
**Inauguraldissertation
zur Erlangung des akademischen Doktorgrades (Dr. phil.)
im Fach Sportwissenschaft
an der Fakultät für Verhaltens- und
Empirische Kulturwissenschaften
der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg**

Titel der publikationsbasierten Dissertation
*Gleichgewichtsfähigkeit als zentraler Aspekt funktioneller Mobilität:
Entwicklung und Validierung eines zielgruppenspezifischen, alltagsbezo-
genen Assessmentparadigmas für junge Senioren*

vorgelegt von
Katharina Gordt

Jahr der Einreichung
2019

Dekan: Prof. Dr. Dirk Hagemann
Berater: Dr. Michael Schwenk
Prof. Dr. Clemens Becker

Hinweis für die Leserin/den Leser:

Zugunsten eines besseren Leseflusses werden in der vorliegenden Arbeit im Regelfall Ausdrucksformen männlichen Geschlechts, wie Proband, verwendet. Es sei jedoch explizit darauf hingewiesen, dass dies selbstverständlich die weibliche Form, wie Probandin, mit einschließt.

Zusammenfassung

Mobilität ist eine wichtige Voraussetzung für Gesundheit, Wohlbefinden und Unabhängigkeit. Um diese möglichst lange beizubehalten und ein gesundes, selbstständiges Leben zu ermöglichen, wird in den letzten Jahren zunehmend gefordert, mit der Erkennung und Behandlung von Mobilitäts- und Gleichgewichtseinschränkungen frühzeitig vor dem Auftreten von deutlichen Einschränkungen oder gar Stürzen zu beginnen. Deshalb sind Assessments nötig, über die beginnende subtile Mobilitäts- und Gleichgewichtseinschränkungen bereits in der speziellen Zielgruppe der noch fitten jungen Senioren zwischen 60 und 70 Jahren erfasst werden können. Bisherige Übersichtsarbeiten zeigten allerdings, dass ein Großteil der bisher verwendeten Assessments für diese Zielgruppe keine Herausforderung darstellt. Aus diesem Grund sind die Entwicklung und Validierung von anspruchsvollen Assessments notwendig, wodurch die Personen an die Grenzen ihrer motorischen Leistungsfähigkeit gebracht werden.

In vorangegangenen Studien zeigte sich die Community Balance & Mobility Scale (CBM) bereits als ein vielversprechendes, anspruchsvolles Instrument zur Erfassung der Gleichgewichtsfähigkeit und funktionellen Mobilität bei jüngeren Senioren. Bisher war aber keine deutschsprachige Version dieser Skala verfügbar. Deshalb wurde in Manuskript I die CBM nach den internationalen ‚Recommendations for the Cross-Cultural Adaptation of Health Status Measures‘ aus dem Englischen ins Deutsche (G-CBM) übersetzt und anschließend validiert. Es zeigte sich eine sehr gute Intra- ($ICC_{3,k} = 0,998$; $p < 0,001$) und Intertester-Reliabilität ($ICC_{2,k} = 0,996$; $p < 0,001$) sowie eine moderate bis hohe Konstruktvalidität ($\rho = 0,32-0,85$; $p < 0,001$). Im Vergleich zu anderen Instrumenten traten keine Deckeneffekte auf, was auf die spezielle Eignung der G-CBM bei jungen Senioren hinweist. Insgesamt zeigte sich die G-CBM als reliables und valides Instrument zur Messung beginnender Gleichgewichtseinschränkungen bei jungen Senioren, das nun für den Einsatz im deutschsprachigen Raum verfügbar ist.

Ein weiteres entscheidendes Kriterium für den Einsatz eines Assessments ist dessen Durchführbarkeit im Hinblick auf die benötigte Zeit und das zur Verfügung stehende Material. Für die Durchführung der CBM werden zwischen 20 und 30 Minuten benötigt. Dies ist für ihren Einsatz in der täglichen Praxis zu lang. Zudem wurden sowohl bei der Validierung der G-CBM als auch in anderen vorangegangenen Studien mögliche Redundanzen innerhalb der CBM identifiziert, was sich durch eine sehr hohe interne Konsistenz ($\alpha > 0,90$) zeigte. Um die benötigte Zeit und die Redundanzen zu minimieren, wurde in Manuskript II eine verkürzte Version der CBM, die sog. s-CBM, entwickelt und anhand anderer etablierter

Erhebungsinstrumente der Mobilität und Gleichgewichtsfähigkeit validiert. Über eine explorative Faktorenanalyse wurde eine um mehr als 60 % reduzierte Version entwickelt, die anstelle von 13 Aufgaben nur noch vier Aufgaben umfasst und in etwa 10 Minuten durchzuführen ist. Im Hinblick auf die Gütekriterien Konstruktvalidität, diskriminative Validität und das Auftreten von Deckeneffekten zeigten sich keine nennenswerten Unterschiede zu jenen der CBM. Dadurch kann die s-CBM als valides und praktikables Instrument zur Erfassung beginnender Mobilitäts- und Gleichgewichtseinschränkungen bei jungen Senioren empfohlen werden, das auch für den täglichen Einsatz in der Praxis geeignet ist.

Zusätzlich zum Vorhandensein adäquater Assessments unter Laborbedingungen ist es wichtig, den Zusammenhang dieser Assessments und der täglich durchgeführten Aktivität junger Senioren zu kennen, um sowohl alltagsrelevante Erhebungsinstrumente als auch Interventionen entwickeln zu können. Deshalb widmet sich Manuskript III der Untersuchung des Zusammenhangs zwischen der unter Laborbedingungen erfassten Mobilität und Gleichgewichtsfähigkeit (Kapazität), der im alltäglichen Leben durchgeführten körperlichen Aktivität (Performanz) und den vorangegangenen Stürzen junger Senioren. Als Hypothese wurde angenommen, dass in der speziellen Zielgruppe der jungen Senioren die alltägliche Performanz und Stürze von anspruchsvollen Kapazitätsassessments besser abgebildet werden als von weniger anspruchsvollen. Im Labor wurden dafür sowohl weniger anspruchsvolle Assessments wie die Erfassung der habituellen Ganggeschwindigkeit und der Timed Up-and-Go Test als auch anspruchsvolle Kapazitätsassessments wie die Erfassung der schnellen Ganggeschwindigkeit oder die Community Balance & Mobility Scale eingesetzt. Die Durchführung der anspruchsvollen Assessments erfolgte unter Zeit- und/oder Präzisionsdruck. Die Performanz wurde über sieben Tage hinweg mithilfe am Körper getragener Sensoren erfasst. Über validierte Algorithmen wurde der prozentuale Anteil der Sitzzeit, der leicht aktiven Zeit und der moderat-anstrengend aktiven Zeit extrahiert. Der Zusammenhang zwischen Kapazität, Performanz und den vorangegangenen Stürzen wurde mittels Korrelations-, Regressions- und Receiver Operating Characteristics-Analysen untersucht.

Die Kapazitätsassessments zeigten schwache bis moderate Zusammenhänge mit der Performanz und Stürzen, die anspruchsvollen jedoch stärkere ($r = 0,10-0,31$; $p < 0,001-0,461$) als die weniger anspruchsvollen ($r = 0,06-0,22$; $p = 0,012-0,181$).

Die anspruchsvollen Kapazitätsassessments erklärten in drei von vier Regressionsmodellen einen signifikanten Anteil der Varianz der Performanz und Stürze (2,5-8,6 %) und unterschieden am besten zwischen hoher/geringer Performanz und Stürzern/Nicht-Stürzern (AUC = 0,59-0,70). Diese Ergebnisse bestätigen die Hypothese, dass die anspruchsvollen Erhebungsinstrumente die Performanz und Stürze junger Senioren besser widerspiegeln

als einfache und bestätigen die Wichtigkeit des Einsatzes dieser Erhebungsinstrumente in dieser Zielgruppe.

Nach dem Kenntnisstand der Autorin wurde in dieser Arbeit erstmalig ein zielgruppenspezifisches, alltagsbezogenes Assessmentparadigma für die Gleichgewichtsfähigkeit und funktionelle Mobilität entwickelt, das einen Beitrag dazu leistet, beginnende Mobilitäts- und Gleichgewichtseinschränkungen in der speziellen Zielgruppe der jungen Senioren zu erfassen und deren Zusammenhang mit Performanz und Stürzen widerzuspiegeln. Die Arbeit bildet damit die Grundlage für die Entwicklung von präventiven Interventionen zum Erhalt der Kapazität und Performanz von jungen Senioren.

Abstract

Mobility is an important requirement for health, well-being and functional independence. In order to maintain mobility as long as possible and enable a healthy and independent life, over the past few years, there have been increasing demands for assessing and treating balance and mobility impairment before significant impairment or even falls occur. Therefore, assessments are necessary, which are able to detect beginning subtle balance and mobility declines in the specific target group of young seniors between 60 and 70 years of age. However, a previous review has shown that the majority of the assessments used does not pose a challenge for this population. For this reason, the development and validation of challenging assessments pushing people to the limits of their motor ability are necessary. In previous studies, the Community Balance & Mobility Scale (CBM) was shown as a promising tool for the assessment of balance and mobility in young seniors. However, no German version of this scale was available yet. Therefore, according to the international recommendations for the 'Cross-Cultural adaptation of Health Status Measures' the CBM was translated from English into German (G-CBM) and validated in manuscript I. A very good intra- ($ICC_{3,k}=0.998$; $p<0.001$) and interrater reliability ($ICC_{2,k}=0.996$; $p<0.001$) as well as moderate to high construct validity ($\rho=0.32-0.85$; $p<0.001$) was shown. Compared to other assessments the G-CBM did not show any ceiling effects. Overall, the results show that the G-CBM is a reliable and valid instrument for measuring beginning balance and mobility deficits in young seniors. Through this translation and validation, the G-CBM is now available for use in German-speaking countries.

A further decisive criterion for the use of an assessment is its feasibility, both with regard to the time and the material required. Between 20 and 30 minutes are required to perform the CBM, which is too long for its use in daily practice. In addition, in the validation of the G-CBM and in other previous studies, possible redundancies within the CBM were identified shown as a high internal consistency ($\alpha > 0.90$). In order to reduce both required time and redundancies, in manuscript II a shortened version of the CBM (s-CBM) was created and validated using established balance and mobility assessments.

An exploratory factor analysis was used to develop a shortened version, which was reduced by more than 60%, including four instead of thirteen items. The s-CBM can be performed in about 10 minutes. With regard to the measurement properties, construct validity, discriminative validity and the occurrence of ceiling effects, there were no significant differences compared to the original CBM. In summary, the s-CBM can be recommended as a valid instrument for assessing beginning balance and mobility deficits in young seniors, which can be used in daily practice.

In addition to the existence of adequate assessment performed under laboratory conditions, it is also important to understand the association between these assessments and the daily activities of young seniors in order to develop assessments and interventions, which are relevant for their daily life. Therefore, manuscript III focused on the association between the lab-based balance and mobility (capacity) and mobility in real-life (performance) and previous falls in young seniors. It was assumed that in the special target group of young seniors, challenging capacity measures better reflect everyday performance and falls in this special target group compared to basic ones. In the laboratory, basic measures such as the habitual gait speed and the Timed Up-and-Go Test were used as well as challenging capacity measures such as the fast gait speed or the Community Balance & Mobility Scale. The challenging measures were carried out under time and/or precision pressure. The performance was measured over seven days using sensors worn on the body. Mobility performance was measured objectively using a wearable sensor at the lower back for seven days. Validated algorithms were used to extract the percentage of sedentary time, light active time and at least moderate active time. The association of capacity with performance and previous falls was investigated using correlations, regression and receiver operating characteristics analyses.

The challenging motor capacity measures showed low to moderate associations with mobility performance and falls ($r=0.10-0.31$; $p<0.001-0.461$), however, higher compared to the basic motor capacity measures ($r=0.06-0.22$; $p=0.012-0.181$). They remained significant in three out of four regression models explaining 2.5-8.6% of the variance, and showed highest discriminatory ability ($AUC=0.59-0.70$) between high/low performers and fallers/non-fallers. These results confirm the hypothesis that the challenging capacity measures better reflect mobility performance and falls in young seniors than basic capacity measures and confirm the importance of applying them in this target group.

According to the author's knowledge, this is the first time a target group-specific, everyday related assessment paradigm for balance and mobility was developed. This contributes to detect beginning balance and mobility deficits in this special target group of young seniors and to reflect their association with performance and previous falls. Thus, this work forms the basis for developing preventive interventions to maintain the capacity and performance of young seniors.

Liste der Veröffentlichungen zur publikationsbasierten Dissertation

Manuskript I

Gordt K, Mikolaizak AS, Nerz C, Barz C, Gerhardy T, Weber M, Becker C, Schwenk M (2018): German version of the Community Balance and Mobility Scale: Translation and evaluation of measurement properties. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*. doi:10.1007/s00391-018-1374-z

Manuskript II

Gordt K, Mikolaizak AS, Taraldsen K, Bergquist R, Van Ancum JM, Nerz C, Pijnappels M, Maier AB, Helbostad JL, Vereijken B, Becker C, Schwenk M (2019): Creating and Validating a Shortened Version of the Community Balance & Mobility Scale for Application in People Who Are 61 to 70 Years of Age. *Physical Therapy*. doi: 10.1093/ptj/pzz132

Manuskript III

Gordt K, Paraschiv-Ionescu A, Mikolaizak AS, Taraldsen K, Mellone S., Bergquist R, Van Ancum JM, Nerz C, Pijnappels M, Maier AB, Helbostad JL, Vereijken B, Becker C, Aminian K, Schwenk M (eingereicht): The Association of Basic and Challenging Motor Capacity with Mobility Performance and Falls in Young Seniors. *The Journal of Gerontology: Medical Sciences*.

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	I
Abstract.....	IV
Liste der Veröffentlichungen zur publikationsbasierten Dissertation	VI
Inhaltsverzeichnis.....	VII
Abkürzungsverzeichnis.....	IX
1 Einleitung	1
2 Theoretischer Hintergrund.....	2
2.1 Junge Senioren - die Bedeutung der „Baby-Boomer“	2
2.2 Mobilität als Grundstein für aktives Altern	3
2.2.1 Begriffsbestimmung	3
2.2.2 Physische Einflussfaktoren funktioneller Mobilität	4
2.3 Gleichgewichtsfähigkeit – ein zentraler Aspekt funktioneller Mobilität	5
2.3.1 Definition der Gleichgewichtsfähigkeit.....	5
2.3.2 Altersbedingte Veränderungen der Gleichgewichtsfähigkeit und ihre Folgen für die Mobilität	6
2.4 Assessments zur Bestimmung der Gleichgewichtsfähigkeit und funktionellen Mobilität	7
2.4.1 Kapazität vs. Performanz	7
2.4.2 Assessments zur Bestimmung der Kapazität	8
2.4.2.1 Stand der Forschung.....	8
2.4.2.2 Relevanz eines anspruchsvollen, alltagsrelevanten Assessmentparadigmas für junge Senioren.....	10
2.4.3 Assessments zur Bestimmung der Performanz.....	12
3 Ziele und Fragestellungen.....	14
4 Entwicklung und Validierung eines Assessmentparadigmas für junge Senioren	15
4.1 Manuskript I: German version of the Community Balance and Mobility Scale: Translation and evaluation of measurement properties	15

4.2	Manuskript II: Creating and Validating a Shortened Version of the Community Balance & Mobility Scale for Application in People Who Are 61 to 70 Years of Age	17
4.3	Manuskript III: The Association of Basic and Challenging Motor Capacity with Mobility Performance and Falls in Young Seniors	20
5	Einordnung der Ergebnisse in den Forschungszusammenhang	23
6	Schlussfolgerung und Ausblick	27
7	Literaturverzeichnis	29
8	Weitere Publikationen und Kongressbeiträge	37
9	Forschungspreis.....	40
	Danksagung	41
	Erklärung gemäß § 8 Abs. (1) c) und d) der Promotionsordnung der Fakultät.....	42
	Anhang: Manuskripte zur publikationsbasierten Dissertation	43
	Manuskript I	43
	Manuskript II	53
	Manuskript III	81

Abkürzungsverzeichnis

3MTW	3 Meter Tandemgang
30CST	30 Sekunden Aufstehtest
8LBS	8 Level Balance Scale
AUC	Area under the Curve
BBS	Berg Balance Scale
CBM	Community Balance & Mobility Scale
EFA	Exploratorische Faktorenanalyse
FAB	Fullerton Advanced Balance Scale
FES-I	Falls Efficacy Scale - International
G-CBM	German Community Balance & Mobility Scale
ICC	Intra-Class-Correlation
ICF	International Classification of Function, Disability & Health
MET	Metabolisches Äquivalent
s-CBM	shortened Community Balance & Mobility Scale
SPPB	Short Physical Performance Battery
TUG	Timed Up-and-Go Test
WHO	Weltgesundheitsorganisation

1 Einleitung

Lange Zeit lag der Fokus des Gesundheitssystems, der öffentlichen Wahrnehmung und der Forschungsaktivitäten v.a. auf den Defiziten und Einschränkungen, die mit einem höheren Lebensalter einhergehen. Zunehmend ändert sich aber der Blickwinkel hin zu einer positiveren Sicht auf die im Alter verbleibenden Ressourcen. Das Ziel sowohl für den Einzelnen als auch für die Gesellschaft ist es, die in Gesundheit und Selbstständigkeit verbrachte Lebenszeit zu verlängern (Fries, 1980). Die Weltgesundheitsorganisation (WHO) etablierte deshalb das Konzept des „Aktiven Alterns“. Darunter versteht man „den Prozess der Optimierung der Möglichkeiten von Menschen, im zunehmenden Alter ihre Gesundheit zu wahren, am Leben ihrer sozialen Umgebung teilzunehmen und ihre persönliche Sicherheit zu gewährleisten, und derart ihre Lebensqualität zu verbessern.“ (WHO 2002, Aktiv Altern, S. 12) Die WHO macht dabei deutlich, dass sich „aktiv“ nicht nur auf die körperliche Aktivität bezieht, sondern dass auch eine Vielzahl an Faktoren wie wirtschaftliche, soziale oder persönliche Einflüsse in diese Betrachtung einzubeziehen sind. Dennoch zeigen Studien, dass die körperliche Aktivität einer der wichtigsten Faktoren für das gesunde und aktive Altern ist und sie mit positiven Aspekten wie der Wahrung einer größtmöglichen Unabhängigkeit, sozialer Kontakte, psychischem Wohlbefinden und einem verminderten Sturzrisiko verbunden ist (Bauman, Merom, Bull, Buchner, & Fiatarone Singh, 2016; Granacher & Hortobágyi, 2015; Tak, Kuiper, Chorus, & Hopman-Rock, 2013; Taylor, 2014).

Um körperliche Aktivität auch im höheren Alter beizubehalten, müssen vermehrt präventive Ansätze den rehabilitativen Maßnahmen bevorzugt werden. Für das Kraft- und Ausdauertraining ist dieser Ansatz bereits in vielen Leitlinien und Empfehlungspapieren weit verbreitet (Becker & Blessing-Kapelke, 2011; Elsayy & Higgins, 2010; Haskell et al., 2007; Nelson et al., 2007). Im Gegensatz dazu werden erst in den letzten Jahren zunehmend Forderungen laut, auch mit der Erkennung und Behandlung von Gleichgewichtseinschränkungen bereits frühzeitig vor dem Auftreten von deutlichen Gleichgewichtsstörungen oder gar Stürzen zu beginnen (Bauman et al., 2016; Strain, Fitzsimons, Kelly, & Mutrie, 2016). Bereits bei noch selbstständig zu Hause lebenden jungen Senioren mit guter körperlicher Leistungsfähigkeit treten erste Einschränkungen der Gleichgewichtsfähigkeit auf, die aber häufig noch unerkannt und ohne schwerwiegende Folgen bleiben.

Vor diesem Hintergrund beschreibt die vorliegende Dissertation die Entwicklung geeigneter sensitiver und valider Assessments, die über das Testen von einfachen statischen und dynamischen Gleichgewichtsfähigkeiten wie dem ruhigen Stand oder dem Gehen mit habitueller Ganggeschwindigkeit hinausgehen und damit in der Lage sind, beginnende subtile Gleichgewichtseinschränkungen in der speziellen Gruppe der jungen Senioren zwischen 60 und 70 Jahren zu erfassen.

2 Theoretischer Hintergrund

2.1 Junge Senioren - die Bedeutung der „Baby-Boomer“

In den kommenden Jahren wird es aufgrund des Rückgangs der Geburtenrate in den 1970-2010er Jahren sowie der steigenden Lebenserwartung der Gesamtbevölkerung zu einer drastischen Veränderung der Altersverteilung kommen (Statistisches Bundesamt, 2019). Besonders die Zahl der ‚Alten‘, wie die Personen über 60 Jahre von den Vereinten Nationen definiert werden (United Nations Department of Economic and Social Affairs Population Division, 2015), wird in den nächsten Jahren drastisch ansteigen (Dugarova, 2017). Prognosen zufolge soll der Anteil der über 60-Jährigen an der Weltbevölkerung von 12,3 % im Jahr 2015 auf 21,5 % im Jahr 2050 ansteigen (United Nations Department of Economic and Social Affairs Population Division, 2015). Im Vergleich dazu waren im Jahr 1950 8 %, im Jahr 2007 11 % der Bevölkerung über 60 Jahre alt (United Nations Department of Economic and Social Affairs Population Division, 2015). Schätzungen des Statistischen Bundesamtes (2016) zufolge sollen im Jahr 2050 38 % der deutschen Bevölkerung über 60 Jahre alt sein. Die Gruppe der über 60-Jährigen zeichnet sich durch eine große Heterogenität aus (Hartmann-Tews, Tischer, & Combrink, 2012). Diese Heterogenität zeigt sich in einer großen Spanne zwischen den gesunden, fitten, aktiven Personen, die finanziell gut gestellt sind und viele soziale Kontakte haben und den erkrankten, immobilen, hilfsbedürftigen, isolierten Personen, die stark auf Hilfe angewiesen sind. Aus diesem Grund hat sich in den letzten Jahren die Unterscheidung in ‚junge Alte‘ (Senioren) und ‚alte Alte‘ (Betagte) immer weiter etabliert (Höpflinger, 2009). Besonders die Gruppe der 60-70-jährigen jungen Senioren wird in den nächsten Jahren, bedingt durch einen starken Anstieg der Geburtenrate nach dem Zweiten Weltkrieg und der daraus resultierenden sog. „Baby-Boomer“-Generation, wie die in der Nachkriegszeit Geborenen genannt werden, enorm anwachsen. Keine andere Altersgruppe wird Prognosen zufolge prozentual so stark anwachsen wie diese (United Nations Department of Economic and Social Affairs Population Division, 2015). Der Großteil dieser 60-70-Jährigen ist noch fit, körperlich aktiv und in der Lage, sich selbst ohne Probleme zu versorgen (Berk, 2004). Ihr Alltag ist geprägt von verschiedenen anspruchsvollen Aktivitäten wie z.B. dem Tragen der Einkäufe oder eines Wäschekorbes, dem Rennen zum Bus, dem Reisen oder der Ausübung verschiedener sportlicher Aktivitäten wie z.B. Wandern. Diese Aktivitäten erfordern Fähigkeiten wie das Gehen mit zusätzlichen Gewichten in den Händen oder über unebene Untergründe, schnelle Richtungsänderungen oder das Rennen kurzer Strecken. Dennoch nehmen in diesem Alter die funktionellen Einschränkungen zu (Choy, Brauer, & Nitz, 2003; Era et al., 2006; Isles, Choy, Steer, & Nitz,

2004; Landi et al., 2017), die dann im höheren Alter zu schwerwiegenden Folgen wie abnehmender Selbstständigkeit, Krankheit und zunehmender Pflegebedürftigkeit führen (Hartmann-Tews et al., 2012; Rowe, Fulmer, & Fried, 2016).

Aufgrund der drastisch ansteigenden Zahl dieser Personen und ihrer beginnenden subtilen Einschränkungen sollte auf diese Gruppe ein besonderes Augenmerk gelegt und den Forderungen nach der frühen Erkennung und Behandlung von Gleichgewichtseinschränkungen zur längstmöglichen Erhaltung der Mobilität und Selbstständigkeit nachgegangen werden.

2.2 Mobilität als Grundstein für aktives Altern

2.2.1 Begriffsbestimmung

Mobilität ist eine wichtige Voraussetzung für Gesundheit, Wohlbefinden und funktionelle Unabhängigkeit im Alter (Mensink, 2003). Umgekehrt sind Einschränkungen in der Mobilität ein wichtiger Prädiktor für verschiedene gesundheitsbezogene Zielgrößen wie die Einweisung in ein Pflegeheim bis hin zu Mortalität (Barth & Doblhammer, 2017).

Es gibt eine Vielzahl an Definitionen für Mobilität. Verschiedene Autoren definierten Mobilität als die Fähigkeit, sich sicher und unabhängig von einem Ort zu einem anderen (Patla & Shumway-Cook, 1999) bzw. in seiner Umgebung zu bewegen (Shumway-Cook, Ciol, Yorkston, Hoffman, & Chan, 2005). Diese Definitionen beinhalten grundsätzlich nur die Fähigkeit, sich zu bewegen (Musich, Wang, Ruiz, Hawkins, & Wicker, 2018; Schwanen & Ziegler, 2011).

In der von der WHO entwickelten ‚International Classification of Function, Disability and Health‘ (ICF) wird Mobilität aus einem funktionellen Blickwinkel betrachtet und als ein Aspekt von ‚Aktivität und Partizipation‘ definiert. Funktionelle Mobilität umfasst dabei die Bewegung durch Änderung der Körperposition oder -lage, die Bewegung von Gegenständen durch Tragen oder Handhaben, die Fortbewegung durch Gehen, Rennen, Wandern oder Steigen sowie den Gebrauch verschiedener Transportmittel (WHO, 2001). Diese Definition bildet die Ausgangsbasis der vorliegenden Arbeit und der darin enthaltenen Einzelarbeiten, da sie die alltagsrelevanten Tätigkeiten dieser Zielgruppe in hohem Maße widerspiegelt.

Mobilität kann durch eine Vielzahl an Faktoren beeinflusst werden. Kaufmann et al (2004) entwickelten das ‚Motility‘ Framework, nach dem die Einflussfaktoren für Mobilität in drei Kategorien unterteilt werden können: ‚skills‘ wie physische und kognitive Funktionen, ‚access‘ wie die Verfügbarkeit von öffentlichen Verkehrsmitteln und ‚appropriation‘ wie Motivation und Ansichten einer Person. Webber et al. (2010) entwickelten das ‚comprehensive

mobility framework', nach dem die Einflussfaktoren in fünf Kategorien unterteilt werden können: in kognitive, psychosoziale, physische, umgebungsbedingte und finanzielle Einflussfaktoren. Beide Konzepte beinhalten im Wesentlichen ähnliche Faktoren. Der Fokus der vorliegenden Arbeit soll auf den physischen Einflussfaktoren liegen, da diese den Grundstein jeder körperlichen Bewegung und somit auch der funktionellen Mobilität darstellen.

2.2.2 Physische Einflussfaktoren funktioneller Mobilität

In Deutschland ist die Klassifizierung physischer Faktoren nach den sog. motorischen Grundfähigkeiten Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit, Beweglichkeit und Koordination weit verbreitet (Bös & Mechling, 1983; Meinel & Schnabel, 2007). Für die konditionellen Fähigkeiten wie Kraft und Ausdauer besteht breiter Konsens hinsichtlich der wissenschaftstheoretischen Betrachtung (Golle, Mechling, & Granacher, 2019; Haber, 2018). Weniger klar dagegen ist der Forschungsstand zu den koordinativen Fähigkeiten, zu denen die Reaktions-, die Rhythmisierungs-, die Orientierungs-, die Differenzierungs- und die Gleichgewichtsfähigkeit zählen (Hirtz, 1985). Von den koordinativen Fähigkeiten spielt die Gleichgewichtsfähigkeit die größte Rolle für die Mobilität und körperliche Aktivität im Alltag (Lamb & Keene, 2017; Theisen & Wydra, 2011). Ein großer Kritikpunkt dieses Ansatzes ist allerdings die Diskrepanz zwischen den allgemein gehaltenen Definitionen der koordinativen Fähigkeiten und ihrer hohen Spezifität (Hirtz, 2011). Besonders für die Gleichgewichtsfähigkeit konnte in verschiedenen Studien gezeigt werden, dass es keine allgemeine Gleichgewichtsfähigkeit gibt, sondern die Anforderungen je nach Aufgabe sehr spezifisch sind und nur ein geringer Transfer zwischen den Aufgaben besteht (Kummel, Kramer, Giboin, & Gruber, 2016; Muehlbauer, Besemer, Wehrle, Gollhofer, & Granacher, 2012; Muehlbauer, Gollhofer, & Granacher, 2012).

Eine andere Klassifizierung der physischen Einflussfaktoren funktioneller Mobilität stellt das international etablierte Modell der ‚health- and skill-related components of physical fitness‘ dar. In ihm werden eine Reihe motorischer Komponenten beschrieben, die Menschen haben oder erreichen können. Diese Komponenten hängen mit der Fähigkeit zusammen, körperlich aktiv zu sein, und spielen unterschiedliche Rollen für die funktionelle Mobilität einer Person (Caspersen, Powell, & Christenson, 1985). Unterteilt werden diese Komponenten in die sog. gesundheitsbezogenen („health-related“) und fertigkeitenbezogenen („skill-related“) Faktoren.

Die gesundheitsbezogenen Faktoren umfassen kardiorespiratorische Fitness, Körperbau, Muskelkraft, -ausdauer und Beweglichkeit. Sie hängen v.a. mit dem Gesundheitszustand einer Person zusammen (Caspersen et al., 1985). Zudem werden sie für mobilitätsrelevante

Aspekte wie dem Gehen mit habitueller Geschwindigkeit auf ebener Strecke oder dem Tragen von Gegenständen benötigt.

Die fertigungsbezogenen Faktoren umfassen Agilität, Schnelligkeit, Schnelligkeitsfähigkeit, Hand/Fuß-Auge-Koordination, Schnellkraft und Gleichgewicht (Caspersen et al., 1985). Im Gegensatz zu den gesundheitsbezogenen Faktoren haben die fertigungsbezogenen Faktoren die größere Bedeutung für anspruchsvollere Aktivitäten und sportliche Leistungsfähigkeit wie dem schnellen Gehen oder Rennen auch über unebene Untergründe (Caspersen et al., 1985).

Von allen physischen Einflussfaktoren hat besonders die Gleichgewichtsfähigkeit, von Hirtz (1985) als koordinative Fähigkeit, von Caspersen (1985) als fertigungsbezogener Faktor definiert, eine fundamentale Bedeutung bei jeder Bewegungsaufgabe und somit auch für die funktionelle Mobilität (Golle et al., 2019; Lamb & Keene, 2017; Theisen & Wydra, 2011). Aus diesem Grund soll sie im Folgenden genauer betrachtet werden.

2.3 Gleichgewichtsfähigkeit – ein zentraler Aspekt funktioneller Mobilität

2.3.1 Definition der Gleichgewichtsfähigkeit

Pollock et al. (2000) definierten die Gleichgewichtsfähigkeit als die Fähigkeit einer Person, nicht zu fallen. Aus physikalischer Sicht ist die Gleichgewichtsfähigkeit die Fähigkeit, den Körperschwerpunkt innerhalb der Stabilitätsgrenze zu halten (Knuchel & Schädler, 2004). Die Stabilitätsgrenze bezeichnet dabei die Grenze, in der der Körper seine Position beibehalten kann, ohne dass die Unterstützungsfläche verändert werden muss.

Shumway-Cook et al. (2007) entwickelten ein Modell, nach dem der Erhalt des Gleichgewichts das Resultat des Zusammenspiels eines sich bewegenden Individuums, einer durchzuführenden Aktivität und der Umwelt, in der sich das Individuum befindet, ist. Dieses Modell steht in engem Zusammenhang mit der ICF, die auch die funktionelle Mobilität nicht nur als einen rein physischen Aspekt sieht, sondern in den Kontext von Aktivität und Partizipation stellt.

Nach Shumway-Cook & Wollacott (2007) kann die Gleichgewichtsfähigkeit in vier Kategorien unterteilt werden: die statische, dynamische, proaktive und reaktive Gleichgewichtsfähigkeit.

Unter der statischen Gleichgewichtsfähigkeit versteht man die Fähigkeit, im Sitzen oder Stehen den Körperschwerpunkt relativ zur Unterstützungsfläche zu kontrollieren, so dass eine ruhige und stabile Position beibehalten werden kann.

Bei der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit muss ebenfalls der Körperschwerpunkt relativ zur Unterstützungsfläche kontrolliert werden. Allerdings geschieht dies während dynamischer Bewegungen, z.B. während verschiedener Lagewechsel wie vom Sitzen zum Stehen oder während des Gehens.

Unter der proaktiven Gleichgewichtsfähigkeit ist die Fähigkeit zu verstehen, eine kommende Veränderung des Gleichgewichts zu antizipieren und sich adäquat darauf vorzubereiten wie z.B. beim Umgehen oder Übersteigen eines Hindernisses.

Im Gegensatz dazu versteht man unter der reaktiven Gleichgewichtsfähigkeit die Fähigkeit, auf eine unerwartete Störung (Perturbation) adäquat zu reagieren und in eine stabile Position zurückzukehren. Im Gegensatz zur proaktiven Gleichgewichtsfähigkeit tritt hierbei die Störung plötzlich und unerwartet auf, so dass keine vorherige Planung stattfinden kann (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Diese kommt z.B. dann zum Tragen, wenn sich der Untergrund unerwartet ändert und es zu einem Stolpern oder Ausrutschen kommt oder Transportmittel wie Straßenbahn oder Bus plötzlich bremsen oder beschleunigen.

2.3.2 Altersbedingte Veränderungen der Gleichgewichtsfähigkeit und ihre Folgen für die Mobilität

Der Rückgang der Gleichgewichtsfähigkeit beginnt bereits ab dem 30. Lebensjahr (Era et al., 2006; Granacher, Muehlbauer, & Gruber, 2012). Die größten Einbußen treten jedoch zwischen dem 60. und 70. Lebensjahr auf (Choy et al., 2003; Era et al., 2006; Isles et al., 2004). Mit steigendem Alter nehmen die posturalen Schwankungen während des Stehens sowohl in anterior-posteriorer als auch medio-lateraler Richtung zu (Abrahamova & Hlavačka, 2008; Amiridis, Hatzitaki, & Arabatzi, 2003; Du Pasquier et al., 2003; Era et al., 2006). Besonders auffällig sind diese Unterschiede, wenn die sensorischen Informationen reduziert oder ungenau sind wie beispielsweise durch das Schließen der Augen oder das Stehen auf einem unebenen Untergrund (Abrahamova & Hlavačka, 2008; Manchester, Woollacott, Zederbauer-Hylton, & Marin, 1989) oder bei älteren Personen, die bereits schon einmal gestürzt sind (Maki, Holliday, & Topper, 1994; Melzer, Benjuya, & Kaplanski, 2004). Auch das dynamische Gleichgewicht verändert sich im Alter. Während des Gehens nehmen Schwankungen des Körperschwerpunktes in medio-lateraler Richtung zu (Kerrigan et al., 2000). Zudem verringern sich die habituelle Ganggeschwindigkeit und die Schrittlänge, die Spurbreite wird dagegen vergrößert (Götz-Neumann, 2006; MH, 1986; Wolfson, Whipple, Amerman, & Tobin, 1990). Auch die Variabilität der Gangparameter steigt mit zunehmendem Alter (Hausdorff, Rios, & Edelberg, 2001), was sich in einem unregelmäßigen und unsicheren Gang zeigt (Gschwind & Bridenbaugh, 2011).

Mit diesen Veränderungen der Gleichgewichtsfähigkeit gehen häufig physische und psychische Folgen einher wie die Zunahme des Risikos zu stürzen und die daraus resultierenden Komplikationen, z.B. Verletzungen, Krankenhausaufenthalte, Pflegebedürftigkeit oder Tod (Fuller, 2000; Rubenstein, 2006; Tinetti & Williams, 1997). Zu den häufigsten psychischen Folgen der eingeschränkten Gleichgewichtsfähigkeit zählen ein vermindertes Vertrauen in den eigenen Körper, Unsicherheit und eine vermehrte Angst zu stürzen (Salvà, Bolívar, Pera, & Arias, 2004).

Der Verlust des Vertrauens in den eigenen Körper und eine steigende Sturzangst führen häufig zu einer Abnahme der körperlichen Aktivität. Zudem resultieren die Angst und die damit verbundene Inaktivität in einer verschlechterten Lebensqualität, da die Betroffenen häufig auf Hilfe bei alltäglichen Aktivitäten angewiesen sind und aus Angst, das Haus zu verlassen, ihren Hobbys und sozialen Kontakten nicht mehr nachgehen können. Diese eingeschränkte Mobilität führt wiederum zu einem Abbau der körperlichen Leistungsfähigkeit und somit zu einem erhöhten Sturzrisiko (Tinetti, De Leon, Doucette, & Baker, 1994). Letztendlich ist dies ein Teufelskreis, der zum einen durch die zurückgehende körperliche Leistungsfähigkeit, zum anderen durch die steigende Sturzangst zu einer eingeschränkten Mobilität und Selbstständigkeit und einem immer noch größeren Sturzrisiko führt.

Um diese Folgen zu vermeiden bzw. so lange wie möglich hinauszuzögern, sind geeignete Assessments notwendig, die in der Lage sind, beginnende Gleichgewichtseinschränkungen bereits bei jungen Senioren zu erfassen, und aus deren Ergebnissen sich adäquate Therapiemaßnahmen ableiten lassen.

2.4 Assessments zur Bestimmung der Gleichgewichtsfähigkeit und funktionellen Mobilität

2.4.1 Kapazität vs. Performanz

Aufbauend auf der Definition von funktioneller Mobilität, die sowohl den Aspekt der körperlichen Leistungsfähigkeit als auch die Aktivität im täglichen Leben beinhaltet, können die Assessments zur Erfassung der in der ICF definierten Domäne ‚Aktivität und Partizipation‘ in Assessments zur Erfassung der ‚Kapazität‘ und der ‚Performanz‘ einer Person unterteilt werden.

Als ‚Kapazität‘ wird dabei die Fähigkeit bezeichnet, eine Aufgabe oder eine Handlung zu einem bestimmten Zeitpunkt in einer standardisierten Umgebung durchzuführen (WHO, 2001). Die unter Laborbedingungen erhobene Kapazität spielt eine wichtige Rolle, um die

körperliche Leistungsfähigkeit zu erfassen, die nötig ist, um verschiedene Alltagsaktivitäten grundsätzlich durchführen zu können.

„Performanz“ dagegen bezeichnet die körperliche Aktivität, die ein Mensch in seiner gegenwärtigen Umwelt tatsächlich ausführt (WHO, 2001). Diese hat einen großen Anteil an der Lebensqualität der Person (Bize, Johnson, & Plotnikoff, 2007).

Den Zusammenhang dieser beiden Aspekte zu kennen und zu verstehen ist wichtig, um sowohl geeignete, alltagsrelevante Erhebungsinstrumente als auch speziell auf die Zielgruppe zugeschnittene Interventionen entwickeln zu können, die eine hohe Relevanz für den Alltag dieser Personen haben.

Bisherige Studien zeigen einen geringen bis moderaten Zusammenhang von Kapazität und Performanz, v.a. bei älteren Senioren im Durchschnitt über 70 Jahren und häufig mit funktionellen Einschränkungen oder chronischen Erkrankungen (Callisaya & Verghese, 2018; Giannouli, Bock, Mellone, & Zijlstra, 2016; Gijbels et al., 2010; Rapp et al., 2012; van Lummel et al., 2015). Bei jungen Senioren wurde dieser Zusammenhang bisher nicht überprüft.

2.4.2 Assessments zur Bestimmung der Kapazität

2.4.2.1 Stand der Forschung

In einer kürzlich veröffentlichten systematischen Übersichtsarbeit wurde untersucht, welche Instrumente in der Zielgruppe der 60-70-Jährigen bisher in Primärstudien angewandt worden waren (Bergquist et al., 2019). Insgesamt wurden 69 verschiedene Mobilitäts- und Gleichgewichtstests identifiziert. Am häufigsten waren die beiden Testbatterien Berg Balance Scale (BBS) und Short Physical Performance Battery (SPPB) sowie der Timed Up-and-Go Test (TUG) verwendet worden.

Die BBS, die als Goldstandard der Gleichgewichtstestung gilt, beinhaltet 14 einfache statische und dynamische Gleichgewichtsaufgaben wie das Stehen mit geschlossenen Augen, die Drehung um die eigene Achse oder den Transfer vom Sitzen zum Stehen (Berg, Wood-Dauphine, Williams, & Gayton, 1989; Southard, Dave, Davis, Blanco, & Hofferber, 2005). Studien zeigten eine sehr gute Inter- und Intratester-Reliabilität und Responsivität der BBS (Berg, Wood-Dauphinee, & Williams, 1995; Berg, Maki, Williams, Holliday, & Wood-Dauphinee, 1992). Zudem gilt sie als signifikanter Prädiktor für Einschränkungen im täglichen Leben bei Personen über 80 Jahren (Southard et al., 2005). Allerdings treten bereits bei Personen ab 70 Jahren Deckeneffekte auf (Boulgarides, McGinty, Willett, & Barnes, 2003; Brauer, Burns, & Galley, 2000).

Deckeneffekte sind definiert als das Erreichen der maximalen Punktzahl eines Tests von mindestens 15 % der getesteten Personen (Terwee et al., 2007). Der Grund für das Auftreten von Deckeneffekten ist, dass die Tests für die ausgewählte Zielgruppe zu einfach sind. Dadurch ist es nicht möglich, mit diesen Instrumenten beginnende subtile Gleichgewichtseinschränkungen zu identifizieren oder interventionsbedingte Veränderungen zu erfassen. Wurde bereits vor einer Intervention (Baseline) die maximale Punktzahl erreicht, so können Verbesserungen aufgrund der Intervention mit dieser Skala nicht aufgedeckt werden.

Die SPPB beinhaltet jeweils eine Aufgabe zur Testung des statischen und des dynamischen Gleichgewichts sowie der Beinkraft (Guralnik et al., 1994). Eine frühere Übersichtsarbeit beurteilte die SPPB als das am besten geeignete Instrument zur Erfassung der körperlichen Leistungsfähigkeit bei zu Hause lebenden Älteren aufgrund ihrer guten Validität, Reliabilität und Responsivität (Freiberger et al., 2012). Allerdings treten auch bei der SPPB Deckeneffekte auf, wenn sie bei zu Hause Lebenden im Alter von 65 Jahren oder älter eingesetzt wird (Pardasaney et al., 2012; Sayers, Guralnik, Newman, Brach, & Fielding, 2006).

Auch andere, weniger häufig eingesetzte Testbatterien wie das Tinetti Performance Oriented Mobility Assessment (Faber, Bosscher, & van Wieringen, 2006; Pardasaney et al., 2012) oder die Fullerton Advanced Balance Scale (Weber et al., 2018) zeigen beim Einsatz in der Gruppe junger Senioren bereits Deckeneffekte.

Im Gegensatz zu den Testbatterien, bei denen Punkte vergeben werden, wird beim TUG die Zeit erfasst, die für das Aufstehen von einem Stuhl, das Gehen einer drei Meter langen Strecke, das Umdrehen, das Zurückgehen und wieder Hinsetzen benötigt wird. Er ist ein einfacher und schnell durchzuführender Test, der die funktionelle Mobilität und proaktive Gleichgewichtsfähigkeit überprüft (Podsiadlo & Richardson, 1991). Allerdings liefert er nur wenige Informationen über die zugrunde liegenden Gleichgewichtsdefizite (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Studien weisen darauf hin, dass für junge Ältere die Gesamtzeit, die für die Durchführung des TUG benötigt wird, nicht sensitiv genug ist, um beginnende Defizite zu erkennen (Perera et al., 2015; Yamada, Aoyagi, Yamamoto, & Ishikawa, 2019). Auch in einer früheren Übersichtsarbeit zur Unterscheidungs- und Vorhersagefähigkeit von Stürzen mithilfe des TUG zeigte sich, dass der TUG auch hierfür bei gesunden Älteren nicht empfohlen werden kann (Schoene et al., 2013).

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass es eine Vielzahl an Erhebungsinstrumenten gibt, die aufgrund der beschriebenen Deckeneffekte allerdings nur bedingt für den Einsatz bei jüngeren Senioren geeignet sind, um die noch hohe körperliche Leistungsfähigkeit in dieser Gruppe differenziert zu erfassen.

2.4.2.2 Relevanz eines anspruchsvollen, alltagsrelevanten Assessmentparadigmas für junge Senioren

Adäquate Erhebungsinstrumente sollten die wichtigsten psychometrischen Eigenschaften wie Reliabilität, Validität, Responsivität und Praktikabilität erfüllen (Lamb & Keene, 2017). Alle bisher häufig verwendeten Instrumente zeigen eingeschränkte psychometrische Eigenschaften beim Einsatz in der Gruppe junger Senioren. Sie beinhalten einfache statische oder dynamische Aufgaben wie das Stehen mit geschlossenen Augen, Transfers vom Sitzen zum Stehen oder das Gehen mit habitueller Geschwindigkeit. Dies spiegelt jedoch nicht die deutlich anspruchsvolleren alltäglichen Aktivitäten der jungen Senioren wider. Zudem stellen die genannten Aufgaben zu geringe Anforderungen an die motorische Leistungsfähigkeit dieser Personengruppe, um diese adäquat zu erfassen. Besonders die Deckeneffekte der Testbatterien verdeutlichen dies und zeigen die Wichtigkeit eines anspruchsvolleren Assessmentparadigmas für diese Zielgruppe, um die Testung der Leistungsfähigkeit junger Senioren aussagekräftiger zu machen und ein größeres Leistungsspektrum zu erfassen. Hierfür sind anspruchsvolle Aufgaben nötig, die die alltäglichen Anforderungen dieser Zielgruppe widerspiegeln und die Personen an ihre Leistungsgrenze bringen.

Ein in anderen Bereichen bereits weit verbreiteter Ansatz zur Erfassung von Leistungsunterschieden ist der sog. ‚Testing-the-Limits‘-Ansatz (Kliegl, Smith, & Baltes, 1986). Dieser hat seine Ursprünge in der Psychologie und den Neurowissenschaften und stellt eine Strategie zur Schätzung der Kapazitätsgrenzen dar (Kliegl & Baltes, 1987). Der Hintergrund dieses Ansatzes ist, dass Unterschiede zwischen den Leistungen nur dann aufgedeckt werden können, wenn die Personen an die Grenzen ihrer Leistungsfähigkeit gebracht werden (Lindenberger & Baltes, 1995). Ein häufiges Einsatzgebiet hierfür ist beispielsweise die Früherkennung von Alzheimer und Demenzerkrankungen (Kuester et al., 2016; Schreiber & Schneider, 2007; Uttner et al., 2010).

Dieser Ansatz wird auch in der Sportwissenschaft zur Erfassung der maximalen Leistungsfähigkeit (peak performance) herangezogen (Ericsson, 1990) und sollte auch bei der Entwicklung von anspruchsvollen Erhebungsinstrumenten berücksichtigt werden. Aus bewegungswissenschaftlicher Sicht kann dies durch den Einsatz verschiedener Druckbedingungen erfolgen (Neumaier & Mechling, 1995; Roth, 1982). Roth (1982) zeigte zwei unterschiedliche Regulationsmodi, den Zeitdruck und den Präzisionsdruck. Unter Zeitdruck versteht man die Durchführung einer Aufgabe in kürzester Zeit bzw. mit maximaler Geschwindigkeit. Dies kann beispielsweise durch die Messung der schnellen im Gegensatz zur habituellen Ganggeschwindigkeit umgesetzt werden, wie es in der BBS oder der SPPB zur Anwendung kommt. Unter Präzisionsdruck hingegen versteht man die Durchführung mit größtmöglicher Bewegungsgenauigkeit (Verlaufs- und Bewegungsgenauigkeit). Dies wird z.B.

bei dem Gehen auf einer Linie, einem sicheren Stand am Ende einer Bewegung oder einem möglichst geringen Einsatz der Arme für Ausgleichsbewegungen gefordert. Neumaier & Mechling (1995) erweiterten die Druckbedingungen um den Komplexitäts-, Situations- und Belastungsdruck. Komplexitätsdruck bedeutet, dass mehrere gleichzeitig ablaufende (z.B. Dual-Task Bedingungen) oder aufeinanderfolgende Anforderungen bewältigt werden müssen. Unter Situationsdruck muss auf wechselnde Umgebungs- bzw. Situationsbedingungen (z.B. verschiedene Untergründe) reagiert werden, unter Belastungsdruck auf physisch-konditionelle (z.B. Ermüdung) oder psychische Belastungsbedingungen (z.B. Stress).

Ein vielversprechendes, anspruchsvolles Assessment für die Zielgruppe der jungen Senioren, das den Aspekt des Zeit- und Präzisionsdrucks in allen Aufgaben enthält, ist die Community Balance & Mobility Scale (CBM). Die CBM besteht insgesamt aus 13 Aufgaben, die einen hohen Bezug zu Alltagsaktivitäten haben und verschiedene motorische Fertigkeiten wie das Multitasking, das Durchführen von komplexen Bewegungen und die Sequenzierung von Bewegungskomponenten, die für den Alltag wichtig sind, beinhalten. Alle Aufgaben beinhalten die Hauptdruckbedingungen Zeit- und/oder Präzisionsdruck. Elf der 13 Aufgaben beinhalten die Fortbewegung auf einer Linie, wobei Abweichungen von der Linie zu Punktabzügen führen; bei acht der 13 Aufgaben wird die benötigte Zeit gestoppt und fließt in die Beurteilung mit ein. Die Bewertung der Gleichgewichtsfähigkeit besteht bei der CBM aus einer quantitativen und einer qualitativen Komponente. Die quantitativen Parameter sind zeitliche (benötigte Zeit) und/oder räumliche Parameter (zurückgelegte Distanz). Die qualitativen Kriterien wie beispielsweise die Ausführung von Kompensationsbewegungen oder Abweichungen von einer vorgegebenen Linie werden von den Untersuchern nach standardisierten Kriterien beurteilt (Howe, Inness, Venturini, Williams, & Verrier, 2006).

Ursprünglich wurde dieses Assessment nicht für die Zielgruppe der Älteren mit Mobilitäts- und Gleichgewichtseinschränkungen, sondern für Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma entwickelt (Howe et al., 2006). In der Gruppe der Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma konnte gezeigt werden, dass die CBM weniger anfällig für Deckeneffekte ist als beispielsweise die BBS (Inness et al., 2011). Auch in anderen Zielgruppen wie Patienten mit subakuten Rückenmarksverletzungen (Chan et al., 2016) oder nach Schlaganfall (Knorr, Brouwer, & Garland, 2010; Lee, Lee, Yoo, & Kim, 2016; Miller, Pollock, Brouwer, & Garland, 2016) sowie bei orthopädischen Patienten mit Knieosteoarthritis (Takacs, Garland, Carpenter, & Hunt, 2014) oder osteoporotischen Frakturen (MacIntyre, Stavness, & Adachi, 2010) wurde die CBM erfolgreich eingesetzt. Zudem wurde sie auch bei gesunden, zu Hause lebenden älteren Erwachsenen eingesetzt (Balasubramanian, 2015). Die Studie von Balasubramanian (2015) bestätigte die guten bis sehr guten Gütekriterien der Skala im Vergleich zu etablierten Messinstrumenten wie der BBS oder dem TUG in dieser Population.

Weber et al. (2018) validierten die CBM in der Gruppe der 60-70-Jährigen und konnten auch in dieser Gruppe die sehr guten Gütekriterien bestätigen. Es zeigte sich eine exzellente Intra- und Interrater-Reliabilität und eine moderate bis gute Übereinstimmung mit etablierten Erhebungsinstrumenten wie beispielsweise der Fullerton Advanced Balance Scale. Selbst in der Gruppe der fitten jungen Älteren traten keine Deckeneffekte auf. Diese Ergebnisse weisen darauf hin, dass diese Skala auch für die jüngere Gruppe der 60-70-jährigen, selbstständig zu Hause lebenden Erwachsenen als ein vielversprechendes Instrument zur frühzeitigen Erkennung subtiler Gleichgewichtseinschränkungen geeignet ist.

2.4.3 Assessments zur Bestimmung der Performanz

Auch wenn der Fokus dieser Arbeit auf den Kapazitätsinstrumenten liegt, ist es wichtig, ihren Zusammenhang mit der tatsächlichen körperlichen Aktivität und Mobilität im täglichen Leben (Performanz) zu kennen. Performanz kann sowohl subjektiv über Fragebogen, Interviews oder Aktivitätstagebücher erfasst werden als auch objektiv mittels am Körper getragener Sensoren (Eckert, Lange, & Wagner, 2014; Müller, Winter, & Rosenbaum, 2010). Subjektive Erhebungsinstrumente haben den Vorteil geringer Kosten, der einfachen Handhabung und der schnellen Datengewinnung (Müller et al., 2010). Dennoch ist beim Einsatz von subjektiven Erhebungsinstrumenten zu beachten, dass Verzerrungen aufgrund von sozialer Erwünschtheit oder Erinnerungsschwierigkeiten, v.a. bei älteren Personen oder langen Erhebungszeiträumen, auftreten können (Sallis & Saelens, 2000).

Aus diesem Grund wurde für diese Arbeit die Performanz objektiv erfasst. Objektive Erhebungsinstrumente ermöglichen es, ein tatsächliches Bild über die ausgeführte Aktivität zu erhalten. Verschiedene am Körper getragene Systeme wie Bewegungssensoren (Schrittzähler), Herzfrequenzmonitore oder Beschleunigungssensoren (Akzelerometer) sind verfügbar (Eckert et al., 2014; Müller et al., 2010). Besonders in klinischen Untersuchungen und Studien mit älteren Personen zeigten sich Akzelerometer in Kombination mit Gyroskopen, Magnetometern und Barometern als die geeignetste Methode zur Erfassung von Daten zu Alltagsaktivitäten (Pruitt et al., 2008). Über verschiedenste Algorithmen ist es möglich, Informationen über Dauer, Frequenz und Intensität körperlicher Aktivität, Gangcharakteristika, Transfers oder den Energieverbrauch zu erhalten (Müller et al., 2010).

Der große Vorteil dieser Sensoren ist die objektive Erfassung der körperlichen Aktivität. Ob das bloße Tragen des Sensors jedoch zu einem veränderten Bewegungsverhalten führt, wird in der Literatur kontrovers diskutiert (Müller et al., 2010). Um einer möglichen Verzer-

zung vorzubeugen, wird empfohlen, die Messungen über mindestens sieben Tage durchzuführen, da vor allem zu Beginn der Messung eine gesteigerte körperliche Aktivität auftreten kann (Brandes & Rosenbaum, 2004; Trost, Pate, Freedson, Sallis, & Taylor, 2000).

3 Ziele und Fragestellungen

Aufbauend auf den beschriebenen Forschungslücken liegt der Fokus der vorliegenden Dissertation auf der Entwicklung und Validierung eines zielgruppenspezifischen, alltagsbezogenen Assessmentparadigmas zur Erfassung der Mobilität und Gleichgewichtsfähigkeit junger Senioren.

Da die CBM als ein vielversprechendes Erhebungsinstrument bisher nur in englischer Sprache verfügbar war, soll diese Skala auch für den Einsatz für deutschsprachige Probanden und Assessoren verfügbar gemacht werden. Daraus ergibt sich folgendes Ziel des ersten Manuskripts:

- (1) Die Entwicklung und Validierung einer deutschen Übersetzung der CBM gemäß internationaler Richtlinien

Die Ergebnisse dieser Validierung sowie vorangegangene Studien zeigen sehr gute psychometrische Eigenschaften der CBM, weisen allerdings darauf hin, dass die CBM mögliche Redundanzen enthält, so dass für die Durchführung unnötig viel Zeit benötigt wird. Dies wiederum führt zu Ermüdungserscheinungen der Probanden und ggf. zu verfälschten Ergebnissen. Zudem sind für den effizienten Einsatz der Skala in der Praxis schnell durchzuführende Instrumente wichtig. Daraus ergibt sich das folgende Ziel des zweiten Manuskripts:

- (2) Die Entwicklung einer verkürzten Version der CBM, deren Gütekriterien (Reliabilität, Validität) denen der Originalversion entsprechen, so dass keine wichtigen Informationen verloren gehen

Nicht nur die valide Erfassung der im Labor erhobenen Kapazität, sondern auch der Zusammenhang der Kapazität mit der im Alltag tatsächlich durchgeführten Performanz ist wichtig, um sowohl geeignete Erhebungsinstrumente als auch zielführende, speziell auf die Zielgruppe zugeschnittene Interventionen entwickeln zu können. Aufbauend auf der Hypothese, dass in der speziellen Zielgruppe der jungen Senioren anspruchsvolle Assessments der Kapazität die alltägliche Performanz und Stürze besser abbilden als weniger anspruchsvolle Assessments, ergeben sich folgende Fragestellungen für das dritte Manuskript:

- (3a) In welchem Maß steht bei jungen Senioren die Kapazität in Zusammenhang mit der Performanz und vorangegangenen Stürzen?
- (3b) Hängen anspruchsvolle Kapazitätsassessments in dieser Zielgruppe stärker mit der Performanz und Stürzen zusammen als einfache Kapazitätsassessments?

4 Entwicklung und Validierung eines Assessmentparadigmas für junge Senioren

4.1 Manuskript I: German version of the Community Balance and Mobility Scale: Translation and evaluation of measurement properties

Gordt K, Mikolaizak AS, Nerz C, Barz C, Gerhardy T, Weber M, Becker C, Schwenk M (2018): German version of the Community Balance and Mobility Scale: Translation and evaluation of measurement properties. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*. doi:10.1007/s00391-018-1374-z

Hintergrund:

Instrumente zur Identifikation leichter Balanceeinschränkungen bei selbstständig zu Hause lebenden, älteren Erwachsenen in einer guten körperlichen Verfassung sind bislang für den deutschsprachigen Gebrauch kaum wissenschaftlich evaluiert.

Die Community Balance & Mobility Scale (CBM) erwies sich in früheren Studien als ein geeignetes Instrument zur Erfassung von Balanceeinschränkungen in dieser Personengruppe. Allerdings existierte für die CBM bislang keine deutschsprachige Version. Da die CBM aber sowohl komplexe standardisierte Instruktionen für den Probanden als auch standardisierte, detaillierte Bewertungskriterien für die Untersucher zur Beurteilung der Gleichgewichts- und Mobilitätsleistung der Probanden enthält, ist eine wissenschaftlich valide Übersetzung der Skala nötig.

Um sie für den Einsatz bei deutschsprachigen Probanden und Untersuchern verfügbar zu machen, war das Ziel dieser Studie zum einen die standardisierte Übersetzung der CBM ins Deutsche (G-CBM) und deren interkulturelle Adaptation sowie zum anderen die Überprüfung der Gütekriterien der G-CBM.

Methodik:

Gemäß der internationalen Leitlinien ‚Recommendations for the Cross-Cultural Adaptation of Health Status Measures‘ wurde die englischsprachige Original-CBM von Experten im Bereich der Physiotherapie und Sportwissenschaft in fünf definierten Schritten ins Deutsche übersetzt:

1. Übersetzung:

Zwei deutsche Muttersprachler (Sportwissenschaftler) übersetzten die Original-CBM unabhängig voneinander ins Deutsche.

2. Synthese:

Diese beiden Versionen sowie die Originalversion wurden zu einer Version zusammengeführt, welche als Basis für die weiteren Schritte verwendet wurde.

3. Rückübersetzung:

Um die Validität der übersetzten Version zu überprüfen, wurde die Synthese zurück ins Englische übersetzt. Dies wurde von einem englischen Muttersprachler mit geeigneten Fachkenntnissen (Physiotherapeut) durchgeführt, der sowohl sehr gute Deutschkenntnisse als auch Erfahrungen in der Gleichgewichtstestung vorweist und die Originalversion der CBM nicht kannte.

4. Überprüfung durch ein Expertenkomitee:

Das Expertenkomitee bestand aus den beiden Übersetzern, dem Rückwärtsübersetzer sowie vier weiteren Sportwissenschaftlern und Physiotherapeuten mit sehr guten Sprachkenntnissen und jahrelangen Erfahrungen im Bereich der Gleichgewichtstestung. Das Komitee überprüfte alle Übersetzungen hinsichtlich sprachlicher und inhaltlicher Äquivalenz. Das Ergebnis daraus war eine präfinale Version der G-CBM.

5. Test der präfinalen Version:

Diese präfinale Version wurde bei drei Probanden getestet. Entsprechend der CBM-Vorgaben wurden die Instruktionen der einzelnen Aufgaben vorgelesen und demonstriert, bevor die Probanden die Aufgabe durchführen sollten. Die Personen wurden zudem gefragt, ob alle Instruktionen klar verständlich waren.

Für die Überprüfung der Gütekriterien der G-CBM wurden 51 ältere Erwachsene ($69,9 \pm 7,1$ Jahre) in die Studie eingeschlossen. Die Konstruktvalidität wurde anhand von Korrelationen mit etablierten Instrumenten wie der Fullerton Advanced Balance Scale (FAB), der Berg Balance Scale (BBS), dem 3 Meter Tandemgang (3MTW), der 8 Level Balance Scale (8LBS), dem 30 Sekunden Aufstehtest (30CST), dem Timed Up-and-Go Test (TUG), der habituellen Ganggeschwindigkeit und der Falls Efficacy Scale-International (FES-I) bestimmt. Zudem wurden die Intra- und Interrater-Reliabilität (Intraklassen-Korrelationskoeffizient, ICC) sowie die interne Konsistenz (Cronbachs Alpha) untersucht. Der Anteil der Probanden, die die maximale Punktzahl erreichten, wurde erfasst und als Deckeneffekt in Prozent berechnet.

Ergebnisse:

Die Original-CBM wurde gemäß der oben beschriebenen Schritte übersetzt. Die präfinale Version der G-CBM war für alle drei Probanden verständlich, so dass keine Änderungen vorgenommen wurden.

Die G-CBM korrelierte hoch mit der FAB und der BBS ($\rho = 0,78$ bis $0,85$; $p < 0,001$), gut mit dem 3MTW, dem TUG, und der FES-I ($\rho = -0,55$ bis $-0,61$; $p < 0,001$) sowie moderat mit der 8LBS, dem 30CST und der Ganggeschwindigkeit ($\rho = 0,32$ bis $0,46$; $p < 0,001$). Intra- ($ICC_{3,k} = 0,998$; $p < 0,001$) und Interrater-Reliabilität ($ICC_{2,k} = 0,996$; $p < 0,001$) sowie die interne Konsistenz ($\alpha = 0,998$) waren hoch. Die G-CBM zeigte keine Deckeneffekte.

Diskussion:

Die CBM wurde erfolgreich ins Deutsche übersetzt und validiert. Insgesamt zeigte die G-CBM im Vergleich mit etablierten Gleichgewichtsassessments wie der FAB oder der BBS eine exzellente Konstruktvalidität. Gute bis moderate Übereinstimmungen wurden mit Messinstrumenten gefunden, die spezifische Aspekte, z.B. die statische oder dynamische Gleichgewichtsfähigkeit (8LBS, 3MTW) oder die Beinkraft (30CST) überprüfen. Das Nichtvorhandensein von Deckeneffekten unterstreicht den Einsatz der Skala in dieser Gruppe. Die G-CBM steht nun somit als ein valides und reliables Instrument zur Messung leichter Balanceeinschränkungen bei älteren Erwachsenen in guter körperlicher Verfassung im deutschsprachigen Raum zur Verfügung.

4.2 Manuskript II: Creating and Validating a Shortened Version of the Community Balance & Mobility Scale for Application in People Who Are 61 to 70 Years of Age

Gordt K, Mikolaizak AS, Taraldsen K, Bergquist R, Van Ancum JM, Nerz C, Pijnappels M, Maier AB, Helbostad JL, Vereijken B, Becker C, Schwenk M (2019): Creating and Validating a Shortened Version of the Community Balance & Mobility Scale for Application in People Who Are 61 to 70 Years of Age. *Physical Therapy*. doi: 10.1093/ptj/pzz132

Hintergrund:

Um beginnende Gleichgewichtseinschränkungen bei jüngeren Älteren erfassen zu können und aufbauend darauf geeignete Interventionen zu entwickeln, sind sensitive, kostengünstige und schnell durchzuführende Erhebungsinstrumente notwendig. Eine weitere wichtige Eigenschaft dieser Erhebungsinstrumente ist die ökologische Validität. Darunter versteht man, dass die Instrumente Gleichgewichtsfähigkeiten widerspiegeln, die für die jeweilige Zielgruppe alltagsrelevant sind. Häufig eingesetzte Assessments wie z.B. die Berg Balance Scale oder das Performance Oriented Mobility Assessment zeigten allerdings bei der Zielgruppe der fitten 60-70-Jährigen eine geringe ökologische Validität.

Zudem erreicht ein Großteil der Personen bei diesen Assessments die maximale Punktzahl, was zu sog. Deckeneffekten führt. Aufgrund der Deckeneffekte ist zum einen keine differenzierte Unterscheidung der verschiedenen Leistungen der Personen möglich, zum anderen können keine Verbesserungen, z.B. aufgrund einer Intervention, erfasst werden.

Vorangegangene Studien zeigten, dass die CBM ein reliables und valides Instrument zur Erkennung von beginnenden Gleichgewichts- und Mobilitätseinschränkungen bei jungen Senioren ist. Sie umfasst 13 Aufgaben, die einen hohen Bezug zu Alltagsaktivitäten aufweisen. Allerdings deutete die Überprüfung der psychometrischen Eigenschaften der CBM auch darauf hin, dass die Skala mögliche Redundanzen enthält. Diese führen zu einem erhöhten Zeitaufwand ohne zusätzliche Erkenntnisse und ggf. zur Ermüdung der Probanden. Sie zeigten Werte der internen Konsistenz von Cronbachs $\alpha > 0,90$. Zudem ist die CBM ein ausführliches Assessment, für das circa 20-30 Minuten benötigt werden. Für den Einsatz der Skala in der Praxis sind jedoch schnell durchzuführende Instrumente wichtig. Diese Aspekte führten zu dem Ziel, eine verkürzte Version der CBM (s-CBM) zu entwickeln, ohne dabei die Qualität der psychometrischen Eigenschaften einzuschränken, und diese zu validieren.

Methodik:

Für die Erstellung der verkürzten Version der CBM wurde ein etabliertes Verfahren angewandt, das eine deskriptive Datenanalyse sowie eine explorative Faktorenanalyse (EFA) beinhaltet. Hierfür wurden Daten von 189 jungen Senioren ($66,3 \pm 2,5$; 61-70 Jahre) verwendet. Im ersten Schritt wurden jene Aufgaben der CBM ausgeschlossen, die Boden- bzw. Deckeneffekte ($> 50\%$ der Probanden erreichen den minimalen bzw. maximalen Wert) aufwiesen. Darauf aufbauend wurde ein sog. Schwierigkeitsindex berechnet ($=\text{Mittelwert}/\text{Maximum}$). Aufgaben mit einem Schwierigkeitsindex $> 0,8$ oder $< 0,2$ wurden ebenfalls ausgeschlossen, da davon ausgegangen wird, dass diese Aufgaben vom Großteil der Probanden ohne Probleme ($> 0,8$) bzw. überhaupt nicht ($< 0,2$) auszuführen sind. Somit bringen diese Aufgaben keinen Mehrwert für die gesamte Skala. Die nach diesen Schritten verbleibenden Aufgaben bildeten eine Zwischenversion, die sog. intermittierende CBM (i-CBM).

Im nächsten Schritt wurde eine EFA durchgeführt. Hierbei wurden Aufgaben, die einen nicht statistisch signifikanten Beitrag zu einem der identifizierten Faktoren leisteten, ebenfalls ausgeschlossen. Als letzter Schritt wurden die Aufgaben innerhalb der einzelnen Faktoren jeweils um denselben prozentualen Anteil reduziert, um die interne Struktur der CBM beizubehalten. Hierbei wurden die Aufgaben mit dem geringsten erklärenden Anteil zuerst ausgeschlossen. Die dann noch verbleibenden Aufgaben bildeten die verkürzte CBM, die sog. s-CBM.

Weitere 61 junge Senioren ($66,5 \pm 2,6$; 61-70 Jahre) wurden rekrutiert, um die Konstruktvalidität (Pearson-Korrelationskoeffizient) der verschiedenen CBM-Versionen zu überprüfen. Hierfür wurden die CBM-Versionen (original, i- und s-CBM) mit der Fullerton Advanced Balance Scale, dem Timed Up-and-Go Test, der habituellen und der schnellen Ganggeschwindigkeit, der 8 Level Balance Scale, dem 3 Meter Tandemgang sowie dem 30 Sekunden Aufstehetest verglichen. Zudem wurden die interne Konsistenz (Cronbachs Alpha), das Vorhandensein von Deckeneffekten und die diskriminierende Validität (Fläche unter der Receiver Operating Characteristic-Kurve (AUC)) zwischen Stürzern und Nicht-Stürzern sowie zwischen selbsteingeschätzter hoher und niedriger Funktionsfähigkeit (Late-Life Function & Disability Instrument) und Vertrauen in die eigene Gleichgewichtsfähigkeit (Activities-Specific Balance Confidence Scale) analysiert.

Ergebnisse:

Nach den ersten Kürzungsschritten beinhaltete die i-CBM noch sieben Aufgaben. Durch die weitere Kürzung verblieben noch vier Aufgaben für die s-CBM.

Die s-CBM korrelierte exzellent mit der originalen Version der CBM ($r = 0,97$; $p < 0,001$). Auch die Korrelationen zwischen der s-CBM und den anderen Assessments ($r = 0,22-0,72$) unterschieden sich zu 90 % nicht signifikant von den Korrelationen der CBM mit den jeweiligen Assessments ($r = 0,23-0,80$). Die interne Konsistenz (Cronbachs alpha) lag für die s-CBM bei 0,84, für die CBM bei 0,87. Keine der CBM-Versionen zeigte Deckeneffekte. Die diskriminative Validität der s-CBM war ebenfalls vergleichbar mit jener der CBM (AUC = 0,66-0,75 vs. AUC = 0,65-0,79).

Diskussion:

Insgesamt unterschieden sich die psychometrischen Eigenschaften der s-CBM nicht signifikant von denen der CBM. Das Nichtvorhandensein von Deckeneffekten deutet darauf hin, dass auch die vier Aufgaben der s-CBM anspruchsvoll genug sind, um beginnende subtile Gleichgewichtseinschränkungen zu erfassen und zwischen einer guten und sehr guten Gleichgewichtsfähigkeit zu unterscheiden. Die s-CBM überprüft ebenso wie die CBM die verschiedenen Gleichgewichtsfähigkeiten, was durch die sich nicht signifikant voneinander unterscheidenden Korrelationen mit den anderen Erhebungsinstrumenten der Gleichgewichtsfähigkeit bestätigt wurde.

Die Kürzung führte durch die um mehr als 50 % verringerte Dauer auf circa 10 Minuten und die Minimierung des Materials zu einer höheren Praktikabilität der s-CBM. Benötigt werden lediglich eine 8 Meter lange Strecke, seitlich angebrachte visuelle Ziele, zwei Taschen mit jeweils einem Gewicht von 3,4 kg und eine Stoppuhr. Schlussfolgernd kann die s-CBM nun

als ein schnell durchzuführendes, valides Instrument zur Erfassung der Gleichgewichtsfähigkeit und Mobilität bei jungen Senioren eingesetzt werden.

4.3 Manuskript III: The Association of Basic and Challenging Motor Capacity with Mobility Performance and Falls in Young Seniors

Gordt K, Paraschiv-Ionescu A, Mikolaizak AS, Taraldsen K, Mellone S, Bergquist R, Van Ancum JM, Nerz C, Pijnappels M, Maier AB, Helbostad JL, Vereijken B, Becker C, Aminian K, Schwenk M. (eingereicht): The Association of Basic and Challenging Motor Capacity with Mobility Performance and Falls in Young Seniors. *The Journal of Gerontology: Medical Sciences*.

Hintergrund:

Für die Entwicklung von spezifischen Assessments und auf die Zielgruppe der jungen Senioren zwischen 60 und 70 Jahren zugeschnittenen Interventionen ist es wichtig, den Zusammenhang zwischen der im Labor erfassten und der im täglichen Leben tatsächlich ausgeführten körperlichen Aktivität zu kennen und zu verstehen. Aufbauend auf der von der WHO (Weltgesundheitsorganisation) entwickelten Internationalen Klassifikation der Funktionsfähigkeit, Behinderung und Gesundheit (ICF) kann körperliche Aktivität in ‚Kapazität‘ und ‚Performanz‘ unterteilt werden. Die Kapazität ist demnach definiert als die zu einem bestimmten Zeitpunkt in einer standardisierten Umgebung erbrachte Leistungsfähigkeit. Performanz dagegen ist nach ICF die körperliche Aktivität, die die jeweilige Person in ihrer gewohnten Umgebung tatsächlich ausführt. Bisherige Studien zeigen einen moderaten Zusammenhang dieser beiden Konstrukte, allerdings bei älteren Senioren oder verschiedenen Patientenpopulationen. Zudem ist eine geringe Kapazität auch mit dem vermehrten Auftreten von Stürzen verbunden.

Aufgrund der höheren Aktivität junger Senioren spielen aber in dieser Zielgruppe vermutlich andere Parameter eine wichtige Rolle als bei älteren Senioren, was zu der Annahme führt, dass in der speziellen Zielgruppe der jungen Senioren anspruchsvolle Assessments der Kapazität die alltägliche Performanz und Stürze besser abbilden als weniger anspruchsvolle Assessments. Darauf aufbauend soll in dieser Ausarbeitung untersucht werden, wie die Kapazität mit der Performanz und Stürzen in der Gruppe der jungen Senioren zusammenhängt und ob anspruchsvolle Kapazitätsmessungen stärker mit der Performanz und Stürzen zusammenhängen als weniger anspruchsvolle Kapazitätsassessments.

Methodik:

Im Rahmen der Baseline-Untersuchung des PreventIT-Projektes führten junge Senioren im Alter von 61 bis 70 Jahren verschiedene Assessments durch. Die Kapazitätsassessments wurden in ‚anspruchsvolle‘ und ‚weniger anspruchsvolle‘ Assessments unterteilt. Die weniger anspruchsvollen Assessments umfassten die Messung der habituellen Ganggeschwindigkeit und den Timed Up-and-Go Test. Die anspruchsvollen Assessments wurden definiert als Assessments, die entweder unter Zeitdruck (so schnell wie möglich) oder Präzisionsdruck (so genau wie möglich) durchgeführt wurden. Sie beinhalteten die Messung der schnellen Ganggeschwindigkeit und die Community Balance & Mobility Scale. Die Performanz wurde objektiv mittels eines am Rücken befestigten, tragbaren Sensors über sieben Tage hinweg erhoben. Der prozentuale Anteil der Sitzzeit (Metabolisches Äquivalent MET < 1,5), der leichten aktiven Zeit (1,5-3,0 METs) und der moderat-anstrengend aktiven Zeit (> 3,0 METs) am gesamten Messzeitraum wurde mithilfe validierter Algorithmen extrahiert und analysiert. Zudem wurden die Probanden nach Stürzen in den vergangenen sechs Monaten befragt.

Um den Zusammenhang der verschiedenen Assessments zu bestimmen, wurden Spearman-Korrelationskoeffizienten zwischen jedem Kapazitätsassessment und jedem Performanzmaß sowie punktbiseriale Korrelationskoeffizienten zwischen jedem Kapazitätsassessment und den Stürzen berechnet. Lineare bzw. logistische Regressionsanalysen, adjustiert für Alter, Geschlecht und Body Mass Index, wurden durchgeführt, um zu analysieren, welche Kapazitätsassessments den größten Anteil an der Performanz und den Stürzen erklärt. Um die Unterscheidungsfähigkeit zwischen hoher/geringer Performanz und Stürzern/Nicht-Stürzern zu bestimmen, wurden für alle Kapazitätsassessments die Flächen unter den Receiver Operating Characteristic-Kurven (AUC: area under the curve) bestimmt.

Ergebnisse:

Insgesamt führten 170 Probanden ($66,4 \pm 2,4$ Jahre; 52,9 % weiblich) alle in diese Analyse eingeschlossenen Kapazitäts- und Performanzmessungen durch. Mindestens ein Sturz in den vergangenen sechs Monaten wurde von 27 Teilnehmern (15,9 %) berichtet.

Die Korrelationen der Kapazitätsassessments mit der Performanz bzw. den Stürzen lagen bei $r = 0,06-0,31$ ($p < 0,001-0,461$). Stärkere Zusammenhänge wurden für die anspruchsvollen Kapazitätsassessments ($r = 0,10-0,31$; $p < 0,001-0,461$) im Vergleich zu den weniger anspruchsvollen Kapazitätsassessments ($r = 0,06-0,22$; $p = 0,012-0,181$) gefunden. Keines der weniger anspruchsvollen Kapazitätsassessments erklärte einen signifikanten Anteil an der Varianz der Performanz und Stürzen. In drei von vier Regressionsanalysen erklärte nur das anspruchsvolle Assessment ‚schnelle Ganggeschwindigkeit‘ einen signifikanten Anteil

der Varianz (2,5-8,6 %). Keines der Kapazitätsassessments erklärte einen signifikanten Anteil der Sitzzeit. Die AUCs zur Unterscheidung zwischen hoher/geringer Performanz und Stürzern/Nicht-Stürzern lagen bei 0,39-0,70. Bei allen vier Analysen wurden die höchsten AUCs für die anspruchsvollen Kapazitätsassessments (AUC = 0,57-0,70) im Vergleich zu den weniger anspruchsvollen Assessments (AUC = 0,39-0,61) gefunden.

Diskussion:

Die Ergebnisse bestätigten die Annahme, dass anspruchsvolle Kapazitätsassessments die Performanz und Stürze junger Senioren besser widerspiegeln als weniger anspruchsvolle Kapazitätsassessments. Die stärksten Zusammenhänge wurden zwischen den anspruchsvollen Kapazitätsassessments und dem anspruchsvollsten Performanzmaß, moderat-anstrengende körperliche Aktivität, gefunden. Dies kann dadurch erklärt werden, dass die für die moderat-anstrengenden Aktivitäten erforderliche Anstrengung nahe an der maximalen Kapazität liegt. Beim Wandern beispielsweise sind dynamische Gleichgewichtsfähigkeiten unter Präzisionsdruck erforderlich, um nicht zu stürzen. Dies zeigt die Wichtigkeit des Einsatzes anspruchsvoller Kapazitätsassessments aufbauend auf dem Testing-the-limits-Ansatz, die sowohl Zeit- als auch Präzisionsdruck beinhalten, um die alltägliche Performanz junger Senioren einschätzen zu können.

Die geringen bis moderaten Zusammenhänge zeigen, dass vermutlich auch andere individuelle Faktoren wie Persönlichkeit oder Motivation und externe Faktoren wie soziale Unterstützung oder Begehrbarkeit der Nachbarschaft eine wichtige Rolle für die Mobilität und Aktivität spielen. Diese Arbeit fokussierte sich auf die Mobilitätskapazität. In folgenden Studien sollten diese weiteren Faktoren ebenfalls berücksichtigt werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass diese Arbeit ein wichtiger Schritt zu spezifischen Assessments und darauf aufbauenden Interventionen für die Zielgruppe der jungen Senioren ist, um alltagsrelevante anspruchsvolle Fähigkeiten zu verbessern oder wiederherzustellen, welche es den jungen Senioren ermöglichen, einen gesunden und aktiven Lebensstil zu führen bzw. aufrechtzuerhalten.

5 Einordnung der Ergebnisse in den Forschungszusammenhang

Trotz der großen Bedeutung der Gleichgewichtsfähigkeit für die Altersgruppe der 60-70-Jährigen wurden ein Großteil der Erhebungsinstrumente sowie die meisten Empfehlungen zum Training für Ältere oder bereits gestürzte Personen entwickelt. Wie aus der systematischen Übersichtsarbeit von Bergquist et al. (2019) hervorgeht, wird eine Vielzahl dieser Erhebungsinstrumente auch in der Gruppe der 60-70-Jährigen eingesetzt. Allerdings sind diese besonders aufgrund ihrer Deckeneffekte für die spezielle Zielgruppe der jungen Senioren nur bedingt geeignet (vgl. Kapitel 2.4.2.1). Auf diesen Erkenntnissen aufbauend hat die vorliegende Arbeit durch die Entwicklung und Validierung eines zielgruppenspezifischen, alltagsrelevanten Assessmentparadigmas im Wesentlichen zu drei Ergebnissen geführt:

- (1) Mit der G-CBM wurde eine deutsche Version der anspruchsvollen und alltagsrelevanten CBM entwickelt und validiert, die nun für den deutschsprachigen Raum verfügbar ist (Manuskript I),
- (2) die s-CBM stellt eine verkürzte, zeitsparende Version ohne Redundanzen und mit vergleichbaren psychometrischen Eigenschaften wie die der originalen CBM dar (Manuskript II) und
- (3) die Hypothese konnte bestätigt werden, dass anspruchsvolle Kapazitätsassessments die Performanz und Stürze junger Senioren besser abbilden als weniger anspruchsvolle Kapazitätsassessments (Manuskript III).

Im Folgenden soll auf diese Ergebnisse genauer eingegangen werden. Sowohl die CBM als auch die s-CBM beinhalten statische, dynamische und proaktive Aufgaben und haben einen starken Bezug zur ICF-Definition von Mobilität, die neben dem Aspekt der Änderung der Körperposition auch das Tragen von Gegenständen, die Fortbewegung durch Gehen und Rennen oder das Treppensteigen beinhaltet (WHO, 2001). Genau diese Aspekte wie z.B. das Hinabsteigen einer Treppe mit gleichzeitigem Tragen eines Wäschekorbes oder das Rennen mit einem sicheren Stopp werden in der CBM abgeprüft und führen so zu einer hohen ökologischen Validität der CBM (Miller et al., 2016). Durch die beiden Hauptfaktoren der Bewegungskoordination, der Durchführung unter Zeit- und Präzisionsdruck, sind die Aufgaben der CBM zudem sehr anspruchsvoll. Solche wie z.B. das ‚Seitliche Fußrutschen‘, ein einbeiniges seitliches Fußrutschen über eine 40 cm lange Strecke mit einem sicheren Stand am Ende oder die ‚180-Grad-Tandem-Drehung‘, bei der aus dem Tandemstand eine

180-Grad-Drehung zum erneuten Tandemstand durchgeführt werden muss, bringen die jungen Senioren an ihre Leistungsgrenzen.

Mit der G-CBM steht nun dieses anspruchsvolle, valide und reliable Erhebungsinstrument für den Einsatz im deutschsprachigen Raum zur Verfügung (vgl. Kapitel 4.1). Der Einschluss von Personen zwischen 58 bis 89 Jahren für die Validierung der G-CBM, deren Funktionszustand von leistungsfähig bis hin zu mobilitätseingeschränkt reichte, führte zudem zu der Erkenntnis, dass keine Deckeneffekte, aber auch keine Bodeneffekte bei älteren Personen mit Mobilitätseinschränkungen auftreten. Dies zeigt das breite Spektrum an Gleichgewichtsfähigkeiten, das die CBM bzw. die G-CBM zu erfassen in der Lage sind.

Besonders aufgrund der komplexen Bewegungsaufgaben und der differenzierten Bewertungsvorgaben der CBM ist eine Version in der Muttersprache sowohl des Probanden als auch des Therapeuten bzw. Assessors unabdingbar. Sprachbarrieren können zu Missverständnissen, einer nicht korrekten Durchführung der Aufgaben sowie einer fehlerhaften Bewertung führen. Bisher gibt es außer der G-CBM nur noch eine koreanische Version der CBM (Lee et al., 2016). Übersetzungen und Validierungen in weiteren Sprachen sind wichtig, um die CBM mit einer korrekten Durchführung und Bewertung auch in anderen Ländern zugänglich zu machen.

Für den täglichen klinischen Einsatz solcher Assessments ist neben der Verständlichkeit durch valide Übersetzungen in die Muttersprache die Praktikabilität ein enorm wichtiger Faktor. Diese zeigt sich durch einen angemessenen Zeit- und Materialbedarf (Lamb & Keene, 2017). Häufig bestehen begrenzte zeitliche Möglichkeiten wie beispielsweise klare zeitliche Vorgaben in ambulanten Behandlungen. Auch wenn im Forschungssetting der zeitliche Faktor nicht zwingend limitierend ist, spielt der Aspekt der Ermüdung bei jeder Untersuchung eine wichtige Rolle, welcher zu verzerrten Ergebnissen führen kann (Helbostad et al., 2010).

Bereits bei der Begutachtung der einzelnen Aufgaben der CBM fiel auf, dass Aufgaben wie das „Gehen und Umschauen“ und das „Gehen, Umschauen und Tragen“ große Ähnlichkeit haben. Diese Redundanzen wurden auch in der Überprüfung der internen Konsistenz in vorangegangenen Studien bestätigt (Balasubramanian, 2015; Gordt et al., 2018; Weber et al., 2018). Die Kürzung der CBM hat gezeigt, dass auch eine deutlich reduzierte Anzahl von nur noch vier Aufgaben und ein geringerer zeitlicher und materieller Aufwand ausreichen, um valide Aussagen über die Mobilität und Gleichgewichtsfähigkeit junger Senioren mit ähnlichen Gütekriterien wie die der Original-CBM treffen zu können und einem möglichen Ermüdungseffekt vorzubeugen (vgl. Kapitel 4.2).

Zusätzlich zu den sehr guten Ergebnissen des anspruchsvollen und alltagsrelevanten Kapazitätsassessments CBM bestärken die Ergebnisse dieser Arbeit auch den Einsatz von

weiteren anspruchsvollen Instrumenten, um ein besseres Verständnis des Zusammenhangs der im Labor erhobenen Kapazität mit der im Alltag durchgeführten Performanz zu bekommen. Die geringen bis moderaten Zusammenhänge zwischen den beiden Konstrukten und die moderaten Anteile an erklärter Varianz durch die Kapazitätsassessments in dieser Arbeit stehen im Einklang mit den vorangegangenen Studien bei älteren Personen (Callisaya & Verghese, 2018; Giannouli et al., 2016; Spartano et al., 2019; van Lummel et al., 2015) sowie den beschriebenen Mobilitätsmodellen (vgl. Kapitel 2.2.1). Weitere individuelle Einflussfaktoren wie Motivation, Stimmung oder Erschöpfung und Umweltfaktoren wie die Begehrbarkeit einer Stadt oder eines Stadtteils spielen für die funktionelle Mobilität eine wichtige Rolle (Carlson et al., 2012; Kaufmann, Bergman, & Joye, 2004; Webber, Porter, & Menec, 2010). Der Fokus dieser Arbeit lag jedoch auf der motorischen Kapazität. Andere sowohl gesundheitsbezogene als auch fertigkeitenbezogene Faktoren bzw. konditionelle Fähigkeiten wie die kardiorespiratorische Fitness oder die Kraft wurden in der vorliegenden Arbeit außer Acht gelassen, sollten aber in folgenden Studien berücksichtigt werden.

Basierend auf dem Testing-the-Limits-Ansatz wurde überprüft, ob anspruchsvolle Assessments für die Gruppe der jungen Senioren einen Mehrwert gegenüber weniger anspruchsvollen Assessments haben. Dies konnte dadurch bestätigt werden, dass neben der CBM v.a. die schnelle Ganggeschwindigkeit, ebenfalls ein anspruchsvolles Kapazitätsassessment, den größten Zusammenhang mit der alltäglichen Performanz und Stürzen junger Senioren zeigte. Die schnelle Ganggeschwindigkeit zeigte sich auch bereits in vorangegangenen Studien als ein valides und reliables Erhebungsinstrument (Steffen, Hacker, & Mollinger, 2002; Wang, Sheu, & Protas, 2009). Im Gegensatz dazu erklärten die beiden einfachen Kapazitätsassessments, habituelle Ganggeschwindigkeit und TUG, keinen signifikanten Anteil der Performanz und der Stürze (vgl. Kapitel 4.3). Auch andere Studien bestätigten diesen geringen Zusammenhang der habituellen Ganggeschwindigkeit mit der Performanz (Giannouli et al., 2016; Van Ancum et al., 2019). Dies zeigt, dass der Einsatz von anspruchsvollen Erhebungsinstrumenten mit Druckbedingungen wie dem Zeitdruck für das schnelle Gehen ein vielversprechender Weg ist, um die Personen an ihre Leistungsgrenzen zu bringen und mehr Informationen über die Performanz und Stürze dieser Personen zu bekommen. Eine mögliche Kombination der Druckbedingungen wie des Komplexitäts- und des Zeitdrucks könnte z.B. als Dual-Task-Aufgabe während des schnellen Gehens weitere Erkenntnisse liefern.

Aufbauend auf dem Testing-the-Limits-Ansatz im Labor zeigen die Ergebnisse dieser Arbeit auch, dass dieser nicht nur bei der Kapazität, sondern auch bei der Performanz von jungen, fitten Senioren wichtig ist. In den Aktivitätsbereichen mit moderat-anstrengender Intensität werden die Aktivitäten durchgeführt, die für diese Zielgruppe und deren Lebensqualität

wichtig sind. Aktivitäten in niedrigeren MET-Bereichen sind in dieser Zielgruppe häufig unproblematisch und spielen eher für einfachere alltägliche Aktivitäten bei eingeschränkten, älteren Personen eine wichtigere Rolle (Holland, Tanaka, Shigematsu, & Nakagaichi, 2002). Möglicherweise wäre eine weitere Aufteilung der höheren MET-Bereiche in moderate (3-6 METs) und anstrengende (> 6 METs) Intensitäten noch aufschlussreicher.

6 Schlussfolgerung und Ausblick

Mit dieser Arbeit wurde, nach dem Kenntnisstand der Autorin, erstmals ein zielgruppenspezifisches, alltagsrelevantes Assessmentparadigma zur Erfassung von Mobilitäts- und Gleichgewichtseinschränkungen bei jungen Senioren entwickelt und validiert. Dieser vielversprechende Ansatz der anspruchsvollen Assessments sollte in zukünftigen Studien weiter vertieft werden, um die bestehende Diskrepanz zwischen den bisher zur Verfügung stehenden Mitteln und dem steigenden Bedarf sowohl an Screeninginstrumenten als auch an Präventionsangeboten für die zunehmend wachsende Gruppe der jungen Senioren zu reduzieren.

Um die positiven Ergebnisse zur Eignung der CBM für diese Zielgruppe noch weiter auszubauen, sollten in folgenden Studien zum einen ihre gute Reliabilität und Validität in größeren Stichproben überprüft werden, zum anderen sollten in Längsschnittstudien die Responsivität und Veränderungssensitivität untersucht werden. Die Ergebnisse können die Stärke der CBM für den Einsatz in Interventionsstudien und Verlaufsmessungen noch deutlicher untermauern.

Ein weiterer wichtiger Aspekt für die Zukunft ist die Definition und Klassifizierung von Kapazität und Performanz. In der vorliegenden Arbeit wurde dies basierend auf der von der WHO entwickelten ICF vorgenommen. Allerdings besteht bei den verwendeten Klassifizierungen kein klarer Konsens unter den Wissenschaftlern, was zu unterschiedlichen Benennungen und Klassifizierungen führt (Lamb & Keene, 2017). Eine Vereinheitlichung der Begrifflichkeiten ist wichtig, um den Austausch mit anderen Forschungsgruppen und die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu erleichtern.

Für den Transfer der mit Hilfe dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse in die Praxis sollte in den kommenden Jahren die Sensibilisierung sowohl der betroffenen Personen als auch der Ärzte, Therapeuten und Trainer für die Wichtigkeit des Gleichgewichtstrainings in der Gruppe der jungen Senioren vorangetrieben werden. Ansprechpartner wie Ärzte und Therapeuten sollten in der Lage sein, die beginnenden Einschränkungen zu identifizieren und geeignete Intervention durchzuführen oder zu empfehlen. Allerdings „wirken“ diese Empfehlungen oft nur, wenn die betroffenen Personen selbst ihre beginnenden Einschränkungen erfahren und Handlungsbedarf sehen. Erhebungsinstrumente, die die Personen an ihre Leistungsgrenzen bringen, könnten dazu beitragen, die Einsicht für die Notwendigkeit von Gleichgewichtstrainings auch ohne im Alltag spürbare Einschränkungen zu fördern. Um dies zu erreichen, ist die Verbreitung bisher wenig bekannter Erhebungsinstrumente wie beispielsweise der CBM und weiterer einfach zu handhabender und schnell durchzuführender Screeninginstrumente von hoher Wichtigkeit. Möglicherweise könnte aus der Kombination der s-CBM, die valide Informationen über die Kapazität der jungen Senioren liefert, und

der Erfassung der schnellen Ganggeschwindigkeit ein rasch und einfach durchzuführender Screeningansatz entwickelt werden, der auch Rückschlüsse auf die Performanz und das Sturzrisiko junger Senioren ermöglicht.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass diese Arbeit durch die Entwicklung und Validierung eines anspruchsvollen Assessmentparadigmas mit starkem Bezug zu den für junge Senioren wichtigen alltäglichen Aktivitäten dazu beiträgt, beginnende Mobilitäts- und Gleichgewichtseinschränkungen zu erfassen und deren Zusammenhang mit Performanz und Stürzen widerspiegeln zu können. Zudem bildet sie die Grundlage für die Entwicklung von präventiven Interventionen zur Erhaltung der Kapazität und Performanz von jungen Senioren, mit dem Ziel einen aktiven, gesunden Lebensstil beizubehalten. Weitere Studien sind aber wichtig, um diesen vielversprechenden Ansatz umfänglich zu überprüfen, zu vertiefen und zu verbreiten.

7 Literaturverzeichnis

- Abrahamova, D., & Hlavačka, F. (2008). Age-related changes of human balance during quiet stance. *Physiological Research*, *57*(6).
- Amiridis, I. G., Hatzitaki, V., & Arabatzi, F. (2003). Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neuroscience letters*, *350*(3), 137-140.
- Balasubramanian, C. K. (2015). The community balance and mobility scale alleviates the ceiling effects observed in the currently used gait and balance assessments for the community-dwelling older adults. *J Geriatr Phys Ther*, *38*(2), 78-89. doi:10.1519/jpt.0000000000000024.
- Barth, A., & Doblhammer, G. (2017). Physische Mobilität und Gesundheit im Alter. In *Die transformative Macht der Demografie* (pp. 207-244): Springer.
- Bauman, A., Merom, D., Bull, F. C., Buchner, D. M., & Fiatarone Singh, M. A. (2016). Updating the evidence for physical activity: summative reviews of the epidemiological evidence, prevalence, and interventions to promote "Active Aging". *The Gerontologist*, *56*(Suppl_2), S268-S280.
- Becker, C., & Blessing-Kapelke, U. (2011). Empfehlungspapier für das körperliche Training zur Sturzprävention bei älteren, zu Hause lebenden Menschen. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, *44*(2), 121-128.
- Berg, K., Wood-Dauphine, S., Williams, J., & Gayton, D. (1989). Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, *41*(6), 304-311.
- Berg, K., Wood-Dauphinee, S., & Williams, J. (1995). The Balance Scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, *27*(1), 27-36.
- Berg, K., Maki, B. E., Williams, J. I., Holliday, P. J., & Wood-Dauphinee, S. L. (1992). Clinical and laboratory measures of postural balance in an elderly population. *Arch Phys Med Rehabil*, *73*(11), 1073-1080.
- Bergquist, R., Weber, M., Schwenk, M., Ulseth, S., Helbostad, J. L., Vereijken, B., & Taraldsen, K. (2019). Performance-based clinical tests of balance and muscle strength used in young seniors: a systematic literature review. *BMC geriatrics*, *19*(1), 9.
- Berk, L. (2004). *Development through the lifespan*: Pearson Education India.
- Bize, R., Johnson, J. A., & Plotnikoff, R. C. (2007). Physical activity level and health-related quality of life in the general adult population: a systematic review. *Preventive medicine*, *45*(6), 401-415.
- Bös, K., & Mechling, K. (1983). Dimensionen Sportmotorischer Leistungen. Schorndorf: Hofmann.
- Boulgarides, L. K., McGinty, S. M., Willett, J. A., & Barnes, C. W. (2003). Use of clinical and impairment-based tests to predict falls by community-dwelling older adults. *Phys Ther*, *83*(4), 328-339.

- Brandes, M., & Rosenbaum, D. (2004). Correlations between the step activity monitor and the DynaPort ADL-monitor. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *19*(1), 91-94.
- Brauer, S. G., Burns, Y. R., & Galley, P. (2000). A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *55*(8), M469-M476.
- Callisaya, M. L., & Verghese, J. (2018). The Association of Clinic-Based Mobility Tasks and Measures of Community Performance and Risk. *Pm r*. doi:10.1016/j.pmrj.2017.12.008.
- Carlson, J. A., Sallis, J. F., Conway, T. L., Saelens, B. E., Frank, L. D., Kerr, J., . . . King, A. C. (2012). Interactions between psychosocial and built environment factors in explaining older adults' physical activity. *Preventive medicine*, *54*(1), 68-73.
- Caspersen, C. J., Powell, K. E., & Christenson, G. M. (1985). Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public health reports*, *100*(2), 126.
- Choy, N. L., Brauer, S., & Nitz, J. (2003). Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, *58*(6), 525-530.
- Du Pasquier, R., Blanc, Y., Sinnreich, M., Landis, T., Burkhard, P., & Vingerhoets, F. (2003). The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, *33*(5), 213-218.
- Dugarova, E. (2017). Ageing, Older Persons And The 2030 Agenda For Sustainable Development. *United Nations Development Programme; New York*.
- Eckert, K., Lange, M., & Wagner, P. (2014). Erfassung körperlicher Aktivität-Ein Überblick über Anspruch und Realität einer validen Messung. In *Aktiv und Gesund?* (pp. 97-124): Springer.
- Elsawy, B., & Higgins, K. E. (2010). Physical activity guidelines for older adults. *Am Fam Physician*, *81*(1), 55-59.
- Era, P., Sainio, P., Koskinen, S., Haavisto, P., Vaara, M., & Aromaa, A. (2006). Postural Balance in a Random Sample of 7,979 Subjects Aged 30 Years and Over. *Gerontology*, *52*(4), 204-213. doi:10.1159/000093652.
- Ericsson, K. A. (1990). Peak performance and age: An examination of peak performance in sports. *Successful aging: Perspectives from the behavioral sciences*, 164-196.
- Faber, M. J., Bosscher, R. J., & van Wieringen, P. C. (2006). Clinimetric properties of the performance-oriented mobility assessment. *Phys Ther*, *86*(7), 944-954.
- Freiberger, E., De Vreede, P., Schoene, D., Rydwik, E., Mueller, V., Frändin, K., & Hopman-Rock, M. (2012). Performance-based physical function in older community-dwelling persons: a systematic review of instruments. *Age Ageing*, *41*(6), 712-721.
- Fries, J. F. (1980). Aging, natural death, and the compression of morbidity. *N Engl J Med*, *303*(3), 130-135. doi:10.1056/nejm198007173030304.
- Giannouli, E., Bock, O., Mellone, S., & Zijlstra, W. (2016). Mobility in old age: capacity is not performance. *BioMed research international*, 2016.

- Gijbels, D., Alders, G., Van Hoof, E., Charlier, C., Roelants, M., Broekmans, T., . . . Feys, P. (2010). Predicting habitual walking performance in multiple sclerosis: relevance of capacity and self-report measures. *Multiple Sclerosis Journal*, *16*(5), 618-626.
- Golle, K., Mechling, H., & Granacher, U. (2019). Koordinative Fähigkeiten und Koordinationsstraining im Sport.
- Gordt, K., Mikolaizak, A. S., Nerz, C., Barz, C., Gerhardy, T., Weber, M., . . . Schwenk, M. (2018). German version of the Community Balance and Mobility Scale. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 1-9.
- Granacher, U., & Hortobágyi, T. (2015). Exercise to improve mobility in healthy aging. *Sports Medicine*, *45*(12), 1625-1626.
- Granacher, U., Muehlbauer, T., & Gruber, M. (2012). A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. *J Aging Res*, *2012*, 708905. doi:10.1155/2012/708905.
- Guralnik, J. M., Simonsick, E. M., Ferrucci, L., Glynn, R. J., Berkman, L. F., Blazer, D. G., . . . Wallace, R. B. (1994). A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *Journal of gerontology*, *49*(2), M85-M94.
- Haber, P. (2018). Motorische Grundfähigkeiten. In *Leitfaden zur medizinischen Trainingsberatung* (pp. 115-128): Springer.
- Hartmann-Tews, I., Tischer, U., & Combrink, C. (2012). *Bewegtes Alter (n): Sozialstrukturelle Analysen von Sport im Alter*. Verlag Barbara Budrich.
- Haskell, W. L., Lee, I.-M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A., . . . Bauman, A. (2007). Physical activity and public health: updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation*, *116*(9), 1081.
- Helbostad, J. L., Sturnieks, D. L., Menant, J., Delbaere, K., Lord, S. R., & Pijnappels, M. (2010). Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: a systematic literature review. *BMC geriatrics*, *10*(1), 56.
- Hirtz, P. (1985). Koordinative Fähigkeiten im Schulsport: vielseitig, variationsreich, ungewohnt. Berlin: Volk und Wissen.
- Hirtz, P. (2011). Koordinative Fähigkeiten. In G. Schnabel, H.-D. Harre & J. Krug (Hrsg.), *Trainingslehre – Trainingswissenschaft* (2., aktual. Aufl.). Aachen: Meyer & Meyer.
- Holland, G. J., Tanaka, K., Shigematsu, R., & Nakagaichi, M. (2002). Flexibility and physical functions of older adults: a review. *Journal of Aging and Physical Activity*, *10*(2), 169-206.
- Höpflinger, F. (2009). Wandel des Alters–neues Alter für neue Generationen. *Die zweite Lebenshälfte–dreifache Wandlungsprozesse*.(Onlinepublikation).
- Howe, J. A., Inness, E. L., Venturini, A., Williams, J. I., & Verrier, M. C. (2006). The Community Balance and Mobility Scale--a balance measure for individuals with traumatic brain injury. *Clin Rehabil*, *20*(10), 885-895. doi:10.1177/0269215506072183.

- Inness, E. L., Howe, J.-A., Niechwiej-Szwedo, E., Jaglal, S. B., McIlroy, W. E., & Verrier, M. C. (2011). Measuring balance and mobility after traumatic brain injury: validation of the community balance and mobility scale (CB&M). *Physiotherapy Canada, 63*(2), 199-208.
- Isles, R. C., Choy, N. L., Steer, M., & Nitz, J. C. (2004). Normal values of balance tests in women aged 20–80. *J Am Geriatr Soc, 52*(8), 1367-1372.
- Kaufmann, V., Bergman, M. M., & Joye, D. (2004). Motility: mobility as capital. *International Journal of Urban and Regional Research, 28*(4), 745-756. doi:10.1111/j.0309-1317.2004.00549.x.
- Kliegl, R., & Baltes, P. B. (1987). Theory-guided analysis of mechanisms of development and aging through testing-the-limits and research on expertise.
- Kliegl, R., Smith, J., & Baltes, P. B. (1986). Testing-the-limits, expertise, and memory in adulthood and old age.
- Knorr, S., Brouwer, B., & Garland, S. J. (2010). Validity of the Community Balance and Mobility Scale in community-dwelling persons after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation, 91*(6), 890-896.
- Knuchel, S., & Schädler, S. (2004). Drei Systeme in der Balance. *physiopraxis, 2*(11/12), 28-31.
- Kuester, O. C., Koesel, J., Spohn, S., Schurig, N., Tumani, H., von Arnim, C. A., & Uttner, I. (2016). Cognitive Reserve in Alzheimer's Dementia: Diagnostic Accuracy of a Testing-the-Limits Paradigm. *Journal of Alzheimer's disease, 52*(2), 519-528.
- Kummel, J., Kramer, A., Giboin, L. S., & Gruber, M. (2016). Specificity of Balance Training in Healthy Individuals: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med, 46*(9), 1261-1271. doi:10.1007/s40279-016-0515-z.
- Lamb, S. E., & Keene, D. J. (2017). Measuring physical capacity and performance in older people. *Best Pract Res Clin Rheumatol, 31*(2), 243-254. doi:10.1016/j.berh.2017.11.008.
- Landi, F., Calvani, R., Tosato, M., Martone, A. M., Fusco, D., Sisto, A., . . . Marzetti, E. (2017). Age-related variations of muscle mass, strength, and physical performance in community-dwellers: results from the Milan EXPO survey. *Journal of the American Medical Directors Association, 18*(1), 88. e17-88. e24.
- Lee, K. B., Lee, P., Yoo, S. W., & Kim, Y. D. (2016). Reliability and validity of the Korean version of the community balance and mobility scale in patients with hemiplegia after stroke. *J Phys Ther Sci, 28*(8), 2307-2310. doi:10.1589/jpts.28.2307.
- Lindenberger, U., & Baltes, P. B. (1995). Testing-the-limits and experimental simulation: Two methods to explicate the role of learning in development. *Human Development, 38*(6), 349-360.
- MacIntyre, N. J., Stavness, C. L., & Adachi, J. D. (2010). The Safe Functional Motion test is reliable for assessment of functional movements in individuals at risk for osteoporotic fracture. *Clin Rheumatol, 29*(2), 143-150. doi:10.1007/s10067-009-1297-6.

- Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of gerontology, 49*(2), M72-M84.
- Manchester, D., Woollacott, M., Zederbauer-Hylton, N., & Marin, O. (1989). Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. *Journal of gerontology, 44*(4), M118-M127.
- Meinel, K., & Schnabel, G. (2007). *Bewegungslehre-Sportmotorik: Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt*: Meyer & Meyer Verlag.
- Melzer, I., Benjuya, N., & Kaplanski, J. (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing, 33*(6), 602-607.
- Mensink, G. (2003). Bundesgesundheitsurvey: Körperliche Aktivität.
- Miller, K. J., Pollock, C. L., Brouwer, B., & Garland, S. J. (2016). Use of Rasch Analysis to Evaluate and Refine the Community Balance and Mobility Scale for Use in Ambulatory Community-Dwelling Adults Following Stroke. *Phys Ther, 96*(10), 1648-1657. doi:10.2522/ptj.20150423.
- Muehlbauer, T., Besemer, C., Wehrle, A., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2012). Relationship between strength, power and balance performance in seniors. *Gerontology, 58*(6), 504-512.
- Muehlbauer, T., Gollhofer, A., & Granacher, U. (2012). Relationship between measures of balance and strength in middle-aged adults. *The Journal of Strength & Conditioning Research, 26*(9), 2401-2407.
- Müller, C., Winter, C., & Rosenbaum, D. (2010). Aktuelle objektive Messverfahren zur Erfassung körperlicher Aktivität im Vergleich zu subjektiven Erhebungsmethoden. *Deutsche Zeitschrift Fur Sportmedizin, 61*(1), 11.
- Musich, S., Wang, S. S., Ruiz, J., Hawkins, K., & Wicker, E. (2018). The impact of mobility limitations on health outcomes among older adults. *Geriatric nursing, 39*(2), 162-169.
- Nelson, M. E., Rejeski, W. J., Blair, S. N., Duncan, P. W., Judge, J. O., King, A. C., . . . Castaneda-Sceppa, C. (2007). Physical activity and public health in older adults: recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation, 116*(9), 1094.
- Neumaier, A., & Mechling, H. (1995). Allgemeines oder sportartspezifisches Koordinations-training. *Leistungssport, 25*(5), 14-18.
- Pardasaney, P. K., Latham, N. K., Jette, A. M., Wagenaar, R. C., Ni, P., Slavin, M. D., & Bean, J. F. (2012). Sensitivity to change and responsiveness of four balance measures for community-dwelling older adults. *Phys Ther, 92*(3), 388-397. doi:10.2522/ptj.20100398.
- Patla, A. E., & Shumway-Cook, A. (1999). Dimensions of Mobility: Defining the Complexity and Difficulty Associated with Community Mobility. *Journal of Aging and Physical Activity, 7*(1), 7-19. doi:10.1123/japa.7.1.7.

- Perera, S., Patel, K. V., Rosano, C., Rubin, S. M., Satterfield, S., Harris, T., . . . Chandler, J. M. (2015). Gait speed predicts incident disability: a pooled analysis. *Journals of Gerontology Series A: Biomedical Sciences and Medical Sciences*, *71*(1), 63-71.
- Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*, *39*(2), 142-148.
- Pollock, A. S., Durward, B. R., Rowe, P. J., & Paul, J. P. (2000). What is balance? *Clin Rehabil*, *14*(4), 402-406. doi:10.1191/0269215500cr342oa.
- Pruitt, L. A., Glynn, N. W., King, A. C., Guralnik, J. M., Aiken, E. K., Miller, G., & Haskell, W. L. (2008). Use of accelerometry to measure physical activity in older adults at risk for mobility disability. *Journal of Aging and Physical Activity*, *16*(4), 416-434.
- Rapp, K., Klenk, J., Benzinger, P., Franke, S., Denking, M. D., Peter, R., & Group, A. U. S. (2012). Physical performance and daily walking duration: associations in 1271 women and men aged 65–90 years. *Aging Clin Exp Res*, *24*(5), 455-460.
- Roth, K. (1982). *Strukturanalyse koordinativer Fähigkeiten*. Bad Homburg: Limpert.
- Rowe, J. W., Fulmer, T., & Fried, L. (2016). Preparing for Better Health and Health Care for an Aging Population. *Jama*, *316*(16), 1643-1644. doi:10.1001/jama.2016.12335.
- Sallis, J. F., & Saelens, B. E. (2000). Assessment of physical activity by self-report: status, limitations, and future directions. *Res Q Exerc Sport*, *71*(sup2), 1-14.
- Schoene, D., Wu, S. M., Mikolaizak, A. S., Menant, J. C., Smith, S. T., Delbaere, K., & Lord, S. R. (2013). Discriminative ability and predictive validity of the timed up and go test in identifying older people who fall: systematic review and meta-analysis. *J Am Geriatr Soc*, *61*(2), 202-208. doi:10.1111/jgs.12106.
- Schreiber, M., & Schneider, R. (2007). Cognitive plasticity in people at risk for dementia: Optimising the testing-the-limits-approach. *Aging and Mental Health*, *11*(1), 75-81.
- Schwanen, T., & Ziegler, F. (2011). Wellbeing, independence and mobility: an introduction. *Ageing & Society*, *31*(5), 719-733.
- Shumway-Cook, A., Ciol, M. A., Yorkston, K. M., Hoffman, J. M., & Chan, L. (2005). Mobility limitations in the Medicare population: prevalence and sociodemographic and clinical correlates. *J Am Geriatr Soc*, *53*(7), 1217-1221. doi:10.1111/j.1532-5415.2005.53372.x.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*: Lippincott Williams & Wilkins.
- Southard, V., Dave, M., Davis, M. G., Blanco, J., & Hofferber, A. (2005). The multiple tasks test as a predictor of falls in older adults. *Gait Posture*, *22*(4), 351-355.
- Spartano, N. L., Lyass, A., Larson, M. G., Tran, T., Andersson, C., Blease, S. J., . . . Murabito, J. M. (2019). Objective physical activity and physical performance in middle-aged and older adults. *Exp Gerontol*, *119*, 203-211.
- Statistisches Bundesamt (2019). *Zusammengefasste Geburtenziffer nach Kalenderjahr (2019)*. Wiesbaden: Statistisches Bundesamt. Zugriff im Oktober 2019 unter <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Bevoelkerung/Geburten/Tabellen/geburtenziffer.html>

- Steffen, T. M., Hacker, T. A., & Mollinger, L. (2002). Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and gait speeds. *Phys Ther*, *82*(2), 128-137.
- Strain, T., Fitzsimons, C., Kelly, P., & Mutrie, N. (2016). The forgotten guidelines: cross-sectional analysis of participation in muscle strengthening and balance & co-ordination activities by adults and older adults in Scotland. *BMC public health*, *16*(1), 1108.
- Tak, E., Kuiper, R., Chorus, A., & Hopman-Rock, M. (2013). Prevention of onset and progression of basic ADL disability by physical activity in community dwelling older adults: a meta-analysis. *Ageing research reviews*, *12*(1), 329-338.
- Takacs, J., Garland, S. J., Carpenter, M. G., & Hunt, M. A. (2014). Validity and reliability of the community balance and mobility scale in individuals with knee osteoarthritis. *Phys Ther*, *94*(6), 866-874.
- Taylor, D. (2014). Physical activity is medicine for older adults. *Postgraduate medical journal*, *90*(1059), 26-32.
- Terwee, C. B., Bot, S. D. M., de Boer, M. R., van der Windt, D. A. W. M., Knol, D. L., Dekker, J., . . . de Vet, H. C. W. (2007). Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. *J Clin Epidemiol*, *60*(1), 34-42. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jclinepi.2006.03.012>.
- Theisen, D., & Wydra, G. (2011). Untersuchung der Gleichgewichtsfähigkeit. [Evaluation of GGT/development of GGT-Reha]. *B & G*, *27*(06), 231-239. doi:10.1055/s-0031-1283819.
- Trost, S. G., Pate, R. R., Freedson, P. S., Sallis, J. F., & Taylor, W. C. (2000). Using objective physical activity measures with youth: how many days of monitoring are needed? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *32*(2), 426.
- United Nations Department of Economic and Social Affairs Population Division (2015). World Population Aging (Report ST/ESA/SER.A/348). Zugriff im März 2018 unter <http://www.un.org/en/development/desa/population/publications/pdf/ageing/World-PopulationAgeing2015.pdf>.
- Uttner, I., Schurig, N., Von Arnim, C. A., Lange-Asschenfeldt, C., Tumani, H., & Riepe, M. W. (2010). Reduced benefit from mnemonic strategies in early-stage Alzheimer's disease: a brief testing-the-limits paradigm for clinical practice. *J Neurol*, *257*(10), 1718-1726.
- Van Ancum, J. M., van Schooten, K. S., Jonkman, N. H., Huijben, B., van Lummel, R. C., Meskers, C. G. M., . . . Pijnappels, M. (2019). Gait speed assessed by a 4-m walk test is not representative of daily-life gait speed in community-dwelling adults. *Maturitas*, *121*, 28-34. doi:10.1016/j.maturitas.2018.12.008.
- van Lummel, R. C., Walgaard, S., Pijnappels, M., Elders, P. J., Garcia-Aymerich, J., van Dieën, J. H., & Beek, P. J. (2015). Physical performance and physical activity in older adults: associated but separate domains of physical function in old age. *PLoS One*, *10*(12), e0144048.

- Wang, C., Sheu, C.-F., & Protas, E. (2009). Test-retest reliability and measurement errors of six mobility tests in the community-dwelling elderly. *Asian J Gerontol Geriatr*, 4, 8-13.
- Webber, S. C., Porter, M. M., & Menec, V. H. (2010). Mobility in Older Adults: A Comprehensive Framework. *The Gerontologist*, 50(4), 443-450. doi:10.1093/geront/gnq013.
- Weber, M., Van Ancum, J., Bergquist, R., Taraldsen, K., Gordt, K., Mikolaizak, A. S., . . . Schwenk, M. (2018). Concurrent validity and reliability of the Community Balance and Mobility scale in young-older adults. *BMC geriatrics*, 18(1), 156. doi:10.1186/s12877-018-0845-9.
- WHO. (2001). The International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). Geneva: WHO., <http://www.who.int/classifications/icf/en/>.
- WHO (2002). Aktiv Altern: Rahmenbedingungen und Vorschläge für politisches Handeln. Geneva. World Health Organization. Zugriff im August 2018 unter https://apps.who.int/iris/bitstream/handle/10665/67215/WHO_NMH_NPH_02.8_ger.pdf;jsessionid=0871299D7D598AA1A3F008E74660DC3A?sequence=2.
- Yamada, S., Aoyagi, Y., Yamamoto, K., & Ishikawa, M. (2019). Quantitative Evaluation of Gait Disturbance on an Instrumented Timed Up-and-go Test. *Aging Dis*, 10(1), 23-36. doi:10.14336/ad.2018.0426.

8 Weitere Publikationen und Kongressbeiträge

Nachfolgende Publikationen wurden in Erst- oder Co-Autorenschaft der Verfasserin dieser Dissertation erstellt, wurden jedoch aufgrund ihrer von der Dissertation thematischen Abweichung nicht in diese integriert.

Abgeschlossene Publikationen

Gordt K., Gerhardy T., Najafi B., Schwenk M. (2017). Effects of Wearable Sensor-based Balance and Gait Training on Balance, Gait and Functional Performance in Healthy and Patient Populations: A Systematic Review and Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Gerontology*. Nov 1;64(1):74-89.

Weber M., Van Ancum J.M., Bergquist R., Taraldsen K., **Gordt K.**, Mikolaizak A.S., Nerz C., Pijnappels M., Jonkman N.H., Maier A.B., Helbostad J.L., Vereijken B., Becker C., Schwenk M. (2018). Concurrent validity and reliability of the Community Balance and Mobility scale in young-older adults. *BMC Geriatr*. 2018 Jul 3;18(1):156.

Madehkhaksar F., Klenk J., Sczuka K., **Gordt K.**, Melzer I., Schwenk M. (2018). The effects of unexpected mechanical perturbations during treadmill walking on spatiotemporal gait parameters, and the dynamic stability measures by which to quantify postural response. April 2018. *PLoS ONE* 13(4):e0195902.

Gordt K.*, Müller C.*, Gerhardy T., Schwenk M. (2018). Einfluss von Dual-Tasking auf das Geradeaus- und Kurvengehen älterer Menschen. *Z Gerontol Geriat*. doi:10.1007/s00391-018-01482-3

*geteilte Erstautorenschaft

Gerhardy T., **Gordt K.**, Jansen C.-P., Schwenk M. (2018): Towards using the instrumented timed up-and-go test for screening of sensory system performance for balance control in older adults. *Sensors* 2019;19:622.

Nerz C., Schwickert L., Schölch S., **Gordt K.**, Nolte P.-C., Köger I., Augat P., Becker C. (2019): Inter-rater reliability, sensitivity to change and responsiveness of the orthopedic Wolf-Motor-Function-Test as functional capacity measure before and after rehabilitation in patients with proximal humeral fractures. *BMC Musculoskeletal Disorders* (2019) 20:315.

Nouredanesh M., **Gordt K.**, Schwenk M., Tung J. (2019): Automated detection of multidirectional compensatory balance reactions: a step towards tracking naturally-occurring near-falls. *Transaction on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*.

Wissenschaftliche Vorträge und Posterbeiträge

- Gordt K.**, Weber M., Van Ancum J.M., Bergquist R., Taraldsen K., Maier A.B., Helbostad J.L., Becker C., Schwenk M. (2017). Measurement Properties of the Community Balance and Mobility Scale in Young-Older Adults. International Society of Posture and Gait Research World Congress 2017. Fort Lauderdale, USA, 25. – 29. Juni 2017 (Poster)
- Gordt K.**, Gerhardy T., Schwickert L., Schwenk M. (2017). Straight- vs. Curved-path walking: Attentional demands in older adults. International Society of Posture and Gait Research World Congress 2017. Fort Lauderdale, USA, 25. – 29. Juni 2017 (Poster)
- Gordt K.**, Gerhardy T., Schwenk M. (2017). Assessing the interplay between sensory perception and mobility performance using inertial sensors. International Society of Posture and Gait Research World Congress 2017. Fort Lauderdale, USA, 25. – 29. Juni 2017 (Poster)
- Gordt K.**, Gerhardy T., Weber M., Oberle C., Barz C., Becker C., Schwenk M. (2017). Übersetzung und Validierung der deutschsprachigen Version der Community Balance and Mobility Scale. 29. Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Gerontologie und Geriatrie (DGG) 2017. Frankfurt/Main, Deutschland. 28. – 30. September 2017 (Vortrag)
- Gordt K.**, Gerhardy T., Schwickert L., Schwenk M. (2017). Entwicklung eines instrumentierten Testparadigmas zur Bestimmung der Aufmerksamkeitsleistung beim Geradeausgehen vs. Kurvengehen. 29. Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Gerontologie und Geriatrie (DGG) 2017. Frankfurt/Main, Deutschland. 28. – 30. September 2017 (Vortrag)
- Gordt K.**, Gerhardy T., Najafi B., Schwenk M. (2017). Effektivität von sensor-gestütztem Balance- und Gangtraining: systematisches Review und Meta-Analyse 29. Jahreskongress der Deutschen Gesellschaft für Gerontologie und Geriatrie (DGG) 2017. Frankfurt/Main, Deutschland. 28. – 30. September 2017 (Vortrag)
- Gordt K.**, Gerhardy T., Weber M., Oberle C., Barz C., Becker C., Schwenk M. (2017). Übersetzung und Validierung der deutschsprachigen Version der Community Balance and Mobility Scale. 2. Forschungssymposium Physiotherapie der Deutschen Gesellschaft für Physiotherapiewissenschaft. Osnabrück, Deutschland. 16. – 17. November 2017 (Vortrag)

- Gordt K., Gerhardy T., Schwickert L., Schwenk M. (2017).** Entwicklung eines instrumentierten Testparadigmas zur Bestimmung der Aufmerksamkeitsleistung beim Geradeausgehen vs. Kurvengehen. 2. Forschungssymposium Physiotherapie der Deutschen Gesellschaft für Physiotherapiewissenschaft. Osnabrück, Deutschland. 16. – 17. November 2017 (Vortrag)
- Gordt K., Gerhardy T., Najafi B., Schwenk M. (2017).** Effektivität von sensor-gestütztem Balance- und Gangtraining: systematisches Review und Meta-Analyse. 2. Forschungssymposium Physiotherapie der Deutschen Gesellschaft für Physiotherapiewissenschaft. Osnabrück, Deutschland. 16. – 17. November 2017 (Poster)
- Gordt K., Mikolaizak A.S., Taraldsen K., Zhang w., Bergquist R., Van Ancum J.M., Nerz C., Pijnappels M., Maier A., Helbostadt J., Vereijken B., Becker C., Aminian K., Schwenk M. (2019).** The association between Balance/Mobility Measures and Measures of Physical Performance and Fall risk in Young Seniors. MobEx, Trondheim, Norwegen. 18. – 19. Januar 2019 (Poster)
- Gordt K., Mikolaizak A.S., Taraldsen K., Bergquist R., Van Ancum J.M., Nerz C., Pijnappels M., Maier A.B., Helbostad J.L., Vereijken B., Becker C., Schwenk M. (2019).** Creating and Validating a Shortened Version of the Community Balance & Mobility Scale for Application in Young Seniors. International Society of Posture and Gait Research World Congress 2019. Edinburgh, UK, 30. Juni – 4. Juli 2019 (Poster)
- Gordt K., Paraschiv-Ionescu A., Mikolaizak A.S., Taraldsen K., Mellone S., Bergquist R., Van Ancum J.M., Nerz C., Pijnappels M., Maier A.B., Helbostad J.L., Vereijken B., Becker C., Aminian K., Schwenk M. (2019).** The Association Between Physical Capacity, Physical Performance, and Fall Risk in Young Seniors. International Society of Posture and Gait Research World Congress 2019. Edinburgh, UK, 30. Juni – 4. Juli 2019 (Poster)

9 Forschungspreis

Vortragspreis: 2. Forschungssymposium Physiotherapie der Deutschen Gesellschaft für Physiotherapiewissenschaft (DGPTW) (3. Platz)

Danksagung

Während der Planung, Durchführung, und Fertigstellung dieser Arbeit haben mich einige Personen unterstützt, denen ich meinen Dank aussprechen möchte.

An erster Stelle bedanke ich mich bei Herrn Dr. Michael Schwenk, der mich in den letzten Jahren sehr engagiert und motiviert betreut und unterstützt hat. Von ihm konnte ich in dieser Zeit sehr viel lernen.

Ebenso danke ich Herrn Prof. Dr. Clemens Becker, der mir bei Fragen immer sehr hilfreich zur Seite stand. Dank gebührt auch Frau Prof. Dr. Gudrun Diermayr für ihren physiotherapeutischen Blickwinkel bei der Erstellung des Zweitgutachtens.

Großer Dank gilt auch dem Netzwerk AltersfoRschung der Universität Heidelberg und der Klaus Tschira Stiftung, die mir die Promotion überhaupt erst ermöglichten. Bedanken möchte ich mich auch beim ganzen PreventIT-Team für die Zusammenarbeit und Unterstützung.

Der gesamten Nachwuchsgruppe-Schwenk möchte ich für die tolle Zusammenarbeit und den fachlichen Austausch danken, v.a. Carli, der unser Büro sehr bereichert hat, sowie Franzi und Sarah für die vielen gemeinsamen, unterhaltsamen Bahnfahrten. Meinen Kolleginnen am NAR, besonders Liesa, Clarissa und Michaela, danke ich für die moralische Unterstützung und die schöne Zeit, die wir sowohl innerhalb als auch außerhalb des NAR hatten.

Zuletzt möchte ich mich ganz besonders bei meiner Familie bedanken, die mich immer unterstützt: bei meiner Mama, die immer ein offenes Ohr für mich hat, bei meinem Papa für seinen genauen Blick, dem kein Komma entgeht, bei meinem Bruder Matze, der mir immer wieder auf kulinarische und sportliche Art ein Stück Heimat nach Mannheim bringt und bei meinem Mann André, der immer an mich glaubt, mir Mut zuspricht und mich auf andere Gedanken bringt.

Vielen Dank dafür!

Erklärung gemäß § 8 Abs. (1) c) und d) der Promotionsordnung der Fakultät



UNIVERSITÄT
HEIDELBERG
ZUKUNFT
SEIT 1386

FAKULTÄT FÜR VERHALTENS-
UND EMPIRISCHE KULTURWISSENSCHAFTEN

Promotionsausschuss der Fakultät für Verhaltens- und Empirische Kulturwissenschaften der Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg
Doctoral Committee of the Faculty of Behavioural and Cultural Studies of Heidelberg University

Erklärung gemäß § 8 (1) c) der Promotionsordnung der Universität Heidelberg für die Fakultät für Verhaltens- und Empirische Kulturwissenschaften
Declaration in accordance to § 8 (1) c) of the doctoral degree regulation of Heidelberg University, Faculty of Behavioural and Cultural Studies

Ich erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation selbstständig angefertigt, nur die angegebenen Hilfsmittel benutzt und die Zitate gekennzeichnet habe.

I declare that I have made the submitted dissertation independently, using only the specified tools and have correctly marked all quotations.

Erklärung gemäß § 8 (1) d) der Promotionsordnung der Universität Heidelberg für die Fakultät für Verhaltens- und Empirische Kulturwissenschaften
Declaration in accordance to § 8 (1) d) of the doctoral degree regulation of Heidelberg University, Faculty of Behavioural and Cultural Studies

Ich erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation in dieser oder einer anderen Form nicht anderweitig als Prüfungsarbeit verwendet oder einer anderen Fakultät als Dissertation vorgelegt habe.

I declare that I did not use the submitted dissertation in this or any other form as an examination paper until now and that I did not submit it in another faculty.

Vorname Nachname
First name Family name

Datum, Unterschrift
Date, Signature

Anhang: Manuskripte zur publikationsbasierten Dissertation

Manuskript I

Gordt K, Mikolaizak AS, Nerz C, Barz C, Gerhardy T, Weber M, Becker C, Schwenk M (2018): German version of the Community Balance and Mobility Scale: Translation and evaluation of measurement properties. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*. doi:10.1007/s00391-018-1374-z

Z Gerontol Geriat
<https://doi.org/10.1007/s00391-018-1374-z>
 Received: 27 October 2017
 Revised: 5 January 2018
 Accepted: 18 January 2018
 © Springer Medizin Verlag GmbH, ein Teil von
 Springer Nature 2018



Katharina Gordt¹ · A. Stefanie Mikolaizak² · Corinna Nerz² · Carolin Barz² ·
 Thomas Gerhardy¹ · Michaela Weber¹ · Clemens Becker² · Michael Schwenk^{1,2,3}

¹ Network Aging Research, Heidelberg University, Heidelberg, Germany

² Departement of Clinical Gerontology, Robert-Bosch-Hospital, Stuttgart, Germany

³ Institute of Sport and Sport Sciences, Heidelberg University, Heidelberg, Germany

German version of the Community Balance and Mobility Scale

Translation and evaluation of measurement properties

Electronic supplementary material

The online version of this article (<https://doi.org/10.1007/s00391-018-1374-z>) contains supplementary material, among others the complete German translation, which is available to authorized users.

Background

Balance and gait deteriorate with increasing age leading to reduced mobility, lack of independence, and an increased risk of falling [7, 37]. The greatest decline in balance, gait, and mobility ability occurs between 60 and 70 years of age [10, 20] and balance deficits developed during this age predict mobility impairments and falls in older age [37]. In recent years, the need has arisen to develop sensitive and valid assessment tools and implement interventions which prevent early stage balance and mobility deficits in high-functioning community-dwelling older adults [41].

A number of assessment tools, such as the Berg Balance Scale (BBS) [4], Short Physical Performance Battery [15], or Tinetti test [45] are suitable for impaired older adults [32] or specific patient populations [6]; however, many of these assessments show ceiling effects when used in high-functioning community-dwelling older adults [1] limiting the detection of subtle balance deficits. In this context, the Community Balance and Mobility Scale (CBM) has increasingly

come into focus especially in research with active community-dwelling healthy older adults [1, 5, 26]. Originally, the CBM was developed for young and middle-aged adults with traumatic brain injuries to evaluate high-level deficits in balance, gait and mobility [19] and has also been applied in patient cohorts following subacute spinal cord injury [9], stroke [22, 23, 29], and orthopedic patients with knee osteoarthritis [43], or osteoporotic fractures [27]. Recently, the English version of the CBM has been utilized in high-functioning community-dwelling older adults (mean age 74 years) and showed good to excellent construct validity when compared to established assessments such as BBS (Spearman correlation: $\rho = 0.87$), Timed Up and Go (TUG) ($\rho = -0.69$) or self-selected gait speed ($\rho = -0.65$) [1]. Balasubramanian (2015) [1] also reported that the CBM is accurate for predicting falls in a sample of high-functioning community-dwelling older adults. Importantly, no ceiling effects were identified for the CBM in a sample of community-dwelling older adults (age average 74 years) in contrast to the BBS, Dynamic Gait Index or Short Physical Performance Battery for which 10–32.5% of the participants achieved the maximum score. Ceiling effects of a measurement tool prevent discrimination between individuals who achieved the highest score. Furthermore, ceiling effects negatively impact the ability to measure intervention-related changes; if the highest possible score is achieved

at baseline (pre-intervention), intervention-related improvements cannot be detected (post-intervention) [16].

A balance assessment, sensitive enough to detect subtle balance impairments or changes, such as the CBM is currently not available in the German language. As the CBM includes standardized verbal instructions that therapists need to provide to the participants, as well as standardized evaluation criteria for observing participants and classifying the level of balance and mobility impairment, a scientifically valid translation according to established criteria is required [8]. Therefore, the first aim of this study was to translate and cross-culturally adapt the original version of the CBM into the German language. The second aim was to investigate its measurement properties in a sample of German community-dwelling older adults. This included the evaluation of the construct validity with similar comparator measurements as used in the English validation study (i.e. BBS, TUG, gait speed). Furthermore, we investigated the floor/ceiling effects and the reliability of the rating scheme of the G-CBM based on video ratings similar to those performed for the English version [1]. Finally, we investigated the internal consistency reliability of the scale.

Methods

The CBM scale is a performance-based measure with 13 items: unilateral stance,

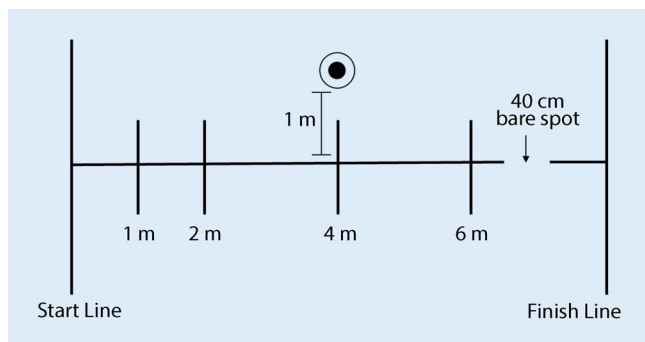


Fig. 1 ◀ Community Balance and Mobility Scale track. (Modified figure from Fig. 1 of Howe et al. [19])

tandem walking, 180° tandem pivot, lateral foot scooting, hopping forward, crouch and walk, lateral dodging, walking and looking, running with controlled stop, forward to backward walking, walk, look and carry, descending stairs, and step-up x 1 step. Except for the unilateral stance, all items evaluate dynamic balance. For each item standardized instructions and scoring guidelines with detailed rating descriptions (range 0–5) are provided. A score of 0 denotes the inability to perform the task. Scores 1–5 correspond to better performance (e.g. greater distance covered, time spent performing the task and quality of performance) [19], with a maximum score of 96 points possible. The item descending stairs is scored from 0 to 5 with a bonus point awarded for successfully carrying a basket while descending stairs. Of the tasks six (unilateral stance, lateral foot scooting, hopping forward, walking and looking, walk, look and carry, and step-up x 1) are performed with the left and the right foot or side.

All tasks except unilateral stance, descending stairs, and step-up x 1 step are performed on a predefined track (▣ Fig. 1), which enables accurate measurement of the foot placement, deviation from a straight line, and speed of the performance. The equipment includes an 8-m track with a target on the wall (▣ Fig. 1), a stopwatch, a laundry basket with 0.9 kg in weight (descending stairs + bonus), two weighted bags (3.4 kg each) (walk, look and carry), a beanbag (crouch and walk), and a staircase (minimum 8 steps, descending stairs).

Phase 1: Cross-cultural adaption of the G-CBM

Authors of the original version authorized the translation of the CBM. In order to achieve high quality translation, the cross-cultural adaption of the English original version of the CBM scale into the German language was done by seven qualified therapists in the field of exercise science and physical therapy. All were fluent in both English and German following the Recommendations for the Cross-Cultural Adaption of Health Status Measures [3], which defines the following five stages.

Stage I: Translation

The original CBM was translated from English language into the target language German by two independent German native speakers (exercise scientists; CB, CN). Of the translators one had basic knowledge about the concept of balance assessments, the other translator had considerable theoretical and practical experience in balance assessments with older adults. A written report was provided highlighting challenging phrases or uncertainties and justifying their decisions.

Stage II: Synthesis

Based on the two independent translated versions and the original, a synthesis into one German version was conducted by the two translators (exercise scientists; CB, CN). A written report documenting the translation process was provided. The next steps were conducted with the synthesized version.

Stage III: Back translation

To check the validity of the translated version, the synthesized version was back translated from German language to English language. This was carried out by an English native speaker (physical therapist; AC), who is also fluent in German and blinded to the original version of the CBM, but informed about the concept of balance assessment.

Stage IV: Expert committee review

The expert committee consisted of the forward (CB, CN) and back translators (AC), exercise scientists (CJ, MS) and physical therapists (KG, SM). All members had excellent language skills and methodological experience in the field of balance assessments. The committee reviewed all the translations regarding semantic, idiomatic, experiential, and conceptual equivalence and reached consensus on the pre-final German translation.

Stage V: Test of the pre-final version

This pre-final version was tested in three participants at the Robert-Bosch Hospital, Stuttgart. According to the CBM guidelines, the instructions for the specific task were read and demonstrated, and the participants had to perform the tasks. The participants were asked if they understood the instructions.

Phase 2: Evaluation of the G-CBM

Participants

Data were collected at two different sites: (1) Network Aging Research, Heidelberg University and (2) Robert-Bosch-Hospital, Stuttgart, between July and November 2016. Participants were recruited via research volunteer data bases, by flyers and via advertisement on the website of the Network Aging Research. Healthy community-dwelling older adults aged 55 years or older and able to walk independently for a minimum of 7 m were included. Exclusion criteria were cognitive impairment (Mini-Mental Test score [17] <24 at site 1 or Montreal Cognitive Assessment [30] ≤24 at site 2) and presence of acute medical conditions.

Z Gerontol Geriat <https://doi.org/10.1007/s00391-018-1374-z>
© Springer Medizin Verlag GmbH, ein Teil von Springer Nature 2018

K. Gordt · A. S. Mikolaizak · C. Nerz · C. Barz · T. Gerhardy · M. Weber · C. Becker · M. Schwenk

German version of the Community Balance and Mobility Scale. Translation and evaluation of measurement properties

Abstract

Background. Tools to detect subtle balance deficits in high-functioning community-dwelling older adults are lacking. The Community Balance and Mobility Scale (CBM) is a valuable tool to measure balance deficits in this group; however, it is not yet available in the German language.

Objective. The aim was 1) to translate and cross-culturally adapt the CBM into the German language and 2) to investigate the measurement properties of the German CBM (G-CBM).

Material and methods. The original CBM was translated into the German language according to established guidelines. A total of 51 older adults (mean age 69.9 ± 7.1 years) were recruited to measure construct validity

by comparing the G-CBM against standardized balance and/or mobility assessments including the Fullerton Advanced Balance Scale (FAB), Berg Balance Scale (BBS), 3 m Tandem Walk (3MTW), 8 Level Balance Scale (8LBS), 30 s Chair Stand Test (30CST), Timed Up and Go (TUG) test, gait speed, and the Falls Efficacy Scale International (FES-I). Intrarater and interrater reliability and internal consistency reliability were estimated using intraclass correlations (ICC) and Cronbach's alpha, respectively. Ceiling effects were calculated as the percentage of the sample scoring the maximum score.

Results. The G-CBM correlated excellently with FAB and BBS ($\rho = 0.78-0.85$; $P < 0.001$), good with 3MTW, TUG, and FES-I ($\rho = -0.55$ to

-0.61 ; $P < 0.001$), and moderately with 8LBS, 30CST, and habitual gait speed ($\rho = 0.32-0.46$; $P < 0.001$). Intrarater ($ICC_{3,k} = 0.998$; $P < 0.001$) and interrater ($ICC_{2,k} = 0.996$; $P < 0.001$) reliability, and internal consistency reliability ($\alpha = 0.998$) were also high. The G-CBM did not show ceiling effects.

Conclusion. The G-CBM is a valid and reliable tool for measuring subtle balance deficits in older high-functioning adults. The absence of ceiling effects emphasizes the use of this scale in this cohort. The G-CBM can now be utilized in clinical practice.

Keywords

Postural balance · Assessment · Translation · Outcome measures · Elderly

Deutschsprachige Version der Community Balance and Mobility Scale. Übersetzung und Evaluation der Gütekriterien

Zusammenfassung

Hintergrund. Instrumente zur Identifikation leichter Balanceeinschränkungen bei selbstständig zuhause lebenden, älteren Erwachsenen in einer guten körperlichen Verfassung sind bislang für den deutschsprachigen Gebrauch kaum wissenschaftlich evaluiert. Die Community Balance and Mobility Scale (CBM) ist ein geeignetes Instrument zur Erfassung von Balanceeinschränkungen in dieser Personengruppe. Allerdings existiert für die CBM bislang keine deutschsprachige Version.

Ziel. Ziel dieser Studie war 1. die standardisierte Übersetzung der CBM ins Deutsche (G-CBM) und deren interkulturelle Adaptation und 2. die Überprüfung der Gütekriterien der G-CBM.

Material und Methoden. Die englischsprachige Original-CBM wurde gemäß internationalen Leitlinien übersetzt. In

die Studie wurden 51 ältere Erwachsene (69.9 ± 7.1 Jahre) eingeschlossen. Die Konstruktvalidität wurde anhand von Korrelationen mit etablierten Instrumenten zur Balance- und/oder Mobilitätsprüfung, wie der Fullerton Advanced Balance Scale (FAB), Berg Balance Scale (BBS), 3 m Tandemgang (3MTW), 8 Level Balance Scale (8LBS), 30 s-Aufstehetest (30CST), Timed up and Go (TUG) Test, Ganggeschwindigkeit und Falls Efficacy Scale International (FES-I), bestimmt. Zudem wurden Intrarater- und Interrater-Reliabilität (Intraklassenkorrelationskoeffizient, [ICC]) und interne Konsistenz (Cronbachs α) untersucht. Deckeneffekte wurden als Prozentsatz der Probanden, die die maximale Punktzahl erreichten, berechnet.

Ergebnisse. Die G-CBM korrelierte hoch mit FAB und BBS ($\rho = 0,78$ bis $0,85$; $P < 0,001$), gut mit 3MTW, TUG, und FES-I ($\rho = -0,55$

bis $-0,61$; $P < 0,001$) sowie moderat mit 8LBS, 30CST und der Ganggeschwindigkeit ($\rho = 0,32$ bis $0,46$; $P < 0,001$). Die Intrarater- ($ICC_{3,k} = 0,998$; $P < 0,001$) und Interrater-Reliabilität ($ICC_{2,k} = 0,996$; $P < 0,001$) sowie interne Konsistenz ($\alpha = 0,998$) waren hoch. Die G-CBM zeigte keine Deckeneffekte.

Diskussion. Die G-CBM ist ein valides und reliables Instrument zur Messung leichter Balanceeinschränkungen bei älteren Erwachsenen in guter körperlicher Verfassung. Das Nichtvorhandensein von Deckeneffekten unterstreicht den Nutzen der Skala in dieser Gruppe. Die G-CBM ist nun für den Einsatz im deutschsprachigen Raum verfügbar.

Schlüsselwörter

Gleichgewichtsfähigkeit · Assessment · Übersetzung · Ergebnismessungen · Ältere Menschen

Study design

Ethical approval was obtained from the local institutional review board of each research centre and studies were performed in accordance with the Declaration of Helsinki. All study participants provided written informed consent prior to participation.

Descriptive data including age, sex, cognitive status, Mini-Mental Test score [17] (site 1), Montreal Cognitive Assessment [30] (site 2), number of comorbidities (Appendix 1), and previous falls in the past year were collected. Subsequently, all participants underwent the detailed balance and mobility assessment.

Measures

In the following the measures applied are described in detail:

The Fullerton Advanced Balance Scale (FAB) is designed to measure balance ability in high-functioning active older adults and is highly valid and reliable [39]. It consists of 10 items requiring static,

Table 1 Descriptive characteristics (*n* = 51)

	<i>n</i> = 51
Age (years)	69.9 ± 7.1 (range 58–89)
Sex	
Women	76% (<i>n</i> = 39)
Men	24% (<i>n</i> = 12)
Faller	20% (<i>n</i> = 10)
Number of falls in the last year (within the fallers)	1.8 ± 1.1
Number of comorbidities	0.7 ± 1.1
Cognitive status	
Mini-Mental State Examination (0–30 points) (<i>n</i> = 35, Heidelberg)	28.9 ± 1.4
Montreal Cognitive Assessment (0–30 points) (<i>n</i> = 16, Stuttgart)	26.7 ± 1.4

Table 2 Score characteristics (*n* = 51)

Study outcomes	Possible range	Mean ± SD	Median	Minimum score	Maximum score	Floor effect (%)	Ceiling effect (%) (max. score)
German-Community Balance and Mobility Scale ^a	0–96	54.1 ± 18.0	55	3	85	0	0
Fullerton Advanced Balance Scale ^a	0–40	29.4 ± 7.2	32	2	38	0	0
Berg Balance Scale ^a (<i>n</i> = 35)	0–56	52.3 ± 7.0	55	25	56	0	31
Gait speed ^a (cm/s)	–	123.8 ± 21.0	120.3	82.3	181.7	–	–
3 m Tandem Walk (errors)	–	1.7 ± 2.4	1	0	10	–	–
8 Level Balance Scale ^a	0–8	6.9 ± 1.4	5	2	8	0	0
Timed Up and Go Test (s)	–	11.5 ± 5.1	10.3	6.3	31.4	–	–
30 s Chair Stand Test ^a	–	11.9 ± 3.3	12	0	18	–	–
Falls Efficacy Scale International (<i>n</i> = 35)	0–28	9.9 ± 2.7	9	7	17	23	0

^aHigher scores indicate a better performance

dynamic, proactive, and reactive postural control tasks under varying sensory conditions. Items can be scored from 0 to 4 leading to a maximum of 40 points. Higher scores indicate better balance.

The Berg Balance Scale (BBS) is a 14-item objective and valid measure designed to assess balance and fall risk in older adults [38]. Static and dynamic activities of varying difficulties are performed. Each item can be scored from 0 to 4 resulting in a maximum score of 56. Higher scores indicate better balance.

Habitual gait speed (cm/s) was assessed according to the specifications of the InChianti gait assessment [14]. Participant's time required to walk a distance of 7 m was recorded using a stopwatch.

The 3 m Tandem Walk (3MTW) is modified from the FAB [36] and was conducted to assess dynamic balance ability [11]. Participants were asked to complete the 3MTW with as few errors as possible. Errors are defined as stepping next to the given line or heel-toe distance >8 cm. Errors made were counted.

The 8 Level Balance Scale (8LBS) is an extended version of the Short Physical Performance Battery [18]. In this test eight static balance tasks (side-by-side stand with narrow base with eyes open and eyes closed, semi-tandem stand with

eyes open, tandem stand with eyes open and eyes closed, one leg stand with eyes open, eyes closed and dual task) with progressing difficulty are performed. Each position needs to be maintained for 15 s without support or taking a reactive step or arm movement [11]. The best task performed for 15 s was rated (maximum score: 8).

The Timed Up and Go (TUG) assesses functional ability and has good construct validity, e. g. with BBS ($r = -0.81$) or gait speed ($r = -0.61$), and high intrarater and interrater reliability [34]. Participants are asked to stand up from a chair (height 45 cm), walk 3 m at a comfortable and safe pace, turn around, walk back to the chair, and sit down. The time (s) to complete the test was recorded.

The 30 s Chair Stand Test (30CST) is a valid and reliable measurement to assess functional lower extremity strength in older adults [21]. The participant is seated on a chair (45 cm height) without arms. On cue the participant rises to a full stand and then returns back to the seated position. The number of full stands completed within 30 s is recorded.

The fall-related self-efficacy was assessed with the short version of the Falls Efficacy Scale International (FES-I) [12]. The participants were asked about how

concerned they were about the possibility of falling when completing 7 different activities, such as getting dressed/undressed or taking a bath or a shower. Answer options are from 1 (not at all concerned) to 4 (very concerned). The scores of all items were summed resulting in a total score ranging from 7 to 28, with a higher score indicating greater concern about the possibility of falling.

Testing procedure

All measurements described above were undertaken by trained physical therapists (KG) and exercise scientists (CB, CN, MW, TG) at both sites. Data for the BBS and the FES-I were collected only in participants (*n* = 35) recruited at the Network Aging Research. According to the CBM instructions [19], raters instructed participants verbally and demonstrated each item. Participants wore enclosed, flat shoes and did not use any walking aids during testing. Testing was conducted in one session during one day in identical standardized order during all testing sessions. All items were scored on the first trial.

Assessments were videotaped in order to measure the intrarater and interrater reliability of the rating of each G-CBM

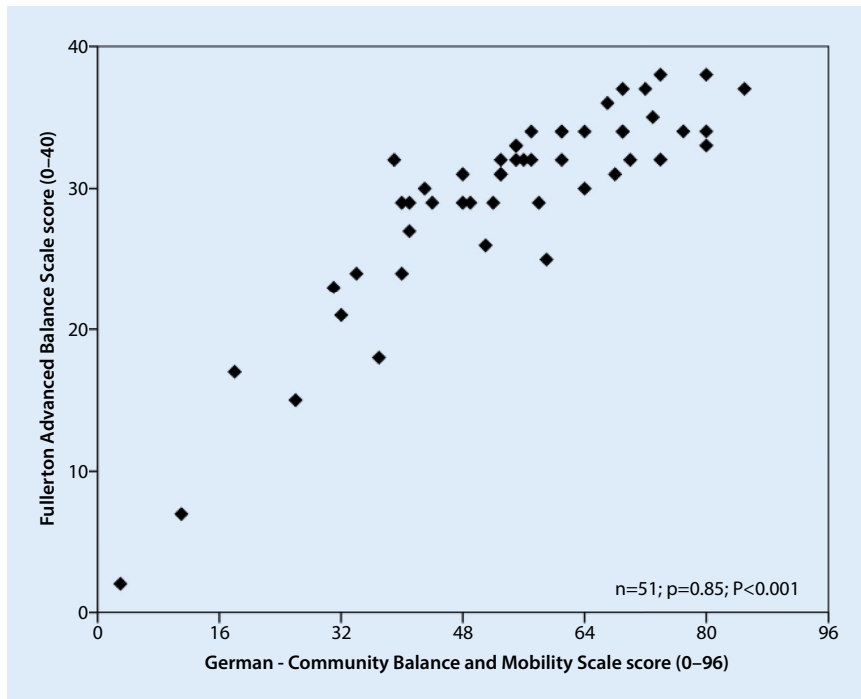


Fig. 2 ▲ Correlation between German-Community Balance and Mobility Scale and Fullerton Advanced Balance Scale

task. A HD video and audio recording was obtained using a digital camera (SONY HDR-CX240E). Camera height was set at 1 m. For each task a specific camera position and angle was defined in order to guarantee standardized videos with optimum perspective and quality for the rating, as shown in Appendix 2.

To evaluate interrater reliability of the G-CBM the videotaped assessments were scored by two assessors independently. Both raters had experience in assessing balance and mobility with different scales (exercise scientist WM, physical therapist KG) and had practical experience in administering the G-CBM in the target population. Raters read the translated manual of the G-CBM containing the guidelines for standardized assessment. Raters were permitted to watch the videos twice, if there were uncertainties regarding rating after the first video review, to account for the challenge of observing the participants via video instead of in real life. To evaluate intrarater reliability of the G-CBM, the videotaped assessments were scored by the same person again after 3 weeks.

Statistical analysis

Construct validity

Evaluating the construct validity of the ordinal scaled G-CBM the following hypothesis were tested:

1. The G-CBM shows an excellent correlation (≥ 0.75) between the German Version of the FAB [39], as both scales measure similar balance constructs.
2. The G-CBM shows an excellent correlation (≥ 0.75) between the BBS, and good correlation between the TUG (0.51–0.75), as found in the validation of the English version [1].
3. The G-CBM shows moderate (0.25–0.50) correlations between assessments measuring specific components of balance control, including static steady-state balance (8LBS [18]), dynamic steady-state balance (3MTW [36], gait speed [14]), and lower extremity strength (30CST [21]) due to reporting of moderate correlations between balance test batteries and specific components of balance control or strength [25, 40, 46].

4. The G-CBM shows a good (0.51–0.75) correlation between the FES-I, as good correlations between balance and fear of falling has been previously reported [24].

Spearman correlations were calculated. Correlation coefficients of $\rho \leq 0.25$ were classified as small, 0.25–0.50 as moderate, 0.50–0.75 as good and ≥ 0.75 as excellent [35].

Reliability

Intraclass correlation coefficients (ICC) were calculated for intrarater ($ICC_{3,k}$) and interrater ($ICC_{2,k}$) reliability. Desired standards for reliability coefficients are reported to be at least 0.90 [31]. For evaluating the item reliability Cohen's kappa was calculated where values above 0.81 can be interpreted as “very good” agreement, 0.61–0.80 as “good”, 0.41–0.60 as “moderate”, 0.21–0.40 as “fair”, and < 0.20 as “poor” [31]. The Cronbach's alpha statistic evaluated internal consistency reliability of the G-CBM scale. A Cronbach's alpha value above 0.70 indicates acceptable homogeneity of the items within the total scale [31]. Values above 0.90 most likely indicate redundancy [42]. To compare the results of the present study with previous studies, values lying in the same range, e.g. between 0.50 and 0.75 were classified as comparable.

Floor and ceiling effects

Floor and ceiling effects of the different balance, gait, and mobility assessments were calculated as the percentage of the sample scoring the minimum or maximum possible score [1]. Floor and ceiling effects were defined only for those assessments (G-CBM, FAB, BBS, 8LBS and FES-I), which provided a clear minimum or maximum score.

All statistics were performed using IBM SPSS Statistics (Version 24.0; IBM, New York, NY, USA). The alpha level was set at $P < 0.05$, data are presented as means \pm SD unless otherwise stated.

Results

The stages I–V of the cross-cultural adaptation was performed as described above. During the synthesis, non-

Table 3 Correlations between German-Community Balance and Mobility Scale and balance, gait and mobility outcomes ($n=51$)

Study outcomes	Spearman Rho	95% Confidence interval	P-value
Fullerton Advanced Balance Scale	0.85	0.75; 0.91	<0.001
Berg Balance Scale ($n=35$)	0.78	0.60; 0.88	<0.001
Gait speed	0.40	0.14; 0.61	0.006
3 m Tandem Walk	-0.61	-0.76; -0.40	<0.001
8 Level Balance Scale	0.32	0.05; 0.55	0.021
30 s Chair Stand Test	0.43	0.18; 0.63	0.002
Timed Up and Go	-0.58	-0.74; -0.36	<0.001
Falls Efficacy Scale International ($n=35$)	-0.57	-0.76; -0.29	<0.001

matching translation terms were discussed amongst the two translators while considering the original version. Decisions were made together in the expert committee regarding 1. “without ambulation aids”=“ohne Hilfsmittel”, 2. “track”=“Strecke”, 3. “descending stairs”=“Treppen hinabsteigen”, and 4. “step-up x 1 step”=“Treppensteigen x 1 Stufe”. Cross-cultural adaption was made for two measurement units. The US measurement units pound (lb) for weight and inches for distance were translated into the European format (kg and cm). Based on the translation and back translation, the pre-final version was discussed in the expert committee. In cooperation with the expert committee it was decided to translate the term “patient” to “Proband” (English: participant) as this incorporates healthy persons as well. All participants in this study ($n=54$) understood the instructions so no further adaptations were necessary. The final German version (Appendix 3) is officially released and can be downloaded for free (<http://nar.uni-heidelberg.de>).

A total of 51 community-dwelling older adults (39 women, 76%) with a mean age of 69.9 ± 7.1 years (range 58–89 years) took part in the study (Table 1). Of the participants 10 (20%) reported 1 or more falls in the previous year. The number of comorbidities averaged 0.7 (range 0–6) indicating that most of the participants were healthy.

Results of the functional assessment are shown in Table 2. Gait speed was on average 123.8 ± 21.0 cm/s, TUG was completed in 11.5 ± 5.1 s and 11.9 ± 3.3 repetitions were performed during the 30CST.

Fear of falling was reported as moderate. The assessors were able to complete the G-CBM in 20–30 min, which is comparable to the original version [19]. Of the patients six declined to complete specific tasks as they felt unsafe/uncomfortable (incontinence $n=2$ and knee problems $n=4$), which is permitted in the CBM instructions.

Construct validity

Excellent correlations were found between G-CBM and FAB ($\rho=0.85$, 95% confidence interval [CI]: 0.75; 0.91, $P<0.001$) (Table 2) and G-CBM and BBS ($\rho=0.78$, 95% CI: 0.60; 0.88, $P<0.001$) (Table 3). Good correlations were found for the G-CBM with 3MTW ($\rho=-0.61$; 95% CI: -0.76; -0.40, $P<0.001$) and TUG ($\rho=-0.58$; 95% CI: -0.74; -0.36, $P<0.001$). The G-CBM values correlated well with FES-I scores ($\rho=-0.57$; 95% CI: -0.76; -0.29, $P<0.001$). Significant moderate correlations were found between G-CBM and habitual gait speed ($\rho=0.40$; 95% CI: 0.14; 0.61, $P=0.006$), 8LBS ($\rho=0.32$; 95% CI: 0.05; 0.55, $P=0.021$) and 30CST ($\rho=0.43$; 95% CI: 0.18; 0.63, $P=0.002$).

Reliability

The ICC_{2,k} evaluating interrater reliability (0.996, 95% CI=0.992;0.998) and ICC_{3,k} evaluating intrarater reliability (0.998, 95% CI=0.997;0.999) were high, indicating excellent reliability of the G-CBM rating procedure. For intrarater reliability, 13 items (68%) had kappa values above 0.80 indicating “very good” agreement, the remaining items had values

between 0.61 and 0.80 indicating “good” agreement (Table 4). For interrater reliability, 7 items (37%) had Kappa values above 0.80, 11 items (58%) had values between 0.61 and 0.80, and one item had a value of 0.561 (Table 4). All values reached significance. Cronbach’s alpha was high at 0.998.

Floor and ceiling effects

Ceiling effects were only seen in BBS (31%) (Table 2). No floor effects were found for any clinical assessment used in this study.

Discussion

The CBM was successfully translated into the German language and evaluated regarding its measurement properties. Overall, our results show excellent construct validity for the G-CBM when compared to the FAB and BBS. Good to moderate correlations were found with comparative assessments which measure specific aspects of balance control (8LBS, 3MTW, gait speed), strength (30CST), or fear of falling (FES-I). High intrarater and interrater reliability and no ceiling or floor effects were found for the G-CBM.

All participants reported comprehending the G-CBM instructions suggesting that the translation and cross-culturally adaption was successful.

In the present study the evaluation of measurement properties was performed in a heterogeneous sample of community-dwelling older adults (age range: 58–89 years). Physical ability ranged from high-functioning older adults to those with mobility limitations (TUG range: 6.3–31.4 s). The study sample’s functional performance was comparable to the validation study of the English version (average TUG: 11.5 ± 5.1 s [present study] vs. 10.4 ± 2.2 s [1]).

As hypothesized, correlations between G-CBM and other balance assessment scales varied and were highest when correlation was calculated to scales which measure similar aspects of balance control such as the CBM (G-CBM – FAB: $\rho=0.85$; G-CBM – BBS: $\rho=0.78$) (Table 3). These findings complement the results reported in the

Table 4 Intrarater and interrater reliability of the single items of the German-Community Balance and Mobility Scale ($n=51$)

Item		Intrarater reliability Kappa	Intrarater reliability Kappa
Unilateral stance	Left	0.895	0.817
	Right	0.867	0.815
Tandem walking		0.764	0.738
180° tandem pivot		0.888	0.692
Lateral foot scooting	Left	0.871	0.792
	Right	0.816	0.790
Hopping forward	Left	0.764	0.661
	Right	0.811	0.679
Crouch and walk		0.907	0.700
Lateral dodging		1.000	0.928
Walking and looking	Left	0.859	0.743
	Right	0.703	0.561
Running with controlled stop		0.867	0.870
Forward to backward walking		0.776	0.609
Walk, look and carry	Left	0.724	0.659
	Right	0.679	0.794
Descending stairs		0.925	0.830
Step-ups x 1 step	Left	0.854	0.852
	Right	0.877	0.813

English validation study [1]. Assessments measuring only specific aspects of balance and mobility correlated moderately with G-CBM (G-CBM – 8LBS: $\rho=0.32$). For instance, steady-state balance control, the ability to maintain balance in different stance positions with continuously reduced base of support, additional sensory deficits (eyes closed) and cognitive deficits (backward counting) is measured by 8LBS [11] as well as being a component of the CBM construct. Basic tests which are less challenging correlated less well with the G-CBM (G-CBM – 3MTW: $\rho=-0.61$; G-CBM – gait speed: $\rho=0.40$). The correlation to gait speed was lower in the present study than compared to the English version ($\rho=0.65$) [1], suggesting that simple gait speed measurements do not adequately capture balance deficits in high-functioning older adults. The good correlation between the FES-I ($\rho=-0.57$) highlights the association between balance ability and fear of falling found in previous studies [24, 28].

The existence of ceiling effects can be described if more than 15% of the participants achieve the highest possible score [44]. For the comparability of the results

with the English version [1], the ceiling effects were calculated as the percentage of the sample scoring the maximum possible score. No ceiling effects were found for the G-CBM, matching the findings in the English version in older adults, suggesting the G-CBM is adequately challenging to reveal subtle balance deficits.

The FAB also did not show ceiling effects; however, 12% of our participants achieved 90% of the maximum score, placing them close to the ceiling effect. In contrast, for the G-CBM none of the participants achieved 90% of the score on the G-CBM, making the G-CBM more sensitive to measuring potential intervention-related improvements in contrast to the FAB. Further studies are required for validating this hypothesis and to compare both scales with respect to ceiling effects and sensitivity to intervention-related change.

Noteworthy, is that the G-CBM did not show floor effects in our sample which also included some impaired older adults with reduced motor performance, indicating that the G-CBM covers a wide range of balance and mobility performances. The G-CBM can be applied in studies including heterogeneous samples

with a wide range of physical abilities and age.

Both intrarater and interrater reliability of the G-CBM exceeded the recommended value of 0.90 [31], and values were comparable with the English version also using video rating [1]. The high intrarater reliability (ICC = 0.998) indicates that the G-CBM can be repeatedly rated by the same rater with high accuracy. Likewise, interrater reliability was high for the summed score showing high agreement between raters. We found moderate to very good (0.561–0.928) interrater and good to very good (0.679–1.000) intrarater reliability for the single G-CBM items. Results were comparable to values reported in the Korean version used in stroke patients (interrater: 0.517–0.947, intrarater: 0.640–0.957) [23], suggesting that the G-CBM performs similarly to CBM versions in other languages.

The Cronbach's alpha as a measure for internal consistency reliability was 0.998, and comparable to the original version (0.96) [19] and the English version in older adults (0.962) [1]. Values above 0.90 suggest redundancies among the items [42]. Our results and those of previous studies indicate that a future study should focus on identifying redundant items to design a shortened version of the G-CBM; however, such studies require a sample size of at least 10 participants per item in the scale [31], which would be 190 participants for the CBM. Additionally, as the G-CBM takes 20–30 min to complete, development of a short version should be considered.

Limitations

Guidelines for the Cross-Cultural Adaptation of Health Status Measures suggest two back translators of which one should be informed and one should be uninformed [3]. Notwithstanding the guidelines, back translation was performed only by one informed physical therapist; however, evidence shows that the improvement yielded by a second back-translation is minor and does not necessarily justify its inclusion as a standard component of the translation process [13]. Another deviation from the

guidelines [3] is that both forward translators had knowledge about the concept of balance assessment. Guidelines required one uninformed translator and one translator with knowledge in order to combine a measurement perspective with a less academic background. From our point of view, some knowledge about balance is required in order to perform the translation of the highly specific CMB with complex instructions for balance maneuvers without negatively impacting the quality of the translation. Guidelines require testing of the pre-final version in a sample of 30–40 participants. Due to funding restraints the pre-final version was tested only in three participants. No difficulty comprehending the instructions were reported throughout the study, suggesting that our translation was successful.

Differences in walking distances between the comparative gait assessment and the CBM track is unlikely to alter the correlation findings as Peters et al. (2013) [33] demonstrated that the impact on reliability is minor in distances ranging between 4 and 10 m. The 8LBS and 3MTW are modified versions of established and validated assessments [18, 36]. No extra validation studies exist for these modified versions; however, the correlations calculated are considerable and therefore meaningful nonetheless. During testing in real life conditions raters do not have the option to watch the subjects' performance twice, while this was possible during the video ratings for measuring the reliability. Video rating was chosen to specially estimate the reliability of the rating scheme of the G-CMB, and to eliminate the measurement error of the subject during a retest. The trade-off of video rating as compared to real life rating is that observers have to rate the performance on a 2D computer screen. In order to account for these more challenging video rating conditions, we allowed raters to watch the video twice; however, our results were comparable to CBM versions in other languages suggesting that no substantial bias occurred.

Conclusion

The G-CBM has been successfully evaluated regarding relevant measurement

properties and is now accessible for the use in clinical practice in German-speaking populations. The scale can be recommended for studies aiming to assess and monitor balance and mobility in relatively healthy older adults as well as guiding interventions to address subtle balance deficits. The CBM may help to raise awareness of early balance and mobility deficits, and motivate participants to initiate interventions early, which is of ever increasing importance and in line with current guidelines [2].

Corresponding address



M. Schwenk
Network Aging Research,
Heidelberg University
Bergheimer Str. 20,
69115 Heidelberg, Germany
schwenk@nar.uni-
heidelberg.de

Acknowledgements. The study was supported by PreventIT receiving funding from the European Union's Horizon 2020 research and innovative programme (No. 689238), and from the Klaus Tschira Foundation. We thank Aileen Currie (AC), Carl-Philipp Jansen (CJ), and Lena Schaaf for supporting the translation process and the video-rating.

Compliance with ethical guidelines

Conflict of interest. K. Gordt, S. Mikolaizak, C. Nerz, C. Barz, T. Gerhardy, M. Weber, C. Becker and M. Schwenk declare that they have no competing interests.

Ethical approval was obtained from the local institutional review board of each research centre and is in agreement with the Declaration of Helsinki. All study participants provided written informed consent prior to participation.

References

- Balasubramanian CK (2015) The community balance and mobility scale alleviates the ceiling effects observed in the currently used gait and balance assessments for the community-dwelling older adults. *J Geriatr Phys Ther* 38:78–89
- Bauman A, Merom D, Bull FC et al (2016) Updating the evidence for physical activity: summative reviews of the epidemiological evidence, prevalence, and interventions to promote "Active Aging". *Gerontologist* 56:S268–S280
- Beaton D, Bombardier C, Guillemin F et al (2002) Recommendations for the cross-cultural adaptation of health status measures. *American*

- Academy of Orthopaedic Surgeons, New York, pp 1–9
- Berg K, Wood-Dauphine S, Williams J et al (1989) Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiother Can* 41:304–311
- Bisson E, Contant B, Sveistrup H et al (2007) Functional balance and dual-task reaction times in older adults are improved by virtual reality and biofeedback training. *Cyberpsychol Behav* 10:16–23
- Blum L, Korner-Bitensky N (2008) Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review. *Phys Ther* 88:559–566
- Camicoli R, Panzer VP, Kaye J (1997) Balance in the healthy elderly: posturography and clinical assessment. *Arch Neurol* 54:976–981
- Cha ES, Kim KH, Erlen JA (2007) Translation of scales in cross-cultural research: issues and techniques. *J Adv Nurs* 58:386–395
- Chan K, Guy K, Shah G et al (2017) Retrospective assessment of the validity and use of the community balance and mobility scale among individuals with subacute spinal cord injury. *Spinal Cord* 55:294. <https://doi.org/10.1038/sc.2016.140>
- Choy NL, Brauer S, Nitz J (2003) Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 58:525–530
- Clemson L, Fiatarone Singh MA, Bundy A et al (2012) Integration of balance and strength training into daily life activity to reduce rate of falls in older people (the LiFE study): randomised parallel trial. *Br Med J* 345:e4547. <https://doi.org/10.1136/bmj.e4547>
- Delbaere K, Close JC, Mikolaizak AS et al (2010) The falls efficacy scale international (FES-I). A comprehensive longitudinal validation study. *Age Ageing* 39:210–216
- Eremenco SL, Cella D, Arnold BJ (2005) A comprehensive method for the translation and cross-cultural validation of health status questionnaires. *Eval Health Prof* 28:212–232
- Ferrucci L, Bandinelli S, Benvenuti E et al (2000) Subsystems contributing to the decline in ability to walk: bridging the gap between epidemiology and geriatric practice in the InCHIANTI study. *J Am Geriatr Soc* 48:1618–1625
- Ferrucci L, Penninx BW, Leveille SG et al (2000) Characteristics of nondisabled older persons who perform poorly in objective tests of lower extremity function. *J Am Geriatr Soc* 48:1102–1110
- Fitzpatrick R, Davey C, Buxton MJ et al (1998) Evaluating patient-based outcome measures for use in clinical trials. *Health Technol Assess (Rockv)* 2:i–iv (1–74)
- Folstein MF, Folstein SE, Mchugh PR (1975) "Mimic mental state". A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. *J Psychiatr Res* 12:189–198
- Guralnik JM, Simonsick EM, Ferrucci L et al (1994) A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *J Gerontol* 49:M85–M94
- Howe JA, Inness EL, Venturini A et al (2006) The community balance and mobility scale—a balance measure for individuals with traumatic brain injury. *Clin Rehabil* 20:885–895
- Isles RC, Choy NL, Steer M et al (2004) Normal values of balance tests in women aged 20–80. *J Am Geriatr Soc* 52:1367–1372
- Jones CJ, Rikli RE, Beam WC (1999) A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength

- in community-residing older adults. *Res Q Exerc Sport* 70:113–119
22. Knorr S, Brouwer B, Garland SJ (2010) Validity of the community balance and mobility scale in community-dwelling persons after stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 91:890–896
 23. Lee KB, Lee P, Yoo SW et al (2016) Reliability and validity of the Korean version of the community balance and mobility scale in patients with hemiplegia after stroke. *J Phys Ther Sci* 28:2307–2310
 24. Li F, McAuley E, Fisher KJ et al (2002) Self-efficacy as a mediator between fear of falling and functional ability in the elderly. *J Aging Health* 14:452–466
 25. Lin MR, Hwang HF, Hu MH et al (2004) Psychometric comparisons of the timed up and go, one-leg stand, functional reach, and tinetti balance measures in community-dwelling older people. *J Am Geriatr Soc* 52:1343–1348
 26. Lundin-Olsson L (2010) Community-dwelling older adults with balance impairment show a moderate increase in fall risk, although further research is required to refine how balance measurement can be used in clinical practice. *Evid Based Nurs* 13(3):96. <https://doi.org/10.1136/ebn1078>
 27. Macintyre NJ, Stavness CL, Adachi JD (2010) The safe functional motion test is reliable for assessment of functional movements in individuals at risk for osteoporotic fracture. *Clin Rheumatol* 29:143–150
 28. McAuley E, Mihalko SL, Rosengren K (1997) Self-efficacy and balance correlates of fear of falling in the elderly. *J Aging Phys Act* 5:329–340
 29. Miller KJ, Pollock CL, Brouwer B et al (2016) Use of Rasch analysis to evaluate and refine the community balance and mobility scale for use in ambulatory community-dwelling adults following stroke. *Phys Ther* 96:1648–1657
 30. Nasreddine ZS, Phillips NA, Bedirian V et al (2005) The montreal cognitive assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. *J Am Geriatr Soc* 53:695–699
 31. Nunnally J (1994) Bernstein. *Psychometric Theory*, New York
 32. Perell KL, Nelson A, Goldman RL et al (2001) Fall risk assessment measures: an analytic review. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 56:M761–M766
 33. Peters DM, Fritz SL, Krotish DE (2013) Assessing the reliability and validity of a shorter walk test compared with the 10-meter walk test for measurements of gait speed in healthy, older adults. *J Geriatr Phys Ther* 36:24–30
 34. Podsiadlo D, Richardson S (1991) The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc* 39:142–148
 35. Portney LG, Watkins MP (2000) *Foundations of clinical research: applications to practice*. Prentice Hall, Upper Saddle River
 36. Rose DJ, Lucchese N, Wiersma LD (2006) Development of a multidimensional balance scale for use with functionally independent older adults. *Arch Phys Med Rehabil* 87:1478–1485
 37. Rubenstein LZ (2006) Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing* 35:ii37–ii41
 38. Scherfer E, Bohls C, Freiburger E et al (2006) Berg-Balance-Scale. *Physioscience* 2:59–66
 39. Schott N (2011) Assessment of balance in community dwelling older adults: reliability and validity of the German version of the Fullerton Advanced Balance Scale. *Z Gerontol Geriatr* 44:417–428
 40. Steffen TM, Hacker TA, Mollinger L (2002) Age- and gender-related test performance in community-dwelling elderly people: six-minute walk test, berg balance scale, timed up & go test, and gait speeds. *Phys Ther* 82:128–137
 41. Strain T, Fitzsimons C, Kelly P et al (2016) The forgotten guidelines: cross-sectional analysis of participation in muscle strengthening and balance & co-ordination activities by adults and older adults in Scotland. *BMC Public Health* 16:1108
 42. Streiner DL (2003) Starting at the beginning: an introduction to coefficient alpha and internal consistency. *J Pers Assess* 80:99–103
 43. Takacs J, Garland SJ, Carpenter MG et al (2014) Validity and reliability of the community balance and mobility scale in individuals with knee osteoarthritis. *Phys Ther* 94:866–874
 44. Terwee CB, Bot SDM, De Boer MR et al (2007) Quality criteria were proposed for measurement properties of health status questionnaires. *J Clin Epidemiol* 60:34–42
 45. Tinetti ME (1986) Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J Am Geriatr Soc* 34:119–126
 46. Whitney SL, Wrisley DM, Marchetti GF et al (2005) Clinical measurement of sit-to-stand performance in people with balance disorders: validity of data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. *Phys Ther* 85:1034–1045

Manuskript II

Gordt K, Mikolaizak AS, Taraldsen K, Bergquist R, Van Ancum JM, Nerz C, Pijnappels M, Maier AB, Helbostad JL, Vereijken B, Becker C, Schwenk M (2019): Creating and Validating a Shortened Version of the Community Balance & Mobility Scale for Application in People Who Are 61 to 70 Years of Age. *Physical Therapy*. doi: 10.1093/ptj/pzz132

1 **Creating and Validating a Shortened Version of the Community Balance & Mobility Scale for**
2 **Application in Young Seniors**

3
4 **Shortened Community Balance & Mobility Scale**

5
6 Katharina Gordt¹, A. Stefanie Mikolaizak², Kristin Taraldsen³, Ronny Bergquist³, Jeanine M. Van
7 Ancum⁴, Corinna Nerz², Mirjam Pijnappels⁴, Andrea B. Maier^{4,5}, Jorunn L. Helbostad³, Beatrix
8 Vereijken³, Clemens Becker², Michael Schwenk^{1,6}

9
10
11 ¹ Network Aging Research (NAR), Heidelberg University, Heidelberg, Germany

12 ² Department of Clinical Gerontology, Robert-Bosch-Hospital, Stuttgart, Germany

13 ³ Department of Neuromedicine and Movement Science, Norwegian University of Science and
14 Technology Trondheim, Trondheim, Norway

15 ⁴ Department of Human Movement Sciences, Vrije Universiteit Amsterdam, Amsterdam Movement
16 Sciences, The Netherlands

17 ⁵ Department of Medicine and Aged Care, @AgeMelbourne, Royal Melbourne Hospital, University of
18 Melbourne, Melbourne, Australia

19 ⁶ Institute of Sports and Sports Sciences, Heidelberg University, Heidelberg, Germany

20
21
22
23
24 Corresponding author:

25 Katharina Gordt

26 Network Aging Research, Heidelberg University

27 Bergheimer Str. 20, 69115 Heidelberg, Germany

28 Phone: +49 6221 548132; Email: gordt@nar.uni-heidelberg.de

29 **ABSTRACT**

30 **Background:** The Community Balance & Mobility Scale (CBM) was shown to be reliable and valid for
31 detecting subtle balance and mobility deficits in young seniors. However, item redundancy and
32 assessment time call for a shortened version.

33 **Objective:** To create and validate a shortened version of the CBM (s-CBM) without detectable loss of
34 psychometric properties.

35 **Design:** Cross-sectional

36 **Methods:** Exploratory factor analysis with data from 189 young seniors (66.3 ± 2.5 ; 61-70 years) was
37 used to create the s-CBM. Sixty-one young seniors (66.5 ± 2.6 ; 61-70 years) were recruited to assess
38 construct validity (Pearson correlation coefficient) by comparing the CBM-versions with Fullerton
39 Advance Balance Scale, Timed Up-and-Go, habitual and fast gait speed, 8 Level Balance Scale, 3 meter
40 tandem walk, and 30 seconds chair stand test. Internal consistency (Cronbach's alpha), ceiling effects,
41 and discriminant validity (area under the curve (AUC)) between fallers and non-fallers, and self-reported
42 high and low function (Late-Life Function & Disability Index) and balance confidence (Activities-Specific
43 Balance Confidence Scale), respectively, were calculated.

44 **Results:** The s-CBM, consisting of four items, correlated excellent with the CBM ($r=0.97$; $p<.001$).
45 Correlations between s-CBM and other assessments ($r=0.07-0.72$), and CBM and other assessments
46 ($r=0.06-0.80$) were statistically comparable in 90% of the correlations. Cronbach's alpha was 0.84 for
47 the s-CBM, and 0.87 for the CBM. No CBM-version showed ceiling effects. Discriminative ability of the
48 s-CBM was statistically comparable to the CBM (AUC=0.66-0.75 vs. AUC=0.65-0.79).

49 **Limitations:** Longitudinal studies with larger samples should confirm the results and assess the
50 responsiveness for detecting changes over time.

51 **Conclusions:** The psychometric properties of the s-CBM were similar to those of the CBM. The s-CBM
52 can be recommended as a valid and quick balance and mobility assessment in young seniors.

53

54 **Keywords:** postural balance, outcome assessment, psychometrics, mobility

55

56 Abstract word count: 275 words

57 Manuscript word count: 4359 words

58 INTRODUCTION

59 The largest deterioration of balance, gait and mobility per decade is noted for adults aged 60 to 70
60 years^{1,2}. Several studies ^{1,3-6} have shown a significant decline in balance ability from the age of 60 during
61 different standing positions (standing on firm surface or foam, eyes open, eyes closed) compared to the
62 other decades. In addition to static balance ability, the largest decline of dynamic balance ability ⁶, in
63 terms of reduced habitual walking speed ^{7,8} and increased gait variability ⁸, has also been reported in
64 the sixth decade. Balance deficits during this decade lead to loss of confidence and increased fear of
65 falling ⁹, predicting mobility impairments and falls in older age ¹⁰.

66 Despite the increasing knowledge about the importance of detecting and treating early balance deficits,
67 efforts in the field of balance screening and early interventions continue to play a minor role in public
68 health approaches ^{11,12}. Fall prevention predominately addresses older adults who have already fallen
69 (secondary prevention), rather than early balance deficits via preventive interventions in high-functioning
70 community-dwelling young seniors ¹³.

71 Primary prevention of balance deficits requires sensitive and quick to administer low-cost assessment
72 tools without a multitude of equipment. Tools need to be ecologically valid reflecting balance abilities of
73 high-functioning young seniors ¹⁴. Assessments meeting this requirement should not show ceiling effects
74 in this group, which would lead to a limited discriminatory ability and identification of intervention-related
75 changes ¹⁵. In addition to ecological validity, construct validity - the ability to measure a specific construct
76 such as balance – and discriminant validity - the ability to discriminate between different groups - are
77 important psychometric properties for the use of an assessment ¹⁶.

78 Frequently used balance assessments such as the Berg Balance Scale ¹⁷ and the Performance Oriented
79 Mobility Assessment ¹⁸ have shown limited ecological validity for the use in high-functioning young
80 seniors. A study validating the Balance Evaluation Systems Test (BESTest) found that the BESTest
81 reaches its limits in high-functioning young seniors as well. The study reported a mean value close to
82 the maximum value and a small standard deviation in the group of 60-69 year old, indicating a limited
83 ability to differentiate the balance performance in young seniors ¹⁹. These tools were developed to
84 assess basic balance and mobility performance in geriatric populations, but are unable to adequately
85 detect early balance deficits in young seniors ²⁰⁻²².

86 In this context, the Community Balance & Mobility Scale (CBM) is being used more often in this younger
87 target group ²⁰⁻²³. Its tasks are sufficiently challenging and related to daily tasks, making it possible to
88 detect subtle balance deficits. Previous studies analysing the psychometric properties of the CBM in

89 high-functioning young seniors did not find ceiling effects ^{21,22}. In addition, comparing the CBM with
90 established balance and mobility assessments, the CBM showed good to excellent construct validity
91 ^{21,22}. For these reasons, the CBM is considered an appropriate assessment tool for the group of high-
92 functioning young seniors.

93 However, one central drawback is the complexity and length to administer the CBM, limiting the
94 feasibility in public health approaches. The time taken to administer the CBM lies between 20 and 30
95 minutes ^{22,24} which might be too long for daily routine use. Also, the extensive equipment needed may
96 be a further reason why the assessment is not carried out. Several studies ^{20,21,25,26} have shown high
97 internal consistency with a Cronbach's alpha >0.90 for the CBM indicating item redundancies within the
98 scale. Redundancies lead to additional time required to complete the assessment without gathering
99 further information about the individuals' balance performance ²⁷. For these reasons, the creation of a
100 shortened version of the CBM was repeatedly requested ^{20-22,28}. The current study aim was to create
101 and validate a shortened version of the CBM, while retaining the psychometric properties in comparison
102 to the full CBM scale.

103

104

105 **METHODS**

106 **Study design**

107 The shortened version (s-CBM) was created and validated using cross-sectional study designs. Two
108 samples of community-dwelling young seniors aged 60 to 70 years were used, one for creating (sample
109 1: n=189) and one for validating (sample 2: n=61) the s-CBM. Participants in both samples were
110 recruited within the EU project PreventIT in Germany (Network Aging Research Heidelberg, Robert-
111 Bosch Hospital Stuttgart), the Netherlands (Vrije Universiteit Amsterdam), and Norway (Norwegian
112 University of Science and Technology Trondheim). Baseline data from both samples (collected from
113 May 2016 - March 2017) were used. For both samples, inclusion criteria were being retired, being able
114 to walk 500m without walking aid, and no cognitive impairment (Montreal Cognitive Assessment (MoCA)
115 ²⁹ ≥ 24 points). Exclusion criteria for both samples were being too active (moderate-intensity physical
116 activity ≥150 min/week in the previous three months), current participation in an organised exercise
117 class (>once/week), and severe cardiovascular, pulmonary, neurological, or mental diseases ^{30,(Schwenk}
118 ^{et al. 2019 in press; DOI: 10.1159/000499962)}. Sample 1 was recruited via mail-out after a random draw from local
119 registry data ³⁰. Sample 2 was recruited via research volunteer databases and by flyers. All participants

120 provided written informed consent prior to participation. Ethical approval was obtained from the
121 respective local institutional review board at each site and was in agreement with the Declaration of
122 Helsinki.

123

124

125 **Measures**

126 Descriptive, physical ability and function measures of sample 1 and 2:

127 Age, sex, Body Mass Index, falls in the last six months, physical measures (Timed Up-and-Go (TUG)
128 ³¹, habitual gait speed), and self-reported function and participation (Late-Life Function & Disability Index
129 ³²) were collected in a standardised manner.

130 In addition, all participants were assessed using the original version of the *Community Balance &*
131 *Mobility Scale* ²⁴. The CBM is a performance-based measure including 13 static, dynamic, or proactive
132 items: 'Unilateral Stance', 'Tandem Walking', '180 Degree Tandem Pivot', 'Lateral Foot Scooting',
133 'Hopping Forward', 'Crouch and Walk', 'Lateral Dodging', 'Walking and Looking', 'Running with
134 Controlled Stop', 'Forward to Backward Walking', 'Walk, Look & Carry', 'Descending Stairs', and 'Step-
135 Up x 1' ²⁴. Six tasks ('Unilateral Stance', 'Lateral Foot Scooting', 'Hopping Forward', 'Walking and
136 Looking', 'Walk, Look & Carry', and 'Step-Up x 1') are performed bilaterally. Standardized instructions
137 and scoring guidelines with detailed rating descriptions (0-5 points) are provided. A score of 0 denotes
138 the inability to perform the task. Scores from 1-5 correspond to better performance (e.g. distance
139 covered, time spent and quality of performance). For 'Descending Stairs' a bonus point can be awarded
140 for successfully carrying a basket while descending stairs leading to a total maximum score of 96 points.
141 Most of the tasks are performed on a predefined track ³³, which enables accurate measurement of foot
142 placement, deviation from a straight line, and speed of the task performance. The equipment required
143 includes an eight-meter track with a target laterally mounted on the wall, a stopwatch, a weighted laundry
144 basket (0.9 kg), two weighted bags (3.4 kg each), a beanbag, and a staircase (minimum 8 steps).

145

146 Measures used for validating the s-CBM:

147 Sample 2 completed the following additional series of established measures assessing different
148 domains of balance, self-reported function, and confidence, which are expected to be associated with
149 the CBM for validating the shortened version.

150

151 *Mobility measures*

152 The *Fullerton Advanced Balance Scale (FAB)* is a valid and reliable tool measuring balance ability in
153 high-functioning older adults³⁴. It consists of 10 items requiring static, dynamic, proactive, and reactive
154 postural control tasks under varying sensory conditions. Items are scored from 0 to 4, with higher scores
155 indicating better balance.

156 The *Timed Up-and-Go (TUG)* assesses functional ability by asking the participant to stand up from a
157 chair (height 45 cm), walk 3 meters at a comfortable and safe pace, turn around, walk back to the chair,
158 and sit down³¹. The time to complete the test is recorded.

159 *Habitual and fast gait speed* (cm/s) is assessed while walking a distance of 7 meters. The time to
160 complete is recorded using a stopwatch³⁵.

161 The *3 Meter Tandem Walk (3MTW)* assesses dynamic balance ability³⁶. Participants are asked to
162 complete the 3MTW with as few errors as possible³⁶. Errors are defined as stepping next to the given
163 line or heel-toe distance >8 cm. Number of errors are recorded.

164 The *8 Level Balance Scale (8LBS)* is an extended version of the Short Physical Performance Battery³⁷.
165 Eight static balance tasks with progressing difficulty are performed. Each position needs to be
166 maintained for 15 seconds without support, taking a reactive step or arm movement³⁶. The best task
167 performed for 15 seconds is rated.

168 The *30 seconds chair stand test (30CST)* assesses functional lower extremity strength in older adults
169³⁸. The participant is seated on a chair (45cm height) without arms. On cue the participant raises to a
170 full stand and then returns back to the seated position. The number of full movements (stand and sit)
171 completed within 30 seconds is recorded.

172

173 *Self-reported function*

174 The *Late-Life Function & Disability Index (LLFDI)* is a self-reported questionnaire to assess function and
175 disability in different activities performed in the community^{32,39,40}. The scale is used to evaluate self-
176 reported difficulties in performing physical activities. Scaled scores range between 0 and 100, with
177 higher scores indicating higher levels of function.

178

179 *Balance confidence*

180 The *Activities-Specific Balance Confidence Scale (ABC)* is a 16-item self-report questionnaire for
181 assessing the degree of confidence to perform common activities within the home and community ⁴¹.
182 Percentage values between 0% (no confidence) and 100% (completely confident) can be achieved.

183

184

185 **Statistical Analysis**

186 All data were normally distributed using skewness and kurtosis as criterion ⁴² and the CBM was therefore
187 treated as a continuous scale ²⁵ and summarized as mean and standard deviation (SD). Number and
188 percentage was used for dichotomous measures.

189

190 Creation of the s-CBM

191 To create the s-CBM, an established procedure including descriptive item analysis ⁴³ followed by the
192 analysis of the structural validity of the CBM based on an exploratory factor analysis (EFA) was used ⁴³⁻
193 ⁴⁵. In line with previous approaches for scale-shortening ^{46,47}, an intermediate version (i-CBM) was
194 created which was further shortened (s-CBM) based on the highest item-factor-correlations ⁴⁸. Creating
195 and validating different versions was done to find the optimal ratio between feasibility and quality of the
196 psychometric properties.

197

198 *Item difficulty*

199 First, the individual items and their distribution were analyzed ⁴³. Items with extreme floor or ceiling
200 values, defined as >50% of the participants achieving the lowest or highest value, were excluded from
201 further analysis ⁴⁹. A difficulty index (mean value/maximum value) was calculated for each remaining
202 item ⁵⁰. Items with a difficulty index >0.8 or <0.2 were excluded from further analysis ⁵⁰ suggesting that
203 most of the participants within this cohort were either able to perform these tasks without problems or
204 were unable to perform these tasks.

205

206 *Structural validity*

207 The internal structure of the assessment was examined by using EFA. Bilaterally performed items, e.g.
208 'Unilateral Stance left and right' were combined to one item ('Unilateral Stance') to ensure that the
209 bilateral execution of these items was maintained in the shortened versions. A sample size with a
210 subject-to-item ratio >10:1 ⁵¹ was applied for the EFA. The Kaiser-Meyer-Olkin (KMO) coefficient was

211 determined and >0.5 was considered suitable for EFA ^{52,53}. A significant Bartlett's test ($p<0.05$) for
212 sphericity was deemed suitable for EFA ^{52,53}. The data were then subjected to a principal axis analysis
213 with oblique rotation ⁴³. Parallel analysis ^{51,54} was used to estimate the final number of factors obtained
214 from the principal axis analysis ⁵⁵. The size of eigenvalues obtained from the principal axis analysis was
215 compared with eigenvalues obtained from a randomly generated dataset of the same size and number
216 of variables. Factors with eigenvalues exceeding the eigenvalues obtained from the random dataset
217 were considered as significant and retained for further investigation ⁵⁶.

218 Within each factor, a rotated factor loading for a sample size of at least 100 would need to be ≥ 0.512 to
219 be considered statistically meaningful ⁵⁷. Therefore, items with loading ≥ 0.512 were considered for the
220 i-CBM.

221 In the final step, to ensure that the internal structure found in the CBM was maintained in the s-CBM,
222 the number of items was reduced by the same percentage within each factor. The items with the lowest
223 factor loadings were eliminated. This approach has been previously applied when shortened balance
224 scales were created while retaining good psychometric properties ^{44,46,58}. The remaining items
225 constituted the s-CBM.

226

227

228 Validation of the s- and i-CBM

229 Sample 2 was used for validating the s- and i-CBM compared to the CBM. Sum scores of the three
230 CBM-versions were calculated and used for the validation. Mean, SD, floor and ceiling effects were
231 calculated for all CBM-versions.

232

233 *Internal consistency*

234 Internal consistency of the three CBM-versions was assessed by Cronbach's alpha. Values >0.70
235 indicated acceptable homogeneity of the items within the total scale ⁵⁹; values >0.90 indicated
236 redundancies ²⁷.

237

238 *Construct validity*

239 Pearson correlation coefficients were calculated for analysing the construct validity between the three
240 CBM-versions and between each CBM-version and other established assessments ⁶⁰. Correlation
241 coefficients of $r=0.10-0.30$ were classified as small, $0.30-0.50$ as medium, and >0.50 as large ⁶¹. To

242 compare the construct validity of the different CBM-versions, values lying in the same range, e.g.
243 between 0.30 and 0.50, were classified as comparable ²¹.

244 Comparing the CBM-versions, large correlation (>0.50) between the s- and i-CBM, respectively, and the
245 CBM were expected. In addition, high correlations between the three individual CBM-versions and other
246 assessments were expected if the comparing scales measure similar balance constructs ^{21,22}.
247 Correlations with assessments measuring only specific components of balance control were expected
248 as moderate (0.30-0.50) ^{21,22}. Furthermore, correlations with LLFDI and ABC were expected to be
249 moderate (0.30-0.50), based on a previous study ²⁰. Statistical differences between the Pearson
250 correlation coefficients were calculated ⁶².

251

252 *Discriminant validity*

253 The discriminant validity between fallers and non-fallers and self-perceived high- and low-functioning
254 was assessed using the area under the receiver operating characteristic curve (AUC) with 95%
255 confidence intervals (CI). AUC was computed for fallers (≥ 1 fall) vs. non-fallers. Median split was used
256 to divide the participants into high- and low-functioning based on their perception (LLFDI, ABC). Cut-
257 points for discriminating the ABC- and LLFDI-median-split, respectively, were established for the s-CBM
258 based on examination of receiver-operating characteristic (ROC) curves ⁶³. The optimal trade-off
259 between sensitivity and specificity is the point on the ROC curve that is closest to the upper left-hand
260 corner of the graph. Statistical differences between the AUCs of the three CBM-versions were analyzed
261 using chi-square tests ⁶⁴.

262

263 Analyses were performed using IBM SPSS (Version 24.0; IBM Inc., New York, USA) and STATA 14.2
264 (StataCorp). Alpha level was set at $p < 0.05$.

265

266

267 **RESULTS**

268 Descriptive results of sample 1 and 2 are shown in Table 1. In sample 1, the mean age was 66.3 (2.5)
269 years and 52.4% (n=99) were female (Table 1). Mean value of the CBM was 66.5 (12.3). In sample 2,
270 the mean age was 66.5 (2.6) years and 72.1% (n=44) were female (Table 1). Mean value of the CBM
271 was 65.5 (12.5). Both samples did not differ significantly in any baseline variable, except sample 2
272 including significantly more females compared to sample 1 (70.6% vs. 52.4%; $p = 0.020$).

273
274
275
276
277
278
279
280
281
282
283
284
285
286
287
288
289
290
291
292
293
294
295
296
297
298
299
300
301
302
303

Creation of the s- and i-CBM

Item difficulty

Table 2 shows mean, SD, floor and ceiling effects, and difficulty index for each item of the CBM. Extreme ceiling effects were found for 'Descending Stairs' with 70.9% of the participants reaching the maximum score. The difficulty index for 'Descending Stairs' (0.93) and for 'Forward to Backward Walking' (0.82) exceeded the cut-off of 0.8. Based on these criteria these two items were excluded from further consideration.

Structural validity

KMO (0.79) and Bartlett's test ($p < 0.001$) verified the sampling adequacy for the principal axis analysis. After oblique rotation, parallel analysis showed a two factor structure (Appendix 1). Factor 1 with an eigenvalue of 4.19 explained 32.2% of variance, factor 2 with an eigenvalue of 1.55 explained further 11.9%. The total variance explained was 44.1%.

Loadings of the items ranged between 0.014 and 0.818 (Appendix 1). Five items had at least a loading of 0.512 on factor 1 ('Unilateral Stance', 'Tandem Walking', '180° Tandem Pivot', 'Lateral Foot Scooting', 'Hopping Forward'), and two on factor 2 ('Walking & Looking', 'Walk, Look and Carry').

These seven items formed the i-CBM, of which five ('Unilateral Stance', 'Lateral Foot Scooting', 'Hopping Forward', 'Walking & Looking', and 'Walk, Look and Carry') are performed bilaterally. Therefore, a maximum of 60 points is achievable on the i-CBM. The items that clustered on the same factor suggested that factor 1 represents balance with reduced base of support, while factor 2 represents dynamic balance with an additional visual target²⁸.

When further reducing the number of items, the ratio of the items in factor 1 and 2 should be maintained. Therefore, the number of items was reduced by the same percentage within each factor. The items remaining in factor 1 due to the highest loadings were 'Unilateral Stance', 'Lateral Foot Scooting', and 'Hopping Forward'. For factor 2 the item 'Walk, Look and Carry' was maintained. The s-CBM consists of these four items, which are all performed bilaterally (Table 3). Therefore, a maximum score of 40 points is achievable on the s-CBM.

304 Validation of the s- and i-CBM

305 Mean, SD, minimum and maximum scores, and floor and ceiling effects for all CBM-versions are
306 presented in Table . No floor or ceiling effects were found for the three CBM-versions.

307

308 *Internal consistency*

309 Internal consistency (Cronbach's alpha) was 0.87 for the entire CBM, 0.85 for the entire i-CBM (factor
310 1: 0.83; factor 2: 0.77), and 0.84 for the entire s-CBM (factor 1: 0.81; factor 2: 0.71) (Table 4). All values
311 ranged between the recommended values of 0.70⁵⁹ and 0.90²⁷.

312

313 *Construct validity*

314 The majority of the correlations between the referenced balance and mobility measures and the three
315 CBM-versions, respectively, did not show significant differences (Table 5). The correlations between the
316 CBM-versions and LLFDI-Function scale ($r=-0.53$ to -0.56) for self-reported function and ABC ($r=0.22$ -
317 0.23) as a measure for balance confidence did not show significant differences between the three CBM-
318 versions either (Table 5).

319

320 *Discriminant validity*

321 For discriminating between fallers and non-fallers, AUC ranged between 0.65 and 0.67 (Table 6,
322 Appendix 2A), indicating a limited discriminatory ability between fallers and non-fallers for all CBM-
323 versions. For discriminating between self-reported high and low function (LLFDI), AUC ranged between
324 0.75 and 0.77 (Table 6, Appendix 2B); for ABC, the AUC ranged between 0.68 and 0.71 (Table 6,
325 Appendix 2C). There were no statistically significant differences in discriminative ability, measured using
326 AUCs between the three CBM-versions (Table 6). $CBM \geq 28$ was the optimal trade-off between
327 sensitivity and specificity for the LLFDI median split with a sensitivity of 80% and specificity of 65%. For
328 the ABC median split, $CBM \geq 27$ was the optimal trade-off with a sensitivity of 73% and specificity of
329 58%.

330

331 **DISCUSSION**

332 Measurement properties including ceiling and floor effects, construct and discriminant validity of the s-
333 CBM are comparable to the CBM. Our findings suggest that the s-CBM can be administered in the target

334 group to screen for balance and mobility deficits, fall risk, and risk for functional impairment without
335 notable loss of information compared to the CBM.

336

337 Creation of the s-CBM

338 Comparing the i-CBM and the s-CBM did not show significant differences except for the slightly **better**
339 construct validity between the i-CBM and FAB compared to s-CBM and FAB. However, this finding does
340 not lead to an essential benefit compared to the longer time required for the execution of the i-CBM.
341 Therefore, the focus of the following discussion is on the s-CBM.

342 Factor 1 of the s-CBM included items performed on one leg ('Unilateral Stance', 'Lateral Foot Scooting',
343 and 'Hopping Forward'), thus representing the construct of 'balance with reduced base of support'²⁸.
344 Reducing the base of support is one principal of increasing the level of balance difficulty. This means
345 that the vertical projection of the centre of mass must be maintained in a smaller area to stay in balance,
346 leading to a more challenging balance task execution⁶⁵. Factor 2 included the item 'Walk, Look & Carry'
347 requiring walking on a line with simultaneous fixation of a laterally attached point and carrying bags.
348 This item combines several balance challenges. Walking on a line reduces the base of support and
349 increases the dynamic balance demand. Looking requires rotating the head to fixate the laterally
350 attached point. These head rotations challenge the vestibular system. Carrying weighted bags in both
351 hands reduces the possibility to make compensatory arm movements to control balance and results in
352 a change of the centre of mass due to a different weight distribution. This changed centre of mass must
353 be controlled to maintain the balance during this task. Specifically in young seniors, the ecologically
354 validity of this item might be high as it reflects a demanding everyday life task such as crossing road
355 while turning the head to watch the traffic and simultaneously carrying groceries²⁸. The combination of
356 these balance challenges may have led to the retention of this item in the s-CBM as it is able to
357 differentiate balance abilities of young seniors.

358

359 Validation of the s-CBM

360 The analysis revealed no differences between the s-CBM and the CBM in 95% of the psychometric
361 properties. The absence of floor and ceiling effects, which is in line with previous studies for the CBM
362²⁰⁻²² may suggest that the included items in the s-CBM are adequately challenging to detect subtle
363 balance deficits and allow the discrimination between high balance abilities of young seniors using four
364 items only.

365 The s-CBM had a slightly lower internal consistency than the CBM (0.84 vs. 0.87), suggesting that item
366 elimination reduced some redundancies.

367 The excellent correlations between the s-CBM and the CBM indicated that no fundamental information
368 of the CBM were lost. These findings suggest that the four remaining items are enough to display the
369 majority of the information of the CBM.

370 The comparable correlations of the s-CBM and the CBM indicated that the s-CBM still represents the
371 different balance aspects of the CBM, including static ('Unilateral stance'), dynamic ('Lateral Foot
372 Scooting' and 'Walk, Look and Carry'), and proactive ('Hopping Forward') balance control. An exception
373 was the lower correlation between the FAB and the s-CBM compared to the correlation between the
374 FAB and the CBM (0.72 vs 0.80). One possible reason for the slightly lower correlation could be that
375 tasks such as 'Tandem Walking', or turning around the body axis are included in both the FAB and the
376 CBM, but not in the s-CBM. The exclusion of these items could have led to the reduced correlation
377 between the s-CBM and FAB. However, although the correlation was lower, it remained in the same
378 range >0.50 , indicating a good correlation with the FAB⁶⁶. The correlation with the ABC was lower than
379 expected for all three CBM-versions. The low correlations could be due to balance confidence in the
380 young seniors being higher compared to older samples^{20,67} and close to ceiling effects. The ability to
381 estimate fall risk is a fundamental precondition for balance assessment tools. Previous studies have
382 shown that the challenge to accurately predict falls increases in rather high functioning populations with
383 a low fall incidence^{68,69}. All three CBM-versions showed limited ability to discriminate between fallers
384 and non-fallers with AUC below 0.7. One possible reason for this might be that in the presented sample,
385 only 15% of the participants fell in the six month prior to the assessment compared to approximately
386 30% in a previous study including older adults²⁰. In addition to the young senior population, the low fall
387 rate could be related to the defined exclusion criteria, excluding those with substantial physical
388 impairments and severe diseases.

389 Despite the urgent need for quick and sensitive balance screening tools in young seniors, such tools do
390 not exist. The presented approach is an important step forward towards a feasible tool for this specific
391 population. More specifically, feasibility increased in two ways. First the s-CBM can be completed in
392 approximately 10 minutes, compared to 20-30 minutes needed for the CBM. Second, administration of
393 the s-CBM is more practical as it requires less equipment. Only the eight-meter track with a target
394 laterally mounted on the wall, two weighted bags, and a stopwatch are needed. While performing the

395 CBM, no adverse events occurred despite the challenging balance manoeuvres. In accordance with the
396 CBM manual ²⁴, all assessors were well trained in the CBM assessment following the safety instructions.

397

398 Limitations

399 Females were overrepresented in sample 2 (70.6%) compared to the general population aged 60-70
400 years where 51.7% are female ⁷⁰. However, sample 2 was too small to perform a stratified analysis for
401 gender. A future study with a larger sample size is recommended to confirm the present results. In
402 humanities, the explained variance commonly lies between 50-60% ⁵³. The variance explained in the
403 present study, 44%, places it in the lower third of studies with comparable sample sizes, variables, and
404 number of factors ⁷¹. The CBM tries to quantify balance and mobility using distance, time, and
405 performance quality measurements such as the time possible to stand on one leg without compensatory
406 movements ⁷². However, balance and mobility abilities are composed of many functionally different
407 aspects and are highly influenced by for example the environment, such as uneven ground, or
408 attentional demands, such as talking to someone while navigating traffic, which cannot be completely
409 mapped by laboratory-based measurements ⁷².

410 The cross-sectional study design did not allow the determination of the responsiveness of the s-CBM.
411 However, for the use of the scale in intervention studies, responsiveness is important. Longitudinal
412 studies should evaluate this measurement property. As the current study focused on community-
413 dwelling young seniors between 60 and 70 years of age, excluding those with substantial functional
414 impairment, the results may not generalize to other settings (e.g. rehabilitation, hospital) or other
415 populations. In addition, further studies should be performed in a general young senior sample with
416 larger sample sizes to allow validation of the CBM's fall prediction accuracy in young seniors.

417

418 **CONCLUSION**

419 The created s-CBM is a feasible and quick to administer screening tool which can be used in large-scale
420 studies and health promotion in young seniors. The majority of the psychometric properties of the s-
421 CBM did not show notable differences compared to the CBM. However, further studies should confirm
422 the validation in a larger sample. In addition, the results highlight the need for future research to design
423 accurate screening tools for primary fall prevention for adults aged 60-70 years.

424 **Conflict of interest**

425 The authors completed and submitted the ICMJE Form for Disclosure of Potential Conflicts of Interest.

- 426 1. Choy NL, Brauer S, Nitz J. Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *The*
427 *journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences*. 2003;58(6):525-
428 530.
- 429 2. Isles RC, Choy NL, Steer M, Nitz JC. Normal values of balance tests in women aged 20–80.
430 *Journal of the American Geriatrics Society*. 2004;52(8):1367-1372.
- 431 3. Era P, Sainio P, Koskinen S, Haavisto P, Vaara M, Aromaa A. Postural Balance in a Random
432 Sample of 7,979 Subjects Aged 30 Years and Over. *Gerontology*. 2006;52(4):204-213.
- 433 4. Nitz JC, Choy NL, Isles RC. Medial-lateral postural stability in community-dwelling women over
434 40 years of age. *Clinical rehabilitation*. 2003;17(7):765-767.
- 435 5. Takeshima N, Islam MM, Rogers ME, et al. Pattern of age-associated decline of static and
436 dynamic balance in community-dwelling older women. *Geriatrics & gerontology international*.
437 2014;14(3):556-560.
- 438 6. Vereeck L, Wuyts F, Truijien S, Van de Heyning P. Clinical assessment of balance: normative
439 data, and gender and age effects. *International journal of audiology*. 2008;47(2):67-75.
- 440 7. Noce Kirkwood R, de Souza Moreira B, Mingoti SA, Faria BF, Sampaio RF, Alves Resende R.
441 The slowing down phenomenon: What is the age of major gait velocity decline? *Maturitas*.
442 2018;115:31-36.
- 443 8. Terrier P, Reynard F. Effect of age on the variability and stability of gait: a cross-sectional
444 treadmill study in healthy individuals between 20 and 69 years of age. *Gait & posture*.
445 2015;41(1):170-174.
- 446 9. Tinetti ME, De Leon CFM, Doucette JT, Baker DI. Fear of falling and fall-related efficacy in
447 relationship to functioning among community-living elders. *Journal of gerontology*.
448 1994;49(3):M140-M147.
- 449 10. Rubenstein LZ. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention.
450 *Age and ageing*. 2006;35(suppl_2):ii37-ii41.
- 451 11. Nelson ME, Rejeski WJ, Blair SN, et al. Physical activity and public health in older adults:
452 recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart
453 Association. *Circulation*. 2007;116(9):1094.
- 454 12. Tremblay MS, Warburton DE, Janssen I, et al. New Canadian physical activity guidelines.
455 *Applied physiology, nutrition, and metabolism*. 2011;36(1):36-46.
- 456 13. Strain T, Fitzsimons C, Kelly P, Mutrie N. The forgotten guidelines: cross-sectional analysis of
457 participation in muscle strengthening and balance & co-ordination activities by adults and older
458 adults in Scotland. *BMC public health*. 2016;16(1):1108.
- 459 14. Reis HT, Judd CM. *Handbook of research methods in social and personality psychology*.
460 Cambridge University Press; 2000.
- 461 15. Fitzpatrick R, Davey C, Buxton MJ, Jones DR. Evaluating patient-based outcome measures for
462 use in clinical trials. *Health technology assessment (Winchester, England)*. 1998;2(14):i-iv, 1-
463 74.
- 464 16. Mokkink LB, Terwee CB, Patrick DL, et al. The COSMIN study reached international consensus
465 on taxonomy, terminology, and definitions of measurement properties for health-related patient-
466 reported outcomes. *Journal of clinical epidemiology*. 2010;63(7):737-745.
- 467 17. Berg K, Wood-Dauphine S, Williams J, Gayton D. Measuring balance in the elderly: preliminary
468 development of an instrument. *Physiotherapy Canada*. 1989;41(6):304-311.
- 469 18. Tinetti ME. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *Journal*
470 *of the American Geriatrics Society*. 1986;34(2):119-126.
- 471 19. O'Hoski S, Winship B, Herridge L, et al. Increasing the clinical utility of the BESTest, mini-
472 BESTest, and brief-BESTest: normative values in Canadian adults who are healthy and aged
473 50 years or older. *Physical therapy*. 2014;94(3):334-342.
- 474 20. Balasubramanian CK. The community balance and mobility scale alleviates the ceiling effects
475 observed in the currently used gait and balance assessments for the community-dwelling older
476 adults. *Journal of geriatric physical therapy (2001)*. 2015;38(2):78-89.
- 477 21. Gordt K, Mikolaizak AS, Nerz C, et al. German version of the Community Balance and Mobility
478 Scale. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*. 2018:1-9.
- 479 22. Weber M, Van Ancum J, Bergquist R, et al. Concurrent validity and reliability of the Community
480 Balance and Mobility scale in young-older adults. *BMC Geriatrics*. 2018;18(1):156.
- 481 23. Bergquist R, Weber M, Schwenk M, et al. Performance-based clinical tests of balance and
482 muscle strength used in young seniors: a systematic literature review. *BMC geriatrics*.
483 2019;19(1):9.
- 484 24. Howe JA, Inness EL. Community Balance & Mobility Scale. 1998;
485 [http://www.uhn.ca/TorontoRehab/Health_Professionals/Documents/TR_HCP_SUPP_CBMSca](http://www.uhn.ca/TorontoRehab/Health_Professionals/Documents/TR_HCP_SUPP_CBMScale.pdf)
486 [le.pdf](http://www.uhn.ca/TorontoRehab/Health_Professionals/Documents/TR_HCP_SUPP_CBMScale.pdf).

- 487 25. Howe JA, Inness EL, Venturini A, Williams JI, Verrier MC. The Community Balance and Mobility
488 Scale--a balance measure for individuals with traumatic brain injury. *Clinical rehabilitation*.
489 2006;20(10):885-895.
- 490 26. Lee KB, Lee P, Yoo SW, Kim YD. Reliability and validity of the Korean version of the community
491 balance and mobility scale in patients with hemiplegia after stroke. *Journal of physical therapy*
492 *science*. 2016;28(8):2307-2310.
- 493 27. Streiner DL. Starting at the Beginning: An Introduction to Coefficient Alpha and Internal
494 Consistency. *Journal of Personality Assessment*. 2003;80(1):99-103.
- 495 28. Miller KJ, Pollock CL, Brouwer B, Garland SJ. Use of Rasch Analysis to Evaluate and Refine
496 the Community Balance and Mobility Scale for Use in Ambulatory Community-Dwelling Adults
497 Following Stroke. *Physical therapy*. 2016;96(10):1648-1657.
- 498 29. Nasreddine ZS, Phillips NA, Bedirian V, et al. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a
499 brief screening tool for mild cognitive impairment. *Journal of the American Geriatrics Society*.
500 2005;53(4):695-699.
- 501 30. Taraldsen K, Mikolajzak AS, Maier AB, et al. Protocol for the PreventIT feasibility randomised
502 controlled trial of a lifestyle-integrated exercise intervention in young older adults. *BMJ Open*.
503 2019;9(3):e023526.
- 504 31. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail
505 elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1991;39(2):142-148.
- 506 32. Jette AM, Haley SM, Coster WJ, et al. Late life function and disability instrument: I. Development
507 and evaluation of the disability component. *The Journals of Gerontology Series A: Biological*
508 *Sciences and Medical Sciences*. 2002;57(4):M209-M216.
- 509 33. Inness EL, Howe J-A, Niechwiej-Szwedo E, Jaglal SB, McIlroy WE, Verrier MC. Measuring
510 balance and mobility after traumatic brain injury: validation of the community balance and
511 mobility scale (CB&M). *Physiotherapy Canada*. 2011;63(2):199-208.
- 512 34. Schott N. [Assessment of balance in community dwelling older adults: reliability and validity of
513 the German version of the Fullerton Advanced Balance Scale]. *Z Gerontol Geriatr*.
514 2011;44(6):417-428.
- 515 35. Ferrucci L, Bandinelli S, Benvenuti E, et al. Subsystems contributing to the decline in ability to
516 walk: bridging the gap between epidemiology and geriatric practice in the InCHIANTI study.
517 *Journal of the American Geriatrics Society*. 2000;48(12):1618-1625.
- 518 36. Clemson L, Fiatarone Singh MA, Bundy A, et al. Integration of balance and strength training into
519 daily life activity to reduce rate of falls in older people (the LiFE study): randomised parallel trial.
520 *BMJ : British Medical Journal*. 2012;345.
- 521 37. Guralnik JM, Simonsick EM, Ferrucci L, et al. A short physical performance battery assessing
522 lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and
523 nursing home admission. *Journal of gerontology*. 1994;49(2):M85-M94.
- 524 38. Jones CJ, Rikli RE, Beam WC. A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in
525 community-residing older adults. *Research quarterly for exercise and sport*. 1999;70(2):113-
526 119.
- 527 39. Haley SM, Jette AM, Coster WJ, et al. Late Life Function and Disability Instrument: II.
528 Development and evaluation of the function component. *The Journals of Gerontology Series A:*
529 *Biological Sciences and Medical Sciences*. 2002;57(4):M217-M222.
- 530 40. Sayers SP, Jette AM, Haley SM, Heeren TC, Guralnik JM, Fielding RA. Validation of the Late-
531 Life Function and Disability Instrument. *Journal of the American Geriatrics Society*.
532 2004;52(9):1554-1559.
- 533 41. Powell LE, Myers AM. The Activities-specific Balance Confidence (ABC) Scale. *The journals of*
534 *gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences*. 1995;50a(1):M28-34.
- 535 42. Kim H-Y. Statistical notes for clinical researchers: assessing normal distribution (2) using
536 skewness and kurtosis. *Restorative dentistry & endodontics*. 2013;38(1):52-54.
- 537 43. Moosbrugger H, Kelava A. *Testtheorie und Fragebogenkonstruktion*. Springer; 2007.
- 538 44. Franchignoni F, Horak F, Godi M, Nardone A, Giordano A. Using psychometric techniques to
539 improve the Balance Evaluation Systems Test: the mini-BESTest. *J Rehabil Med*.
540 2010;42(4):323-331.
- 541 45. Köberich S, Reimann C. Entwicklung und psychometrische Prüfung eines Fragebogens zur
542 wahrgenommenen Partizipation bei der pflegerischen Übergabe am Patientenbett (ParÜPa)
543 von Krankenhauspatienten auf Normalstation: eine Querschnittsstudie. *Klinische*
544 *Pflegeforschung*. 2017;3:72-84.
- 545 46. Chou C-Y, Chien C-W, Hsueh I-P, Sheu C-F, Wang C-H, Hsieh C-L. Developing a short form
546 of the Berg Balance Scale for people with stroke. *Physical therapy*. 2006;86(2):195-204.

- 547 47. Duncan RP, Leddy AL, Cavanaugh JT, et al. Comparative Utility of the BESTest, Mini-BESTest,
548 and Brief-BESTest for Predicting Falls in Individuals With Parkinson Disease: A Cohort Study.
549 *Physical therapy*. 2013;93(4):542-550.
- 550 48. Whiteside SP, Lynam DR. The five factor model and impulsivity: Using a structural model of
551 personality to understand impulsivity. *Personality and individual differences*. 2001;30(4):669-
552 689.
- 553 49. Edgin JO, Mason GM, Allman MJ, et al. Development and validation of the Arizona Cognitive
554 Test Battery for Down syndrome. *Journal of neurodevelopmental disorders*. 2010;2(3):149-164.
- 555 50. Döring N, Bortz J. *Forschungsmethoden und Evaluation*. Springer; 2016.
- 556 51. Costello AB, Osborne JW. Best practices in exploratory factor analysis: Four recommendations
557 for getting the most from your analysis. *Practical assessment, research & evaluation*.
558 2005;10(7):1-9.
- 559 52. Tabachnick BG, Fidell LS. *Using multivariate statistics*. Allyn & Bacon/Pearson Education; 2007.
- 560 53. Hair JF. Multivariate data analysis: an overview. In: *International encyclopedia of statistical*
561 *science*. Springer; 2011:904-907.
- 562 54. Horn JL. A rationale and test for the number of factors in factor analysis. *Psychometrika*.
563 1965;30(2):179-185.
- 564 55. Thompson B. *Exploratory and confirmatory factor analysis: Understanding concepts and*
565 *applications*. American Psychological Association; 2004.
- 566 56. Zwick WR, Velicer WF. Comparison of five rules for determining the number of components to
567 retain. *Psychological bulletin*. 1986;99(3):432.
- 568 57. Stevens J. *Applied multivariate statistics for the social sciences*. Mahwah, N.J.: Lawrence
569 Erlbaum Associates; 2002.
- 570 58. Yong AG, Pearce S. A beginner's guide to factor analysis: Focusing on exploratory factor
571 analysis. *Tutorials in quantitative methods for psychology*. 2013;9(2):79-94.
- 572 59. Nunnally J. Bernstein (1994), *Psychometric Theory*. Aufl, New York ua. 1994.
- 573 60. Portney LG, Watkins MP. *Foundations of clinical research: applications to practice*. Prentice
574 Hall; 2000.
- 575 61. Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd. In: Hillsdale, NJ: erlbaum;
576 1988.
- 577 62. Gollwitzer M, Eid M, Schmitt M. *Statistik und Forschungsmethoden*. In: Beltz Weinheim; 2015.
- 578 63. Delbaere K, Close JC, Mikolaizak AS, Sachdev PS, Brodaty H, Lord SR. The falls efficacy scale
579 international (FES-I). A comprehensive longitudinal validation study. *Age and ageing*.
580 2010;39(2):210-216.
- 581 64. DeLong ER, DeLong DM, Clarke-Pearson DL. Comparing the areas under two or more
582 correlated receiver operating characteristic curves: a nonparametric approach. *Biometrics*.
583 1988:837-845.
- 584 65. Nashner LM. Practical biomechanics and physiology of balance. *Balance Function Assessment*
585 *and Management*. 2014;431.
- 586 66. Portney LG, Watkins MP. *Foundations of clinical research: applications to practice*. Vol 2:
587 Prentice Hall Upper Saddle River, NJ; 2000.
- 588 67. Huang T-T, Wang W-S. Comparison of three established measures of fear of falling in
589 community-dwelling older adults: Psychometric testing. *International Journal of Nursing Studies*.
590 2009;46(10):1313-1319.
- 591 68. Schoene D, Wu SM, Mikolaizak AS, et al. Discriminative ability and predictive validity of the
592 timed up and go test in identifying older people who fall: systematic review and meta-analysis.
593 *Journal of the American Geriatrics Society*. 2013;61(2):202-208.
- 594 69. Boulgarides LK, McGinty SM, Willett JA, Barnes CW. Use of clinical and impairment-based tests
595 to predict falls by community-dwelling older adults. *Physical therapy*. 2003;83(4):328-339.
- 596 70. He W, Goodkind D, Kowal PR. *An aging world: 2015*. United States Census Bureau
597 Washington, DC; 2016.
- 598 71. Peterson RA. A meta-analysis of variance accounted for and factor loadings in exploratory factor
599 analysis. *Marketing Letters*. 2000;11(3):261-275.
- 600 72. Patla AE, Shumway-Cook A. Dimensions of Mobility: Defining the Complexity and Difficulty
601 Associated with Community Mobility. *Journal of Aging and Physical Activity*. 1999;7(1):7-19.

602 Table 1: Descriptive characteristics of both samples used for development and validation
 603

	Development (sample 1) (n=189)	Validation (sample 2) (n=61)	p-value
Age (years)	66.3 (2.5)	66.5 (2.6)	.731
Gender			
Women	52.4% (n=99)	68.9% (n=42)	.026*†
Body Mass Index	27.2 (4.5)	28.0 (5.9)	.444
Faller	15.3% (n=29)	18.0% (n=11)	.688†
Mobility measures			
Community Balance & Mobility Scale (points)	65.5 (12.3)	65.6 (12.5)	.746
Timed up and Go (s)	8.7 (1.6)	8.9 (1.9)	.339
Habitual gait speed (m/s)	1.5 (0.2)	1.3 (0.2)	<.001*
Self-reported confidence			
Late Life Function & Disability Index – Function	25.8 (11.5)	25.2 (11.8)‡	.333

604 unpaired t-tests for analyzing differences between groups for continuous measures ; *p<.05;
 605 †:chi²-test for dichotomous measures; ‡n=46;

606 Table 2: Item difficulty

Item	mean (SD)	range	floor effect (%)	ceiling effect (%)	difficulty index
Unilateral Stance left	3.16 (1.53)	0-5	5.3	22.2	0.63
Unilateral Stance right	3.19 (1.54)	0-5	5.3	22.8	0.64
Tandem Walking	3.64 (1.50)	0-5	2.6	44.4	0.73
180° Tandem Pivot	3.09 (1.39)	0-5	4.8	15.9	0.62
Lateral Foot Scooting left	3.21 (1.34)	0-5	3.7	13.8	0.64
Lateral Foot Scooting right	3.26 (1.37)	0-5	6.3	15.3	0.65
Hopping Forward left	2.87 (1.57)	0-5	6.9	15.9	0.57
Hopping Forward right	2.97 (1.54)	0-5	7.9	15.3	0.59
Crouch and Walk	3.47 (1.10)	1-5	0.0	16.9	0.69
Lateral Dodging	2.80 (0.73)	0-5	1.1	1.1	0.56
Walking & Looking left	3.30 (1.11)	0-5	0.5	11.1	0.66
Walking & Looking right	3.36 (1.07)	0-5	0.5	10.6	0.67
Running with Controlled Stop	2.89 (0.95)	0-5	2.6	7.9	0.58
Forward to Backward Walking	4.11 (0.98)	1-5	0.0	42.3	0.82
Walk, Look and Carry left	3.70 (1.29)	0-5	1.6	35.4	0.74
Walk, Look and Carry right	3.65 (1.26)	0-5	1.6	30.2	0.73
Descending Stairs (+Bonus)	5.54 (1.01)	0-6	1.6	69.3	0.93
Step-Up x 1 left	3.61 (0.95)	0-5	1.6	7.4	0.72
Step-Up x 1 right	3.72 (0.87)	0-5	1.1	8.5	0.74

607

608 Given are mean (standard deviation), minimum and maximum value, floor and ceiling effects, and difficulty index
 609 (mean / maximum) for each item of the Community Balance & Mobility Scale; ceiling effects >50% and difficulty
 610 index >.80 in bold

611 Table 3: Tasks included in the s-CBM (adapted from Howe/Inness 1998)

CBM tasks	notes	initial	points	time
1) UNILATERAL STANCE	"Look straight ahead." Test is over if stance foot moves from start position or raised foot touches ground.	left		
0 unable to sustain				
1 2.00 to 4.49 sec				
2 4.50 to 9.99 sec				
3 10.00 to 19.99 sec				
4 ≥ 20.00 sec				
5 45.00 sec, steady and coordinated				
2) LATERAL FOOT SCOOTING	Test is over if patient hops or opposite foot touches down.	left		
0 unable				
1 1 lateral pivot				
2 2 lateral pivots				
3 ≥ 3 lateral pivots but < 40 cm				
4 40 cm in any fashion and/or unable to control final position				
5 40 cm continuous, rhythmical motion with controlled stop				
3) HOPPING FORWARD	Test is over if opposite foot touches down.	left		
0 unable				
1 1 to 2 hops, uncontrolled				
2 2 hops, controlled but unable to complete 1 meter				
3 1 meter in 2 hops but unable to sustain landing (touches down)				
4 1 meter in 2 hops but difficulty controlling landing (shops or pivots)				
5 1 meter in 2 hops, coordinated with stable landing				
4) WALK, LOOK AND CARRY	„Walk at your usual pace.“	left		
0 unable to walk and look e.g. stops				
1 performs but loses visual fixation at or before 4 meter mark				
2 performs but loses visual fixation after 4 meter mark				
3 perform and maintains visual fixation between 2-6 meter mark but protective step				
4 perform and maintains visual fixation between 2-6 meter mark but veers				
5 performs straight path, steady and coordinated ≤ 7.00 sec				

612

613 Table 4: Mean scores, standard deviation, floor and ceiling effects for the s-, i-, and CBM (n=61)

	s-CBM	i-CBM	CBM
mean (standard deviation)	26.2 (7.5)	40.4 (9.8)	65.7 (12.4)
minimum	5	10	28
maximum	39 (40)	58 (60)	86 (96)
floor effect	0%	0%	0%
ceiling effect	0%	0%	0%
Cronbach's alpha	.84	.85	.87
correlation with CBM (r)	.97	.98	

614

615 Given are the mean (standard deviation), minimum and maximum, floor and ceiling effects, Cronbach's alpha
 616 (internal consistency), and the Pearson correlation coefficient of the s- and i-CBM with the CBM; CBM:
 617 Community Balance & Mobility Scale

Table 5: Correlation coefficients between s-CBM, i-CBM, and CBM and other established assessments for balance and mobility (Pearson correlation coefficient r + 95% CI; n=51)

	s-CBM			i-CBM			CBM		
	r	95% CI	p	r	95% CI	p	r	95% CI	p
Fullerton Advanced Balance Scale	0.72 ^{†‡}	0.55; 0.83	<.001	0.79	0.66; 0.88	<.001	0.80	0.67; 0.88	<.001
Timed up and Go*	-0.44	-0.64; -0.19	.001	-0.42	-0.62; -0.16	.003	-0.45	-0.65; -0.20	.001
habitual walking pace	0.43	0.18; 0.63	.001	0.41	0.15; 0.62	.001	0.45	0.20; 0.65	<.001
fast walking pace	0.57	0.35; 0.73	<.001	0.58	0.36; 0.74	<.001	0.61	0.40; 0.76	<.001
3m tandem walk (errors)	-0.67	-0.80; -0.48	<.001	-0.68	-0.81, -0.50	<.001	-0.68	-0.81, -0.50	<.001
8 Level Balance Scale	0.32	0.05; 0.55	.022	0.36	0.09; 0.58	.010	0.34	0.07; 0.56	.014
30 sec chair stand	0.31	0.04; 0.54	.029	0.29	0.02; 0.52	.041	0.30	0.03; 0.53	.033
LLFDI – functional scale*	-0.54	-0.71; -0.31	<.001	-0.53	-0.70; -0.30	<.001	-0.56	-0.72; -0.34	<.001
Activities-Specific Balance Confidence Scale*	0.22	-0.08; 0.48	.152	0.23	-0.07; 0.49	.124	0.23	-0.07; 0.49	.128

*n= 46; CBM: Community Balance & Mobility Scale; CI: confidence interval; LLFDI: Late-Life Function & Disability Index; r: Pearson correlation coefficient

† significant difference (p<.05) of correlation coefficients compared to the CBM

‡ significant difference (p<.05) of correlation coefficients compared to the i-CBM

Table 6: Area under the curve and comparison of the areas under the curve for the s-CBM, i-CBM, and CBM

	area under the curve (95% CI)			comparison of the areas under the curve (X^2 ; p)		
	s-CBM	i-CBM	CBM	s-CBM / CBM	i-CBM / CBM	s-CBM / i-CBM
Falls in the previous six months Faller vs. non-faller	0.66 (0.44; 0.87)	0.67 (0.47; 0.87)	0.65 (0.44; 0.87)	$X^2(1)=0.03$; p=0.86	$X^2(1)=0.77$; p=0.38	$X^2(1)=0.22$; p=0.64
Late-Life Function & Disability Index-Function* High vs. low function	0.75 (0.61; 0.89)	0.77 (0.64; 0.91)	0.79 (0.66; 0.92)	$X^2(1)=2.19$; p=0.14	$X^2(1)=0.79$; p=0.37	$X^2(1)=0.60$; p=0.44
Activities-Specific Balance Confidence Scale* High vs. low confidence	0.68 (0.52; 0.84)	0.69 (0.53; 0.84)	0.71 (0.56; 0.86)	$X^2(1)=0.98$; p=0.32	$X^2(1)=1.30$; p=0.25	$X^2(1)=0.08$; p=0.78

*n=46; CBM: Community Balance & Mobility Scale; CI: confidence interval; comparison of the areas under the curve using X^2 -test

1 Appendix 1: Results of exploratory factor analysis; principal axis analysis with oblique rotation

2

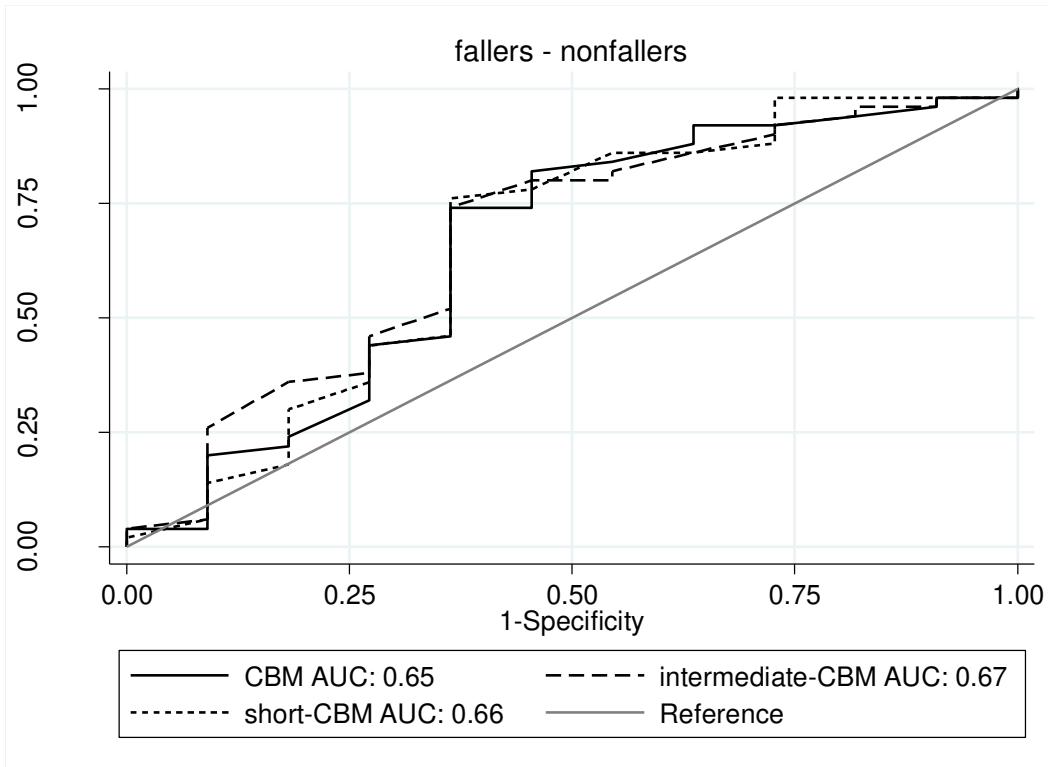
Item	Factor 1	Factor 2	3
<u>Unilateral Stance</u>	0.627	-0.060	4
Tandem Walking	0.545	-0.119	5
180° Tandem Pivot	0.530	0.014	6
<u>Lateral Foot Scooting</u>	0.701	0.025	7
<u>Hopping Forward</u>	0.806	-0.016	8
Crouch and Walk	0.378	0.018	9
Lateral Dodging	0.299	0.255	10
Walking & Looking	-0.043	0.639	11
Running with Controlled Stop	0.333	0.257	12
<u>Walk, Look and Carry</u>	-0.064	0.818	13
Step-Up x 1	0.269	0.257	14

15 Given are the factor loadings of the single items on one of the two factors identified with the exploratory factor
 16 analysis. Factor loadings >0.512 in bold; items included in the i-CBM in bold; items included in the s-CBM
 17 underlined

1 Appendix 2: Area under the curve (AUC) for all CBM-versions differentiating fallers and non-fallers

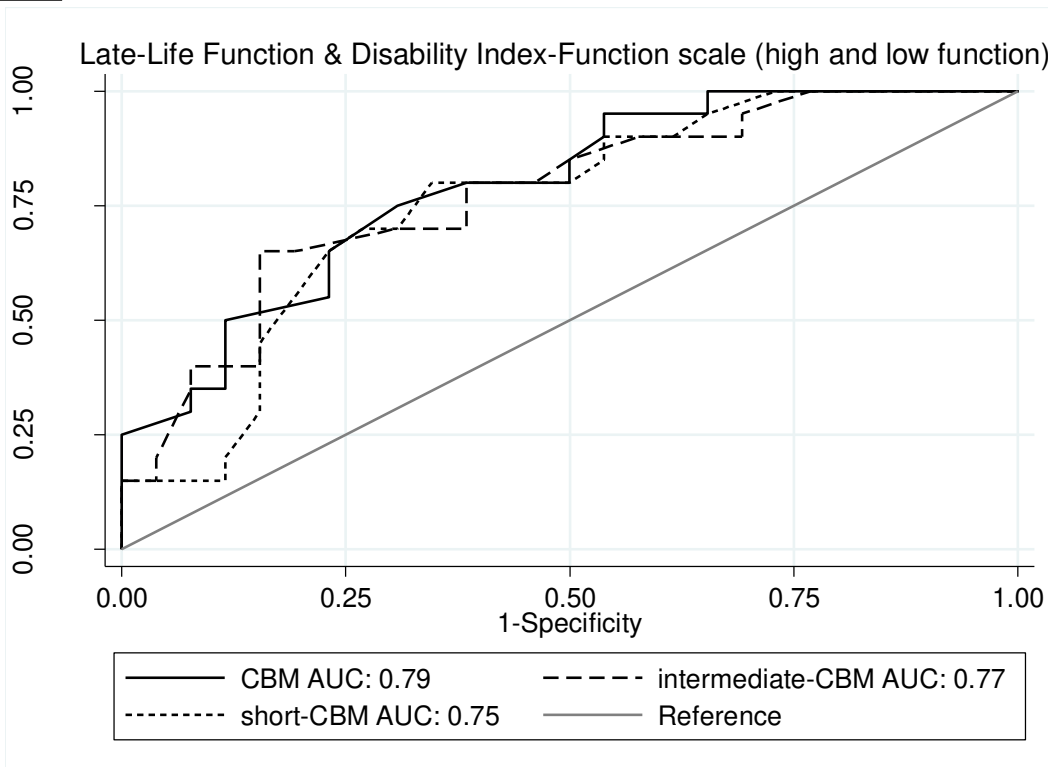
2

A

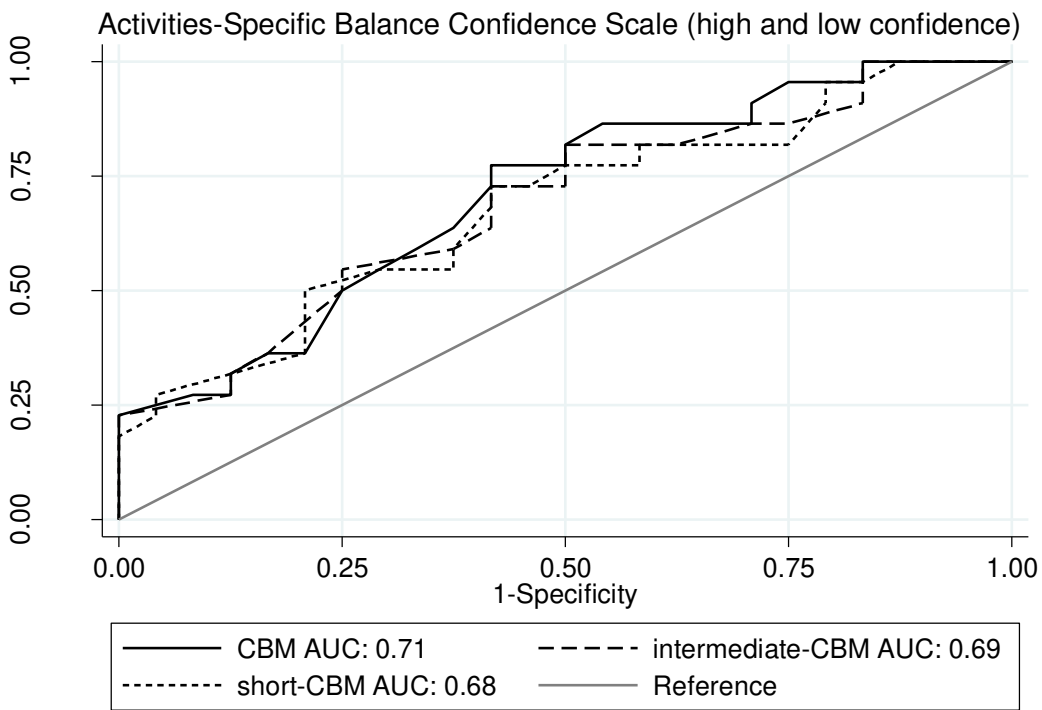


4

5
B



C



1

Manuskript III

Gordt K, Paraschiv-Ionescu A, Mikolaizak AS, Taraldsen K, Mellone S, Bergquist R, Van Ancum JM, Nerz C, Pijnappels M, Maier AB, Helbostad JL, Vereijken B, Becker C, Aminian K, Schwenk M. (eingereicht): The Association of Basic and Challenging Motor Capacity with Mobility Performance and Falls in Young Seniors. *The Journal of Gerontology: Medical Sciences*.

The Association of Basic and Challenging Motor Capacity with Mobility Performance and Falls in Young Seniors

Katharina Gordt M.Sc.¹, Anisoara Paraschiv-Ionescu PhD², A. Stefanie Mikolaizak PhD³,
Kristin Taraldsen PhD⁴, Sabato Mellone PhD⁵, Ronny Bergquist M.Sc.⁴, Jeanine M. Van
Ancum MD⁶, Corinna Nerz M.A.³, Mirjam Pijnappels Prof.⁶, Andrea B. Maier Prof.^{6,7},
Jorunn L. Helbostad Prof.⁴, Beatrix Vereijken Prof.⁴, Clemens Becker Prof.³, Kamiar
Aminian Prof.², Michael Schwenk Dr.^{1,3,8}

¹Network Aging Research, Heidelberg University, Heidelberg, Germany

*²Laboratory of Movement Analysis and Measurement, Ecole Polytechnique Federale de
Lausanne, Lausanne, Switzerland*

*³Department of Clinical Gerontology and Rehabilitation, Robert Bosch Hospital Stuttgart,
Germany*

*⁴Department of Neuromedicine and Movement Science, Norwegian University of Science and
Technology, Trondheim, Norway*

*⁵Department of Electrical, Electronic and Information Engineering «Guglielmo Marconi»,
University of Bologna, Bologna, Italy*

*⁶Department of Human Movement Sciences, @AgeAmsterdam, Vrije Universiteit Amsterdam,
Amsterdam Movement Sciences, The Netherlands*

*⁷ Department of Medicine and Aged Care, @AgeMelbourne, The Royal Melbourne Hospital,
The University of Melbourne, Centre for Medical Research building, Melbourne, Australia*

⁸Institute of Sports and Sports Sciences, Heidelberg University, Heidelberg, Germany

Corresponding author:

Michael Schwenk

Network Aging Research, Heidelberg University

Bergheimer Str. 20, 69115 Heidelberg, Germany

Phone: +49 6221 544645;

Email: schwenk@nar.uni-heidelberg.de

Main text word count: 4301 words

Number of data elements: 5

ABSTRACT

Background: Understanding the association between motor capacity (MC) (what people can do in a standardized environment), mobility performance (MP) (what people actually do in real-life) and falls is important for early detection of and counteracting on functional decline, particularly in the rapidly growing population of young seniors. Therefore, this study aims to 1) explore the association between MC and MP, and between MC and falls, and 2) investigate whether challenging MC measures are better associated with MP and falls than basic MC measures.

Methods: Basic (habitual gait speed, Timed Up-and-Go) and challenging (fast gait speed, Community Balance & Mobility Scale) MC measures were performed in 170 young seniors (61-70 years). MP was assessed using one-week sensor-monitoring including time being sedentary, light active, and at least moderately active. Falls in the previous six months were reported. Associations and discriminative ability were calculated using correlation, regression and receiver operating curve analysis.

Results: Mean age was 66.4 (SD 2.4) years (52.9% women). Small-moderate associations ($r=0.06-0.31$; $p<.001-.461$) were found between MC, MP and falls. Challenging MC measures showed higher associations with MP and falls ($r=0.10-0.31$; $p<.001-.461$) compared to basic ($r=0.06-0.22$; $p=.012-.181$), remained significant in three out of four regression models explaining 2.5-8.6% of the variance, and showed highest discriminative ability (area under the curve= $0.59-0.70$) in all analyses.

Conclusions: Challenging MC measures reflect mobility performance and falls better than basic MC measures in young seniors. This indicates the importance of applying challenging motor capacity assessments to estimate real-life mobility performance and falls of young seniors.

Keywords: physical activity, gait, falls, aged

BACKGROUND

Understanding the association between what people are physically able to do during a specific assessment in a standardized environment and what people actually do in daily life is important in order to develop specific mobility assessments and tailored interventions to prevent functional decline. The International Classification of Function, Disability, and Health (ICF) defines what a person can do in a standardized environment as ‘motor capacity’ (MC), and what a person actually does in his or her current environment as ‘mobility performance’ (MP) ¹. If the two constructs were highly associated, MC measures could be used as predictors for MP. In addition, if a causal relationship exists, improving a person’s MC would result in increased MP.

Indeed, several studies in older adults have shown that there is an association between the constructs ^{2,3}. Basic MC measures such as the Timed Up-and-Go (TUG) or habitual gait speed have shown to be moderately correlated ($r=0.42-0.50$) with objective MP measures such as the number of steps taken ² or the distance walked ³ in real-life. This suggests that some variance of MP is explained by MC. A causal relationship has also been reported showing that an increase in MC is related to increases in MP ⁴. Moreover, reduced MC is also linked to falls ^{3,5}. While, current evidence demonstrates the interplay between MC, MP and falls, findings are restricted to older adults above the age of 70 years, often with functional limitations or chronic diseases ^{2,3,6-8}. In contrast, studies exploring the relationship in relatively fit young seniors are lacking. However, understanding the relationship in young seniors becomes more and more important, as this population is growing rapidly (baby boomer generation). A detailed understanding of the capacity-performance relationship may allow the design of specific assessments for detecting early decline in MC and its impact on MP (and vice versa). This in turn may allow specific interventions to be developed for preventing early decline in capacity, performance and falls in young seniors.

In young seniors, other MC and performance parameters could be more distinctive as compared to in older seniors. From a capacity perspective, challenging capacities such as fast walking or dynamic stability may be more relevant, as these functions generally decline substantially in the 7th decade⁹⁻¹¹. In contrast, basic capacity such as normal walking speed may have limited relevance in young seniors¹². Likewise, from a performance perspective, young seniors' everyday life is likely characterized by a larger amount of physically challenging, more vigorous daily activities such as gardening, outdoor hiking on uneven surfaces, leisure activities, running a short distance to catch a bus, or doing the housework such as carrying a laundry basket while climbing a flight of stairs¹³. Executing such challenging daily activities requires advanced capacities such as fast walking, running, dynamic balance, etc. Challenging MC measures may therefore better reflect everyday MP in young seniors as compared to basic MC measures typically used in older adults and geriatric patients.

In this study, we systematically 1) explored the association between MC and MP, as well as between MC and falls, in young seniors, and 2) investigated whether challenging MC measures are better associated with MP and falls compared to basic MC measures in this target population.

METHODS

Study design

This study was a cross-sectional analysis in a sample of community-dwelling young seniors aged 61 to 70 years¹⁴⁻¹⁷. Participants were recruited as part of the EU project PreventIT in Germany (Robert-Bosch Hospital Stuttgart), the Netherlands (Vrije Universiteit Amsterdam), and Norway (Norwegian University of Science and Technology Trondheim). PreventIT was a three-year project aiming to develop and evaluate the feasibility of a new activity program for young seniors. Baseline data from the PreventIT feasibility RCT (collected from April 2017 -

August 2017) were used in the current study. Participants were recruited via mail out after a random draw from local registry data. Inclusion criteria were being retired or not working more than 50%, being able to walk 500m without a walking aid, and no cognitive impairment (Montreal Cognitive Assessment (MoCA) ¹⁸ ≥ 24 points). Exclusion criteria were being too active (moderate-intensity physical activity ≥ 150 min/week in the previous three months), current participation in an organised exercise class ($>$ once/week), and severe cardiovascular, pulmonary, neurological, or mental diseases ¹⁴. Further details are published elsewhere ¹⁴. All participants provided written informed consent prior to participation. Ethical approval was obtained from the respective local institutional review board at each site and was in agreement with the Declaration of Helsinki.

Measures

Descriptive data including age, sex, body mass index (BMI), and cognitive status (Montreal Cognitive Assessment) were collected.

Motor capacity measures

For assessing MC, the focus was on two aspects of MC, mobility capacity in general and gait capacity in particular. MC measures were categorized as ‘challenging’ according to the two main pressure conditions for coordinative abilities, time and precision pressure ¹⁹. Time pressure is defined as executing the specific task as fast as possible, precision pressure as accurate as possible ¹⁹. Measures without time or precision pressure were classified as ‘basic’ MC measures.

Basic motor capacity measures

Basic gait capacity (habitual gait speed) was assessed according to the InChianti gait assessment guidelines²⁰. Time required to walk a distance of 7 meters at habitual speed was recorded using a stopwatch (m/s).

Basic mobility capacity was assessed using the Timed Up-and-Go (TUG). The TUG assesses functional ability by asking the participant to stand up from a chair (height 45 cm), walk 3 meters at a comfortable and safe pace, turn around, walk back to the chair, and sit down²¹. The time to complete the test was recorded with a stopwatch (s).

Challenging motor capacity measures

Challenging gait capacity (fast gait speed) was assessed using the same procedure as for assessing basic gait capacity²⁰. Time pressure was added by asking for the fastest possible execution, without running.

Challenging mobility capacity was assessed using the Community Balance & Mobility Scale (CBM), a performance-based measure including 13 challenging balance and mobility task related to daily activities^{15,16,22}. Both time and precision pressure were exerted on the participants in all items, time pressure as the fastest possible execution, precision pressure as the most accurate execution, such as reaching a predefined line with each step. Each item can be scored from 0 to 5 (+ 1 point for descending stairs while carrying a basket) leading to a maximum of 96 points with higher scores indicating better performance. A full description of the CMB is reported in previous publications^{15,16,22}.

Mobility performance measures

To assess MP, data were collected from Axivity devices with a 3D accelerometer sampling at 100Hz worn by the participants on the lower back for one week. Participants were instructed to wear the devices for seven days, during both day and night. An activity classification software

was used to extract quantitative features of physical activity from the raw data. The Metabolic Equivalents (METs) were estimated based on an algorithm described previously ²³. The ‘percentage (%) of sedentary time’ (≤ 1.5 MET), ‘% of light active time’ (1.5-3.0 MET), and ‘% of at least moderate active time’ (≥ 3.0 MET) were analysed with respect to the total time recorded awake ²⁴.

Falls

Falls were assessed using a standardized question whether the participant had fallen at least once in the past six months (yes/no). Falls were defined as an event which results in a person coming to rest unintentionally on the ground or other lower level ²⁵.

Statistical analysis

Participants’ characteristics were summarized as mean and standard deviation (SD) for continuous measures and number and percentage for dichotomous measures.

To investigate the association between MC and MP and MC and falls, respectively, Spearman correlation coefficients were calculated between each MC measure and each MP measure, and point-biserial correlation coefficients between each MC measure and falls. Correlation coefficients of $r \leq 0.25$ were classified as small, 0.25-0.50 as moderate, 0.50-0.75 as good and ≥ 0.75 as excellent ²⁶.

Linear stepwise regressions adjusted for age, gender and BMI were performed to test the associations between all MC measures and each MP measure using an analytical approach applied previously ²⁷. Logistic backward regression adjusted for age, gender and BMI was performed to assess the association between all MC measures and previous falls using the likelihood ratio method ²⁸. Backward regression was applied in order to prevent suppressor effects which means that a predictor has a significant effect but only when another variable is held constant ²⁸. For all regression models, $p=0.10$ was used as inclusion criterion.

The discriminative ability of the basic and challenging MC measures on each MP measure and falls was assessed using the area under the receiver operating characteristic curve (AUC) with 95% confidence interval (CI). Median split was used to divide the participants into high- and low-performers based on each MP measure. Statistical significance was determined using an alpha level of 0.05. All statistics were performed using IBM SPSS Statistics (Version 24.0; IBM Inc., New York, USA).

RESULTS

Within the PreventIT cohort ¹⁴, 170 participants (Amsterdam: n=60, Stuttgart: n=59, Trondheim: n=51) performed all MC and MP measures included in this study. The mean age was 66.4 (SD 2.4) years of age and 90 (52.9%) participants were female. Twenty-seven participants (15.9%) reported experiencing at least one fall in the previous six months. Average habitual gait speed was above the norm values for this age group indicating a high functioning sample in this study ²⁹. Descriptive results are shown in Table 1.

Correlations

Correlations between MC, MP and falls ranged from $r=0.06-0.31$ ($p<.001-.461$) (Table 2), with generally stronger correlations found between the challenging MC measures and MP measures and falls ($r=0.10-0.31$; $p<.001-.461$) compared to the basic MC measures and MP measures and falls ($r=0.06-0.22$; $p=.012-.181$).

Regression

Multivariate regression analyses confirmed our hypothesis that challenging MC measures were stronger associated with the MP measures and falls than basic MC measures. No basic MC measure remained significant in the regression models (Table 3). In three out of four regression

models, the challenging MC measure, particularly the challenging gait capacity, remained significant explaining 2.5-8.6% of the variance (Table 3). For the percentage of sedentary time, no MC measure remained significant in the final model.

ROC-analyses

The AUCs of the basic and challenging MC measures discriminating between high/low performers and faller/non-faller ranged between 0.39 and 0.70 (Table 4, Figure 1). Descriptive results showed that higher AUCs were found for the challenging MC measures (AUC=0.57-0.70) compared to the basic MC measures (AUC=0.39-0.61). In all analyses, the highest AUCs (0.59-0.70) were found for a challenging MC measure.

DISCUSSION

Overall, we found significant associations between capacity, performance and falls in young seniors, demonstrating that a relationship between these constructs exists in young seniors already, depending however on the measures and outcomes used. This highlights the importance of the assessment paradigm applied and the outcome parameters used to be appropriate for the target group in question. Confirming our hypothesis, stronger associations were found between challenging MC measures and MP as compared to basic MC measures, indicating that challenging measures are more closely related to everyday mobility performance in young seniors. Generally, the association found between MC measures and MP measures indicated that the MC measures obtained under laboratory conditions provides information about everyday MP. This finding is in line with the studies in older adults, although the correlations found in our young senior sample were lower ($r=0.06-0.31$) as compared to findings in older adults ($r=0.01-0.69$)^{2,3,30}. We speculate that this is related to our population

of young seniors, which was high functioning as shown by an average habitual gait speed of 1.48 m/s. Our subjects' MP may be more influenced by other factors described in the literature such as individual factors (e.g. personality or attitudes) or external factors (e.g. social support or walkability of the neighborhood)³¹. The group of young seniors shows a diverse lifestyle leading to a wide range of factors accounting for MP and falls³². This may be different in frail older adults who tend to have less interindividual differences and where existing impairments in capacity (e.g. walking deficits) directly affect MP (e.g. walking distance outside). This assumption is also supported by studies showing that young seniors need a lower relative effort compared to older to execute daily motor tasks³³.

In line with this, our hypothesis was that the association between capacity and performance in young seniors would not be straightforward, but depend on the challenge of the capacity assessment. Indeed, our analysis supports this assumption showing that the capacity-performance relationship is influenced by the MC measures applied. We found higher associations for the challenging MC measures with MP measures and falls compared to the basic MC measures. Among all MC measures, fast gait speed showed the strongest associations and largest discriminative ability. Previous studies in older adults reported gait capacity as a consistent and strong predictor for MP and falls^{3,34}. However, these studies used habitual gait speed, which showed only a weak association with MP and falls in young seniors³⁵.

The strongest correlations were found between the challenging MC measures and the challenging MP measures. For the challenging performance, the relative effort needed is close to the maximal capacity tested in the challenging MC measures. For example, going hiking requires dynamic balance skills executed under precision pressure in order to avoid falling. The challenging MC measures applied in our study measure these skills, which may explain the higher associations found. Our findings suggest that it is important to apply challenging MC measures in order to test young seniors' limits in motor capacity executed under time or precision pressure. The testing the limits paradigm was originally developed in psychology³⁶.

Only when subjects are challenged to their maximum for example by applying time and/or precision pressure, individual differences in performance emerge^{6,37}. Based on our study, this paradigm seems to be relevant in young seniors as using this approach may enable identification of early age-related decline in MC, which has limited impact on basic MP but may affect more challenging performances.

A major strength of this study is the systematic approach for classifying basic vs challenging measures. Limitations are that our classification of challenging MC measures was restricted to the two main aspects of pressure conditions (time and precision pressure) while further aspects such as complexity pressure defined as simultaneous demands (e.g. dual-tasking) were not considered. This should be investigated in further studies. Challenging measures may also be important for older seniors, but this cannot be addressed in this study. However, some challenging measures such as the CBM may show floor effects in older adults. The variance explained in the regression models was rather low, but comparable to other studies investigating this association^{2,3}. As described previously, other important internal and external factors play a role for MP explaining an additional proportion of the variance. In the present study, we specially focused on the factor motor capacity. Due to the cross-sectional design of the study, causal inferences cannot be evaluated, and further longitudinal studies are needed to show that changes in challenging MC measures are associated with changes in MP.

CONCLUSION

Our findings show stronger associations of MC measures with MP measures and falls in young seniors if challenging MC measures were used. This is an important step towards tailored assessments for this target population. Assessment results could be the basis for tailored early intervention aiming to restore or improve relevant challenging capacities, in turn enabling young seniors to maintain healthy mobility performance patterns and an active lifestyle.

Funding

This work was supported by a doctoral scholarship from the Klaus Tschira Foundation, and PreventIT, which received funding from the European Union's Horizon 2020 research and innovation program (grant agreement No. 689238). The content is solely the responsibility of the authors and does not necessarily represent the official views of the Klaus Tschira Foundation or the European Union.

Conflict of Interest

The authors declare that they have no conflict of interest.

Authors' Contributions

KG conducted the statistical analyses and drafted the manuscript. MS contributed to the interpretation of data and drafting the manuscript. MP, ABM, JLH, BV, CB, KA and MS designed the PreventIT feasibility RCT. ASM, KT, RB, JMA, CN collected the data. API and SM analysed the wearable sensor data. All authors have critically reviewed, edited, and approved the final manuscript.

References

1. WHO. The International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). *Geneva: WHO* 2001; <http://www.who.int/classifications/icf/en/>.
2. Giannouli E, Bock O, Mellone S, Zijlstra W. Mobility in old age: capacity is not performance. *BioMed research international*. 2016;2016. doi: <https://doi.org/10.1155/2016/3261567>.
3. Callisaya ML, Verghese J. The Association of Clinic-Based Mobility Tasks and Measures of Community Performance and Risk. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*. 2018. doi: <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2017.12.008>.
4. Potter R, Ellard D, Rees K, Thorogood M. A systematic review of the effects of physical activity on physical functioning, quality of life and depression in older people with dementia. *International journal of geriatric psychiatry*. 2011;26(10):1000-1011. doi: <https://doi.org/10.1002/gps.2641>.
5. Tinetti ME, De Leon CFM, Doucette JT, Baker DI. Fear of falling and fall-related efficacy in relationship to functioning among community-living elders. *Journal of gerontology*. 1994;49(3):M140-M147. doi: <https://doi.org/10.1093/geronj/49.3.M140>.
6. van Lummel RC, Walgaard S, Pijnappels M, et al. Physical performance and physical activity in older adults: associated but separate domains of physical function in old age. *PloS one*. 2015;10(12):e0144048. doi: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0144048>.
7. Rapp K, Klenk J, Benzinger P, et al. Physical performance and daily walking duration: associations in 1271 women and men aged 65–90 years. *Aging clinical and experimental research*. 2012;24(5):455-460. doi: 10.3275/8264.
8. Gijbels D, Alders G, Van Hoof E, et al. Predicting habitual walking performance in multiple sclerosis: relevance of capacity and self-report measures. *Multiple Sclerosis Journal*. 2010;16(5):618-626. doi: <https://doi.org/10.1177/1352458510361357>.

9. Era P, Sainio P, Koskinen S, Haavisto P, Vaara M, Aromaa A. Postural Balance in a Random Sample of 7,979 Subjects Aged 30 Years and Over. *Gerontology*. 2006;52(4):204-213. doi: <https://doi.org/10.1159/000093652>.
10. Choy NL, Brauer S, Nitz J. Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. *The journals of gerontology Series A, Biological sciences and medical sciences*. 2003;58(6):525-530. doi: <https://doi.org/10.1093/gerona/58.6.M525>.
11. Isles RC, Choy NL, Steer M, Nitz JC. Normal values of balance tests in women aged 20–80. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2004;52(8):1367-1372. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2004.52370.x>.
12. Schoene D, Wu SM, Mikolaizak AS, et al. Discriminative ability and predictive validity of the timed up and go test in identifying older people who fall: systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2013;61(2):202-208. doi: <https://doi.org/10.1111/jgs.12106>.
13. Hirvensalo M, Lintunen T. Life-course perspective for physical activity and sports participation. *European Review of Aging and Physical Activity*. 2011;8(1):13. doi: <https://doi.org/10.1007/s11556-010-0076-3>.
14. Taraldsen K, Mikolaizak AS, Maier AB, et al. Protocol for the PreventIT feasibility randomised controlled trial of a lifestyle-integrated exercise intervention in young older adults. *BMJ Open*. 2019;9(3):e023526. doi: <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2018-023526>.
15. Gordt K, Mikolaizak AS, Nerz C, et al. German version of the Community Balance and Mobility Scale. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*. 2018. doi: <https://doi.org/10.1007/s00391-018-1374-z>.
16. Weber M, Van Ancum J, Bergquist R, et al. Concurrent validity and reliability of the Community Balance and Mobility scale in young-older adults. *BMC Geriatrics*. 2018;18(1):156. doi: <https://doi.org/10.1186/s12877-018-0845-9>.

17. Coni A, Ancum JMV, Bergquist R, et al. Comparison of Standard Clinical and Instrumented Physical Performance Tests in Discriminating Functional Status of High-Functioning People Aged 61–70 Years Old. *Sensors*. 2019;19(3):449. doi: <https://doi.org/10.3390/s19030449>.
18. Nasreddine ZS, Phillips NA, Bedirian V, et al. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for mild cognitive impairment. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2005;53(4):695-699. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53221.x>.
19. A N. Koordinatives Anforderungsprofil Und Koordinationstraining. In: H. Mechling & A. Neumaier (Hrsg.), Reihe Training der Bewegungskoordination Köln: Sport und Buch Strauss. 1999.
20. Ferrucci L, Bandinelli S, Benvenuti E, et al. Subsystems contributing to the decline in ability to walk: bridging the gap between epidemiology and geriatric practice in the InCHIANTI study. *Journal of the American Geriatrics Society*. 2000;48(12):1618-1625. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2000.tb03873.x>.
21. Podsiadlo D, Richardson S. The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1991;39(2):142-148. doi: <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2000.tb03873.x>.
22. Howe JA, Inness EL, Venturini A, Williams JI, Verrier MC. The Community Balance and Mobility Scale--a balance measure for individuals with traumatic brain injury. *Clinical rehabilitation*. 2006;20(10):885-895. doi: <https://doi.org/10.1177/0269215506072183>.
23. Sasaki JE, John D, Freedson PS. Validation and comparison of ActiGraph activity monitors. *Journal of Science and Medicine in Sport*. 2011;14(5):411-416. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2011.04.003>.

24. Mansoubi M, Pearson N, Clemes SA, et al. Energy expenditure during common sitting and standing tasks: examining the 1.5 MET definition of sedentary behaviour. *BMC Public Health*. 2015;15:516. doi: <https://doi.org/10.1186/s12889-015-1851-x>.
25. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *The New England journal of medicine*. 1988;319(26):1701-1707. doi: <https://doi.org/10.1056/NEJM198812293192604>.
26. Portney LG, Watkins MP. *Foundations of clinical research: applications to practice*. Prentice Hall; 2000.
27. Sun G-W, Shook TL, Kay GL. Inappropriate use of bivariable analysis to screen risk factors for use in multivariable analysis. *Journal of clinical epidemiology*. 1996;49(8):907-916. doi: [https://doi.org/10.1016/0895-4356\(96\)00025-X](https://doi.org/10.1016/0895-4356(96)00025-X).
28. Field A. *Discovering statistics using IBM SPSS statistics*. sage; 2013.
29. Beauchet O, Allali G, Sekhon H, et al. Guidelines for Assessment of Gait and Reference Values for Spatiotemporal Gait Parameters in Older Adults: The Biomathics and Canadian Gait Consortiums Initiative. *Frontiers in human neuroscience*. 2017;11:353. doi: <https://doi.org/10.3389/fnhum.2017.00353>.
30. Spartano NL, Lyass A, Larson MG, et al. Objective physical activity and physical performance in middle-aged and older adults. *Experimental gerontology*. 2019;119:203-211. doi: <https://doi.org/10.1016/j.exger.2019.02.003>.
31. Carlson JA, Sallis JF, Conway TL, et al. Interactions between psychosocial and built environment factors in explaining older adults' physical activity. *Preventive medicine*. 2012;54(1):68-73. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ypmed.2011.10.004>.
32. Patterson I, Pegg S. Marketing the leisure experience to baby boomers and older tourists. *Journal of Hospitality Marketing & Management*. 2009;18(2-3):254-272. doi: <https://doi.org/10.1080/19368620802594136>.

33. Suominen H. Ageing and maximal physical performance. *European Review of Aging and Physical Activity*. 2011;8(1):37-42. doi: <https://doi.org/10.1007/s11556-010-0073-6>.
34. Van Kan GA, Rolland Y, Andrieu S, et al. Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *The journal of nutrition, health & aging*. 2009;13(10):881-889. doi: <https://doi.org/10.1007/s12603-009-0246-z>.
35. Van Ancum JM, van Schooten KS, Jonkman NH, et al. Gait speed assessed by a 4-m walk test is not representative of daily-life gait speed in community-dwelling adults. *Maturitas*. 2019;121:28-34. doi: <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2018.12.008>.
36. Kliegl R, Smith J, Baltes PB. Testing-the-limits, expertise, and memory in adulthood and old age. 1986.
37. Lindenberger U, Baltes PB. Testing-the-limits and experimental simulation: Two methods to explicate the role of learning in development. *Human Development*. 1995;38(6):349-360. doi: <https://doi.org/10.1159/000278341>.

Table 1: Descriptive characteristics of the study participants (n=170)

	Mean/n	Standard Deviation /%	Minimum Score	Maximum Score
Age (years)	66.4	2.4	61	70
Sex (women; n, %)	90	52.9		
Body Mass Index (kg/m ²)	27.3	4.6	17.8	42.8
Montreal Cognitive Assessment (0-31)	27.0	1.9	23	31
Motor Capacity Measures				
Habitual gait speed (m/s)	1.48	0.23	0.70	2.42
Timed Up and Go Test (sec)	8.6	1.5	5.7	16.0
Fast gait speed (m/s)	1.97	0.43	0.79	3.25
Community Balance & Mobility Scale (0-96 points)	64.9	12.5	17	90
Mobility Performance Measures				
% of sedentary time	46.0	6.5	23.8	66.1
% of light active time	16.1	4.5	4.1	27.2
% of at least moderate active time	5.7	2.6	0.5	12.5
Falls				
Faller (n, %)	27	15.9		

Table 2: Correlations between motor capacity measures, mobility performance measures and falls (Spearman correlation coefficients; * $p < 0.05$; bold: strongest correlation for each mobility performance measure and falls)

	Motor Capacity Measures			
	Basic		Challenging	
	Gait Capacity	Mobility Capacity	Gait Capacity	Mobility Capacity
	r	r	r	r
Mobility Performance Measures				
% of sedentary time	-0.10	0.12	-0.10	-0.17*
% of light active time	0.10	-0.14	0.15*	0.19*
% of at least moderately active time	0.22*	-0.14	0.31*	0.22*
Falls				
Faller	-0.14	0.06	-0.26*	-0.16*

Table 3: Multiple stepwise regression of the motor capacity measures on mobility performance and falls (adjusted for age, gender and body mass index)

% of sedentary time	ΔR^2	B	SE _B	β	t	p
(constant)		32.83	14.49		2.27	.025
age		.13	.20	.05	.67	.507
gender		-2.44	.97	-.19	-2.50	.013
BMI		.30	.11	.21	2.78	.006
<i>total R² = .074 (N = 170; p < .001)</i>						
% of light active time	ΔR^2	B	SE _B	β	t	p
(constant)		26.80	9.45		2.84	.005
age		-.14	.13	-.08	-1.09	.278
gender		2.59	.64	.29	4.05	<.001
BMI		-.32	.07	-.33	-4.65	<.001
fast gait speed	.025	.02	.01	.17	2.35	.020
<i>total R² = .225 (N = 170; p < .001)</i>						
% of at least moderately active time	ΔR^2	B	SE _B	β	t	p
(constant)		7.35	5.50		1.34	.183
age		-.05	.08	-.05	-.69	.489
gender		1.22	.37	.24	3.27	.001
BMI		-.14	.04	-.24	-3.37	.001
fast gait speed	.086	.02	.00	.31	4.27	<.001
<i>total R² = .202 (N = 170; p < .001)</i>						
Faller / Non-Faller	ΔR^2	B	SE _B	OR	95% CI	p
age		-.05	.09	.96	.80; 1.14	.607
gender		.53	.48	1.71	.66; 4.39	.268
BMI		-.03	.05	.97	.88; 1.07	.503
fast gait speed	0.080	-.02	.01	.98	.97; 1.00	.006
<i>total R² = .123 (N = 170; p < .001)</i>						

Table 4: Area under the curve (AUC) for all motor capacity measures

	Motor Capacity Measures			
	Basic		Challenging	
	Gait Capacity	Mobility Capacity	Gait Capacity	Mobility Capacity
	AUC (95% CI)	AUC (95% CI)	AUC (95% CI)	AUC (95% CI)
Mobility Performance Measures				
% of sedentary time	0.58 (0.50; 0.67)	0.42 (0.33; 0.50)	0.59 (0.51; 0.68)	0.57 (0.48; 0.65)
% of light active time	0.56 (0.47; 0.64)	0.43 (0.34; 0.51)	0.60 (0.51; 0.68)	0.60 (0.51; 0.68)
% of at least moderately active time	0.61 (0.53; 0.70)	0.39 (0.30; 0.47)	0.66 (0.58; 0.74)	0.62 (0.54; 0.70)
Falls				
Faller / Non-Faller	0.61 (0.50; 0.73)	0.46 (0.34; 0.57)	0.70 (0.60; 0.80)	0.63 (0.51; 0.74)

Figure 1: Receiver operating curves for the discriminative ability of the motor capacity measures

