

Training ter verbetering van balans- en loopvaardigheid na CVA

Namens de werkgroep lopen na CVA

Dr. Hanneke van Duijnhoven, Revalidatiearts, Afdeling Revalidatie, Radboudumc en Sint Maartenskliniek, Nijmegen

Drs. Jip Kamphuis, Fysiotherapeut, Sint Maartenskliniek, Nijmegen

Drs. Bertine Fleerkotte, Fysiotherapeut, Roessingh, Centrum voor Revalidatie, Enschede

Dr. Noël Keijsers, Senior researcher, Sint Maartenskliniek, Nijmegen

Prof. dr. Jaap Buurke, Hoogleraar Technologisch ondersteunde analyse van het menselijk bewegen, Universiteit Twente, afd. Biomedische signalen en systemen, Enschede; Roessingh Research and Development, Enschede

Prof. dr. Sander Geurts; Hoogleraar Revalidatiegeneeskunde, Afdeling Revalidatie, Radboudumc en Sint Maartenskliniek, Nijmegen

Dr. Vivian Weerdesteyn, Universitair Hoofddocent, Afdeling Revalidatie, Radboudumc en Sint Maartenskliniek, Nijmegen

Correspondentie

Hanneke.vanduijnhoven@radboudumc.nl

Zoals besproken in het vorige artikel *'Herstel van loopvaardigheid na een CVA - een theoretisch framework'* van deze uitgave wordt de loopvaardigheid na een CVA bepaald door zowel balanscontrole als de motorische controle van de beide benen. In het hiernavolgende artikel *'Functionele diagnostiek en behandeling van loopstoornissen na CVA'* staan de diagnostiek en behandeling van de motorische sturing van het paretische been centraal. In dit artikel bespreken we de balansregulatie na een CVA, het herstel daarvan, en mogelijke behandelopties.

Binnen de complexe samenhang tussen balanscontrole en de motorische controle beide benen, zoals beschreven in het vorige artikel, zijn er veel verschillende aangrijpingspunten voor het verbeteren van de loopvaardigheid. Uit het framework blijkt dat de balanscontrole een zeer belangrijke determinant vormt voor zelfstandigheid van lopen, en tevens voor het loopaanpassingsvermogen. Het verbeteren van de balanscontrole door middel van training is daarom een belangrijk focus van de revalidatiebehandeling na een CVA, wanneer het herwinnen van zelfstandigheid van lopen of het verbeteren van het loopaanpassingsvermogen als doelstellingen zijn geformuleerd. In dit artikel beschrijven we de rationale achter het verbeteren van balans door middel van training. Vervolgens introduceren we een keuzehulp voor het opstellen van een trainingsprogramma op maat.

Trainingsprincipes voor verbeteren van balans

Er is steeds meer bewijs dat balanstraining de balanscontrole na CVA kan verbeteren.¹ Verschillende systematische reviews laten zien dat een balansverbetering kan optreden bovenop het spontane balansherstel, aangezien trainingseffecten in zowel de subacute als chronische fase worden gezien.^{2,3}

Dit type interventie is dus ook zeer goed toepasbaar als het spontane herstel reeds een plateau bereikt heeft. Training is het meest effectief als deze taakspecifiek is en dit geldt bij uitstek voor de drie aspecten die tezamen de balanscontrole vormen: steady state, pro-actieve en reactieve balans (zie voor een uitgebreidere beschrijving het vorige artikel). Systematische reviews en meta-analyses laten zien dat wanneer pro-actieve balans getraind wordt, er ook verbetering is op klinische uitkomstmaten die de pro-actieve balans testen (zoals de Berg Balance Scale).³ Is training vooral gericht op reactieve balanscontrole, dan is er specifiek verbetering van stapreacties na balansverstoringen.^{4, 5}

Het feit dat er effecten van balanstraining gevonden worden in de chronische fase na een CVA, is tevens een aanwijzing dat de verbetering van balanscontrole na training niet primair het gevolg is van verbetering van motorische controle van het aangedane been, welke vooral plaatsvindt in de eerste weken na een CVA.^{6, 7} Verschillende studies hebben laten zien dat de spieraanspanningspatronen tijdens het lopen – ondanks participatie aan een intensief revalidatieprogramma – doorgaans al 2-3 weken na CVA geen verandering meer laten zien.^{8, 9} Wat betreft de statische balanscontrole is aangetoond dat de relatieve bijdrage van het paretische t.o.v. het niet-paretische been in veel gevallen niet verandert gedurende de eerste maanden na CVA, ondanks fysieke training.¹⁰⁻¹² Er is geen overtuigend bewijs dat het motorisch herstel van het been verbeterd kan worden door training, en daarmee een effect op de balanscontrole kan worden gesorteerd. Het lijkt daarom onwaarschijnlijk dat verbetering van motorische sturing van het paretische been het effect van fysieke training op balansvaardigheid kan verklaren. In theorie lijken er drie alternatieve mechanismen te zijn die aan een verbeterde balanscontrole na CVA ten grondslag kunnen liggen: 1. verbetering van rompbalans; 2. verbetering van balanscontrole door compensatie middels het niet-paretische been; en 3. vermindering van 'learned non-use' van het paretische been.

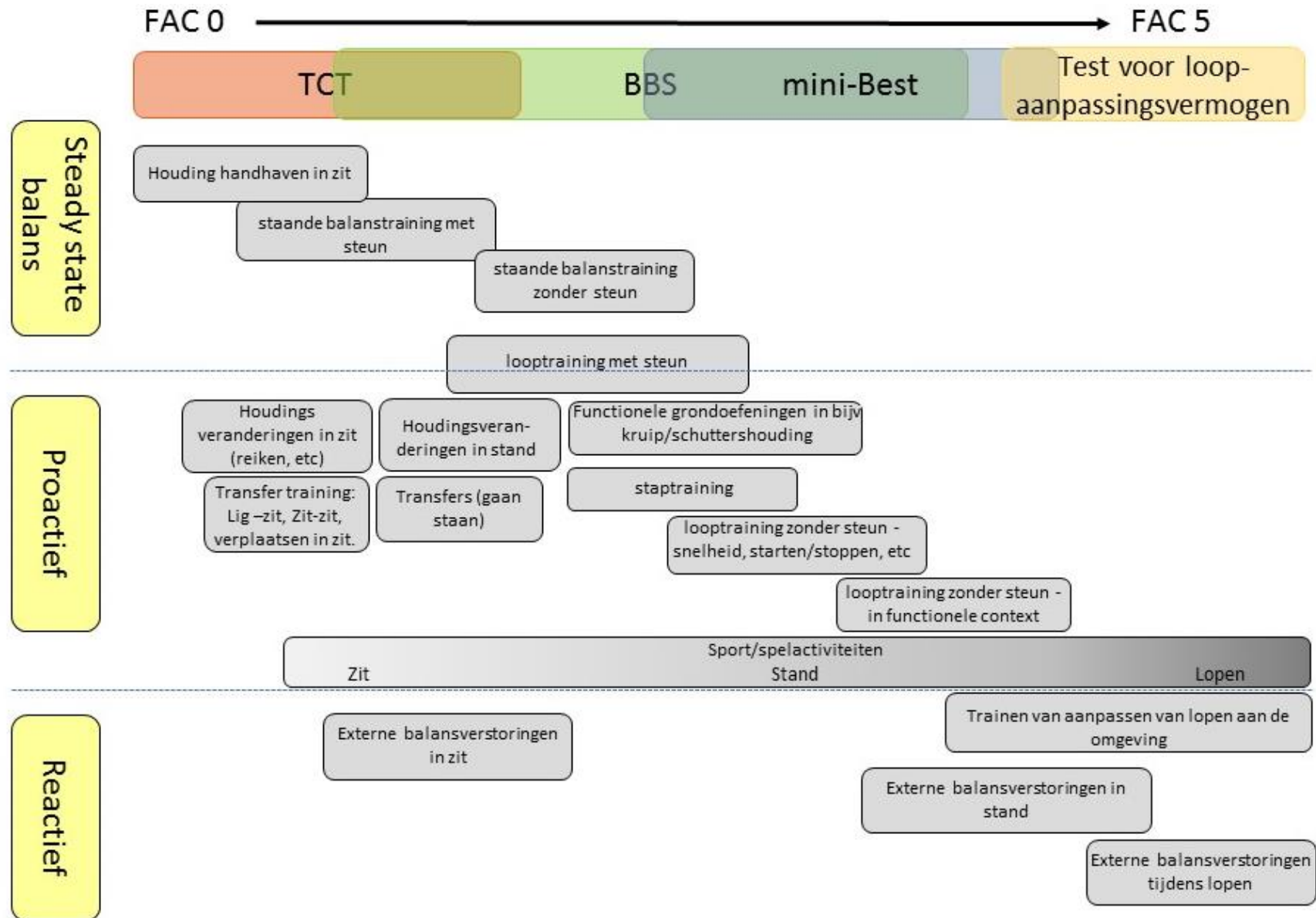
Herstel van rompbalans vindt voornamelijk in de eerste maanden na CVA plaats, primair als gevolg van spontaan herstel.¹⁰ De parese van de rompmusculatuur is vaak minder ernstig dan die van arm of been, omdat de axiale spieren – in tegenstelling tot de extremiteiten – bilateraal geïnnerveerd worden. De rompspieren worden geïnnerveerd door de mediale corticospinale banen die hun origine hebben in beide hemisferen.¹³ Compensatie vanuit de hemisfeer contralateraal aan het CVA is daarmee een belangrijke ingang voor training voor verdere herstel van rompfunctie. Verschillende onderzoeken, waaronder een recente systematische review, laten zien dat gerichte oefening de rompbalans kan verbeteren en functioneel herstel verder kan bevorderen.¹⁴⁻¹⁷

Compensatie door het niet-paretische been is – naast herstel van rompbalans – waarschijnlijk het belangrijkste onderliggende mechanisme van verbeterde balanscontrole. Al langere tijd is bekend dat mensen na een CVA in sterke mate terugvallen op het niet-paretische been voor de balansregulatie tijdens staan en lopen.^{9, 11, 18-20} Het niet-paretische been kan wat betreft de grootte van de enkelmomenten tot wel 9 meer bijdragen aan de balanscontrole dan het paretische been.^{12, 21, 22} Deze vorm van compensatie lijkt zeer effectief, aangezien de balans verbetert door een grotere bijdrage van het niet-paretische been, vooral bij mensen die sterk zijn aangedaan na het CVA.^{12, 22, 23} Het niet-paretische been wordt (grotendeels) aangestuurd door de intacte contralaterale hemisfeer en heeft daarmee de potentie om qua functie te verbeteren door taakspecifieke balanstraining, analoog aan het opnieuw leren staan en lopen met een prothese na een beenamputatie. Het niet-aangedane been wordt door intensieve training steeds effectiever en efficiënter ingezet ten behoeve

van de balanscontrole.²⁴⁻²⁷ Los van de aandoening lijkt het aanleren van compensatiestrategieën middels fysieke training vooral effectief als dit berust op het rekruteren van onbeschadigde neurale en musculoskeletale systemen.²⁸

De hierboven genoemde mechanismen als verklaring voor verbetering van balanscontrole door training zijn van belang voor de steady state balans alsook voor de pro-actieve balans, zolang het mogelijk is om tegelijkertijd beide benen te gebruiken voor de evenwichtsreacties. Zodra echter een stap moet worden gemaakt om balansverstoringen op te vangen, vooral tijdens reactieve balanstaken, lijkt een derde herstelmechanisme van belang, namelijk het opheffen van learned non-use. Voor het veilig uitvoeren van een stap is balanscontrole van het standbeen noodzakelijk, maar ook voldoende motorische controle van het stapbeen. Mensen na een CVA en gezonde proefpersonen laten – opmerkelijk genoeg – in alle richtingen een vergelijkbare stapdrempel zien bij externe balansverstoringen van relatief lage intensiteit.²⁹ Maar wanneer de intensiteit van deze verstoringen verder wordt verhoogd en men genoodzaakt wordt om de balans te herstellen door het nemen van een corrigerende stap, dan doen mensen in de chronische fase na een CVA het in alle staprichtingen veel slechter dan gezonde leeftijdsgenoten, zowel met het paretische als met het niet-paretische been.²⁹ Zijwaarts stappen met het paretische been blijkt daarbij het moeilijkst, maar onderzoek heeft aangetoond dat de ook de kwaliteit van zijwaarts stappen met het paretische been kan verbeteren na reactieve balanstaining.⁵ Gezien de beperkte trainbaarheid van het primaire functiehersel van het paretische been (zie boven), lijkt het onwaarschijnlijk dat hierin de verklaring ligt voor de verbetering van de stapkwaliteit na training. Daarom veronderstellen we dat deze verbetering in belangrijke mate is gebaseerd op de vermindering van 'learned non-use'. Dit begrip verwijst naar het fenomeen dat door een parese geleidelijk de residuele spiercapaciteit en motorische sturing minder worden ingezet dan fysiek mogelijk, waardoor deze secundair verslechteren. Door gerichte training kan deze residuele capaciteit worden gereactiveerd, een trainingsprincipe dat bekend is en wordt benut bij 'constraint-induced movement therapy'.³⁰ Vandaar dat we vermindering van 'learned non-use' hierboven postuleren als derde herstelmechanisme dat relevant is voor herstel van balanscontrole na CVA.

Keuzehulp voor het opstellen van een trainingsprogramma op maat voor verbeteren van balans- en loopvaardigheid na CVA.



Trainingsprogramma op maat

Bovenstaande herstelmechanismen die aan de verbetering van balansvaardigheid door training ten grondslag liggen hebben gediend als basis voor het maken van een keuzehulp die gebruikt kan worden voor het samenstellen van een trainingsprogramma op maat voor mensen na CVA. Gezien het grote belang van taak-specifiek trainen, worden hierbij de drie aspecten van balanscontrole (steady state, pro-actief en reactief) als uitgangspunt genomen. Deze drie aspecten staan op de verticale as van de keuzehulp. Op de horizontale as staat het niveau van balans- en loopvaardigheid, vastgesteld met behulp van veel gebruikte klinische testen. De genoemde testen hebben ieder een optimaal gebied van sensitiviteit met betrekking tot de balans- en loopvaardigheid. De Functional Ambulation Score (FAC) is een generieke en heel brede maat voor de zelfstandigheid van het lopen; de Trunk Control Test (TCT) is een maat voor rompcontrole en zitbalans; de Berg Balance Scale (BBS) een maat voor zitbalans, en steady state en pro-actieve stabalans; en de Mini Balance Evaluation Systems Test (mini-BESTest) een maat voor steady state, pro-actieve én reactieve balans. Voor het loopaanpassingsvermogen bestaat er helaas nog geen gangbare, veel gebruikte klinische test. Hiervoor zijn wel testen in ontwikkeling die een goede correlatie laten zien met gangbare klinische uitkomstmaten,^{31, 32} welke mogelijk in de toekomst gebruikt kunnen worden om ook dit niveau goed vast te kunnen leggen. De FAC, TCT en BBS zijn aanbevolen meetinstrumenten in de meest recente KNGF richtlijn beroerte (herziene versie 2017). Fysiotherapeuten die werken met mensen na een CVA zijn goed op de hoogte van het afnemen en de interpretatie van deze klinische testen. Omdat de BBS een bekend plafondeffect heeft, vooral met betrekking tot dynamische / reactieve balanscontrole,³³ heeft de werkgroep de mini-BESTest³⁴ toegevoegd, waarin naast steady-state en proactieve balanscontrole tevens stapreacties worden getest. Bij de mini-BESTest lijkt geen sprake te zijn van een plafondeffect, aangezien zeer mild aangedane patiënten (b.v. na minor stroke) slechts zelden de maximale score behalen op deze test.³⁵

Zodra de behandeldoelen (verticale as) en het niveau van balanscontrole (horizontale as) bij een individuele patiënt zijn vastgesteld, kan de keuzehulp gebruikt worden. De keuzehulp biedt handvatten voor het opstellen van een trainingsprogramma op maat. Om dit te illustreren worden hieronder twee casus geïntroduceerd. De twee beschreven patiënten verschillen bewust van elkaar wat betreft uitgangsniveau en trainingsdoelstelling. Na afronding van de training kan worden beoordeeld of de doelen behaald zijn en kan de klinimetrie worden herhaald, zodat een eventuele vervolgstap in het trainingsprogramma m.b.v. de keuzehulp kan worden gemaakt.

Trainingsprogramma op maat

Dhr. A, 55 jaar, 1 maand na ischemisch CVA van rechter hemisfeer

Doel: stabielere kunnen staan en zitten

Klinische testen: FAC 1, continue ondersteuning van een persoon om balans te houden noodzakelijk; TCT 75/100, er is nog steun/compensatie nodig in zit en bij verplaatsen van lig naar zit; BBS 10/56, transfers alleen met ondersteuning aan de armen, kan 30 seconden staan zonder steun, maar toezicht is wel nodig, staan met ogen gesloten is niet mogelijk.

Houding handhaven in zit

Opbouw: veranderen van de grootte van het steunvlak, de stabiliteit van het steunvlak, veranderen van de mate van steun door hulpmiddel of persoon, handhaven van een meer actieve zithouding, veranderen van de sensorische input, veranderen van de mate van aandacht (dubbeltaken)

Voorbeeldoefeningen: zitten op stevige bank met de voeten ongesteund, zitten op een zacht matras, zitten op het puntje van een stoel, zitten op een kruk, zitten met de benen over elkaar, (on)gesteund zitten en om je heen kijken.

Staande balustraining met steun

Opbouw: veranderen van de grootte van het steunvlak door voetplaatsing of door hulpmiddel, optimaliseren van alignement extern (door hulpmiddelen of steun van een persoon) of intern (actieve houdingscorrecties), veranderen van mate van steunname en gewichtsverdeling (middels gewichtsondersteuning of aanpassen (a)symmetrie van staan).

Voorbeeldoefening in stand: staan met achterspalk met steun van brug en één persoon, oefenen van steunname op beide benen en afbouwen van de mate van steun, staan met steun van hulpmiddel en gewicht verplaatsen binnen het steunvlak.

Houdingsveranderingen in zit

Opbouw: bewegen binnen of buiten het steunvlak, veranderen van houding met veel of weinig gewichtsverplaatsing, langzaam of snel bewegen, veel of weinig herhalingen, veel of weinig variatie in de uitvoering van de beweging, variatie in de mate van sensorische feedback, variatie in de complexiteit van de taak.

Voorbeeld oefeningen: zitten op een bank en om en om een voet optillen, in de rolstoel actief het been van/op de voetsteun plaatsen, in zit op de bank reiken buiten het steunvlak, op de bank met het bovenlichaam naar voren komen en gewicht nemen op de voeten, in de rolstoel de rem erop zetten, in de rolstoel zonder armleuning aan de wastafel het shirt over het hoofd uittrekken.

Transfer training: lig-zit, zit-zit, verplaatsen in zit

Opbouw: een transfer is een complexe activiteit met verhoogd valrisico; de variaties waarmee in de opbouw rekening wordt gehouden zijn de mate van gewichtsverplaatsing, de afstand waarover wordt verplaatst, de mate van steunvlakverandering, de mate van hulp die nodig is, en de mate van deelhandelingen die nodig zijn (complexiteit).

Voorbeeldoefeningen: lage transfer op het zelfde niveau met ondersteuning door een persoon, waarbij gewichtsverplaatsing over een kleine afstand plaatsvindt, bijvoorbeeld achterin de stoel komen zitten, in zit zijwaarts verplaatsen op de rand van het bed, een lage transfer van bed naar stoel, een halfhoge transfer met steun van de leuning en het meedraaien/verplaatsen van de voeten.

Externe balansverstoringen in zit

Opbouw: een reactie op een externe verstoring ontstaat als deze verstoring een zekere intensiteit of impact heeft, of wanneer een moeilijke taak een interne balansverstoring uitlokt. De opbouw in zit is dan ook het opzoeken van de grenzen van het steunvlak, zodat evenwichtsreacties in de romp en extremiteiten worden uitgelokt; naast het bewegen op de grens van het steunvlak kan ook gevarieerd worden in de snelheid en de grootte van de verstoring.

Voorbeeldoefeningen: externe verstoringen door een duw van de therapeut; uitlokken van interne verstoringen door het oppakken van een zwaar voorwerp buiten het steunvlak (b.v. het nachtkastje), armband van de rolstoel halen en naast de rolstoel leggen, snel over je schouder kijken, zitten op een bewegende ondergrond (b.v. op een grote bal of schommelen), een bal overspelen in zit.

Trainingsprogramma op maat

Mw. B, 36 jaar, 8 maanden na ischemisch CVA van linker hemisfeer

Doel: Op oneffen terrein stabiel en met minder aandacht lopen.

Klinische testen: FAC 4, kan zelfstandig lopen op effen ondergrond; helling oplopen of lopen op oneffen terrein is niet mogelijk; BBS 56/56; mini-BESTest 22/28, vooral moeite met de onderdelen sensorische oriëntatie en reactieve balanscontrole.

Looptraining zonder steun in functionele context

Opbouw: lopen in een stabiele en gecontroleerde omgeving met in moeilijkheidsgraad toenemende veranderingen in richting, ruimte, ondergrond en snelheid.

Voorbeeldoefeningen: lopen en veranderen van snelheid, richting en spoorbreedte op effen ondergrond in rustige omgeving, lopen op verschillende ondergronden, helling lopen, lopen in een smal gangpad, in het donker, lopen en iets dragen of duwen, lopen door een deuringang/draaideur, het tegelijk uitvoeren van een aandachtvragende taak (cognitieve dubbeltaak).

Lopende sport- en spelactiviteiten

Opbouw: de variaties en opbouw zijn zoals bij bovenstaande, maar hier komt nog het spelelement bij en de verdeling van aandacht, waardoor de complexiteit toeneemt; denk hierbij aan de inzet van spel materiaal en muziek.

Voorbeeldoefeningen: overspelen van een bal etc (gooien/vangen/schoppen) waarbij gedoseerd wordt aangespeeld, teamspel waarin veel meer uitdaging en dynamiek zit.

Trainen van aanpassen van lopen aan een omgeving

Opbouw: In tegenstelling tot het lopen in een functionele context is er bij dit type training sprake van een dynamische omgeving of van hindernissen die aanpassingen van het looppatroon vergen; Deze stapaanpassingen worden intern geïnitieerd (pro-actieve balans), waarbij men uitgedaagd wordt om de grenzen van stabiliteit op te zoeken en daarmee ook reactieve balans te trainen; het is van belang hierbij veiligheid te garanderen door direct toezicht van de behandelaar of het ondersteunen door een hulpmiddel (b.v. nordic walking stokken of veiligheidsharnas).

Voorbeeldoefeningen: lopen in drukke omgevingen op oneffen ondergronden, anticiperend op andere voetgangers; lopen in een oefentuin, bos, of over een hindernisbaan. Loopaanpassingen kunnen tevens zeer gericht worden geoefend middels revalidatietechnologie die gebruik maakt van virtual of augmented reality (zie onder).

Externe balansverstoringen in stand.

Opbouw: net als bij trainen van balansverstoringen in zit is het van belang dat de verstoringen intensief genoeg zijn om een balansreacties uit te lokken, zoals het nemen van een stap; naast het bewegen op de grens van het steunvlak kan ook gevarieerd worden in de snelheid en de grootte van de verstoring.

Voorbeeldoefeningen: externe verstoringen door een duw van de therapeut of door trek- en duwspelletjes waarbij de kracht plotseling wordt gevarieerd in grootte of richting; staan op een bewegende ondergrond; uitlokken van interne verstoringen door snel over je schouder kijken, balspellen, bewegen op muziek, etc.

Externe balansverstoringen kunnen tevens zeer gericht worden geoefend middels daarvoor ontwikkelde revalidatietechnologie (zie onder).

Inzet van revalidatietechnologie

De inzet van technologische hulpmiddelen kan van toegevoegde waarde zijn voor het aanbieden van een intensieve en uitdagende balustraining onder veilige en gecontroleerde omstandigheden. In Nederland zijn er verschillende technische hulpmiddelen beschikbaar om dit te bereiken. Hieronder wordt een overzicht gegeven van de verschillende toepassingen, met voorbeelden van de te gebruiken apparatuur.

Voor het ondersteunen van patiënten die (nog) niet in staat zijn zelfstandig te staan of te lopen kan ondersteuning van het lichaamsgewicht en/of ondersteuning van de loopbeweging worden aangeboden. Dit gebeurt meestal op een lopende band ('body-weight supported treadmill training'). Bij gewichtsondersteuning wordt een deel van het lichaamsgewicht (meestal in de orde van 10 tot 30%) gereduceerd middels een harnas. Door de gewichtsondersteuning hoeft er minder beenkracht geleverd te worden en wordt ook een verminderde rompcontrole gecompenseerd. De intensiteit van lopende bandtraining kan worden vergroot door het gebruik van een uitwendig skelet ('robot') rondom de heup, knie en/of enkel dat de loopbewegingen kan ondersteunen (b.v. Lokomat³⁶). Gewichtsondersteuning kan toegepast worden tijdens staan en lopen, maar ook bij het uitvoeren van andere taken, zoals zitten en opstaan uit een stoel of iets van de grond pakken. Voor deze andere taken zijn wel meer geavanceerde systemen nodig, waarbij er een continue ondersteuning moet worden gegeven ongeacht de positie van de patiënt (b.v. ZeroG^{37 38} of Rysen³⁹). Dergelijke systemen voorkomen het vallen, doordat een veilige omgeving wordt gecreëerd en de patiënt zich volledig op de taak kan richten, op de grens van zijn/haar kunnen. Het voordeel van het bieden van dergelijke gewichtsondersteuning is dat patiënten grotere afstanden kunnen afleggen en veel meer stapcycli kunnen maken in vergelijking met 'gewoon' lopen in een oefenzaal.⁴⁰ Hiermee wordt de intensiteit van training vergroot.

Een tweede functie van technologische hulpmiddelen is het creëren van trainingscondities en -taken die het motorisch leren bevorderen. Hierbij wordt ook gebruik gemaakt van een harnas om een veilige leeromgeving te waarborgen, maar tijdens het oefenen geen ondersteuning geeft van het lichaamsgewicht. Zo zijn er momenteel diverse geïnstrumenteerde loopbanden commercieel beschikbaar die gebruik maken van augmented of virtual reality, soms in combinatie met 3D-registratie en krachtenplaten. Voorbeelden van dergelijke systemen zijn de C-mill⁴¹ (augmented reality) en de GRAIL⁴² (virtual reality). Met behulp van een krachtenplaat kunnen de grondreactiekrachten worden gemeten, op basis waarvan spatiotemporele parameters zoals staplengte en stapbreedte kunnen worden berekend. Verstoringen kunnen plaatsvinden door de loopband plotseling te versnellen of te vertragen of de gehele loopband te laten kantelen of transleren. Ook kan gebruik worden gemaakt van een split belt om het linker- en rechterbeen apart te verstoren. Externe verstoringen kunnen ook aangeboden worden middels geavanceerde gewichtsondersteunende systemen die in de vrije ruimte worden gebruikt, zoals de ZeroG³⁸ en de Rysen³⁹. Augmented reality wordt in steeds meer systemen gebruikt en verrijkt de trainingsmogelijkheden. Door het projecteren van bijvoorbeeld obstakels of stapdoelen op de vloer (Interactive Walkway⁴³) of loopband (C-mill) wordt een patiënt uitgedaagd om zijn stappatroon aan te passen. 3D-registratie kan worden ingezet voor het geven van online feedback, of om vooruitgang tijdens de training vast te leggen. Veel systemen beschikken over meerdere functionaliteiten. Zo beschikt de GRAIL over een geïnstrumenteerde split belt, waarbij verstoringen kunnen worden

gegeven terwijl de gebruiker terugkoppeling krijgt over zijn functioneren in een virtuele omgeving, waarin dubbeltaken moeten worden uitgevoerd.

Onderzoek laat zien dat het verhogen van de intensiteit en de moeilijkheidsgraad van training middels technologische hulpmiddelen effectief is.⁴⁴ Uit een systematische review en meta-analyse blijkt dat looptraining met ondersteuning van VR meer verbetering geeft van schredelengte, stapfrequentie en loopsnelheid dan conventionele looptraining.⁴⁵ Dit effect wordt sterker wanneer VR gecombineerd wordt met robotondersteunde looptraining.⁴⁴

Conclusie

In dit artikel werd een overzicht gegeven van de trainingsprincipes voor het verbeteren van de balans- en loopvaardigheid na een CVA. We introduceerden tevens een keuzehulp voor het creëren van een trainingsprogramma op maat. De keuzehulp kan worden gebruikt als basis voor de revalidatie van balansvaardigheid van de individuele patiënt en biedt taakspecifieke opties voor het verbeteren van steady state, pro-actieve en/of reactieve balans. Technische hulpmiddelen kunnen ingezet worden voor het individueel aanpassen van de intensiteit en de moeilijkheidsgraad van training onder veilige en gecontroleerde omstandigheden.

Referenties

1. Hugues A, Di Marco J, Ribault S, Ardaillon H, Janiaud P, Xue Y, et al. Limited evidence of physical therapy on balance after stroke: A systematic review and meta-analysis. *PloS one*. 2019;14:e0221700
2. Veerbeek JM, van Wegen E, van Peppen R, van der Wees PJ, Hendriks E, Rietberg M, et al. What is the evidence for physical therapy poststroke? A systematic review and meta-analysis. *PloS one*. 2014;9:e87987
3. van Duijnhoven HJ, Heeren A, Peters MA, Veerbeek JM, Kwakkel G, Geurts AC, et al. Effects of exercise therapy on balance capacity in chronic stroke: Systematic review and meta-analysis. *Stroke; a journal of cerebral circulation*. 2016;47:2603-2610
4. Schinkel-Ivy A, Huntley AH, Aqui A, Mansfield A. Does perturbation-based balance training improve control of reactive stepping in individuals with chronic stroke? *Journal of stroke and cerebrovascular diseases : the official journal of National Stroke Association*. 2019
5. van Duijnhoven HJR, Roelofs JMB, den Boer JJ, Lem FC, Hofman R, van Bon GEA, et al. Perturbation-based balance training to improve step quality in the chronic phase after stroke: A proof-of-concept study. *Frontiers in neurology*. 2018;9:980
6. Veerbeek JM, Winters C, van Wegen EEH, Kwakkel G. Is the proportional recovery rule applicable to the lower limb after a first-ever ischemic stroke? *PloS one*. 2018;13:e0189279
7. Winters C, Kwakkel G, van Wegen EEH, Nijland RHM, Veerbeek JM, Meskers CGM. Moving stroke rehabilitation forward: The need to change research. *NeuroRehabilitation*. 2018;43:19-30
8. Den Otter AR, Geurts AC, Mulder T, Duysens J. Abnormalities in the temporal patterning of lower extremity muscle activity in hemiparetic gait. *Gait & posture*. 2007;25:342-352
9. Buurke JH, Nene AV, Kwakkel G, Erren-Wolters V, Ijzerman MJ, Hermens HJ. Recovery of gait after stroke: What changes? *Neurorehabilitation and neural repair*. 2008;22:676-683
10. Geurts AC, de Haart M, van Nes IJ, Duysens J. A review of standing balance recovery from stroke. *Gait & posture*. 2005;22:267-281

11. de Haart M, Geurts AC, Huidekoper SC, Fasotti L, van Limbeek J. Recovery of standing balance in postacute stroke patients: A rehabilitation cohort study. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2004;85:886-895
12. Roerdink M, Geurts A, de Haart M, Beek P. On the relative contribution of the paretic leg to the control of posture after stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2009;23 267-274
13. Kuypers H. Anatomy of the descending pathways. In: Brookhart JM MVe, ed. *Handbook of physiology, section 1, the nervous system, motor control. li*. Bethesda, MD, USA: American Physiological Society; 1981:597–666.
14. Verheyden G, Vereeck L, Truijien S, Troch M, Lafosse C, Saeys W, et al. Additional exercises improve trunk performance after stroke: A pilot randomized controlled trial. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2009;23:281-286
15. Cabanas-Valdes R, Bagur-Calafat C, Girabent-Farres M, Caballero-Gomez FM, du Port de Pontcharra-Serra H, German-Romero A, et al. Long-term follow-up of a randomized controlled trial on additional core stability exercises training for improving dynamic sitting balance and trunk control in stroke patients. *Clinical rehabilitation*. 2017;31:1492-1499
16. Haruyama K, Kawakami M, Otsuka T. Effect of core stability training on trunk function, standing balance, and mobility in stroke patients. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2017;31:240-249
17. Gamble K, Chiu A, Peiris C. Core stability exercises in addition to usual care physiotherapy improve stability and balance after stroke: A systematic review and meta-analysis. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2020
18. Roerdink M, De Haart M, Daffertshofer A, Donker SF, Geurts AC, Beek PJ. Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental brain research*. 2006;174:256-269
19. Tasseel-Ponche S, Yelnik AP, Bonan IV. Motor strategies of postural control after hemispheric stroke. *Neurophysiol Clin*. 2015;45:327-333
20. Farris DJ, Hampton A, Lewek MD, Sawicki GS. Revisiting the mechanics and energetics of walking in individuals with chronic hemiparesis following stroke: From individual limbs to lower limb joints. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2015;12:24
21. van Asseldonk EH, Buurke JH, Bloem BR, Renzenbrink GJ, Nene AV, van der Helm FC, et al. Disentangling the contribution of the paretic and non-paretic ankle to balance control in stroke patients. *Exp Neurol*. 2006;201:441-451
22. Genthon N, Rougier P, Gissot AS, Froger J, Pelissier J, Perennou D. Contribution of each lower limb to upright standing in stroke patients. *Stroke; a journal of cerebral circulation*. 2008;39:1793-1799
23. Rougier PR, Pérennou D. Upright standing after stroke: How loading-unloading mechanism participates to the postural stabilization. *Human Movement Science*. 2019;64:47-54
24. Geurts AC, Mulder TW, Nienhuis B, Rijken RA. Postural reorganization following lower limb amputation. Possible motor and sensory determinants of recovery. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1992;24:83-90
25. Ku PX, Abu Osman NA, Wan Abas WA. Balance control in lower extremity amputees during quiet standing: A systematic review. *Gait & posture*. 2014;39:672-682
26. Beurskens R, Wilken JM, Dingwell JB. Dynamic stability of individuals with transtibial amputation walking in destabilizing environments. *J Biomech*. 2014;47:1675-1681
27. Nederhand MJ, Van Asseldonk EH, van der Kooij H, Rietman HS. Dynamic balance control (dbc) in lower leg amputee subjects; contribution of the regulatory activity of the prosthesis side. *Clinical biomechanics*. 2012;27:40-45
28. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: Translating research into clinical practice*. Wolters Kluwer; 2017.
29. de Kam D, Roelofs JMB, Bruijnes A, Geurts ACH, Weerdesteyn V. The next step in understanding impaired reactive balance control in people with stroke: The role of defective early automatic postural responses. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2017;31:708-716

30. Kwakkel G, Veerbeek JM, van Wegen E, Wolf S. Constraint-induced movement therapy after stroke. *Lancet Neurol*. 2015;14:224-234
31. Hollands KL, Pelton TA, van der Veen S, Alharbi S, Hollands MA. A novel and simple test of gait adaptability predicts gold standard measures of functional mobility in stroke survivors. *Gait & posture*. 2016;43:170-175
32. Hollands KL, Pelton TA, Wimperis A, Whitham D, Tan W, Jowett S, et al. Feasibility and preliminary efficacy of visual cue training to improve adaptability of walking after stroke: Multi-centre, single-blind randomised control pilot trial. *PloS one*. 2015;10:e0139261
33. Godi M, Franchignoni F, Caligari M, Giordano A, Turcato AM, Nardone A. Comparison of reliability, validity, and responsiveness of the mini-bestest and berg balance scale in patients with balance disorders. *Physical therapy*. 2013;93:158-167
34. Franchignoni F, Horak F, Godi M, Nardone A, Giordano A. Using psychometric techniques to improve the balance evaluation systems test: The mini-bestest. *Journal of rehabilitation medicine*. 2010;42:323-331
35. Roelofs JMB, van Heugten K, de Kam D, Weerdesteyn V, Geurts ACH. Relationships between affected-leg motor impairment, postural asymmetry, and impaired body sway control after unilateral supratentorial stroke. *Neurorehabilitation and neural repair*. 2018;32:953-960
36. <https://www.Hocoma.Com/solutions/lokomat/>.
37. Hidler J, Brennan D, Black I, Nichols D, Brady K, Nef T. Zerog: Overground gait and balance training system. *Journal of rehabilitation research and development*. 2011;48:287-298
38. <https://www.Hankamprehab.Nl/aretech-lcc/zero-g-looprobot/>.
39. <https://www.Motekmedical.Com/solution/rysen/>.
40. Peurala SH, Tarkka IM, Pitkanen K, Sivenius J. The effectiveness of body weight-supported gait training and floor walking in patients with chronic stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2005;86:1557-1564
41. <https://www.Motekmedical.Com/product/c-mill/>.
42. <https://www.Motekmedical.Com/product/grail/>.
43. <https://www.Tec4science.Com/products/interactive-walkway/>.
44. Geurts A, Weerdesteyn V, Nonnekes J. Bewegingstechnologie in de revalidatie na een beroerte: 'Hype' of 'hope'? *Ned Tijdschr Geneeskd*. . 2020;164
45. Ghai S, Ghai I, Lamontagne A. Virtual reality training enhances gait poststroke: A systematic review and meta-analysis. *Ann N Y Acad Sci*. 2020;1478:18-42