

Balanse under gange på tredemølle i et virtuelt miljø: En pilotstudie



Håkon Foss Andersen, BSc. Fysioterapeut. Forskergruppen bevegelse og funksjon, Institutt for helse og funksjon, Høgskulen på Vestlandet. Fysioterapeut ved Laguneparken Fysioterapi. Hfa@laguneparkenfysioterapi.no.



Martin Flesland, BSc. Fysioterapeut. Forskergruppen bevegelse og funksjon, Institutt for helse og funksjon, Høgskulen på Vestlandet. Fysioterapeut og fysisk trener ved Fysioterapeutane Sartor og SK Brann. Martin.flesland@brann.no.

Kjersti Thulin Wilhelmsen, førsteamansis, ph.d. Forskergruppen bevegelse og funksjon, Institutt for helse og funksjon, Høgskulen på Vestlandet.

Lars Peder Vatshelle Bovim, høgskulelektor, MSC., Forskergruppen bevegelse og funksjon, Institutt for helse og funksjon, Høgskulen på Vestlandet.

Liv Heide Magnussen, professor, ph.d., Forskergruppen bevegelse og funksjon, Institutt for helse og funksjon, Høgskulen på Vestlandet.

Grethe Indredavik, Høgskulelektor MSC., Forskergruppen bevegelse og funksjon, Høgskulen på Vestlandet. Korresp. forfatter. gind@hvl.no.

Sammendrag

- **Bakgrunn:** Dynamisk balanse er en forutsetning for å mestre endringer i daglig gangaktivitet. Studier har vist at dynamisk balanse kan påvirkes ved å kombinere kognitive og motoriske aktiviteter under gange på flatt gulv/underlag.
- **Formål:** Å undersøke hvordan dynamisk balanse påvirkes hos unge, funksjonsfriske personer som gjennom et skjermbasert virtuelt miljø utsettes for kognitive, visuelle og auditive utfordringer under gange på tredemølle. Dynamisk balanse er her presentert som endring i gangparameter.
- **Metode:** Foretrukken ganghastighet ved gange på gulv (GG) ble benyttet på tredemøllen. Etter fire minutter tilvenning (T) startet en bredformat film fra et bysentrum. Måling av gangen ble gjort i fire situasjoner som i varierende grad kombinerte visuelle og auditive stimuli med kognitive oppgaver fra fire innlagte situasjoner (VM1-4). Et akselerometer festet på ryggen registrerte skrittlengde (cm) og kadens (skritt/minutt). Gangratio (skrittlengde/kadens) ble beregnet.
- **Resultat:** Ti unge voksne (23 ± 2 år, BMI 23.8 ± 1.4 , kvinner: 5) deltok. Det var ingen endringer i dynamisk balanse fra GG til T ($p > 0.05$). Under VM1 var kadens økt, mens under VM2, den mest komplekse situasjonen, var både skrittlengde og gangratio redusert, med en økning i kadens ($p < 0.05$).
- **Konklusjon:** Resultatene tyder på at deltakerne tilpasset seg til utførelse av oppgaven, og at den dynamiske balansen til en viss grad ble påvirket.
- **Nøkkelord:** Balanse, gange, virtuelt miljø

Denne fagartikkelen er fagfellevurdert etter Fysioterapeutens retningslinjer, og ble akseptert 7.januar 2020. Ingen interessekonflikter oppgitt.

Det oppgis delt 1.forfatterskap mellom Flesland og Foss Andersen.

Alle illustrasjoner: Virtuelt miljø/Høgskulen på Vestlandet.

Bakgrunn

Menneskekroppen er i utgangspunktet dårlig tilpasset vår oppreiste stilling, med mange bevegelige segmenter og et høyt tyngdepunkt som skal balanseres på en liten understøttelsesflate (1). Evne til å opprett-

holde balanse krever derfor et nøye samspill mellom stimuli fra de visuelle, vestibulære og proprioceptive systemene. Innkomne signaler fra disse systemene integreres sentralt før adekvate motoriske responser igangsettes/effektueres (2).

Hvordan nervesystemet legger til rette for det å skape en bevegelse og opprettholde balanse blir påvirket av hvilke oppgaver som utføres (3). En rekke områder i hjernebarken mottar og bearbeider proprioceptiv informasjon fra muskler og ledd, synsinntrykk og signaler fra likevektorganet. Hele prosessen er et komplekst samspill mellom flere nettverk der hjernen samler nødvendig



Dynamisk balanse påvirkes av forstyrrelser under gange på tredemølle i et virtuelt miljø



VM1: De første målingene gjennomføres når deltakerne går en rett strekning utendørs. Det er ingen hindringer eller kognitive oppgaver på strekningen.



VM2: De neste målingene foretas i en mer kompleks situasjon utendørs. Deltakerne utsettes for visuelle inntrykk, fysiske hindringer og kognitive oppgaver i denne situasjonen.



VM3: I den tredje måleperioden går deltakerne en rett strekning innendørs samtidig som de må snu på hodet og flytte blikket for å telle søyler på venstre-høyre og deretter venstre side



VM4: De siste målingene gjennomføres på en rett strekning med dempet belysning. Deltakerne leser skilt mens de går.

informasjon for å skape bevegelse og opprettholde balanse.

Mange forhold kan påvirke balansen. Sykdom i det vestibulære systemet fører til redusert balanse, svimmelhet og synsforstyrrelse, og gir økt risiko for fall (4). Økende alder gir endringer i det motoriske og sensoriske system som påvirker balansen. Et eksempel er redusert muskelstyrke, som sammen med

lavere ganghastighet gir dårligere balanse og redusert funksjon (5). Nakkeplager er også vanlig hos eldre. Redusert sensorisk input til nakken er assosiert med nedsatt balanse og ganghastighet, sammenlignet med friske personer i samme alder (6).

Hverdagsaktiviteter krever et mangfold av bevegelsesstrategier. Evnen til å fordele oppmerksomheten mellom flere oppgaver

er derfor viktig. Dual task er evnen til å utføre to eller flere kognitive og motoriske aktiviteter til samme tid (7). I slike situasjoner konkurrerer kontroll av balanse med andre prosesser som krever oppmerksomhet. Hjernen har begrenset kapasitet knyttet til informasjonsbehandling (3). Det er mye som tyder på at balanse blir prioritert fremfor oppgaveløsning dersom man utsettes for

samtidige balanse- og kognitive oppgaver (3).

Balanse påvirker vår evne til forflytning. Ganghastighet er et mye brukt mål på gangfunksjon, men sier lite om evnen til å dynamisk tilpasse oss den aktuelle situasjonen (8). Ganghastighet bestemmes av skrittlengde og skrittfrekvens (kadens), og forholdet mellom disse kommer til uttrykk gjennom gangratio (cm/skritt/min). Gangratio kan oppfattes som en mer nyansert variabel enn ganghastighet alene, fordi den er uavhengig av hastighet, reflekterer energiforbruk, balanse, steg-variabilitet og krav til oppmerksomhet. Gangratioen er funnet å være relativt konstant rundt 0.65 ved foretrukket ganghastighet hos friske voksne (10,11,12, 13), men kan variere når det stilles krav under gange (11, 13) og ved sykdom (9). Avvik i gangratio kan tolkes som at gangen ikke foregår automatisk og kan derfor brukes som en generell indikator på gangkvalitet (9-11).

Å trene gange under betingelser hvor oppmerksomheten må deles kan være nyttig for å bedre dynamikken i balanse. For eksempel har gangtrening i et skjermbasert virtuelt miljø vist seg å kunne forebygge fall hos eldre (12). I dette pilotprosjektet med unge friske forsøkspersoner undersøkte vi om og hvordan gangparameter endrer seg ved gange på tredemølle i et virtuelt miljø. Endring i aktuelle gangparameter kan anses som et naturlig behov, og evne til, dynamisk tilpassing til situasjonen. Erfaringer fra prosjektet vil bli ført videre til studier av eldre, og personer med tilstander som kan påvirke balansen.

Materiale og metode

Ti studenter i alderen 21-25 år deltok i studien. Deltakerne skulle ikke ha smertetilstander, sykdommer eller skader som påvirket gangfunksjon. Kjønn, alder, høyde, vekt og Body Mass Index (BMI) ble registrert.

Instrumenter og målemetoder

Dynamisk balanse er i denne studien uttrykt som endring i skrittlengde, kadens og gangratio.

Skrittlengde og kadens ble registrert ved hjelp av triaksialt Xsens akselerometer (MTx, Xsens Technologies B.V., Enschede). Akselerometeret ble festet med et elastisk belte i korsryggen. Signalene fra akselerometeret ble trådløst overført til en datamaskin via Bluetooth og data er analysert ved

TABELL 1 Beskrivelse av utvalget (n=10)

	N*	Gjennomsnitt (±)	Laveste	Høyeste
Alder (år)	10	23±2	21	25
Høyde (cm)	10	176.4±7.3	166.4	189.1
Vekt (kg)	10	74.2±8.3	63.7	89.1
BMI	10	23.8±1.4	22.0	26.6
Fysisk aktivitet (min)**	10	373±241	120	810
Foretrukket ganghastighet (m/s)	10	1.54±0.22	1.24	1.91

± = Standardavvik * Proporsjonal kjønnsfordeling ** Moderat og hard aktivitet ukentlig

TABELL 2 Skrittlengde, kadens og gangratio for gange på gulv og gange på tredemølle (n=10)

Variabel	Gange på gulv Gj.snitt (±)	Gange på tredemølle Gj.snitt (±)	Gulv vs tredemølle Gj.snitt (±)	95 % KI	P-verdi
Skrittlengde (cm)	80.5±7.4	80.2±7.6	0.52±2.28	-1.11 - 2.15	0.487
Kadens	116.4±5.4	115.9±5.9	0.53±1.59	-0.60 - 1.67	0.317
Gangratio	0.69±0.06	0.68±0.05	0.01±0.02	-0.01 - 0.02	0.847

KI=konfidensintervall P<0.05 ± = Standardavvik

TABELL 3 Beskrivelse av skrittlengde, kadens og gangratio under de ulike forholdene (n=10)

Variabel	Skrittlengde (cm) Gjennomsnitt (±)	Kadens Gjennomsnitt (±)	Gangratio Gjennomsnitt (±)
Gange på gulv	80.5±7.4	116.4±5.4	0.69±0.06
Gange på tredemølle	80.2±7.6	115.9±5.9	0.68±0.05
VM 1	79.9±6.4	116.8±5.6	0.69±0.07
VM 2	78.7±6.6	117.9±5.9	0.67±0.05
VM 3	81.2±7.8	116.5±6.6	0.69±0.06
VM 4	80.2±7.1	116.8±5.9	0.69±0.06

± = Standardavvik, VM1-4 = Gange på tredemølle i et virtuelt miljø

bruk av tidligere utviklede prosedyrer som har vist seg å være reliable og valide (13, 14).

Skrittlengde ble registrert i centimeter (cm). Ifølge pendelmekanikk er skrittlengde proporsjonal til kroppshøyde (6). Skrittlengde er derfor justert for kroppshøyde etter følgende formel: Skrittlengde × (deltakernes gjennomsnittlig høyde / deltakernes individuelle høyde) (15).

Kadens ble registrert som skritt per minutt (skritt/min). Ifølge pendelmekanikk er kadens proporsjonal med den omvendte av kvadratroten av kroppshøyde (11). Som følge av dette ble kadens justert for høyde etter følgende formel: kadens × (deltakernes individuelle høyde / deltakernes gjennomsnittlig høyde)^{1/2} (15).

Gangratio ble regnet ut som skrittlengde/kadens. Det ble justert for kroppshøyde med

følgende formel: Justert skrittlengde / justert kadens (15). Gangratio har vist seg å være en reliabel målevariabel for gangkvalitet (15).

Foretrukket ganghastighet ved gange på flatt gulv ble registrert ved en hjelp av en manuell stoppeklokke. En åtte meter (m) gangbane som inkluderte et akselerasjon- og deselerasjonsfelt på en meter i hver ende ble benyttet for å måle foretrukket ganghastighet. Instruksjonen som ble gitt var: «Gå i ditt foretrukne tempo». Tidsbruken i de midterste 6 m ble registrert, og gjennomsnittet av to forsøk ble beregnet og benyttet som foretrukket hastighet i den videre testingen.

Det virtuelle miljøet

Gange på tredemølle ble gjennomført på en ekstra bred og lang tredemølle (Rodby

RL2500x1000). Foran tredemøllen var det satt opp tre TV-skjermer på 40". Etter fire minutters tilvenningsfase på tredemølle ble første måling gjennomført (T). En 8 min 49 sek film i bredformat ble vist på skjermene. Filmen lar testpersonen oppleve en gåtur gjennom Bergen sentrum med skiftende visuelle inntrykk og tilhørende naturlig lyd. Deltakerne svarer på oppgaver underveis. All lyd var formidlet via hodetelefoner (Bose Quietcomfort 35 med støyreduksjon aktivert). Filmen var tatt opp med ganghastigheten på ca. 1.2 m/s, og ikke korrigert i henhold til tredemøllens hastighet.

Selvrapportert aktivitetsnivå

The International Physical Activity Questionnaire (IPAQ) ble benyttet for å måle fysisk aktivitetsnivå. Spørreskjemaet etterspør selvrapportert fysisk aktivitet de siste syv dagene, og har tilfredsstillende reliabilitet og validitet (16).

Prosedyre og gjennomføring

Alle testene ble utført i laboratorium med fullt lys, ingen støy og testpersonene var iført shorts/tights, t-skjorte og joggesko. All informasjon som deltagerne mottok før og under testene var standardisert og beskrevet i en protokoll. Demografisk informasjon ble registrert på eget ark før testing.

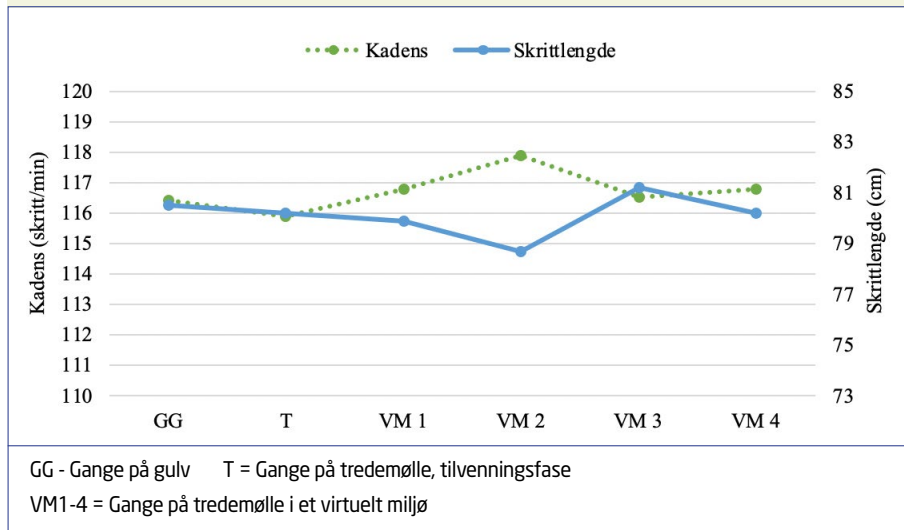
Etter registrering av foretrukken ganghastighet ble deltakerne presentert for tredemølle. Direkte etter fire minutter tilvenning til tredemølle i registrert foretrukken ganghastighet ble det virtuelle miljøet presentert uten pause mellom. Hastigheten på tredemølle var fast gjennom hele seansen, til tross for visuelle hastighetsendringer i det virtuelle miljøet.

Måling med akselerometer ble gjennomført på gulv (GG), etter tilvenning til tredemølle uten stimuli (T) og under fire forhåndsdefinerte situasjoner i det virtuelle miljøet (VM1-4).

Statistisk analyse

Statistiske analyser ble utført ved bruk av IBM SPSS v.25. Utforming av figurer og tabeller ble gjort i Microsoft Excel 2017 og Microsoft Word 2017. Histogrammer ble brukt for å undersøke normalfordeling. Shapiro Wilks test ble benyttet for data som ikke var normalfordelte. Materialet er beskrevet med gjennomsnittsverdier (gj.snitt) og standardavvik (\pm). Paret t-test ble brukt for å undersøke forskjeller. Statistisk signifikansnivå

FIGUR 1 Sammenheng mellom kadens og skrittlengde under gange på gulv, gange på tredemølle og gange på tredemølle i et virtuelt miljø, justert for høyde.



er satt til $p < 0.05$ og 95 % konfidensintervall.

Resultat

Utvalget bestod av fem kvinner og fem menn i alderen 21-25 år (tabell 1).

Det var ingen statistisk signifikant ($p > 0.05$) forskjell for noen av gangvariablene ved overgang fra gange på gulv (GG) til gange på tredemølle uten stimuli (T) (Tabell 2).

Tabell 3 gir en beskrivelse av deltakernes skrittlengde, kadens og gangratio i de forskjellige testsituasjonene.

Sammenheng mellom kadens og skrittlengde under gange på gulv, gange på tredemølle og gange på tredemølle i det virtuelle miljøet er presentert i figur 1.

Når vi sammenlignet T med VM1 fant vi at kadensen ble signifikant høyere (116.8 ± 5.6 vs. 115.9 ± 5.9 , $p = 0.038$), mens skrittlengde og gangratio forble uendret ($p > 0.05$).

Når vi sammenlignet T med den mer komplekse situasjonen VM2 fant vi at skrittlengden ble signifikant kortere (78.7 ± 6.6 vs.

80.2 ± 7.6 , $p = 0.036$), kadens signifikant høyere (117.9 ± 5.9 vs. 115.9 ± 5.9 , $p = 0.036$) og gangratio ble signifikant lavere (0.67 ± 0.05 vs. 0.68 ± 0.05 , $p = 0.035$).

Når vi sammenlignet T med VM 3 og 4 fant vi ingen signifikante forskjeller mellom noen av gangparameterne ($p > 0.05$).

Diskusjon

Vårt formål var å undersøke hvordan balanse uttrykt som skrittlengde, kadens og gangratio påvirkes hos en gruppe unge, funksjonsfriske personer ved gange på tredemølle i et virtuelt miljø. Resultatene viste at det var tendenser til endring i gangparameterne når deltakerne gikk fra å gå på tredemøllen uten spesielle stimuli, til å gå i det virtuelle miljøet der de også skulle løse oppgaver.

Våre deltakere hadde en høyere gangratio i alle fire testsituasjoner (0.67-0.69) sammenlignet med en gangratio på 0.65 som er funnet hos friske voksne (15). En forklaring kan være at våre deltakere er spreke unge studenter (Tabell 1) med gangratio høyere enn gjennomsnittet. Det var ingen signifikant endring i gangratio fra gange på gulv til gange på tredemølle. Dette er i tråd med funn fra tidligere studier (17, 18). Det er derfor nærliggende å tro at funn og resultater fra målinger på tredemølle kan være overførbare tilsvarende situasjoner gjennomført på gulv.

Videre fant vi at gangratioen ble signifikant redusert i den mest komplekse situasjonen der deltakerne ble utsatt for visuelle og

Kort sagt

Dynamisk balanse under gange på tredemølle i et virtuelt miljø lar seg påvirke av visuelle forstyrrelser og oppgaveløsning.

Fremtidig forskning vil vise om gange på tredemølle i et virtuelt miljø kan brukes for å teste og trene dynamisk balanse i ulike pasientgrupper

auditive stimuli samtidig som de skulle løse kognitive oppgaver (VM2). Lavere gangratio vil typisk involvere kortere skrittlengde og høyere kadens. Lavere gangratio kan indikere en mer forsiktig gange, redusert balansekontroll eller redusert sentral gangkontroll. For alle de andre testsituasjonene på gulv og tredemølle holdt gangratioen seg stabil. Vårt funn om redusert gangratio strider mot funn fra Bogen og kollegers studie (11) der det ble rapportert at gangratioen økte signifikant fra gange på gulv med foretrukket hastighet til gange på gulv med dual task hos eldre. Dette ble forklart med at deltakerne tok kortere steg samtidig som de reduserte hastigheten for å opprettholde balanse. Variasjon i funn kan forklares med tredemøllens konstante hastighet som ikke tillater hastighetsendring ved utfordringer, eller at vårt yngre utvalg har en annen tilpassingsstrategi enn sine eldre likeverdige.

At ganghastighet og skrittlengde reduseres når gange kombineres med kognitive oppgaver er godt dokumentert (7, 17, 19). Det er naturlig å anta at kortere skrittlengde øker en persons stabilitet ettersom det kan føre til kortere sving- og lengre standfase, og at tyngdelinjen er utenfor understøttelsesflaten en kortere periode (20). Som følge av tredemøllens konstante hastighet førte den reduserte skrittlengden til en proporsjonal økt kadens, noe som gjør det utfordrende å overføre våre funn til studier der ganghastigheten kan endres. Det er også verdt å nevne at filmen som ble benyttet, var tatt opp med en ganghastighet på 1.2 m/s, mens vårt utvalg hadde en foretrukket ganghastighet som varierte fra 1.24 m/s til 1.91 m/s. Hvordan dette kan ha påvirket resultatene er usikkert.

Det var signifikant forskjell i kadens og skrittlengde mellom første testsituasjon (VM1) og gange på tredemølle uten stimuli (tilvenningsfasen), noe som er i tråd med andre studier (21, 22). Forskjellen kan skyldes overgangen fra tilvenningsfasen til at deltakerne utsettes for nye stimuli, selv om stimuli i VM1 ikke representerer de store utfordringene sammenlignet med de andre fasene. Det var også en signifikant økning i kadens i den mest komplekse situasjonen (VM2) sammenlignet med tilvenningsfasen.

Utvalget bestod av unge personer med gjennomsnittsalder 23 ± 2 år, som er betydelig lavere enn tidligere studier (10, 11, 23). Det er godt dokumentert at både muskelmasse og styrke (24, 25), og sensoriske funksjoner som syn, hørsel, vestibulærsans

og somatosensorikk reduseres med økende alder (23, 26-28). I tillegg blir integreringen og vektingen av sensorisk informasjon for å kunne gi en adekvat muskulær respons dårligere (29). Disse faktorene kan påvirke balansen. Utvalget skiller seg tydelig fra den generelle befolkningen når det gjelder BMI og aktivitetsnivå. Gjennomsnittlig BMI var 23.8 ± 1.4 og aktivitetsnivået var 373 ± 241 minutter moderat og hard ukentlig aktivitet. Undersøkelser gjort på den norske befolkning viser at kun om lag 25% av menn og 40% av kvinner har en BMI tilsvarende normalvektig (30) og at 35-40% av norske kvinner og menn med høyskoleutdanning oppfyller minimumskravene om 150 minutter ukentlig fysisk aktivitet (31). Dette betyr at vårt utvalg er betydelig mer fysisk aktive sammenlignet med befolkningen for øvrig, de er yngre og har lavere BMI. Dette er forskjeller som må tas med i vurderingen av resultatenes gyldighet. Ved å utføre testingen med fullt lys er forholdene like for deltagerne. Redusert lys kan påvirke ganghastigheten og gangmønsteret (32)

En utfordring med et lite og homogent utvalg som det våre deltakere representerer, er at den statistiske forskjellen må være meget stor for at den skal være signifikant. I små utvalg står vi i fare for å gjøre en type 2-feil, nemlig at vi tror på resultat om ingen statistisk sammenheng, mens det i realiteten er

en slik sammenheng i populasjonen. De forskjellene vi har avdekket i vårt lille utvalg, er det derfor grunn til å stole på. Hvis utvalget vårt hadde vært større ville egenskapene ved utvalget sannsynligvis vært mer likt den generelle befolkningen, og den statistiske usikkerheten ville blitt redusert. Når det er sagt kan en signifikant endring i et stort utvalg vise reelle forskjeller, men ikke nødvendigvis representere en klinisk viktig endring. Vel så viktig som utvalgsstørrelsen, er at utvalget er representativt for populasjonen som utvalget er hentet fra (33, s. 76-83). Vårt resultat er begrenset til en gruppe unge, og kan ikke nødvendigvis overføres til andre grupper. Basert på resultatene fra studien, vil vi imidlertid undersøke om utfordringene knyttet til balansen under gange i de beskrevne situasjonene tolereres av personer i ulike aldersgrupper og/eller av personer med skade eller sykdom som kan påvirke balansen.

Konklusjon

Resultatene viste at den dynamiske balansen under gange lot seg påvirke av forstyrrelser i miljøet når utfordringene var tilstrekkelige i vårt utvalg av unge funksjonsfriske personer som gikk i sitt foretrukne tempo. Vi vil derfor argumentere for at å undersøke balansen under gange i et virtuelt miljø kan være nyttig for ulike grupper av pasienter, og på sikt komme klinikken til gode.

Title: Balance during walking on a treadmill in a virtual environment: A pilot study

Abstract

- **Background:** Dynamic balance is a prerequisite for coping with changes in everyday walking activity. Studies have shown that dynamic balance can be affected by combining cognitive and motor activities during walking on flat surfaces.
- **Purpose:** To investigate how dynamic balance is affected in young, healthy people who, through a screen-based virtual environment, are exposed to cognitive, visual and auditory challenges while walking on a treadmill. Dynamic balance is presented as a change in gait parameter.
- **Method:** The preferred walking speed when walking on the floor (GG) was used on the treadmill. After four minutes of habituation (T), a wide-format film from city centre was shown. Registration of walking was undertaken in four planned situation, which to varying degree included visual and auditory stimuli in combination with cognitive tasks (VM1-4). An accelerometer attached to the lower back recorded step length (cm) and cadence (step/minute). Walk ratio (stride length/cadence) was calculated.
- **Results:** Ten young adults (23 ± 2 years, BMI 23.8 ± 1.4 , women: 5) participated. There were no changes in dynamic balance from GG to T ($p > 0.05$). During VM1, cadence was increased, while during VM2, the most complex situation, both step length and walk ratio were reduced, with an increase in cadence ($p < 0.05$).
- **Conclusion:** The results indicate that the participants adapted to the task and that the dynamic balance to some extent, was affected.
- **Keywords:** Balance, walking, virtual environment

Referanser

1. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*. 1995;3(4):193-214. [http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362\(96\)82849-9](http://dx.doi.org/10.1016/0966-6362(96)82849-9)
2. Wilhelmsen K. Symptoms and signs in patients with long-lasting dizziness. University of Bergen. 2010. <http://dx.doi.org/10.1186/1472-6815-9-2>
3. Woollacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait & posture*. 2002;16(1):1-14. [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00156-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00156-4)
4. Strupp M, Arbusow V. Acute vestibulopathy. *Current opinion in neurology*. 2001;14(1):11-20. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ncl.2015.04.012>
5. Helbostad JL, Sturnieks DL, Menant J, Delbaere K, Lord SR, Pijnappels M. Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: a systematic literature review. *BMC geriatrics*. 2010;10:56. <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2318-10-56>
6. Poole E, Treleaven J, Jull G. The influence of neck pain on balance and gait parameters in community-dwelling elders. *Manual therapy*. 2008;13(4):317-24. <http://dx.doi.org/10.1016/j.math.2007.02.002>
7. Shin SS, An DH. The Effect of Motor Dual-task Balance Training on Balance and Gait of Elderly Women. *Journal of physical therapy science*. 2014;26(3):359-61. <http://dx.doi.org/10.1589/jpts.26.359>
8. Middleton A, Fritz SL, Lusardi M. Walking speed: the functional vital sign. *Journal of aging and physical activity*. 2015;23(2):314-22. <http://dx.doi.org/10.1123/japa.2013-0236>
9. Egerton T, Danoudis M, Huxham F, Iansek R. Central gait control mechanisms and the stride length-cadence relationship. *Gait & posture*. 2011;34(2):178-82. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.04.006>
10. Zijlstra A, de Bruin ED, Bruins N, Zijlstra W. The step length-frequency relationship in physically active community-dwelling older women. *European journal of applied physiology*. 2008;104(3):427-34. <http://dx.doi.org/10.1007/s00421-008-0795-6>
11. Bogen B, Moe-Nilssen R, Ranhoff AH, Aaslund MK. The walk ratio: Investigation of invariance across walking conditions and gender in community-dwelling older people. *Gait & posture*. 2018;61:479-82. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.02.019>
12. Mirelman A, Rochester L, Maidan I, Del Din S, Alcock L, Nieuwhof F, et al. Addition of a non-immersive virtual reality component to treadmill training to reduce fall risk in older adults (V-TIME): a randomised controlled trial. *The Lancet*. 2016;388(10050):1170-82. [http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(16\)31325-3](http://dx.doi.org/https://doi.org/10.1016/S0140-6736(16)31325-3)
13. Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon). 1998;13(4-5):320-7. [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00089-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00089-8)
14. Moe-Nilssen R. Test-retest reliability of trunk accelerometry during standing and walking. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 1998;79(11):1377-85. [http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993\(98\)90231-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0003-9993(98)90231-3)
15. Sekiya NNH, Ito H, Furuta T. The invariant relationship between step length and step rate during free walking. *J Hum Mov Stud*, 30 1996;pp. 241-57. Tilgjengelig fra <https://www.semanticscholar.org/paper/The-invariant-relationship-between-step-length-and-Sekiya/e37c3448899e211ee62182589ef54f1fbdefa96af>.
16. Kurtze N, Rangul V, Hustvedt BE. Reliability and validity of the international physical activity questionnaire in the Nord-Trøndelag health study (HUNT) population of men. *BMC medical research methodology*. 2008;8:63. <http://dx.doi.org/10.1186/1471-2288-8-63>
17. Lee SJ, Hidler J. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md : 1985). 2008;104(3):747-55. <http://dx.doi.org/10.1152/jap-physiol.01380.2006>
18. Murray MP, Spurr GB, Sepic SB, Gardner GM, Mollinger LA. Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md : 1985). 1985;59(1):87-91. <http://dx.doi.org/10.1152/jappl.1985.59.1.87>
19. Guedes R, Dias R, Pereira L, L A Silva S, Lustosa L, Dias J. Influence of dual task and frailty on gait parameters of older community-dwelling individuals. 2014:0. <http://dx.doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0034>
20. Bhatt T, Wening JD, Pai YC. Influence of gait speed on stability: recovery from anterior slips and compensatory stepping. *Gait & posture*. 2005;21(2):146-56. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.008>
21. Matsas A, Taylor N, McBurney H. Knee joint kinematics from familiarised treadmill walking can be generalised to overground walking in young unimpaired subjects. *Gait & posture*. 2000;11(1):46-53. [http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00048-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00048-X)
22. Taylor NF, Evans OM, Goldie PA. Angular movements of the lumbar spine and pelvis can be reliably measured after 4 minutes of treadmill walking. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon). 1996;11(8):484-6. [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(96\)00036-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(96)00036-8)
23. Koh DH, Lee JD, Lee HJ. Relationships among hearing loss, cognition and balance ability in community-dwelling older adults. *Journal of physical therapy science*. 2015;27(5):1539-42. <http://dx.doi.org/10.1589/jpts.27.1539>
24. Keller K, Engelhardt M. Strength and muscle mass loss with aging process. Age and strength loss. *Muscles, ligaments and tendons journal*. 2013;3(4):346-50. <http://dx.doi.org/10.32098/mltj.04.2013.17>
25. Muehlbauer T, Gollhofer A, Granacher U. Associations Between Measures of Balance and Lower-Extremity Muscle Strength/Power in Healthy Individuals Across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports medicine* (Auckland, NZ). 2015;45(12):1671-92. <http://dx.doi.org/10.1007/s40279-015-0390-z>
26. Gates GA, Mills JH. Presbycusis. *Lancet* (London, England). 2005;366(9491):1111-20. [http://dx.doi.org/10.1016/s0140-6736\(05\)67423-5](http://dx.doi.org/10.1016/s0140-6736(05)67423-5)
27. Dunn W, Griffith JW, Sabata D, Morrison MT, MacDermid JC, Darragh A, et al. Measuring change in somatosensation across the lifespan. *The American journal of occupational therapy : official publication of the American Occupational Therapy Association*. 2015;69(3):6903290020p1-p9. <http://dx.doi.org/10.5014/ajot.2015.014845>
28. Zalewski CK. Aging of the Human Vestibular System. *Seminars in hearing*. 2015;36(3):175-96. <http://dx.doi.org/10.1055/s-0035-1555120>
29. Horak FB. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? Age and ageing. 2006;35 Suppl 2:ii7-ii11. <http://dx.doi.org/10.1093/ageing/af1077>
30. Midthjell K, Lee CM, Langhammer A, Krokstad S, Holmen TL, Hveem K, et al. Trends in overweight and obesity over 22 years in a large adult population: the HUNT Study, Norway. *Clinical obesity*. 2013;3(1-2):12-20. <http://dx.doi.org/10.1111/cob.12009>
31. Helsedirektoratet. <https://helsedirektoratet.no/folkeshelse/fysisk-aktivitet/statistikk-om-fysisk-aktivitetsniva-og-stillesitting> [
32. Kesler A, Leibovich G, Herman T, Gruendlinger L, Giladi N, Hausdorff JM. Shedding light on walking in the dark: the effects of reduced lighting on the gait of older adults with a higher-level gait disorder and controls. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2005;2:27. <http://dx.doi.org/10.1186/1743-0003-2-27>
33. Bjørndal A, Hofoss D. Statistikk for helse- og sosialfagene. 2 utg. Oslo: Gyldendal akademiske; 2004. 269 s.

Fysioterapeuters rolle i folkehelsearbeid er tema for Fysioterapeutens fagutgivelse i 2020 (nr. 8)

Vitenskapelige artikler og fagartikler sendes inn senest 15. juni. For andre artikkelsjangere er leveringsfristen 1. september.

Spørsmål, tips og manuskript sendes fagredaktor@fysio.no eller js@fysio.no. Se vår forfatterveileder på www.fysioterapeuten.no for utfyllende informasjon til forfattere.

