

BACHELORARBEIT I und II

Titel der Bachelorarbeit

Reliabilität eines mobilen Messsystems zur kontinuierlichen Erfassung der Wirbelsäulenkrümmung

Verfasser

Elias Matousek

Elisabeth Schwärzler

angestrebter Akademischer Grad

Bachelor of Science in Health Studies (BSc)

St. Pölten, Februar 2018

Studiengang:

Studiengang Physiotherapie

Jahrgang

PT 15

Betreuerin / Betreuer:

Dr. Brian Horsak

EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG

Wir erklären, dass wir die vorliegende Bachelorarbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und uns auch sonst keiner unerlaubten Hilfe bedient haben.

Dieses Bachelorarbeitsthema haben wir bisher weder im In- noch im Ausland in irgendeiner Form als Prüfungsarbeit vorgelegt.

.....
Datum

.....
Unterschrift (Matousek)

.....
Datum

.....
Unterschrift (Schwärzler)

I. Abstract:

Reliabilität eines mobilen Messsystems zu kontinuierlicher Erfassung der Wirbelsäulenkrümmung

Einleitung: *Vivaback* ist ein vor Kurzem konzipiertes, mobiles Messgerät, zur kontinuierlichen Erfassung der Wirbelsäulenkrümmung in der Sagittalebene. Um ein Messgerät sinnvoll in der Praxis anwenden zu können und das Fehlerrisiko zu minimieren, muss es zuvor auf Validität und Reliabilität geprüft werden (Morrow & Jackson, 1993; Pagnacco, Carrick, Wright, & Oggero, 2015). Reliabel ist ein Messinstrument dann, wenn ein Test mehrmals unter den möglichst gleichen Bedingungen wiederholt wird und es möglichst gleiche Ergebnisse und demnach stabile Messwerte liefert. Ziel dieser Bachelorarbeit ist es, herauszufinden, ob *Vivaback* zuverlässig genug ist, um im therapeutischen Praxisalltag sinnvoll Anwendung zu finden.

Methodik: 20 gesunde ProbandInnen (60% Frauen und 40% Männer; Alter: 27,2 +/- 7 Jahre; Größe 171,3 +/- 10,9 cm; Gewicht: 68,9 +/- 14,9kg) absolvierten an zwei Tagen, zu je 3 Durchgängen einen standardisierten, drei-minütigen Parcours. Dreizehn Outcome-Parameter (6x Kalibrierung; 4x Position; 3x Aktivität) wurden ermittelt, deren Mittelwerte pro Proband und Tag erhoben und miteinander verglichen. Berechnet wurden SEM, MDC, RSME und systematische Unterschiede wurden geprüft.

Ergebnisse: Die Aktivitäten weisen eine sehr zufriedenstellende Reliabilität auf (SEM=1,0 ±0,1%). Bei den Positionsgruppen (SEM=3,5± 0,6%) und den Kalibrierungsdaten (SEM=7,1± 1,1°) ist noch Optimierungsbedarf vorhanden. Mehrere Parameter wiesen signifikante Unterschiede zwischen den beiden Tagen auf, die jedoch im Schnitt unter dem jeweiligen SEM lagen. Die größte Variabilität und die geringste Zuverlässigkeit konnte der Positionsgruppe „Neutral“ zugeordnet werden.

Schlussfolgerung: Diese Pilotstudie lieferte erste gute Ergebnisse zur Reliabilität des Messgerätes und lässt einen optimistischen Ausblick zu. Dennoch besteht aufgrund einiger Fehlerfaktoren Optimierungsbedarf.

Schlüsselwörter: *Vivaback*, mobiles Messsystem, Wirbelsäulenkrümmung

I. Abstract:

Reliability of a portable measuring device for continuous quantifying of the spine curvature

Introduction: *Vivaback* is a mobile, newly designed instrument for quantifying the flexion and extension of the spine up to 24 hours. In order to use a measuring device expediently, the reliability should be tested. (Morrow & Jackson, 1993; Pagnacco et al., 2015). Reliability of a measuring device means how unflinching it is, related to its outcomes. Which means, if you measure the same thing twice under the preferably same circumstances, there should be the same result on both testing intervals (Atkinson & Nevill, 1998a; Mayer & Hilten, 2007a). The reliability of *Vivaback* has yet not been tested and therefore this will be the aim of this study.

Methods: 20 healthy participants (60% female and 40% male; age: 27,2 +/- 7 years; height 171,3 +/- 10,9 cm; weight: 68,9 +/- 14,9 kg) were recruited for two days with 3 trials for an standardized course. Thirteen outcome-parameters (6x calibration, 4x position-groups, 3x activities) were selected, their mean detected and compared. SEM, the MDC and RSME were calculated. The Outcomes were tested for significant differences.

Results: Activities showed a very good reliability (SEM=1,0 ±0,1%). Position-groups (SEM=3,5± 0,6%) and calibration (SEM=7,1± 1,1°) need to be optimized in the future development. Some outcomes showed a significant difference between day 1 and 2, but all of the mean differences were under the respective SEM-values. The position-group "Neutral" showed the worst reliability.

Conclusion: This pilot-study provided first good results for the reliability of the device and enables an optimistic outlook to the future, but some reasons for measurement error have to be considered. Optimization needs to be done in future development.

KEYWORDS: *Vivaback*, mobile measuring device, spine curvature

II. Inhaltsverzeichnis

1	Problemstellung	1
2	Einleitung	3
2.1	Messtheorie und Reliabilität	3
2.2	Anatomie und Funktion der Wirbelsäule	5
2.3	Rückenschmerzen	9
2.4	Messung der Gelenksposition	10
2.5	Das mobile Messsystem <i>Vivaback</i>	11
2.6	Potentielle Fehlerquellen	16
2.7	Vergleichbare Produkte	18
3	Fragestellung und Ziel der Studie	21
4	Methodik	22
4.1	Studiendesign	22
4.2	ProbandInnen und Rekrutierung	22
4.3	Ablauf der Messung	24
4.3.1	Applikation	24
4.3.2	Kalibrierung	27
4.3.3	Parcours und Durchführung der Messung	27
4.4	Messinstrument und Outcome-Parameter	29
4.5	Statistische Auswertung	34
4.5.1	Standard Error of Measurement	34
4.5.2	Minimal Detectable Change	37
4.5.3	Root Mean Square Error	37
4.5.4	Vergleich der Mittelwerte	38
5	Ergebnisse	39

5.1	Aktivitäten	41
5.2	Kalibrierungen.....	43
5.3	Vergleich der Mittelwerte.....	45
6	Diskussion	49
6.1	Interpretation der Ergebnisse	49
6.2	Limitationen.....	53
7	Zusammenfassung und Ausblick.....	58
7.1	Schlussfolgerung.....	58
7.2	Ausblick.....	58
8	Literaturverzeichnis	61
9	Anhang	65
9.1	Testprotokoll	65
9.2	Autorenverzeichnis.....	66
9.3	Verbale Instruktionen mittels Audiodatei.....	67
9.4	Fotos.....	68
9.5	Ur-Liste	70

III. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Bewegung der Wirbelsäule in der Sagittalebene: Flexion und Extension (Schünke et al., 2014).....	6
Abb. 2: Aufbau der knöchernen Wirbelsäule (Schünke et al., 2014).....	6
Abb. 3: Tastpunkt Spina iliaca posterior superior am Becken (Schünke et al., 2014)	7
Abb. 4: degenerativ veränderte Bandscheibe eines Lendenwirbelsegments (Goodman & Park, 2016).....	8
Abb. 5: Messgerät (ohne Sensoren)	12
Abb. 6: <i>Positions-Helper</i> bei der Applikation der Sensoren	12
Abb. 7: Balkendiagramm mit Positionsverhältnissen mit und ohne Feedbackfunktion.....	15
Abb. 8: Sensor mit und ohne Kunststoffhülse.....	15
Abb. 9: applizierter Sensor am <i>Os sacrum</i> vorgebeugte Position für vertikale Tapes.....	26
Abb. 10: applizierter Sensor und vertikale Tape-Streifen am <i>Os sacrum</i>	26
Abb. 11: applizierter Sensor am <i>Os sacrum</i> : 1 = horizontales Tape 2+3 = vertikale Tapes	26
Abb. 12: applizierter Sensor am <i>Os sternum</i>	26
Abb. 13: applizierter Sensor am Oberschenkel	26
Abb. 14: Positionen während der Kalibrierung	27
Abb. 15: Schematische Darstellung des Parcours	28
Abb. 16: Range of Motion und Aufbau der Positionsgruppen	30
Abb. 17: Outcome-Parameter: Verhältnisse der Positionsgruppen und Aktivitäten zur gesamten gemessenen Zeit.....	32
Abb. 18: Verhältnisse der Positionsgruppen bei verschiedenen Aktivitäten zur gesamten gemessenen Zeit	33
Abb. 19: Verlaufsdiagramm der Wirbelsäulenposition mit Aktivitäten	33
Abb. 20: Verlaufsdiagramm eines Parcours-Durchganges mit Beschreibung.....	40
Abb. 21: Mittelwerte und SD der Aktivitäten	41
Abb. 22: Mittelwerte und SD der Positionsgruppen	42

Abb. 23: Reliabilität der Aktivitäten und Positionsgruppen Anhand verschiedener Werte	43
Abb. 24: Mittelwerte und SD der Kalibrierungen.....	44
Abb. 25: Reliabilität der ersten Kalibrierung Anhand verschiedener Werte.....	45
Abb. 26: Beispiel für überragung der Grenze der maximalen Flexion.....	53
Abb. 27: Parcours-Strecke Teil 2	68
Abb. 28: Parcours-Strecke Teil 1	68
Abb. 29: Aufheben des Korbes	69
Abb. 30: "schlampige" Sitzposition.....	69
Abb. 31: aufrechte Sitzposition	69

IV. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Beschreibung der durchgeführten Messungen jedes/r Probanden/ Probandin an beiden Messtagen.....	29
Tabelle 2: Beispiel zur Berechnung des SEM bei je drei Messungen an zwei Personen (in %)	37
Tabelle 3 Statistische Ergebnisse der Aktivitäten (in %).....	41
Tabelle 4: Statistische Ergebnisse der Positionsgruppen (in %).....	42
Tabelle 5: Statistische Ergebnisse der ersten Kalibrierung (in Grad).....	43
Tabelle 6: Statistische Ergebnisse der 2. Kalibrierung (in Grad)	44
Tabelle 7: Durchschnittliche SEM- und MDC-Werte.....	45
Tabelle 8: Mittelwerte und Differenzen der Positionsgruppe "Max Flexion" (in %).....	46
Tabelle 9: Mittelwerte und Differenzen der Positionsgruppe "Neutral" (in %)	46
Tabelle 10: Mittelwerte und Differenzen des Parameters "Kalib. Extension 1" (in Grad) .	47
Tabelle 11: Mittelwerte und Differenzen der Parameter "Kalib. Flexion 1" und "Kalib Flexion 2" (in Grad).....	48
Tabelle 12: Instruktionen an den/die Probanden/ Probandin bei jeder Messung	67
Tabelle 12: Ur-Liste (1)	71
Tabelle 13: Ur-Liste (2)	72
Tabelle 14: Ur-Liste (3)	73
Tabelle 15: Ur-Liste (4)	74

V. Abkürzungsverzeichnis

Wirbelsäule: WS

Halswirbelsäule: HWS

Brustwirbelsäule: BWS

Lendenwirbelsäule: LWS

Flexion: FLX

Extension: EXT

Body Mass Index: BMI

hintere Darmbeinstacheln (*spina iliaca posterior superior*): SIPS

Intertester Reliabilität: IR

Test-Retest-Reliabilität: TRR

Standardabweichung: SD

Mittelwert: μ

Summe: Σ

standard error of measurement: SEM

sums of squares: SS

root mean squared error: RMSE

minimal detectable change: MDC

Konfidenzintervall: CI

Vorwort

An dieser Stelle möchten wir uns bei all jenen, die uns bei der Durchführung der Studie, sowie bei der Verfassung dieser Bachelorarbeit unterstützt haben, herzlich bedanken.

Ein besonderer Dank gilt unserem Betreuer Dr. Brian Horsak der uns bei der Umsetzung unserer Arbeit begleitet und sehr unterstützt hat.

Ebenfalls Dank geht an Herrn Valentin Rosegger der uns für die Durchführung dieser Studas Messgerät zur Verfügung gestellt hat und für etwaige Fragen offen war.

Auch den ProbandInnen unserer Studie, möchten wir hier noch einmal Danken.

1 Problemstellung

Die Digitalisierung nimmt weltweit stetig zu, sie hält Einzug in nahezu alle Bereichen des Lebens. Auch im medizinischen und therapeutischen Bereich gewinnen digitale Technologien immer mehr an Bedeutung.

Um die sich aus Rückenschmerzen ergebenden Krankheitsbilder zu erkennen, evaluieren und behandeln zu können, ist eine Quantifizierung der Bewegungseinschränkungen bzw. Haltungsdefizite notwendig (Thieme & Patzer, 2008).

Laut Volbracht, Grote-Westrick, & Fürchtenicht (2016) ist Rückenschmerz ein häufig auftretendes Problem und wird für Betroffene zu einer starken Belastung. 2015 waren ca. 38 Millionen Personen, nur in Deutschland, aufgrund von Rückenschmerzen in Behandlung.

Die Anamnese und die Evaluation, welche sich auf das Symptomverhalten außerhalb der Therapieeinheit beziehen, können durch den Therapeuten nur erfragt werden und sind daher immer subjektiv eingefärbt. Häufig sind diese Angaben ungenau und im schlechtesten Fall sogar falsch. Objektiv gestaltet sich die Therapie, wenn es möglich ist, das Haltungs- und Bewegungsverhalten über einen längeren Zeitraum bzw. in den problematischen Tätigkeiten und Umfeld messen zu können. Daher nimmt die Entwicklung und Optimierung von Messgeräten einen größer werdenden Bereich in der Forschung ein.

Das mögliche Bewegungsausmaß zu erfassen ist ein wichtiger Punkt in der physiotherapeutischen Therapie. Es dient dazu Therapiemethoden auszuwählen, Interventionen zu evaluieren und gegebenenfalls zu beenden (Wellmon, Gulick, Paterson, & Gulick, 2016).

Zudem sind quantitative Messungen von Wirbelsäulenbewegungen mittels Goniometer oder freiem Auge ungenau und wenig praktikabel (Gatt & Chockalingam, 2013; Thieme & Patzer, 2008). Aus diesem Grund wurden in den letzten Jahren digitale Technologien entwickelt, mit deren Hilfe die Bewegungen der Wirbelsäule spezifischer erfasst werden können (Rast, Graser, Meichtry, Ernst, & Bauer, 2017; Tousignant et al., 2001).

Bestehende Systeme sind sehr teuer und daher für den Gebrauch in üblichen Praxen noch ungeeignet und wenig genutzt (Bauer et al., 2015).

Um ein Messgerät sinnvoll in der Praxis anwenden zu können und das Fehlerrisiko zu minimieren, muss es zuvor auf Validität und Reliabilität geprüft werden (Morrow & Jackson, 1993; Pagnacco et al., 2015).

Vivaback ist ein mobiles Messgerät, zur Erfassung der Wirbelsäulenkrümmung in der Sagittalebene. Da dieses Gerät neu entwickelt wurde und noch keine Werte dazu erfasst wurden, ist es Ziel dieser Studie, die Reliabilität des Systems zu messen.

2 Einleitung

2.1 Messtheorie und Reliabilität

Wichtige Voraussetzungen, um korrekte Ergebnisse publizieren zu können, sind die Kontrolle der Messung und die Vermeidung von Messfehlern. Jedes Messinstrument, sei es noch so ausgereift, birgt ein gewisses Risiko an Messfehlern. Diese Tatsache lässt sich nicht verhindern, aber minimieren. Um größtmögliches Vertrauen in die Ergebnisse haben zu können, sollte die maximal mögliche Kontrolle vorhanden sein. Drei Kriterien wir dabei besonders große Bedeutung zugeschrieben: Objektivität, Validität und Reliabilität. (Mayer & Hilten, 2007a)

Validität bedeutet so viel wie Gültigkeit und gibt die Qualität von Messinstrumenten an. Sie beschreibt das Ausmaß, mit dem ein Messinstrument tatsächlich genau das misst, was der/die ForscherIn verlangt. Die Prüfung der Validität ist meist sehr komplex. Um die Richtigkeit der Messung festzustellen wird das Messinstrument zumeist mit dem Gold-Standard in diesem Bereich verglichen. Für die Messung von Gelenkspositionen gelten optoelektronische Untersuchungen (z.B. Röntgen-Bilder oder Videoanalyse-Systeme) (Cuesta-Vargas, Galán-Mercant, & Williams, 2010).

Bei der **Objektivität** handelt es sich um die Unabhängigkeit eines Messinstruments von der Person des/der Testleiter/in und den äußeren Bedingungen der Durchführung. Die Objektivität soll vor Allem durch die Standardisierung des Testverfahrens, sowohl der Durchführung als auch der Auswertung, erreicht werden (Mayer & Hilten, 2007b).

Unter **Reliabilität** versteht man die Zuverlässigkeit eines Messinstruments. Schlüsselfaktoren dafür sind die Wiederholbarkeit und Konsistenz von Messungen. Sie hat eine wichtige Bedeutung bei der Beurteilung quantitativer Messgrößen. Reliabel ist ein Messinstrument dann, wenn ein Test mehrmals unter den möglichst gleichen Bedingungen wiederholt wird und es möglichst gleiche Ergebnisse und demnach stabile Messwerte liefert. Reliabilität quantifiziert Messfehler. Das heißt auch, dass eine möglichst geringe Variabilität angestrebt wird. Sind die Messwerte instabil und das Messinstrument somit unzuverlässig, kommt es zu Problemen, zum Beispiel bei der Evaluation einer Intervention. Man kann nicht von Messfehlern und tatsächlicher Wirkung einer Intervention unterscheiden. Realistische betrachtet sind bei Messungen immer gewisse Abweichungen vorhanden, da es nahezu unmöglich ist einen Test exakt zu reproduzieren. Daher kann bei Reliabilität von einer akzeptablen Anzahl von Fehlern gesprochen werden (Atkinson & Nevill, 1998a; Mayer & Hilten, 2007a; Vincent & Weir, 2012).

Wann immer ein Messinstrument benutzt wird, wird ein quantitativer Messwert abgelesen oder berechnet. Dieser wird auch als beobachteter Wert bezeichnet. Der beobachtete Wert setzt sich aus zwei Komponenten zusammen: dem tatsächlichen Wert und dem Messfehler. Mithilfe von Reliabilitätsstudien wird versucht, den Messfehler zu minimieren und somit den beobachteten Wert möglichst nahe dem tatsächlichen Wert zu bringen (Vincent & Weir, 2012).

Folgende drei Merkmale zeichnen ein reliables Messinstrument aus: Die Äquivalenz besagt, wie zuverlässig ein Messinstrument ist, wenn es verschiedene TestleiterInnen anwenden. Man spricht auch von der „Inter-Tester-Reliabilität“ (IR). Die Beständigkeit oder Stabilität ist gegeben, wenn ein Messinstrument bei wiederholtem Einsatz dieselben Ergebnisse erzielt. Sie wird auch „Intra-Tester-Reliabilität“ genannt, da nur ein/e TestleiterIn die Messungen durchführt. Eine bewährte Methode zur Erfassung ist die Test-Retest-Untersuchung, daher auch das Synonym „**Test-Retest-Reliabilität**“ (TRR) (Fosang, Galea, McCoy, Reddihough, & Story, 2003).

Als drittes Merkmal steht die Homogenität für die innere Konsistenz der Items einer Skala. Anders ausgedrückt: Es wird immer das gleiche Merkmal bzw. Konzept gemessen (Mayer & Hilten, 2007a). Die Homogenität des Messsystems dieser Studie nehmen wir als gegeben an.

Unabhängig vom Merkmal gibt es im allgemeinen zwei Komponenten der Variabilität in Verbindung mit Messfehlern. Einerseits des sogenannten systematischen Fehler (Bias), andererseits den Zufallsfehler (engl.: *random error*). Die Summe der beiden Komponenten wird auch als „total error“ bezeichnet. Der Bias bezeichnet eine systematische Verzerrung der Ergebnisse (in positiver oder negativer Richtung), also eine Fehlerquelle unterschiedlicher Ursächlichkeit. Zum Beispiel kann ein Test nie hundertprozentig auf dieselbe Art und Weise reproduziert werden, was natürlich auch zu unterschiedlichen Ergebnissen führt. Ein anderes Beispiel ist der Lerneffekt. ProbandInnen einer Studie versuchen bei einer zweiten Testung immer „bessere“ Ergebnisse zu produzieren als beim ersten Versuch. Dieser Vorgang kann unbewusst ablaufen. Die zweite Komponente, der Zufallsfehler, tritt aufgrund von biologischer oder mechanischer Variabilität auf, kann aber auch von inkonsistenten Messprotokollen verursacht werden. Zweiteres passiert zum Beispiel, wenn bei Testungen der Muskelkraft die Haltung nicht ausreichend berücksichtigt wird. ForscherInnen versuchen, die Messprotokolle möglichst konsistent zu gestalten, der weitere Einfluss auf den Zufallsfehler ist minimal, sofern das Messinstrument technisch ausgereift ist. Eine Möglichkeit der Einflussnahme ist die Überprüfung und der Vergleich ein-

zelner Zufallsfehler technischer Komponenten eines Messsystems. Jene Kombination, welche den geringsten Zufallsfehler aufweist, wird für die Studie verwendet. Üblicherweise ist die Komponente des Zufallsfehlers größer als jene des systematischen Fehlers (Atkinson & Nevill, 1998; Vincent & Weir, 2012).

Das statistische Vorgehen beim Untersuchen der Übereinstimmung von Messungen wird in der Literatur anders betrachtet als das Vorgehen bei der Untersuchung wissenschaftlicher Hypothesen. Für Angelegenheiten der Messungen spielt die Auswahl der statistischen Verfahren eine noch wichtigere Rolle als bei der Überprüfung von Hypothesen. Die Betrachtung und Erörterung des Messfehlers beruht auf einem anderen Konzept. Es gilt die Variabilität zwischen Messmethoden oder Testungen möglichst genau, richtig, konsistent und aussagekräftig festzustellen. Damit soll der/die ForscherIn schlussendlich entscheiden, ob der Messfehler ausreichend akzeptabel ist, um die untersuchte Methode praktisch anwenden zu dürfen (Atkinson & Nevill, 1998). In dieser Studie werden Daten zur TRR beziehungsweise zur Intra-Tester-Reliabilität des Messgerätes erfasst.

2.2 Anatomie und Funktion der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule (WS) besteht aus 24 Wirbelkörpern und wird in vier Hauptteile gegliedert. Das Kreuzbein bildet, zusammen mit dem Steißbein, den untersten Teil der WS und fungiert als Brückenstück zwischen Becken und Lendenwirbelsäule. Die Lendenwirbelsäule (LWS) liegt über dem Kreuzbein und besteht aus fünf lordotisch angeordneten Wirbelkörpern und nimmt ihren Ursprung am Beckenring. Die Brustwirbelsäule (BWS) besteht aus 12 Wirbelkörpern, die mit je zwei Rippen verbunden sind und eine kyphotische Krümmung bilden. Die Halswirbelsäule (HWS) trägt, mit ihren sieben Wirbelkörpern den Kopf und steht wie die LWS in einer Lordose (Schünke, Schulte, & Schumacher, 2014). Die WS kann sich in die Flexion (FLX), Extension (EXT), Lateralflexion, und in eine Rotation zu beiden Seiten bewegen (Schünke et al., 2014).

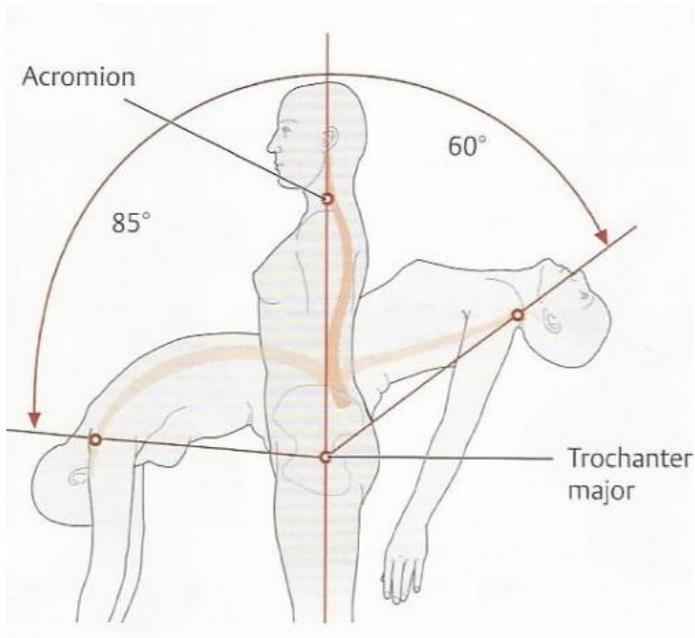


Abb. 1: Bewegung der Wirbelsäule in der Sagittalebene: Flexion und Extension (Schünke et al., 2014)



Abb. 2: Aufbau der knöchernen Wirbelsäule (Schünke et al., 2014)

Das Kreuzbein (*Os sacrum*) und die beiden Hüftbeine (*Ossa coxae*) stehen durch das Iliosakralgelenk in Verbindung miteinander und bilden den sogenannten knöchernen Beckenring. Dieser ermöglicht nur kleinste Bewegungen, da ein stabiler Beckenring essentiell für eine gute Lastübertragung der Rumpfes, in die Beine ist. Als häufige Tastpunkte, dank ihrer einfachen Lokalisation, werden die hinteren oberen Darmbeinstacheln (*Spina iliaca posterior superior* = SIPS) herangezogen (Schünke et al., 2014). Auch in dieser Studie werden die SIPS als Tast- und Orientierungspunkte verwendet.

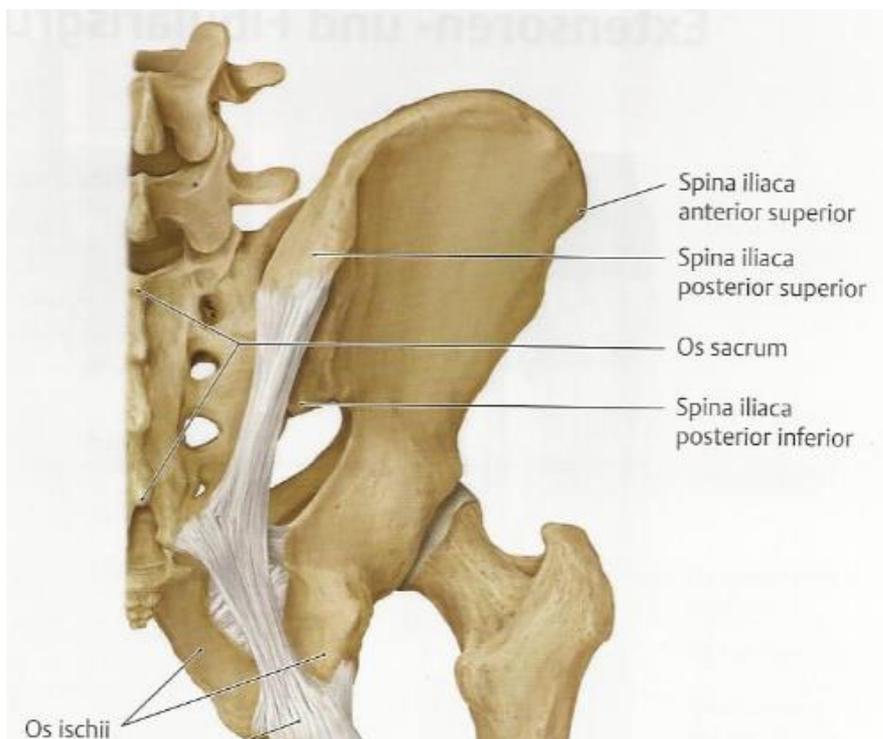


Abb. 3: Tastpunkt Spina iliaca posterior superior am Becken (Schünke et al., 2014)

Zudem wird die Wirbelsäule in Bewegungssegmente aufgeteilt. Hierbei spricht man von allen gelenkigen und muskulären Verbindungen zwischen zwei Wirbelkörpern. Dies umfasst die Bandscheibe, beidseitige Wirbelbogengelenke, sowie den Bandapparat und die Muskulatur im jeweiligen Bereich (Schünke et al., 2014).

Rumpfstabilität ist die Fähigkeit den gesamten Oberkörper adäquat zu kontrollieren können. Man spricht von statischer und dynamischer Rumpfkontrolle. Ein gut funktionierendes neuromuskuläres System ist für die Rumpfkontrolle unabdingbar. Es versorgt das Hirn mit Informationen über die tatsächliche Position der Wirbelsäule, woraufhin dieses, die benötigte Muskulatur adäquat ansteuern kann. So ist für eine optimal funktionierende

Wirbelsäulen-/ und Rumpftaktivität, das Feedbacksystem essentiell. Ist dies nicht gegeben, sind Haltungsdefizite eine anzunehmende Folge. Haltungsdefizite durch Traumen, unzureichender Muskulatur oder gestörte neuromuskuläre Prozesse können zu Schmerzen, Schonhaltungen, Funktionsausfällen und Folgeschäden, wie degenerativen Erkrankungen führen (Silfies, Ebaugh, Pontillo, & Butowicz, 2015).

Die Bandscheibe besteht aus einem inneren gallertartigen Kern und einem äußeren fasrigen Kern. Der äußere Faserring setzt jeweils am oberen Rand des oberen Wirbelkörpers und am oberen Rand des unteren Wirbelkörpers an und verbindet somit ein Bewegungssegment. Der innere Teil der Bandscheibe grenzt oben und unten mit der Boden-/ bzw. Deckplatte eines Wirbelkörpers an. Die gesamte Bandscheibe dient als eine Art „Wasserkissen“, also Stoßdämpfer für die Druck- und Scherkräfte in einem Bewegungssegment. Im Laufe des Lebens nimmt die Höhe der Bandscheibe und damit ihre Stoßdämpferfunktion ab, was zu einem Stabilitätsverlust des jeweiligen Segments führt und in weiterer Folge zu Nervenwurzelirritationen und zu Schmerzen führen kann. Um die fehlende Stabilität auszugleichen kommt es zum reaktiven knöchernen Umbau der Wirbelkörper. Die Deck-/ und Bodenplatten bilden ungleichmäßige Randzacken (Vergrößerung der Fläche führt zu Verteilung der Kräfte und Entlastung des Gelenkes), die den Gelenkspalt früher oder später überbrücken und so zusammenwachsen. Folgend versteift das betroffene Wirbelsegment. Weiters kann es zu Deformitäten und Wirbelkörperbrüchen kommen (Schünke et al., 2014).

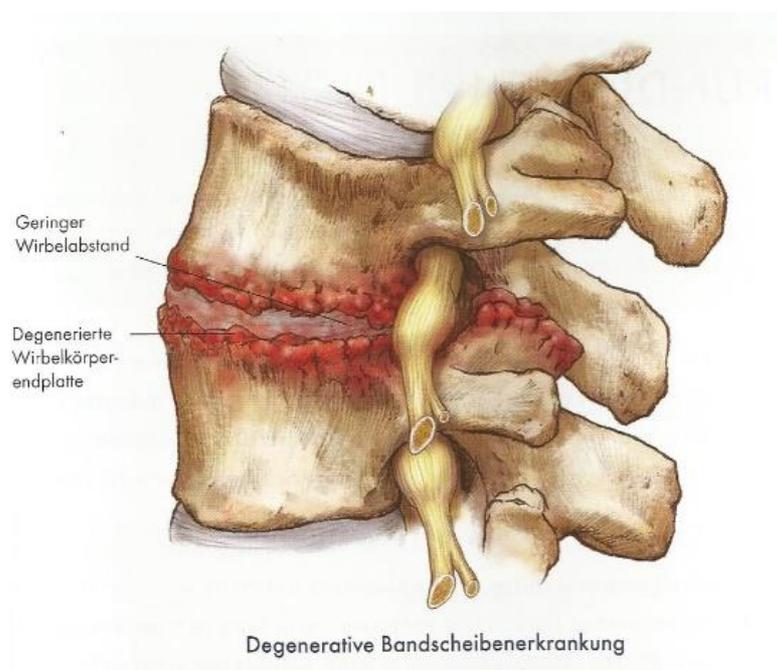


Abb. 4: degenerativ veränderte Bandscheibe eines Lendenwirbelsegments (Goodman & Park, 2016)

Eine bestmögliche Prävention all dieser Problematiken durch eine möglichst physiologische Haltung und Bewegungsprofile ist eine naheliegende Schlussfolgerung.

2.3 Rückenschmerzen

Rückenschmerzen sind ein Volksleiden. Sie sind die am häufigsten auftretenden Beschwerden überhaupt und stellen sowohl ein gesundheitliches, als auch ein sozioökonomisches Problem dar. In Österreich sind laut einer Umfrage aus dem Jahr 2014 24,4 Prozent der Menschen von chronischen Kreuzschmerzen oder anderen chronischen Rückenleiden betroffen (Klimont & Baldaszi, 2015). Im Jahr 2007 wurden Rückenschmerzen als „Gesundheitsproblem Nummer Eins“ bezeichnet, etwa 2,3 Mio. Personen in Österreich litten unter Wirbelsäulenbeschwerden. Davon hatten 1,5 Mio. Menschen im Zeitraum der letzten zwölf Monate erhebliche Schmerzen, davon etwa zwei Drittel sogar in den letzten 7 Tagen. Rückenschmerzen sind zudem einer der häufigsten Gründe für die Konsultation einer/s Arzt/Ärztin. Mit ungefähr 50 Prozent ist der sogenannte Kreuzschmerz, also untere Rückenschmerz (engl.: *low back pain*, kurz LBP) das häufigste Symptom.¹

Schon durch die hohe Prävalenz lässt sich die wirtschaftliche Bedeutung erahnen. Rückenbeschwerden sind einer der häufigsten Gründe für Krankenstände und können im Extremfall zur dauerhaften Arbeitsunfähigkeit führen. Zudem werden die Zeitressourcen von ÄrztInnen, besonders von AllgemeinmedizinerInnen massiv von Patienten mit Rückenproblemen beansprucht. Ein weiterer ökonomischer Faktor ist bildgebende Diagnostik. Im Jahr 2015 wurden in Deutschland alleine aufgrund von Rückenschmerzen etwa sechs Millionen CT-, Röntgen- und MRT-Aufnahmen verordnet. Dabei wird diesen Bildern oft zu viel Bedeutung beigemessen, dann in Studien konnte nachgewiesen werden, dass die subjektiven Symptome, zumeist Schmerzen, nur selten mit Bildbefunden korrelieren. Denn bei nahezu allen Erwachsenen über 60 Jahren können degenerative Veränderungen an der Wirbelsäule nachgewiesen werden. Jedoch glauben 69 Prozent der Bevölkerung fälschlicherweise, dass durch Bildgebung die Ursache von Rückenschmerz schnell und zuverlässig gefunden werden kann. (Volbracht, Grote-Westrick, & Fürchtenicht, 2016a) Zusätzlich ist zu beachten, dass auf Basis dieser Befunde häufig Operationsindikationen gestellt werden, ohne zuvor die Möglichkeiten der konservativen Therapie aus-

¹http://www.statistik.at/web_de/statistiken/menschen_und_gesellschaft/gesundheit/gesundheitsdeterninanten/025390.html, Zugriff am 01.06.2017

geschöpft zu haben. All diese Punkte verursachen insgesamt sehr hohe gesamtwirtschaftliche Kosten.

Auffällig ist, dass die Häufigkeit, mit der Rückenschmerzen auftreten, mit zunehmendem Lebensalter stark ansteigt. Bei 15- bis 30-jährigen sind 9 Prozent betroffen, während jeder dritte Mann und sogar jede zweite Frau über 75 chronische Rückenbeschwerden hat. (Klimont & Baldaszi, 2015)

Laut europäischer Leitlinie ist Physiotherapie im Sinne von Bewegungstherapie vor allem bei jenen PatientInnen indiziert, bei denen die Rückenbeschwerden länger als 6 Wochen persistieren. (Airaksinen et al., 2006)

2.4 Messung der Gelenkposition

Das meist verwendete Messinstrument zur Bestimmung von Gelenkpositionen ist der Goniometer. Er ist einfach zu handhaben, die Messung erfolgt schnell und kostengünstig. Jedoch ist die Goniometrie nicht immer zuverlässig. Die Daten zur Inter-Tester-Reliabilität bei Goniometer-Messungen zeigen in Studien große Differenzen. Durch ein einheitliches und standardisiertes Vorgehen werden die Messungen vergleichbarer. Die Intra-Tester-Reliabilität der Goniometrie scheint etwas höher zu sein. Dies ist darauf zurückzuführen, dass TherapeutInnen nach vielen Wiederholungen eine Art individuelle Standardisierung entwickeln. Jedoch kann die visuelle Einschätzung der Beweglichkeit ähnliche Ergebnisse vorweisen. Die Validität variiert bei verschiedenen Gelenken. Besonders die Messung der Wirbelsäulenbewegungen ist mit dem Goniometer schwierig, weil es viele Drehpunkte gibt und einzelne Segmente schwer differenziert werden können. Alles in allem sind diese Methoden allerdings für die Forschung und Wissenschaft wenig praktikabel, da es viele Fehlerquellen gibt (Bauer et al., 2015; Nussbaumer et al., 2010; Thieme & Patzer, 2008).

Als Gold-Standard in der nicht-invasiven Messung von Bewegungen am Rumpf gelten optoelektronische Messsysteme. Basierend auf Video-Aufnahmen werden mittels reflektierenden Markern genaue Positionen in Statik und Dynamik bestimmt. Nachteile bestehen darin, dass diese Systeme sehr teuer sind, eine Messung mit hohem Zeitaufwand verbunden ist und sich der Ort der Analyse auf ein Labor beschränkt. Außerdem braucht es eine sehr genaue Platzierung der Marker und dementsprechend erfahrene TestleiterInnen (Cuesta-Vargas et al., 2010).

In der Arbeitsmedizin werden für die Messung der Wirbelsäulenposition oftmals Methoden verwendet, die nicht die korrekte Position darstellen und somit nicht valide sind. Gemeint ist hiermit die Messung des Winkels zwischen Rumpf und Oberschenkel oder zwischen

Rumpf und Boden. Diese Methoden nehmen keine Rücksicht auf das Ausmaß an Hüftflexion, welches maßgeblich die Messung beeinflusst (Kellner et al., 2017). Bisher wurden nur sehr wenige Studien durchgeführt, welche die Wirbelsäulenkrümmung bei Alltagsaktivitäten mittels Sensoren messen (Brandt et al., 2015). Um Evidenz für die aufgestellten Vermutungen zu erlangen, sollten mehr Studien durchgeführt werden, welche die Bewegungen der Wirbelsäule valide und reliabel über längere Zeiträume, beziehungsweise in alltäglichen Umständen messen (Kellner et al., 2017). Zudem soll es mit neuen Verfahren ermöglicht werden, in Studien zwischen verschiedenen Gruppen Unterschiede festzustellen. Um individuelle Veränderungen der Bewegungsprofile von Patienten zu beobachten und evaluieren, sind also objektive, valide und reliable Messinstrumente gefragt. Das in dieser Studie genutzte Messsystem bietet gegenüber vergleichbaren Produkten gewissen Vorteile (siehe Kapitel 2.5 und Kapitel 2.7).

2.5 Das mobile Messsystem *Vivaback*

Vivaback ist ein neuentwickeltes, mobiles Messgerät zur Erfassung der Wirbelsäulenkrümmung in der Sagittalebene. Konkret misst es das Ausmaß der Flexion und Extension der Brust- und Lendenwirbelsäule (Kellner et al., 2017). Somit stellt *Vivaback* eine biophysikalische Messmethode, genauer gesagt ein elektronisches Messsystem dar. Der Sinn biophysikalischer Messmethoden besteht darin, quantitative Daten über körperliche Eigenschaften zu erlangen (Mayer & Hilten, 2007a). Zur Verwendung kommen dabei kostengünstige, sehr flache Sensoren. Diese stören den/die TrägerIn des Gerätes bei keinerlei Bewegungen.

Drei Sensoren in der Größe einer 1-Cent-Münze werden jeweils am Oberschenkel, am Brustbein und am Kreuzbein aufgeklebt und geben ihre Position im Raum per Kabel an das etwa handflächengroße elektronische Messgerät weiter. Der Sensor am Oberschenkel dient dem Gerät dazu, festzustellen ob PatientInnen gehen, stehen oder sitzen. Die Sensoren an Brust- und Kreuzbein sind für die Messung der Wirbelsäulenkrümmung verantwortlich. Es wird ein gesamter Wert für alle 17 Segmente der Brust- und Lendenwirbelsäule errechnet, da der Fokus des Systems auf der Simplität und nicht auf der exakten Erfassung der Position einzelner Segmente liegt (Kellner et al., 2017).

Das Gerät besitzt ein kleines schwarz-weiß Display und 5 kapazitive Felder, mit denen es bedient werden kann. Bevor die spezifische Messung beginnen kann, muss das System kalibriert werden. Das bedeutet, dass die Person ihre gesamte Wirbelsäule maximal streckt und beugt. Das System berechnet aus diesen Daten die jeweiligen Winkelstellungen. Wenn die Messung beendet wird, wird das Kalibrierungsverfahren wiederholt, um

etwaige Abweichungen feststellen zu können. Diese Abweichungen können entweder durch Fehler des Messgeräts, beziehungsweise der Sensoren oder Variabilität im Bewegungsverhalten, beziehungsweise der ROM der ProbandInnen auftreten. Die zweite Kalibrierung hat allerdings keine klinische Bedeutung. Das Kalibrierungsverfahren ist essenziell und sollte sorgfältig durchgeführt werden, da die weiteren Daten darauf beruhen. Um den TestleiterInnen bei der Applikation der Sensoren zu helfen und somit Messfehler zu minimieren, hat das Gerät eine Funktion mit dem Namen *Positions-Helper* integriert. Dieser zeigt auf dem Bildschirm des Gerätes die Position des Sensors in der Frontalebene an. Um die optimale Genauigkeit der folgenden Messung zu erreichen, sollte der Sensor in aufrechter Haltung des/r Proband/In so appliziert sein, dass sich der weiße Bereich innerhalb des Balkens befindet (siehe Abb. 6).



Abb. 5: Messgerät (ohne Sensoren)



Abb. 6: *Positions-Helper* bei der Applikation der Sensoren

Die Daten können konstant über einen Zeitraum von bis zu 24 Stunden aufgezeichnet werden. Nach Beendigung der Aufzeichnung übermittelt das Messgerät alle Werte mittels mini-USB-Kabel an einen Computer. Ein Programm verarbeitet die Daten und verbildlicht sie auf verschiedene Arten. Einerseits zeichnet es eine Verlaufskurve der Krümmung über den gemessenen Zeitraum und andererseits Balkendiagramme, welche die verbrachte Dauer in Streckung, Neutralstellung, mittlerer Beugung und maximale Beugung im Verhältnis zur Gesamtzeit sowie im Verhältnis zur verbrachten Zeit im Stehen, Gehen und Sitzen darstellt. Auf diesen Verhältnissen liegt das Hauptaugenmerk in der klinischen und therapeutischen Evaluierung.

Zudem können PatientInnen direkt am Gerät Zusatzinformationen über den aktuellen Schmerz anhand der VAS-Skala (0-10) angeben und somit das Informationsbild erweitern. Außerdem wird es eine Feedback-Funktion geben, bei der PatientInnen mittels Vibration benachrichtigt werden, wenn sich ihre Wirbelsäule eine gewisse Zeit lang in Extrepositionen befindet. Diese soll helfen, zum Beispiel die verbrachte Zeit in maximaler Flexion reduzieren (siehe Abb. 7). In dieser Arbeit wird darauf allerdings kein Bezug genommen, da sich diese Funktionen noch in der Entwicklung befinden.

Mit diesem Messsystem soll es PhysiotherapeutInnen ermöglicht werden, pathologische Bewegungsmuster nicht nur durch Inspektion festzustellen, sondern auch quantitativ messbar zu machen. Die aufgezeichneten Bewegungsprofile und Statistiken dienen dabei als Evaluierungsparameter. Die therapeutische Intervention bekommt neben der Anamnese ein weiteres wichtiges Instrument zur klinischen Überprüfung der Wirksamkeit. Der Fokus liegt hierbei auf Prävention und der Arbeitsmedizin (Kellner et al., 2017).

Ein anderes Einsatzgebiet stellt die Forschung dar. Über das Thema Rückenschmerz gibt es unzählige Studien, jedoch immer noch viele ungeklärte Fragen. Etwa, ob sich die Bewegungsmuster von beschwerdefreien Personen und Menschen mit chronischem Rückenschmerz bedeutend voneinander unterscheiden, oder ob sich häufige Extrepositionen in der Wirbelsäule generell negativ auf die Schmerzsymptomatik auswirken. Zwar wird letztere Vermutung in der Fachliteratur diskutiert, die Evidenz dafür ist jedoch gering. Aktuelle systematische Reviews konnten keinen direkten Zusammenhang zwischen einem erhöhten Risiko für LBP und Extrepositionen der Wirbelsäule feststellen (Burton et al., 2006; Kellner et al., 2017). Zudem könnten Unterschiede von Bewegungsprofilen unterschiedlichen Altersgruppen quantifiziert werden. Antworten auf Fragen wie diese könnten in Zukunft mit Hilfe von *Vivaback* beantwortet werden.

Ein Vorteil dieses Messsystems ist, dass durch die kleine Anzahl von nur drei Sensoren und durch die Verwendung von vergleichsweise einfachen Sensoren keine große Datenmenge entsteht. Dies ermöglicht einerseits eine lange Akkulaufzeit bei einem sehr kleinen und handlichen Gerät. Zum anderen ermöglicht dies eine sehr unkomplizierte Handhabung und Auswertung der Daten am PC.

Bei diesem Messgerät wurden MEMS-Trägheitssensoren (engl.: *inertial sensors*) verwendet. Diese bieten neben dem günstigen Preis den Vorteil, dass das Magnetfeld der Erde nicht für die Messung verwendet wird. Dieses wäre für die exakte Messung der Wirbelsäulenkrümmung zu ungenau. Stattdessen wird mit Beschleunigungs- und Gyroskop-Sensoren gearbeitet (Kellner et al., 2017). Diese wurden in 1,5 mm flache Kunststoffhülsen mit einem Durchmesser von 25 mm eingebettet (siehe Abb. 8). Die Sensoren wurden mittels doppelseitiger Klebefolie an der Haut appliziert und mittels elastischem Tape fixiert (siehe Kapitel 4.3.1).

Das Messsystem wird in der praktischen Anwendung von TherapeutInnen am Patienten/ an der Patientin angebracht (siehe Kapitel 4.3.1). In Zukunft soll es PatientInnen auch möglich sein, das Gerät selbst anzubringen. Derzeit ist dies allerdings nicht denkbar, da die meisten PatientInnen keine Vorerfahrung mit anatomischen Strukturen und biophysiological Messsystemen haben. Eine mögliche Hürde in der Platzierung der Sensoren kann unzureichendes Wissen, von Seiten der ProbandInnen über anatomische Strukturen und den eigenen Körper sein. Zum anderen ist die Befestigung des Sensors *am Os sacrum* dadurch erschwert, dass man den eigenen Rücken nicht im Sichtfeld hat und sich dadurch auf Berührungsempfindungen verlassen muss. Dadurch wird die Messung mit hoher Wahrscheinlichkeit verfälscht und hat somit keine Aussagekraft.

Um die Validität des Messgerätes zu überprüfen, wurden bereits mehrere Tests durchgeführt. Zuerst wurden die Sensoren an einer Attrappe befestigt und so die Wirbelsäulenposition simuliert. Dabei wurden die Sensoren an die Grenzen ihrer Leistung gebracht. Dann wurden die Sensoren auf ihre Alltagstauglichkeit geprüft. Dabei wurden die Daten zweier nebeneinander applizierten Sensoren über einen Zeitraum von zwölf Stunden miteinander verglichen. Die Ergebnisse beider Tests bestätigen die Annahme, dass das Gerät alltägliche Bewegungen valide messen kann. Die durchschnittliche Variabilität betrug weniger als zwei Grad, bei einer geringen Standardabweichung. Lediglich für den Einsatz bei sehr hoher Beschleunigung, wie zum Beispiel beim Laufen, scheinen die Sensoren wenig geeignet

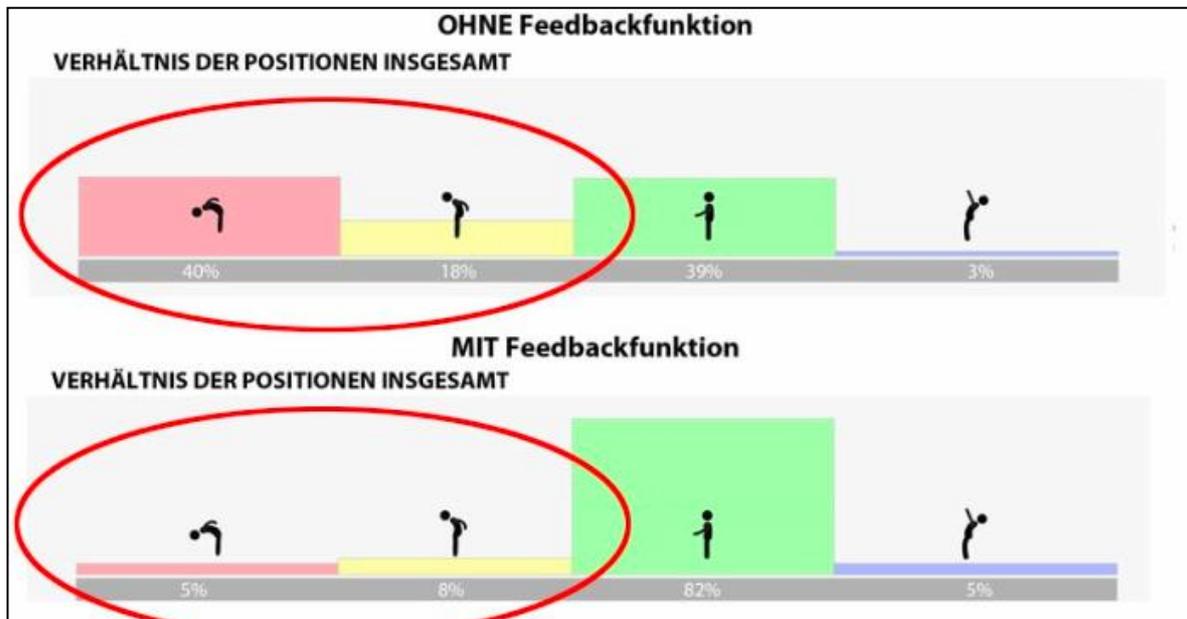


Abb. 7: Balkendiagramm mit Positionsverhältnissen mit und ohne Feedbackfunktion



Abb. 8: Sensor mit und ohne Kunststoffhülse

zu sein. Ein weiterer Test wurde durchgeführt, bei dem die Daten dieses Messsystems mit den Daten eines optoelektronischen Messsystems verglichen wurden. Aufgrund messtechnischer Probleme sollte dieser Test modifiziert wiederholt werden (Kellner et al., 2017) (siehe Kapitel 7.2).

2.6 Potentielle Fehlerquellen

Bei der Durchführung einer Messung gibt es unterschiedlichste Ursachen, die zu einer Verzerrung der Ergebnisse führen können, man spricht von sogenannten systematischen Fehlern (Bias) oder Störfaktoren (*engl.: confounder*). Im Folgenden werden verschiedene möglichen Quellen von Messfehlern angeführt:

Den Aufbau der Sensoren sollte bezüglich der folgenden Erklärung, Aufmerksamkeit gewidmet werden. In der Präventivmedizin werden elektronische Messungen durch die Tatsache erschwert, dass die PatientInnen ihre alltäglichen Gewohnheiten und Bewegungen unverändert ausführen. Positionen wie Liegen, Lehnen an Wänden oder anderer Kontakt mit Gegenständen sind somit zu bedenken. Möglichst schmale Sensoren, die sich direkt an der Haut befinden, bewirken, dass PatientInnen ein möglichst natürliches Bewegungsverhalten aufweisen. Andererseits sollten die Sensoren eine angemessene Größe haben, um Artefakte von punktuellen Bewegungen des darunter liegenden Gewebes zu verhindern (Kellner et al., 2017).

Die **Sensoren**, welche auf die Haut appliziert werden, haben etwa die Größe einer 1-Cent-Münze. Möglicherweise hinterlässt das Klebeband Rückstände auf dieser. Außerdem kann es zu kleinflächigen (nicht gesundheitsgefährdenden) Rötungen kommen, auf der Haut des Patienten kommen. Bei wiederholter Messung kann es deswegen zu Fehlplatzierungen und in weiterer Folge zu falschen Ausgangswerten für die Messung kommen. Die Testleiter orientieren sich bei der Applikation an den anatomischen Strukturen sowie an den zuvor gemachten Erfahrungen.

Eine anderer Aspekt, der nicht außer Acht zu lassen ist, ist der Zug des Kabels am Sensor. Dieser kann bei Bewegungen zu abweichenden Messergebnissen führen. Aus diesem Grund wurde bei der Applikation stets darauf geachtet, möglichst wenig Zug zuzulassen (Kellner et al., 2017).

Körperliche Ursachen können Problem darstellen, sollten ProbandInnen zum Beispiel stark übergewichtig sind. Aufgrund des zusätzlichen Gewebes zwischen Haut und Knochen, können Bewegungen falsch dargestellt werden und somit die Ergebnisse verzerren. Außerdem kann die Fettschicht zwischen Knochen und Haut es dem Testerleiter erschweren bis hin zu verhindern, ausgewählte knöcherne Strukturen zu finden. Zudem könne starke Abweichungen vom physiologischen Bewegungs- und Haltungsbild, Ergebnisse von Messsystemen der Statik und Dynamik beeinflussen. (Consmüller et al., 2012; Kellner et al., 2017)

Außerdem kann **Körperbehaarung** eine Fehlerquelle darstellen, da das elastische Tape an den Haaren gut haftet, jedoch den Halt an der Haut verlieren kann. Durch den veränderten Zug kann es dazu kommen, dass der Sensor in eine Position gebracht wird, die von der korrekten Gelenkposition abweicht. Weiters kann eine übermäßige Schweißproduktion die Haftung des Tapes negativ beeinflussen.

Bekommen ProbandInnen **verschiedene Anweisungen** werden die Aufträge unter Umständen anders aufgefasst und durchgeführt. Dies führt dazu, dass die Ergebnisse nicht mehr miteinander verglichen werden können. Um dies zu vermeiden, werden alle Anweisungen während der Elektrodenauftragung und der Absolvierung des Parcours mittels zuvor aufgenommener Audiodatei gegeben.

Unterschiede im Bewegungsverhalten könnten ein Risiko darstellen. Eine Bewegungssequenz wie jene in dieser Studie auf exakte Weise mehrmals zu reproduzieren ist praktisch nicht möglich. Kleine Unterschiede werden selbst bei exakt gleicher Instruktion und Parcoursgestaltung nicht zu vermeiden sein. Aus diesem Grund wird jede Messung drei Mal durchgeführt und der Mittelwert der jeweiligen Outcome-Parameter für die weitere Analyse herangezogen.

Möglicherweise ist das **Bewegungsausmaß** der ProbandInnen in der Wirbelsäule beim ersten Durchgang geringer als beim dritten Durchgang, da sich die Gelenkstrukturen an das neue Bewegungsausmaß gewöhnen. Gerade weil bei dieser Messung Maximalpositionen erreicht werden, ist dieser Effekt nicht außer Acht zu lassen. Um diesen zu minimieren, wurde ein kurzes Aufwärmprogramm erstellt (siehe Kapitel 4.3).

Mit der **Atmung** verändert sich die Position des Sensors am *Os sternum* geringfügig. Je intensiver die Inspiration, desto größer ist dieser Effekt. Jedoch kommt es auch auf den Anteil an Brust- beziehungsweise Bauchatmung an. In dieser Studie wird der Einfluss der Atmung dadurch minimiert, dass nur eine geringe gesamtkörperliche Belastung entsteht und so keine intensive Inspiration notwendig ist. Daher wird auch von einem intensivem Aufwärmen Abstand genommen.

Zufallsfehler (engl.: *random error*) sind bei jeglicher Art von Messung vorhanden, während alle zuvor beschriebenen Fehlerquellen systematische Fehler oder Störfaktoren darstellen, Zufallsfehler entstehen durch die Tatsache, dass Testungen nicht bis ins letzte Detail kontrollierbar sind. Bei Laboruntersuchungen werden immer künstliche Bedingungen erschaffen. Man versucht jeden Prozess so weit wie möglich zu standardisieren. Je weitreichender die Standardisierung verläuft, desto geringer ist das Risiko für Zufallsfehler, außerdem lässt sich der Effekt von Zufallsfehlern mit einer Erhöhung der Teilnehmer-

zahl verkleinern. Ihn ganz auszuschalten ist jedoch ein Ding der Unmöglichkeit. Wichtig zu erwähnen ist hierbei, dass systematische Fehler und Störfaktoren den Mittelwert verzerren können, während Zufallsfehler lediglich die Standardabweichung erhöhen und wenig Effekt auf den Mittelwert haben. (Atkinson & Nevill, 1998; Kirtley, 2006, pp. 13–14)

2.7 Vergleichbare Produkte

Bei den folgenden Produkten handelt es sich um mobile Messgeräte zur Erfassung der LWS oder gesamten WS.

Die Firma Hocoma AG bietet drei differente Arten von Mess-/ bzw. Therapiegeräten an. Das „Valedo Shape“, „Valedo Motion“ und „**Valedo**“. „Valedo Shape“ ist ein ca. handflächenlanges, halbkreisförmiges Messgerät, zur Erfassung der Form und Stellung der Wirbelsäule in der Sagittal-/ und Frontalebene. Es ermöglicht die 3-dimensionale Darstellung der gesamten Wirbelsäule und die Darstellung der Winkelstellungen mittels elektronischer Abstandssensoren zwischen den einzelnen WK. „Valedo Motion“ erfasst über drei Sensoren (zwei an der LWS, eines am Brustbein), WS-Bewegungen als Ganzes und schickt diese an ein gekoppeltes Computersystem. Ziel ist es dem/der PatientIn ein Echtzeitfeedback über aktuelle Bewegungsmuster und Kompensationsverhalten zu bieten. „Valedo“ ist für den Gebrauch zu Hause gedacht und lässt sich mit einem Tablet verbinden, die Daten werden simultan übertragen. So können PatientInnen unterhaltende Spiele spielen und Figuren mit ihren Rumpfbewegungen steuern. Dabei soll die posturale Kontrolle trainiert und die Rumpfmuskulatur gekräftigt werden. Dabei kommen kabellose akkubetriebene Sensoren zum Einsatz, die eine Laufzeit von etwa 30 min haben, bis sie wieder aufgeladen werden müssen.² Nachteil dieses Systems ist also, dass es sich nicht über einen längeren Zeitraum einsetzen lässt. Möchte man Bewegungsprofile längerer Dauer erfassen, zum Beispiel die Wirbelsäulenhaltung während eines gesamten Arbeitstages, ist eine Alternative gefragt.

Die Firma **Dorsavi** entwickelt mobile Echtzeitmessgeräte für verschiedene Anwendungsgebiete mit verschiedenen Funktionen. So stellt sie den „ViMove“ für den therapeutisch-klinischen Alltag, „ViSafe“ für Arbeitsplatzanalysen und „ViPerform“ für den Trainings-/ und Sportbereich her. Je nach Ziel der Messung können Kurzzeit (EMG)-/ 30 Minuten-/ oder 24 Stunden-Sensoren verwendet werden. Mit allen drei Varianten ist es anhand von drei Messsensoren, welche mit 200 Herz arbeiten, möglich, die Flexion, Extension und Lateralflexion der LWS, sowie die sagittale Kippung des Beckens zu evaluieren. Zusätzlich ist

² <https://www.hocoma.com/de/losungen/rueckenschmerzen/>, Zugriff am 01.06.2017

es mit den Dorsavi-Systemen anhand von EMG-Sensoren möglich, die Aktivität von ausgewählter Muskulatur (z.B.: Rückenmuskulatur) zu messen. Dies erleichtert eine umfassende Interpretation der durchgeführten Aktivitäten. Zum Gerät kommt ein Testprogramm dazu, welches das ROM der LWS evaluieren soll.³

Das „**MyoMotion**“ – Messsystem arbeitet anhand von mehreren teebeutelgroßen, kabellosen Sensoren, welche ihren jeweiligen Winkel zueinander messen und so als virtuelle Goniometer fungieren. Weiters ist es mit dem System möglich Beschleunigungsdaten zu erlangen. Über acht Stunden ist die aktuelle Laufzeit, mit einer Ladezeit von drei Stunden. Das Messgerät benötigt keine Kalibrierung und misst in allen drei Raumebenen. Es weist eine Genauigkeit von +/-1 Grad in der Sagittal- und Frontalebene sowie +/-2 Grad in der Transversalebene auf. Die Sensoren werden immer an den angrenzenden Segmenten des zu messenden Gelenkes platziert, genauso ist es mit MyoMotion möglich, Ganzkörperbewegungen, sowie das Fußabrollverhalten zu messen. Die Anzahl an aufgetragenen Sensoren variiert von zwei bis 36, je nach Ziel der Messung. So können einerseits einzelne Gelenke und andererseits der ganze Körper, dreidimensional dargestellt werden. Das Messgerät ist für den Sport-, Reha-, und Präventionsbereich, indoors wie outdoors anwendbar.⁴

Der „**3-Dimensional-Spine-Move-Guard (3D-SMG)**“ erfasst WS-Bewegungen in allen drei Raumebenen, über einen Zeitraum, bis zehn Stunden. Es werden jeweils zwei Sensoren (Empfänger und Sender), zu beiden Seiten der WS zwischen Schädelbasis und oberer HWS, unterer HWS und oberer BWS, am Übergang zwischen BWS und LWS sowie am Ende der LWS, mittels Tape angeklebt. Die Sensoren sind über Kabel mit dem Empfänger verbunden. Die Sender schicken konstant an die je nächsten Empfänger ein Ultraschallsignal. Die WS-Bewegungen werden anhand der Übertragungsdauer des Ultraschallsignals gemessen und geben somit Rückschlüsse auf die Haltung und Bewegung des jeweiligen WS-Abschnittes (Wunderlich, Eger, Rüter, Meyer-Falcke, & Leyk, 2010).

Das **Epionics SPINE** ermittelt die Krümmung und Bewegung der BWS und HWS in drei Ebenen, wobei das Hauptaugenmerk dieses Gerätes auf die LWS gesetzt wird. Das Messgerät ist mobil. Anfangs benötigt es einer ca. 15-minütigen Kalibrierung, welche das Bewegungsausmaß und die Bewegungsdynamik ermittelt. Zusätzlich stellt es die Position des Beckens im Raum dar und somit können Rückschlüsse auf mögliche Ausweich- oder Kompensationsbewegungen gezogen werden Das Messgerät ist mobil und misst über

3 <http://us.dorsavi.com>, Zugriff am 01.06.2017

4 <https://www.velamed.com/deutsch/produkte/kinematik/noraxon-/myomotion/myomotion.html>, Zugriff am 01.06.2017

einen Zeitraum von 24 Stunden.. Am oberen und unteren Ende der Messstreifen befinden sich Beschleunigungssensoren, welche 50 mal pro Sekunde messen und es so ermöglichen die Ausführungsgeschwindigkeit der jeweiligen WS-Bewegung zu errechnen und zu interpretieren. Die Daten werden von zwei Kunststoffstreifen mit integrierten Positionssensoren erfasst. Diese Streifen werden vom Becken bis zum obersten Brustwirbel, mit einem seitlichen Abstand von ca. 10 cm zueinander aufgeklebt. Zusätzlich gibt es einen Knopf, der es Patienten ermöglicht, Schmerzphasen zu dokumentieren. Nach Beendigung der Aufzeichnung werden die Daten auf einen PC übertragen und anhand einer speziell entwickelten Software analysiert und interpretiert. Anwendung findet das Gerät im Bereich der Orthopädie, WS-chirurgie, Rehabilitation und Schmerztherapie. (Maier, Altenscheidt, & Kramer, 2015).⁵

⁵ <https://www.epionics.com/index.php?id=produkt> . Zugriff am 28.01.2018

3 Fragestellung und Ziel der Studie

Reliabilität bedeutet in diesem Rahmen, wie verlässlich das Messgerät misst. Erfüllt ein Messgerät diese Qualität nicht, ist die Relevanz und Durchführbarkeit für den therapeutischen Alltag fraglich. *Vivaback* ist ein neuentwickeltes Messgerät, bei dem die Testung der Reliabilität noch nicht durchgeführt wurde.

So stellt sich folgende Frage:

- Wie reliabel sind die Messungen des Systems bei wiederholter Messung?

Ziel dieser Bachelorarbeit ist es, herauszufinden, ob das mobile Messgerät *Vivaback* zuverlässig genug ist, um es im therapeutischen Praxisalltag anwenden zu dürfen.

Folgende Forschungshypothese wird abgeleitet:

- Es gibt keinen signifikanten Unterschied der Outcome-Parameter, zwischen dem ersten und dem zweiten Messtag.

Dies würde für eine ausreichende Reliabilität des Messsystems sprechen.

4 Methodik

4.1 Studiendesign

Bei dieser Pilotstudie handelt es sich um eine kontrollierte bewegungsanalytische Laboruntersuchung. 20 gesunde ProbandInnen wurden jeweils an zwei Tagen zur Messung gebeten. Die geplante Dauer der jeweiligen Messung liegt bei 45 Minuten. Die ProbandInnen erklärten schriftlich ihre Zustimmung zur Teilnahme an der Studie. Außerdem füllen die ProbandInnen ein allgemeines Datenblatt, mit Informationen zu Geschlecht, Alter und Gewicht aus und bestätigen die Einhaltung der Ein- und Ausschlusskriterien. Der Ablauf der beiden Messtage erfolgt genau gleich. Die Testleiterin applizierte die Sensoren anhand eines standardisierten Vorgangs. Anschließend wird die Kalibrierung des Messsystems unter direkter Anleitung der Testleiter durchgeführt und der Parcours wird viermal absolviert. Die erste Absolvierung des Parcours gilt als Probedurchgang und wird nicht in die Datenerhebung einbezogen. Nach Beendigung der Messungen werden die Daten statistisch analysiert, interpretiert und diskutiert.

4.2 ProbandInnen und Rekrutierung

Im Rahmen dieser Pilotstudie werden ProbandInnen mittels "convenience sampling" rekrutiert. Dies bedeutet, dass die ersten verfügbaren Personen zur Studie herangezogen werden, solange sie alle Einschlusskriterien erfüllen. Zur Rekrutierung potentieller ProbandInnen werden E-Mails an MitarbeiterInnen und Studierende der FH St. Pölten verschickt, sowie Personen im Umfeld und Bekanntenkreis der Assessoren eingeladen (Saunders, Lewis, & Thornhill, 2012).

Um die Studie möglichst praxisnah und doch in einem überschaubaren Rahmen gestalten zu können, ist die Auswahl an Ein- und Ausschlusskriterien der ProbandInnen essentiell.

Gewisse Faktoren können Fehler und Verzerrungen der Messergebnisse verursachen und in weiterer Folge die Verlässlichkeit der Studie senken. So sind beispielsweise Operationen an der Wirbelsäule ein Ausschlusskriterium, da diese auf verschiedene Arten, das physiologische Bewegungsausmaß einschränken und weiters die Ergebnisse der Messungen verfälschen könnten.

Ausschlusskriterien sind:

- Operationen an der Wirbelsäule

- Schmerzen und Verletzungen am Testtag, welche die Durchführung des Parcours beeinträchtigen
- Minderjährigkeit
- Allergien gegen handelsübliche Tapes
- Hörprobleme
- Body Mass Index (BMI) über 32
- Vorerfahrung in der Verwendung von biomechanischen Messverfahren
- Schwangerschaft

Einschlusskriterien sind:

- gesunde Personen
- Alter über 18 Jahre
- Männer und Frauen
- Jede Berufsgruppe
- Verfügbarkeit an beiden Messtagen

Zudem müssen sich die ProbandInnen damit einverstanden erklären, dass die Messungen in Unterwäsche erfolgen, um einerseits ein unkompliziertes Aufkleben zu ermöglichen und andererseits wird verhindert, dass es zu reibungsbedingten Ablösungen während der Messung kommt. Weiters ermöglicht dies, die Sensoren und das Tape beobachten zu können.

Bereits in der Rekrutierung werden diese Kriterien aufgelistet und im weiteren Auswahlverfahren auf deren Einhaltung geachtet.

Für die Studie wurden 20 ProbandInnen herangezogen. Davon waren 60% Frauen und 40% Männer. Das Durchschnittsalter betrug 27,2 Jahre, die Standardabweichung 7,0 Jahre. Im Schnitt waren die ProbandInnen 171,3 cm groß (SD=10,9cm) und 68,9kg schwer (SD=14,9kg).

4.3 Ablauf der Messung

Die Messungen fanden im November und Dezember 2017 im Ganglabor der FH St. Pölten statt. Die ProbandInnen wurden jeweils an zwei verschiedenen Tagen zur Messung gebeten, es standen 7 Messtage zur Verfügung. Die Zeitspanne zwischen den beiden Messungen lag zwischen einem und 24 Tagen, bei einem Durchschnitt von $8,3 \pm 7,2$ Tagen. Die Messungen wurden einzeln durchgeführt. Zuerst wurde dem/r ProbandIn das Gerät in seiner Funktionsweise verbal und einheitlich erklärt: „Sie werden heute mit einem elektronischen System vermessen, welches die Krümmung Ihrer Wirbelsäule misst, solange Sie es tragen. Dazu tragen sie 3 Sensoren, am Brustbein, am Kreuzbein und am Oberschenkel und ein Messgerät um die Hüfte. Die Ergebnisse werden nach jedem Durchgang an einen PC übermittelt. Sie werden den Parcours vier Mal pro Testtag absolvieren, der erste Durchgang gilt als Probedurchgang“. Außerdem wurde die Idee hinter dem Gerät sowie das Ziel der Studie mitgeteilt und anfallende Fragen wurden bestmöglich beantwortet. Danach wurden die ProbandInnen gebeten, die Vereinbarung, welche von der FH St.Pölten zur Verfügung gestellt wurde, zu unterzeichnen und ihr Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht mitzuteilen und gegebenen Falls Vorort zu ermitteln. Bei jedem/r ProbandIn wurde pro Messtag ein Testprotokoll ausgefüllt und nummeriert (siehe 9.1).

Anfang, Ende und alle Stationen des Parcours wurden mit schwarzem Klebeband, am Boden markiert. Die Instruktionen wurden auf eine Audiodatei aufgezeichnet und dem/der ProbandIn während des Parcours vorgespielt. Die genauen Instruktionen befinden sich im Anhang (siehe 9.3).

Die Messung wurde mit den gewohnten, flachen Schuhen der ProbandInnen durchgeführt, um bestmöglich den Alltag zu simulieren. Hatte ein/ ProbandIn kein flaches Schuhwerk mit, wurden die Messungen an beiden Tagen ohne Schuhe durchgeführt.

Vor der Applikation der Sensoren wurden die ProbandInnen gebeten sich aufzuwärmen. Dies geschah standardisiert mit folgender Instruktion: "Beugen Sie sich zehn Mal mit gestreckten Knien maximal zum Boden und strecken Sie zehn Mal im Stehen ihre Wirbelsäule nach hinten." Unterschiede zwischen den Durchgängen im Bewegungsausmaß wurden so versucht zu minimieren (siehe Kapitel 2.6).

4.3.1 Applikation

Anschließend folgte die Applikation der Sensoren am Körper. Dazu wurde doppelseitige Klebefolie und handelsübliches elastisches Tape verwendet. Vor der Applikation eines

jeden Sensors wurde die Haut der ProbandInnen mit Wundbenzin gereinigt und entfettet, um die Haftung der Klebefolie und des Tapes zu verbessern. Etwaige Körperbehaarung der ProbandInnen wurde nicht entfernt.

Zuerst wurde der Sensor am *Os sternum*, etwa 1cm caudal der *Incusura iugularis* appliziert und mit einem vertikalen Tape-Streifen fixiert, welcher den Sensor auf allen Seiten mindestens 1 cm überragte. Das Kabel zeigte hier senkrecht nach unten (siehe Abb. 9).

Danach erfolgte die Applikation des Sensors am *Os sacrum* auf der *Crista sacralis mediana* auf Höhe des Segments S2. Dazu wurden vom Testleiter die *Spinae iliaca posterior superior* palpiert und der Mittelpunkt dieser zwei Punkte gewählt. Bei diesem Sensor zeigte das Kabel immer waagrecht zur linken Seite. Hierfür wurden ein horizontaler und darüber zwei vertikale (jeweils extra lange) Tape-Streifen verwendet (siehe Abb. 10). Zuerst wurde der horizontale Tape-Streifen aufgeklebt (siehe Abb. 11), die beiden vertikalen Tapes wurden danach in mäßiger Flexion (45 Grad vorgebeugte Position) der ProbandInnen-Ws darüber aufgeklebt (siehe Abb. 12). Dabei durften sich die ProbandInnen an einem Tisch abstützen. Dies sollte ein Ablösen während des Messvorgangs vorbeugen, da durch Hautverschiebungen, besonders bei Flexion, in diesem Bereich erhöhte Zugkräfte auftreten und das Tape von der Haut lösen könnten. Für diese beiden Sensoren (*Os sternum* und *Os sacrum*) wurde der *Positions-Helper* des Gerätes verwendet (siehe Kapitel 2.5).

Der dritte Sensor wurde am linken Oberschenkel, etwa 10 cm unter der Leiste, am horizontalen Mittelpunkt appliziert, wobei das Kabel senkrecht nach oben zeigte. Der Sensor wurde mit einem vertikalen Tape-Streifen fixiert, welcher den Sensor auf allen Seiten mindestens 1 cm überragt (siehe Abb. 13). Für diesen Sensor wurde kein *Positions-Helper* verwendet. Dies ist nicht notwendig, da die Daten dieses Sensors nicht zur Bestimmung der Wirbelsäulenkrümmung verwendet werden.

Der Tragegurt wurde individuell angepasst und dem/der ProbandIn angelegt. Es wurde darauf geachtet, dass der Patient nicht durch einen zu lockeren, evt. herunterrutschenden Gurt nicht gestört wurde und dass die Sensoren und Kabel nicht durch Reibung oder Druck des Gurtes beeinträchtigt wurden.

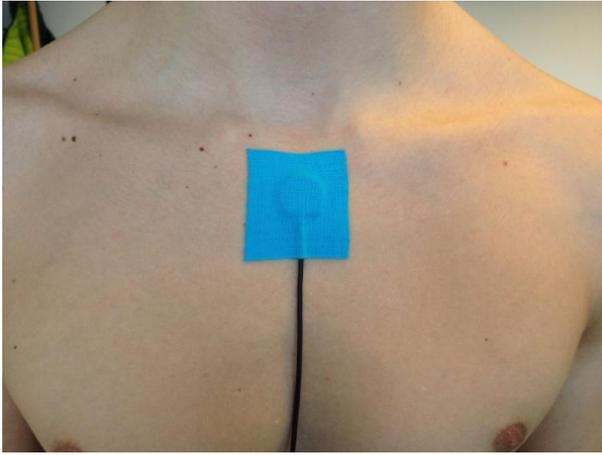


Abb. 12: applizierter Sensor am *Os sternum*

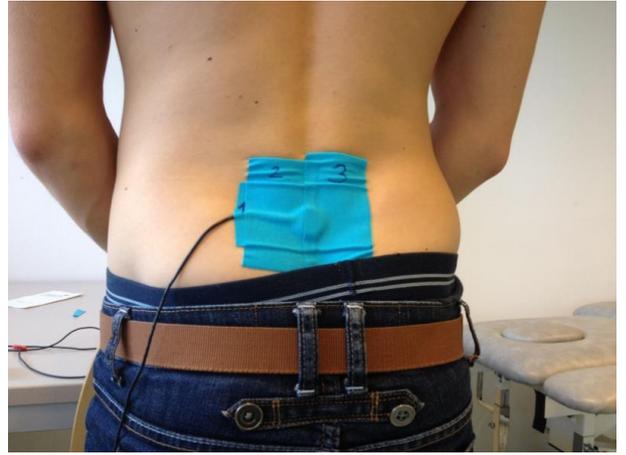


Abb. 11: applizierter Sensor am *Os sacrum*:
1 = horizontales Tape
2+3 = vertikale Tapes

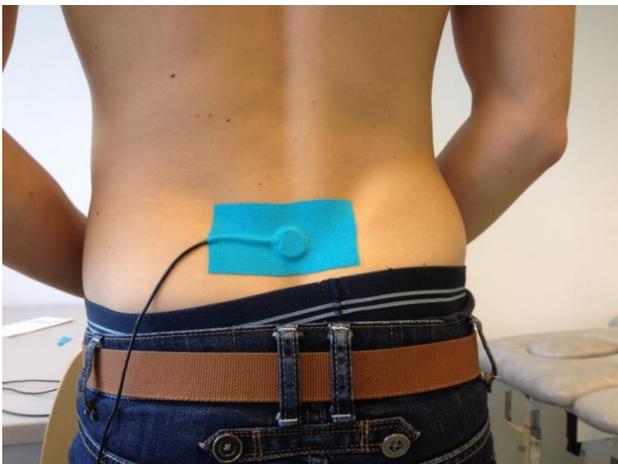


Abb. 10: applizierter Sensor und vertikale Tape-Streifen am *Os sacrum*

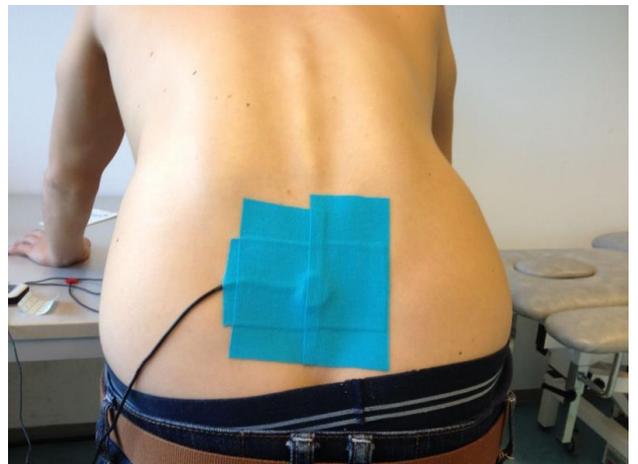


Abb. 9: applizierter Sensor am *Os sacrum*
vorgebeugte Position für vertikale Tapes

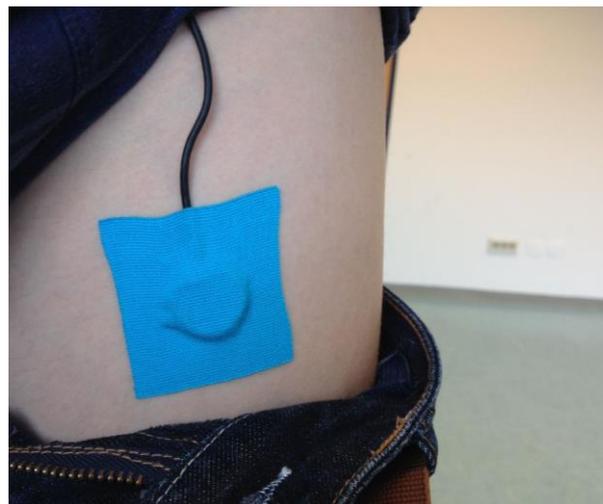


Abb. 13: applizierter Sensor am Oberschenkel

4.3.2 Kalibrierung

Am Beginn und am Ende jedes Parcours-Durchganges muss das System kalibriert werden. Zuerst soll der/die ProbandIn an einer Wand stehen und mit den Fersen, dem Gesäß und den Schulterblättern die Wand berühren. Die Halswirbelsäule soll aufgerichtet sein, der Hinterkopf muss die Wand allerdings nicht berühren, um die aufgerichtete, stehende Position zu ermitteln. Danach wird ein ausreichend großer Schritt vorgegangen und mit gestreckten Knien versucht, mit den Fingerspitzen den Boden zu erreichen (nach Möglichkeit auch mit den ganzen Handflächen). So wird die maximal gebeugte Position der Wirbelsäule eingenommen. Folgend wird im Stehen die maximal gestreckte Position der Wirbelsäule mit gestreckten Knien eingenommen. Dazu werden die Hände auf das eigene Becken gelegt. Da diese Position Balancefähigkeit erfordert und somit ein Sturzrisiko vorlag, wurden die ProbandInnen durch die Testleiterin abgesichert. In der Folgenden Abbildung sind die drei Positionen während der Kalibrierung dargestellt.



Abb. 14: Positionen während der Kalibrierung

4.3.3 Parcours und Durchführung der Messung

Nach der ersten Kalibrierung erfolgt der Start der Bewegungsaufträge. Zuerst setzte sich der/die ProbandIn auf einen Sessel. Die beiden Sessel sind ident, haben keine Armlehnen und eine Sitzhöhe von 50 cm. Die Instruktion lautet jeweils gleich: "Setzen Sie sich aufrecht hin. (5 Sekunden Pause) Lassen Sie sich schlampig zusammensinken. (5 Sekunden Pause) Richten Sie sich wieder auf." Dabei wurde den ProbandInnen die

"schlampige" Position nicht genau vorgeschrieben, sie wurden jedoch angehalten, die Bewegung bei jedem Durchgang gleich auszuführen (siehe 9.4). Auch diese Position hätte standardisiert werden können, jedoch wurde aufgrund der Alltagsrelevanz dagegen entschieden. Nach dem ersten Sessel erfolgte eine kurze Gehstrecke und eine Streckung der Wirbelsäule im Stand, die fünf Sekunden gehalten wurde. Da bei dieser Position erneut ein Sturzrisiko vorlag, wurde die ProbandInnen durch die Testleiterin abgesichert. Dann erfolgte eine weitere Gehstrecke, weiters der zweite Sessel und wieder eine kurze Gehstrecke. Die ProbandInnen wurden danach angeleitet, den Korb (einen handelsüblicher Wäschekorb) mit einer Höhe 35 cm mit gestreckten Knien aufzuheben, um eine Flexion der Wirbelsäule zu erreichen und die Bewegung reproduzierbar zu machen (siehe 9.4). Nach einer weiteren Gehstrecke wurde der Korb wieder (mit gestreckten Knien) abgestellt. Zum Schluss gingen die ProbandInnen zur zweiten Kalibrierung. Der Parcours hat eine Gesamtlänge 12,6 m und eine Dauer von 3 Minuten und 45 Sekunden. Während der Instruktionen beim Parcours führten die ProbandInnen keine Bewegungen aus. Die Aufträge wurden immer auf das Kommando "und jetzt" gestartet, um die Variabilität zwischen den Messungen zu verringern. Während den beiden Kalibrierungen gab es keine Kommandos. Am Anhang wurden Fotos des Parcours abgebildet (siehe 9.4). In der folgenden Abbildung wird der Parcours schematisch dargestellt.

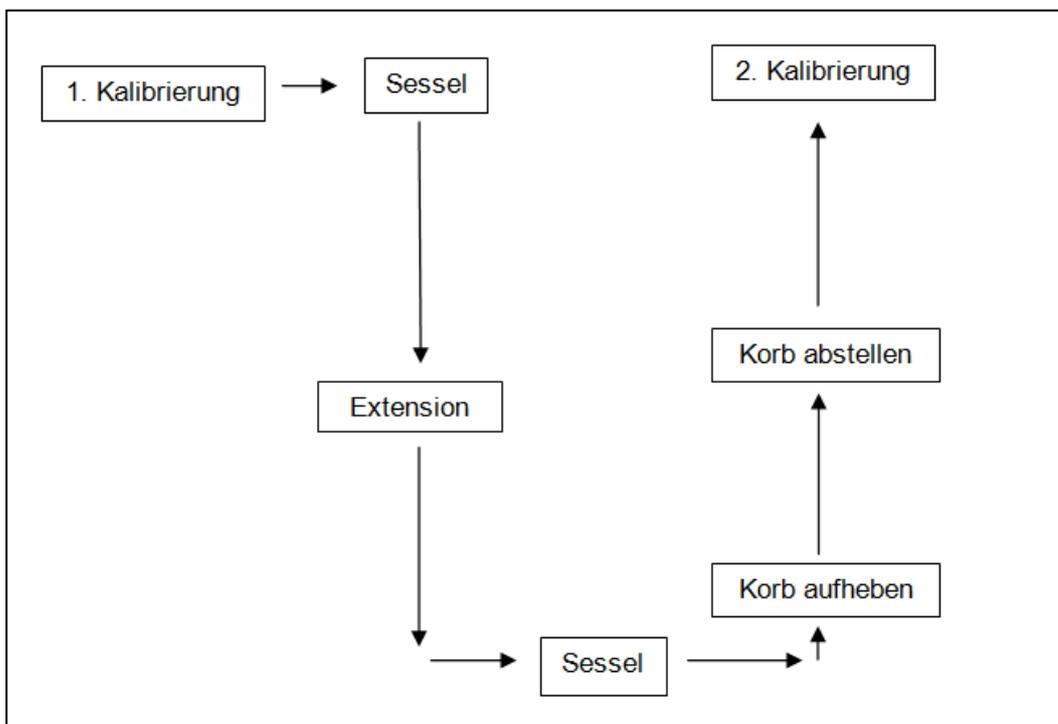


Abb. 15: Schematische Darstellung des Parcours

Der erste Durchgang galt als Probedurchgang und wurde nicht in die Analyse einbezogen. Danach wurde der Parcours drei Mal wiederholt. Zwischen den Durchgängen fand der Upload der Messdaten mittels Mini-USB-Kabel statt. Außerdem wurde das Gerät neu gestartet, um Messfehlern vorzubeugen. Nach Beendigung der drei gültigen Durchgänge wurden die Sensoren entfernt. Am zweiten Messtag wurden die Messungen auf dieselbe Art und Weise wiederholt. In folgender Tabelle ist der Ablauf aller Messungen für jede/n Probanden/Probandin schematisch dargestellt:

Tabelle 1: Beschreibung der durchgeführten Messungen jedes/r Probanden/ Probandin an beiden Messtagen

Messung	Bezeichnung der Messung	Messtag	Mittelwert der Outcome-Parameter
1	Probe	1	-
2	A1	1	μ_A
3	A2	1	
4	A3	1	
5	Probe	2	-
6	B1	2	μ_B
7	B2	2	
8	B3	2	

4.4 Messinstrument und Outcome-Parameter

Pro ProbandIn und Messtag wurden drei Durchläufe gemessen, von denen mindestens zwei gültig sein mussten, um in die Bewertung herangezogen zu werden. Die Mittelwerte aller Outcome-Parameter der gültigen Durchgänge wurden für die weitere Verarbeitung herangezogen.

Folgende Parameter werden im Verhältnis (%) zur Gesamtdauer des Parcours erhoben:

1. Sitzen
2. Gehen
3. Stehen
4. Maximale Flexion (=Max Flexion)
5. Moderate Flexion (=Flexion)

6. Neutralposition (=Neutral)

7. Extension (=Extension)

Die vier Positionsgruppen (Max Flexion, Mid Flexion, Neutral und Extension) geben gewisse Bereiche der Range of Motion der Wirbelsäule in der Sagittalebene an. Die Bereiche werden in der ersten Kalibrierung definiert. Der Winkel, der im Stand ermittelt wird, bildet die Mitte der Position "Neutral". Dieser Winkel wird in Relation zur Schwerkraft gemessen und bildet den Null-Wert für die weitere Messungen. Der Wert "max. forward" wird durch die maximal vorgebeugte Position ermittelt und bildet das obere Ende der "Range 1", welche zu je einem Drittel in "Max. Flexion", "Flexion" und "Neutral" unterteilt wird. Der Wert "max. backward" wird durch die maximal gestreckte Position ermittelt und bildet das untere Ende der "Range 2", welche zu einem Drittel in "Neutral" und zu zwei Drittel in "Extension" unterteilt wird (siehe Abb. 13).

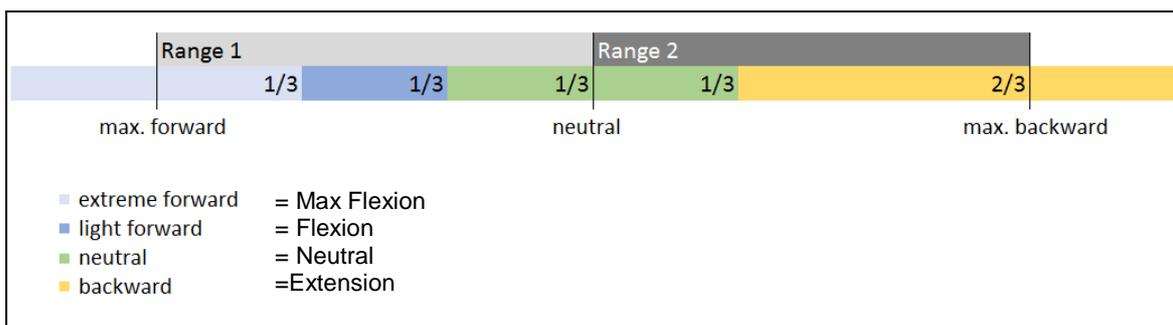


Abb. 16: Range of Motion und Aufbau der Positionsgruppen

Alle sieben Parameter liegen in metrischer Form und anhand eines Balkendiagramms vor. Außerdem gibt es zum Bewegungsprofil in Beugung und Streckung ein Verlaufsdigramm, mit einem Diagramm, welches die Aktivitäten in zeitlicher Reihenfolge darstellt (siehe Abb. 17, Abb. 18 und Abb. 19). Das Diagramm ist ein wichtiger Indikator zur Überprüfung der Richtigkeit einer Messung, da man visuell deutliche Unterschiede von der typischen Kurve sofort erkennen kann. Auf der X-Achse ist die Krümmung der Wirbelsäule in Grad dargestellt, Flexion nach oben, Extension nach unten. Auf der Y-Achse ist die Zeit angegeben. Es dient jedoch nur zur Inspektion und stellt keinen Outcome-Parameter dar. Zudem ist in einem weiteren Balkendiagramm ersichtlich, wie lange die Positionsgruppen jeweils im Stehen, Gehen, Sitzen vorhanden sind. Die zuletzt genannten Parameter werden in dieser Pilot-Studie aufgrund des großen Umfangs nicht analysiert.

Weitere Outcome-Parameter liefert die Kalibrierung zu Beginn eines jeden Durchgangs (siehe Absatz 4.3.2). Die stehende Position markiert die Null-Grad-Marke. Dennoch wurde sie für den Vergleich der Mittelwerte (siehe Kapitel 4.5.4 und 5.3) als Outcome-Parameter definiert. Die darauffolgende vorgebeugte Position soll die maximale Beugung ermitteln. Die dritte Position, bei der sich die ProbandInnen im Stehen möglichst weit nach hinten strecken, ermittelt die maximale Streckung. Am Ende jeder Messung findet eine zweite Kalibrierung statt. Diese dient zur Überprüfung der Genauigkeit, mit der die Sensoren messen. Jedoch kann sich im Laufe einer Messung auch die ROM des/der Trägers/ Trägerin ändern. Es ergeben sich somit folgende Werte in der Einheit Grad:

8. Maximale Flexion der 1. Kalibrierung (=Kalib. Flexion 1)
9. Stehende Position der 1. Kalibrierung (=Kalib. Neutral 1)
10. Maximale Extension der 1. Kalibrierung (=Kalib. Extension 1)
11. Maximale Flexion der 2. Kalibrierung (=Kalib. Flexion 2)
12. Stehende Position der 2. Kalibrierung (=Kalib. Neutral 2)
13. Maximale Extension der 2. Kalibrierung (=Kalib. Extension 2)

Zu beachten ist, dass dies keine Werte sind, die in der Anwendung in der Therapie direkt verwendet werden. Vielmehr bilden die beiden Werte "Kalib. Flexion 1" und "Kalib. Extension 2" die Grundlage für jede Messung. Sie bestimmen das Ausmaß der Positionsgruppen, wie im vorherigen Absatz beschrieben und in Abb. 16 dargestellt.

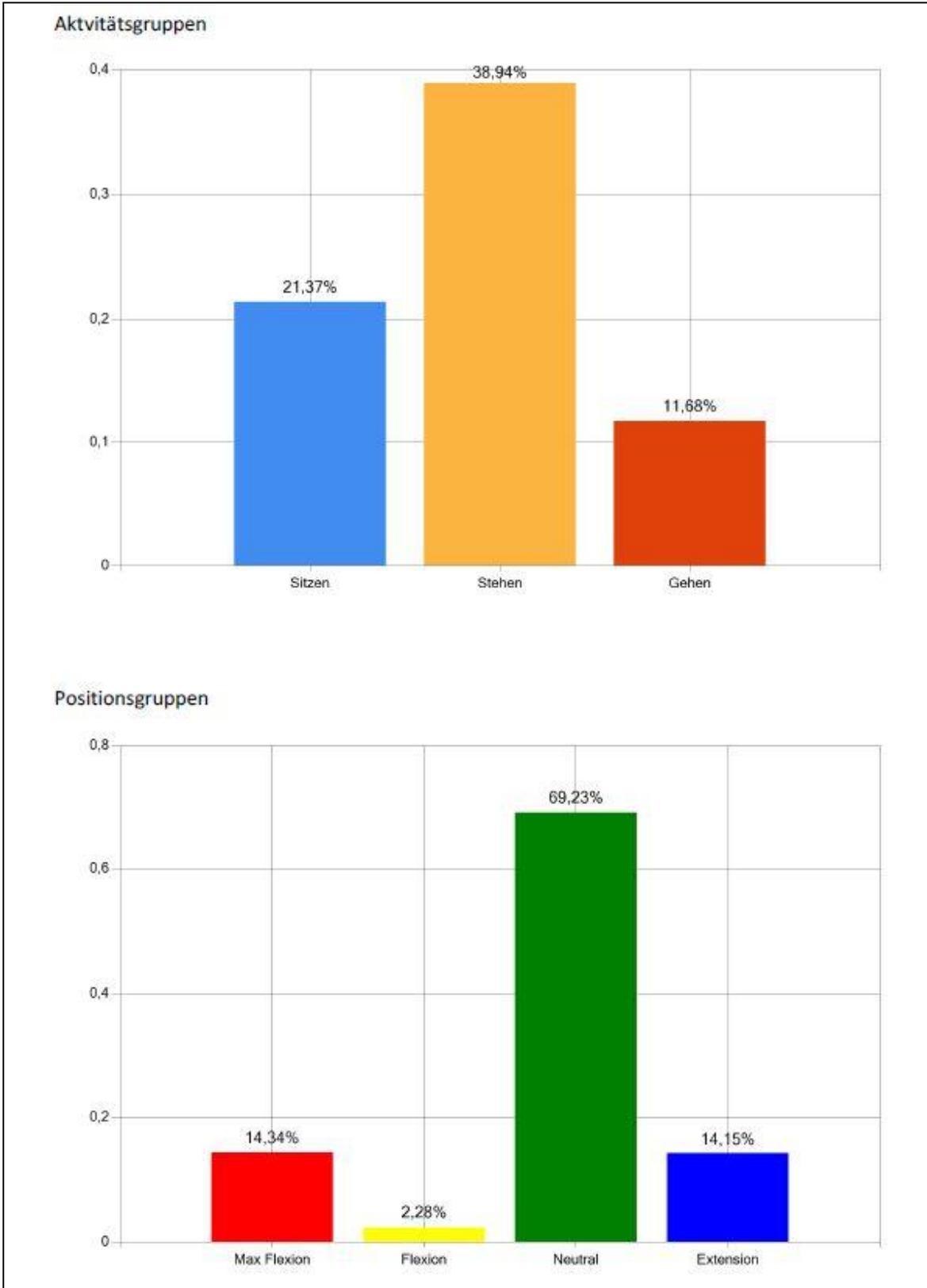


Abb. 17: Outcome-Parameter: Verhältnisse der Positionsgruppen und Aktivitäten zur gesamten gemessenen Zeit

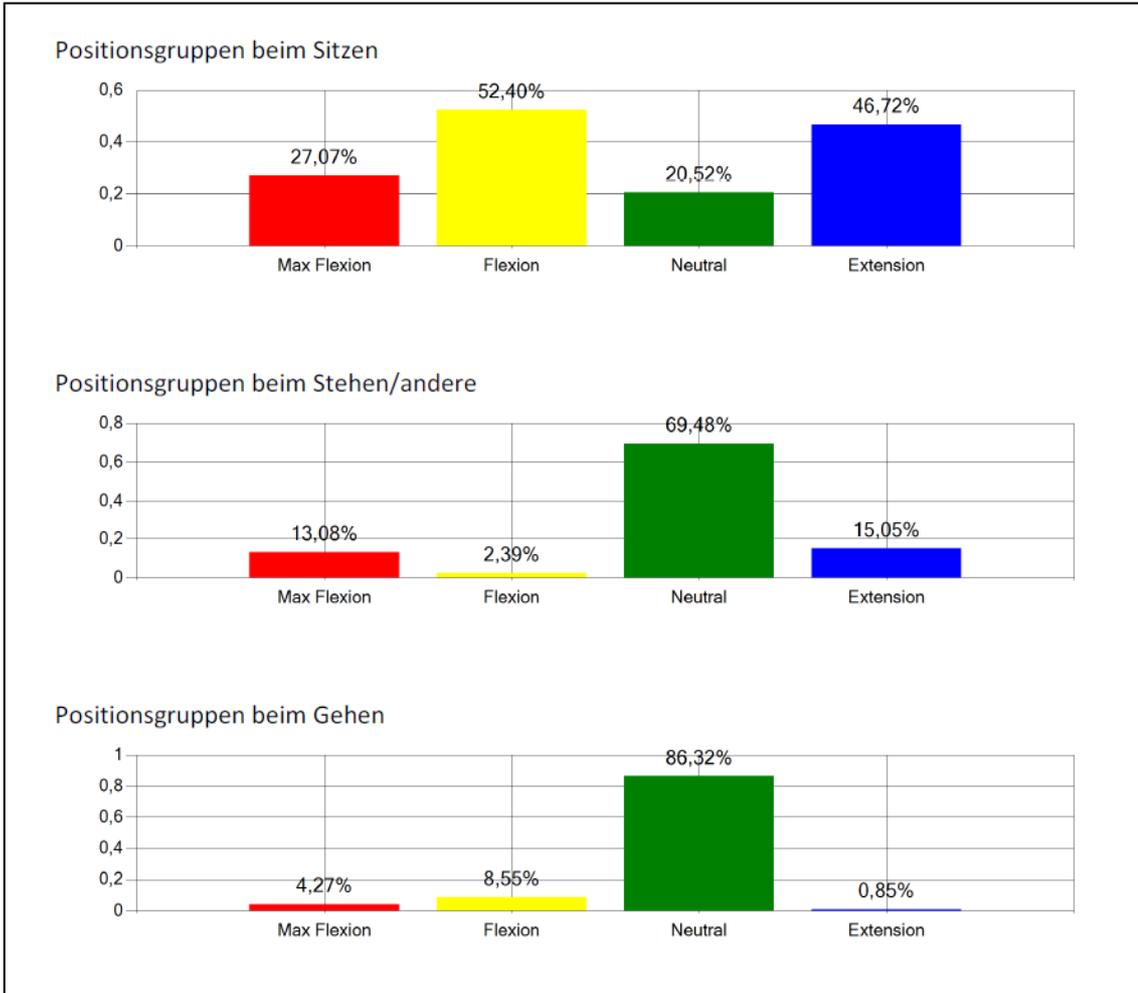


Abb. 18: Verhältnisse der Positionen bei verschiedenen Aktivitäten zur gesamten gemessenen Zeit

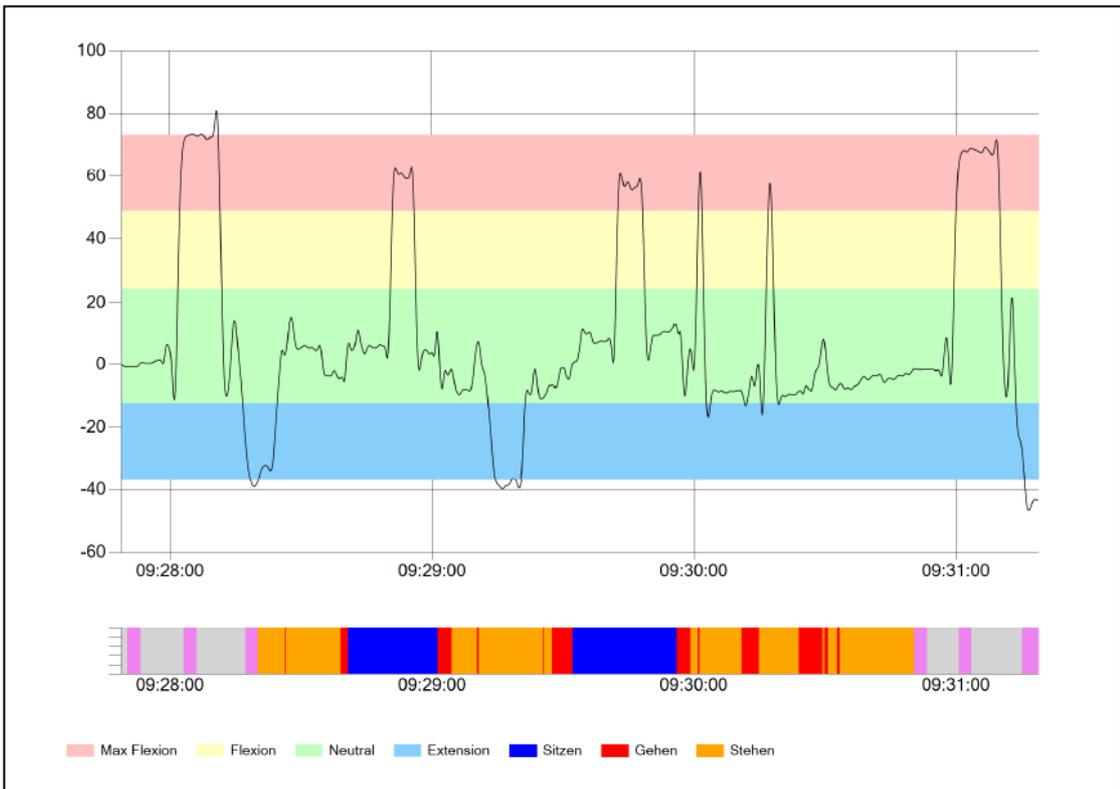


Abb. 19: Verlaufdiagramm der Wirbelsäulenposition mit Aktivitäten

4.5 Statistische Auswertung

Nach Abschluss aller Messungen werden die erhobenen Parameter statistisch analysiert. Zur allgemeinen Beschreibung der Daten wurden der Mittelwert und die Standardabweichung (SD für engl.: *standard deviation*) für jeden Parameter berechnet. Die SD ist ein einfach zu errechnender Wert zur Beschreibung der Variabilität von Daten bei wiederholten Messungen.

4.5.1 Standard Error of Measurement

Einer der einfachsten und zugleich der aussagekräftigste Indikator zur Beschreibung der absoluten Zuverlässigkeit (=absolute Reliabilität) eines Messinstruments ist der "Standard Error of Measurement" (SEM). Der SEM beschreibt die Abweichung der tatsächlichen Werte von den gemessenen Werten durch Messfehler. Er wird mittels wiederholter Messung an einer Person unter den möglichst gleichen Bedingungen ermittelt. Je kleiner der SEM, desto besser ist die Reliabilität des Messinstruments. Der Wert des SEM hat die selbe Einheit wie die ihm zu Grunde liegenden Daten. In dieser Studie wird mit Prozentwerten im Bezug zur Gesamtzeit und mit Winkeldaten in Grad gearbeitet. Der SEM ist ein direkter Indikator des Ausmaßes der Variabilität und ermöglicht eine klare und einfache klinische Interpretation. Liegt der SEM bei einer Gelenkmessung beispielsweise bei fünf Grad und man misst eine maximale Knieflexion von 40 Grad, kann man als Therapeut davon ausgehen, dass der tatsächliche Wert zwischen 35 und 45 Grad liegt (Atkinson & Nevill, 1998a; Baker, Richard, 2016). In dieser Studie werden die SEM-Werte zu neun Outcome-Parametern erhoben. Für die Parameter der 2. Kalibrierung ist die Berechnung nicht sinnvoll. Außerdem wird der Parameter "Kalib. Neutral 1" nicht auf Reliabilität geprüft, da sein Wert immer Null beträgt. Die 2. Kalibrierung hat keinerlei klinische Bedeutung (siehe Kapitel 2.5). Der SEM wird wie folgt berechnet:

$$SEM = \sqrt{MS_{error}}$$

Der Term MS_{error} beschreibt den sogenannten "Mean Square Error", also den durchschnittlichen quadrierten Fehler. Aus diesem muss die Wurzel gezogen werden, um den Standardfehler, den SEM, zu ermitteln. Der MS_{error} wird mittels einer Varianzanalyse (ANOVA) bei wiederholter Messung ermittelt (Vincent & Weir, 2012). Um die Interpretation

des SEM zu verstehen, ist es wichtig zu wissen, wie die ANOVA den MS_{error} berechnet und auf welchem Prinzip diese Berechnung beruht (Vincent & Weir, 2012).

Die ANOVA teilt die Varianzen in drei Verschiedene Bereiche, die Quadrat-Summen (engl.: *sums of squares* = SS) auf.

$$SS_{total} = SS_{time} + SS_{subjects} + SS_{error}$$

Die gesamte Varianz, also die SS_{total} , setzt sich aus der Varianz über die Zeit, der SS_{time} , der Varianz der ProbandInnen, der $SS_{subject}$, und der Varianz, die durch Messfehler entsteht, also der SS_{error} , zusammen. In der Reliabilitätsforschung ist man interessiert an der Varianz des Messfehlers. Diese lässt sich über die anderen drei bestimmbar Werte erheben.

$$SS_{total} = \sum [(X_i - M_G)^2]$$

Die gesamte Varianz (SS_{total}) entspricht der Summe aller quadrierten Differenzen von den gemessenen Werten (X_i) und dem gesamten Mittelwert aller gemessenen Werte (M_G).

$$SS_{time} = n \sum [(\bar{X}_{time} - M_G)^2]$$

Die Varianz über die Zeit (SS_{time}) entspricht der Summe aller quadrierten Differenzen der Mittelwerte eines Messzeitpunktes (\bar{X}_{time}) und dem gesamten Mittelwert aller gemessenen Werte (M_G). n entspricht der Anzahl der ProbandInnen. In dieser Studie gibt es zwei Messtage, also zwei Werte für \bar{X}_{time} .

$$SS_{subjects} = T \sum [(\bar{X}_{subject} - M_G)^2]$$

Die Varianz der ProbandInnen ($SS_{subjects}$) entspricht der Summe aller quadrierten Differenzen von den Mittelwerten jedes/r Probanden/ Probandin über die Messzeitpunkte hinweg

(\bar{X}_{subject}) und dem gesamten Mittelwert aller gemessenen Werte (M_G). In dieser Studie gibt es zwanzig ProbandInnen, also zwanzig Werte für \bar{X}_{subject} . Mit diesen drei Informationen lässt sich der SS_{error} berechnen. Nun ist es nur noch ein Schritt zum MS_E :

$$MS_{\text{error}} = \frac{SS_{\text{error}}}{df_{\text{error}}} = \frac{SS_{\text{error}}}{(T-1)*(n-1)}$$

Der SS_{error} muss also noch durch die Anzahl an Freiheitsgraden (df_{error}) dividiert werden. Diese errechnet sich aus dem Produkt der Anzahl der Messzeitpunkte und der ProbandInnen-Anzahl, von denen jeweils 1 subtrahiert wird.. Dies ist notwendig, da sonst der MS_{error} mit der Anzahl an Messungen immer größer werden würde, und somit ein falsches Bild entstehen würde (Vincent & Weir, 2012).

Wichtig ist es, die Gewissheit darüber zu haben, dass das Ergebnis auch der Wirklichkeit entspricht. Aus diesem Grund sollte auf die sogenannten Konfidenzintervalle (CI) Acht gegeben werden. Diese geben an, wie groß die Abweichung des errechneten SEM zum tatsächlichen SEM ist. Der tatsächliche SEM kann natürlich auch unter dem errechneten SEM liegen. Um Sicherheit über die Messwerte zu gewinnen wird allerdings vom schlechtesten Fall ausgegangen. Deshalb wird in weiterer Folge in dieser Studie nur das oberste Ende der Konfidenzintervalle angegeben und als SEM_{CI95} bezeichnet. Er wird wie folgt berechnet (Vincent & Weir, 2012):

$$SEM_{CI95} = SEM * z\text{-Score} = SEM * 1,96$$

Der z-Score steht hier für die statische Wahrscheinlichkeit, die angestrebt wird. Dabei wird von normalverteilten Daten ausgegangen. Bei verschiedenen Irrtumswahrscheinlichkeiten variiert die Berechnung. Da man in der Fachliteratur in den allermeisten Fällen zu 95% sicher gehen möchte, dass die berechneten oder gemessenen Werte der Wahrheit entsprechen, wird dieser Anspruch auch in dieser Studie erhoben (Donoghue, Physiotherapy Research and Older People (PROP) group & Stokes, 2009; Vincent & Weir, 2012).

In Tabelle 2 ist ein Beispiel zur Berechnung des SEM zweier ProbandInnen und zwei Messungen für eine der Positionsgruppen demonstriert. Dabei werden auch die einzelnen Zwischenwerte zur Berechnung angegeben.

Tabelle 2: Beispiel zur Berechnung des SEM bei je drei Messungen an zwei Personen (in %)

Person	Messwert Tag 1	Messwert Tag 2	\bar{X}_{subject}
A	32	28	30
B	35	38	36,5
\bar{X}_{time}	33,5	33	

M_G	33,25
SS_{total}	54,75
SS_{time}	0,25
SS_{subject}	42,25
SS_{error}	12,25
df_{error}	1
MSE	12,25
SEM	3,5

4.5.2 Minimal Detectable Change

Mithilfe des SEM lässt sich ein weiterer Parameter zur Beurteilung der Reliabilität berechnen: der "Minimal Detectable Change" (=MDC). Dieser Wert gibt an, wie groß die tatsächliche Änderung eines Messwertes sein muss, um sie von einem Messfehler unterscheiden zu können. Besonders zur Evaluierung einer therapeutischen Intervention ist es wichtig zu wissen, ab welchem Unterschied des Messwertes im Vergleich zum Ausgangswert von einer tatsächlichen Wirkung gesprochen werden kann. Die Berechnung funktioniert folgendermaßen (Vincent & Weir, 2012):

$$MDC = SEM * z\text{-Score} * \sqrt{2} = SEM * 1,96 * \sqrt{2}$$

Wie beim SEM wird auch hier wieder mit einer Irrtums-Wahrscheinlichkeit von fünf Prozent gearbeitet. Die Einheit des MDC und des SEM ist ident, im Falle dieser Studie handelt es sich um Prozent der Gesamtzeit beziehungsweise um Grad. Zu neun Outcome-Parametern wird ein MDC-Wert berechnet. Für die Parameter der 2. Kalibrierung der den Parameter "Kalib. Neutral 1" ist die Berechnung nicht sinnvoll (siehe Kapitel 4.5.1).

4.5.3 Root Mean Square Error

Der sogenannte "root mean square error" (RMSE) ist ein zusätzliches globales Maß zur Beurteilung der Richtigkeit von Daten. Der RMSE wurde entwickelt, um bessere Vorhersagen treffen zu können. Die Berechnung des RMSE wird in folgender Formel dargestellt:

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum (X_{1i} - X_{2i})^2}{n}}$$

N steht dabei für die Anzahl an ProbandInnen, i für jede einzelne Messung. X_1 bezeichnet den Mittelwert des ersten Tages und x_2 den Mittelwert des zweiten Tages, also μA beziehungsweise μB des jeweiligen Outcome-Parameters. Bei der Interpretation sollte darauf geachtet werden, dass größere Abweichungen stärker gewichtet werden als kleinere. Dies hängt mit dem Quadrieren der Differenzen zusammen (Barnston, 1992). Der RMSE ist stets größer als der SEM, da alle Komponenten der Varianz in die Errechnung mit einbezogen werden. Die Variation von Person zu Person und die Variation über die Zeit wird nicht, wie bei der Berechnung des SEM berücksichtigt. Somit ist seine klinische Interpretation schwieriger. Doch gerade aufgrund dieser Tatsache ist er in Kombination mit dem SEM ein wertvoller Parameter, der die gesamte Varianz der Daten beschreibt. Der RMSE wird, wie die Ursprungswerte, in Prozent zur Gesamtzeit angegeben. Für jeden Outcome-Parameter wird ein RMSE-Wert erhoben. Für die Parameter der 2. Kalibrierung der den Parameter "Kalib. Neutral 1" ist die Berechnung nicht sinnvoll (siehe Kapitel 4.5.1).

4.5.4 Vergleich der Mittelwerte

Eine weitere Form der statistischen Auswertung, welche in dieser Studie verwendet wird, ist der Vergleich der Mittelwerte. Dabei wird mit allen Outcome-Parameter gearbeitet. Die an Tag eins gemessenen Mittelwerte jedes/r Probanden/ Probandin werden mit den Mittelwerten von Tag zwei mit einem statistischen Programm verglichen. Außerdem werden die Daten der ersten Kalibrierung mit den Daten der zweiten Kalibrierung derselben Messung verglichen. Dabei wird mit dem abhängigen t-Test gearbeitet. Sollten die statistischen Voraussetzungen dafür nicht gegeben sein, werden nicht-parametrische Tests (Wilcoxon-Test) herangezogen. Es wird mit einer Signifikanz von mindestens 95% und demnach ein p-Wert von $p \geq 0,05$ gearbeitet. Somit lässt sich eine Aussage darüber treffen, ob es signifikante Unterschiede in den Mittelwerten zwischen den einzelnen Messtagen beziehungsweise Kalibrierungen gibt und ob damit eine systematische Verzerrung (Bias) der Daten vorliegt. (Vincent & Weir, 2012)

Für die statistische Auswertung werden die Programme "Microsoft Excel 2016" "IBM SPSS 24" und "Matlab R2015" verwendet.

5 Ergebnisse

Von allen 20 ProbandInnen konnten die Aktivitäten "Sitzen", "Gehen" und "Stehen" für die Analyse herangezogen werden. Für die Analyse der Positionsgruppen "Max Flexion", "Flexion", "Neutral" und "Extension" sowie für die Analyse der Kalibrierungswerte "Kalib Flexion" und "Kalib. Extension" konnten die Werte von 16 ProbandInnen (80%) verwendet werden. In drei Fällen gab es Probleme mit der Applikation der Sensoren, die jedoch nicht aufgrund des Gerätes passierten. Im vierten Fall gab es Probleme mit dem Messgerät. Von 40 Messtagen mit je drei Messungen konnten 34 Mal (85%) alle drei und sechs Mal (15%) zwei von drei Messungen zur Analyse herangezogen werden. Von insgesamt 1560 gemessenen Werten konnten 1283 (82,2%) für die Analyse verwendet werden. Im Anhang (siehe 9.5) ist eine Liste der Rohdaten zu finden.

In drei Fällen berichteten die ProbandInnen während oder nach einer Messung von einem unangenehmen Gefühl im Rücken, welches sie zuvor nicht hatten. Zwei Mal berichteten Probandinnen von einem Muskelkater, jedoch nicht im Bereich des Rumpfes. Bei acht von 40 Messungen viel auf, dass sich eines der Tapes im Bereich des *Os sacrum* teilweise löste.

In Abbildung 20 wird eine typische Messung einer Person dargestellt und die einzelnen Abschnitte beschrieben. Die einzelnen Abschnitte der Messung lassen sich anhand des Diagramms gut ablesen bzw. beschreiben. Mit dem Gerät gab es keine Probleme bezüglich der Akkuleistung, der Aufzeichnung der Daten oder ähnlichem.

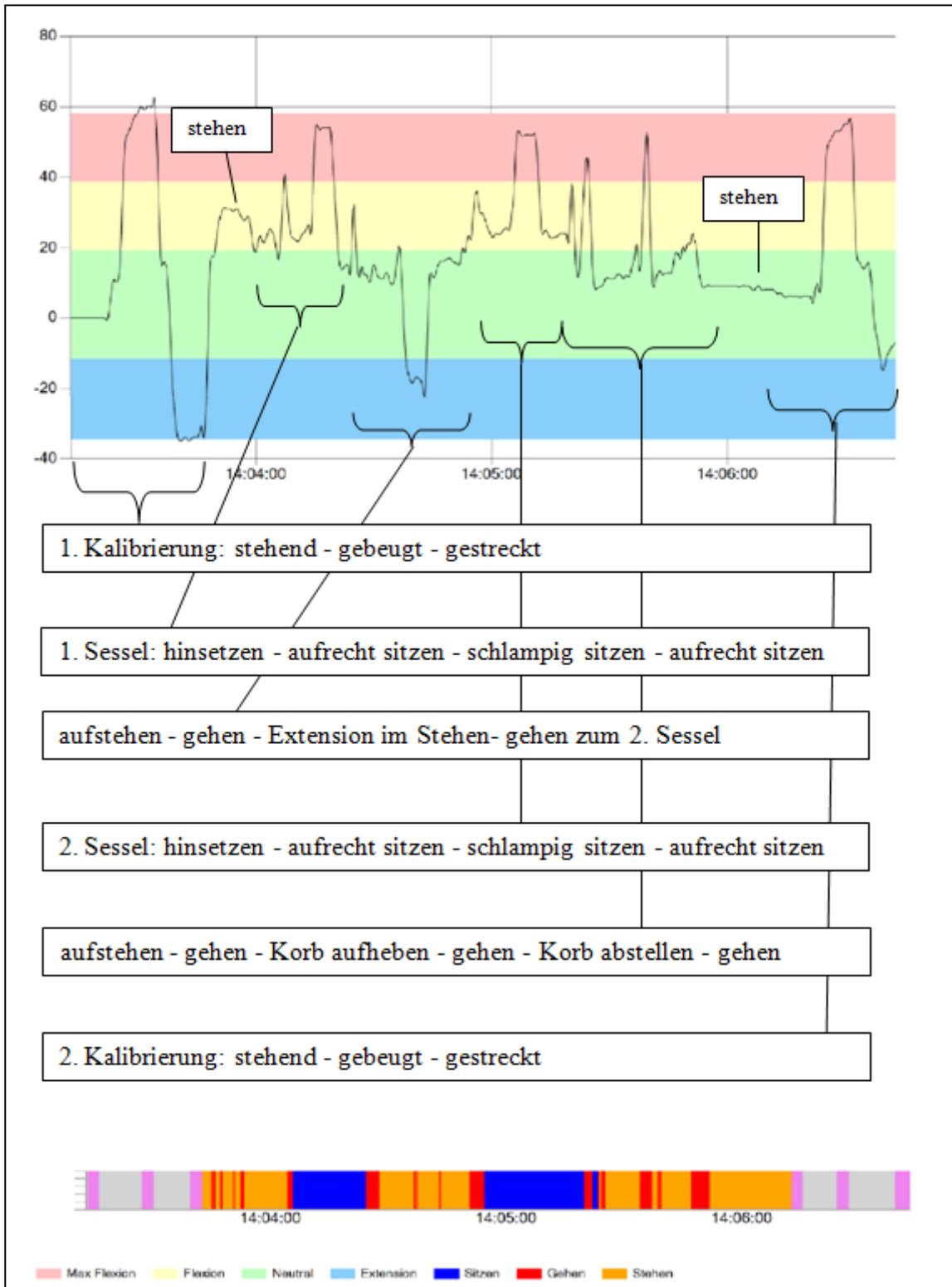


Abb. 20: Verlaufsdiagramm eines Parcours-Durchganges mit Beschreibung

5.1 Aktivitäten

In folgender Tabelle wird die statistische Auswertung der Parameter "Sitzen", "Stehen" und "Gehen" dargestellt. Alle Ergebnisse dieser Tabelle sind in der Einheit "Prozent zur Gesamtzeit" zu betrachten.

Tabelle 3 Statistische Ergebnisse der Aktivitäten (in %)

	Sitzen	Stehen	Gehen
Mittelwert	20,9	38,2	12,5
SD	1,1	1,4	1,0
SEM	0,9	1,2	0,9
SEM _{CI 95}	1,8	2,3	1,9
MDC	2,6	3,2	2,6
RMSE	1,3	1,6	1,3
p-Wert	0,64	0,42	0,54

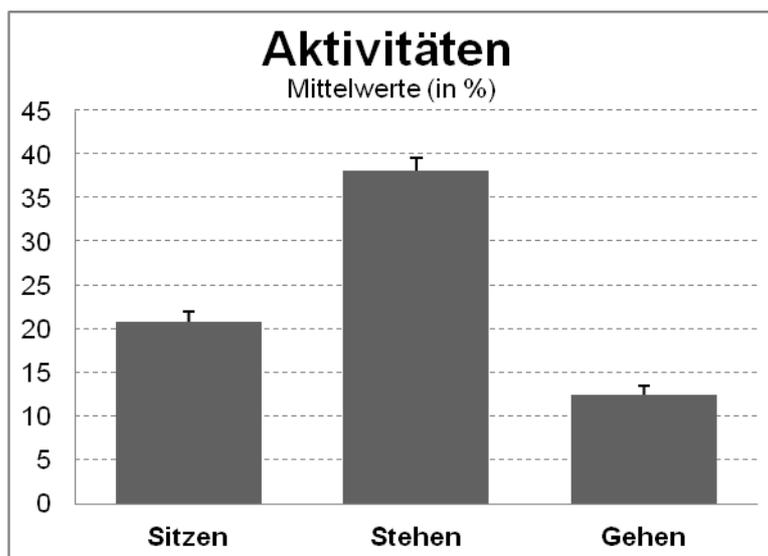


Abb. 21: Mittelwerte und SD der Aktivitäten

Mit durchschnittlich 38,4% wurde relativ gesehen die meiste Zeit während der Messung in der Aktivität "Stehen" verbracht. Es folgen die Aktivitäten "Sitzen" und "Gehen" an zweiter und dritter Stelle. Die Standardabweichung für diese Parameter liegt im Bereich zwischen 1,0% und 1,4%, der RMSE zwischen 1,3% und 1,6%. Der SEM liegt im Bereich zwischen 0,9 und 1,2%.

In folgender Tabelle wird die statistische Auswertung der Parameter Positionsgruppen dargestellt. Alle Ergebnisse dieser Tabelle sind in der Einheit "Prozent zur Gesamtzeit" zu betrachten.

Tabelle 4: Statistische Ergebnisse der Positionsgruppen (in %)

	Max Flexion	Flexion	Neutral	Ext
Mittelwert	15,3	8,3	65,0	11,4
SD	2,6	5,7	6,3	3,6
SEM	1,3	3,9	5,1	3,6
SEM _{CI 95}	2,6	7,6	10,0	7,0
MDC	3,6	10,8	14,1	9,9
RMSE	1,8	6,0	7,8	4,8
p-Wert	0,03	0,08	0,053	0,91

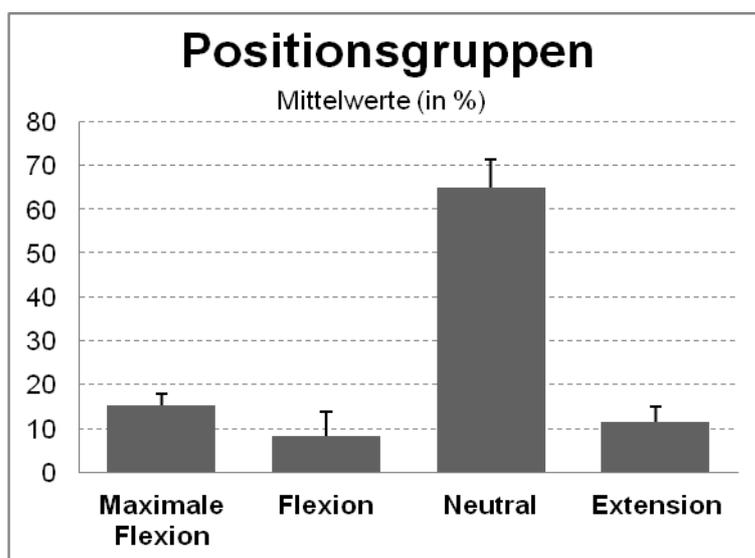


Abb. 22: Mittelwerte und SD der Positionsgruppen

Mit durchschnittlich 65,0% wurde der Großteil des Parcours in der Position "Neutral" verbracht, gefolgt von den Positionen "Max Flexion", "Extension" und "Flexion". Die Standardabweichung wies deutliche Unterschiede auf und lag zwischen 2,6% und 6,3%. Bei den SEM-Werten schneidet die Positionsgruppe "Max Flexion" mit 1,3% deutlich besser als die anderen drei Gruppen ab, welche Werte zwischen 3,6% und 5,1% aufweisen. Da der MDC einen direkten Bezug auf den SEM hat, gibt es bei diesem Parameter ein ähnliches Bild. Der Parameter "Max Flexion" weist außerdem den besten der vier RMSE-Werte auf (1,8%). Der schlechteste Wert mit 7,8% wurde für die Positionsgruppe "Neutral" berechnet. In Abbildung 23 werden alle Indikatoren der Reliabilität für die Aktivitäten und

Positionierungsgruppen anhand eines Balkendiagramms visualisiert.

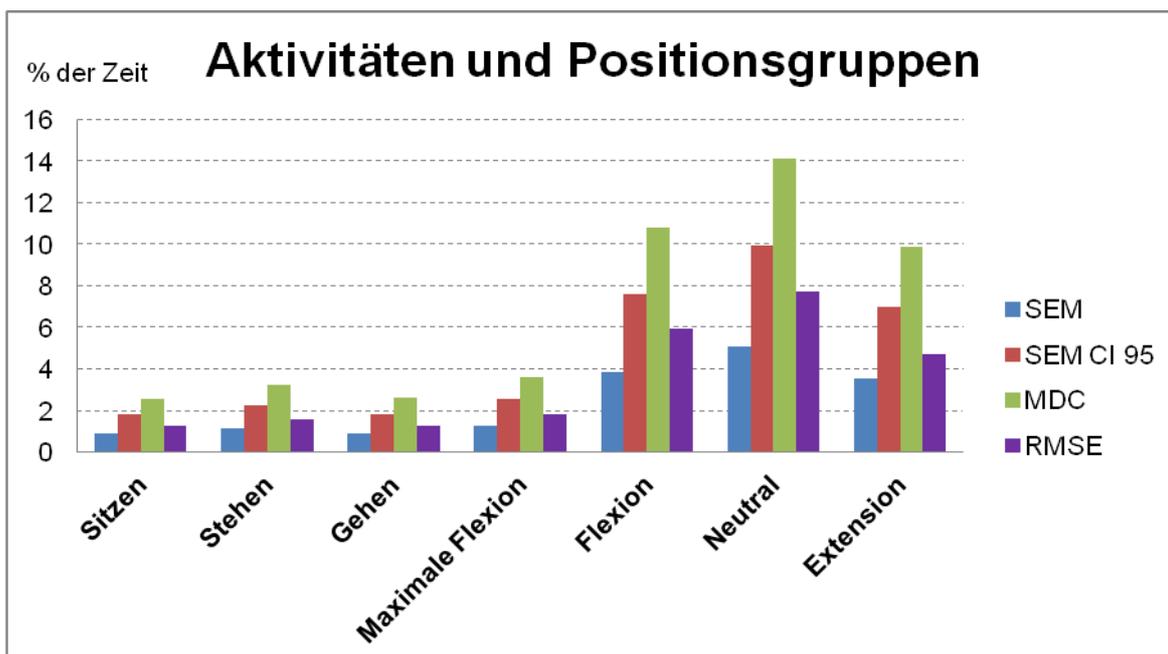


Abb. 23: Reliabilität der Aktivitäten und Positionierungsgruppen Anhand verschiedener Werte

5.2 Kalibrierungen

Die Kalibrierungs-Daten wurden bereits mit einer neueren Software-Version analysiert, da dies mit der Vorgängerversion nicht möglich war. Die Auswertung der Parameter "Kalib. Flexion 1" und "Kalib. Extension 1" wird in der folgenden Tabelle gezeigt. Die Ergebnisse in dieser Tabelle sind in der Einheit "Grad" zu betrachten.

Tabelle 5: Statistische Ergebnisse der ersten Kalibrierung (in Grad)

	Kalib. Flexion 1	Kalib. Extension 1
Mittelwert	68,5	-36,0
SD	12,0	19,1
SEM	6,4	7,9
SEM _{CI 95}	12,5	15,5
MDC	17,7	21,9
RMSE	8,6	12,3
p-Wert	0,39	0,02

Tabelle 6: Statistische Ergebnisse der 2. Kalibrierung (in Grad)

	Neutral	Flexion	Extension
Mittelwert	-1,1	67,6	-33,9
SD	5,3	11,7	15,6
p-Wert (Vergleich zu Tag 1)	0,07	0,03	0,45

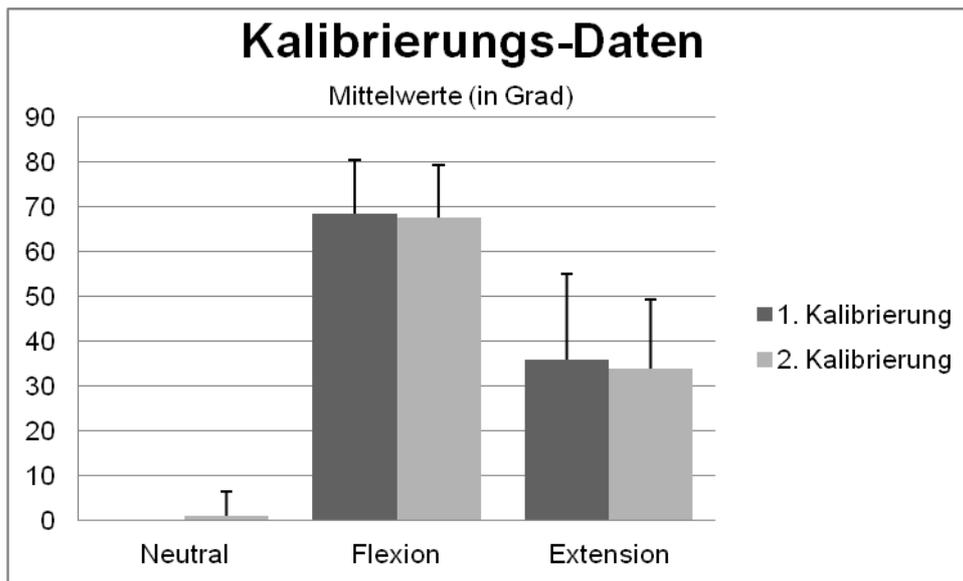


Abb. 24: Mittelwerte und SD der Kalibrierungen

Im Schnitt erreichten die ProbandInnen eine Range of Motion von $68,5^{\circ} \pm 12,0^{\circ}$ Flexion und $35,8^{\circ} \pm 19,1^{\circ}$ Extension, was einem gesamten Bewegungsausmaß von durchschnittlich $104,5^{\circ}$ entspricht. Diese Werte wurden nur auf die Daten der ersten Kalibrierung bezogen. Der SEM liegt bei $6,4^{\circ}$ bzw. bei $7,9^{\circ}$. Der MDC beträgt $23,2^{\circ}$ bei Flexion und $22,7^{\circ}$ bei Extension. Der RMSE beträgt $11,5^{\circ}$ beziehungsweise $13,6^{\circ}$.

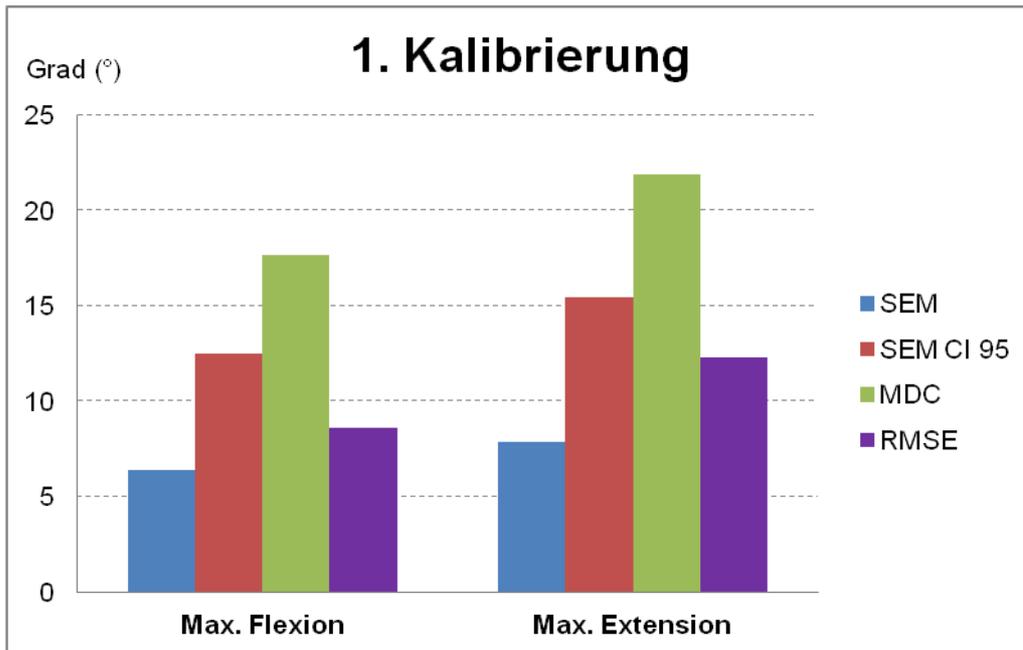


Abb. 25: Reliabilität der ersten Kalibrierung Anhand verschiedener Werte

In folgender Tabelle werden die durchschnittlichen SEM- und MDC-Werte, die wichtigsten Indikatoren der Reliabilität, von Aktivitäten, Positionsgruppen und erster Kalibrierung angegeben.

Tabelle 7: Durchschnittliche SEM- und MDC-Werte

	Aktivitäten	Positionsgruppen	1. Kalibrierung
Ø SEM	1,0 ±0,1%	3,5 ±1,6%	7,1 ±1,1°
Ø MDC	2,8 ±0,4%	9,6 ±4,4%	19,8 ±4,0°

5.3 Vergleich der Mittelwerte

Es besteht bei allen drei Aktivitäten kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten des ersten und zweiten Messtages ($p \geq 0,05$). Für die Parameter "Stehen" und "Gehen" wurde mit abhängigem t-Test gerechnet. Weil die Daten nicht normalverteilt waren, wurde für den Parameter "Sit" ein Wilcoxon-Test gerechnet.

Bei zwei der vier Positionsgruppen konnten signifikante bzw. knapp nicht signifikante Unterschiede zwischen dem ersten und dem zweiten Messtag gefunden werden ("Max Flexion": $p=0,03$, "Neutral": $p=0,053$). Bei dem Parameter "Neutral" wurde ein t-Test verwendet. Die übrigen drei p-Werte wurden mittels Wilcoxon-Tests berechnet, da die Voraussetzungen für einen abhängigen t-Test nicht vollständig gegeben waren.

Bei genauerer Betrachtung der Mittelwertstabelle (Tabelle 8) der Positionsgruppe "Max. Flexion" ist ersichtlich, dass drei Viertel der Mittelwerte an Tag 2 höher waren als an Tag 1. Im Schnitt beträgt dieser Unterschied 0,7%.

Tabelle 8: Mittelwerte und Differenzen der Positionsgruppe "Max Flexion" (in %)

ID-Nummer	T1	T2	Δ (T2-T1)
2	15,1 ±0,8	15,2 ±1,0	0,0
3	14,0 ±0,4	15,3 ±0,5	1,2
4	14,7 ±0,4	16,0 ±0,6	1,3
5	14,6 ±0,6	17,0 ±1,3	2,4
6	15,0 ±0,4	16,0 ±0,2	1,0
7	15,8 ±0,6	15,9 ±0,6	0,1
8	13,5 ±1,1	15,4 ±0,2	1,8
9	16,1 ±0,4	16,2 ±0,7	0,1
10	15,0 ±1,0	14,8 ±0,8	-0,2
12	14,3 ±0,4	14,4 ±0,3	0,1
13	14,2 ±0,8	15,4 ±0,5	1,2
14	18,3 ±0,9	18,6 ±0,6	0,3
16	13,9 ±0,9	9,5 ±0,5	-4,4
17	10,9 ±1,9	10,8 ±1,5	-0,1
18	19,6 ±3,3	24,4 ±1,1	4,8
20	13,9 ±0,4	14,8 ±0,8	0,9
Mittelwert	14,9 ±0,9	15,6 ±0,7	0,7

Im Durchschnitt waren die ProbandInnen am zweiten Messtag 3,9% kürzer in der Positionsgruppe "Neutral", als am ersten Messtag. Bei insgesamt 10 von 16 ProbandInnen wurde der gemessene Wert geringer. Die Werte für jede/n Probanden/ Probandin sind in folgender Tabelle dargestellt:

Tabelle 9: Mittelwerte und Differenzen der Positionsgruppe "Neutral" (in %)

ID-Nummer	T1	T2	Δ (T2-T1)
2	61,4 ±1,8	62,8 ±5,5	1,5
3	73,8 ±1,6	72,7 ±0,7	-1,1
4	61,7 ±3,2	56,4 ±3,8	-5,3
5	69,5 ±1,1	50,0 ±2,8	-19,5
6	67,4 ±4,0	66,9 ±2,7	-0,4
7	71,7 ±1,0	62,8 ±2,0	-9,0
8	71,8 ±1,7	57,5 ±5,0	-14,3
9	68,2 ±1,5	68,7 ±1,4	0,5
10	72,8 ±0,5	58,1 ±2,6	-14,8
12	58,8 ±7,0	54,2 ±2,1	-4,7
13	67,6 ±7,0	63,7 ±6,1	-3,9

14	62,5	±0,7	62,6	±0,7	0,1
16	67,8	±9,4	74,2	±1,1	6,3
17	66,4	±7,2	70,5	±1,0	4,1
18	58,0	±4,2	59,5	±0,4	1,6
20	72,7	±0,8	68,8	±1,3	-3,9
Mittelwert	67,0	±3,3	63,1	±2,4	-3,9

Bei der Analyse der ersten Kalibrierung wurde ebenfalls die Mittelwerte der beiden Testtage verglichen. Die p-Werte für beide Parameter der ersten Kalibrierung wurden mittels abhängigem t-Test ermittelt. Die Werte, die am ersten Messtag für den Parameter "Kalib. Extension 1" gemessen wurden unterscheiden sich signifikant von jenen, die am zweiten Messtag ermittelt wurden ($p=0,02$). Beim Parameter "Kalib. Flexion 1" ist dies nicht der Fall ($p=0,39$). Etwa 69% der durchschnittlichen Werte des Parameters "Kalib. Extension 1" waren am zweiten Messtag höher. Sie wiesen also weniger Bewegungsausmaß auf als am ersten Messtag im Schnitt $6,6^\circ$.

Tabelle 10: Mittelwerte und Differenzen des Parameters "Kalib. Extension 1" (in Grad)

ID-Nummer	T1		T2		$\Delta (T2-T1)$
2	-50,8	±4,2	-39,9	±3,1	10,9
3	-34,1	±9,1	-34,4	±4,4	-0,3
4	-37,0	±4,6	-10,4	±3,3	26,6
5	-56,8	±10,1	-60,9	±3,0	-4,1
6	-20,8	±5,2	-25,0	±2,0	-4,1
7	-46,5	±3,4	-49,9	±3,4	-3,4
8	-32,6	±7,4	-29,0	±0,5	3,6
9	-19,5	±6,8	-19,1	±3,2	0,4
10	-30,2	±3,6	-18,9	±2,5	11,2
12	-10,2	±6,7	-3,1	±1,6	7,1
13	-33,1	±8,6	-44,2	±4,9	-11,1
14	-85,4	±17,2	-68,5	±5,1	16,9
16	-16,0	±2,2	-11,3	±1,8	4,8
17	-59,8	±7,2	-43,2	±11,2	16,6
18	-45,6	±8,3	-17,5	±4,2	28,1
20	-50,1	±5,0	-47,6	±4,0	2,5
Mittelwert	-39,3	±6,9	-32,7	±3,6	6,6

Zusätzlich wurden die beiden Kalibrierungen an ein und demselben Testtag verglichen. Die Werte der maximal vorgebeugten Position ("Kalib. Flexion 1" und "Kalib. Flexion 2") wiesen signifikante Unterschiede auf ($p=0,03$). Für diese Berechnung wurde ein abhängiger t-Test verwendet. Die anderen beiden Vergleiche lieferten kein signifikantes Ergebnis,

dabei wurde jeweils ein Wilcoxon-Test angewandt. Aus Tabelle 11 lässt sich erkennen, dass der Großteil (etwa 63%) der gemessenen Werte der maximal vorgebeugten Position am Ende des Parcours geringer war als zu Beginn. Der Unterschied liegt im Schnitt bei 1,0° weniger Flexion.

Tabelle 11: Mittelwerte und Differenzen der Parameter "Kalib. Flexion 1" und "Kalib Flexion 2" (in Grad)

ID-Nummer	Messtag	Kalib. Flexion 1	Kalib Flexion 2	Δ (T2-T1)
2	1	61,3 ±6,4	60,5 ±15,1	-0,8
3	1	68,1 ±2,5	66,9 ±1,7	-1,2
4	1	62,4 ±3,7	56,3 ±4,0	-6,0
5	1	69,4 ±2,4	69,1 ±5,2	-0,3
6	1	79,4 ±2,3	82,0 ±1,4	2,6
7	1	75,1 ±4,1	74,9 ±2,4	-0,2
8	1	66,6 ±4,9	67,4 ±7,5	0,9
9	1	50,7 ±1,4	49,5 ±0,5	-1,2
10	1	64,3 ±2,1	64,4 ±1,9	0,1
12	1	60,1 ±1,0	61,8 ±4,7	1,6
13	1	80,5 ±9,0	80,1 ±6,1	-0,4
14	1	56,2 ±0,6	57,0 ±1,7	0,8
16	1	77,4 ±3,2	71,5 ±1,9	-5,9
17	1	78,5 ±4,1	80,0 ±7,8	1,5
18	1	49,1 ±8,4	49,3 ±9,5	0,2
20	1	85,6 ±0,9	81,2 ±3,2	-4,4
2	2	72,9 ±4,2	70,2 ±9,3	-2,6
3	2	64,1 ±1,9	64,9 ±1,5	0,8
4	2	46,8 ±2,4	45,2 ±2,8	-1,6
5	2	67,8 ±0,6	69,9 ±5,4	2,1
6	2	76,7 ±0,4	75,5 ±0,5	-1,2
7	2	75,8 ±3,0	74,1 ±3,2	-1,7
8	2	70,0 ±2,2	68,2 ±3,7	-1,8
9	2	43,4 ±5,7	42,1 ±4,0	-1,3
10	2	71,5 ±2,8	72,1 ±3,3	0,5
12	2	72,4 ±3,7	71,6 ±0,4	-0,8
13	2	88,4 ±9,5	85,5 ±1,2	-2,9
14	2	53,8 ±2,2	50,9 ±7,0	-2,9
16	2	88,0 ±3,2	84,5 ±1,7	-3,5
17	2	86,3 ±4,0	83,0 ±4,2	-3,4
18	2	58,6 ±1,7	60,2 ±1,0	1,6
20	2	69,9 ±4,2	71,9 ±2,0	2,0
Mittelwert		69,1 ±3,2	68,1 ±3,2	-1,0

6 Diskussion

6.1 Interpretation der Ergebnisse

Bis dato gibt es keine anderen Messinstrumente, welche vergleichbare Ergebnisse, also Position der Wirbelsäule im Verhältnis zur Zeit, liefern. Daher sind die Ergebnisse aus dieser Pilotstudie schwierig mit anderen Reliabilitätsstudien zu vergleichen.

Da häufig die Haftung des Tapes am *Os sacrum* ein Problem darstellte, gibt es den Vorschlag, alle drei Tapes in vertikaler Richtung aufzukleben. Da die Elastizität der Tapes nur in Längsrichtung gegeben ist, wird dadurch eine bessere Haftung vermutet.

Die Ergebnisse, die man aus der Analyse der Aktivitäten gewinnen konnte, sind sehr zufriedenstellend. Der SEM, welcher für diese Parameter stets unter 1,2% liegt, bestätigt eine gute und für den klinischen Gebrauch definitiv ausreichende Reliabilität. Um eine Veränderung im Bewegungsverhalten von PatientInnen mit 95-prozentiger Wahrscheinlichkeit von Messfehlern unterscheiden zu können, sollte die Differenz der jeweiligen Aktivität zwischen zwei Messungen zwischen 2,6% und 3,2% liegen (entspricht den MDC-Werten). Auch die RMSE-Werte sind durchwegs zufriedenstellend. Die Analyse der Mittelwerte ergab keine Signifikanz, somit können systematische Verzerrungen der Daten ausgeschlossen werden. Zusammengefasst kann behauptet werden, dass der Sensor am Oberschenkel, welcher für die Messung dieser Parameter verantwortlich ist, zuverlässig misst.

Die Analyse der Positionsgruppen lieferte sehr unterschiedliche Ergebnisse. In allen relevanten Bereichen schnitt die Positionsgruppe "Max Flexion" am besten ab. Der SEM dieses Parameters, liegt im Bereich des SEM der Aktivitäten. Die Werte von RMSE und MDC liegen geringfügig höher. Somit ist die Reliabilität des Bereiches "Max Flexion" ebenfalls sehr zufriedenstellend. Die Parameter "Flexion" und "Extension" liegen mit SEM-Werten von 3,9% und 3,6% in einem ebenfalls tolerierbaren Bereich. Der für den klinischen Gebrauch besonders wichtige MDC liegt bei diesen Parametern bei 10,8% und 9,9%. Auffallend ist, dass in allen errechneten Werten zur Beschreibung der Reliabilität die Positionsgruppe "Neutral" am schlechtesten abschnitt. Diese Positionsgruppe wurde allerdings mit einem Mittelwert von 63,9% absolut gesehen am häufigsten eingenommen, was ein beitragender Faktor zum schlechteren Abschneiden sein könnte. Außerdem wird vermutet, dass im Bereich der Neutralposition die Variabilität des Bewegungsverhaltens der ProbandInnen größer war, als im Bereich der Extrempositionen. Der RMSE liegt für diesen Parameter bei 7,8%. Der SEM liegt mit einer Sicherheit von 95% im Bereich unter oder

bei 10,0%, der MDC liegt bei 14,1%. Die MDC-Werte der Positionsgruppen, mit Ausnahme der Gruppe "Flexion", scheinen für die praktische Anwendung relativ hoch zu sein. Allerdings ist das Gerät technisch noch nicht ausgereift und es könnte in Folgestudien eine Reihe von Maßnahmen zur Verbesserung der Reliabilität ergriffen werden (siehe Kapitel 6.2). Mit einer (relativ hohen) SD von 6,3% hat der Parameter "Neutral" auch die höchste Variabilität aller Positionsgruppen, was unter anderem auf besagte Unterschiede im Bewegungsverhalten zurückzuführen ist. Mit 5,7% weist die Positionsgruppe "Flexion", die zweiten Gruppe, welche nicht im Randbereich liegt, eine ähnlich hohe SD auf.

Die Test-Retest-Reliabilität der Parameter der ersten Kalibrierung scheint mit SEM-Werten von 6,4° und 7,9° ausbaufähig zu sein. Jedoch gibt es hierfür viele beeinflussende Faktoren (siehe Kapitel 6.2). Dies ist auch ein Grund, wieso das Messsystem mit Verhältniswerten arbeitet. Interessant ist, dass die Kalibrierungswerte in Sachen Reliabilität scheinbar schlechter abschneiden, als drei der vier Positionsgruppen. Jedoch lassen sich diese Parameter aufgrund der unterschiedlichen Einheiten, Prozent der Zeit beziehungsweise Grad, nicht in Relation setzen. Die SD des Parameters "Kalib. Extension" war deutlich höher als die SD des Parameters "Kalib. Flexion". Möglicherweise hängt dies auch mit der für die ProbandInnen ungewohnten Position der maximalen Extension zusammen. Die relativ hohen SD-Werte sind unter anderem dadurch zu erklären, dass die Beweglichkeit der Wirbelsäule sehr individuell ist und sich von Person zu Person stark unterscheiden kann. Eine gewisse Variabilität zwischen den ProbandInnen war zu erwarten. Das im Schnitt etwas mehr als 100° betragende gesamte Bewegungsausmaß verteilte sich in einem Verhältnis von 1,9:1 auf Flexion und Extension. Die Werte der ersten Kalibrierung haben keine direkte klinische Bedeutung, sie dienen lediglich als Ausgangswerte zur Berechnung der Positionsgruppen (siehe Kapitel 4.4).

Die durchschnittlichen SEM- und MDC-Werte sollen eine möglichst einfache und bündige Interpretation der Ergebnisse ermöglichen, jedoch ist auf die Ergebnisse der einzelnen Parameter Acht zu geben. Das gesammelte Ergebnis der Aktivitäten ist sehr zufriedenstellend. Bei den Positionsgruppen und den Kalibrierungs-Daten gibt es noch Bedarf zur Verbesserung.

Zu Bedenken gibt es allerdings, dass ein, beziehungsweise mehrere systematische Fehler (BIAS) vorliegen. Mehrere Parameter wiesen signifikante Unterschiede zwischen den beiden Messtagen auf. Bei einem Kalibrierungswert gab es signifikante Unterschiede zwischen der ersten und der zweiten Kalibrierung an einem Tag. Die Ursachen hierfür werden folgend sowie in den Kapiteln 2.6 näher erläutert.

Die systematische Verzerrung der Daten zwischen erstem und zweitem Messtag der Positionsgruppe "Max Flexion" könnte verschiedene Ursachen haben. Die ProbandInnen könnten deswegen mehr Zeit in dieser Position verbracht haben, weil sie den Parcours schon gut kannten und ein Lerneffekt eintrat. Dadurch wurden die Bewegungsaufträge wie das "schlampige" sitzen und das Aufheben des Korbes möglicherweise genauer oder bewusster und somit länger durchgeführt. Andererseits könnte es eine Rolle gespielt haben, dass die ProbandInnen die weit vorgebeugte Position am zweiten Tag als gewohnter und somit angenehmer empfanden, als am ersten Tag. Allerdings verschob sich der Wert im Mittel nur um 0,7%, was weniger als dem SEM entspricht. Deswegen sollte diese Verzerrung kritisch betrachtet werden, beziehungsweise sollte ihr nicht zu viel Bedeutung zugemessen werden. Aus der Analyse geht außerdem hervor, dass 63% der ProbandInnen am zweiten Tag weniger Zeit in der Positionsgruppe "Neutral" verbrachten. Dieser Unterschied betrug im Mittel 3,9%, wobei er statistisch betrachtet knapp nicht signifikant ist. Die Gründe dafür könnten ähnlich sein, wie für den Parameter "Max Flexion". Auch hier liegt der mittlere Unterschied niedriger als der SEM der Positionsgruppe. Die deutlich höhere Variabilität am ersten Messtag, beschrieben durch die SD, könnte durch ungewohnte Situation für die ProbandInnen zu erklären sein.

Beim Parameter "Kalib. Extension 1" waren die Werte am zweiten Messtag auffallend häufig, nämlich sechs Mal mehr, als 10° geringer als am ersten Tag. Eine Vermutung für die systematische Verzerrung der Daten lautet, dass die ProbandInnen sich in der maximal gestreckten Position nicht sehr wohl fühlten und deswegen (bewusst oder unbewusst) am zweiten Messtag weniger Bewegungsausmaß zuließen. Der mittlere Unterschied von $6,6^\circ$ liegt ebenfalls niedriger als der SEM für diesen Parameter, was eine eindeutige Interpretation zusätzlich erschwert.

Betrachtet man die Unterschiede der maximal vorgebeugten Position zwischen erster und zweiter Kalibrierung an jedem einzelnen Messtag, wurde im Mittel $1,0^\circ$ weniger Flexion gemessen. Diese Tatsache scheint im Widerspruch zum Gewöhnungseffekt wie beim Parameter "Max Flexion" zu stehen. Es könnten allerdings auch eine systematische Verzerrung der Daten aufgrund der Sensortechnologie vorliegen. Da es sich auch hier um eine Verschiebung der Daten weit unter dem SEM-Wert handelt, sind diese Ergebnisse kritisch zu betrachten.

Ein Faktor, welcher die Messungen maßgeblich beeinflusst, ist die Bildung der Bereiche der ROM für die Positionsgruppen durch die Kalibrierung. Wie in Kapitel 4.4 beschrieben, bildet die stehende Position den Null-Wert, von dem aus die ROM in Flexion und Extensi-

on gemessen wird. Diese Position ist schwer so zu standardisieren, dass möglichst wenig Variabilität vorhanden ist. Die Haltung der Wirbelsäule im Stand ist von vielen Faktoren abhängig und variiert häufig. Somit ist sie eher als funktionelles Maß zu betrachten. Durch die aktuelle Vorgehensweise bei der Berechnung beeinflusst sie allerdings direkt die ROM in Extension und Flexion und somit auch die Positionsgruppen. Eine Möglichkeit, diese Fehlerquelle zu umgehen, wäre die maximale Flexion und/oder Extension in Relation zur Schwerkraft zu messen und auf deren Basis den Winkel während der stehenden Position zu messen. Somit könnte die Abhängigkeit der Ergebnisse von einem inkonstanten Messwert reduziert werden. Die genaue Vorgehensweise muss allerdings erst entwickelt werden. Es wird vermutet, dass durch solch eine Maßnahme die Reliabilität der Positionsgruppen und Kalibrierungs-Daten verbessert werden kann.

Während der Betrachtung der Verlaufskurven fiel auf, dass es immer wieder scheinbar zur Übertragung der Maximalpositionen kam. Es wird vermutet, dass nicht das tatsächliche Bewegungsverhalten der ProbandInnen dafür verantwortlich war, sondern ein anderer Effekt eine Rolle spielt. Die Sensoren reagieren unter anderen auf Beschleunigung (siehe Kapitel 2.5) und können deswegen falsche Messergebnisse in Form von Artefakten liefern. In Abbildung 26 ist ein Beispiel dargestellt, bei dem es bei einem Probanden beim Abstellen des Korbes und bei der maximal vorgebeugten Position während der zweiten Kalibrierung zu solch einer Übertragung kam. Inwiefern dieser Effekt die Messergebnisse beeinflusst, ist noch zu untersuchen. In Zukunft soll diese Fehlerquelle mit der Weiterentwicklung der Algorithmen, die zum Einsatz kommen, minimiert werden.

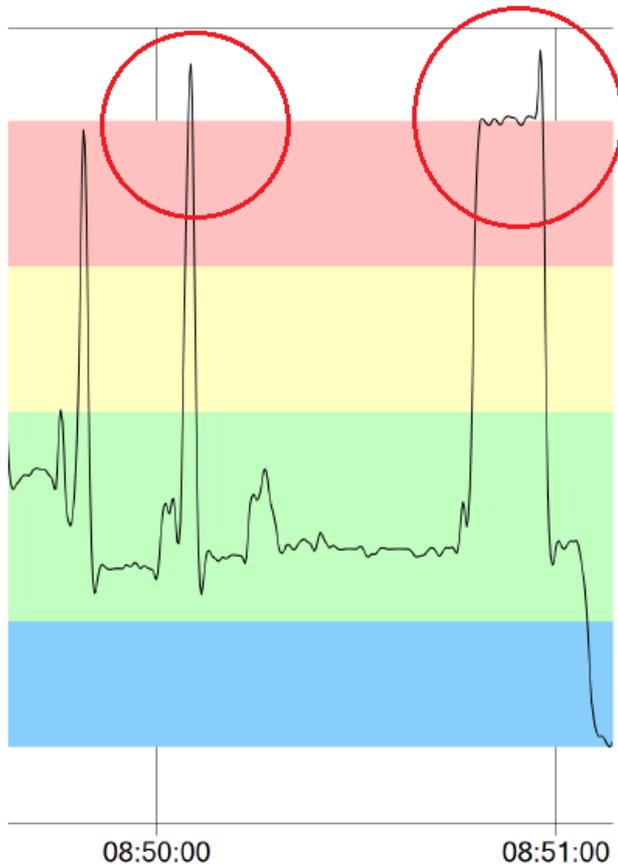


Abb. 26: Beispiel für Überraschung der Grenze der maximalen Flexion

6.2 Limitationen

Während der Messungen waren einige Punkte zu beobachten, welche die Reliabilität, Variabilität beziehungsweise die Aussagekraft der Ergebnisse beeinflusst haben könnten.

Parcours und Kalibrierung waren so gut als möglich standardisiert, jedoch hätten die Instruktionen in wenigen Punkten genauer sein können. Da während der Kalibrierung keine Aktivitäten (=Sitzen, Stehen bzw. Gehen) aufgezeichnet werden, wird das Verhältnis dieser streng genommen nicht zu Gesamtzeit der Messung, sondern zur Zeit zwischen den beiden Kalibrierungen gemessen. Möglicherweise wären die Werte also noch genauer gewesen, wenn noch genauere Kommandos für die Testleiterin während den Kalibrierungen gegeben worden wären. Außerdem wurden während den Kalibrierungen keine Kommandos ("und jetzt") für die ProbandInnen gegeben, was ebenfalls zu einer erhöhten Variabilität geführt haben könnte. Während der Kalibrierung hätte die Position "Stehen" noch genauer standardisiert werden können. In Zukunft soll die Position so eingenommen werden, dass der Hinterkopf an der Wand positioniert wird. Dies führt vermutlich zu weni-

ger Variabilität und somit zu einer besseren Reliabilität, weil diese Position statisch besser gehalten werden kann als die Position mit der Instruktion "aufgerichtete Halswirbelsäule". Man hätte zusätzliche Informationen darüber erlangen können, ob die Reliabilität der Messungen einer Person mit dem aktiven Bewegungsausmaß zusammenhängt. Beispielsweise mit einer Messung des Finger-Boden-Abstandes (FBA) während maximaler Flexion und Extension (hierbei an der Dorsalseite der Beine gemessen) vor Beginn der Messungen an beiden Tagen. Da es sich bei den Outcome-Parametern um Verhältniswerte handelt, werden allerdings nur kleine Veränderungen und nur bei einseitigen ROM-Veränderungen vermutet. Mit dem kurzen Aufwärmprogramm (siehe Kapitel 4.3), wurde versucht diese Unterschiede zu minimieren.

Die **Positionen** *Strecken/Extension* und *Schlampig hinsetzen* wurde den ProbandInnen nicht genauer definiert, außer dass sie die Extension mit den Händen in Hüften ausführen sollten und generell bei jedem Durchgang auf gleiche Ausführung achten sollten. Bei der Extension war zu beobachten, dass einige Probanden die Bewegung gleichmäßig über die ganze WS verteilt ausführten und andere nur einen kleinen Teil, meist in der LWS stark nach hinten streckten und dafür die darüber liegende WS annähernd unverändert blieb. Bei der Anweisung sich schlampig hinzusetzen gingen manchen Probanden in eine globale FLX der WS und andere wiederum beließen die WS eher gerade aber behelfen sich durch vermehrte Hüftstreckung. Dies hat zur Folge, dass es zwischen den ProbandInnen unter Umständen zu größeren Unterschieden in den Positionsaufzeichnung kam. Um Positionsabweichungen wie in Kapitel 6.2 zu vermeiden und den Messablauf weiter zu standardisieren könnte man in folgenden Studien genauer definieren, wie die Anweisung schlampig zu sitzen, auszuführen sei. So wäre es sinnvoll, von einem „Zusammensacken“ zu sprechen, bei dem die nach vorne/unten gerichtete Bewegung aus der Flexion der WS kommt.

Bei der **Applikation mittels Tape** könnte ein weiterer verzerrender Umstand die Körperbehaarung der ProbandInnen sein. Vier ausschließlich männlichen Probanden wiesen starke Körperbehaarung im Bereich des *Os sacrum* und/oder des *Os sternum* auf. Folgend klebte das Tape vermehrt an den beweglichen Haaren und weniger auf der Haut der Probanden. Während den Messungen fiel auf, dass die Tapes zum Teil Zug an den Haaren ausübten und somit auch die Position des Sensors verändert haben könnten. Außerdem gaben drei Probanden an, im Bereich des *Os sacrum* durch den Zug bei starker Fle-

xion der Wirbelsäule Schmerzen verspürt zu haben. Von einer Rasur der betroffenen Stelle wurde Abstand genommen, um einen möglichen BIAS bei wiederholtem Aufkleben des Sensors zu vermeiden. Dies könnte wiederum das Bewegungsausmaß beeinträchtigt haben. Inwiefern diese Umstände zu verzerrten Ergebnissen führen können, sollte in weiteren Studien noch genauer untersucht werden. Um ein besseres Ankleben des Tapes und somit einen verminderten Bewegungsspielraum der Sensoren zu gewährleisten, sollten in Zukunft die betroffenen Stellen rasiert werden. Um einen möglichen BIAS durch das wiederholte Applizieren, durch den Testleiter zu vermeiden, könnte zwischen erstem und zweitem Messtag eine Pause von drei Wochen eingelegt werden.

Die **Tageszeit und das Aktivitätsniveau** könnten sich auch ungünstig auf die Werte ausgewirkt haben. López-Samanes et.al. (2016) sowie Mhenni et al. (2016) zeigten in ihren Studien, dass die Tageszeit einen wesentlichen Effekt auf die erbrachte Leistung von Sportlern hatte. So zeigten diese am Nachmittag durchaus bessere Ergebnisse, als vormittags. Bezüglich der Zeitabstände zwischen den Messungen gab es für die ProbandInnen nur die Bitte sich an zwei verschiedenen Tagen einzutragen. Da wir möglichst viele ProbandInnen erreichen wollten und es den zeitlichen und aufwandtechnischen Rahmen gesprengt hätte, bekamen sie keine Angaben dazu, zu welchen Uhrzeiten sie sich eintragen sollten. Allen ProbandInnen stand es frei, sich so für die verfügbaren Zeiten einzutragen, wie es ihnen am besten passte. So kam es vor, dass Probandinnen in der Früh, ohne vorherige Aktivität zu Messung kamen und beim nächsten Mal am Abend, nach der Arbeit, dem Fitnessstudio etc.. Folgend wurden die ProbandInnen mit unterschiedlichem Aktivitätsniveau gemessen, dies könnte sich auf die Aufmerksamkeit und die Beweglichkeit ausgewirkt haben und zu größeren Unterschieden bei den Ergebnissen geführt haben. Um eine erhöhte Variabilität im Aktivitätsniveau unmittelbar vor den Messungen zu vermeiden, könnten die ProbandInnen dazu angehalten werden, bis zu einem Tag vor den Messungen keinen Sport zu betreiben und bis drei Tage vor den Messungen in keinem Muskelkater-förderndem Ausmaß. Um eine möglichst gleiche Voraussetzung an die Aufmerksamkeit zu gewährleisten, sollten sie gebeten werden, an beiden Messtagen zur gleichen Tageszeit zu erscheinen.

Lerneffekt und eine psychische Komponente sollten auch nicht unerwähnt bleiben. Beide Messtage starteten für die ProbandInnen mit einer Erklärung des Parcours, wobei ein Testleiter den Parcours in Kurzform vorzeigte und einem Probedurchlauf um Verwirrungen und Verzögerungen während der zählenden Messungen zu vermeiden. Es war zu beobachten, dass einige ProbandInnen trotz Audiofile Probleme hatten, die Kommandos richtig und zeitgenau auszuführen. Zudem gab es innerhalb der Messungen eines Tages,

sowie zwischen den beiden Tagen einen zum Teil beobachtbaren Lerneffekt, seitens der ProbandInnen. So wurden Positionen verschieden lange gehalten, da sie bei Unsicherheit manchmal zu spät eingenommen worden sind und bei größerer Sicherheit und Routine manchmal kürzer als erwünscht gehalten wurden. Viele ProbandInnen waren bereits mit dem Ganglabor vertraut und hatten dort schon an anderen Messungen teilgenommen, bzw. selbst Messungen durchgeführt. Einige ProbandInnen kannten weder die Testleiter noch die Räumlichkeiten oder die prinzipielle Situation einer Messung. So waren manche ProbandInnen, vor allem am ersten Messtag, aufgeregt, abgelenkt und verschwitzt. Dies führte dazu, dass bei sehr schweißiger Haut, das Tape schlechteren Kontakt fand, dass die Anweisungen verzögert aufgenommen und durchgeführt wurden und Positionen oftmals zu früh abgebrochen wurden, da nicht auf das vollständige Kommando geachtet wurde. Zudem kann es sein, dass die Positionen am ersten Messtag generell hastiger und vielleicht ungenauer als am zweiten Tag, bzw. im Verlauf einer Messung durchgeführt wurden. Um die Verständlichkeit und Routine zu erhöhen, sollte der Parcours genauer erläutert werden und alle ProbandInnen sollten drei Probedurchgänge absolvieren. Dies hätte zur Folge, dass einerseits das Timing seitens der ProbandInnen verbessert werden würde und andererseits, hätten die ProbandInnen mehr Zeit sich an die ungewohnte Situation zu gewöhnen.

Zu beachten sei auch der **Kabel- und Sensorenverschleiß**. Die Sensoren wurden mittels elastischem Tape auf die Haut der ProbandInnen geklebt. Um die Sensoren und daraus gehenden Kabelverbindungen möglichst nicht zu belasten oder zu beschädigen musste das Tape, samt Sensor mit größter Sorgfalt, vom Testleiter entfernt werden und anschließend das Tape vom Sensor gelöst werden. Nach wiederholtem Gebrauch kam es trotz vorsichtiger Anwendung zu Verschleißspuren an der Verbindung zwischen Kabel und Sensor, daher wurden zwischenzeitlich gelöste Drähte vom Hersteller wieder eingesetzt und verklebt. Zweimal kam es durch zu hastige Bewegungen, bzw. durch ein nicht geplantes Abziehen des Tapes, durch eine/n ProbandIn, zur Lösung zwischen Chipeinfassung und Gehäuse des Sensors (Abb.8). Das Gehäuse und der Chip wurden durch die Testleiter wieder zusammengefügt und die Messungen fortgesetzt. Es war nicht direkt darauf ersichtlich, ob es bei folgenden Durchgängen zu verzerrten Messungen kam, jedoch kann dies nicht gänzlich ausgeschlossen werden.

Zu dieser Studie meldeten sich hauptsächlich **junge ProbandInnen**. Das Durchschnittsalter lag knapp über 24 Jahren mit einer Standardabweichung von 7 Jahren. Die TeilnehmerInnen waren großteils von sportlicher Konstitution und wiesen eine durchschnittliche bis gute Beweglichkeit auf. Nicht in der Studie teilnehmend, waren Kinder, Jugendliche und PensionistInnen. Es ist davon auszugehen, dass diese Altersgruppen durchwegs verschiedene körperliche, wie kognitive Eigenschaften aufweisen. Es wurde nicht überprüft, ob es zu Unterschieden, feiner oder grober Art, gekommen wäre, hätte man Teilnehmer verschiedener Altersgruppen rekrutiert. Daher sollte diese Arbeit nur auf eine Bevölkerungsmasse im annähernd gleichen Alter der ProbandInnen angewendet werden.

7 Zusammenfassung und Ausblick

7.1 Schlussfolgerung

Die Aktivitäten weisen eine sehr gute Reliabilität auf. Bei den Positionsgruppen und der Kalibrierung gibt es noch optimierungsbedarf. Da einige Werte zwischen den beiden Messtagen einen signifikanten Unterschied aufweisen, ist davon auszugehen, dass das mobile Messgerät *Vivaback*, zum jetzigen Zeitpunkt noch einiger Adaptionen benötigt, um im therapeutischen Alltag sinnvolle Anwendung zu finden. Die Ergebnisse dieser Pilot-Studie ermöglichen im Allgemeinen eine optimistische Prognose für die Zukunft. Weitere, vertiefende Studien über das Messgerät wären angebracht. . Das Messsystem ist in seiner Handhabbarkeit noch nicht optimal für die Anwendung von sehr unerfahrenen Assessoren geeignet. Daher sollte das Gerät erst nach einer persönlichen Einweisung und einer kurzen Übungs- und Eingewöhnungsphase anzuwenden ist, um Messfehler zu vermeiden. PatientInnen mit starker Behaarung sollten vorher einer Rasur an den benötigten Körperstellen unterzogen werden. Weiters sollte bei zukünftigen Studien in Betracht gezogen werden, den Parcours und das Audiofile zu adaptieren und alle Positionen zu standardisieren.

7.2 Ausblick

Mit dem nächsten Update der PC-Software wird die die Aufteilung der Positionsgruppen in Bezug zur Kalibrierung geändert. Wie im Kapitel 4.4 und auf Abbildung16 beschrieben, bildet aktuell der Wert "Stehen" aus der Kalibrierung die Mitte der Position "Neutral". Dieser Wert wird in Zukunft die Grenze zwischen den Positionen "Neutral" und "Extension" bilden. Grund dafür ist, dass die aufrechte Position, wie sie für die Kalibrierung definiert ist (siehe Kapitel 4.3.2) sehr nahe an einer Gesamtextension der Wirbelsäule liegt und somit diesen Punkt wesentlich besser repräsentiert. Somit würden sich die Ergebnisse der Positionsgruppen ebenfalls ändern. Im Vergleich dieser Arbeit mit zukünftigen Studien sollte diese Tatsache berücksichtigt werden.

Die Validität des Messgerätes (siehe Kapitel 2.5) sollte noch weiter überprüft werden. Obwohl bisherige Tests eine optimistische Prognose zulassen, sollte das Messsystem ein weiteres Mal mit einer Gold-Standard-Methode verglichen werden. Dafür ist ein optoelektronisches Messsystem mit mehreren Kameras notwendig. Laut Kellner et al. (2017) ist zur Beurteilung der Wirbelsäulenkrümmung ein System mit einer Kamera nicht ausreichend.

Diese Pilot-Studie macht weitere Forschung bezüglich der Test-Retest-Reliabilität des Messgerätes *Vivaback* notwendig. Außerdem wurde in den bisher erfolgten Studien noch nicht auf die Inter-Tester-Reliabilität eingegangen. Zu diesem Zweck wäre es nötig, dass mindestens zwei verschiedene TestleiterInnen die gleichen ProbandInnen mehrmals messen. Somit würde sich eine Aussage darüber treffen lassen, ob das Gerät, unabhängig davon, wer es bedient, zuverlässig misst.

Das nächste große Ziel der Entwickler von *Vivaback* ist es, die Position der Wirbelsäule dreidimensional zu messen. Neben der Sagittalebene soll somit auch die Frontal- und Transversalebene analysiert werden können. Dies bedeutet mindestens eine Verdreifachung der Datenmenge. Für den/ die AnwenderIn wird es also deutlich mehr Parameter geben, die für den/die einzelne/n PatientIn in die Analyse mit einbezogen werden können, beispielsweise asymmetrische Neigungen oder Rotationen bei einer speziellen Arbeitsposition. In weiterer Folge könnte zum Beispiel festgestellt werden, ob sich Rotationsbewegungen beim Tragen von Gegenständen negativ auf eine individuelle Schmerzsymptomatik auswirken können, in welchem Ausmaß, usw. Selbstverständlich gibt es bei dieser Erweiterung der Fähigkeiten des Messgeräts auch eine Reihe von Schwierigkeiten, potentiellen Fehlerursachen und Störungsquellen, die in der Entwicklungsarbeit noch bestmöglich beseitigt werden müssen. In Zusammenarbeit mit der FH St. Pölten wird demnächst eine Studie stattfinden, die unter anderem die Entwicklung der dreidimensionalen Messung zum Ziel hat.

Außerdem werden die Sensoren weiter evaluiert werden. Der Fokus liegt hierbei auf der Möglichkeit der Sensoren, zwischen verschiedenen Messbereichen zu wechseln und auf der Evaluation weiterer Sensoren zur besseren Erfassung der Daten bei höherer Beschleunigung (Kellner et al., 2017).

Des Weiteren soll die Handhabbarkeit des Messsystems verbessert werden. Ein besonders hohes Augenmerk liegt hierbei auf der Selbstständigkeit der PatientInnen in der Anwendung. Wäre es möglich, dass sich Laien (nach einer Einführung) die Sensoren selbst aufkleben, brächte das viele Vorteile. Selbstständige Messungen an mehreren Tagen würden möglich gemacht, ohne dass ein/e Experte/Expertin dafür benötigt wird. Dies erhöht die Möglichkeiten in der Therapie. Wenn beispielsweise eine ganze Arbeitswoche analysiert werden könnte, nimmt das zwar mehr Zeit in Anspruch, die Mehrzahl an Informationen lässt aber umso besser auf Ursachen und Auswirkungen einer Schmerzsymptomatik rückschließen. Bevor dieser Schritt allerdings vollzogen werden kann, ist For-

schungsarbeit notwendig. Denn die Applikation der Sensoren von Laien birgt natürlich Fehlerquellen, deren Auswirkung erst untersucht werden muss.

Eine Möglichkeit, wie das System in seiner Handhabbarkeit verbessert werden könnte, ist der Umstieg von Kabelübertragung auf drahtlose Übermittlung der Sensordaten zum Gerät. Vergleichbare Produkte (siehe Kapitel 2.7) haben diese Art von Technologie bereits verwendet. Um auf dem Markt der medizintechnischen Produkte bestehen zu können, ist eine kabellose Übertragung von großem Vorteil. In dieser Entwicklung ist es jedoch schwierig, die Größe der Sensoren kompakt zu halten, da zusätzlich eine Energiequelle und ein Sender verbaut werden muss. Weiters könnte das System auch mit einer Smartphone-App verbunden werden. Diese würde dem/der AnwenderIn eine vertraute Umgebung bieten und somit die Compliance vermutlich erhöhen.

Eine Studie, welche in naher Zukunft mit der Hilfe des Messsystems durchgeführt werden könnte, ist die Erhebung von Basisdaten gesunder Menschen ohne Beschwerden im Bereich der Wirbelsäule im Alltag. Es könnte dargestellt werden, wie stark die Bewegungsmuster voneinander abweichen, wie viel Zeit Personen durchschnittlich in welchen Positionen verbringen, etc. Mit diesen Basisdaten könnten in späteren Studien zum Beispiel die Bewegungsmuster von Personen mit Beschwerden verglichen werden. In der Fachliteratur beschäftigte man sich bisher wenig damit, ob es zwischen diesen Gruppen einen signifikanten Unterschied gibt.

8 Literaturverzeichnis

- Airaksinen, O., Brox, J. I., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klüber-Moffett, J., Kovacs, F., ... Zanoli, G. (2006). European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *European Spine Journal*, 15(Suppl 2), s192–s300. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-1072-1>
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998a). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 26(4), 217–238.
- Baker, Richard. (2016, May). Repeatability Studies. Salford, England. Retrieved from <https://www.youtube.com/watch?v=75rm1cgTAEg>
- Bauer, C. M., Rast, F. M., Ernst, M. J., Kool, J., Oetiker, S., Rissanen, S. M., ... Kankaanpää, M. (2015). Concurrent validity and reliability of a novel wireless inertial measurement system to assess trunk movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(5), 782–790. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.06.001>
- Brandt, M., Madeleine, P., Ajslev, J. Z. N., Jakobsen, M. D., Samani, A., Sundstrup, E., ... Andersen, L. L. (2015). Participatory intervention with objectively measured physical risk factors for musculoskeletal disorders in the construction industry: study protocol for a cluster randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16(1). <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0758-0>
- Burton, A. K., Balagué, F., Cardon, G., Eriksen, H. R., Henrotin, Y., Lahad, A., ... van der Beek, A. J. (2006). European guidelines for prevention in low back pain. *European Spine Journal*, 15(S2), s136–s168. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-1070-3>
- Consmüller, T., Rohlmann, A., Weinland, D., Druschel, C., Duda, G. N., & Taylor, W. R. (2012). Comparative evaluation of a novel measurement tool to assess lumbar spine posture and range of motion. *European Spine Journal*, 21(11), 2170–2180. <https://doi.org/10.1007/s00586-012-2312-1>

- Cuesta-Vargas, A. I., Galán-Mercant, A., & Williams, J. M. (2010). The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 15(6), 462–473.
<https://doi.org/10.1179/1743288X11Y.0000000006>
- Donoghue, D., Physiotherapy Research and Older People (PROP) group, & Stokes, E. (2009). How much change is true change? The minimum detectable change of the Berg Balance Scale in elderly people. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(5), 343–346.
<https://doi.org/10.2340/16501977-0337>
- Fosang, A. L., Galea, M. P., McCoy, A. T., Reddihough, D. S., & Story, I. (2003). Measures of muscle and joint performance in the lower limb of children with cerebral palsy. *Developmental Medicine and Child Neurology*, 45(10), 664–670.
- Gatt, A., & Chockalingam, N. (2013). Validity and reliability of a new ankle dorsiflexion measurement device. *Prosthetics and Orthotics International*, 37(4), 289–297.
<https://doi.org/10.1177/0309364612465886>
- Goodman, E., & Park, P. (2016). *Starker Rücken ohne Schmerzen: das funktionelle Trainingsprogramm, um Beschwerden zu lindern, die Haltung zu verbessern und Muskeln aufzubauen* (1. Auflage). München: riva.
- Kellner, K.-H., Le, H., Blatnik, J., Rosegger, V., Pilacek, R., & Treytl, A. (2017). Online Monitoring of Posture for Preventive Medicine using Low-Cost Inertial Sensors.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier, Churchill Livingstone.
- Klimont, M. J., & Baldaszi, D. E. (2015). *Österreichische Gesundheitsbefragung 2014. Statistik Austria*.
- Lopez-Samanes, A., Moreno-Pérez, D., Maté-Muñoz, J. L., Domínguez, R., Pallarés, J. G., Morarodríguez, R., & Ortega, J. F. (2016). Circadian rhythm effect on physical tennis performance in trained male players. *Journal of Sport Sciences*,
10.1080/02640414.2016.1258481
- Maier, C., Altenscheidt, J., & Kramer, M. (2015). *Messung der lumbalen Rücken-beweglichkeit unter Alltagsbedingungen– Epionics SPINE Messsystem*. Deutscher Ärzte-Verlag.
<https://doi.org/10.3238>

- Mayer, H., & Hilten, E. van. (2007a). Einführung in die Physiotherapieforschung. Wien: Facultas.
- Mhenni, T., Michalsik, L. B., Arbi Mejri, M., Yousfi, N., Chaouachi, A., Souissi, N., & Chamari, K. (2016). Morning–evening difference of team- handball-related short-term maximal physical performances in female team handball players. *Journal of Sports Sciences*, 10.1080/02640414.2016.1201212
- Morrow, J. R., & Jackson, A. w. (1993). How “Significant” is Your Reliability? *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 64(3), 352–355. <https://doi.org/10.1080/02701367.1993.10608821>
- Nussbaumer, S., Leunig, M., Glatthorn, J. F., Stauffacher, S., Gerber, H., & Maffiuletti, N. A. (2010). Validity and test-retest reliability of manual goniometers for measuring passive hip range of motion in femoroacetabular impingement patients. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11(1), 194.
- Pagnacco, G., Carrick, F. R., Wright, C. H. G., & Oggero, E. (2015). Between-subjects differences of within-subject variability in repeated balance measures: Consequences on the minimum detectable change. *Gait & Posture*, 41(1), 136–140. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.09.016>
- Rast, F. M., Graser, J. V., Meichtry, A., Ernst, M. J., & Bauer, C. M. (2017). Reproducibility of a new signal processing technique to assess joint sway during standing. *Journal of Biomechanics*, 51, 133–136. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.11.054>
- Saunders, M. N. K., Lewis, P., & Thornhill, A. (2012). *Research methods for business students* (6th ed). Harlow, England ; New York: Pearson.
- Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2014). *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. (M. Voll & K. Wesker, Eds.) (4., überarbeitete und erweiterte Auflage). Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.
- Silfies, S. P., Ebaugh, D., Pontillo, M., & Butowicz, C. M. (2015). Critical review of the impact of core stability on upper extremity athletic injury and performance. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 19(5), 360–368. <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0108>
- Thieme, H., & Patzer, D. (2008). Intertester-Reliabilität von goniometrischer Messung und visueller Einschätzung der aktiven Gelenkbeweglichkeit bei Patienten mit neurologischen Erkrankungen. *physioscience*, 4(1), 31–37. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1027181>

- Tousignant, M., Boucher, N., Bourbonnais, J., Gravelle, T., Quesnel, M., & Brosseau, L. (2001). Intratester and intertester reliability of the Cybex electronic digital inclinometer (EDI-320) for measurement of active neck flexion and extension in healthy subjects. *Manual Therapy*, 6(4), 235–241. <https://doi.org/10.1054/math.2001.0419>
- Vincent, W. J., & Weir, J. P. (2012). *Statistics in kinesiology* (4th ed). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Volbracht, E., Grote-Westrick, M., & Fürchtenicht, A. (2016a). Rückenschmerzen. *Spotlight Gesundheit - Daten, Analysen, Perspektiven*, (5/2016), 1–8.
- Wellmon, R. H., Gulick, D. T., Paterson, M. L., & Gulick, C. N. (2016). Validity and Reliability of 2 Goniometric Mobile Apps: Device, Application, and Examiner Factors. *Journal of Sport Rehabilitation*, 25(4), 371–379. <https://doi.org/10.1123/jsr.2015-0041>
- Wunderlich, M., Eger, T., Rüter, T., Meyer-Falcke, A., & Leyk, D. (2010). Analysis of spine loads in dentistry-impact of an altered sitting position of the dentist. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 03(07), 664–671. <https://doi.org/10.4236/jbise.2010.37090>

9 Anhang

9.1 Testprotokoll

Testprotokoll	
Messtag ____	
Name: _____	ID-Nummer: _____
Alter: _____	Geschlecht: _____
Größe: _____	Gewicht: _____
Datum: _____	Uhrzeit: _____
Checkliste	
<input type="checkbox"/> Erklärung (Idee, Gerät, Messung)	
<input type="checkbox"/> Vereinbarung + Protokoll ausfüllen	
<input type="checkbox"/> Aufwärmen	
<input type="checkbox"/> Aufkleben (Wundbenzin, 1, 2, 3, Sicherung)	
<input type="checkbox"/> Parcours demonstrieren	
<input type="checkbox"/> Gerätecheck	
<input type="checkbox"/> Probedurchgang	Uhrzeit Messung: _____ Uhrzeit Upload: _____
<input type="checkbox"/> Reset	
<input type="checkbox"/> 1. Messung	Uhrzeit Messung: _____ Uhrzeit Upload: _____
<input type="checkbox"/> Reset	
<input type="checkbox"/> 2. Messung	Uhrzeit Messung: _____ Uhrzeit Upload: _____
<input type="checkbox"/> Reset	
<input type="checkbox"/> 3. Messung	Uhrzeit Messung: _____ Uhrzeit Upload: _____
<input type="checkbox"/> Reset	
<input type="checkbox"/> Entfernung	
<input type="checkbox"/> Sensoren vorbereiten	
<input type="checkbox"/> Goodies	
Kommentare:	
<div style="border: 1px solid black; height: 100px; width: 100%;"></div>	

9.2 Autorenverzeichnis

Folgende Kapitel wurden von Elias Matousek verfasst:

2.1

2.3

2.4

2.5

4.4

4.5

5

6.1

7.2

Folgende Kapitel wurden von Elisabeth Schwärzler verfasst:

1

2.2

2.6

2.7

3

4.1

4.2

4.3

6.2

7.1

9.3 Verbale Instruktionen mittels Audiodatei

Tabelle 12: Instruktionen an den/die Probanden/ Probandin bei jeder Messung

Markierung	Instruktion
1	Kalibrierung 1
2	Setzen Sie sich aufrecht auf den Sessel, und jetzt. Sinken Sie schlampig zusammen, und jetzt. Richten Sie sich wieder auf, und jetzt.
3	Gehen Sie bis zur nächsten Markierung, und jetzt. Strecken Sie sich mit gestreckten Knien max. nach hinten, und jetzt. Richten Sie sich auf, und jetzt.
5	Gehen Sie bis zum Sessel und setzen Sie sich dort aufrecht nieder, und jetzt. Sinken Sie schlampig zusammen, und jetzt.
6	Gehen Sie bis zum Korb und heben Sie diesen mit gestreckten Knien auf, und jetzt.
7	Gehen Sie zur nächsten Markierung, drehen Sie sich zur Wand und stellen Sie den Korb mit gestreckten Knien wieder ab, und jetzt.
8	Kalibrierung 2: Gehen Sie bis zur nächsten Markierung und stellen Sie sich zur Kalibrierung auf, und jetzt.

9.4 Fotos



Abb. 28: Parcours-Strecke Teil 1



Abb. 27: Parcours-Strecke Teil 2

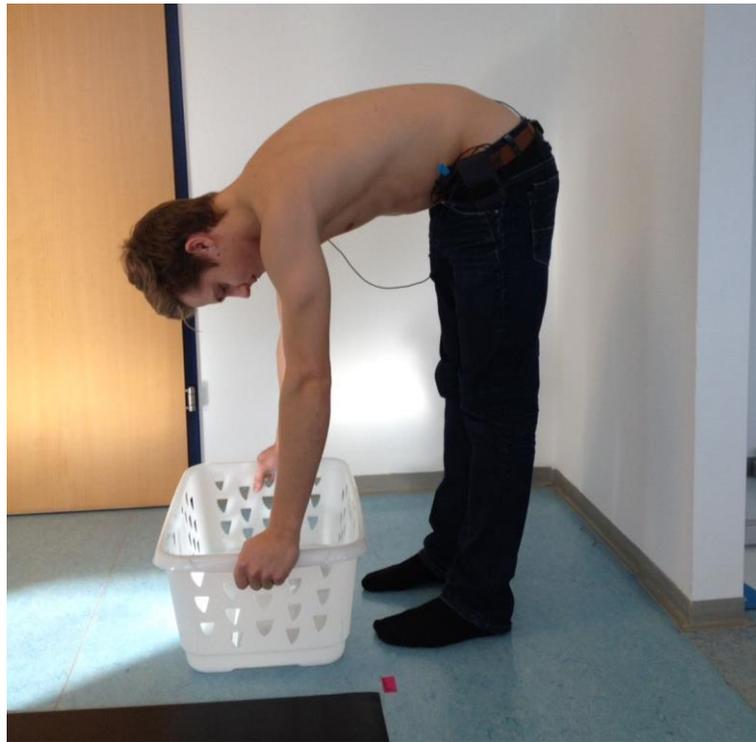


Abb. 29: Aufheben des Korbes



Abb. 31: aufrechte Sitzposition



Abb. 30: "schlampige" Sitzposition

Tabella 12 : Ur-Liste (1)

				TAG 1													
ID-Nummer	Messung	Sit	Stand	Walk	Max Flex	Flex	Neutral	Extension	Kalib. Flexion 1	Kalib. Neutral 1	Kalib. Extension 1	Kalib. Flexion 2	Kalib. Neutral 2	Kalib. Extension 2			
1	1	22,11	40,04	9,77													
1	2	21,15	38,91	10,24													
1	3	21,21	36,38	11,69													
2	1	22,36	38,33	13,5					55,86	0	-48,8	43,93	-9,92	-5,4			
2	2	21,02	36,74	13,35	15,72	11,84	62,69	9,75	59,75	0	-55,71	64,29	-6,71	-46,57			
2	3	21,67	36,52	12,39	14,57	16,75	60,08	8,61	68,33	0	-48	73,42	-3,93	-46,47			
3	1	20,67	36,86	14,1	13,9	3,52	74,19	8,38	66,04	0	-23,64	65,5	-1,71	-37,16			
3	2	21,74	34,48	15,61	14,46	2,59	75,19	7,76	67,5	0	-38,29	66,43	-1,57	-41,64			
3	3	21,03	35,95	15,39	13,77	5,16	71,99	9,06	70,86	0	-40,29	68,88	-0,19	-39,32			
4	1	20,59	36,83	13,5	14,92	13,13	63,93	8,03	59,74	0	-33,8	55,73	-0,73	-29,73			
4	2	20,41	38,59	11,04	14,38	15,96	59,46	10,2	66,6	0	-35	60,6	3,47	-19,33			
4	3								60,73	0	-42,33	52,67	-1	-31,2			
5	1	20,95	35,87	13,55	13,84	7,87	68,25	10,05	67,14	0	-52,6	67,36	0	-27,8			
5	2	21,64	36,12	12,42	15,05	6,87	70,27	7,81	69,13	0	-49,47	64,93	-2,73	-52,21			
5	3	20,87	37,87	12,09	14,83	7,55	70,07	7,55	71,93	0	-68,29	74,93	-1,47	-47,5			
6	1	20,23	39,12	13,33	15,44	3,93	71,91	8,72	77,13	0	-26,56	80,87	-4,53	-26,73			
6	2	19,55	40,32	12,12	14,66	4,42	65,88	15,04	79,18	0	-16,36	83,51	-5,71	-20,93			
6	3	20,69	39,66	12,2	14,78	3,53	64,35	17,35	81,77	0	-19,51	81,49	-6,8	-26,07			
7	1	21,13	39,67	11,72	16,43	2,21	70,8	10,57	71,13	0	-42,73	72,73	-5,73	-49,27			
7	2	21,46	34,58	15,04	15,52	2,3	72,7	9,48	79,33	0	-47,31	77,47	-1,2	-43,89			
7	3	21,69	39,11	11,74	15,34	2,18	71,69	10,8	74,86	0	-49,43	74,5	-3,71	-45,97			
8	1	20,59	40,13	11,53	12,77	3,15	70,54	13,54	61,33	0	-31,87	62,17	5,6	-33,47			
8	2								67,2	0	-25,51						
8	3	19,91	38,29	13,36	14,31	2,84	72,99	9,86	71,13	0	-40,33	72,71	8,73	-40,53			
9	1	20,97	36,91	14,61	15,65	4,65	66,89	12,81	49	0	-24,87	48,86	1	-15,6			
9	2	20,96	39,42	12,25	16,08	5,65	67,87	10,43	51,55	0	-11,86	49,75	2,55	-16,36			
9	3	21,39	38,45	11,69	16,49	2,73	69,84	10,93	51,47	0	-21,63	49,8	3,87	-17,73			
10	1	21,25	38,43	11,61	13,88	2,36	72,52	11,24	62	0	-34,27	62,28	-3,93	-37,33			
10	2	21,05	37,03	11,94	15,23	2,35	73,4	9,02	65	0	-27,78	65	-3,93	-33,6			
10	3	20,33	38,91	10,21	15,82	3,31	72,59	8,28	65,96	0	-28,4	65,87	1	-27,11			

9.5 Ur-Liste

Tabelle 13 : Ur-Liste (2)

										TAG 1				
ID-Nummer	Messung	Sit	Stand	Walk	Max Flex	Flex	Neutral	Extension	Kalib. Flexion 1	Kalib. Neutral 1	Kalib. Extension 1	Kalib. Flexion 2	Kalib. Neutral 2	Kalib. Extension 2
11	1	20,15	38,33	11,43										
11	2	20,53	39,16	12,17										
11	3	19,81	39,24	12,61										
12	1	20,66	37,06	13,46	13,86	10,24	66,92	9	61,31	0	-13,27	56,6	-4,4	-2,76
12	2	20,36	37,77	13,61	14,75	21,6	54,8	8,85	59,8	0	-2,5	65,67	2,54	1
12	3	20,15	39,44	13,63	14,2	8,54	54,8	22,46	59,3	0	-14,87	63,07	-5,13	-8,8
13	1	20,64	37,12	12,78	15,15	3,5	71,4	9,94	70,07	0	-42,47	76,53	-10,93	-62,93
13	2	20,42	38,27	12,44	13,77	3,7	59,54	22,98	85,07	0	-25,47	76,6	-9,6	-33,07
13	3	20,9	39,89	12,31	13,74	4,77	71,76	9,73	86,28	0	-31,32	87,21	-3,86	-36,72
14	1	20,13	39,32	11,97	17,66	9,4	62,58	10,35	56,6	0	-104,53	56,13	-1,33	-91,68
14	2	20,49	39,75	11,33	19,36	8,69	61,76	10,2	56,6	0	-80,62	58,93	0,67	-81,27
14	3	20,23	45,69	12,49	17,91	11,13	63,21	7,74	55,53	0	-71,13	55,98	57,53	20,41
15	1	22,19	40,54	10,76										
15	2	21,67	38,4	12,17										
15	3	21,88	37,68	11,99										
16	1	21,36	39,66	11,21	13,03	3,64	56,99	26,34	78,36	0	-18,53	69,47	-10,8	-22,4
16	2	20,98	39,94	11,55	13,86	2,89	72,67	10,59	73,8	0	-14,64	71,8	-4,87	-16,47
16	3	21,22	39,77	11,32	14,75	2,85	73,83	8,56	80,07	0	-14,93	73,34	2,07	-12,06
17	1	20,67	38,37	13,37	8,75	8,37	58,13	23,75	73,87	0	-65,2	71,1	-23,87	-68,4
17	2	20,96	39,14	12,06	12,34	7,56	70,81	9,28	81,47	0	-62,53	85	-2,42	-58
17	3	20,39	37,97	12,88	11,75	7,42	70,21	10,62	80,18	0	-51,6	84,03	-1,82	-52,33
18	1	20,66	38,77	11,7	18,3	7,92	61,89	11,89	45,67	0	-45,63	43,27	-8,42	-59,06
18	2	19,79	36,9	15,2	17,2	8,89	58,41	15,39	42,94	0	-53,93	44,36	3,34	-51,57
18	3	20,11	38,61	13,06	23,36	12,11	53,57	10,96	58,6	0	-37,25	60,25	12,53	-35,27
19	1	21,76	38,17	12,12										
19	2	21,69	37,55	12,45										
19	3													
20	1	21,41	39,39	11,19	13,77	3,25	73,52	9,46	86,54	0	-52	80,76	-3,07	-53,13
20	2	21,24	37,62	11,9	13,52	4,57	72,1	9,81	84,67	0	-53,79	78,2	-3,13	-46,73
20	3	20,4	36,81	12,62	14,33	4,93	72,39	8,35	85,6	0	-44,4	84,65	-3,47	-47,93

Tabelle 14: Ur-Liste (3)

TAG 2

ID-Nummer	Messung	Sit	Stand	Walk	Max Flex	Flex	Neutral	Extension	Kalib. Flexion 1	Kalib. Neutral 1	Kalib. Extension	Kalib. Flexion 2	Kalib. Neutral 2	Kalib. Extension 2
1	1	21,63	33,36	13,68	16,64	6,19	68,48	8,69						
1	2	22,89	35,99	12,25	17,28	11,97	62,96	7,79						
1	3	21,7	35,94	12,08	20,19	8,68	63,68	7,45						
2	1	22,37	37,22	11	16,17	16,45	58,65	8,74	76,27	0	-43,29	76,73	0	-39,33
2	2	21,67	38,6	11,07	15,14	13,91	60,74	10,22	74,13	0	-37,27	74,43	-1,4	-35,67
2	3	20,67	37,42	12,16	14,22	7,39	69,13	9,26	68,2	0	-39,2	59,57	0	-32,93
3	1	23,68	35,28	13,23	15,63	2,88	72,1	9,4	66,27	0	-39,2	66,45	0,6	-17,73
3	2	23,95	35,46	12,93	14,64	2,95	73,48	8,94	62,98	0	-30,53	64,87	0,73	-33,07
3	3				15,5	2,49	72,63	9,38	63,07	0	-33,53	63,47	-1,67	-31,52
4	1	21,28	35,97	14,5	15,35	16,76	60,26	7,63	44,33	0	-6,87	43,07	1,33	-11,31
4	2	20,99	38,27	12,44	15,95	19,56	56,13	8,36	46,93	0	-13,4	44,2	-2,71	-14,93
4	3	20,87	39,66	13,41	16,62	20,4	52,69	10,29	49,07	0	-11,04	48,3	3,16	-11,71
5	1	20,83	36,19	13,57	17,91	25,92	48,44	7,73	67,57	0	-63,9	69,7	-1,57	-44,43
5	2	21,86	35,27	13,23	17,54	26,36	48,41	7,69	68,47	0	-57,86	75,43	-0,27	-58,8
5	3	20,34	36,47	12,69	15,58	22,57	53,26	8,58	67,43	0	-60,93	64,67	-4,8	-44,27
6	1	20,63	38,58	12,86	15,93	8,93	66,12	9,02	77,14	0	-23	75,5	3	-23,53
6	2	20,44	39,35	12,96	16,22	9,79	64,78	9,21	76,43	0	-27,07	75,93	4	-35,2
6	3	19,87	39,73	12,89	15,76	5,44	69,91	8,88	76,4	0	-24,8	75,01	3,2	-32,4
7	1	21,61	38,62	12,2	16,43	1,63	62,73	19,21	74,07	0	-50,6	72,33	-2,4	-52,79
7	2	21,05	41,15	11,48	15,31	1,91	64,78	17,99	79,22	0	-46,2	77,73	-7,99	-44,06
7	3	20,68	40,51	11,86	15,94	1,8	60,82	21,44	74,13	0	-52,87	72,13	-11,93	-45,2
8	1	20,3	38,17	11,97	15,34	2,15	56,69	25,82	69,2	0	-29,32	67,4	-5,89	-46,4
8	2	20,6	37,71	12,48	15,22	2,65	62,85	19,28	72,47	0	-28,4	72,27	-4	-40,8
8	3	20,2	37,9	11,92	15,55	2,42	52,98	29,05	68,33	0	-29,33	65	-10,56	-48,73
9	1	21,96	38,64	11,7	16,2	2,97	67,5	13,33	39,42	0	-21,38	39,22	-2,64	-28,64
9	2	22,25	39,31	10,89	16,86	2,41	68,3	12,43						
9	3	22,05	37,89	10,74	15,55	3,77	70,22	10,46	47,43	0	-16,79	44,93	-0,79	-18,6
10	1	20,06	39,92	11,64	15,42	15,99	56,76	11,83	71,53	0	-19,13	71,4	-8,9	-18,8
10	2	20,5	40,52	11,16	13,96	16,17	61,02	8,85	74,33	0	-16,33	75,65	-0,93	-14,78
10	3	19,78	39,74	11,62	15,09	13,03	56,42	15,46	68,78	0	-21,37	69,13	-9,73	-24,8

Tabella 15: Ur-Liste (4)

						TAG 2									
ID-Nummer	Messung	Sit	Stand	Walk	Max Flex	Flex	Neutral	Extension	Kalib Flexion 1	Kalib Neutral 1	Kalib Extension	Kalib Flexion 2	Kalib Neutral 2	Kalib Extension 2	
11	1	19,15	39,72	12,45											
11	2	19,3	39,55	12,58											
11	3	19,52	39,33	13,65											
12	1	21,62	36,29	13,62	14,57	9,24	52,67	23,52	75	0	-1,93	71,34	-5,71	-5,86	
12	2	20,23	35,99	15,19	14,15	24,6	55,65	5,6	69,74	0	-4,26	71,87	2,94	-1,26	
12	3									0					
13	1	20,61	35,4	12,6	15,74	5,63	68,51	10,11	77,64	0	-40,93	84,38	-7,42	-54,36	
13	2	20,42	38,19	12,95	14,84	11,06	65,78	8,32	95,34	0	-49,87	85,41	-4,59	-40,53	
13	3	20,46	36,63	12,84	15,6	17,51	56,8	10,09	92,27	0	-41,8	86,7	5,53	-39,13	
14	1	21,52	37,24	13,24	18,57	9,24	63,43	8,76	53,07	0	-69,13	45,35	-0,79	-66,13	
14	2	21,01	36,69	14,16	18,06	9,13	62,07	10,74	52	0	-73,26	48,54	0,36	-68,13	
14	3	20,98	37,25	12,98	19,29	9,13	62,37	9,22	56,22	0	-63,18	58,69	6,09	-41,64	
15	1	21,94	38,59	11,36											
15	2	21,99	38,01	11,75											
15	3	20,19	37,91	13,55											
16	1	17,95	39,03	14,72	9,88	8,26	75,31	6,55	84,87	0	-13,2	86,47	0	-10,67	
16	2	17,43	40,38	14,57	9,81	7,81	73,24	9,14	87,87	0	-9,79	83,13	2	-14,87	
16	3	14,58	42,23	14,68	8,9	7,2	73,96	9,94	91,2	0	-10,8	83,99	3,2	-8,93	
17	1	21,06	37,67	12,9	10,82	9,49	69,64	10,06	90,63	0	-37,44	86,43	2,7	-36,21	
17	2	21,78	39,06	11,37	12,32	6,78	70,2	10,7	82,82	0	-56,07	84,11	0,6	-38,47	
17	3	20,09	38,42	11,53	9,3	8,84	71,63	10,23	85,53	0	-36,07	78,33	-4,27	-41,47	
18	1	19,23	39,11	14,23	23,37	8,29	59,94	8,39	59,79	0	-20,79	60,74	5,14	-15,79	
18	2	19,6	37,88	14,49	25,47	5,49	59,19	9,85	56,68	0	-12,79	59,08	2,01	-14,12	
18	3	19,37	37,79	13,84	24,33	7,82	59,45	8,4	59,36	0	-19	60,89	3,42	-12,98	
19	1														
19	2	21,54	38,52	12,14											
19	3	22,63	39,41	10,26											
20	1	21,51	38,81	11,66	15,49	6,31	67,97	10,23	69,33	0	-50,73	74,07	-3,64	-52,71	
20	2	21,01	40,11	11,56	14,9	4,58	70,3	10,22	74,27	0	-43,13	71,34	-1,8	-48,47	
20	3	21,06	37,77	11,71	13,98	8,97	68,08	8,97	66	0	-48,87	70,2	0,6	-45,53	