



Wendekreis

Zeitschrift für angewandte Sportwissenschaft

Ausgabe I / Jahrgang I / Juni 2017

Bewegung im Seniorenalter

Der Step-Slip-Step Test zur Unterscheidung von gestürzten und nicht gestürzten selbstständig lebenden Senioren

Bewegung im Kindesalter

Sensomotorische Entwicklung im Kindesalter und die Bedeutung für das schulische Lernen und das Leben

Bewegung mit besonderen Zielgruppen

Sturzrisikobestimmung bei stark sehbeeinträchtigten und erblindeten Personen durch motorische Tests

Leistungssport

Einfluss einer Kreatin-Supplementierung auf die Maximalkraftsteigerung und die Körperzusammensetzung

Vernetzung

Sportbachelor – Die Plattform für (angehende) Sportwissenschaftler/innen



Inhalt

Bewegung im Seniorenalter

Der Step-Slip-Step Test zur Unterscheidung von gestürzten und nicht gestürzten selbständig lebenden Senioren.....	4
---	---

Bewegung im Kindesalter

Sensomotorische Entwicklung im Kindesalter und die Bedeutung für das schulische Lernen und das Leben.....	14
---	----

Bewegung mit besonderen Zielgruppen

Sturzrisikobestimmung bei stark sehbeeinträchtigten und erblindeten Personen durch motorische Tests.....	19
--	----

Leistungssport

Einfluss einer Kreatin-Supplementierung auf die Maximalkraftsteigerung und die Körperzusammensetzung.....	27
---	----

Vernetzung

Sportbachelor – Die Plattform für (angehende) Sportwissenschaftler/innen.....	34
---	----

Die Zeitschrift „Wendekreisel – Zeitschrift für angewandte Sportwissenschaft“ versucht eine Lücke in der Medienlandschaft zu füllen. Die Zeitschrift gibt Sportwissenschaftlern und Therapeuten die Möglichkeit, ihre Erkenntnisse aus Studien und Trainingspraxis zu veröffentlichen und einem gezielten Publikum zukommen zu lassen. Es werden sowohl Originalarbeiten (Studien) als auch Praxisartikel veröffentlicht.

Das Logo und der Name der Zeitschrift ist zugleich das Logo des Instituts für sportwissenschaftliche Beratung – Mag. Jansenberger. Es stellt den Wendekreisel dar: Ein Kreisel, der sowohl stabil in Ruhe als auch stabil in Bewegung ist. Er steht für das Bestreben, durch koordinatives und konditionelles Training in Stand, Gang und Lauf stabil zu bleiben. Dabei wird das kontinuierliche Gleichgewicht im Stand (auf der Unterseite ruhend) durch eine kurze Instabilitätsphase, die für das wichtige reaktive Gleichgewicht steht, unterbrochen. Der Kreisel stabilisiert sich – auf den Kopf gestellt – wieder in ein kontinuierliches (dynamisches) Gleichgewicht. Diese Phase der Kreiselbewegung steht für die Stabilität in der Fortbewegung. Das Symbol ist anwendbar auf die menschliche Fortbewegung, auf Lage- und Richtungswechsel und auf die Start-Stopp-Problematik in Alltag und Sport.



Die Berufsgruppe, die besonders durch Bewegungsanalysen und Umsetzung der Erkenntnisse in der Trainingspraxis gefordert ist, sind Sportwissenschaftler im präventiven und Physiotherapeuten im medizinisch-therapeutischen Bereich.

Sportwissenschaftler leisten einen erheblichen Beitrag, um die Bevölkerung in präventiven Gesundheitsfragen zu beraten und zu betreuen. Neben der praktischen Tätigkeit im Berufsalltag haben Sportwissenschaftler durch ihre umfassende universitäre Ausbildung auch die Kompetenzen erworben, neue Ideen (Trainingsprogramme, Trainingsprodukte und Analysemethoden) umzusetzen und in ihrer praktischen Arbeit auch wissenschaftlich zu überprüfen. Da viele Sportwissenschaftler selbstständig arbeiten, soll dieses Medium dazu dienen, diese wie auch Therapeuten und Trainer zusätzlich zum universitären Betrieb zu vernetzen und Raum für die Veröffentlichung fachspezifischer Artikel zu geben. Angesprochen werden von den Artikeln sollen Trainer, Sportwissenschaftler und Therapeuten, die aktuelle bewegungs- und trainingswissenschaftliche Informationen interessieren.

Aufgrund der vielfältigen Zielgruppen werden in der Zeitschrift unterschiedliche Themengebiete abgedeckt. Neben Originalarbeiten, die immer mit einem „Konsequenz für die Praxis“-Teil erarbeitet werden, sind auch trainingspraktische Artikel zu finden. Ich wünsche Ihnen viel Freude bei der Lektüre.

Freundliche Grüße
Mag. Harald Jansenberger
(Herausgeber)

PS: Wir haben uns aus Gründen der Leserfreundlichkeit für die Schreibweise mit männlichen Bezeichnungen entschieden, weisen jedoch explizit darauf hin, dass die hier gewählte Schreibweise gedanklich natürlich auch alle Frauen und alle weiblichen Bezeichnungen umfasst.

Der Step-Slip-Step Test zur Unterscheidung von gestürzten und nicht gestürzten selbständig lebenden Senioren

Zusammenfassung

Hintergrund: Das Ausrutschen ist die häufigste Sturzursache im Freien. Vor allem selbstständig lebende Senioren kommen häufig im Freien zu Sturz. Die Sturzrisikobestimmung sollte anforderungs- beziehungsweise ursachenorientiert ablaufen.

Ziel: Die Studie zielt darauf ab, das Sturzrisiko allgemein durch die Simulation des Ausrutschens zu bestimmen. Da bislang ein Assessment zur Bestimmung der Sturzgefährdung durch Ausrutschen sowie ein Assessment für das reaktive Gleichgewicht fehlen, wird versucht, mit dieser Studie die Lücke zu schließen.

Methodik: Die Studie wurde mit 163 Personen (121 Frauen und 42 Männer) mit einem Durchschnittsalter von 75,8 Jahren durchgeführt. Die teilnehmenden Personen wurden im Rahmen einer routinemäßig durchgeführten Sturzrisikobestimmung auch mit diesem Test abgeklärt. Alle in die Studie eingeschlossenen Personen waren zum Zeitpunkt der Tests selbstständig lebend. Die Unterteilung in gestürzte und nicht gestürzte Personen erfolgte anhand mündlicher Befragung (Einzelinterviews) über Sturzereignisse in den letzten 12 Monaten. Die Personen wurden in der Testdurchführung des Tests vorab instruiert. Als Messgeräte kamen das „T.F.T. System“ von „Pedalo©“ und Beschleunigungssensoren der „GC Data concepts“ zum Einsatz.

Ergebnisse: Bei den untersuchten Variablen konnten Cut-off-Werte bestimmt werden. Es wurden die Beschleunigungsdaten des rollenden Brettes pro Bein ausgewertet. Dabei wies die negative Beschleunigung (Ausrutschen vorwärts) des Brettes die höchste Unterscheidungsgenauigkeit zwischen gestürzten und nicht gestürzten Personen auf. Der Cut-off wurde bei 0,76 g bestimmt (Sens.: 86,6 %, Spez.: 93,7 %) und weist eine sehr gute Identifizierung von sturzgefährdeten Personen auf.

Schlussfolgerung: Die Studie beschreibt erstmalig einen mobil einsetzbaren Test zur Sturzrisikobestimmung durch Ausrutschen. Der Test weist eine sehr gute Differenzierung zwischen sturzgefährdeten Personen und nicht sturzgefährdeten Personen auf. Aus diesem Grund wird der „Step-Slip-Step“-Test in der Sturzrisikobestimmung sehr empfohlen und dient als wichtige Ergänzung zur Erhebung der anderen Teilgebiete des Gleichgewichts und der Beinkraft.

Schlüsselwörter: Ausrutschen, Sturzrisikobestimmung, selbstständig lebende Senioren, Sturzprävention

Zum Autor

Mag. Harald Jansenberger ist selbständiger Sportwissenschaftler, Lehrbeauftragter für Sturzprävention in A, D, CH, mehrfacher Buchautor und Entwickler des T.F.T. Systems. Er betreibt das Institut für sportwissenschaftliche Beratung – Mag. Harald Jansenberger mit dem Schwerpunkt der Sturzprävention in Linz



Stürze betreffen Menschen in allen Alterskategorien. Vor allem ab dem 65. Lebensjahr beginnt das Sturzrisiko zu steigen. Aus diesem Grund ist ein gezieltes Assessment mittels motorischer Tests über Stärken und Schwächen der relevanten Teilleistungen des Gleichgewichts (kontinuierlich, proaktiv und reaktiv) notwendig, um das Sturzrisiko zu bestimmen. Mühlbauer et al. (2012) fanden heraus, dass die Teilbereiche des Gleichgewichts nicht miteinander korrelieren und somit Tests gewählt werden müssen, die unterschiedliche Teilbereiche abdecken. Zusätzlich ist aufgrund des hohen Krafterückgangs auch eine Erhebung der Kraft notwendig (vgl. Granacher et al., 2010, vgl. Jansenberger et al., 2014). Es werden dazu Testbatterien empfohlen, die funktionelle Tests aus den unterschiedlichen Teilbereichen (vgl. Granacher et al., 2013, vgl. Jansenberger, 2011, vgl. Jansenberger et al., 2016) verwenden. Für das kontinuierliche Gleichgewicht im Stand können der „Mod. Static Balance/mod. Rombergtest“ (vgl. Jansenberger, 2016) und in der Fortbewegung der „8m Gehtest“ (vgl. Bohannon et al., 1997) oder der „Modifizierte Alternate Step“-Test (vgl. Jansenberger, 2016) eingesetzt werden. Für das proaktive Gleichgewicht im Stand wird der „Functional Reach“-Test (vgl. Duncan et al., 1990) und in der Bewegung der „Mod. Maximum Step“-Test (vgl. Medell et al., 2000; Jansenberger, 2016) empfohlen. Einzig für das reaktive Gleichgewicht findet sich bislang kein zufriedenstellender Test (z. B. ist der „Push and release“-Test [vgl. Jacobs et al., 2006] nur für Personen mit Parkinson untersucht), der weitestgehend ohne aufwendige Hilfsmittel durchgeführt wird.

Da das Ausrutschen ein hohes Maß an Reaktion und Schnelligkeit erfordert, ist es sinnvoll, diese Fähigkeiten möglichst situationsnah zu überprüfen. Das Ausrutschen ist eine sehr häufige Sturzursache (vgl. Lord et al., 1993) und eine mögliche Gefährdung diesbezüglich sollte getestet werden. Man muss dazu das Auftreten der Sturzursachen differenzieren: Bhatt et al. (2009) bezeichnen das Ausrutschen mit 40 % als eine sehr häufige Ursache für Stürze im Freien und geben an, dass eine einmalige Simulation des Ausrutschens mit unterstützenden Übungen das Ausrutschen messbar vorbeugt. Durch die Simulation des Ausrutschens scheint es sogar möglich, Senioren über einen längeren Zeitraum (6 Monate) gegen bedrohliche Sturzsituationen zu „impfen“ (vgl. Bhatt et al., 2012, Pai et al., 2014).

Im Innenbereich kann man sich auf sehr zuverlässige Daten von Langzeitpflegeeinrichtungen verlassen: Durch Videobeobachtung in Seniorenheimen konnten erstmals die Sturzursachen genau beobachtet werden (vgl. Robinovitch et al., 2013). Dabei zeigten sich als häufigste Gründe: unkorrekte Gewichtsverlagerung 41 %, Stolpern 21 %, Schlag/Stoß 11 %, Verlust von Unterstützung 11 %, Kollaps 11 %, Ausrutschen nur 3 %. Diese und andere Untersuchungen bestätigen das Stolpern als eine

der häufigsten Sturzursachen im Innen- und das Ausrutschen als die häufigste Sturzursache im Außenbereich. Selbstständig lebende Senioren stürzen zumindest zu 50 % im Freien (vgl. Kelsey et al., 2010). Während die Neigung zum Stolpern sehr gut mit dem „Step over“-Test (vgl. Sakurai et al., 2013) als Erhebung des proaktiven dynamischen Gleichgewichts erhoben werden kann, so fehlt ein Test/Screening, bei dem die Neigung zum Ausrutschen bestimmt werden kann.

Das Ausrutschen konnte bislang nur sehr aufwendig nachgestellt werden, sodass ohne Aufhängungen und Sicherheitsgurte von Ausrutschsimulationen abgesehen werden musste. Nichtsdestotrotz wird diese Vorgehensweise im Training als sehr sinnvoll erachtet, um einem Ausrutschen vorzubeugen (vgl. Bhatt et al., 2009). Sichere Gewichtsverlagerung und kontrollierter Fußauftritt schützen ebenso wie kräftige Muskulatur der Hüftstrecker (M. gluteus maximus und Mm. Ischiocrurales [vgl. Kim et al., 2010]) vor dem Ausrutschen. Fehlerhafte und mangelnde Gewichtsverlagerung (messbar durch Reduzierung der Hüfthöhe) sind eher für eine erhöhte Sturzwahrscheinlichkeit durch Ausrutschen verantwortlich als Instabilität. (vgl. Pai et al., 2007)

Aufgrund der eindeutigen Empfehlung hinsichtlich der Notwendigkeit der Simulation von Ausrutschsituationen und der Kräftigung der Hüftstrecker ist es notwendig, diesem in der Sturzprävention gerecht zu werden. Die Studie zielte darauf ab, eine einfache und mobile Ausrutschsimulation zu etablieren, die zugleich auch als Test zur Sturzrisikobestimmung genutzt werden kann.

Material und Methodik

Zum Test wurde das „T.F.T. System“, erarbeitet vom „Institut für sportwissenschaftliche Beratung – Mag. Harald Jansenberger“ und der Firma „pedalo©“, eingesetzt, das für ein Sturzpräventionsprojekt der Oberösterreichischen Gebietskrankenkasse entwickelt wurde (vgl. Jansenberger et al., 2016). Zur Messung der Beschleunigungsdaten wurden Beschleunigungsmesser der Firma „GCD Concepts“ eingesetzt. Die Daten wurden mit der Software „Jansensor“ aufgezeichnet (10 ms Messintervall). Die Stichprobe (N = 163) bestand aus 121 Frauen und 42 Männern. Sie wiesen ein mittleres Alter von 75,8 Jahren auf. Alle Probanden nahmen an einer routinemäßigen Sturzrisikotestung teil. Bei dieser kam der Sturzrisiko-Index (vgl. Jansenberger, Wetzelhütter, 2016) zum Einsatz. Zusätzlich absolvierten die Probanden den hier beschriebenen „Step-Slip-Step (SSS)“-Test. Die Probanden waren zum Zeitpunkt der Messung alle frei von akuten schmerzhaften Erkrankungen und selbstständig lebend.

Testbeschreibung

Der Proband stellt sich mit einem Fuß auf das ihm nähere blaue Kissen. Dann stellt er den zweiten Fuß mittig auf das rollende Brett. Vor Start des Testdurchgangs dürfen pro Bein zwei Schritte geübt werden. Der Proband soll über einen Zeitraum von 30 Sekunden möglichst viele (Doppel-)Schritte bei möglichst ruhigem Standbein durchführen. Das Standbein ruht auf einem Brett, das auf zwei Rundhölzern liegt. Vor jedem Schritt ist das Brett in die Mitte zu bewegen, um das Blockieren des Bretts durch den Bewegungsbegrenzer (oranges Band – siehe Abbildung 1) zu vermeiden. Damit ein Schritt gewertet wird, darf der Proband weder die Hände an der Haltemöglichkeit haben noch das Brett in den Bewegungsbegrenzer bringen. Die Bewegungsbegrenzung erfolgt über eine Schnur, die das komplette Ausrutschen (Wegrollen des Brettes) verhindert. Es wird jeweils ein Versuch pro Bein aufgezeichnet. Ein zu zählender Schritt ist ein fehlerfreies Nachvornesetzen und das fehlerfreie Zurückkehren in die Ausgangsstellung.

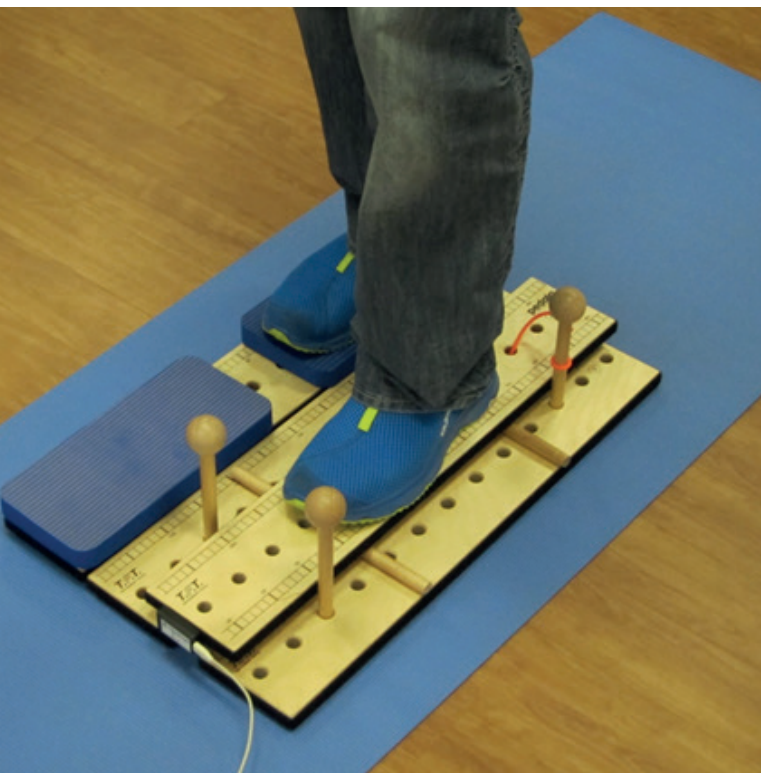


Abbildung 1: der „Step-Slip-Step (SSS)“-Test bzw. die Simulation des Ausrutschens (linkes Standbein auf dem rollenden Brett)

Statistik

Die Daten wurden in zwei Gruppen unterteilt. Die Gruppen wurden als „Stürzer“ und „Nicht-Stürzer“ bezeichnet. Dabei ist ein „Stürzer“ eine Person, die innerhalb der letzten zwölf Monate gestürzt ist, während ein „Nicht-Stürzer“ eine negative Sturzbiografie in den letzten zwölf Monaten aufweist.

Es wurden die Maximalwerte jeweils des linken und des rechten Beins zur Auswertung herangezogen. Dabei wurde in maximal negative Beschleunigung (Ausrutschen des Standbeins vorwärts) und maximal positive Beschleunigung (Ausrutschen des Standbeins rückwärts) unterschieden. Es wurden die positiven Maxima und die negativen Maxima pro Bein gemittelt. Außerdem wurde sowohl über positive und negative maximale Beschleunigungen gemittelt. Zusätzlich wurden das jeweilige positive und das negative Maximum zur Auswertung herangezogen.

Mittels eines t-Tests für unabhängige Stichproben wurden die Maximalwerte hinsichtlich ihres Unterschieds nach gebildeten Gruppen zueinander analysiert. Es zeigten sich in jedem der untersuchten Parameter signifikante Unterschiede.

Um die Trennwerte zur Bestimmung einer gestürzten bzw. sturzgefährdeten Person zu ermitteln, wurde eine ROC-Kurve mit den beiden Gruppen gebildet und ein Trennwert der Beschleunigung in g für die einzelnen untersuchten Werte errechnet. Dabei zeigte die maximale negative Beschleunigung (Ausrutschen vorwärts) die höchste Sensitivität und die höchste Spezifität (siehe Tabelle 1).

Ergebnisse

Die 163 Personen setzten sich gleichermaßen aus zwei Gruppen zusammen: Gruppe 1 waren Personen über 65 Jahre mit einer positiven Sturzbiografie (mindestens ein Sturz im letzten Jahr) (N = 80) und Gruppe 2 waren Personen über 65 Jahre ohne ein Sturzereignis im letzten Jahr (N = 83). Alle Personen waren zum Zeitpunkt der Messung selbstständig lebend und ohne schmerzhafte Einschränkungen in der unteren Extremität oder im Rumpf.

Die Beschleunigungsdaten wurden nach den unterschiedlichen Variablen untersucht. Es zeigten sich die höchsten Werte für Sensitivität und Spezifität bei der maximalen negativen Beschleunigung (siehe Tabelle 1) (Ausrutschen vorwärts). Die einzelnen untersuchten Variablen sind in Tabelle 1 zu finden:

	Cut-off	Sens.	Spez.
MW_pos.	514 (0,5g)	69,4	67,3
MW_neg.	-624 (0,61g)	80,8	79,6
Max_pos.	640 (0,63g)	76,5	74,1
Max_neg.	-776 (0,76g)	86,6	93,7

Tabelle 1: Ausgewertete Variablen mit ermitteltem Cut-off (MW_pos. ... Mittelwert der Maxima beider Beine, MW_neg. ... Mittelwert der maximalen negativen Beschleunigung beider Beine, Max_pos. ... gemessenes Maximum, Max_neg. ... gemessene maximale negative Beschleunigung)

Die gemessenen Maximalwerte der Beschleunigung beider Standbeine sind in Abbildung 2 dargestellt. Es sind deutlich die erhöhten maximalen Beschleunigungen bei Personen mit positiver Sturzbiografie zu erkennen, während Personen ohne Sturzbiografie deutlich geringere Werte erzielen. Die positiven Beschleunigungswerte stellen das Ausrutschen nach hinten dar (blaue Farbe), während die negativen Beschleunigungswerte das Ausrutschen nach vorne (rote Farbe) zeigen.

Beschleunigungswerte

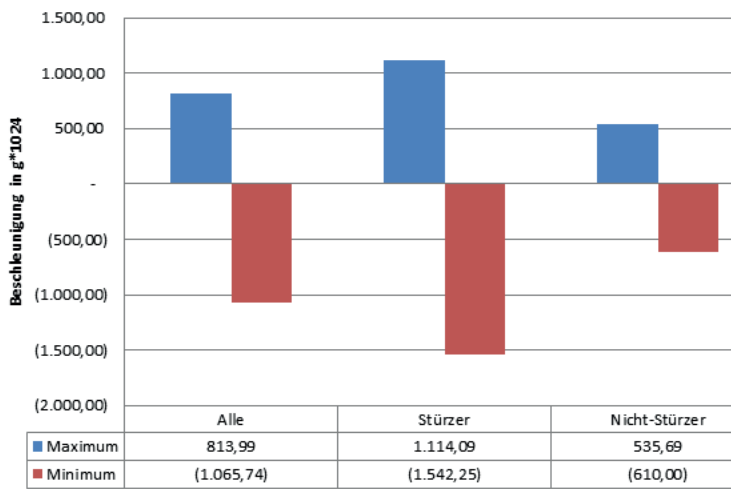
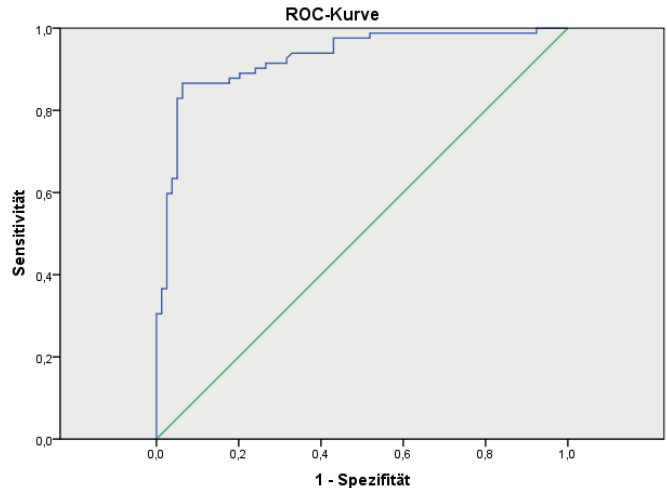


Abbildung 2: Mittlere Beschleunigung in mg beim Ausrutschen rückwärts (positive Beschleunigung) und vorwärts (negative Beschleunigung)

Zur Erhebung der Cut-off-Werte wurden eine ROC-Kurve und mittels der AUC (Area under the curve) die Trennwerte bestimmt (siehe Abbildung 3).



Diagonale Segmente ergeben sich aus Bindungen.

Abbildung 3: ROC-Kurve der Variablen MAX_neg. (maximale negative Beschleunigung)

Zusätzlich zu den erhobenen Beschleunigungsdaten wurden sowohl die korrekt ausgeführten Schritte als auch die Zahl der fehlerhaften Schritte erhoben. Dabei war zwar eine höhere korrekte Schrittzahl bei Personen ohne Sturzvorgeschichte zu messen, allerdings waren die Daten sehr inkonsistent, sodass kein sinnvoller Trennwert bestimmt werden konnte.

Bei der Zahl der korrekten Schritte zeigt sich deshalb eine höhere Varianz, da auch andere Strategien möglich sind. Die Person muss sich selbst einschätzen, ob sie wenige langsame Schritte macht oder möglichst viele Schritte versucht und dabei aufgrund der höheren Geschwindigkeit mehr Fehler provoziert.

Ein weiterer Teil der Auswertung war die Erhebung möglicher Korrelationen zu anderen motorischen Tests, die in der Sturzrisikobestimmung zum Einsatz kommen. Der „Step-Slip-Step“-Test wurde bei Personen durchgeführt, die auch den Sturzrisiko-Index (vgl. Jansenberger et al., 2016) durchgeführt hatten. Zusätzlich wurde auch der „Step over“-Test durchgeführt (vgl. Sakurai et al., 2013). Dabei zeigte sich neben einer deutlich höheren Trennschärfe als bei allen anderen Einzeltests keine nennenswerte Korrelation zu anderen Tests und ihren zuordenbaren Teilbereichen. Die einzige Korrelation der Beschleunigungsdaten des „SSS“-Tests ergab sich mit der prozentuellen Unterschätzung beim „Step over“-Test (SOT). Jedoch wurde der „Step over“-Test nur bei 22 Personen durchgeführt. Somit ist diese Korrelation mit Vorsicht zu interpretieren. Es war eine geringe Korrelation zum „Functional Reach“-Test (FR) zu verzeichnen. Alle anderen durchgeführten Tests (Kraftstoß beim fünfmaligen „Aufstehetest“ [FKG], „Statischer Balance“-Test [STAT], „Alternate Step“-Test [AST] und „Maximum Step Length“-Test [MSL]) wiesen keine Korrelation zum „SSS“-Test auf. Siehe dazu auch Tabelle 2.

Korrelationen

		SSS_mi n	FKG	STAT	FR	AST	MSL	SOT_PRO Z
SSS_min	Korrelation nach Pearson	1	,167	,077	,251**	-,166	,165	,554**
	Signifikanz (2-seitig)		,081	,422	,009	,084	,085	,008
	N	163	110	111	108	109	110	22
FKG	Korrelation nach Pearson	,167	1	,246**	,458**	-,357**	,442**	,135
	Signifikanz (2-seitig)	,081		,009	,000	,000	,000	,539
	N	110	112	112	109	110	112	23
STAT	Korrelation nach Pearson	,077	,246**	1	,231*	-,248**	,261**	,615**
	Signifikanz (2-seitig)	,422	,009		,015	,009	,005	,002
	N	111	112	113	110	111	112	23
FR	Korrelation nach Pearson	,251**	,458**	,231*	1	-,480**	,602**	,206
	Signifikanz (2-seitig)	,009	,000	,015		,000	,000	,358
	N	108	109	110	110	110	109	22
AST	Korrelation nach Pearson	-,166	-,357**	-,248**	-,480**	1	-,594**	-,317
	Signifikanz (2-seitig)	,084	,000	,009	,000		,000	,150
	N	109	110	111	110	111	110	22
MSL	Korrelation nach Pearson	,165	,442**	,261**	,602**	-,594**	1	,050
	Signifikanz (2-seitig)	,085	,000	,005	,000	,000		,821
	N	110	112	112	109	110	112	23
SOT_PRO Z	Korrelation nach Pearson	,554**	,135	,615**	,206	-,317	,050	1
	Signifikanz (2-seitig)	,008	,539	,002	,358	,150	,821	
	N	22	23	23	22	22	23	23

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

* . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 2: Korrelationen der motorischen Tests zueinander (SSS_min. ... maximale negative Beschleunigung, FKG ... Kraftstoß/KG beim „5 chair rise“-Test, STAT ... „Statischer Balance“-Test, FR ... „Functional Reach“-Test, AST ... „Alternate Step“-Test, MSL ... „Maximum Step Length“-Test, SOT_PROZ ... prozentueller Unterschied beim „Step over“-Test

Diskussion

Der „Step-Slip-Step“-Test zeigt neben hohen Werten in Sensitivität und Spezifität auch keine Korrelation zu bestehenden motorischen Tests, die in der Sturzprävention verbreitet sind. Eine ähnlich hohe Sensitivität und Spezifität findet sich nur in wenigen Studien. In Tabelle 3 sind einige Ergebnisse dazu aufgelistet. Die gemessenen Parameter der Beschleunigungswerte des „Step-Slip-Step“-Tests sind einzeln für sich genommen geeignet, zwischen Stürzern und Nicht-Stürzern zu unterscheiden. Es zeigt

die maximale negative Beschleunigung die höchste Genauigkeit, was einem Weggrutschen des Beines nach vorne entspricht. Das lässt sich mit der eingangs erwähnten Schwäche der Hüftstrecker (vgl. Kim et al., 2010) und der verringerten Fähigkeit der Gewichtsverlagerung beziehungsweise mit der verringerten Fähigkeit der Kraftstoßkontrolle begründen. Setzt man altersbedingte Veränderungen des Gangbilds unter unterschiedlichen Bedingungen (vgl. Deuschl et al., 2006; Bloem et al., 2000; MacAulay et al., 2015; Toulotte et al., 2006) mit

Test (Quelle: Studie mit Sens./Spez.-Prüfung)	Cut-off	Sensitivität	Spezifität
Motorische Einzeltests			
„5 chair rise“-Test (vgl. Jansenberger et al., 2014)	13,3 s	64 %	85 %
	84,6 cm/s	88 %	88 %
	13,2 N/kg	76 %	91 %
„Four square step“-Test (vgl. Dite et al., 2002) (vgl. Whitney et al., 2007)	> 15 s	85 %	89 %
	> 12 s	80 %	92 %
Gehgeschwindigkeit (vgl. Harada et al., 1995)	34 m/min	80 %	89 %
„Timed up and go“-Test (vgl. Shumway-Cook et al., 2000)	≥ 13,5 s	87 %	100 %
	≥ 14,5 s kognitive T.	87 %	93 %
	≥ 15 s manuelle T.	80 %	93 %

Tabelle 3: ausgewählte motorische Tests zur Sturzrisikobestimmung mit besonders hoher Trennschärfe (Sensitivität und Spezifität)

der Strategie auf Glatteis in Verbindung, ist zu erkennen, dass Sturzgefährdete dazu neigen, ihre Hüften vermehrt zu beugen, um scheinbar sicherer zu gehen und um den Boden besser wahrzunehmen. Zusätzlich wird die Einbeinstandphase zulasten einer korrekten Gewichtsverlagerung drastisch reduziert und es kommt zu einer extrem verlängerten Doppelstandphase. Auch aktive Sturzgefährdete kommen in dieser Situation in das Gangbild des sogenannten protektiven oder senilen Gangs (vgl. Deutschl et al., 2006). Auf Glatteis ist diese Strategie allerdings problematisch, da durch das Vorneigen des Oberkörpers die Vorspannung der Hüftstrecker reduziert und so ein Ausrutschen des Standbeines nach vorne ausgelöst wird. Die Bedeutung der Strategie in diesem funktionellen Test kann als Nähe zum proaktiven Gleichgewicht gedeutet werden, allerdings sind die Korrelationen zu Tests des proaktiven Gleichgewichts (FR, MSL und SOT) nicht oder nur gering vorhanden.

Die Reaktion des Standbeines auf die falsche Strategie wird mit den Beschleunigungsdaten veranschaulicht (siehe Abbildung 4). Die Beschleunigungsdaten einer nicht gestürzten Person zeigen im niederen Beschleunigungsbereich mehr Ausschläge, die auf mehrere Schritte und einen schnelleren Stopp des beginnenden Ausrutschens zurückzuführen sind (siehe Abbildung 5), während die gestürzte Person in Abbildung 4 nur wenige Schritte durchgeführt hat und durch die lange Vorbereitungszeit auf einen Schritt (Doppelstandphase) lange Phasen der scheinbaren Stabilität erzielt. Aufgrund der mangelnden

Korrelationen scheint der „Step-Slip-Step“-Test eine eigenständige Komponente abzudecken, die dazu geeignet ist, das reaktive Gleichgewicht zu bestimmen. Da die Erhebung des reaktiven Gleichgewichts bislang mit Ausnahme des „Push and release“-Tests ohne großen Materialaufwand und vor allem mobil nicht erhebbar war, schließt hier der „Step-Slip-Step“-Test eine Lücke.

Schlussfolgerung

Zur Unterscheidung zwischen gestürzten und nicht gestürzten Personen zeigen sich für

das reaktive Gleichgewicht Erfolg versprechende Ergebnisse in der Einschätzung des Sturzrisikos. Während die Schrittzahl (korrekte Schritte und Fehler) dem proaktiven Gleichgewicht zugeordnet werden kann, sind die Daten des Beschleunigungssensors dem reaktiven Gleichgewicht zuzuordnen. Je früher das Brett wieder ruhig gehalten werden kann, umso besser ist das reaktive Gleichgewicht einzuschätzen. Die Ergebnisse des „Step-Slip-Step“-Tests belegen die hohe Unterscheidungsgenauigkeit der Beschleunigungsdaten zur Unterscheidung zwischen gestürzten und nicht gestürzten Personen. Dabei ist vor allem die maximale Beschleunigung, die beim Ausrutschen des Standbeines nach vorne auftritt, dazu

Beschleunigungsdaten einer gestürzten Person

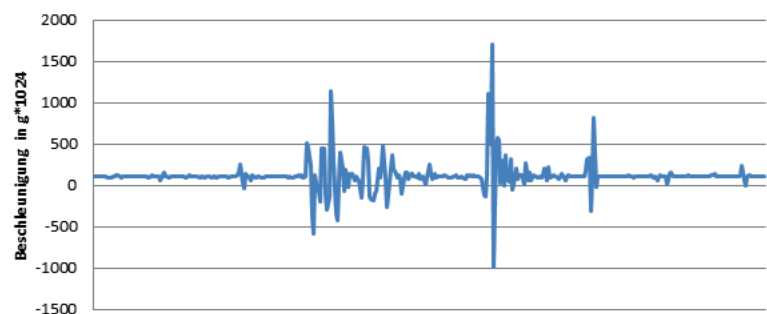


Abbildung 4: Beschleunigungsdaten einer gestürzten Person (Drei Schritte, zwei Fehler)

geeignet, das Sturzrisiko sehr gut zu bestimmen. Der „Step-Slip-Step“-Test wird für das Sturzrisikoassessment

als Test für selbstständige Senioren empfohlen, vor allem für Personen, die im Freien auch über das notwendige Alltagsmaß hinaus aktiv sind. Anforderungsorientiert ist

Beschleunigungsdaten einer nicht gestürzten Person

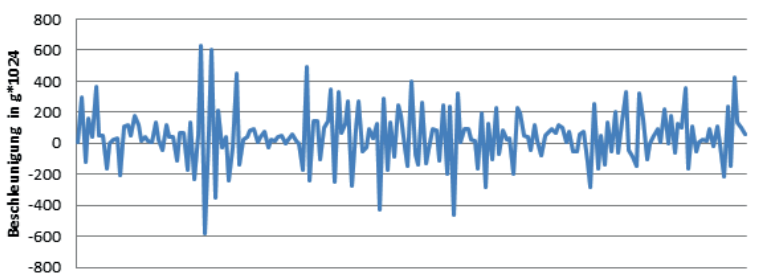


Abbildung 5: Beschleunigungsdaten einer nicht gestürzten Person (Sechs Schritte keine Fehlversuche)

eine Kombination mit dem Sturzrisiko-Index (vgl. Jansenberger et al., 2016), vor allem mit dem modifizierten fünfmaligen Aufstehetest (vgl. Jansenberger et al., 2014) und dem „Step over“-Test (vgl. Sakurai et al., 2013), zu empfehlen.

Die Daten sind als Grundlage zur Abschätzung der Ge-

fährdung hinsichtlich des Risikos auszurutschen bzw. als Basisdaten für das Training über computergestütztes Feedback im Training zu verstehen. Besonders mit Senioren sollte Gleichgewichtstraining wenn möglich mit Feedbackmethoden kombiniert werden. Das Training mit Biofeedback verbessert die Gleichgewichtsfähigkeit und führt zu einer geringeren Sturzinzidenz (vgl. Hatzi-taki, 2009; vgl. Sihvonen, 2004). Dabei können computergestützte Programme helfen (vgl. Kang et al., 2013). Das Training wird zusätzlich als sehr motivierend erlebt. Die Beschleunigungsdaten können nun als Rückmeldung beim Üben der testähnlichen Ausrutschsimulation eingesetzt werden.

Quintessenz

Der „Step-Slip-Step“-Test ist geeignet, präzise zwischen gestürzten und nicht gestürzten Personen zu unterscheiden. Dabei schließt der Test eine Lücke in der Erhebung des Sturzrisikos als Assessment für das reaktive Gleichgewicht. Neben der anforderungsorientierten Sturzrisikobestimmung kann die Ausrutschsimulation auch als Trainingsinstrument eingesetzt und die unmittelbar visualisierten Beschleunigungsdaten können als Feedback im Training verwendet werden.

pedalo®

**MEHR BEWEGUNG
MEHR KOORDINATION
MEHR KÖRPERWAHRNEHMUNG**

Gesundheitsorientiertes Training soll neben Ausdauer und Kraft auch die Koordination bedienen. Das Pedalo-T.F.T. (Test-Feedback-Training System) ist als Testgerät zur Bestimmung des Sturzrisikos und des Fitnesszustands, jeweils anhand einer Testbatterie erdacht.

- ▶ Testbatterie zur Sturzrisikobestimmung
- ▶ Ermittlung des Fitnesszustandes
- ▶ Feedback zur Übungsausführung
- ▶ Inkl. Anleitung und Auswertungsdatei

pedalo®
... by Holz-Hoerz www.pedalo.de

Holz-Hoerz GmbH
Dottinger Str. 71
72525 Münsingen
Tel. +49 (0) 73 81-93 57 0
Fax +49 (0) 73 81-93 57 40
info@pedalo.de



Pedalo® T.F.T.
Test.Feedback.Training

150 06000

Literaturverzeichnis

1. Bhatt T., Pai Y.: Prevention of Slip-related Backward Balance Loss: Effect of Session Intensity and Frequency on Long-Term Retention, *Arch Phys Med Rehabil*, January; 2009, 90(1), 34–42
2. Bhatt T, Yang F, Pai YC.: Learning to resist gait-slip falls: long-term retention in community-dwelling older adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012 Apr;93(4):557-64. doi: 10.1016/j.apmr.2011.10.027. Epub 2012 Feb 18.
3. Bloem B. R., Gussekloo J., Lagaay A. M., Remarque E. J., Haan J., Westendorp R. G.: Idiopathic senile gait disorders are signs of subclinical disease. *J Am Geriatr Soc*. 2000 Sep; 48(9): 1098–101
4. Bohannon, R.W.: Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20–79 years: reference values and determinants. *Age Ageing*, 1997; 26(1): 15–19
5. Deuschl G., Reichmann H. (Hrsg.): *Gerontoneurologie*, 2006, Thieme Verlag, Stuttgart
6. Dite W., Temple V.A.: A clinical test of stepping and change of direction to identify multiple falling older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2002; 83: 1566–1571.
7. Duncan, P.W.; Weiner, D. K.; Chancler, J.; Studenski, S.: Functional reach: A new clinical measure of balance. In: *Journal of Gerontology* 45, 1990, 6, 192–197
8. Granacher U., Gollhofer U., Zahner L.: Posturale Kontrolle im Alter, *Praxis Physiotherapie*, 2010, Jg. 3., Heft 2, S. 131–136
9. Granacher U., Mühlbauer T, Gschwind Yj, Pfenninger B, Kressig RV: Diagnostik und Training von Kraft und Gleichgewicht zur Sturzprävention im Alter – Empfehlungen eines interdisziplinären Expertengremiums, *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 2013 DOI 10.1007/s00391-013-0509-5
10. Harada N., Chiu V., Damron-Rodriguez J., Fowler E., Siu A., Reuben D. B.: Screening for balance and mobility impairment in elderly individuals living in residential care facilities, *Physical Therapy* 1995; 75 (6): 462–9.
11. Hatzitaki V., Voudouris D., Nikodelis T., Amiridis I. G.: Visual feedback training improves postural adjustments associated with moving obstacle avoidance in elderly women. *Gait Posture*. 2009; 29(2): 296–299.
12. Jacobs J.V., Horak F.B., Van Tran K. et al.: An alternative clinical postural stability test for patients with Parkinson's disease. *J. Neuro*, 2006, 253: 1404–1413
13. Jansenberger H.: *Sturzprävention in Therapie und Training*, Thieme Verlag, Stuttgart, 2011
14. Jansenberger H., Mairhofer J.: „Trittsicher und beweglich“, Hofmann Verlag, Sonderedition der OÖGKK, 2016
15. Jansenberger H., Schimetta W.: Der fünfmalige Aufstehetest mit Beschleunigungsmessung zur Unterscheidung zwischen gestürzten und nicht gestürzten selbstständig lebenden Senioren, *physioscience*, 2014, 10, 47–56
16. Jansenberger H., Wetzelhütter D.: Validierung einer Testbatterie (Sturzrisiko-Index) zur Unterscheidung zwischen gestürzten und nicht gestürzten Personen und zur Identifizierung von durch Training modifizierbaren Parametern bei selbstständig lebenden und betreut/betreubar lebenden Senioren, *physioscience*, 2016; 12: 100–109
17. Kang K.Y.: Effects of Visual Biofeedback Training for Fall Prevention in the Elderly, *J. Phys. Ther. Sci*. 2013, 25: 1393–1395
18. Kelsey J.L, Berry SD, Proctor-Grey E, Quach L, Nguyen US, Li W, Kiel DP, Lipsitz LA, Hannan MT: Indoor and outdoor falls in older adults are different: The Mobilize Boston Study, *J Am Geriatr Soc*, 2010, Nov; 58(11): 2135-2141
19. Kim S., Lockhart T.: Effects of 8 weeks of balance or weight training for the independently living elderly on the outcomes of induced slips, *Int J Rehabil Res*. 2010 March ; 33(1): 49–55. doi:10.1097/MRR.0b013e32832e6b5e.
20. Lord S. R., Ward J. R., Williams P., Anstey K. J.: An epidemiological study of falls in community-dwelling women: The Randwick falls and fractures study, *Australian Journal of Public Health*, 1993, 17, 240–245
21. MacAulay R. K., Allaire T. D., Brouillette R. M., Foil H. C., Bruce-Keller A. J., Han H., Johnson W. D. and Keller J. N.: Longitudinal assessment of neuropsychological and temporal/spatial gait characteristics of elderly fallers: taking it all in stride. *Front. Aging Neurosci.*, 2015, 7:34. doi: 10.3389/fnagi.2015.00034
22. Medell J. L., Alexander N. B.: A clinical measure of maximal and rapid stepping in older women, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.*, 2000, 55A (8): 429–433
23. Muehlbauer T., Besemer C., Wehrle A. et al.: Relationship between strength, power and balance performance in seniors. *Gerontology*, 2012, 58: 504–512
24. Pai YC, Yang F, Bhatt T, Wang E.: Learning from laboratory-induced falling: long-term motor retention among older adults. *Age (Dordr)*. 2014 Jun;36(3):9640. doi: 10.1007/s11357-014-9640-5. Epub 2014 Mar 26.
25. Pai YC, Bhatt TS.: Repeated-slip training: an emerging paradigm for prevention of slip-related falls among older adults, *Phys Ther*. 2007, Nov;87(11):1478-91. Epub 2007 Aug 21.
26. Robinovitch SN, Feldman F, Yang Y, Schonnop R, Lueng PM, Sarraf T, Sims-Gould J, Loughin M: Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long term care: an observational study, *Lancet*. 2013 January 5; 381(9860): 47–54. doi:10.1016/S0140-6736(12)61263-X.
27. Sakurai R., Fujiwara Y., Ishihara M., Higuchi T., Uchida H., Imanaka K.: Age-related self-overestimation of step-over ability in healthy older adults and its relationship to fall risk, *BMC Geriatrics*, 2013, 13:44, <http://www.biomedcentral.com/1471-2318/13/44>
28. Shumway-Cook A., Brauer S., Woollacott M.: Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed up and go test, *Physical Therapy*, 2000, 80: 896–903.
29. Sihvonen S., Sipilä S., Taskinen S., Era P.: Fall incidence in frail older women after individualized visual feedback-based balance training. *Gerontology*. 2004; 50(6): 411–416.
30. Toulotte C., Thevenon A., Watelain E., Fabre C.: Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions *Clin Rehabil*. 2006 Mar; 20(3): 269–76
31. Whitney S. L., Marchetti G. F., Morris L. O., Sparto P. J.: The reliability and validity of the four square step test for people with balance deficits secondary to a vestibular disorder, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2007, 88(1): 99–104

Konsequenz für die Praxis

Training zur Vorbeugung von Stürzen durch Ausrutschen

Das Ausrutschen ist eine für viele Senioren beängstigende Situation und auch eine besonders angsteinflößende Sturzart. Stürze durch Ausrutschen werden, durch die hohe Geschwindigkeit in der überraschend auftretenden Situation und dem kompletten Kontrollverlust für die betroffene Person, als sehr bedrohlich empfunden. Zusätzlich sind viele Personen der Meinung, dass sie gegen das Ausrutschen ohnehin nichts tun können. Diese Bedenken und Ängste sind auch berechtigt. Wenn eine Person schon ausrutscht, ist die Verhinderung des Sturzes nur bei schnellst möglicher Reaktion und korrekter und kräftiger Muskelspannung möglich. Das ist für viele Senioren ohne entsprechendes Training kaum umsetzbar. Allerdings kann das Ausrutschen definitiv vorgebeugt werden. Dabei sind die in der Studie erwähnten Parameter zu beachten:

- Kräftigung der Hüftstrecker
- Verbesserung der Einbein- und Doppelstandphase
- Simulation des Ausrutschen

Werden diese drei Inhalte beachtet, können Stürze durch Ausrutschen mit hoher Wahrscheinlichkeit vorgebeugt werden.

Übungsbeispiele: Kräftigung der Hüftstrecker



Die Kräftigung der entsprechenden Muskelgruppen kann über mehrere Übungen erfolgen. Die drei Übungsbeispiele, die sich in der Praxis gut bewährt haben, sind der Beckenlift, das Kreuzheben und der Ausfallschritt.



Beim Beckenlift befindet sich die übende Person in Rückenlage. Diese Übung kann am Boden oder auch im Bett durchgeführt werden. Die Übung muss beidbeinig begonnen werden. Um eine Kompensation

Bild: Hofmann Verlag

durch den M. quadrizeps femoris zu vermeiden, empfiehlt es sich, die Füße auf rollende Bretter oder in die Schlaufen eines Schlingentrainers zu stellen. Bei fortgeschrittenem Niveau sollte in die einbeinige Variante gewechselt werden. Dabei ist es sinnvoll, um die Beckenposition zu fixieren, das abgehobene Bein in der Hüfte aktiv maximal zu flektieren.

Der Ausfallschritt ist eine alltags- und gehrelevante Kräftigungsübung, da in Schrittstellung trainiert wird. Es ist zur Steigerung der Aktivität der Hüftstrecker darauf zu achten, dass nicht nur das Knie sondern auch die Hüfte aktiv gestreckt wird. Dies kann über zwei Varianten erfolgen:

Bei Variante 1 wird der vordere Fuß auf eine mechanische Waage gestellt (Abbildung). Die übende Person bekommt nun als Vorgabe während des Ausfallschritts 50-66% des Körpergewichts auf dem vorderen Fuß zu tragen. Die Anzeige darf sich während der gesamten Übung nicht verändern.



Bei Variante 2 wird mit dem rollenden Brett (T.F.T System) gearbeitet. Der vordere Fuß steht auf dem rollenden Brett und soll während der Übung möglichst ruhig gehalten werden. Durch die Kontrolle des Kraftstoßes für den vorderen Fuß, wird die EMG gemessene Aktivität der Hüftstrecker im Vergleich zur Ausführung auf festem Boden um 50% gesteigert.



Bilder: Hofmann Verlag

Verbesserung der Einbein-/Doppelstandphase

Einen präziseren Fußaufsatz, durch den sich der Körperschwerpunkt immer innerhalb der Standfläche befindet, kann man mit vielfältigem Übungsgut erreichen. Durch die Schrittwippe (Training der Doppelstandphase) beispielsweise wird an einer präzisen Gewichtsverlagerung gearbeitet. Dabei versucht die übende Person wiederholt das Gewicht abwechselnd auf den vorderen und hinteren Fuß zu verlagern. Zur Erhöhung der Trainingsintensität kann mit Reduktion oder Störung der Sinneseindrücke (Augenschließen, Kopfdrehen, o.ä.) und wiederum dem rollenden Brett für den vorderen Fuß gearbeitet werden.



Die Zeitlupenschritte sollen auf der anderen Seite die Einbeinstandphase verbessern. Dabei wird versucht wiederholt Schritte (aus dem Parallelstand oder aus der Schrittstellung) vorwärts und wieder zurück zur Ausgangsposition durchzuführen. Dabei wird versucht die Schrittdauer und somit die Einbeinstandphase möglichst zu verlängern. Zur Erhöhung des Präzisionsdrucks wird ein Blatt Papier auf den Boden gelegt. Die übende Person soll vorsichtig darauf steigen. Das Blatt darf sich weder beim Fußaufsatz noch beim anschließenden Abheben bewegen.



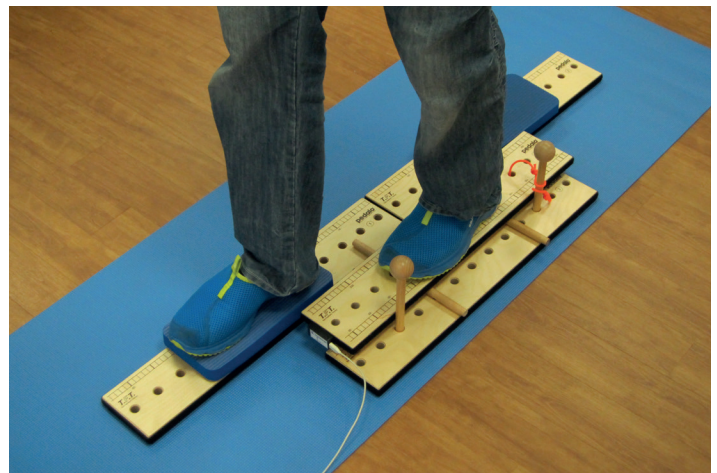
Bilder: Hofmann Verlag

Simulation des Ausrutschens

Der wichtigste Teil des Übens ist die eigentliche Simulation des Ausrutschens. Dabei kann mobil und mit relativ geringem Aufwand mit dem T.F.T. System gearbeitet werden. Die übende Person versucht wiederholt Schritte vorwärts und rückwärts durchzuführen, während das Standbein auf dem rollenden Brett steht. Anfangs darf durchaus das Festhalten erlaubt sein. Möglichst bald sollte die Übung ohne Armunterstützung durchgeführt werden. Aufgrund der hohen Intensität der Gleichgewichts-anforderung, sollte die Person maximal 45 Sekunden pro Bein üben

Die Intensität kann durch die Vergrößerung der Schrittlänge gesteigert werden. Die proaktive Komponente des Gleichgewichts wird durch die Selbsteinschätzung der Person mit trainiert. Die übende Person soll sich selbst einschätzen können, welche Schrittlänge sie ohne Ausrutschen bewältigen kann.

Zur Steigerung der reaktiven Komponente kann der Trainer bzw. Therapeut das Brett fixieren und dann für die Person nicht vorab erkennbar auslassen, sodass ein überraschendes Ausrutschen kompensiert werden muss.



Ausrutschsimulation mit dem T.F.T. System mit einstellbarer Schrittlänge

Sensomotorische Entwicklung im Kindesalter und die Bedeutung für das schulische Lernen und das Leben

Das NeuroMotorik – Entwicklungskonzept

Das Entwicklungskonzept „NeuroMotorik“ beschäftigt sich mit den Zusammenhängen zwischen Sensorik, Motorik sowie der kognitiven Entwicklung im Kindesalter und stellt die Bewegung und das kindliche Aktiv-Werden in den Mittelpunkt. NeuroMotorik fokussiert die Förderung und Stärkung der sogenannten Nahsinne (propriozeptives System, vestibuläres System, taktil-kinästhetisches System) zur Ausbildung einer stabilen und starken Basis, auf welcher die weitere Entwicklung aufbauen kann.

Das Konzept vereint Ansätze aus der Psychomotorik mit der sensorischen Integrationstherapie und der Motopädagogik. Darüber hinaus basiert es auf den neuesten wissenschaftlichen Erkenntnissen aus den Neurowissenschaften, den Bewegungswissenschaften und der Pädagogik.

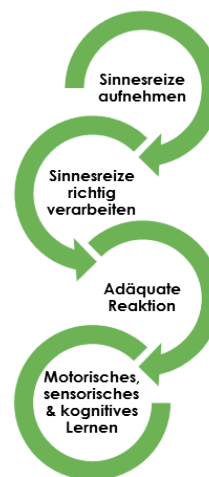
Dieser 4-teilige Artikel beleuchtet in den kommenden Ausgaben des Wendekreises die kindliche Entwicklung, stellt die Zusammenhänge zwischen Nahsinnen, Fernsinnen und kognitivem Lernen dar und gibt einen Einblick in den NeuroMotorik-Förderansatz.

I. Kindliche Entwicklung - eine allgemeine Betrachtung

Wenn ein Kind geboren wird, kommt es mit sensorischen und motorischen Erfahrungen auf die Welt, welche es dank seiner Sinnesorgane vorgeburtlich machen durfte. Sein Nervensystem und seine Sinnesorgane sind teilweise schon ab der frühesten Schwangerschaft bereit, Informationen und Eindrücke aufzunehmen und zu verarbeiten. Das Gleichgewichtsorgan im Innenohr beginnt beispielsweise bereits in der 8. SSW zu arbeiten! So nimmt das Ungeborene schon im Mutterleib Sinnesindrücke wahr und spürt Bewegungen – seine eigenen, aber vor allem die der Mutter. Alle Impulse und Informationen formen sein Nervensystem sowie sein wachsendes Gehirn und hinterlassen eine neuronale Spur.

„Nichts ist im Verstand, was nicht zuvor in den Sinnen war.“
(John Locke)

Schon John Locke wusste zu seiner Zeit, dass die Sinnesorgane die Tore zum Außen sind. Tatsächlich erleben und erfahren wir unsere Umwelt durch unsere Sensorik, indem Sinnesreize (akustisch, visuell, propriozeptiv, etc.) über unsere Sinnesorgane aufgenommen, in elektrische Impulse umcodiert und mittels Nervenleitbahnen an unser Gehirn weitergeleitet werden. Alle eintreffenden Informationen müssen dann sortiert, integriert sowie bewertet werden und eine adäquate Reaktion des Nervensystems wird vorbereitet und eingeleitet.



*Reiz-Reaktionsweg:
Über die Sinnesorgane werden Sinnesreize aufgenommen. Diese werden an das Gehirn weitergeleitet, um dort verarbeitet und mit anderen Informationen zusammengeführt zu werden. Eine adäquate Reaktion wird vorbereitet und ausgeführt. Durch wiederholtes Tun findet motorisches, sensorisches und kognitives Lernen statt.*

Grafik: Bodingbauer

Abbildung 1: Reiz-Reaktionsweg

Was so einfach klingt, erfordert ein höchstes Maß an Präzision und Zusammenarbeit der Sensorik und der Motorik, der Sinnesbereiche untereinander, der Gehirnnareale zueinander und den sensomotorischen Systemen.

Die Perfektionierung dieser Prozesse und deren Abstimmung aufeinander brauchen viel Übung und Zeit. Nahezu alle biologischen Systeme sind davon abhängig, dass sie benutzt und gefordert werden. Muskelzellen genauso wie Nervenzellen und Sinneszellen. Unser Organismus arbeitet sehr ökonomisch nach dem Prinzip „Use it, or lose it“. Was durch unser Tun wenig beansprucht wird, wird scheinbar zum Überleben nicht dringlich benötigt und somit besteht weniger Präzisionsbedarf.

Denken wir nur an erblindete Menschen und deren Möglichkeiten, ihre Umgebung mittels auditivem und taktilen System zu erleben. Die Perfektionierung dieser Sinnessysteme, der dazugehörigen Sensorik und Motorik und der Gehirnareale sind für das Überleben von blinden Personen höchst relevant und dank der Plastizität unseres Zentralnervensystems auch möglich.

In Bezug auf die kindliche Entwicklung bedeutet das, dass Kinder von Anfang an die Möglichkeiten erhalten müssen, die Welt um sich mit allen Sinnen und dem ganzen Körper zu erfahren und zu erleben. Dieses direkte Erleben macht mannigfaltige Sinneserfahrungen möglich und fördert bzw. schult durch spielerisches Tun die Sensorik der Kinder.

„Was uns erschöpft ist die Nichtinanspruchnahme und Unterdrückung der Möglichkeiten unserer Organe und unserer Sinne. Was aufbaut ist die Entfaltung durch die Auseinandersetzung mit einer mich im Ganzen herausfordernden Welt.“

(Hugo Kükelhaus)

In einer zunehmend technologisierten Welt wird es immer schwieriger, unsere Sensorik hinreichend zu beanspruchen. Die ganzheitliche Auseinandersetzung mit unserer Umwelt wird zur Herausforderung. Dank moderner Technologien sind wir heute in der Lage, unseren Alltag mit einem völlig geänderten Einsatz an Sensorik und Motorik zu bewältigen. Dies bringt zahlreiche Vorteile mit sich, ist aber dennoch ein zweischneidiges Schwert, wenn es darum geht, unseren Kindern die notwendigen sensorischen und motorischen Handlungsfelder zu ermöglichen, welche zu einer gesunden Entwicklung notwendig sind.

An diesem Punkt erscheint es sinnvoll, die Bewegung als solche und das Bewegungsverhalten unsere Kinder näher zu betrachten und einen Blick auf die Zusammenhänge zu werfen.

2. Kindliche Entwicklung und die Bedeutung der Bewegung

„Bewegung ist ein Grundbedürfnis! Überall dort, wo Kinder leben, lernen und sich erfahren, muss Bewegung ein fixer Bestandteil sein.“

(Mariella Bodingbauer)

Kinder kommen mit einem natürlichen Bewegungsdrang auf die Welt, welcher sie gemeinsam mit angeborener Neugierde und dem Spieltrieb antreibt. Vom ersten Tag an erleben Kinder ihren eigenen Körper durch Bewegung. Das Bewegen der Arme und Beine, der Versuch sich zu drehen, das Heben des Kopfes gegen die Schwerkraft – all das ist Bewegung und somit sensorische Information für das Kind. Mit jedem Tag, mit jeder Stunde, mit jeder Minute reift sein Nervensystem. Synaptische Verknüpfungen werden gebildet, wo noch keine waren, neuronale Verbindungen gefestigt und Bestehendes wird präzisiert.

Im Zentrum der frühkindlichen Entwicklung steht das Erleben und Erforschen des eigenen Körpers. Was kann mein Körper / meine Hand / mein Fuß? Wo sind Möglichkeiten und Grenzen? Welche Reaktionen ziehen meine Aktionen nach sich?

Mit jedem Tag wird das Kind mobiler und beginnt seine Umwelt zu erkunden. Es erschließt sich sein Umfeld dank seines stetig wachsenden Bewegungsrepertoirs (rollen, robben, rutschen, krabbeln, laufen) und erweitert so seinen Handlungsradius. Die angeborene Neugierde und der Bewegungsdrang des Kindes sind dabei seine Motoren und Antreiber.

Gegenstände und Objekte werden zunehmend interessanter und werden aktiv erforscht. Das Kind lernt auf diese Weise einzuteilen und zu kategorisieren, macht Materialerfahrungen und erlebt seinen Körper im Kontext zu den unterschiedlichen Gegenständen. Was zuvor mit dem eigenen Körper gelernt wurde, wird nun an Objekten angewandt: Was kann ICH mit dem Ball machen? Wie fällt ein Säckchen zu Boden? Was muss ICH dazu tun, damit der Reifen in Bewegung kommt?

Auf Basis all dieser Erfahrungen baut in weiterer Folge unser kognitives Wissen auf. Exekutive Funktionen wie Impulskontrolle, Arbeitsgedächtnis, Handlungsplanung, Aufmerksamkeitssteuerung etc., aber auch das Erlernen unserer Kulturtechniken (Lesen, Schreiben, Rechnen etc.) finden ihren Referenzpunkt am eigenen Körper. Dieser steht ein Leben lang als Bezugspunkt im Mittelpunkt und ist umso stabiler und gefestigter, je mehr wir erforschen, erleben, erkunden, anfassen sowie begreifen und unsere Umwelt mit allen Sinnen wahrnehmen dürfen.

Die kindliche Bewegung ist zentraler Dreh- und Angelpunkt in diesem Entwicklungsprozess und somit unerlässlich für die ganzheitliche Reifung des Menschen.



Abbildung 2: Körper im Zentrum
Der eigene Körper steht ein Leben lang im Mittelpunkt jeglicher Entwicklung. Er ist Zentrum und Ausgangspunkt.
Grafik: Bodingbauer

Fehlen Möglichkeiten für Bewegung, fehlen auch die Erfahrungen, die dadurch gemacht werden, was sich mitunter von der Basis bis an die Spitze auswirken kann (dieser Zusammenhang wird in der nächsten Ausgabe des „Wendekreises“ eingehend erklärt und dargestellt).

2.1 Bewegung und die Entwicklungsebenen

Es gibt in der kindlichen Entwicklung keinen Bereich, der nicht positiv durch Bewegung beeinflusst wird. Sowohl die motorische und sensorische Ebene, aber auch die kognitive, die emotionale, die soziale und die sprachliche Ebene profitieren vom körperlichen Aktivwerden und der bewegten Auseinandersetzung mit der Umwelt. Die folgende Grafik soll dies verdeutlichen und die einzelnen Teilbereiche aufzeigen

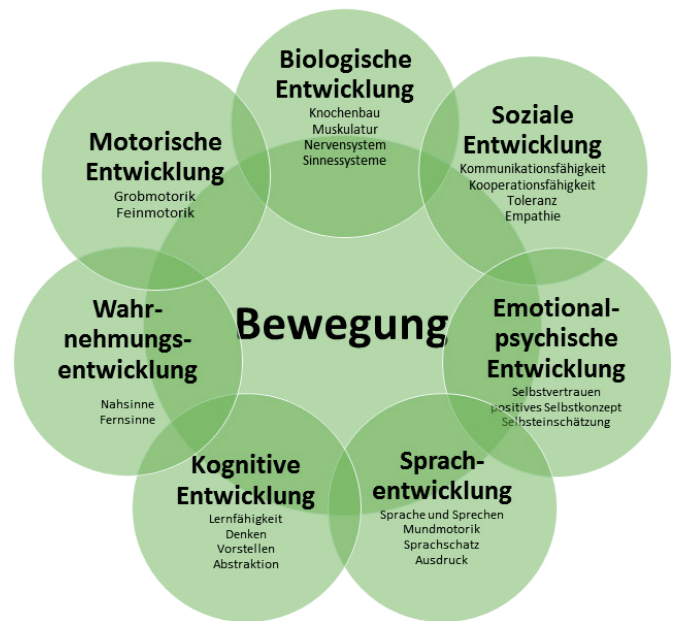


Abbildung 3: Bewegung und Entwicklungsbereiche
Bewegung und der Einfluss auf die kindlichen Entwicklungsbereiche. Grafik ©Bodingbauer

Kinder suchen sich selbst entwicklungsrelevante Reize, wenn sie die Möglichkeiten dazu bekommen. Je nach Entwicklungsalter ist das Kind auf der Suche nach speziellen Reizen für die Ausbildung und Perfektionierung seiner biologischen Systeme. Am eindrucksvollsten ist dieser Drang bei Kleinkindern und der Suche nach dem Schwindel. Kinder lieben es, sich zu drehen und gedreht zu werden, zu schaukeln, sich in Schwindel zu versetzen und wieder ins Gleichgewicht zu kommen.

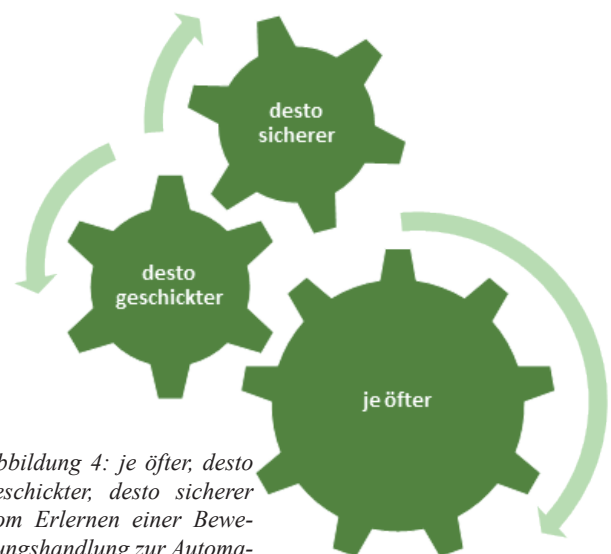


Abbildung 4: je öfter, desto geschickter, desto sicherer
Vom Erlernen einer Bewegungshandlung zur Automatisierung / Verinnerlichung mittels des Grundsatzes: je öfter, desto geschickter, desto sicherer.

Grafik: Bodingbauer

Dabei gilt ein Grundsatz: **Je öfter, desto geschickter, desto sicherer!**

Je öfter Bewegungshandlungen vollführt werden, desto geschickter wird das Kind in den Bewegungsausführungen und desto sicherer wird sein Tun. Je geschickter und sicherer das Tun wird, desto mehr Freude findet das Kind an der Bewegung / am Spiel und es wird aktiv danach suchen. Durch die freiwilligen, freudvollen Wiederholungen wird es geschickter und sicherer und findet längerfristigen Gefallen daran. Bewegungen und Handlungen gelangen so zu einer Verinnerlichung (vgl. Radfahren, Gehen, Schwimmen, Schuhbänderbinden), welche irgendwann (im Idealfall) nicht mehr auf der kognitiven Ebene ausgeführt werden müssen, sondern durch Automatisierung mit einem Minimum an konzentrativem Einsatz und bewusster Aufmerksamkeitslenkung durchgeführt werden können. Dadurch wird es möglich, dass wir z. B. das Schuhband zubinden und uns nebenbei unterhalten können.

Kinder werden in allen Entwicklungsebenen aktiv (motorisch, sprachlich, sozial, etc.), erfahren sich in erster Linie über das aktive Tun und das repetitive Wiederholen von Bewegungen und Handlungsabläufen.

Zu den kindlichen, primären Bewegungsbedürfnissen gehören:

- Davonlaufen und schnelles Laufen
- Hochspringen und von einer Höhe herabspringen
- Schaukeln und weit durch den Raum schwingen
- Höhe erklettern und Ausschau halten
- Den Taumel des Drehens und Rollens erleben
- Gleiten und Rutschen
- Konzentriert und erfolgreich im Gleichgewicht bleiben
- Riskante Situationen suchen und mit Herzklopfen meistern
- Bewegungskunststücke lernen und vorführen
- Sich bis zur wohltuenden Erschöpfung anstrengen
- An und mit Sportgeräten intensiv spielen
- Sich von fliegenden und rollenden Gegenständen faszinieren lassen
- Sich zum und mit dem Rhythmus bewegen
- Im, am und mit Wasser / Sand / Matsch etc. spielen
- Raufen, Kämpfen, Kräftemessen
- Sich verstecken und verkriechen

Doch wie viel Bewegung ist ausreichend? Wie viel Bewegungszeit benötigen Kinder in welchem Alter? Gibt es einen einheitlichen Konsens über das Ausmaß an körperlicher Aktivität? Und wie viel bewegen sich unsere Kinder denn tatsächlich?

2.2 Bewegungsempfehlungen und Ist-Stand

Ganz allgemein kann für das Kindesalter festgestellt werden:

Sitzzeit = verlorene Bewegungszeit!

Bis vor Kurzem gab es keine internationalen Bewegungsempfehlungen für die Altersgruppe der unter 5-jährigen. Die WHO postuliert mindestens eine Stunde Bewegungszeit pro Tag für Kinder ab 5 Jahre (WHO, 2010). Jüngere Kinder sind in den Empfehlungen der WHO nicht berücksichtigt, da man von der Annahme ausgeht, dass sich Kleinkinder ohnehin ausreichend bewegen. Dass dies nicht immer der Fall ist, zeigten schon Reilly et al. (2004) in einer Studie mit schottischen Kleinkindern. Eine Gruppe von 78 Dreijährigen wurde im Jahr 2000 auf ihr Bewegungsverhalten hin untersucht und 24 Monate später, im Alter von 5 Jahren, zu einer Follow-up-Testung eingeladen. Gemessen wurden der Energieumsatz, die Aktivitätszeit und das Sitzverhalten der Kinder. Die Studie kam zu erschreckenden Ergebnissen und zeigte auf, dass die Kinder aus dieser Stichprobe im Schnitt auf nur 20–25 Minuten moderate bis intensive Bewegungszeit pro Tag kamen.

Ein in der Kindheit erworbener und erlernter sitzender Lebensstil manifestiert sich und bleibt mit hoher Wahrscheinlichkeit ein ganzes Leben lang bestehen. Aus sitzenden Kindern werden sitzende Erwachsene (vgl. Tremblay et al., 2011).

Der sogenannte Sedentary Lifestyle erhöht schon bei Kindern das Risiko für (nach Tremblay, 2011):

- Übergewicht und Adipositas (vermehrte Einlagerung von viszeralem Fett)
- metabolische Erkrankungen (drohende Insulinresistenz der Zellen Diabetes Typ II)
- verringerte kardiovaskuläre Fitness (Schwächung des Herzmuskels)
- verringerte Knochendichte (Schwächung der Knochen durch fehlende Impactbelastung)
- häufigeres aggressives Verhalten (Bewegung & Sport als Ventil)
- verringerte intellektuelle Leistungsfähigkeit (Bewegung als wichtigster Trigger für Neurogenese)

Seit 2015 gibt es nun erstmals Bewegungsempfehlungen für Kleinkinder einer Arbeitsgruppe, bestehend aus Experten aus UK, USA, Australien und Kanada. Diese sehen eine tägliche Aktivitätszeit für die Altersgruppe der 3–5-Jährigen von mindestens drei Stunden täglich vor (Pate et al, 2015). Kleinkinder sollten nie über einen längeren Zeitraum inaktiv gehalten werden (außer für die Zeit des Schlafens) und wann immer möglich Zugang zu Bewegungsräumen haben und Bewegungsanlässe finden.

Nur mit einem ausreichenden Maß an körperlicher Aktivität und sensomotorisch herausforderndem und abwechslungsreichem Tun kann sich das Kind auf allen Ebenen ganzheitlich entwickeln. Die Ausbildung und Entwicklung der Nahsinne als Basis für alles weitere Lernen kann ausschließlich über das eigene Erleben und die körperliche Auseinandersetzung mit der Umwelt erfolgen. Mehr dazu in der nächsten Ausgabe.

*In der nächsten Ausgabe:
„Nahsinne und deren Bedeutung für die kindliche Entwicklung.
Der NeuroMotorik-Entwicklungsbaum“*

Kontakt:
NeMo – Verein zur Bewegungs- und
Entwicklungsförderung
Mag. Mariella Bodingbauer
0660 1418541
info@neuromotorik.at
www.neuromotorik.at



Zur Autorin

Mag.a Mariella Bodingbauer ist selbständige Sportwissenschaftlerin, Lehrbeauftragte an der Universität Salzburg, Entwicklerin des Konzepts Neuromotorik und Projektkoordinatorin der Sportunion Landesverband Salzburg



Literaturangaben:

Pate et al. (2015): Prevalence of Compliance with a New Physical Activity Guideline for Preschool-Age Children. *Childhood Obesity*; 11(4): S. 415–420

Reilly et al. (2004): Total energy expenditure and physical activity in young Scottish children: mixed longitudinal study. *The Lancet*; 363: S. 211–212

Tremblay et al. (2011): Systematic review of sedentary behaviour and health indicators in school-aged children and youth. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*; 8:98

WHO (2010): *Global Recommendations on Physical Activity for Health*

Mag. Harald Jansenberger, Mag. Karl Schableger

Sturzrisikobestimmung bei stark sehbeeinträchtigten und erblindeten Personen durch motorische Tests

Zusammenfassung

Hintergrund: Personen mit Sehbeeinträchtigung und Vollblinde haben unabhängig von ihrem Alter ein erhöhtes Sturzrisiko. Im Gegensatz zu Senioren fehlen bislang Normwerte motorischer Tests, die das Sturzrisiko bestimmen können.

Ziel: Die Studie zielt darauf ab in der Sturzprävention übliche motorische Tests hinsichtlich ihrer Gültigkeit bei stark sehbeeinträchtigten und späterblindeten Personen zu überprüfen. Es wird versucht eine Testbatterie zu erstellen, die zeitsparend das Sturzrisiko bei dieser Zielgruppe bestimmen soll.

Methode: Die Studie wurde mit 74 Personen (34 Frauen und 40 Männern) mit einem Durchschnittsalter von 36,86 Jahren durchgeführt. Die teilnehmenden Personen waren in einer Abklärungsphase einer Rehaeinrichtung für späterblindete und stark sehbeeinträchtigte Personen. Die Unterteilung in gestürzte und nicht gestürzte Personen erfolgte anhand mündlicher Befragung (Einzelinterviews) über Sturzereignisse in den letzten 12 Monaten. Die Personen wurden in der Testdurchführung der einzelnen Tests instruiert. Als Messgeräte kamen das T.F.T. System von Pedalo© und Beschleunigungssensoren der Firma Myotest und gc Data concepts zum Einsatz.

Ergebnisse: Bei den untersuchten Variablen konnten Cut off Werte bestimmt werden: Beim 5 chair rise (5chr) wurden die Aufstehgeschwindigkeit (cm/s) (107,7cm/s (63,6% Sens., 75,0% Spez.)), die Zeit in Sekunden (9,5sek. (74,3% Sens., 68,6% Spez.)) und der Kraftstoß (N/KG) (17,9N/KG (73,9% Sens., 68,2% Spez.)) bestimmt. Die Sprunghöhe beim Counter movement jump (CMJ) (20,6cm (75% Sens., 62,5% Spez.)) wurde mit einem Beschleunigungssensor gemessen. Beim Static Balance Test (STAT)(49,9 sek. (73,7% Sens., 69,4% Spez.)) wurde die geschaffte Zeit und beim Alternate Step Test (9,0sek. 73,1% Sens., 72,0% Spez.) die benötigte Zeit in Sekunden gewertet. Beim Functional Reach Test wurde die erreichte Distanz (25cm (63,2% Sens. und 60,0% Spez.)) und beim Maximum Step Test wurde die überstiegene Distanz (42cm (63,2% Sens., 72,2% Spez.)) in cm bestimmt. Als Dual-Task Assessment wurde der 4m Gehstest (4mGT) verwendet. Hier konnte kein statistisch relevanter Cut Off bestimmt werden.

Es gab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Späterblindeten und Sehbeeinträchtigten, jedoch zwischen Personen mit und ohne positiver Sturzbiographie hinsichtlich ihrer motorischen Leistungsfähigkeit. Es wurde ein Logit-Modell gerechnet, das als eine Testbatterie zur Sturzrisikobestimmung verwendet werden kann. Die Modellselektion war stepwise. Die Testbatterie wurde auf die Variablen 5chr Zeit in Sekunden und Static Balance Test reduziert.

Schlussfolgerung: Die Studie liefert erstmalig für stark sehbeeinträchtigte und späterblindete Personen Normwerte zur Sturzrisikobestimmung. Diese sind teilweise deutlich höher als die für sehende Erwachsene und Senioren. Es konnte erhoben werden, dass innerhalb dieser Zielgruppe nicht der Grad der Sehbeeinträchtigung, sondern die körperliche Leistungsfähigkeit über das Sturzrisiko entscheidet. Außerdem konnte ein Modell zur Sturzrisikobestimmung aus zwei motorischen Tests (5chr, STAT) gebildet werden.

Schlüsselwörter: Sturz, Sehbeeinträchtigung, mittleres Erwachsenenalter, erblindete Personen, Sturzrisikobestimmung

Einleitung

Die Bestimmung des Sturzrisikos ist ein bedeutendes und herausforderndes Thema für Betroffene und das Gesundheitssystem. Während es zur Sturzrisikobestimmung bei Senioren eine Vielzahl von motorischen Tests und Versuche von Normwerten gibt (vgl. Jansenberger et al., 2014 und 2016), so fehlen bislang Normwerte bei Späterblindeten bzw. stark sehbeeinträchtigten Personen, obwohl dieser Personengruppe auch unabhängig vom Lebensalter ein hohes Sturzrisiko zugeschrieben wird. Sehbeeinträchtigungen werden häufig als wichtiger abhängiger (vgl. Schwartz et al., 2005) Risikofaktor für Stürze gelistet (vgl. Joergenson et al., 2014). Erst ab einem gewissen Ausmaß der Sehbeeinträchtigung (Snellen-Test schlechter als 6/12 bzw. 6/18) gilt Sehbeeinträchtigung als unabhängiger Risikofaktor (OR=2,5, vgl. Rubenstein et al., 2002). Den Teilbereichen Sehschärfe, Kontrastsensitivität, Tiefenwahrnehmung und Verlust von Teilen des Sehfelds wird eine große Bedeutung im Zusammenhang mit dem Sturzrisiko zugewiesen (vgl. Steinmann et al., 2011). Freeman et al. (2007) verweisen dabei auf die größere Bedeutung der Kontrastschärfe und des Blickfelds im Vergleich zur Sehschärfe. Trotzdem sind Stürze selten nur auf Seheinschränkungen zurück zu führen, vielmehr sind auch motorische Fähigkeiten in das Sturzgeschehen involviert. Es besteht eine Korrelation zwischen dem visuellen System und den Gang- und Gleichgewicht koordinierenden Systemen (vgl. Lord et al., 2010). Ebenso konnte eine Verbindung zwischen starken Sehbeeinträchtigungen und einem darauf folgenden Rückgang der Kraftfähigkeit der oberen und unteren Extremität durch Reduzierung der körperlichen Aktivitäten gefunden werden (vgl. Steinmann et al., 2009). Sehbeeinträchtigungen und ihre Veränderungen in der Aktivität haben enorme Auswirkungen auf das Sturzrisiko: Ist ein Auge stark sehbeeinträchtigt steigt das Sturzrisiko auf 60% pro Jahr, ist das zweite Auge leicht beeinträchtigt, ist das Sturzrisiko mehr als verdoppelt. Augenerkrankungen erhöhen das Sturzrisiko: Ein Glaukom vervierfacht das Sturzrisiko (vgl. Lamoureux et al., 2008) Während stabile Sehbeeinträchtigungen weniger problematisch erscheinen, so sind vor allem Veränderungen des Sehvermögens für Stürze besonders gefährlich (vgl. Coleman et al., 2004).

Funktionell zur Alltagsbewältigung ergibt sich für Personen mit dem Verlust der zentralen Sehkraft eine erhöhte Sturzwahrscheinlichkeit. Vor allem das Stolpern über Hindernisse, davon zu 30% das Übersehen von Stufen (La Grow et al., 2006), ist für Sehbeeinträchtigte von Bedeutung. Zur Hindernisbewältigung ist das Funktionieren beider Augen wichtig (vgl. Elliot et al., 2000).

Generell ist zu bemerken, dass Personen mit Sehbeeinträchtigungen besonders sturzgefährdet sind, und abhängig von der Art der Beeinträchtigung eigene Übungsprogramme benötigen (vgl. Newton et al., 2013). Allein beim Bewältigen von Stufen sind je nach Bewegungsrichtung verschiedene Anforderungen nötig: Beim Abwärts gehen erhöht sich die Schrittzeit, Kniebeugung, Plantarflexion und die Gewichtsübernahme des kontralateralen Beines (vgl. Buckley et al., 2005). Beim Stufensteigen erhöht sich die Einbeinstandzeit (reduzierte medio-laterale Stabilität), und Stürze zur Seite geschehen besonders häufig vor allem bei hohen Stufen. Richtig angebrachte Markierungen können helfen: Eine gut sichtbare Markierung direkt an der Kante einer Stufe im Vergleich zu etwas in der Stufe angebrachter Markierung, reduziert Stürze beim abwärts gehen (vgl. Elliot et al., 2015).

Im Rahmen einer laufenden Sturzpräventionsmaßnahme im Einzelsetting in einer Rehabilitationseinrichtung für stark sehbeeinträchtigte und späterblindete Personen wurden motorische Tests durchgeführt. Auf die Ergebnisse aufbauend wurden Einzeltrainings zur Sturzprävention über die Dauer der Maßnahme abgehalten. Die motorischen Tests dienten dabei zur Ableitung der an die Sehbeeinträchtigung angepassten Übungsprogramme.

Material und Methodik

Die Tests wurden im Zeitraum 2010 bis 2016 durchgeführt und orientierten sich an motorischen Tests aus dem Sturzrisiko-Assessment bei Senioren. Die ausgewählten Tests sollten möglichst alle Teilbereiche des Gleichgewichts, die Einschränkung bei Dual-Task-Bedingungen und die Beinkraft zu testen. Die teilnehmenden Personen wurden über die Art der Testung und über die Auswertung im Rahmen einer Studie vorab informiert. Es wurde aufgrund der routinemäßigen Durchführung der Tests und des retrospektiven Studiendesigns auf das Miteinbeziehen der Ethikkommission verzichtet.

Ausgeschlossen wurde der Test der Gehgeschwindigkeit (8m Gehstest) (vgl. Bohannon et al., 1997) trotz hoher Aussagekraft bei der Sturzrisikobestimmung bei Senioren, aufgrund der Hinweise auf die Bedeutung von Stufen bei Stürzen von Sehbeeinträchtigten (vgl. la Grow et al., 2006) und zu geringer Raumgröße.

Die durchgeführten Tests wurden folgenden Fähigkeiten zugeordnet:

- Kontinuierliches Gleichgewicht (statisch): mod. Static Balance Test (vgl. Jansenberger et al., 2016)
- Kontinuierliches Gleichgewicht (dynamisch): mod. Alternate Step Test (vgl. Berg et al., 1989, vgl. Jansenberger et al., 2016)
- Proaktives Gleichgewicht (statisch): Functional Reach Test (vgl. Duncan et al., 1990)
- Proaktives Gleichgewicht (dynamisch): Maximum Step Test (vgl. Medell et al., 2000)
- Reaktives Gleichgewicht/Beinkraft: Counter movement Jump
- Beinkraft: Modifizierter 5 chair rise Test (vgl. Jansenberger et al., 2014)
- Dual Task Assessment: 4 Meter Geh Test (vgl. Gulich et al., 2000)

Verwendete Tests zur Unterscheidung Stürzer vs. Nichtstürzer

Zur Durchführung der Tests kam ein für die Sturzprävention entwickeltes Stecksystem (T.F.T. – Test.Feedback.Training von pedalo©) (vgl. Jansenberger et al., 2016) zum Einsatz, das unabhängig von den Räumlichkeiten das Zusammenstecken einer stabilen Unterlage mit notwendiger Präzision im Stand (Static Balance Test), der genormten Stufenhöhe (Alternate Step Test), eines höhenverstellbaren Messstabes (Functional reach Test) und einer Messleiste (Maximum Step Test) möglich macht. Für den 5 chair rise Test wurde der Beschleunigungssensor SSP-X der Firma GC Data Concepts verwendet. Der Counter movement Jump wurde mit dem Beschleunigungssensor Myotest Pro der Firma Myotest durchgeführt.

Die Tests in der Reihenfolge der Durchführung werden nachfolgend erläutert. Alle Tests werden mit selbst gewähltem Alltags-Schuhwerk absolviert:

Mod. Rombergtest/mod. Static Balance Test



Abbildung 1

Der Static Balance Test (vgl. Guralnik, 1994) wurde zur Bestimmung des statisch kontinuierlichen Gleichgewichts herangezogen, da es sich einerseits um einen eta-

bierten Test handelt und für sehr heterogene Gruppen einsetzbar ist. Der Proband steht für jeweils maximal 10 Sekunden im engen Parallel-, Semitandemstand und im Tandemstand auf den genormt 12cm breiten Brettern (siehe Abbildung 1). Es darf kein Teil des Fußes über die Ränder der Bretter hinausragen. Dabei werden die Arme hängend gehalten. (Guralnik et al, 1994) Unmittelbar nach jeder Aufgabe mit offenen Augen, wird die Standposition auch mit geschlossenen Augen überprüft. Die erzielten Sekunden werden anschließend addiert. Kann eine Standposition mit offenen Augen 10 Sekunden gehalten werden, wird auch die Position mit geschlossenen Augen versucht. Kann eine Position mit offenen Augen nicht mehr durchgeführt werden, werden die Augen nicht mehr geschlossen und der Test gestoppt. Es sind maximal 60 Sekunden zu erreichen.

Functional reach Test



Abbildung 2

Die Probanden müssen sich aus dem Stand soweit als möglich mit gestreckten Armen nach vorne beugen und wieder aufrichten. Für die Untersuchung wurde die beidarmige Testvariante aufgrund weniger Fehlerquellen gewählt. Der Messstab wird in Schulterhöhe eingestellt. Gemessen wird die Distanz, die die Faust nach vorne gebracht werden kann (Messpunkt: Kleinfingergrundgelenk). Beide Arme müssen gleich weit kommen. Die Fußposition darf nicht verändert werden. Ein Probeversuch wird erlaubt. In Abbildung 4 ist die Ausgangsposition zu sehen.

Mod. Maximum Step Test



Abbildung 3

Der Proband versucht einen möglichst großen Schritt nach vorne zu machen (siehe Abbildung 3). Gemessen wird die Länge des Schrittes. Dann versucht der Proband präzise in die Ausgangsstellung zurück zu kommen. Der Schritt ist gültig, wenn der Proband die Ausgangsstellung wieder genau erreicht. Der Proband hat fünf Versuche, die gemittelt werden. (vgl. Freiberger

et al., 2010) Es wird die Distanz zwischen der Ferse des vorderen Fußes und der Fußspitze des hinteren Fußes gemessen. Die Person hat einen Probeversuch pro Bein. Die subjektiv bessere Seite wird von der Person selbst gewählt. Diese Seite wird getestet.



Abbildung 4
 Grow et al., 2006) bietet sich der Test an. Bei diesem Test wird der Proband nach einmaliger Instruktion aufgefordert möglichst schnell abwechselnd links und rechts einen Fuß auf eine 18cm hohe Stufe zu setzen (siehe Abbildung 4). Es werden 8 Schritte durchgeführt. (Tiedemann et al., 2008, Berg et al, 1989) Modifiziert wurde der Test dahingehend, dass die Probanden Schuhe tragen durften und die Stufentiefe auf 24 cm reduziert wurde (vgl. Jansenberger et al., 2016).

Mod. 5 chair rise Test



Abbildung 5
 Der Proband wird aufgefordert einmal mit vor der Brust überkreuzten Armen aufzustehen. Ist das nicht möglich, muss von einem erhöhten Sturzrisiko ausgegangen werden. (Guralnik et al, 1994, Withney et al, 2005) Die Person wird gebeten so schnell als möglich fünfmal hintereinander aufzustehen. Die Arme sind dabei vor der Brust überkreuzt. Es ist wichtig, dass sich der Proband ganz hinsetzt, ohne mit dem Rücken die Lehne zu berühren und auch wieder ganz aufsteht. Die Zeit wird gemessen vom erstmaligen Verlassen des Stuhls bis zum letzten Stand (Guralnik et al, 1994, Withney et al, 2005) Die Höhe des Stuhls soll einer standardisierten Stuhlhöhe entsprechen (45cm). Der Stuhl sollte an der Wand stehen, um ein Wegrutschen oder Kippen zu vermeiden. Der fünfmalige Aufstehetest wurde basierend auf den Ergebnissen der Untersuchung zur

Aufsteheschwindigkeit (vgl. Jansenberger et al., 2014) dahingehend modifiziert, dass die Probanden einen Beschleunigungsmesser am Brustbein halten, und angewiesen werden möglichst schnell aufzustehen. Dabei wird der Beschleunigungssensor von der testenden Person auf die Mitte des Brustbeins des Probanden gelegt. Der Proband legt die flachen Hände übereinander mit festem Druck darauf (siehe Abbildung 5). Der Proband wird instruiert die Hände fest am Körper zu belassen. Aufgrund der hohen Aussagekraft der Aufsteheschwindigkeit und des Kraftstoßes (vgl. Jansenberger et al., 2014) wird die Unterstützung eines Beschleunigungsmessers beim fünfmaligen Aufstehetest empfohlen. (vgl. Doheny et al., 2011).

Counter movement jump (CMJ)

Am Proband wird ein Beschleunigungsmesser (vgl. Casartelli et al, 2010, vgl. Castagna et al., 2012) rechtsseitig am Becken befestigt. Die



Abbildung 6
 Oberkante des Beschleunigungsmessers schließt mit dem Beckenkamm ab. Der Proband stützt die Hände in die Taille. Auf ein akustisches Signal beugt der Proband die Beine bis zu einem ungefähren Kniewinkel von 90° und versucht aus der Beugung möglichst hoch zu springen (siehe Abbildung 6). Dabei ist das Beinbeugen und Bein Strecken möglichst schnell zu absolvieren. Von fünf Versuchen wird der Beste gewertet.

Statistik

Die erhobenen Daten stammen von Personen, die geburtsblind, im Laufe des Lebens erblindet und stark sehbeeinträchtigt sind.

Für die Bestimmung der optimalen Cut-off Werte der oben beschriebenen Testmethodiken zur Unterscheidung von Stürzern und Nicht-Stürzern wurden ROC-Kurven ermittelt und für zehn Kriterien der sieben genannten Assessments folgende Indizes berechnet:

Youden-Index: Sensitivität + Spezifität -1	Auswahl: Maximum (Y)
Distanz zu (0/1): $\sqrt{(1 - \text{Sensitivität})^2 + (1 - \text{Spezifität})^2}$	Auswahl: Minimum (D)
Differenz Sensitivität-Spezifität: abs(Sensitivität - Spezifität)	Auswahl: Minimum (DIFF)
Gewichtete Effizienz: p*Sensitivität + (1-p)*Spezifität	Auswahl: Minimum (EFF)

Zur Entwicklung einer Testbatterie für die Sturzrisikobestimmung wurde ein Logit-Modell ermittelt (Modellselektion stepwise). Eine Korrelationsmatrix zeigt lineare Abhängigkeiten zwischen den einzelnen Tests auf. Um der Heterogenität der Daten Rechnung zu tragen, wurde das Sturzrisiko auch unter Berücksichtigung des Sehrestes (vorhanden/nicht vorhanden) bestimmt. Die Analysen erfolgten mit SAS9.3.

Ergebnisse

Die Untersuchungsgruppe umfasste 74 Personen, davon waren 34 Frauen und 40 Männer. Von diesen äußerten 38 Personen (51%) mindestens einen Sturz innerhalb der vorausgegangenen 12 Monate und wurden daher als „Stürzer“ klassifiziert. Die Personengruppe hatte ein Durchschnittsalter von 36,86 Jahren, wobei Personen mit Sturzvorgeschichte im Schnitt 37,7 und Personen ohne Sturzvorgeschichte im Schnitt 36,0 Jahre alt waren. Die Personen befanden sich zum Zeitpunkt der Tests in einer Abklärungsphase in einer Rehabilitationseinrichtung, die spezialisiert darauf ist, Personen mit Sehbeeinträchtigungen ein möglichst selbständiges Leben zu ermöglichen.

Test	Nicht gestürzte Sehbeeinträchtigte	Gestürzte Sehbeeinträchtigte	Cut off Werte Sehbeeinträchtigte	Cut Off Werte Senioren (vgl. Jansenberger et al., 2016)
5 chair rise (F/Kg)	19,87 N/Kg	17,7 N/Kg	17,9 N/Kg	13,5N/Kg
Static Balance	51,8 sek.	41,9 sek.	49,9 sek.	42 sek.
Functional Reach	27,9cm	22,6cm	25cm	19,5cm
Alternate Step Test	8,49 sek.	11,62 sek.	9 sek.	11,5 sek.
Maximum Step Test	53,5cm	38,9cm	42cm	26,5cm
Counter movement Jump	23,6cm	19,4cm	20,6cm	

Tabelle 1.: Mittelwerte der motorischen Tests nach gebildeten Personengruppen und Cut off Werten mit Cut off Werten bei sehenden Senioren als Vergleich.

In Tabelle 1 dargestellt sind nun die ermittelten Cut-Off Werte der eingesetzten motorischen Tests zur Identifizierung von sturzgefährdeten Personen. Alle vier verwendeten Indizes liefern bei Späterblindeten übereinstimmende Ergebnisse. Ein Vergleich mit Ergebnissen aus Untersuchungen mit Senioren zeigt Abweichungen zu den Cut-Off Werten (vgl. Tabelle 1). Im Detail lässt sich festhalten:

- Beim 5 chair rise Test wird ein Cut-Off-Wert für die Aufstehgeschwindigkeit von 107,7 cm/s (63,6% Sens., 75% Spez.), für den maximalen Kraftstoß F(N)/KG von 17,9 N/KG (73,9% Sens. und 68,2% Spez.) und für die Zeit zur Bewältigung des fünfmaligen Aufstehens mit 9,5 Sekunden (74,3% Sens. und 68,8% Spez.) bestimmt. Die ersten beiden sollten über und die Zeit unterschritten werden.
- Beim Static Balance Test wird der Cut-Off-Wert in der vorliegenden Untersuchung mit 49,9 Sekunden (73,7% Sens., 69,4% Spez.) bestimmt. Es sollte somit mindestens der Tandem Stand die volle Zeit bewältigt werden.
- Der für den Functional Reach Test in der vorliegenden Untersuchung ermittelte Trennwert liegt bei 25cm (63,2% Sens. und 60,0% Spez.).
- Das für den Alternate Step Test vorliegende Testergebnis beträgt 9,0 Sekunden (73,1% Sens. und 72,0% Spez.) als Trennwert.
- Der Maximum Step Test sieht einen zu erreichenden Cut-Off von 42 cm vor (63,2% Sens. und 72,2% Spez.).
- Für die Sprunghöhe beim Counter movement jump wird ein Cut Off von 20,6 cm (75% Sens. und 62,5% Spez.) bestimmt.
- Für den 4m Gehetest lässt sich auf Grund der Missing-Werte bei dieser Stichprobe kein sinnvoller Cut Off bestimmen. Methodenabhängig variieren die Cut-Off-Werte, Sensitivitäten und Spezifitäten deutlich, so dass auf eine Interpretation verzichtet werden muss.

Es gab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen Späterblindeten und Sehbeeinträchtigten hinsichtlich ihrer motorischen Fähigkeiten, jedoch statistisch signifikante Unterschiede zwischen Personen mit und ohne Sturzvorgeschichte hinsichtlich ihrer motorischen Leistungsfähigkeit.

Im Logit-Modell zur Ermittlung einer Testbatterie wurden die Variablen 5chr Zeit in Sekunden und Static Balance Test als signifikante Parameter identifiziert. Beide Variablen haben einen prognostischen Wert zur Sturzrisikobestimmung.

Die Korrelationsmatrix (vgl. Tabelle 2) zeigt, dass der Kraftstoß gemessen beim 5 chair rise Test neben den anderen Variablen desselben Tests mit dem Counter movement jump und der maximalen Schrittlänge korreliert. Ebenso korreliert der Alternate Step Test mit dem Kraftstoß (N/Kg), der maximalen Schrittlänge und dem

Counter movement jump. Der Functional reach Test korreliert mit dem Maximum Step Test, was durch die Zuordnung zum proaktiven Gleichgewicht (vgl. Jansenberger et al., 2016) begründet werden kann. Der Static Balance Test weist geringere Korrelation zu den anderen Tests und korreliert nicht mit dem Alternate Step Test. Der 4m Gehstest weist keine Korrelationen zu den anderen Tests auf.

	ST_se c	5chr_s ec	5chr_c ms	5chr_FK G	MSL_l i	MSL_r e	AST_Se c	FR_c m	4m_Diff	CMJ_c m
ST_sec	1,00									
5chr_sec	-0,24*	1,00								
5chr_cms	0,32*	-0,60*	1,00							
5chr_FKG	0,34*	-0,62*	0,54*	1,00						
MSL_li	0,35*	-0,34*	0,53*	0,37*	1,00					
MSL_re	0,35*	-0,34*	0,54*	0,40*	0,98*	1,00				
AST_Sec	-0,24	0,38*	-0,44*	-0,57*	-0,53*	-0,51*	1,00			
FR_cm	0,30*	-0,39*	0,28	0,22	0,64*	0,63*	-0,39*	1,00		
4m_Diff	0,033	-0,09	0,19	0,10	0,07	0,03	-0,15	0,22	1,00	
CMJ_cm	0,40*	-0,57*	0,74*	0,44*	0,55*	0,54*	-0,50*	0,41*	0,44*	1,0000

Tabelle 2.: Korrelationen der einzelnen motorischen Tests

Diskussion

Die Ergebnisse der Untersuchung zeigen auch bei dieser Zielgruppe die mäßige Unterscheidungsgenauigkeit zwischen sturzgefährdeten und nicht-sturzgefährdeten Personen der bestehenden motorischen Einzeltests, wie sie auch bei Senioren bekannt ist (vgl. Jansenberger et al., 2016).

Für die einzelnen Tests ergeben sich folgende erwähnenswerte Punkte: Für den Static Balance-Test ist in der Literatur der Tandemstand mit offenen Augen oft als Unterscheidungskriterium für Sturzgefährdung zu finden. Bei Senioren kann der Cut off auch deutlich niedriger angesetzt werden (vgl. Tabelle 1). Bei stark sehbeeinträchtigten Personen ist der Tandemstand aber ein gutes Unterscheidungskriterium, ob eine Person aufgrund der statischen Balance sturzgefährdet ist, oder nicht.

Der Functional reach Test wird in der Literatur mit einem Trennwert zwischen 18,5 und 25 cm bei Senioren angegeben (vgl. Jansenberger et al., 2016, vgl. Thomas et al., 2005, vgl. Dite et al., 2002, vgl. Duncan et al., 1990). Für stark sehbeeinträchtigten Personen wird ein Cut off von 25cm erstellt.

Der Cut-Off beim Maximum Step Test liegt, gemessen

von Fußspitze hinterer zu Ferse vorderer Fuß, deutlich über den für Senioren gültigen Werten. Der Cut-Off liegt, wie beschrieben bei 42cm.

Beim Alternate Step Test ist, um als nicht sturzgefährdet zu gelten, eine Zeit unter 9 Sekunden (vgl. Tabelle 1) zu erreichen. Dieser Wert ist deutlich schneller als für unbeeinträchtigt sehende Senioren.

Der Cut off Wert beim Counter movement jump liegt

bei 20,6 Zentimetern. Für diesen Test fehlen aussagekräftige Vergleichsmöglichkeiten aus dem Bereich des Sturzrisikoassessments.

Die Ergebnisse des 5 chair rise Tests zeigen auch bei dieser Zielgruppe die sinnvolle Unterstützung beim Assessment der Beinkraft eines Beschleunigungssensors auf. Im Vergleich zu Beschleunigungsmesser unterstützter Kraftbeurteilung bei Senioren (vgl. Jansenberger et al., 2014, 2016, Ejupi et al. 2016) zeigen sich deutlich höhere Cut

off Werte bei sehbeeinträchtigten Personen mittleren Alters. Dieser Umstand lässt sich damit begründen, dass aufgrund der fehlenden oder stark eingeschränkte visuellen Kontrolle auch häufiger reaktive und kraftintensivere Bewegungsantworten auf einen Gleichgewichtsverlust gefordert werden. Das muss als Argument für ein regelmäßiges (Schnell-)Krafttraining gewertet werden. Wie man auch von unbeeinträchtigt sehenden Senioren weiß, steigt das Sturzrisiko durch den Risikofaktor „Schwäche der unteren Extremität“ deutlich an. Geringe Muskelkraft korreliert mit der Gehgeschwindigkeit und gilt als ein Indikator für erhöhte Mortalität (Rantanen, 2002) und körperlichen Behinderungen (Metter et al., 2002). Diese beschriebene Korrelation wird auch bei den hier erhobenen Tests durch die Korrelation der maximalen Schrittlänge, mit dem Alternate Step Test und dem Kraftstoß N/KG deutlich. Alters- und aktivitätsbedingt kommt es zu einem sehr hohen Rückgang von Schnell- und Maximalkraft (Skelton et al., 1994, Strass et al., 2000, Granacher et al., 2010) und somit zu einem erhöhten Sturzrisiko. Aus diesem Grund müssen gerade stark sehbeeinträchtigten Personen im mittleren Lebensalter regelmäßiges Krafttraining betreiben, um diesem Prozess vorbeugen zu können. Dabei hilft regelmäßiges Krafttraining altersbedingte Veränderungen des Gangbilds positiv zu beeinflussen (Persch et al., 2009).

Da sich die getesteten Personen nur hinsichtlich ihrer Sturzbiographie nicht aber aufgrund ihrer Sehbeein-

trächtigung unterscheiden, müssen keine unterschiedlichen Normwerte für Vollblinde und stark sehbeeinträchtigte Personen gebildet werden. Um das Sturzrisiko in möglichst kurzer Zeit abschätzen zu können, empfiehlt sich das gebildete Modell aus der gemessenen Zeit beim 5 chair rise Test und dem Static Balance Test. Die anderen Tests können eingesetzt werden um spezifisch andere Teilbereiche der Balance und der Schnellkraft zu erheben.

Schlussfolgerung

Da sich späterblindete, blinde und stark sehbeeinträchtigte Personen nicht aufgrund ihrer Sehbeeinträchtigung, jedoch aufgrund ihrer Sturzbiographie bei den motorischen Tests unterscheiden, können einheitliche Cut-Off Werte zur Bestimmung des Sturzrisikos gebildet werden. Zur Bestimmung der (Schnell-)Kraft eignet sich der 5 chair rise Test, der mit Unterstützung eines Beschleunigungsmessers durchgeführt werden sollte. Anders als bei Senioren (vgl. Jansenberger et al., 2014) ist allerdings bei dieser Stichprobe auch die reine Zeitmessung ähnlich aussagekräftig. Neben dem Cut Off Wert für die Beinkraft und dem Trennwert beim Alternate Step Test ist auch der Trennwert beim Maximum Step Test deutlich strenger als ähnliche Werte bei Senioren, die eine übliche Zielgruppe zur Sturzprävention darstellen. Dies kann damit begründet werden, dass Personen mit Sehbeeinträchtigungen häufiger durch externe Faktoren aus dem Gleichgewicht gebracht werden, und somit über eine bessere reaktive Komponente des Gleichgewichts verfügen müssen. Das zeigt sich auch in den Korrelationen zwischen Kraftstoß, Alternate Step Test und Maximum Step Test. Während bei Senioren häufig das Gleichgewicht halten und das richtige Einschätzen von Distanzen im Vordergrund stehen, muss in der Arbeit mit stark sehbeeinträchtigten und späterblindeten Personen dem reaktiven Gleichgewicht noch deutlich mehr Aufmerksamkeit geschenkt werden.

Das Erstellen einer Testbatterie, ähnlich dem Sturz-Risiko Index (vgl. Jansenberger et al., 2016), ist bei dieser Zielgruppe und bei der geringen Stichprobengröße mit dem durchgeführten Modell als Kurztestbatterie möglich: Der 5 chair rise Test mit Zeitmessung und der Static Balance Test sind geeignet das Sturzrisiko bei späterblindeten und stark sehbeeinträchtigten Personen zu bestimmen. Nichtsdestotrotz sollten auch die dynamische Komponente des Gleichgewichts mit erhoben werden. Daher empfiehlt sich vor allem die zusätzliche Durchführung des Alternate Step Tests und des Maximum Step Tests.

Der counter movement jump ist als Kurztest ebenfalls

empfehlenswert, um das Sturzrisiko zu bestimmen. Neben mäßiger Unterscheidungsgenauigkeit ist vor allem die Korrelation zu allen anderen motorischen Tests hervor zu heben. Aus diesem Grund ist die Ermittlung der Sprunghöhe auch als Einzeltest bei späterblindeten und sehbeeinträchtigten Personen sehr zu empfehlen, sofern es gesundheitlich toleriert wird.

Die Durchführung der Tests soll neben der Sturzrisikobestimmung Schwachstellen aufdecken, die mittel spezifischen Trainingseinheiten ausgemerzt werden müssen. Durch dieses Vorgehen kann die geforderte individualisierte motorische Sturzprävention durchgeführt werden.

Quintessenz

Die Studie gibt erstmals Werte zur Einschätzung des Sturzrisikos anhand motorischer Tests bei Personen mit starken Sehbeeinträchtigungen im mittleren Lebensalter. Dadurch kann das Sturzrisiko mit mäßiger Genauigkeit nach den gemessenen Teilbereichen bestimmt werden. Die Trainingsplanung wird durch die Messung unterstützt. Außerdem zeigt sich, dass Personen mit starken Sehbeeinträchtigungen deutlich höhere motorische Fähigkeiten zur Alltagsbewältigung aufweisen müssen als vergleichsweise sehende Senioren, um als nicht sturzgefährdet zu gelten und um die Sehbeeinträchtigung kompensieren zu können.

Literaturverzeichnis

1. Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Gayton D. Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument. *Physiotherapy Canada*, 1989; 41: 304-311
2. Bohannon, R.W.: Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20-79 years: reference values and determinants. *Age Ageing*, 1997; 26(1): 15-19
3. Buckley JG, Heasley KJ, Twigg P, Elliott DB. The effects of blurred vision on the mechanics of landing during stepping down by the elderly. *Gait Posture* 2005; 21: 65-71. <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.12.001>
4. Casartelli N, Müller R, Maffiuletti NA. Validity and reliability of the Myotest accelerometric system for the assessment of vertical jump height. *J Strength Cond Res*. 2010 Nov; 24(11): 3186-93. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181d8595c
5. Castagna C, Ganzetti M, Ditroilo M, Giovannelli M, Rocchetti A, Manzi V: CONCURRENT VALIDITY OF VERTICAL JUMP PERFORMANCE ASSESSMENT SYSTEMS. *J Strength Cond Res*. 2012 May 29. [Epub ahead of print]
6. Coleman AL, Stone K, Ewing SK, Nevitt M, Cummings S, Cauley JA, et al. Higher risk of multiple falls among elderly women who lose visual acuity. *Ophthalmology* 2004; 111: 857-62. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ophtha.2003.09.033>
7. Doherty EP, Fan CW, Foran T, Greene BR, Cunningham C, Kenny RA: An instrumented sit-to-stand test used to examine differences between older fallers and non-fallers. *Conference Proceedings - IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2011; 3063-6. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6090837.
8. Duncan, P.W.; Weiner, D. K.; Chancler, J.; Studenski, S.: Functional reach: A new clinical measure of balance. In: *Journal of Gerontology* 45, 1990, 6, 192-197
9. Elliott DB, Patla AE, Furniss M, Adkin A. Improvements in clinical and functional vision and quality of life after second eye cataract surgery. *Optom Vis Sci* 2000; 77: 13-24. <http://dx.doi.org/10.1097/00006324-200001000-00009>
10. Elliott David B, Richard J Foster, David Whitaker, Andrew J Scally and John G Buckley: Analysis of lower limb movement to determine the effect of manipulating the appearance of stairs to improve safety: a linked series of laboratory-based, repeated measures studies, DOI: 10.3310/phr03080, *Public Health Research* 2015 Vol. 3, 8
11. Freeman EE, Muñoz B, Rubin G, West SK. Visual field loss increases the risk of falls in older adults: the Salisbury eye evaluation. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2007; 48: 4445-50. <http://dx.doi.org/10.1167/iovs.07-0326>
12. Freiburger E., Schöne D., 2010: Sturzprophylaxe im Alter – Grundlagen und Module zur Planung von Kursen, Deutscher Ärzteverlag
13. Gulich M, Zeitler H-P. Der Geh- und Zähl-Test. Ein einfacher Test zur Abschätzung des Sturzrisikos. *Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 2000; 125: 245-248
14. Guralnik JM, Simonsick EM, Ferrucci L, Glynn RJ, Berkman LF, Blazer DG, Scherr PA, Wallace RB: A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. *The Journals of Gerontology*, 1994; 49: M85-M94.
15. Jansenberger H., Schimetta W.: Der Five Chair Rise Test mit Accelerometrie zur Unterscheidung zwischen Stürzern und Nicht- Stürzern bei selbstständig lebenden Senioren, *Physioscience*, 2014, 10, 46-56
16. Jansenberger H, Wetzelhütter D. Validierung einer Testbatterie (Sturzrisiko-Index) zur Unterscheidung zwischen gestürzten und nicht gestürzten Personen und Identifizierung von durch Training modifizierbaren Parametern bei selbstständig lebenden und betreut/betreubar lebenden Senioren, *physioscience* 2016; 12: 1-10
17. Joergenson MG: Assessment of postural balance in community-dwelling older adults, *Dan Med J*, 2014; 61(1); B4775
18. La Grow SJ, Robertson MC, Campbell AJ, Clarke GA, Kerse NM. Reducing hazard related falls in people 75 years and older with significant visual impairment: how did a successful program work? *Inj Prev* 2006; 12: 296-301. <http://dx.doi.org/10.1136/ip.2006.012252>
19. Lamoureux EL, Chong E, Wang JJ, Saw SM, Aung T, Mitchell P, Wong TY. Visual impairment, causes of vision loss, and falls: the Singapore Malay Eye Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2008 Feb; 49(2): 528-33. doi: 10.1167/iovs.07-1036
20. Lord, S.R., Smith, S.T., & Menant, J.C.: Vision and falls in older people: Risk factors and intervention strategies. *Clinics in Geriatric Medicine*, 2010, 26, 569-581.
21. Medell JL, Alexander NB: A clinical measure of maximal and rapid stepping in older women, *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2000, 55A (8): 429-433
22. Newton M, Sanderson A.: The effect of visual impairment on patients' falls risk. *Nurs Older People*. 2013 Oct; 25(8): 16-21. doi: 10.7748/nop.2013.10.25.8.16.e489
23. Rubenstein LZ, Josephson KR: The epidemiology of falls and syncope. *Clin Geriatr Med*, 2002 18: 141-158
24. Schwartz S, Segal O, Barkana Y, Schwesig R, Avni I, Morad Y: The effect of cataract surgery on postural control. *Invest Ophthalmol Vis Sci*. 2005 Mar; 46(3): 920-4.
25. Steinman, B.A., Pynoos, J., & Nguyen, A.Q.D.: Fall risk in older adults: The role of self-rated vision, home modification, and limb function. *Journal of Aging and Health*, 2009, 21, 655-676.
26. Steinmann BA, Nguyen A, Leland NE: Falls-Prevention Interventions for Persons who are blind or visually impaired, 2011, *Insight: Research and Practice in Visual Impaired and Blindness*, Vol. 4, 2, S.83-91
27. Tiedemann A, Schimada H, Sherrington C, Murray S, Lord S.: The comparative ability of eight functional mobility tests for predicting falls in community-dwelling older people, *Age and Ageing*, 2008; 37: 430-435

Einfluss einer Kreatin-Supplementierung auf die Maximalkraftsteigerung und die Körperzusammensetzung

Zhan Yi-Xiang

Abstract

Hintergrund: Die Steigerung der Maximalkraft ist oft das oberste Ziel bei Sportlerinnen und Sportlern, insbesondere bei Kraftsportlern. Um diese Kraft schnellstmöglich zu steigern, unterzieht man sich diversen Trainingsmethoden aus der Trainingswissenschaft und ergänzt sie zusätzlich mit dem bekannten Supplement Kreatin Monohydrat.

Ziel: Das Ziel dieser Studie war es, den Einfluss einer Kreatin-Monohydrat-Supplementierung auf die Maximalkraft und die Körperzusammensetzung zu untersuchen.

Design: Für die Durchführung der Studie wurden Sportstudenten ($N = 18; 23 \pm 2$ Jahre) in zwei Gruppen ($N = 9$) eingeteilt und eine sechswöchige Trainingsintervention wurde durchgeführt. Die Kreatin- (Kr)-Gruppe nahm zusätzlich eine tägliche Dosis von 5 g Kreatin Monohydrat oral zu sich. Die Bestimmung der Maximalkraft über das „One repetition maximum (IRM)“ im Bankdrücken und an der Beinpresse erfolgte an drei Testterminen. Die Körperzusammensetzung wurde mithilfe der „Bioelektrischen Impedanz Analyse“ (BIA) durchgeführt.

Ergebnisse: In der Kreatin-Gruppe kam es zu einer höchst signifikanten Steigerung des Gesamtmittelwertes im Bankdrücken (+9,7 %) und in der Kontrollgruppe zu einer hoch signifikanten Steigerung (+5,91 %). An der Beinpresse kam es zu keiner signifikanten Verbesserung. Vom Ausgangstest zum Retention-Test konnte der Kreatin-Gruppe keine signifikante Verschlechterung nachgewiesen werden, wobei es in der Kontrollgruppe zu einem hoch signifikanten Leistungsabfall an der Beinpresse (-7,3 %) und im Bankdrücken (-3,45 %) kam. Zu keiner signifikanten Veränderung kam es in der Körperzusammensetzung. Ein Unterschied zwischen den Gruppen konnte nicht festgestellt werden.

Schlussfolgerung: Die tägliche Einnahme von 5 g Kreatin Monohydrat weist einen positiven Einfluss auf die Maximalkraftsteigerung im Bankdrücken auf. Es ist aber nicht eindeutig belegt, ob die Leistungssteigerung innerhalb von sechs Wochen ausschließlich durch das Kreatin hervorgerufen wurde.

Schlüsselwörter: Kreatin, Supplement, Maximalkraft, Körperzusammensetzung

Zum Autor

YiXiang Zhan macht gerade seinen Bachelorabschluss als Sportwissenschaftler an der Universität Salzburg. Er ist begeisterter Allroundsportler und befasst sich besonders mit der Materie des Krafttrainings.



Einleitung

Das Hauptaugenmerk bei Sportlern liegt darauf, die Leistung in deren sportlicher Tätigkeit zu steigern. Dies kann insbesondere durch gezieltes Krafttraining angestrebt werden. Speziell in Kraftsportarten ist es das oberste Ziel, die Maximalkraft zu steigern, um so die sportliche Leistungsfähigkeit zu verbessern.

Für eine Erhöhung der Maximalkraft gibt es in der Trainingswissenschaft verschiedene Trainingsmethoden. Eine der essenziellen Trainingsmethoden ist die Myofibrillären Hypertrophie, bei der es durch eine gezielte Wahl der Last und der Wiederholungsanzahl zu einer Zunahme von Sarkomeren und Myofibrillen in paralleler Anordnung kommt. Dadurch nimmt der Muskelquerschnitt zu (vgl. Schoenfeld, 2010).

Um diese Prozesse zu beschleunigen, möglichst schnell eine Steigerung der Maximalkraft zu erzielen und so die sportliche Leistung zu erhöhen, wird oft auf Nahrungsergänzungsmittel zurückgegriffen. Ein Produkt, welches in jedem Fachhandel für Sporternährung erwerbbar ist, lautet Kreatin (Kr), auch bekannt als „Turbolader“. Dieses Supplement ist bekannt für dessen leistungssteigernde Wirkung, wodurch es oft mit Dopingmitteln verglichen wird.

Kreatin ist ein körpereigener Wirkstoff, der den Muskel mithilfe von Kreatinphosphat (KP) kontrahieren lässt. Es wird in der Leber, in den Nieren und in der Bauchspeicheldrüse aus den Aminosäuren Arginin, Glycin und Methionin hergestellt. Durch diese körpereigene Kreatinsynthese kann täglich etwa 1 g Kreatin hergestellt werden. Zusätzlich nimmt der Körper über Nahrungsmittel (z. B. Lachs, Rindfleisch, Schweinefleisch, ...) täglich ca. 1 g Kr zu sich. Übersteigt die Kreatinaufnahme den körpereigenen Bedarf, erfolgt eine Ausscheidung über die Niere – in Form von Kreatinin (vgl. Neumann, 2016).

Insgesamt sind im Körper 120 bis 140 g Kreatin gespeichert, welches sich zu 95 % in der Skelettmuskulatur und zu 5 % im Blut befindet (vgl. Neumann, 2016). Pro Kilogramm Muskel können zwischen 3 g und 5 g Kr gespeichert werden. In der Muskulatur ist Kreatin als KP gespeichert und stellt zusammen mit Adenosintriphosphat (ATP) die Energiequelle für die Kontraktionen der Muskulatur dar (vgl. Schulte-Weber, 2004). Es ist für die anaerobe Energiebereitstellung verantwortlich. Kreatin stellt demnach Energie für die Kontraktion der Skelettmuskulatur bei schnell- und maximal kräftigen Bewegungen, wie z. B. Sprint, Gewichtheben, Kugelstoßen, etc., bereit. Dabei wird KP unter ATP-Verbrauch

innerhalb von Sekunden wiederhergestellt (vgl. Elmadfa, 2004). Nach jeder Kontraktion wird ein Phosphatsäurerest freigesetzt, welcher Kr aufnimmt und dadurch zu Kreatinphosphat wird.

Dieser Phosphatsäurerest entsteht durch die Umwandlung von ATP zu Adenosindiphosphat (ADP). Das entstandene KP dient als Spender des Phosphatsäurerests für den Aufbau von ADP zu ATP, welches für die erneute Muskelkontraktion zur Verfügung steht (vgl. Schulte-Weber, 2004).

Meistens wird Kr in Form von „Loading“, auch Lade-phase genannt, eingenommen. Hierbei wird in den ersten fünf bis sieben Tagen eine Gesamtdosis von 20 bis 30 g Kr pro Tag auf 4 bis 6 Einzeldosen über den Tag verteilt aufgenommen. Im Anschluss erfolgt eine Erhaltungsphase, wo eine tägliche Dosis von 3 bis 5 g Kr zugeführt wird.

Ein höherer Konsum von Kr erhöht den KP-Speicher im Körper, somit wird die Leistungsfähigkeit der Kraft verbessert (vgl. Stout, 2008). Diese Erkenntnis unterstützt Kruszewski (2011) mit seiner Untersuchung, in der er den Einfluss einer vierwöchigen Kreatin-Supplementierung auf die Maximalkraft in Bankdrücken, Kniebeugen und Kreuzheben untersuchte. Dabei wurde eine Ladephase bei „Powerliftern“ aus dem polnischen Nationalteam durchgeführt. Es kam einerseits zu einer signifikanten Steigerung der Maximalkraft und andererseits zu einem signifikanten Rückgang der Fettmasse.

Auch die Studie von Becque et al. (1999) zeigte eine Steigerung von 29,9 % der Maximalkraft des Armbeugers bei Gewichthebern ohne Erfahrung mit Kreatin nach einer sechswöchigen Intervention. Dabei wurde ebenfalls eine Ladephase angewendet. Eine signifikante Steigerung des „One repetition maximum“ (1RM) in Bankdrücken und Kniebeugen zeigt ebenfalls die Studie von Garazhian (2013). Dabei wurden, über sechs Wochen mithilfe einer Ladephase, 18 Probanden mit Erfahrung im Krafttraining untersucht.

Pearson et al. (1999) hinterfragten die Ladephase und untersuchten die Auswirkung einer geringeren Kreatin-Dosis von 5 g pro Tag. Dabei wurden College-Football-Spieler in Bankdrücken und Kniebeugen getestet. Nach einer zehnwöchigen Trainingsintervention zeigten sich signifikante Steigerungen bei den untersuchten Übungen. Dies beweist, dass nicht nur eine Ladephase zu einer deutlichen Steigerung der Maximalkraft führt. Im Hinblick auf den derzeitigen Wissensstand aus diesen Studien (vgl. Garazhian, 2013; Hoffman, 2006; Kruszewski, 2011) kann vermutet werden, dass durch eine zusätzliche Kreatin-Einnahme in Form von Kreatin Mo-

nohydrat der Kr-Gehalt im Körper steigt. Nun stellt sich die Frage, ob es bei derselben Menge von 5 g Kr Monohydrat pro Tag nach einer Kurzzeitintervention von sechs Wochen ebenfalls zu aussagekräftigen Steigerungen in der Maximalkraft kommen kann. Zusätzlich werden noch Parameter der Anthropometrie und der Körperzusammensetzung auf mögliche Veränderungen geprüft.

Methodik

Für die Studie wurden 20 Sportstudenten (23 ± 2 Jahre) auf freiwilliger Basis rekrutiert, wobei zwei Personen krankheitsbedingt ausfielen. Die Probanden wurden ausführlich über die Studie und ihre Risiken aufgeklärt und durften in den letzten vier Monaten kein Kreatin Monohydrat konsumiert haben.

Die Verteilung der Testpersonen zu den Gruppen erfolgte nach Trainingslevel, welches durch die Anzahl der Trainingseinheiten (TE) pro Woche kategorisiert wurde (Anfänger < 1 TE/Woche; Mittel > 1 und < 3 TE/Woche; Fortgeschritten > 3 TE/Woche). So ergaben sich hinsichtlich des Trainingslevels eine homogene Kr-Gruppe und eine Kontrollgruppe mit jeweils neun Teilnehmern, bestehend aus vier Anfänger, drei Mitteltrainierte und drei fortgeschrittene Personen.

Wie in Abb. 1 ersichtlich, erfolgten die Messungen an drei Testterminen. Die Trainingsintervention im Ausmaß von sechs Wochen fand in der Zeit zwischen dem Eingangs- (ET) und Ausgangstest (AT) statt. In der Zeit zwischen dem Ausgangstest und dem Retention-Test (RT) wurde eine Regenerations- bzw. trainingsfreie Zeit im Ausmaß von zwei Wochen eingelegt.

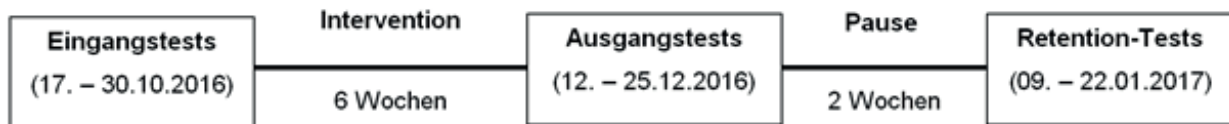


Abb. 1: Zeitplan der Studie

Beide Gruppen wurden aufgefordert, nach dem vorgegebenen Trainingsplan zu trainieren. Zusätzlich wurde die Kr-Gruppe aufgefordert, die vorgegebene Menge an Kreatin Monohydrat (5 g/Tag), an Trainingstagen 30 Minuten vorher und an trainingsfreien Tagen morgens auf leerem Magen, mit ca. 200 ml Wasser verrührt einzunehmen.

Ablaufplan der Testtermine

1. Bio-Impedanz-Analyse
2. Messung der Anthropometrie
3. Allgemeines Aufwärmen am Fahrradergometer
4. Übungsspezifisches Aufwärmen an Flachbank und Beinpresse
5. Ermitteln des IRM an der Flachbank und Beinpresse
6. Ermittlung der Muskelleistung beim Bankdrücken

Die Bestimmung der Körperzusammensetzung erfolgte mithilfe der Bioelektrischen Impedanz-Analyse (BIA; Data Input Nutriguard-M, Germany). Die BIA misst den Widerstand bei Frequenzen von 5 kHz, 50 kHz und 100 kHz mithilfe von am Körper angebrachten Elektroden.

Dabei wurden folgende Daten erfasst:

- Ganzkörperwasser (Total Body Water – TBW)
- Magermasse (Lean Body Mass – LBM)
- Körperfett (Body Fat – BF)

Die BIA-Messung wurde nach einer zehnmütigen Liegephase/Ruhephase durchgeführt. Vor Antritt der Messung wurden alle Testpersonen aufgefordert, nüchtern zu erscheinen. D. h. die Probanden durften 3–4 Stunden vor der Messung keine Nahrung aufnehmen, 1 Stunde vorher keine Flüssigkeit zu sich nehmen und mussten mindestens 30 Minuten vorher die Harnblase entleert haben. Zusätzlich durfte zwölf Stunden vor der Testung kein Sport betrieben werden (vgl. Data Input GmbH, 2005).

Die Umfänge an den Extremitäten wurden mittels Maßband, jeweils an der dicksten Stelle des Oberarms, der Brust und des Oberschenkels, gemessen. Das Körpergewicht wurde mithilfe einer geeichten Waage erhoben. Die Umfänge an Oberarm und Oberschenkel wurden unter maximaler Kontraktion gemessen. Der Brustumfang wurde im nicht angespannten Zustand erfasst.

Nach fünfminütiger Aufwärmbelastung auf dem Fahrradergometer und den zwei übungsspezifischen Aufwärmsets an Flachbank und Beinpresse (Precor Hack Slide

603, USA) zu je 15 Wiederholungen erfolgte die Ermittlung der Maximalkraft (F_{max}) mithilfe der „One repetition maximum“-Methode.

Das IRM ist eine Methode, um die individuelle Maximalkraftleistung bei der ausgewählten Übung zu ermitteln. Dabei wird das Gewicht sukzessive gesteigert, bis keine vollständige und korrekte Ausführung der Übung mehr möglich ist. Die Last musste in einer korrekten Bewegungsausführung ohne externe Hilfe bewältigt werden. Als ungültig zählte eine inkomplette Ausführung der Bewegung bzw. das Nichtbewältigen der gegebenen Last. Die Last wurde in einem Intervall von 2,5 kg an der Flachbank und um 5 kg an der Beinpresse gesteigert, bis der Proband nicht mehr selbstständig in der Lage war, die Last den Gültigkeitskriterien entsprechend zu bewältigen. Zwischen den Versuchen wurde eine Pause von drei bis fünf Minuten eingehalten.

Im Anschluss wurde die Muskelleistung bei 80 % der F_{max} des Eingangstests im Bankdrücken bestimmt. Die mechanische (Muskel-)Leistung ist die umgesetzte Energie in einer Zeitspanne und ergibt sich aus dem Produkt von Kraft und Geschwindigkeit. Für die Messung wurde das „Muscle Lab Messsystem“ mithilfe einer Schlaufe an der Langhantel angebracht, welches die Geschwindigkeit der positiven Bewegungsausführung misst. Das Gewicht wurde dreimal infolge schnellstmöglich und explosiv nach oben bewegt und kontrolliert nach unten geführt. Aus den drei resultierenden Leistungswerten wurde der höchste Messwert für den Vergleich herangezogen. Als Einnahmepräparat wurde Kreatin Monohydrat (Power Tec, Kreatin 100% Pur, Austria) verwendet.

Die Trainingsmethode

Das Training wurde nach der Standardmethode I gestaltet und dient dazu, eine myofibrilläre Hypertrophie zu erreichen, um so die F_{max} zu erhöhen. Bei der Standardmethode I handelt es sich um eine konzentrische Arbeitsweise des Muskels mit einer Intensität von 80 % der F_{max} . Dabei werden jeweils in drei Sätzen acht bis zehn Wiederholungen ausgeführt und es wird eine Serienpause von drei bis fünf Minuten (min) eingehalten. Die Übungen bestanden ausschließlich aus freien Hantelübungen. Dies stellt höhere Anforderungen an die Muskelkoordination und erfordert Bewegungsstabilisierung. Durch die hohe Anzahl an Freiheitsgraden werden mehrere Gelenke bewegt und damit wird eine größere Zahl von Muskelgruppen gleichzeitig trainiert. Zusätzlich fördern diese Übungen die intermuskuläre Koordination und sorgen so für den Aufbau einer funktional arbeitenden Muskulatur und in weiterer Instanz damit auch für

mehr Muskelkraft (vgl. Berschin, 2011). Das Trainingsgewicht von 80 % des 1RM wurde bei jeder Übung eigenständig festgelegt, was einem Wiederholungsbereich von 8 bis 10 entsprechen sollte. Dabei wurde auf Progression trainiert, um so die 80 % der Fmax. zu gewährleisten. Die Übungen und der Ablauf des Trainings wurden vor Beginn der Intervention ausführlich besprochen und vorgeführt.

Der Trainingsplan

Der Plan ist nach dem Prinzip des „Druck-Zug-Split (Push/Pull)“ aufgebaut. Bei diesem Trainingsplit wurden die Trainingseinheiten in Druck- und Zugübungen unterteilt. Zu den Druckübungen zählen alle, bei denen das Gewicht vom Körper weggedrückt wird. Zugübungen sind alle, bei denen das Gewicht zum Körper herangezogen oder der Körper zu einem Objekt gezogen wird (vgl. Stoppani, 2016). Der Unterkörper wird an einem zusätzlichen Trainingstag trainiert. Daraus ergab sich ein 2er-Split-Trainingsplan, wobei auf zwei Tage aufgeteilt der gesamte Körper trainiert wurde, wie Tab. 1 verdeutlicht. Pro Woche wurden drei Trainingseinheiten absolviert. Eine Einheit bestand aus einem allgemeinen Aufwärmen, den Trainingsübungen und dem Cool-down.

Die Teilnehmer wurden aufgefordert, nicht an drei aufeinanderfolgenden Tagen zu trainieren, da sonst die Gefahr an einer Überbelastung bestanden hätte.

Es wurde darauf hingewiesen, die Trainingstage selbstständig so zu wählen, dass nach mindestens zwei Trainingseinheiten ein Regenerationstag eingelegt wird. So konnte eine gute Erholung der beanspruchten Muskulatur gewährleistet werden.

Die Übungen wurden blockweise ausgeführt. D. h. es wurde parallel in der 3–5-minütigen aktiven Pause zwischen den Durchgängen eine Zug-Übung bzw. eine Core-Übung ausgeführt.

Trainingsplan – 2er-Split

Push/Pull		Legs/Core	
Aufwärmen 10 min und gelenkspezifisches/übungsspezifisches Aufwärmen 5 min			
Übung	3 x 8–10 Wdh. 80% 1RM	Übung	3 x 8–10 Wdh. 80% 1RM
Kurzhandel Flachbankdrücken		Kniebeugen	
Langhandelrudern		Sit-ups	
Butterfly		Kreuzheben	
T-Bar-Rudern		Klappmesser	
Überzüge		Ausfallschritte	
Hyperextension		Hüftheben im Seitstütz	
10 min Cool-down – lockeres Auslaufen			

Tab. 1: Trainingsplan für beide Gruppen

Datenauswertung

Alle ermittelten Daten der Studie wurden mithilfe des Statistik-Bearbeitungsprogramms „IBM SPSS Statistics 18.0“ ausgewertet. Für eine grafische Darstellung der Werte wurden Diagramme durch das Microsoft Programm „Excel 2010“ erstellt. Die statistische Analyse der Hypothesen erfolgte mittels einer mehrfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung im SPSS.

Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ = signifikant, $p < 0,01$ = hoch signifikant und $p < 0,001$ = höchst signifikant festgelegt.

Die Auswertung der BIA-Daten für die Körperzusammensetzung erfolgte durch das Programm „Nutri Plus Software“.

Ergebnisse

Im Bankdrücken zeigte die Kr-Gruppe eine höchst signifikante Verbesserung von ET zu AT ($p = ,000^{***}$) und eine hoch signifikante Verbesserung von ET zu RT ($p = ,001^{**}$).

Die Kontrollgruppe zeigt ebenso eine signifikante Steigerung von ET zu AT ($p = ,006^{**}$) und einen hoch signifikanten ($p = ,008^{**}$) Abfall der Fmax. von AT zu RT (Abb. 2).

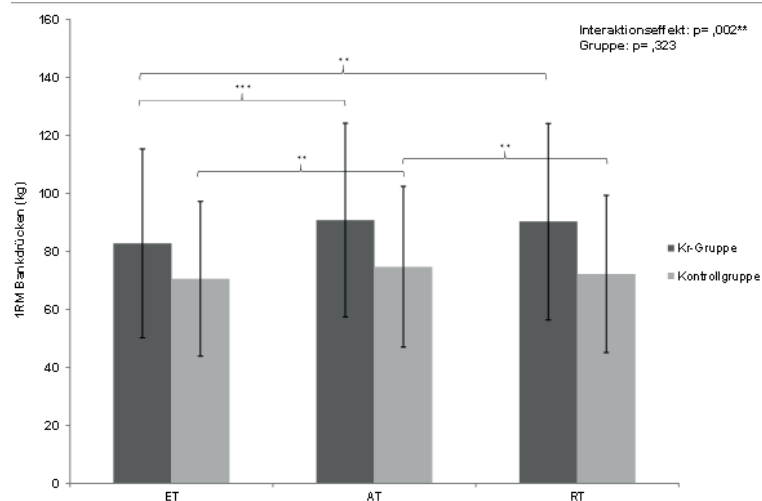


Abb. 2: Entwicklung der Maximalkraft im Bankdrücken innerhalb der beiden Gruppen über die 3 Testzeitpunkte; **hoch signifikanter Unterschied, ***höchst signifikanter Unterschied.

Keine signifikanten Ergebnisse ergaben die Daten der Beinpresse, bis auf den Leistungsabfall ($p = ,007^{**}$) der Kontrollgruppe von AT zu RT (Abb. 3).

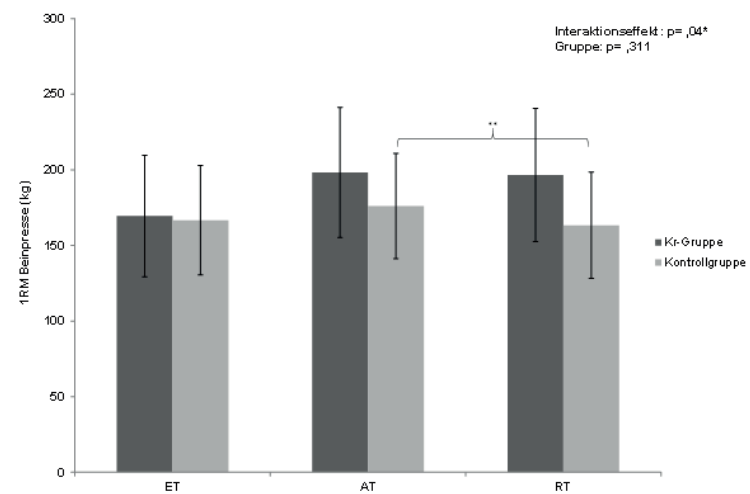


Abb. 3: Entwicklung der Maximalkraft an der Beinpresse innerhalb der beiden Gruppen über die 3 Testzeitpunkte; *signifikanter Unterschied, **hoch signifikanter Unterschied.

Die Mittelwerte der Muskelleistung bei 80 % des IRM aus dem Eingangstest ergaben eine Leistungssteigerung von ET zu AT ($p = ,002^{**}$) und von ET zu RT ($p = ,006^{**}$) in der Kreatin-Gruppe und keine Veränderung in der Kontrollgruppe (Abb. 4).

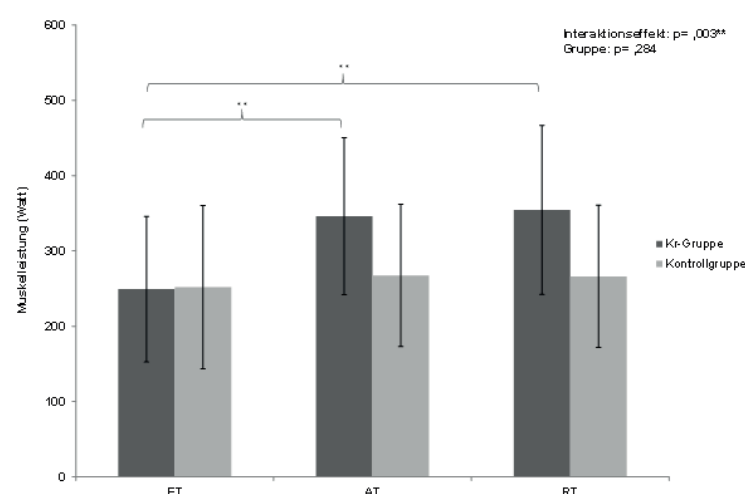


Abb. 4: Entwicklung der Muskelleistung in Bankdrücken innerhalb der Gruppen bei 80 % des IRM vom Eingangstest an den 3 Testzeitpunkten; **hoch signifikanter Unterschied

All diese Ergebnisse der Krafttests zeigen einen Unterschied innerhalb der Gruppen (Interaktionseffekt). Ein Unterschied zwischen den beiden Versuchsgruppen ist in allen gemessenen Parametern nicht gegeben (Gruppeneffekt).

Anthropometrie	Eingangstest	Ausgangstest	Retention-Test
Körpergewicht (kg)			
KreatinGruppe	76,00 ± 13,00	79,00 ± 13,00 ³	78,00 ± 13,00 ²
Kontrollgruppe	75,00 ± 12,00	75,00 ± 12,00	75,00 ± 12,00
Oberarmumfang (cm)			
KreatinGruppe	34,00 ± 4,00	35,00 ± 4,00	35,00 ± 4,00
Kontrollgruppe	33,50 ± 4,00	33,50 ± 4,00	33,50 ± 4,00
Oberschenkelumfang (cm)			
KreatinGruppe	58,50 ± 4,00	60,00 ± 3,50 ¹	60,00 ± 4,00
Kontrollgruppe	58,00 ± 4,00	59,00 ± 4,00	59,00 ± 4,00
Brustumfang (cm)			
KreatinGruppe	99,00 ± 9,00	104,00 ± 10,00 ²	102,50 ± 9,50 ¹
Kontrollgruppe	96,00 ± 8,00	99,00 ± 9,00 ¹	98,00 ± 8,00
BIA-Daten			
Körperfett (%)			
KreatinGruppe	17,00 ± 4,00	20,00 ± 4,00	20,00 ± 3,00
Kontrollgruppe	19,50 ± 6,00	20,00 ± 6,00	20,50 ± 6,00
Körperwasser (Liter)			
KreatinGruppe	45,50 ± 8,00	45,00 ± 7,00	45,50 ± 8,00
Kontrollgruppe	44,00 ± 8,00	43,50 ± 8,00	42,50 ± 7,50
Magermasse (kg)			
KreatinGruppe	57,50 ± 18,00	61,50 ± 10,00	62,00 ± 11,00
Kontrollgruppe	60,00 ± 10,50	59,50 ± 11,00	58,00 ± 10,00
Krafttests			
Bankdrücken (kg)			
KreatinGruppe	83,00 ± 32,50	91,00 ± 33,00 ³	90,00 ± 34,00 ²
Kontrollgruppe	70,50 ± 27,00	75,00 ± 28,00 ²	72,00 ± 27,00 ⁴
Beinpresse (kg)			
KreatinGruppe	169,50 ± 40,00	198,00 ± 43,00	197,00 ± 44,00
Kontrollgruppe	166,50 ± 36,00	176,00 ± 35,00	163,00 ± 35,00 ⁴
Muskelleistung (Watt)			
KreatinGruppe	249,22 ± 96,68	346,00 ± 104,22 ²	354,33 ± 112,27 ²
Kontrollgruppe	252,00 ± 108,39	267,56 ± 94,53	266,22 ± 94,53

Anmerkung: ¹signifikanter Unterschied zum Eingangstest; ²hoch signifikanter Unterschied zum Eingangstest; ³höchst signifikanter Unterschied zum Eingangstest; ⁴hoch signifikanter Unterschied zum Ausgangstest.

Tab. 2: Mittelwerte ± Standardabweichung der gemessenen Parameter zu den 3 Testzeitpunkten

An den Parametern der Anthropometrie ergaben sich keine signifikanten Veränderungen. So auch die Werte der „Bioelektrischen Impedanz Analyse“ (Tab. 2).

Diskussion

Es kam innerhalb der beiden Gruppen zu einer Verbesserung des IRM in Bankdrücken (Abb. 2). Dies kann rückschließend auf das Training zurückzuführen sein. Die deutliche Verbesserung ($p = ,000^{***}$) vom Eingangstest zum Ausgangstest in der Kreatin-Gruppe zeigt einen aussagekräftigeren Anstieg als den in der Kontrollgruppe ($p = ,006^{**}$). Dies könnte die Auswirkung von Kreatin eventuell hervorheben. Vor allem das gleichbleibende Ergebnis des Retention-Tests nach der zweiwöchigen Trainingspause verstärkt die Annahme, dass eine Supplementierung von Kreatin Monohydrat den Kr-Gehalt und Speicher im Körper erhöht und dadurch auch nach einer längeren Trainingspause das Niveau erhalten bleibt. Dies ist vergleichbar mit den Studien von Harris (1992) und Balsom et al. (1995).

An der Beinpresse konnte kein Effekt nachgewiesen werden. Die Tendenz

spricht jedoch für eine positive Auswirkung auf die Maximalkraft (+17 % von ET zu AT). Der Grund dafür könnte in der enormen Streuung der Ergebnisse liegen, da es extreme Abweichungen zum Mittelwert gibt. Jedoch ist trotz dieser hohen Standardabweichung ersichtlich, dass ein höherer Anstieg in der Arbeitsgruppe existiert. Ein weiterer Kritikpunkt ist die für diese Studie verwendete Beinpresse, welche für einige Testpersonen aufgrund der unterschiedlichen Körpergrößen nicht geeignet war. Aufgrund dessen musste die Beinpresse präpariert werden, um einen 90°-Winkel in der Kniebeuge zu erreichen. Bei großen Probanden erwies sich dies als sehr schwierig. Demnach wäre es angebracht, für die Testungen auf freie Kniebeugen, wie es auch Pearson et al. (1999) anwenden, oder auf eine andere Beinpresse auszuweichen.

Die Mittelwerte der Muskelleistung ergaben einen Anstieg bis hin zum Retention-Test (vgl. Abb. 4). Dies kann ein Effekt der Regenerationsfähigkeit oder auch der Nichteinhaltung der Trainingspause sein, da dies über diese Zeit nicht kontrolliert werden konnte.

Fragwürdige Ergebnisse ergaben die Werte der BIA (vgl. Tab. 2). Zu erkennen ist, dass der Körperfettanteil und die Magermasse angestiegen sind und der Körperwasseranteil ziemlich unverändert blieb. Diverse Studien (vgl. Kruszewski, 2008; Kreider, 1998; Syrotuk, 2004) zeigen eine signifikante Veränderung in den Bereichen Körperfett und Magermasse. Diese Abweichungen können aufgrund von Messfehlern, Leitungsproblemen der Elektroden oder auch durch das Messgerät selbst hervorgerufen werden. Darum wäre es eventuell ratsam, das BF mittels einer Caliperzange zu messen oder ein anderes Messgerät für die Körperzusammensetzung zu verwenden. Garazhian et al. (2013) verwendeten beispielsweise eine „Segmental multi-frequency bioimpedance analysis“ (SMFBIA), welche mithilfe von acht angebrachten Elektroden den Widerstand bei 5, 50, 250 und 500 kHz misst. Zusätzlich ist zu erwähnen, dass die Testpersonen keine Ernährungsvorgaben bekamen. Somit konnte kein standardisiertes Umfeld in Bereich der Nahrungsaufnahme geschaffen werden. Garazhian (2013) kontrollierte in seiner Studie die Ernährung so, dass alle Studienteilnehmer immer dasselbe zu essen bekamen. Die Studie ergab so eine signifikante Steigerung im Bereich Körperwasser und einen deutlichen Anstieg der Muskelmasse. Der Körperfettanteil hingegen blieb ziemlich unverändert.

Theoretisch verstärkt Kr die Wasserspeicherung, d. h. der Muskel kann mehr Wasser speichern und dadurch setzt eine Zellvergrößerung ein (vgl. Schulte-Weber, 2004). Jedoch blieb, wie bereits genannt, der Wasseranteil unverändert. Eine Veränderung an der Magermasse ist zu erkennen, jedoch sind diese Werte aufgrund des

gleichzeitig ansteigenden Körperfettanteils kritisch zu betrachten.

Die Werte der anthropometrischen Parameter zeigen einzelne Veränderungen (vgl. Tab. 2). Jedoch ist nicht genau nachweisbar, ob diese Veränderungen ausschließlich durch das Training oder das Supplement hervorgerufen wurden.

Zusätzlich gibt es noch den Aspekt der „Responder“ und „Non-responder“ zu betrachten. Greenhaff et al. (1994) stufen die „Responder“ bei einem Anstieg des KP und des im Muskel enthaltenen Kreatins von über 20 mmol/kg Magermasse ein und die „Non-Responder“ bei einem Anstieg von unter 10 mmol/kg Magermasse ein. Demnach wäre es noch sinnvoll, die Frage des „Responders“ und „Non-Responders“ abzudecken.

Schlussfolgerung

Grundsätzlich ergab sich aus der Studie eine signifikante Verbesserung innerhalb der Gruppen, insbesondere der Kr-Gruppe. Jedoch ergab die statistische Auswertung der Daten keinen Gruppeneffekt. Somit ist nicht genau nachweisbar, ob die Veränderungen durch das Supplement hervorgerufen wurden oder dem Training zuzuschreiben sind. Zudem kommt noch eine relativ hohe Standardabweichung hinzu. Diese Streuung könnte durch eine Gruppeneinteilung anhand der Eingangstestungen vermieden werden, da aufgrund der Eingangsdaten die Gruppen so verteilt werden können, dass die Ergebnisse der Krafttests innerhalb der Gruppen möglichst nahe beieinanderliegen. In den Studien von Becque et al. (1999) und Garazhian et al. (2013) wurde dieser Vorgang angewendet, wodurch sich eine Abweichung von ± 16 kg (vgl. Garazhian, 2013) ergab.

Wie in der Einleitung beschrieben, basieren die meisten Studien auf einer Ladephase und einer Langzeitintervention. Demnach ist es sinnvoll, die Studie mit den in der Diskussion genannten Vorschlägen zu wiederholen und zusätzlich vorab noch die Gruppengröße zu bestimmen, um dadurch aussagekräftigere Ergebnisse zu erlangen.

Zusammengefasst ist aufgrund der erlangten Ergebnisse und Daten die Hypothese, ob es einen Unterschied zwischen den Probanden mit einer Kr-Supplementierung und den Probanden ohne Supplementierung in Hinblick auf Maximalkraft, Körperzusammensetzung und Anthropometrie gibt, nicht eindeutig bestätigt. Die Tendenz neigt zu einem Unterschied, insbesondere ist an der Muskelleistung (vgl. Abb. 4) ersichtlich, dass sich die Kreatin-Gruppe bis zum Retention-Test hin verbessert hat, die Kontrollgruppe hingegen konstant blieb.

Literaturverzeichnis

1. Balsom, P., Söderlund, K., Sjodin, B. & Ekblom, B. (1995). Skeletal muscle metabolism during short duration high-intensity exercise: influence of creatine supplementation. *Acta Physiologica Scandinavica*, 154(3), 303–310.
2. Becque, M. D., Lochmann D. J. & Melrose R.D., (1999). Effects of oral creatine supplementation on muscular strength and body composition. *Journal of Medicine & Science in Sports & Exercise*, DOI: 0195-9131/00/3203-0654/0, 654–658.
3. Berschin, G. (2011). *Handbuch Muskelaufbau. Grundlagen – Programme – Spezialtraining*. Berlin: KVM – Der Medizin verlag.
4. Data Input GmbH. (2005). *Das BIA-Kompodium 3. Ausgabe*. Darmstadt: Data Input GmbH.
5. Elmadfa, I. (2004). *Ernährungslehre*. Stuttgart: Ulmer.
6. Garazhian, Y. & Azimkhani, A., (2013). Combined effects of prolonged Creatine supplementation and resistance training on muscular strength and body composition in collegiate athletes. *Pamukkale Journal of Sport Sciences*, 5, 60–74.
7. Greenhaff, P. L., Bodin, K., Söderlund, K., Hultman, E. (1994). Effect of oral creatine supplementation on skeletal muscle phosphocreatine resynthesis. *American Journal of Physiology*, 266, E725–E730.
8. Harris, R., Söderlund, K. & Hultman, E. (1992). Elevation of creatine in resting and exercised muscle of normal subjects by creatine supplementation. *Clinical Science*, 83(3), 367–374.
9. Hoffman, J., Ratamess, N., Kang, J., Mangine, G., Faigenbaum, A. & Stout, J. (2006). Effect of Creatine and Beta-Alanine Supplementation on Performance and Endocrine Responses in Strength/Power Athletes. *International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism*, 16, 430–446.
10. Kreider, R., Ferreira, M., Wilson, M., et al. (1998). Effects of creatine supplementation on body composition, strength, and sprint performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30(1), 73–82.
11. Kruszewski, M., (2008). Changes in maximal strength and body composition after different methods of developing muscle strength and supplementation with Creatine, L-Carnitine and HMB. *Biology of Sport*, 28, 145–150.
12. Neumann, G. (2016). *Ernährung im Sport (8. überarb. Aufl.)*. Aachen: Meyer & Meyer.
13. Pearson, D., Hamby, D., Russel, W. & Harris, T. (1999). Long-Term Effects of Creatine Monohydrate on Strength and Power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 13(3), 187–192.
14. Schoenfeld, B. J. (2010). The Mechanisms of Muscle Hypertrophy and their Application to Resistance Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(10), 2.857–2.872.
15. Schulte-Weber, D. (2004). *Creatin – Anwendung im Bodybuilding*. Arnsberg: Novagenetics.
16. Sporternährung Mitteregger GmbH. Creatin Pur 100%. Abgerufen am 03.09.2016 von <https://www.powertec-supplements.at/produkt/power-tec-creatin-pur-100-500g/>
17. Stoppani, J. (2016). *Krafttraining. Die Enzyklopädie*. München: Riva.
18. Stout, R. J., Antonio, J., Kalman, D. (2008). *Essentials of Creatine in Sports and Health*. New York City: Humana Press.
19. Syrotuk, D. & Bell, G. (2004). Acute creatine monohydrate supplementation: A descriptive physiological profile of responders vs. nonresponders. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18(3), 610–617.

sportbachelor – Die Plattform für (angehende) Sportwissenschaftler

Die Website www.sportbachelor.de wurde bereits im Jahr 2014 gegründet. Die ursprüngliche Idee war die eines Online-Lexikons für sportwissenschaftliche Begriffe. Es kamen jedoch einige weitere Ideen hinzu und mittlerweile ist sportbachelor mehr als nur ein Online-Lexikon. Die Zielgruppen von sportbachelor sind Sportstudenten und Sportwissenschaftler.

Das Netzwerk

Die Registrierung bei sportbachelor ist kostenlos! Der User kann ein Sportwissenschaftler-Profil erstellen und

dort seine Skills, Fortbildungen und Co. eintragen. Über eine detailreiche Mitgliedersuche können andere Sportwissenschaftler gefunden und als Kontakt hinzugefügt werden. Ein direkter Austausch über die Nachrichtenfunktion ist ganz einfach möglich. Im sportbachelor Netzwerk können Beiträge, Links, etc. gepostet, geliked und kommentiert werden.

Der Campus

Im sportbachelor Campus (campus.sportbachelor.de) können Sportstudenten für Anatomie, Trainingswissenschaften, Biomechanik und Co. lernen und sich auf Prüfungen vorbereiten. Hunderte Lernvideos, zahlreiche

Quizfragen, Lernkarten (LearningCards) und E-Books machen das Lernen spannend und abwechslungsreich. Doch nicht nur Sportstudenten kommen auf ihre Kosten. Das Online-Lexikon bietet allen Sportwissenschaftlern wichtige Informationen zu sportwissenschaftlichen Begriffen. In Zukunft werden im sportbachelor Campus zunehmend auch Praxisinhalte für die tägliche Arbeit von Sportwissenschaftlern angeboten. Dabei werden unter anderem Trainingsvideos und wissenschaftliche Studien (science goes practice) zu finden sein.

Eifrige Nutzer des Online-Campus werden mit Badges belohnt. Dabei handelt es sich um kleine Auszeichnungen in Form von Abzeichen, welche auch im User-Profil zu sehen sind.

Die Jobbörse

Die sportbachelor Jobbörse (jobs.sportbachelor.com) ist speziell auf die Bedürfnisse von Sportwissenschaftlern ausgerichtet. Einerseits können Sportwissenschaftler/Sportstudenten dort nach Jobs und Praktika suchen, andererseits können aber auch Lebensläufe hochgeladen werden. Arbeitgeber können dann in der Lebenslaufdatenbank nach geeigneten Kandidaten suchen. Jobsuchende können sich einen Job-Alarm für ihren Wunschjob erstellen und werden so per E-Mail benachrichtigt, falls ein passender Job geschaltet wird.

Chancen für (angehende) Sportwissenschaftler

Das Sportwissenschaftler-Profil ermöglicht es, die eigenen Skills und Kenntnisse zu präsentieren. Arbeitgeber haben die Möglichkeit, ganz detailliert nach dem passenden Sportwissenschaftler zu filtern.

Der sportbachelor Campus bietet die Möglichkeit, im Studium einfacher und effektiver zu lernen. Aber auch über das Studium hinaus soll der sportbachelor Campus die erste Anlaufstelle für Online-Kurse und Fortbildungen für Sportwissenschaftler werden. Die durch Fleiß erhaltenen Badges werden im Profil angezeigt und vermitteln potenziellen Arbeitgebern das Engagement und die Schwerpunkte des Sportwissenschaftlers.

Chancen für Arbeitgeber

Arbeitgeber haben dank des detaillierten Filtersystems die Möglichkeit, den für sie passenden Sportwissenschaftler zu finden. Alternativ kann kostengünstig eine klassische Jobanzeige in der Jobbörse geschaltet werden. Die Bewerbung erfolgt ganz einfach online, Arbeitgeber haben die Möglichkeit, Bewerber direkt über das Dashboard zu verwalten. Außerdem erhalten Arbeitgeber Aufruf-Statistiken für ihre Anzeigen.

Chancen für Werbetreibende

Es gibt wenige Plattformen, um mit Werbung gezielt Sportwissenschaftler anzusprechen. sportbachelor.de bietet Werbetreibenden genau diese Möglichkeit. Die Möglichkeiten reichen von klassischen Bannern über Video-Werbeanzeigen bis hin zu Anzeigen im ScienceUPDATE (siehe nächster Absatz). Bei Interesse wenden Sie sich an info@sportbachelor.de!

ScienceUPDATE

In unserem Fachbereich ist es sehr wichtig, ständig auf dem aktuellen Wissensstand zu bleiben. Im ScienceUPDATE fassen wir monatlich die wichtigsten neuen Beiträge aus wissenschaftlichen Journals anschaulich zusammen und nehmen Bezug auf die Bedeutung der Untersuchung für die Praxis. Das ScienceUPDATE erscheint jeweils am 1. des Monats und kostet 3,99 € (inkl. MwSt.) pro Ausgabe.

Blog

Wir bloggen regelmäßig über folgende Themen:

- News aus der Welt der Sportwissenschaft
- Tipps für das Sportstudium
- Tipps für die Jobsuche/Praktika
- Sparteignungsprüfung

Der Blog findet sich unter: www.sportbachelor.de/blog

PREMIUM

Mitglieder haben die Möglichkeit, von der kostenlosen Basis-Mitgliedschaft auf Premium upzugraden. Damit erhalten sie unbegrenzten Zugang zu Lernvideos, Quizfragen und E-Books im Campus. Außerdem werden zusätzliche Profildfelder freigeschaltet. Diese ermöglichen es, seine eigenen Fähigkeiten noch präziser zu beschreiben. Gemeinsam mit der Top-Position des eigenen Profils bei Suchanfragen kann somit die Aufmerksamkeit von potenziellen Arbeitgebern gesteigert werden. Ein weiterer Vorteil von Premium ist der Zugriff auf exklusive Rabatte unserer Kooperationspartner (u. a. Trainingsplan-Software, Fortbildungen, Sportartikel).

Christian Haslbeck

Gründer und Geschäftsführer



Jana Hoffmann

Gründerin und Geschäftsführerin



Seminare Institut Jansenberger

harald@jansenberger.at

Seminar	Datum	Ort
Sturzprävention Grundkurs	23.-25.10.2017	Fortbildungsakademie Linz (A) www.fortbildungsakademie.at
Sturzprävention Grundkurs	7.-9.11.2017	IFK e.V. Bochum (D) www.ifk.de
Sturzprävention BASIS und AUFBAU	17.-18.11.2017	AcuMax GmbH Bad Zurzach (CH) www.acumax.ch
Sturzprävention Grundkurs	1.-3.12.2017	Physiozentrum Wien (A) www.physio-zentrum.at
T.F.T. Test Feedback Training – Basis Seminar	28.9.2017	Institut Jansenberger, Linz (A)

Seminare Neuromotorik

info@neuromotorik.at

Seminar	Datum	Ort
NeuroMotorik - Kurze bewegte Spiele für Schulkinder in der Nachmittagsbetreuung	12.-13.7.2017	5020 Salzburg In Kooperation mit TEZ Salzburg
„Richtig Fit mit NeuroMotorik“	7.10.2017	1012 Wien In Kooperation mit ASVÖ Wien
Bundesseminar für BewegungserzieherInnen und Didaktikerinnen an BAen für Elementarpädagogik	8.-9.11.2017	5550 Radstadt In Kooperation mit BundesARGE für Bewegungserziehung - Bewegung und Sport an BAfEPs
2-teilige Fortbildung: Starke Basis Starke Kids: Basismotorische Fertigkeiten stärken und fördern.	15.11.2017 11.4.2018	5760 Saalfelden – Lenzing In Kooperation mit PH Salzburg - Pädagogische Werkstatt Pinzgau