinometer die op de rug wordt geplaatst.^{11,12} Een meer toegepaste methode is ontwikkeld door Marras, de Lumbar Motion Monitor (LMM) van Nexgen Ergonomics, een instrument dat enigszins lijkt op een kunstmatige wervelkolom met een bevestigingsmodule bij de heup en de borstkas.¹³ Door continu de lengte te meten van meerdere touwtjes die langs de rug door de verschillende uitsteeksels van de kunstmatige wervels lopen, wordt een schatting gedaan van buigingshoeken en buigingssnelheden in meerdere richtingen. Nadat ook voor elk tijdstip de gehanteerde lasten wat betreft vorm en gewicht handmatig in de bijbehorende software zijn ingevuld, levert deze een zogeheten risicoprofiel. Hierin wordt een inschatting gegeven van de mate van de belastingsrisico’s die onder meer gebaseerd is op geschatte nettomomenten, gecombineerd met de houdings- en bewegingsinformatie. Geen van deze methoden heeft, naast wetenschappelijke toepassing, een grootschalige toepassing gevonden als praktisch instrument voor de ergonoom of bedrijfsfysiotherapeut. Redenen hiervoor waren de te globale of niet voldoende kwaliteit van de data, een te hoge arbeidsintensiviteit voor de testafnemer, een te hoge belasting voor de werknemer, te veel beïnvloeding van de werknemer, te veel tijd voor het aan- en uitdoen, moeizame en incomplete kalibratiemethoden en/of te hoge kosten. Kortom, te veel moeite (= kosten) en te weinig baten voor de gebruiker.

Naar een nieuwe meetmethode

Gebaseerd op deze waarnemingen, en met de nieuwe technologische ontwikkelingen in het achterhoofd, is sinds begin jaren '90 van de vorige eeuw door het Nederlandse FreeMotion onderzoeksconsortium en haar voorgangers, Amber en AmbuLab, de uitdaging aangegaan om methoden te ontwikkelen die wel op grote schaal toegepast kunnen gaan worden als meetinstrument voor blootstelling aan fysieke belasting op de werkplek.^{2,3,14,15} Uitgangspunten waren en zijn nog steeds de volgende functionele eisen:

Aan de hand van deze eisen zullen huidige oplossingen en belangrijkste uitdagingen worden besproken, zoals deze worden onderzocht en ontwikkeld.

Eis 1: Ambulant Onder ambulant wordt hier verstaan dat de methode op elke gewenste plek kan worden ingezet en dat deze geen grenzen stelt aan plaats, aard en duur van de activiteit van de persoon onder studie. Een belangrijk aspect is dat de persoon niet mag worden beïnvloed door het meetstelsel en het meetstelsel niet stigmatiserend mag zijn. Een voorgestelde oplossing is schematisch weergegeven in *figuur 1*. Hierbij bevinden zich op de persoon sensoren die informatie geven over het houdings- en bewegingsapparaat zonder dat sensoren buiten het

de momenteel in ontwikkeling zijnde geïnstrumenteerde meetschoenen voor de grondreactiekracht (*figuur 3*).¹⁸ Dergelijke schoenen dienen zowel grootte, als richting en aangrijppunt van de kracht te meten. De hier ontwikkelde oplossing gebruikt een combinatie van 2 krachtsensoren onder de schoen met op elke krachtsensor ook een 3D-bewegingssensor-module.

Het lichaam kan actief invloed uitoefenen op houding, beweging en belasting door het aanspannen

Functionele eisen meetmethode

Eis 1: Ambulant De methode dient praktisch inzetbaar te zijn: onder andere draagbaar, 'wearable', betaalbaar, non-invasief/non-stigmatiserend en robuust ('any place, any time')

Eis 2: Datakwaliteit Behoud van hoge kwaliteit, detail en betrouwbaarheid van de data

Eis 3: Plaatsing/kalibratie Snelle en betrouwbare plaatsing en kalibratie

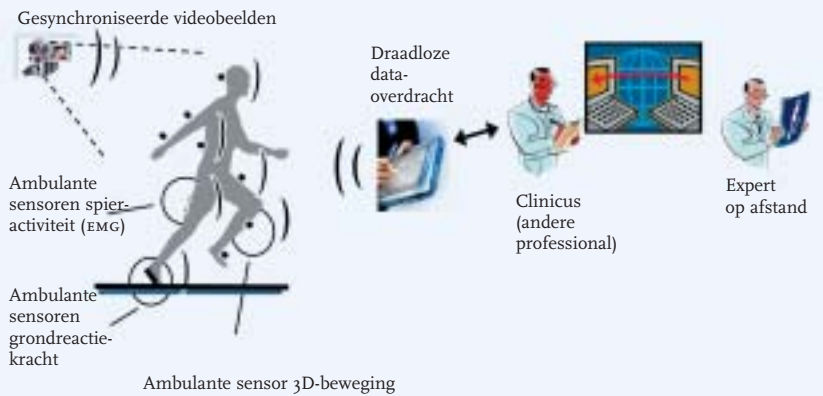
Eis 4: Interpretatieondersteuning Voor de gebruiker zinnige informatie dient helder en aansluitend bij expertise en intuïtie te worden gerepresenteerd

lichaam nodig zijn. De persoon kan hierdoor gemeten worden tijdens de uitvoering van de normale dagelijkse (werk)activiteiten. Overdracht van data vindt draadloos plaats. De proefpersoon wordt dus niet gehinderd door draden of andere fysieke verbindingen met de omgeving of over de gewrichten. De belangrijkste typen sensoren zijn: sensoren die houding en beweging meten, sensoren die krachten meten en sensoren die spieractiviteit meten.

Bewegingssensoren In de afgelopen 15 jaar heeft de ontwikkeling van bewegingssensoren centraal gestaan (*figuur 2*). In de modernste versie bewegingssensoren zijn 4 typen sensoren gecombineerd in 1 module. Doordat deze sensoren deels overlappende bewegingsinformatie leveren, is het mogelijk geworden de sterke punten van elk van de verschillend werkende sensoren elkaar te laten versterken, terwijl de nadelen van elk type kunnen worden geëlimineerd. Momenteel worden data van 3 accelerometers (lineaire versnellingen), 3 'rate' gyroscopen (hoeksnelheden), 3 magnetometers (richting/sterkte aardmagnetisch veld) en 1 temperatuursensor gecombineerd in 1 module. Moderne 'sensorfusion'-algoritmen zorgen voor een optimale combinatie van al deze signalen tot een accurate schatting van absolute 3D-stand (oriëntatie) en beweging van de sensormodule ten opzichte van een globaal assenstelsel, dat is opgespannen in de richtingen van de zwaartekracht (de verticaal) en het magnetische noorden (de horizontaal).^{16,17}

Krachtsensoren Een ambulant alternatief voor het in het laboratorium gebruikte krachtenplatform vormen

Figuur 1 Het FreeMotion concept voor ambulante 3D-bewegingsanalyse.



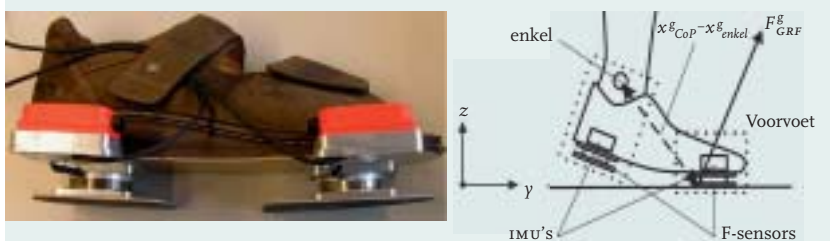
Er wordt gemeten met een 3D-bewegingssensor op elk lichaamssegment, geïnstrumenteerde schoenen en actieve EMG-elektroden voor de mate van spieraanspanning (links). Gesynchroniseerde videobeelden zorgen voor contextinformatie. Dataverzameling vindt draadloos plaats (midden); interactieve ondersteuning bij interpretatie door inhoudelijk ervaren experts vindt plaats via het internet (rechts).

Figuur 2 Ambulante meetsystemen.



a: een vroege sensormodule met 3 accelerometers en 3 rate gyroscopen (linksvoor); b en c: een tweedegeneratiemeetsysteem met in de sensormodules ook nog eens 3 magnetometers (Xsens Technologies¹⁹) en een temperatuursensor. Datatransport vindt nu digitaal en naar keuze plaats via een kabel of draadloos naar een PDA³ (b) of laptop⁴ (c).

Figuur 3 Ambulant meten van de grondreactiekracht.



Geïnstrumenteerde schoenen met tweemaal een 6-vrijheidsgraden krachtsensor gecombineerd met een 3D-bewegingssensor maken het accuraat meten van de grondreactiekracht mogelijk; rechts: schematische weergave.¹⁸

van spieren. Het is in veel toepassingen dan ook nuttig om ook deze aanspanningspatronen te meten. Dit gebeurt door middel van oppervlakte-EMG-metingen. In sommige gevallen kan het EMG ook gebruikt worden om interne krachten en momenten te helpen schatten. Zo is er een methode ontwikkeld voor het meten van de rugbelasting tijdens het werk, uitgedrukt in termen van nettomomenten. Deze methode maakt gebruik van het aanspanningsniveau van een aantal representatieve rompspieren.^{2,3,14}

Eis 2: datakwaliteit

Het schatten van houding en beweging Aanvankelijke problemen met de steeds groeiende onnauwkeurigheid van de data met de duur van de meting zijn in moderne versies grotendeels geëlimineerd. Ook verstoringen van het aardmagnetisch veld door de nabijheid van ferromagnetische materialen (zoals ijzer en gewoon staal) kunnen in steeds grotere mate worden geëlimineerd. Langdurige grote verstoringen van het aardmagnetisch veld, door bijvoorbeeld de aanwezigheid van zware ijzeren constructies in vloer en/of plafond, beperken momenteel echter nog de kwaliteit van de data en/of de toepasbaarheid van deze methode in sommige situaties.^{16,20}

Het schatten van de grondreactiekrachten Een eerste validatiestudie bij gezonde personen en bij CVA- en prothesepatiënten liet zien dat de schoenen bij gewoon lopen vrij precies dezelfde krachten registreren als de krachtenplatforms (verschillen < dan 3% van de maximale grondreactiekracht). Ook lijkt het looppatroon grotendeels niet beïnvloed te worden door het gebruik van de schoenen (figuur 3).¹⁸

Het schatten van spieractivatieniveaus Het ambulante meten van oppervlakte-EMG-signalen is tegenwoordig technisch goed mogelijk. Echter, interpretatie van EMG-signalen blijft lastig. Ten eerste is vaak niet zo maar eenduidig vast te stellen van welke spier(en) het EMG-signaal afkomstig is. Afgezien van dit probleem is timing van spieractivatie globaal vaak nog wel goed vast te stellen, maar het (automatisch) vaststellen van wanneer een spier nu precies 'aan' of 'uit' gaat blijft een lastig punt.

Daarnaast treden sterke verschillen op in de relatie tussen een EMG-signaal en een door een spier(groep) geleverd gewrichtsmoment tussen verschillende meetsessies. Grote effecten van kleine plaatsingsverschillen zijn hiervan de belangrijkste oorzaak. Hoewel deze relatie binnen een sessie stabiel is, wordt ze wel door vele factoren beïnvloed. Wil men EMG-data gebruiken voor het schatten van interne momenten en krachten dan is kalibratie binnen elke meetsessie noodzakelijk.^{2,3,21,22}

Ten slotte wordt EMG ook wel gebruikt om de door een spier geleverde kracht te schatten.²³ Hiervoor wordt veelal kalibratie naar het EMG tijdens maximale contracties gebruikt. Niet alleen zijn hiervoor dus extra metingen noodzakelijk, ook de betrouwbaarheid van maximale contracties, met name bij patiënten, is beperkt. Om deze reden zijn met succes methoden getest om EMG-data ongenormaliseerd te kunnen gebruiken.^{24,25}

Eis 3: Plaatsing/kalibratie Om de sensoren snel en correct te kunnen plaatsen, is gekozen voor het in een deels dubbelwandig stretchpak (lycra o.i.d.) aanbrenge van sensormodulen en kabels naar de voeding- en zenderunit. Per lichaamssegment is 1 sensor nodig. Als enig criterium voor de plaats op een segment geldt een minimale kans op bewegingsartefacten. Hiermee worden fouten in de meting bedoeld die worden veroorzaakt door beweging van de sensor ten opzichte van het skelet door bijvoorbeeld opbollen van spieren, verplaatsing van spiermassa, huidverschuiving, schokkerige bewegingen en tikken op de sensor. Dit betekent bijvoorbeeld dat op het onderbeen wordt gekozen voor plaatsing op het os tibia en voor de thorax voor plaatsing hoog op het sternum. Notoire probleemsegmenten wat betreft bewegingsartefacten zijn bovenbenen en -armen. Verdere verbetering wordt hier momenteel gezocht door verbeterde/verstevigde plaatsing en door gebruik te maken van lichaamsmodellen om vast te stellen welk deel van de sensordata lichaamssegmentbeweging is en welk deel bewegingsartefact.¹⁷

Door de gekozen plaatsing is geen van de sensoren uitgelijnd met de (klinisch veel meer bruikbare of relevante) lichaamssegment-assenstelsels die hier de stand van het lichaamssegment definiëren rondom klinisch zinnige assen die veelal aan de botstructuren zijn gekoppeld. Zo is bijvoorbeeld de hoek van de knieflexie niet rechtstreeks uit de 'scheef zittende' onder- en bovenbeensensoren te halen. De benodigde vertaalslag tussen de sensorstand en de lichaamsdeelstand wordt segmentkalibratie genoemd. Deze kalibratie kan worden uitgevoerd door een korte kalibratiemeting, terwijl een (of meerdere) lichaamssegment(en) netjes met een van zijn assen parallel staat aan de verticaal of de horizontaal, of terwijl een lichaamssegment netjes roteert over een van zijn assen. Naar dergelijke 'helische assen'-kalibraties wordt veel onderzoek gedaan en er is al vastgesteld dat voor de rompsegmenten een nauwkeurigheid kleiner dan een 5-procentsfout goed realiseerbaar is.²⁶ Wederom is dit het moeilijkst goed uit te voeren voor bovenbenen en -armen.

Bewegingsartefacten en imperfecties in de segmentkalibratie zijn momenteel de bepalende factor in totale onnauwkeurigheid van een meting. Een schrale troost hierbij is dat dit veelal op een vergelijkbare manier optreedt en in dezelfde mate als bij de traditionele labgebonden optische 3D-bewegingsanalyse-systemen, de huidige 'gouden standaard' voor 3D-bewegingsanalyse.

Eis 4: Interpretatieondersteuning Voor zinnige interpretatie van toepassingen in de klinische setting, in de sport of de ergonomie is het noodzakelijk de overweldigende hoeveelheid data, al snel gigabytes, die een enkele typische ambulante meting oplevert terug te brengen tot overzichtelijk gerepresenteerde en voor de gebruiker nuttige informatie. Een aantal zaken zijn hierbij essentieel.

Synchronisatie Allereerst dienen alle data te allen tijde perfect gesynchroniseerd te worden gerepresenteerd.

Wat men ziet is altijd van het zelfde tijdstip en eventueel voorzien van een gelijke geschiedenis (om bijvoorbeeld telkens de data van de laatste stapcyclus in beeld te hebben). Zo is in *figuur 4* onderaan het scherm een tijdbalk te zien die aangeeft welk deel van de data zichtbaar is. Het heldergroene pijltje geeft hier het huidige tijdstip aan. Hierop reageren video en de illustraties met het skelet. Het donkergroene pijltje kan worden verplaatst om de datageschiedenis (het lichtgroene gebied) aan te geven.

Controle op meting en resultaten tijdens de meetsessie
 Idealiter gebeurt deze controle al tijdens de meting, aangezien alle eindresultaten/datarepresentaties 'live' zichtbaar zijn. Een dergelijke controle vergroot het vertrouwen in de meting en maakt ook directe communicatie met de proefpersoon mogelijk over de meting, bijvoorbeeld in een coachingsessie. Het direct kunnen terughalen van elke meting is hiervoor ook van groot belang.

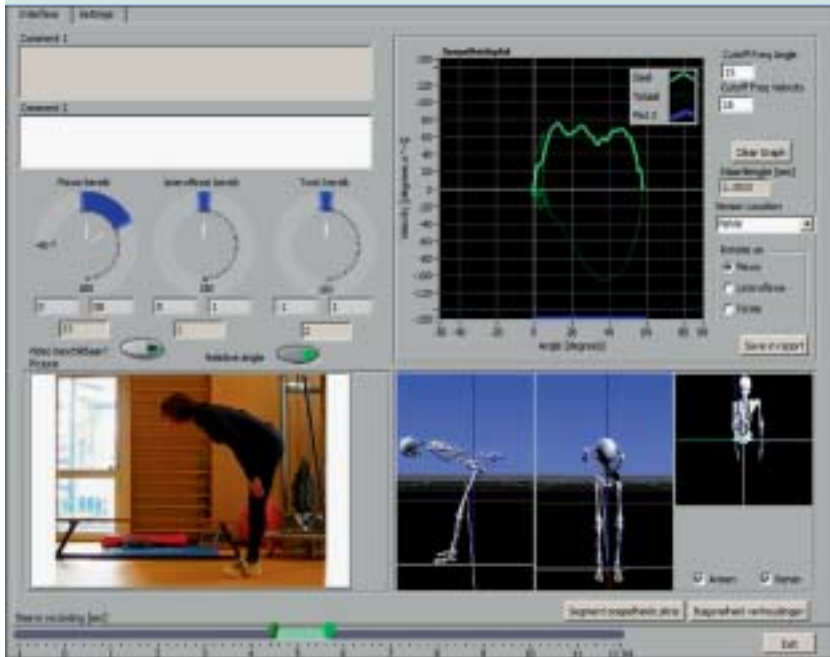
Contextinformatie Numerieke en grafische data moeten veelal vergezeld gaan van 'contextinformatie' zoals helpteksten, die door een protocol leiden, en gesynchroniseerd opgenomen videobeelden. Een nuttige mengvorm tussen context en echte data is de 'avatar' of 'mannequin', een driedimensionaal getekend schematisch mensfiguur (*figuur 4*) die de bewegingen maakt die de sensoren meten. Een sterk punt van deze afbeeldingen is dat deze van alle kanten (dus ook van bovenaf) en onder alle hoeken kunnen worden bekeken. Meerdere aanzichten kunnen tegelijk worden afgebeeld en de avatar kan worden gedraaid terwijl hij beweegt.

Segmenteren in activiteiten Wanneer zo makkelijk zo gedetailleerde data worden verzameld over een langere meetduur (bijv. uren), dan wordt het belangrijk om de data inhoudelijk in de tijd te segmenteren, bijvoorbeeld in segmenten van herkenbare activiteiten. Hierbij komt de continue aanwezigheid van de gedetailleerde bewegingsinformatie goed van pas. Op basis van deze data kan namelijk geautomatiseerde herkenning van deze activiteiten en hun start- en stoptijden plaatsvinden. Wel zal bij toepassingen in de ergonomie de set activiteiten sterk verschillen van werkplek tot werkplek. De 'activiteitenherkenner' moet dus in staat zijn zeer verschillende sets activiteiten te herkennen. Hiertoe is een trainbare/zelflerende activiteitenmonitor ontwikkeld (*figuur 5*).²⁷

Zinvolle representatie Het allerbelangrijkste echter is dat de gedetailleerde data zelf wordt omgezet in voor de gebruiker nuttige grafische voorstellingen, getallen of andere informatie. Bij rugbelastingstoepassingen bleken na vele discussies en probeersessies van een gemengde groep ontwikkelaars en therapeuten bijvoorbeeld de 'soepelheidsplot' een dergelijke functie te kunnen vervullen. In een dergelijk plot wordt horizontaal de gewrichtshoek (hier: rugflexie) afgebeeld en op de verticale as de gewrichtshoeksnelheid (technisch gezien een 'faseplot'). In een oogopslag ziet een therapeut hieruit bijvoorbeeld het bewegingsbereik (range of motion, ROM) en de snelheid van bewegen. Ook valt

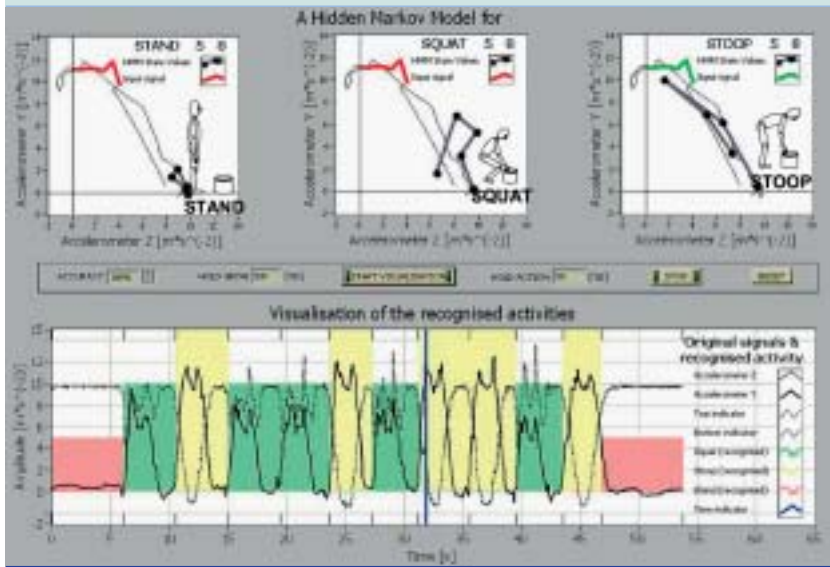
direct elke hapering op die wordt veroorzaakt door bewegingsangst, pijn of een blokkade. Haperingen die telkens terugkomen op dezelfde plaats in de plot, en dus afkomstig zijn van hetzelfde moment in de

Figuur 4 Gesynchroniseerde presentatie van data met contextuele informatie.



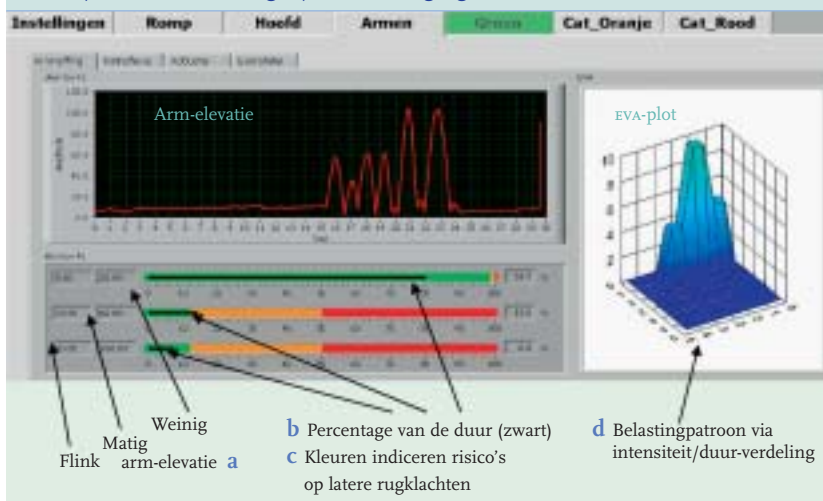
De therapeut kan door het protocol worden geleid door middel van opdrachten, met daaronder mogelijkheid tot het invullen commentaar (linksboven); de context kan onder andere worden beoordeeld via de gesynchroniseerde video (linksonder) en de verschillende aanzichten van de 3D-animaties van mensfiguren (rechtsonder). (On)mogelijkheden en typische manieren van uitvoeren van de bewegingen door de patiënt zijn te beoordelen vanuit de range of motion (ROM) plots (links midden) en de soepelheidsplot (= faseplot van hoeksnelheid tegenhoek; rechtsboven). Alleen data worden afgebeeld van de in de tijdbalk (onder) gekozen meetperiode (heldergroene lijn) met ter referentie de data van de hele meting op de achtergrond (donkergroene lijn). De rechterindicator in de tijdbalk is het huidige tijdstip.²⁸

Figuur 5 Grafische representatie van het trainings- en herkenningsproces van de zelflerende activiteitenherkenner.²⁶

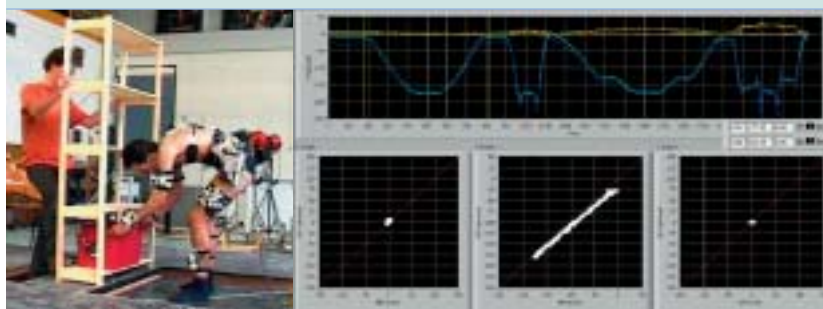


De methode maakt 3 interne representaties van de 3 taken (staan = rood; squat lift = groen; stoep lift = geel) tijdens het trainen (boven), en herkent vervolgens deze in een nieuw signaal (onder).

Figuur 6 Belastingsrepresentatie gebaseerd op houdingsobservatiemethode, waarbij de data afkomstig zijn van bewegingssensoren.

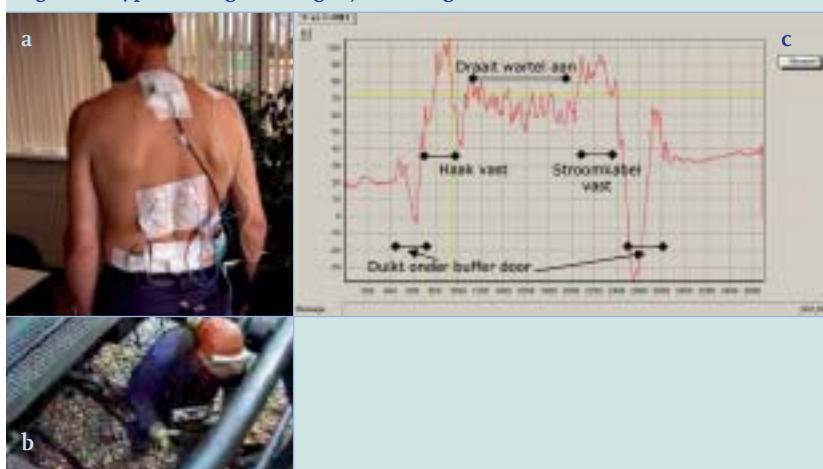


Figuur 7 Validatie van ambulante rugbelastingsbepaling in termen van nettomomenten tegen een labgebonden referentiemethode.



Resultaten (rechts) van een validatiestudie (links) tonen aan dat nettomomenten geschat met de ambulante methode sterk overeenkomen met nettomomenten tegen een labgebonden 3D-bewegings-analysesysteem. De 3 componenten van het nettomoment liggen voor beide systemen telkens in 2 tinten van een gelijke kleur netjes over elkaar heen (rechtsboven). In het onderste deel van de figuur zijn de 3 componenten voor beide methoden in 3 xy-plots tegen elkaar uitgezet. Alle grafieken liggen op de lijn $y = x$, hetgeen op overeenkomst duidt.^{2,3}

Figuur 8 Typische rugbelasting bij treinrangeerders.



a: proefpersoon met 3 bewegingssensormodules op de rug en 4 EMG-afleidingen; b: proefpersoon aan het werk; c: belastingscurve die aangeeft dat het nettomoment tijdens het onder de bufferplaten doorduiken een aanzienlijk extra belastingsrisico oplevert naast de pieken bij koppelen van de haak en de stroomkabel en het lagere maar langer durende aandraaien van de wartel.

beweging, kunnen dan worden geduid, nader onderzocht en met de patiënt besproken (figuur 4). Per toepassing zijn zo verschillende zinnige representaties en visualisaties mogelijk. Deze moeten gevonden worden door intensieve samenwerking tussen ontwikkelaars en toepassers.

Vergelijken Een laatste belangrijk punt is een goed geordend patiënt gebaseerd bewaarsysteem en een mogelijkheid om op eenvoudige wijze twee metingen met elkaar te kunnen vergelijken, zoals een linkerbeen- tegen een rechterbeenmeting, huidige meting tegen eerdere meting, of een meting tegen een referentie- of normmeting. Uitgangspunt hierbij is dat veel klinische en ergonomische besluiten worden genomen door te vergelijken en niet door absolute uitspraken te doen over metingen.

Huidige stand van zaken ambulante methoden Samen-gevat kan gesteld worden dat de ontwikkelde methoden en technieken al zo ver aan de 4 gestelde eisen voldoen dat de tijd rijp is voor inzet in de eerste praktische applicaties. Daarnaast is nog verdere ontwikkeling te verwachten. Deze zal steeds meer applicaties praktisch en zinnig uitvoerbaar maken.

Toepassing Hoewel nog slechts prototypes van methoden beschikbaar zijn, wordt geprobeerd aan de hand van een aantal voorbeelden de mogelijkheden van deze methode te schetsen.

Toepassing in de ergonomie

Inleiding Daar met de gepresenteerde methode de belasting tijdens het normale werk op de eigen werkplek kan worden gemeten in de context van houding, beweging en activiteit, kunnen zowel effecten van de werkplekinrichting, als die van het gedrag van de werknemer op de werkplek worden bestudeerd. Ook de effecten van aanwezige omgevingsinvloeden,

Biomechanische rugbelasting bij treinrangeerders

In een eerste toepassing werd de rugbelasting bij het aankoppelen van treinwagons onderzocht. In deze pilot-studie bleek dat hoge belasting van de rug niet alleen optrad bij het bevestigen van de haak en het bevestigen van de stroomkabel (2x korte piekbelasting), maar ook tijdens het aandraaien van de wartel om de haak strak te spannen (langdurig een behoorlijke belasting in een ongunstige houding) en tijdens het onder de flensen van de buffers door duiken (het nettomoment gaat hierbij van maximaal flexie naar maximaal extensie en vice versa). Dit laatste inzicht was nieuw en leidde (natuurlijk) niet direct tot grote technische aanpassingen aan de wagons, maar het verklaarde wel waarom veel rangeerders de gevaarlijke gewoonte hadden aangenomen om het onder de buffers door duiken van een tot stilstand gekomen trein te vervangen door het (veel gevaarlijker) staand te werken tussen de buffers van de ene wagon terwijl de andere nog aan komt rijden, slechts gecontroleerd door de afstandsbediening in hun hand (figuur 8).

Figuur 9 Effect van het omgekeerd monteren van bifocale glazen in de bril van een kraanmachinist.



Een straddle carrier (a) met kraanmachinist (b) in een cabine 14 meter boven de grond; in het vooraanzicht (c) en zijaanzicht (d) is duidelijk te zien dat de baan van de neus minder op en neer gaat met de bifocale bril met omgekeerde glazen (boven) dan met de normale bifocale bril (onder).

zoals (ervaren) werkdruk en gladheid van de vloer vallen hiermee te kwantificeren. De nieuwe ambulante methoden kunnen het gebrek aan objectieve informatie over fysieke belasting op verschillende niveaus invullen, afhankelijk van de vraagstelling en de beschikbare hoeveelheid tijd en geld. De twee belangrijkste niveaus van belastingsschatting zijn die op basis van houdingsstatistieken en die op basis van nettomomenten en krachten in de lage wervelkolom.

Belastingsschatting op basis van houdingen De houdingsgebaseerde belastingsschatting kan worden gezien als een min of meer geautomatiseerde versie van owas-achtige observatiemethoden,^{7,8} waarbij gestructureerde observaties van de stand van lichaamsdelen worden gebruikt om een globaal beeld te verwerven van de belasting over de dag.

Bij de op houding gebaseerde belastingsschatting wordt het eenmaal per elke 30 seconden op het oog inschatten van de stand van een lichaamsdeel vervangen door het tot 100 keer per seconde meten van deze stand zónder observator. Deze meting, die tot nu toe slechts werd uitgevoerd door onderzoekers met grote budgetten en door ergonomie- en bedrijfsfysiotherapiestudenten tijdens hun opleiding, wordt door de beperkte inzet van mankracht nu het overwegen waard voor elke arbeidsplekonderzoeker. Naast de enorme kostenbesparing in de zin van manuren, markeert deze observatiemethode voor de datakwaliteit een overgang van zwaar onderbemonsteren naar voldoende bemonsteren (figuur 6). Afhankelijk van de cyclusduur van de arbeid zal hierdoor eerder sprake zijn van een representatieve steekproef, en wordt het bijvoorbeeld mogelijk en interessant om verandering in de houdingsbelastingmaten te volgen over de dag. De belasting van verschillende activiteiten, verschillend uitvoeringsgedrag, verschillen in opgelegde werkdruk en verschillende omgevingsomstandigheden kunnen zo worden onderzocht. Ook kunnen vermoeidheidseffecten

Overmatige nekbelasting bij kraanmachinisten

Een andere aardige illustratie van mogelijke ergonomische toepassing vormt een pilotstudie bij 'straddle-carrier' kraanmachinisten in de Rotterdamse haven. Hier werd aangetoond dat het 'op de kop' inzetten van de bifocale brillenglazen tot minder extreme nekflexiebewegingen leidde. Immers, deze machinisten moeten op ooghoogte voor zich op een computerscherm scherp zien door het normaal onderaan geplaatste 'lees-deel' van de bril, maar ook op 14 meter onder zich (in zithouding tussen hun benen door kijkend) door het normaal bovenin geplaatste 'veraf-deel' van de bril scherp zien. Uit de pilotmeting bleek dat omgedraaid monteren van het glas een veel rustiger en minder extreem flecterende nekbeweging opleverde (figuur 9).

worden bekeken. Verder wordt het makkelijker om het effect van patronen van taakafwisseling te vergelijken.

Belastingsschatting op basis van momenten Veel gebruikte, en ook de meest directe maten voor fysieke belasting zijn de krachten en nettomomenten rondom gewrichten, natuurlijk in relatie tot houding en beweging.^{29,30} Op basis van de voorgestelde sensortechnologie zijn methoden ontwikkeld om uit de gecombineerde 3D-houdings- en bewegingsdata en de EMG-data accuraat nettomomenten in de lage rug te schatten, inclusief de effecten van het hanteren van onbekende lasten,^{3,14,15} met als essentieel element de snelle praktische oplossing voor de benodigde kalibratie van de EMG-signalen. Hierbij wordt uit een aantal willekeurige bewegingen met een paar verschillende gewichten door een zelflerende methode de relatie tussen de EMG-signalen en de nettomomenten automatisch gekalibreerd voor alle mogelijke houdingen en bewegingen.^{2,3} De langdurige handmatige kalibraties voor de effecten van houding met eerdere methoden worden hierdoor verkort en boven-

Figuur 10 Onderzoekopstelling bij coaching van patiënten met specifieke lage rugpijn.



Deze opstelling bestaat uit een pak met 3 sensoren op de rug, een draadloze unit, een (real time) draadloze camera en meet- en visualisatiesoftware op de pc (vergelijk figuur 2c). De therapeut gebruikt de data en contextinformatie uit de applicatie, zoals getoond in figuur 4. De patiënt voert een aantal standaardbewegingen en ADL-taken uit en beiden bespreken de manier van rugbelasting onder andere aan de hand van hetgeen op het scherm te zien is.

dien zijn alle effecten van snelheid en versnellen van beweging erin verwerkt (figuur 7). Echter, deze methode zal pas zijn weg naar praktische toepassing vinden wanneer EMG-elektroden in het bewegings-sensorpak zijn verwerkt en gebruikers bereid zijn de kalibratieprocedure van circa een kwartier te doorlopen.

Coaching rugbelastend gedrag LBP-patiënten In een andere toepassing die momenteel wordt onderzocht, wordt de FreeMotion-methode ingezet als communicatiemiddel tussen therapeut en patiënt. Het betreft hier het veranderen van cognities en gedrag bij deelnemers aan een rugschoolprogramma voor chronische specifieke rugklachten. Traditioneel heeft de therapeut slechts de beschikking over directe verbale communicatie. In de nieuwe methode wordt de manier van rugbelasten zichtbaar gemaakt door middel van avatar, video en de soepelheids- of faseplots.³⁰ Therapeuten en patiënten geven aan dat zij baat denken te hebben bij de visualisaties in hun besprekingen over (on)gepast rugbelastend gedrag. Echter, of de methode daadwerkelijk sneller of beter veranderingen in inzicht en gedrag bij de patiënt bewerkstelligt, wordt momenteel in een klinische studie naar het daadwerkelijke coachingseffect van deze methode onderzocht (figuur 10).

Discussie en conclusie

Uit de diverse studies die zijn gedaan binnen het FreeMotion-project lijkt te kunnen worden geconcludeerd dat een praktisch bruikbare, volledig ambulante methode te realiseren valt die toch nog accurate 3D-absolute oriëntaties en gerelateerde kinematica levert. Vooralsnog een technische uitdaging blijft het geheel elimineren van de effecten van de verstoring van het aardmagnetisch veld door de aanwezigheid van ferro-

magnetische 'massa's' (meestal ijzer in gebouwonstructies). In flink wat omstandigheden is de methode hiervoor reeds min of meer immuun, maar op dit punt wordt onder andere binnen FreeMotion veel energie gestoken in verdere verbetering.

De belangrijkste kwaliteitsbepalende factoren zijn momenteel plaatsing van sensoren en vertaling van de bewegingen van de sensormodules naar bewegingen van de lichaamsdelen (segmentkalibratie).

Hoewel de problemen hier eerder zijn aan die bij ieder ander 3D-bewegingsanalysesysteem, beperken deze wel de toepasbaarheid. De grootste winst valt te behalen bij vermindering van bewegingsartefacten (relatieve beweging van de sensormodule ten opzichte van de op skelet georiënteerde lichaamssegmentassenstelsels). Verbetering in het kunnen onderscheiden van bewegingsartefacten en echte bewegingsdata mag hier nog verwacht worden. Veel wordt momenteel verwacht van fusie met lichaamsmodellen.

De diverse voorbeelden illustreren op welke wijze een dergelijke methode in de praktijk zou kunnen worden ingezet, mits verstandig wordt omgegaan met bovenstaande beperkingen. Voor veel klinische situaties (korte gecontroleerde metingen) is dit nu al goed mogelijk. Ook wordt verwacht dat verdere fusie met andere ambulante technologieën, bijvoorbeeld 'smart textiles', waarvan de elektrische weerstand verandert wanneer het rekt of krimpt, of de nieuwe generatie gps, of beeldbewegingsdetectie nog technisch simpeler en praktisch gemakkelijker inzetbare gereedschappen opleveren. Ook zinnige toepassing in de reguliere revalidatie en in de sport (coaching) lijken hierbij reëel.

Conclusie: het lijkt erop dat de nieuwe ambulante technologieën het inderdaad mogelijk gaan maken de kwalitatief hoogwaardige besluitvorming van het bewegingslab te verplaatsen naar de perifere behandelaar en de thuis- of werksituatie van de patiënt.

Dankwoord

Dit artikel beschrijft de resultaten van meer dan 10 jaar onderzoek en ontwikkeling door de partners van het FreeMotion onderzoeksconsortium (<http://www.FreeMotion.tk>).³¹

Dit onderzoek werd mede financieel mogelijk gemaakt door de ministeries van Economische Zaken, Gezondheidszorg en Onderwijs, Innovatiecentrum Pijnrevalidatie, Innovatiecentrum Revalidatietechnologie, Technologiestichting srw, en SenterNovem.

Abstract

Three-dimensional ambulatory motion analysis: is it ready for use in (industrial) physiotherapy?

Since the early 1990's, the miniaturization of electronic components has facilitated the rapid development of ambulatory 3D motion analysis. A breakthrough came when several types of motion sensors were combined in a single unit, the so-called 'sensor fusion' approach. In this way, the limitations of individual sensors were eliminated and their strong points amplified. The partners of the Dutch FreeMotion research consortium have developed sensor modules and calculation methods that enable the absolute 3D orientation of sensors to be cal-

Key words

ambulatory
3D motion analysis
inertial sensing
wearable sensing
work related disorders
back pain

culated accurately in real time. Although the quality of the calculations may be affected under certain conditions, such as by the proximity of certain types of metal objects, the problem can be circumvented in many cases by using appropriate protocols. In addition, instrumented shoes are being developed that can accurately measure the complete 3D ground reaction force. Applications in combination with emg recordings have been developed. In order to use this technology in practice, several potential problems have been resolved, such as easy mounting of the sensors (e.g. through a 'sensor suit'), wireless data transfer, quick and automated calibration procedures, prevention and elimination of motion artifacts and/or sensor artifacts caused by the vicinity of certain metal objects, efficient and effective application-dependent data presentation and visualization, and expert support for professional users. Several applications to support clinical decision-making are currently being investigated, such as in the rehabilitation of stroke patients and users of prostheses. The use of ambulatory motion analysis as sports coaching tool is

also being investigated. In occupational medicine, applications are being investigated that support the selection of patients eligible for rehabilitation programmes and the monitoring and coaching of patients with chronic low back pain during rehabilitation. In addition, applications are under study for accurate estimation of the physical load on the lower back during work or daily life. A trainable activity recognition method has been developed to support long-term activity monitoring. It is expected that the portability, limited size, practical quick mounting, accuracy, ability to circumvent disturbances caused by metal objects in the vicinity, powerful real-time 3D representation plus visualization possibilities, and relatively low costs will give ambulatory 3D motion analysis methods the potential for large-scale application, in decision-making in clinical rehabilitation and in the primary and secondary prevention of occupational disorders. These expectations have been confirmed by preliminary experience with various applications currently in use.

Literatuur

- 1 Willemsen AT, Alste JA van, Boom HB. Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry. *J Biomech.* 1990;23:859-63.
- 2 Baten CTM, Hamberg HJ, Veltink PH. SAIBLE: A system for functional low back load evaluation in the field combining EMG and movement sensor data using an artificial neural network for system calibration. 2nd International Scientific Conference on Prevention of Work-Related Musculoskeletal Disorders, PREMUS 95, Montreal, Quebec, Canada: Institut de Recherche en Santé et en Sécurité du Travail du Québec; 1995.
- 3 Baten CTM. Quantitative assessment of low back load exposure outside the laboratory. *Praevention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen.* Leipzig, Germany: S. Radandt, R. Grieshaber, W. Schneider; 2000.
- 4 Baten CTM. Advancements in sensor-based ambulatory 3D motion analysis. *J Biomech.* 2007;40:S422.
- 5 Waters TR, Putz-Anderson V, Garg A, Fine LJ. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics.* 1993;36:749-76.
- 6 FNV: Bereken het maximaal tilgewicht [homepage on the Internet]. About 1 screen. Beschikbaar via: www.arboondgenoten.nl/arbothem/lichblst/lift.htm. [geraadpleegd september 2007]
- 7 Kahru O, Kansı P, Kuorinka I. Correcting working postures in industry: A practical method for analysis. *Applied Ergonomics* 1977;8:199-201.
- 8 Winowas [homepage on the Internet]. About 1 page. Beschikbaar via: <http://turva1.rne.tut.fi/owas>. [geraadpleegd september 2007]
- 9 Looze MP de, Kingma I, Thunnissen W, Wijk MJ van, Toussaint HM. The evaluation of a practical biomechanical model estimating lumbar moments in occupational activities. *Ergonomics.* 1994;37:9:1495-502.
- 10 Kingma I, Faber GS, Bakker AJM, Dieën JH van. Can low back loading during lifting be reduced by placing one leg beside the object to be lifted? *Phys Ther.* 1006;86:1091-105.
- 11 Snijders CJ, Philippens MMGM. Ontwikkeling voor een nieuwe methode voor houdingsregistratie. *Tijdschrift voor Sociale Gezondheidszorg* 1985;63:192-7.
- 12 Snijders CJ, Riel MPJM van. Continuous measurements of spine movements in normal working situations over periods of 8 hours or more. *Ergonomics.* 1987;30:639-53.
- 13 Marras WS, Fathallah FA, Miller RJ. Accuracy of a three-dimensional lumbar motion monitor for recording dynamic trunk motion characteristics. *International Journal of Industrial Ergonomics.* 1992;9:75-85.
- 14 Kingma I, Baten CTM, Dolan P, Adams MA, Toussaint HM, Dieën JH van, Looze MP de. Lumbar loading during lifting: a comparative study of three measurement techniques. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11:337-45.
- 15 Baten CTM. Ambulatory low back load exposure estimation. *Proc. 14th Triennial Congress of the International Ergonomics Association.* San Diego, USA: september 2000.
- 16 Roetenberg D, Luinge HJ, Baten CT, Veltink PH. Compensation of magnetic disturbances improves inertial and magnetic sensing of human body segment orientation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2005;13(3):395-405.
- 17 Luinge HJ, Veltink PH, Baten CTM. Ambulatory measurement of arm orientation. *J Biomech.* 2007;40:78-85.
- 18 Schepers, HM, Koopman, HFJM, Veltink, PH. Ambulatory Assessment of Ankle and Foot Dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 2007;54 (5):895-902.
- 19 Xsens Motion Technologies [homepage on the Internet]. Beschikbaar via: <http://www.xsens.com> [geraadpleegd september 2007]
- 20 Vries, WHK de, Veeger HEJ, Baten CTM, Helm, FCT van der. Upper extremity Load Spectrum in daily situations: System Accuracy and Soft Tissue Artefacts. *J Biomech.* 2007;40:S424.
- 21 Dolan P, Kingma I, Dieën JH van, Looze MP de, Toussaint HM, Baten CTM, Adams MA. Dynamic forces acting on the lumbar spine during manual handling: can they be estimated using EMG techniques alone? *Spine.* 1999;24:698-703.
- 22 Dieën JH van, Visser B. Estimating net lumbar moments from EMG data. The validity of calibration procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999;9:309-15.
- 23 Dieën JH van, Kingma I. Total trunk muscle force and spinal compression are lower in asymmetric moments as compared to pure extension moments. *J Biomech.* 1999;32:655-62.
- 24 Dieën JH van, Cholewicki J. Non-normalized EMG driven model to quantify trunk muscle moment contribution in back pain patients. In: Kollmitzer J, Bijak M, (eds), *xivth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology.* Vienna: Department of Biomedical Engineering and Physics, University of Vienna; 2002. p. 53-4.
- 25 Visser JMA, Vries WHK de, Baten CTM, Dieën JH van. Spinal force estimation from non-normalized EMG. In: *Vth World Congress of Biomechanics.* Munich, Germany: september; 2006.
- 26 Baten CTM, Luinge HJ, Moerkerk H van. Estimating body segment orientation applying inertial sensing. In: *Proceedings of the Sixth International Symposium on the 3-D analysis of Human Movement.* Cape Town, South Africa: september 2000.
- 27 Wassink R, Baten C, Veltink P. Classifying Human Lifting Activities Automatically by Applying Hidden Markov Modeling Technology. *J Biomech.* 2007;40(2):s428.
- 28 Baten CTM, Smeding JH, Wassink R, Haarmeijer C, Roetenberg D, Gorter M, Geerdink F. Is 3D motion analysis based clinical decision making about to leave the lab? *Proc. of the 16th annual meeting of ESMAc.* September 2007. Athens Greece: september 2007.
- 29 Praagman M, Stokdijk M, Veeger HE, Visser B. Predicting mechanical load of the glenohumeral joint, using net joint moments. *Clin Biomech.* 2000;15:315-21.
- 30 Dieën JH van, Kingma I. Effects of antagonistic co-contraction on differences between electromyography based and optimization based estimates of spinal forces. *Ergonomics.* 2005;48:411-26.
- 31 FreeMotion - Ambulatory 3D Analysis of Movement [homepage on the Internet]. Beschikbaar via: <http://www.FreeMotion.tk>. [geraadpleegd september 2007]