



TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften
Fachgebiet für Biomechanik im Sport

Biomechanische 3D-Haltungsdiagnostik zur Prävention von Rückenschmerzen
- Messmethodische Grundlagen zur Optimierung der Beratungsqualität -

Meike Bohlmann



TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN
Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften
Fachgebiet für Biomechanik im Sport

Biomechanische 3D-Haltungsdiagnostik zur Prävention von Rückenschmerzen
- Messmethodische Grundlagen zur Optimierung der Beratungsqualität -

Meike Bohlmann

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Philosophie (Dr. phil.)

Vorsitzender: Prof. Dr. Jürgen Beckmann

Prüfer der Dissertation: 1. Prof. Dr. Ansgar Schwirtz
2. Prof. Dr. Joachim Hermsdörfer
3. Prof. Dr. Markus Maier

Die Dissertation wurde am 30.04.2018 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Sport- und Gesundheitswissenschaften am 23.10.2018 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis, Formeln und Terminologie	VI
Vorwort.....	9
1 Einleitung und Zielstellung.....	11
2 Stand der Forschung	16
2.1 Körperhaltung	16
2.1.1 Definitionen	16
2.1.2 Das posturale System	22
2.1.2.1 Das visuelle System	23
2.1.2.2 Das vestibuläre System.....	28
2.1.2.3 Das somatosensorische System	32
2.1.2.4 Das zentrale, cerebelläre und nigrostriatale System ...	38
2.1.3 Die Kontrolle der Körperhaltung	42
2.1.4 Die Hierarchie des posturalen System	46
2.1.5 Einflussfaktoren der Körperhaltung	48
2.1.6 Die Idealhaltung	56
2.1.7 Haltungsabweichungen und klinische Beschwerden	61
2.1.8 Der aufrechte bipedale Stand.....	67
2.1.9 Die Rückenoberfläche als Ausschnitt der Körperhaltung	71
2.2 Videorasterstereographie	73
3 Messsystem und Messsystemanalyse	75
3.1 Das optische 3D-Aufnahme-System, MiniRot-Kombi	75

3.2 Messmittelfähigkeitsanalyse	80
3.2.1 R&R-Komponenten	83
3.2.2 Interpretationshilfen für die MSA	86
3.2.2.1 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse	86
3.2.2.2 Grafische Darstellung der Ergebnisse	87
4 Hypothesen	93
5 Methodik	94
5.1 Bestimmung von methodischen Parametern für die Analyse der Daten	94
5.1.1 Die Positionsvariabilität	94
5.1.2 Die Oberkörperhaltung	97
5.2 Studie 1: Messmittelfähigkeitsanalyse des optischen 3D- Aufnahme-Systems, MiniRot-Kombi.....	98
5.2.1 Messplatzaufbau	98
5.2.2 Testablauf der MSA.....	99
5.2.3 Datenverarbeitung und Parametrisierung	100
5.2.4 Statistische Methode	103
5.3 Studie 2: Die Positionsvariabilität vor dem Messsystem und der Einfluss des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche	105
5.3.1 Stichprobe	105
5.3.2 Messplatzaufbau	105
5.3.3 Testablauf.....	106
5.3.4 Datenverarbeitung und Parametrisierung	110
5.3.5 Statistische Methoden	111
5.3.5.1 Die Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem.....	111
5.3.5.2 Der Einfluss des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche	113

6	Ergebnisse	116
6.1	Studie 1: Messmittelfähigkeitsanalyse	116
6.1.1	Die Abweichung der WS in der Frontalebene	118
6.1.2	Die Abweichung der WS in der Sagittalebene	121
6.1.3	Die Differenz der Höhe der Schulterblätter	122
6.1.4	Die Differenz der Tiefe der Schulterblätter	124
6.1.5	Die Differenz der Höhe des Beckens	126
6.1.6	Die Differenz der Tiefe des Beckens	128
6.2	Studie 2: Die Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem und der Einfluss des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche.....	131
6.2.1	Die Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem	131
6.2.2	Der Einfluss des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche	137
6.3	Streuungskomponenten Messsystem und Positionsvariabilität.....	144
7	Diskussion der Ergebnisse	145
7.1	Studie 1: Die Messmittelfähigkeitsanalyse des Messsystems und das Messsystem.....	145
7.2	Studie 2: Die Positionsvariabilität und der Einfluss des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche.....	153
7.3	Diskussion der Messmethode	164
7.3.1	3D-Messsystem.....	164
7.3.2	Fußstellung.....	165
7.3.3	Applizieren von Markierungen.....	165
7.3.4	Probandenklientel.....	166
7.3.5	Die Rückenoberfläche als Repräsentant für die Oberkörperhaltung und Ausschnitt der Körperhaltung.....	166

8	Forschungsperspektiven - Handlungsleitfaden	167
9	Zusammenfassung	178
	Literaturverzeichnis	184
	Tabellenverzeichnis	199
	Abbildungsverzeichnis	205
10	Anhänge	212
	10.1 Ergebnisse deskriptive Statistik: Positionsvariabilität für die sechs Parameter der Rückenoberfläche unter vier verschiedenen Bedingungen.....	212
	10.2 Ergebnisse Gemischtes Modell.....	215
	10.2.1 Abweichung der WS in der Frontalebene	216
	10.2.1.1 Modell 1 (SD in mm).....	216
	10.2.1.2 Modell 2 (MW in mm).....	216
	10.2.1.3 Modell 3 (SD in Grad).....	217
	10.2.1.4 Modell 4 (MW in Grad)	218
	10.2.2 Abweichung der WS in der Sagittalebene.....	218
	10.2.2.1 Modell 1 (SD in mm).....	218
	10.2.2.2 Modell 2 (MW in mm).....	219
	10.2.2.3 Modell 3 (SD in Grad).....	220
	10.2.2.4 Modell 4 (MW in Grad)	221
	10.2.3 Differenz der Höhe der SB	221
	10.2.3.1 Modell 1 (SD in mm).....	221
	10.2.3.2 Modell 2 (MW in mm).....	222
	10.2.3.3 Modell 3 (SD in Grad).....	223
	10.2.3.4 Modell 4 (MW in Grad)	223

10.2.4	Differenz der Tiefe der SB.....	224
10.2.4.1	Modell 1 (SD in mm).....	224
10.2.4.2	Modell 2 (MW in mm).....	225
10.2.4.3	Modell 3 (SD in Grad).....	225
10.2.4.4	Modell 4 (MW in Grad)	226
10.2.5	Differenz der Höhe des Beckens	227
10.2.5.1	Modell 1 (SD in mm).....	227
10.2.5.2	Modell 2 (MW in mm).....	227
10.2.5.3	Modell 3 (SD in Grad).....	228
10.2.5.4	Modell 4 (MW in Grad)	229
10.2.6	Differenz der Tiefe des Beckens	229
10.2.6.1	Modell 1 (SD in mm).....	229
10.2.6.2	Modell 2 (MW in mm).....	230
10.2.6.3	Modell 3 (SD in Grad).....	231
10.2.6.4	Modell 4 (MW in Grad)	231

Abkürzungsverzeichnis, Formeln und Terminologie

Abkürzung/ Symbol	Formel	Terminologie
AV		Appraiser Variation, Reproducibility, Vergleichspräzision, Inter-Rater-Reliabilität
% AV	$AV = 6 \times SD_{AV}$	Formel für Appraiser Variation, Angaben in %
C2 (HWK 2)		Cervicalis II (zweiter Halswirbelkörper)
C7 (HWK 7)		Cervicalis VII (siebter Halswirbelkörper)
EV		Equipment Variation, Repeatability, Wiederholbarkeit, Intra-Rater-Reliabilität
% EV	$EV = 6 \times SD_{EV}$	Formel für Equipment Variation, Angaben in %
Gage		Messgerät
Gage R&R (gekreuzt)	$\% R\&R = \frac{R\&R}{TV} \times 100 \%$	gekreuzte Messmittelfähigkeitsanalyse
IA		Interaktion
MSA		Measurement System Analysis, Messsystemanalyse
(ndc) number of distinct categories		Anzahl der eindeutigen Kategorien, Anzahl unterscheidbarer Messwertklassen, „effektive Auflösung“
OEG		obere Eingriffsgrenze (Spezifikationsgrenze, 3σ über und unter der Mittellinie)

Abkürzungsverzeichnis, Formeln und Terminologie

Abkürzung/ Symbol	Formel	Terminologie
PV	$PV = 6 \times SD_{PV}$	Parts Variation (Teilestreuung): alle Messwerte, die zu einem Teil gehören (Wiederholungen + Vergleichbarkeitsmessungen) werden zu einem Mittelwert zusammengefasst. Die SD der MW multipliziert mit 6 ergibt die Teilestreuung.
R&R	$R\&R = \sqrt{EV^2 + AV^2 + IA^2}$	Repeatability & Reproducibility (Wiederholpräzision und Vergleichspräzision): gesamte Streuung des Messsystems
SD_{AV}		Standardabweichung (SD) von AV
SD_{EV}		Standardabweichung (SD) von EV
SB		Schulterblatt/Schulterblätter
SIAS		Spina iliaca anterior superior (vorderer oberer Darmbeinstachel)
SIPS		Spina iliaca posterior superior (hinterer oberer Darmbeinstachel)
SU		Streuung Untersuchung
TV		Total Variation (Gesamtstreuung)
UEG		untere Eingriffsgrenze (Spezifikationsgrenze, 3 σ über und unter der Mittellinie)

Abkürzungsverzeichnis, Formeln und Terminologie

Abkürzung/ Symbol	Formel	Terminologie
TV	$TV = \sqrt{R\&R^2 + PV^2}$	Total Variation (Gesamtstreuung): bestehend aus Messsystemstreuung (R&R) und Teilstreuung (PV)
VarKomp		Anteil von Streuungen
VP		Vertebra prominens (prominenter Halswirbel)

Vorwort

Die vorliegende Arbeit wurde bereits im Rahmen eines Vortrages auf dem sportwissenschaftlichen Kongress, European College of Sport Science 2016 (ECSS), in Wien mit folgendem Abstract vorgestellt.

Individual position variability under different conditions to assessment postural analysis with the aid of raster stereography

M. Bohlmann¹, M. Maier², W. Seiberl¹, A. Schwirtz¹, ¹Department of Biomechanics in Sports TU of Munich Germany, ²Faculty of Medicine LMU Munich Germany

Introduction

Raster stereography is a common method to measure 3d-surfaces to assess human posture. Currently, there is no standard for positioning of subjects in front of the device. In addition, the position variability of subjects in front of a measurement device has not been investigated and no norm data is documented. The visual system as well as the positioning of the feet play an important role for postural control processes. Research is needed to determine any intervention effects on posture beyond natural variability. The aim of the study was to define natural positioning variability of subjects. In addition, potential influences of the visual system and the feet positioning on positioning variability were of interest.

Methods

In this study 3d back shape analysis (MiniRot-Kombi, abw GmbH) of 15 subjects (9 ♀, 6 ♂; 40.3 ± 11 yrs; $172.7 \pm 10,8$ cm) were assessed in 4 different randomly arranged conditions: eyes open and closed and standardized foot position or not. Based on 6 predefined anatomical landmarks, 6 postural parameters were determined: deviation of the spine in the frontal plane, deviation of the

spine in the sagittal plane, difference of the angulus inferior left and right in y-axis and in z-axis, differences of the SIPS left and right in y-axis and in z-axis. The position variability was defined by means of mean standard deviation (SD) for one parameter over 10 repeated measures per condition. A potential influence of the condition on the variability of the six parameters of the back surface was tested using linear mixed model statistics ($\alpha \leq 0.05$).

Results

The mean position variability is ranging for the deviation of the spine in the frontal plane from $2.4 \text{ mm} \pm 0.71$ to $3.06 \text{ mm} \pm 2.4$, for the deviation of the spine in the sagittal plane from $4.96 \text{ mm} \pm 1.88$ to $5.91 \text{ mm} \pm 2.29$, for the difference of the angulus left and right in y-axis from $1.69 \text{ mm} \pm 0.73$ to $2.06 \text{ mm} \pm 1.51$ and in z-axis from $3.1 \text{ mm} \pm 0.96$ to $3.71 \text{ mm} \pm 1.03$ for the difference of the SIPS in y-axis from $0.43 \text{ mm} \pm 0.2$ to $0.53 \text{ mm} \pm 0.28$ and in z-axis $1.33 \text{ mm} \pm 0.71$ to $1.55 \text{ mm} \pm 0.59$. Statistics did not identify any differences of positioning variability between tested conditions.

Discussion

From the results we can conclude that our tested conditions have no influence on the variability of posture, defined by six parameters of the back surface. Therefore, it is optional and may be up to preference if 3d back shape analysis is performed in a standardized foot position or closed eyes. The data of natural position variability can help to objectively identify effects of aids and supporting tools in order to optimize human posture.

1 Einleitung und Zielstellung

Das Thema der vorliegenden Arbeit ist im Arbeitsfeld der präventiven Biomechanik einzuordnen und beschäftigt sich mit grundlegenden Bedingungen in der Diagnostik von menschlicher Haltung mithilfe dreidimensionaler Messtechnik (3D-Messtechnik).

Ein bedeutsames Handlungsfeld der präventiven Biomechanik ist das Problem Rückenbeschwerden. Rückenschmerzen zählen zu den größten Volksleiden in Deutschland und betreffen nahezu alle Altersklassen (Raspe, 2012). Folgen sind eine eingeschränkte subjektive Gesundheit sowie eine verminderte Leistungsfähigkeit im Alltag, Beruf, Schule und Freizeit (Raspe, 2012). Somit sind Rückenbeschwerden von großer medizinischer und ökonomischer Relevanz (Bungard et al., 2013; Grobe, 2013). Über 80 % der Rückenschmerzen gelten als unspezifisch, da Ursachen nicht ermittelt werden können (MCGill, 2007). Dennoch werden Zusammenhänge zwischen Haltungsabweichungen und klinischen Beschwerden angenommen (Bernard, 2002; Bricot, 2006; Frisch, 2003; Garbe, 1988; Klein-Vogelbach, 2000; Ludwig et al., 2006b). Haltungsschwächen und Haltungsschäden gelten als häufige Ursachen für Rückenschmerzen (Schroeder et al., 2014). Eine korrekte aufrechte Haltung gilt als wichtiger Indikator für eine muskuloskelettale Gesundheit. Im Umkehrschluss ist eine inkorrekte Haltung ein möglicher Faktor für die Entstehung von Rückenschmerzen (Furian et al., 2013). Die Diagnostik der Haltung ist daher ein wichtiger präventiver Ansatzpunkt in diesem Handlungsfeld. Daraus resultierende, zielgerichtete therapeutische Hilfsmittel und Behandlungsmethoden könnten die enormen volkswirtschaftlichen Kosten, die aufgrund von Rückenschmerzen anfallen, reduzieren.

Skoliosen sowie skoliotische Fehlhaltungen und die damit verbundenen Beschwerden repräsentieren einen Teil der Haltungsabweichungen. Zur Diagnostik und Verlaufskontrolle dieser Fehlhaltungen hat sich in den letzten Jahren zunehmend die 3D-Messtechnik (Videorasterstereographie) etabliert (Drerup,

2014). Unabhängig von der Vielfalt, der auf dem Markt erhältlichen Geräte und deren spezifischen technischen Merkmalen sowie Möglichkeiten in der Präsentation und Darstellung der Daten, wird mit der Videorasterstereographie die gleiche Zielstellung verfolgt: die dreidimensionale Erfassung von Oberflächenstrukturen, meistens der Rückenoberfläche.

Bei der dreidimensionalen Erfassung der Rückenoberfläche im Kontext der Haltungsanalyse sind zwei wichtige Aspekte unzureichend untersucht:

1. die Variabilität der Körperhaltung bei Messwiederholungen vor dem Messsystem und
2. die Relevanz sowie Definition einer standardisierten Aufstellungsposition vor dem Messsystem.

Die vorliegende Arbeit verfolgt die Zielstellung, diese zwei Aspekte zu klären.

Messungen der Körperhaltung erfolgen in der Regel im aufrechten, bipedalen Stand. Dieser ist keineswegs ein starrer Zustand und wird von komplexen neurokybernetischen Kontrollprozessen gesichert (Bacha, 2005; Ludwig et al., 2006b; Schwesig et al., 2006a). Mit diesem Hintergrund ist eine Variabilität der Körperhaltung vor dem Messsystem bei Messwiederholungen zu erwarten. Dieser Gesichtspunkt wurde bislang wenig untersucht: *„Earlier reliability studies ... did not focus on intra-individuality spreading spine shape parameters in repeated measures”* (Schroeder et al., 2015, S. 268). Die Variabilität der Rückenoberfläche bei Messwiederholungen wird in der vorliegenden Arbeit als Positionsvariabilität bezeichnet. Der Begriff der Positionsvariabilität sowie weitere Begrifflichkeiten dieser Arbeit werden in Kapitel 5.1, Bestimmung von methodischen Parametern für die Analyse der Daten, S. 94, erklärt. Mit der Bestimmung der Positionsvariabilität können in der praktischen Anwendung Interventionseffekte gezielter Behandlungsmethoden oder Hilfsmittel objektiv festgestellt, beurteilt und dokumentiert werden. Eine eindeutige Differenzierung der Positionsvariabilität von möglichen Interventionseffekten ist bisher nicht möglich. Daher ist ein

zentrales Ziel dieser Studie die Bestimmung der Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem.

Der zweite zu klärende Aspekt ist die Positionierung vor dem Messsystem. In der Praxis herrscht darüber kein Konsens und die Datenlage ist bisher unzureichend. Es existiert keine standardisierte Aufnahmeposition zur 3D-Erfassung der Rückenoberfläche. Daher setzt sich die Arbeit als zweites zentrales Ziel die Prüfung der Relevanz und daraus resultierend die Definition einer standardisierten Aufnahmeposition zur Messung der Körperhaltung. Folgende Überlegungen spielen dabei eine Rolle: Einerseits möchte man die habituelle Haltung, die Gewohnheitshaltung, messen. Andererseits besteht die Absicht, reproduzierbare Daten zu gewinnen, womit tendenziell eine standardisierte Aufnahmeposition vor dem Messsystem bevorzugt wird. Die Erfassung der habituellen Haltung erfolgt meist mit der Anweisung, sich in frei gewählter Position vor dem Messsystem zu positionieren. Ob Messwerte auf diese Weise reproduzierbar sind und wie groß die Positionsvariabilität vor dem Messsystem ist, gilt zu klären. In diesem Zusammenhang besteht die Frage, inwieweit technische oder verbale Anweisungen, die Verwendung einer speziellen Fußschablone oder die Augen zu öffnen/zu schließen, den Patienten aus seiner habituellen Haltung in künstliche Haltungsmuster drängen. Hier schließt sich die Frage an, ob derartige künstlich erzwungene Haltungsmuster im Vergleich zur habituellen Haltung eine größere Positionsvariabilität aufweisen.

Des Weiteren muss bei den Überlegungen berücksichtigt werden, dass die Körperhaltung ein Produkt dynamischer Prozesse des posturalen Systems ist. Das posturale System unterliegt einer Vielzahl von Einflüssen. Zwei dieser potentiellen Einflussfaktoren werden in dieser Studie herausgegriffen und deren Einfluss auf die Rückenoberfläche bei Messungen untersucht. Das visuelle System und die Fußstellung stehen als potentielle Einflussfaktoren dabei im Fokus der Untersuchung. Dazu wurden Messungen mit geöffneten und geschlossenen Augen sowie Messungen mit einer vorgegebenen Fußschablone und einer frei gewählten Fußstellung verglichen.

Ein weiterer Grund, das visuelle System sowie die Fußstellung als mögliche Einflussfaktoren zu untersuchen, wird durch langjährige, praktische Erfahrungen aus dem Alltag bei der 3D-Messung der Körperhaltung unterstützt. Die Frage nach der Positionierung der Füße sowie der Richtung des Blickes waren in der praktischen Durchführung die am häufigsten gestellten Fragen von Patienten vor dem Messsystem.

Zusammengefasst lassen sich je zwei zentrale Ziele sowie Fragestellungen für diese Arbeit festhalten.

Ziele sind:

- 1. die Bestimmung der Positionsvariabilität vor dem Messsystem bei Messwiederholungen und*
- 2. eine Definition einer standardisierten Aufnahmeposition zur Beurteilung der Körperhaltung mithilfe von 3D-Messtechnik.*

Zwei Fragestellungen stehen dabei im Mittelpunkt dieser Arbeit:

- 1. Nehmen das visuelle System und die Fußstellung einen Einfluss auf die Rückenoberfläche bei 3D-Messprozessen?*
- 2. Wie groß ist die Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem?*

Aus diesen zentralen Fragestellungen ergeben sich weitere für die Praxis relevante Folgefragestellungen, die in der Diskussion der Ergebnisse aufgegriffen werden:

- 3. Existieren Unterschiede in der Positionsvariabilität bei den vier unterschiedlichen Bedingungen? (Erläuterung der vier Bedingungen, S. 94)*
- 4. Sind die Messwerte der Rückenoberfläche reproduzierbar?*
- 5. Drängen technische oder verbale Anweisungen den Patienten bei Messvorgängen aus seiner habituellen Haltung heraus in künstliche Haltungsmuster?*

6. Kann die Positionsvariabilität als Referenz in der Praxis zur Beurteilung von Interventionseffekten gezielter Hilfsmittel- und Behandlungsmethoden herangezogen werden?

Zur Klärung der aufgeführten Fragen wurde zunächst die Messfähigkeit des in dieser Studie verwendeten Messgerätes, MiniRot-Kombi der Firma ABW GmbH, Frickenhausen Deutschland, bestimmt. Die Messfähigkeit wurde hinsichtlich der Reproduzierbarkeit und Wiederholbarkeit mit einer Messmittelfähigkeitsanalyse (Measurement System Analysis = MSA) nach international geltenden Kriterien geprüft. Mithilfe der MSA konnte die Streuung, die vom Messsystem verursacht wird, von der Streuung, die vom Menschen hervorgerufen wird, differenziert werden. Bislang wurden nur wenige Studien mit dem 3D-Messsystem, MiniRot-Kombi, publiziert. Die Messmittelfähigkeitsanalyse sowie das 3D-Messgerät, MiniRot-Kombi, werden in Kapitel 3 vorgestellt.

Im zweiten Teil der Studie wurden an 15 Probanden mögliche Einflüsse des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche geprüft sowie die Positionsvariabilität vor dem Messsystem unter vier verschiedenen Ausgangsbedingungen (1: Augen auf/Fußschablone, 2: Augen auf/ohne Fußschablone, 3: Augen zu/Fußschablone, 4: Augen zu/ohne Fußschablone) bei jeweils zehn Messwiederholungen bestimmt. Als Resultat wird eine Empfehlung für eine standardisierte Ausgangsposition bei Haltungsanalysen definiert.

Mit der Bestimmung der Positionsvariabilität bei Messwiederholungen und der Definition einer Ausgangsposition vor dem Messgerät liefert diese Arbeit einen grundlegenden Beitrag zum derzeitigen Forschungsstand zur Bewertung der Körperhaltung mithilfe der Videorasterstereographie und steigert somit die Beratungsqualität bei Haltungsanalysen.

2 Stand der Forschung

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der 3D-Analyse der Körperhaltung. Die Thematik der Körperhaltung ist ein großes, kontrovers und sehr vielseitig diskutiertes Forschungsgebiet. Unterschiedliche Betrachtungsweisen und Erklärungsmodelle setzen sich mit dem Phänomen und den komplexen Vorgängen der Körperhaltung auseinander. In diesem Zusammenhang stehen Begrifflichkeiten wie *Normalhaltung*, *Idealhaltung*, *richtige Haltung* und der *normale Rücken* im Blickpunkt dieser kontroversen Diskussion. Die folgenden Kapitel zum Stand der Forschung sind gerafft gehalten und verweisen für einen vertieften Einblick auf weitere Literaturquellen.

2.1 Körperhaltung

2.1.1 Definitionen

Um Körperhaltung zu definieren, müssen die unterschiedlichen Perspektiven verschiedener Fachbereiche berücksichtigt werden. Diese definieren, fokussieren und diskutieren die Körperhaltung aus ihren Betrachtungsweisen, welche sich einander zwingend nicht ausschließen, sondern sich in vielen Aspekten ergänzen und einzelne Mosaiksteine liefern, die das komplexe System Körperhaltung erklären. Folgende Definitionen und Begriffsbestimmungen zeigen diese unterschiedlichen Schwerpunkte und die Komplexität der Körperhaltung sowie den oft fließenden und vernetzten Übergang der verschiedenen Betrachtungsweisen auf.

Die *Mechanik* mit ihren Prinzipien und Gesetzmäßigkeiten liefert einen zentralen Ansatzpunkt zur Beschreibung und Beurteilung der Körperhaltung. Haltung jedoch rein nach statischen Aspekten zu definieren und zu erklären, gilt als veraltet. Dennoch erklärt die Biomechanik die Architektur des aufrechten Stan-

des, der Haltung sowie des passiven und des aktiven Bewegungsapparates. So definieren beispielsweise Peterson Kendall et al. (2001) die Körperhaltung als:

„die Gesamtheit der Stellungen aller Gelenke zu einem gegebenen Zeitpunkt“ (Peterson Kendall et al., 2001, S. 67).

Anhand der Stellungen der Gelenke können Muskelgleichgewichte oder Muskelungleichgewichte beschrieben und Haltung somit weiter erfasst und beschrieben werden. Ebenso definiert auch Bricot (2006) Haltung nach statischen Gesichtspunkten und beschreibt daraus folgernd die Kriterien für eine „normale Statik“ (Bricot, 2006, SS. 15-45). Dabei legt er seiner Betrachtungsweise die Ganzheitlichkeit der Körperhaltung als „komplexes Gebilde“ unter Einbeziehung sämtlicher anatomischer Strukturen und ihren Funktionen zugrunde.

Zieht man nun zu den Definitionen den Aspekt des *Gleichgewichtes* hinzu, so definiert die Physik, dass sich ein Körper in einem sogenannten externen Gleichgewicht befindet, wenn die Lotlinie durch seinen Körperschwerpunkt und innerhalb seiner Unterstützungsfläche fällt (Ludwig et al., 2006b). Die menschliche aufrechte bipedale Körperhaltung ist im Vergleich zum Quadrupeden ein Akt der Balance. Der Mensch verfügt nur über zwei Stützen, die den aufrechten Stand gewährleisten. Zudem ist die Unterstützungsfläche, die Füße-Bodenkontakte, im Vergleich zum Körper relativ klein. Der Körperschwerpunkt liegt im aufrechten bipedalen Stand approximativ auf der Höhe des 2. Sakralwirbels relativ weit von der Unterstützungsfläche entfernt (Bacha, 2005). Zudem zählt die Wirbelsäule zu den anfälligsten Bauteilen des menschlichen Körpers (Rostock, 2003). Die Entwicklung des aufrechten Ganges und die Vertikalisierung der Wirbelsäule vollzogen sich phylogenetisch in relativ kurzer Zeit (Rostock, 2003). Überdies existiert aufgrund der menschlichen Wirbelsäulenform und der Anordnung der inneren Organe ventral der Wirbelsäule, ein nach ventral kaudal gerichtetes Drehmoment, das es permanent gilt, auszugleichen. Folgende Abbildung zeigt die mechanischen Parameter des aufrechten bipedalen Standes sowie des Standes eines Quadrupeden, hier vertreten durch einen Hund.

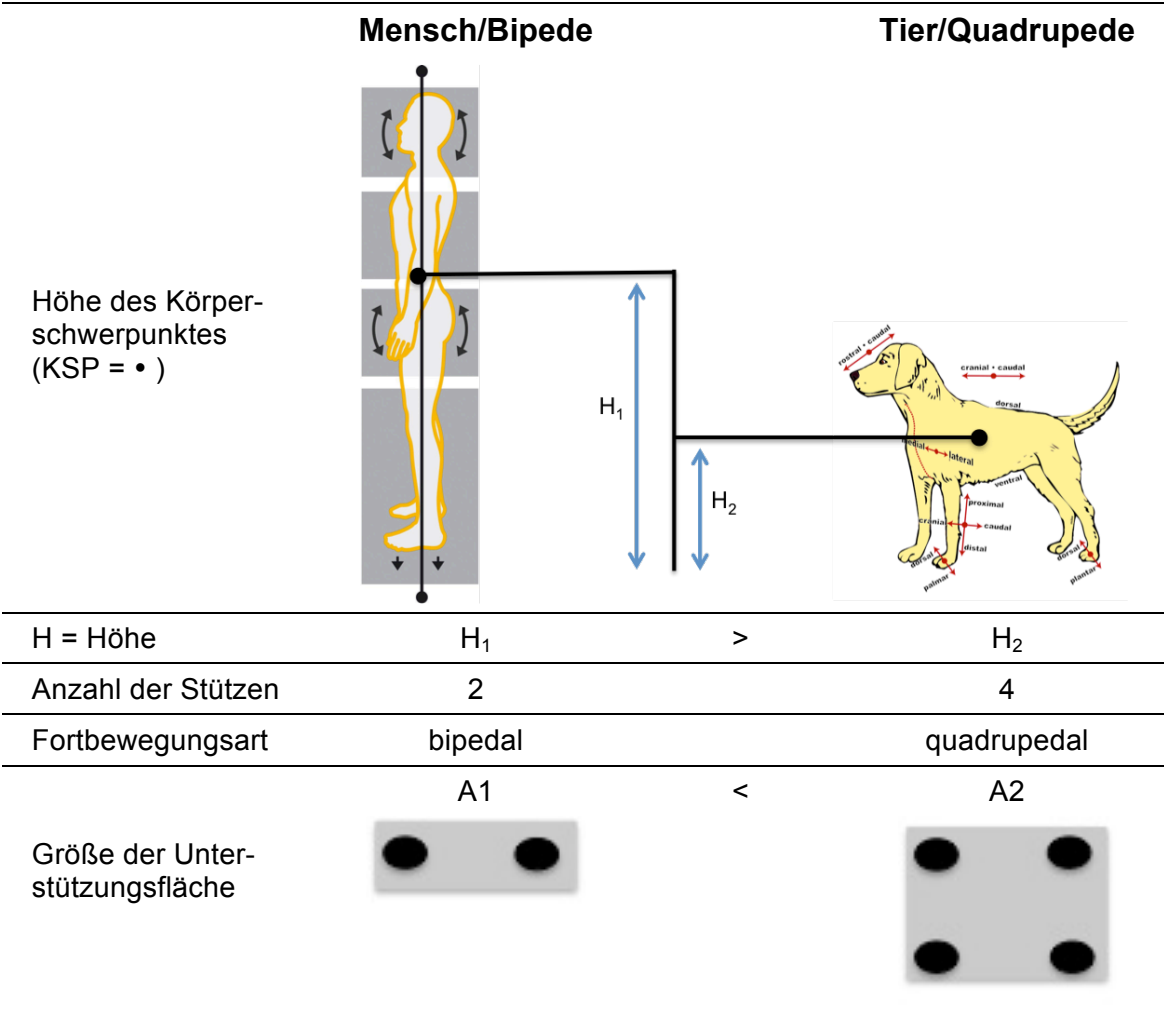


Abbildung 2-1: Gegenüberstellung mechanischer Parameter von Mensch (Bipede) und Tier (Quadrupede) nach Rostock (2003, S. 52), Bild Mensch entnommen aus Telljohann (2007)

Abgeleitet aus den mechanischen Parametern und den Besonderheiten des menschlichen Körperbaus ist der aufrechte bipedale Stand ein labiler Gleichgewichtszustand und diesen im Gleichgewicht zu halten, erfordert zwei Aspekte: die Aufrechterhaltung des *internen* sowie des *externen Gleichgewichtes*. Das *interne Gleichgewicht* beschreibt die Anordnung der einzelnen Körpersegmente zueinander und sorgt dafür, dass der Körper nicht in sich zusammensackt. Das *externe Gleichgewicht* steht in Beziehung zur Umwelt und garantiert, dass der Körper nicht umfällt (Bacha, 2005; Ludwig et al., 2006b).

Die Abbildung 2-2 von Ludwig et al. (2006b) zeigt zwei unterschiedliche Körperhaltungen mit verschiedenen internen Gleichgewichten, aber einem gleich bleibenden externen Gleichgewichtszustand. Bei beiden Haltungsvarianten befindet sich der Körper im Gleichgewicht.

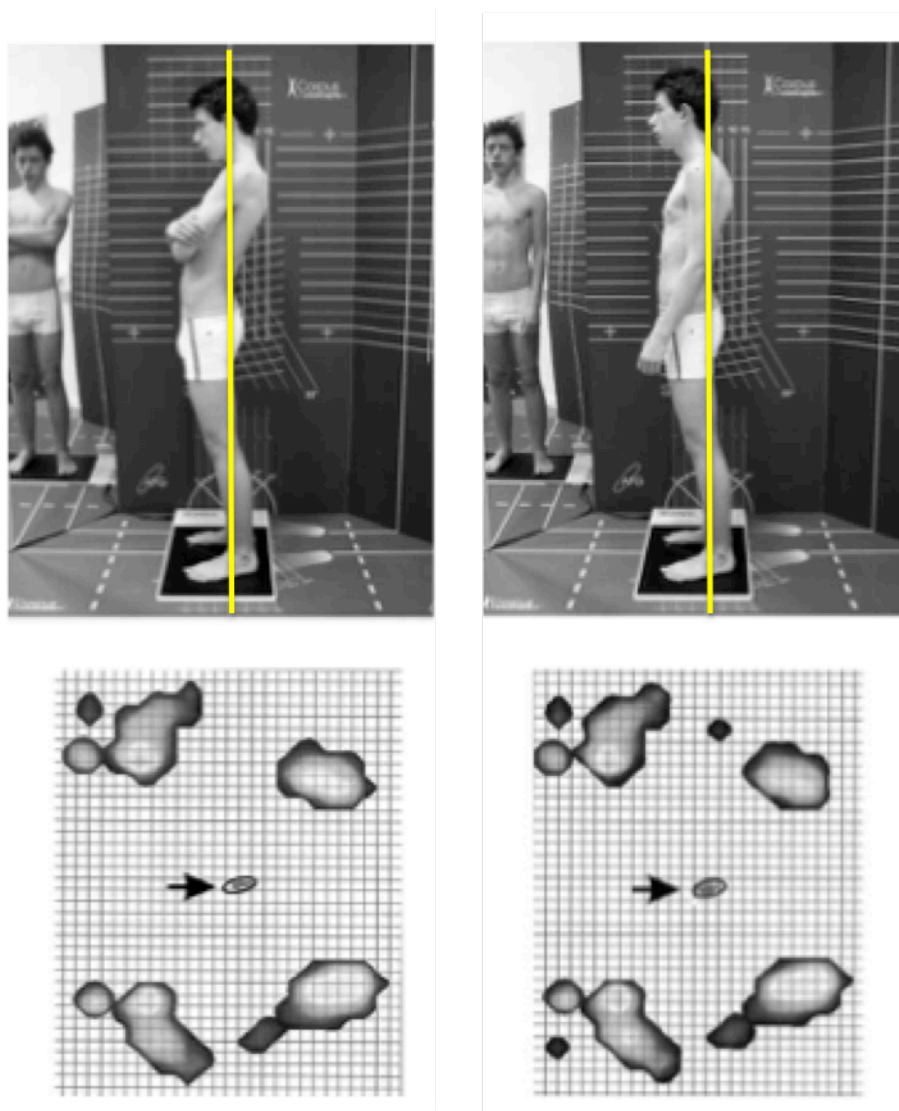


Abbildung 2-2: Obere Abbildungen: Ungleiches internes Gleichgewicht bei gleichbleibendem externen Gleichgewicht, gelbe Linien = Lotlinien. Die unteren Grafiken zeigen die plantare Druckverteilung sowie den Verlauf des Körperschwerpunktes während 60 Sekunden, entnommen aus Ludwig et al. (2006b, S. 3).

Ludwig et al. (2006b) definieren Körperhaltung im Kontext der posturalen Kontrolle als Orientierung der einzelnen Körpersegmente zueinander und zur Umwelt mit dem Ziel, das Gleichgewicht nicht zu verlieren.

In einem ähnlichen Kontext beschreibt Zimmermann (2006) das *Gleichgewicht* als koordinative Fähigkeit, den gesamten Körper im Gleichgewichtszustand zu halten oder während und nach umfangreichen Körperverschiebungen diesen Zustand beizubehalten beziehungsweise wiederherzustellen. Zimmermann unterscheidet dabei das *statische Gleichgewicht*, wie es beim aufrechten Stand abverlangt wird sowie das *dynamische Gleichgewicht*, welches bei umfangreichen und schnellen Lageveränderungen erhalten oder wiederhergestellt werden muss.

Des Weiteren spielt der Begriff der *Schwerkraft* bei Definitionen der Körperhaltung eine zentrale Rolle. So beschreibt Illert (1994, S. 171) Haltung als:

„die Aufrichtung des Körpers gegen die Schwerkraft. Die Haltung der Extremitäten, des Rumpfes und des gesamten Körpers geht auf die Kontraktion der Antischwerkraftmuskeln zurück, der physiologischen Extensoren. Bewegung und Haltung sind Folge von bewussten und unbewussten Prozessen. Es gibt keine scharfe Trennung zwischen dem bewussten und dem unbewussten Anteil einer Bewegung sondern einen fließenden Übergang.“

Eine weitere Definition unter Einbeziehung der *Schwerkraft* zur Haltung liefert Bacha (2005, S. 111):

„Haltung ist in Bezug auf die Schwerkraft die Anordnung der Körpersegmente über deren Unterstützungsfläche,“

Im sportwissenschaftlichen Lexikon wird Haltung definiert als:

„jene motorische Funktion des Zentralnervensystems, die der Schwerkraft entgegenwirkt und dadurch ein Fallen des Körpers verhindert. Die Körperhaltung beruht auf einer dauernden, überwiegend isometrischen Kontraktion der Haltemuskulatur. Haltung und Bewegung sind jedoch keine Gegensätze, sondern immer koordinierte Vorgänge: Haltung ist dabei insbesondere Vorbereitung und Stütze der Bewegung“ (Brehm, 1992, S. 195).

Diese Definition berücksichtigt die enge Koordination von *Bewegungsmotorik* und *Stützmotorik*. So hebt auch Badtke (1995, S. 103)

„die große Bedeutung der Stützmotorik an der Überwindung der Schwerkraft und für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes unseres Körpers“,

hervor. Diese Erklärungen beinhalten bereits die neuronalen Prozesse der Haltungsmotorik und dass Haltung mehr als eine statische Angelegenheit ist. Die immanente Koordination von Stütz- und Bewegungsmotorik zeigt die Komplexität der Haltung und dass statische Aspekte und biomechanische Prinzipien nur Mosaiksteine zur Klärung des Phänomens Körperhaltung liefern.

So betonen auch Taube et al. (2012) die Komplexität der Haltung und dass Körperhaltung mehr als ein rein mechanisch ablaufender Prozess ist. Dementsprechend ist Körperhaltung unter Berücksichtigung des neurophysiologischen Wirkungsgefüges die Folge eines vielschichtig geregelten Vorganges. So weisen auch Ludwig et al. (2003) daraufhin, dass Körperhaltung ein *„komplexes Phänomen ist, was auf einer gut abgestimmten neuronalen Rekrutierung beruht“* (Ludwig et al., 2003, S. 6). Auf die Komplexität der Körperhaltung verweist auch Schwesig (2006) und spricht in diesem Zusammenhang vom Menschen als System, welches sich auf die ständig verändernden Schwerkraftverhältnisse einzustellen hat, um das *Gleichgewicht* zu bewahren.

Schwesig et al. (2006b) beschreiben die Haltung- und Gleichgewichtsregulation als eine Integrationsleistung multisensorischer Prozesse.

Die zuletzt aufgezählten Definitionen und Erklärungen fokussieren sich auf kybernetische Ansätze, die sich mit den Steuerungs-, Regelungs- und Kommunikationsprozessen der Körperhaltung auseinandersetzen.

Zusammenfassung und Fazit

Haltung wird häufig als eine statische Stellung angesehen und der aufrechte bipedale Stand gilt dabei als klassische Haltung (Badtke, 1995). Differenzierter betrachtet ist Haltung jedoch das Ergebnis eines dynamischen und vielschichtigen Kontrollvorganges durch das ZNS, der einem komplexen System zugrunde liegt, mit dem Ziel der Überwindung der Schwerkraft und der Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes. Die Fähigkeit eine aufrechte, vertikale Haltung einzunehmen, wird durch das posturale System gewährleistet (Schwesig, 2006, S. 54).

2.1.2 Das posturale System

Das posturale System ist Teil eines multilokulären Systems und integriert Informationen (Afferenzen) aus unterschiedlichen Sinnessystemen zum Zweck der Orientierung und Aufrechthaltung des Menschen in Bezug auf seine Umwelt (Schwesig, 2006, S. 54). Es besteht aus vier wesentlichen Komponenten, den sogenannten *posturalen Subsystemen*:

- dem *visuellen System*,
- dem *vestibulären System*,
- dem *somatosensorischen System* und
- dem *zentralen, cerebellären und nigrostriatalen System*.

(Schwesig, 2006, SS. 55-75)

Das *visuelle, vestibuläre* und *somatosensorische System* liefern Informationen über Stellung und Bewegung des Körpers im Raum (Schwesig, 2006). Die Kontrolle der Körperhaltung (posturale Kontrolle) ist ein multisensorischer Prozess und dessen Leistungsfähigkeit abhängig von der koordinierten Funktion der einzelnen posturalen Subsysteme (Friedrich et al., 2008; Martin Sanz et al., 2004). Die Fähigkeit der posturalen Kontrolle, den Körper aufrecht zu halten, hängt daher nicht primär vom Kraftvermögen der haltungsrelevanten Muskulatur und deren Energiereserven ab, sondern wird von der koordinierten Funktion der posturalen Subsysteme sowie deren Leistungsfähigkeit und der damit verbundenen neuronalen Ansteuerung der haltungsrelevanten Muskeln bestimmt (Ludwig et al., 2006b). Der Reiz aus der Umwelt oder vom System Mensch entscheidet unter anderem, welche posturalen Synergien ausgelöst werden (Schwesig, 2006).

Zudem sind Alter und Geschlecht weitere Faktoren, die die Leistungsfähigkeit der einzelnen posturalen Subsysteme mitbestimmen und beeinflussen. Die posturalen Subsysteme erreichen in der ontogenetischen Entwicklung zu unterschiedlichen Zeitpunkten ihr Maximum (Schwesig et al., 2006a). Die somatosensorische Funktionsmechanismen erlangen im 3./4. Lebensjahr das Erwachsenenenniveau, das visuelle System erst mit 15 Jahren. Die visuelle und nigrostriatale Aktivität/Leistungsfähigkeit nehmen mit dem Alter ab (Schwesig, 2006). Diesbezüglich sind weiterführende Informationen aus Schwesig et al. (2006a), Schwesig (2006) und Schwesig et al. (2013) zu entnehmen.

2.1.2.1 Das visuelle System

Das visuelle System, als Teil des posturalen Systems, trägt bei den Kontrollprozessen der Haltung eine wichtige Funktion (unter anderem Frisch, 2003; Konczak, 2003; Massion, 1994; Paillard et al., 2015). Zudem übernimmt es beim motorischen Lernen und bei der Bewegungskoordination eine bedeutende Rolle.

Rockmann-Rüger (2012) misst dem visuellen System

„die größte Bedeutung bei der Kontrolle und Steuerung von Bewegungen sowie beim motorischen Lernen“ (Rockmann-Rüger, 2012, S. 30)

zu. Das visuelle System wird als das leistungsfähigste Sinnessystem des Menschen beschrieben. Etwa 80 % aller aufgenommenen Informationen laufen über das visuelle System (Weineck, 2000). Die Rezeptoren des visuellen Systems, wie auch die des vestibulären Systems, werden als Telerezeptoren beziehungsweise Distanzrezeptoren bezeichnet, da keine unmittelbare Berührung zwischen Sender des Reizes und dem Rezeptor besteht (Schnabel, 1998). Im Sport dient das visuelle System zur Antizipation und Erfassung von Fremdbewegungen sowie zur Kontrolle von Eigenbewegungen und Bewegungsbeurteilung (Neumaier, 1988). Visuelle Informationen haben für viele sportliche Bewegungsabläufe eine große Bedeutung. Es besteht eine enge Verbindung zu den anderen posturalen Subsystemen beziehungsweise bewegungssteuernden Analysatoren (taktile, kinästhetisch, statico-dynamisch, auditiv). Bereits gespeicherte kinästhetische, taktile und auch vestibuläre Informationen können durch visuelle Informationen aktiviert werden (Schnabel, 1998). Ausfälle des visuellen Systems führen zu bedeutsamen Störungen der Koordination bei sportlichen Bewegungen (Niklas, 1995). An dem gesamten Sehvorgang sind der dioptrische Apparat, Augenbewegungen, photosensorische Prozesse sowie zentrale neuronale Verbindungen und Verarbeitungen notwendig und beteiligt.

2.1.2.1.1 Bau und Funktion

Das Sehorgan besteht aus dem Augapfel (Bulbus oculi), dem Sehnerv (Nervus opticus), sechs Augenmuskeln, den Augenlidern, der Bindehaut (Conjunctiva), den Tränendrüsen (Glandulae lacrimales) und den Tränenwegen (Niklas, 1995). Der dioptrische Apparat, der lichtbrechende Teil des visuellen Systems, setzt sich aus der Hornhaut (Cornea), dem Kammerwasser, der Linse (Lens) und dem Glaskörper (Corpus vitreum) zusammen und empfängt adäquate Reize

aus der Umgebung. Die gekrümmte Hornhaut und die Linse werfen ein umgekehrtes und verkleinertes Bild auf die Netzhaut. In der Netzhaut sind etwa 120 Millionen Stäbchen und sechs Millionen Zapfen lokalisiert (Schwesig, 2006). Die Verteilungsdichte dieser Rezeptoren ist vom Netzhautort abhängig. Stäbchen sind in der Peripherie, Zapfen in der Netzhautgrube angeordnet. Aufgrund der Zapfendichte in der Netzhautgrube (Fovea) unterscheidet man das zentrale und das periphere Sehen. Zur Peripherie hin nimmt die Zapfendichte ab, so dass nur noch unscharfes Sehen möglich ist. Die Stelle des schärfsten Sehens auf der Netzhaut (Fovea centralis) wird als Sehschärfe (Visus) bezeichnet (Jendrusch et al., 2003). Durch Augenbewegungen können Objekte, Eigenbewegungen oder Fremdbewegungen mit der Fovea centralis fixiert werden. Sechs Augenmuskeln (Abbildung 2-3) ermöglichen diese Bewegungen in horizontaler sowie vertikaler Richtung und ein Rollen des Augapfels (Schwesig, 2006). Die Augenmuskeln unterscheiden sich nach funktionellen Gesichtspunkten in drei Gruppen (Thews et al., 1999):

1. **M. rectus medialis und M. rectus lateralis:** Sie ermöglichen Bewegungen des Bulbus um eine vertikale Achse (Drehung nach innen = Adduktion, Drehung nach außen = Abduktion).
2. **M. rectus superior und M. rectus inferior:** Sie sind für Bewegungen des Augapfels in der horizontalen Achse (Heben und Senken des Bulbus) verantwortlich. Aufgrund des leicht schrägen Verlaufes führt der M. rectus superior noch gleichzeitig eine Adduktion und Drehung des Bulbus um die sagittale Achse nach innen und der M. rectus inferior eine Adduktion und Drehung nach außen aus.
3. **M. obliquus superior und M. superior inferior:** Diese Muskeln bewirken eine Drehung des Bulbus um die sagittale Achse nach innen (Innenrotation) mit gleichzeitiger Abduktion und Senkung beziehungsweise Drehung um einen sagittale Achse nach außen (Außenrotation) mit gleichzeitiger Abduktion und Hebung.

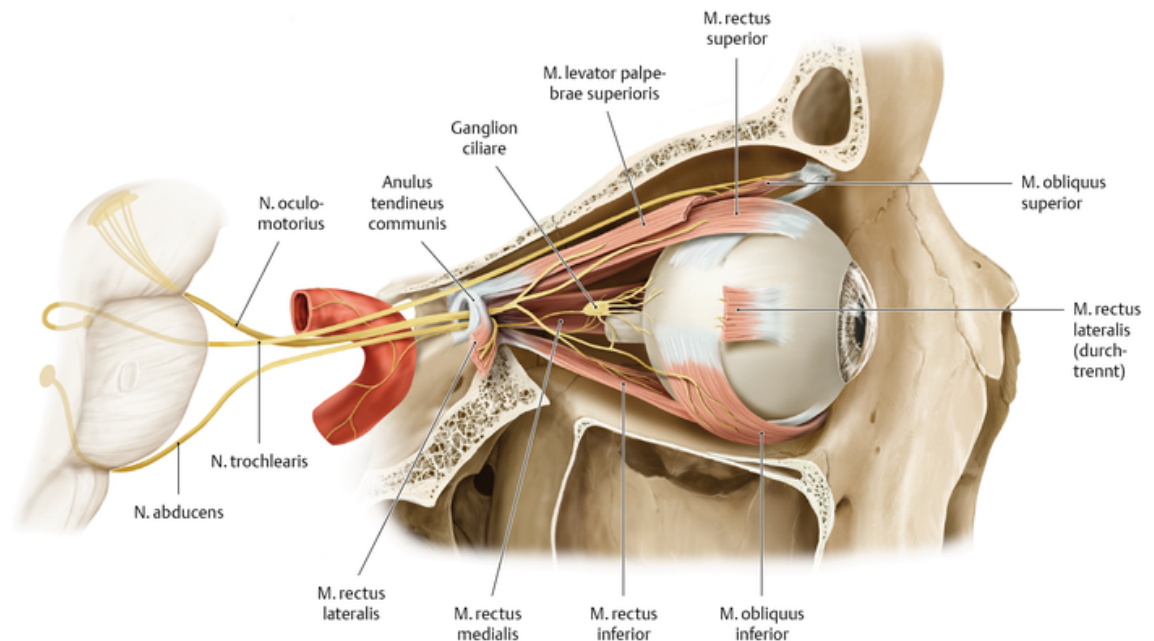


Abbildung 2-3: Laterale Ansicht der rechten Orbita und die nervale Versorgung des Auges mit Muskulatur: Der N. oculomotorius tritt gemeinsam mit dem N. abducens durch den Sehnenring der äußeren Augenmuskeln (Anulus tendinosus communis), der N. trochlearis zieht über diesen hinweg, Schünke et al. (2014).

Die Augenmuskeln entspringen zum größten Teil eines Sehnenrings in der Tiefe der Orbita (knöchernen Augenhöhle) und formieren sich dann zu einem pyramidenförmigen Muskelkegel (Thews et al., 1999). Die Innervation dieser Muskeln erfolgen durch den N. oculomotorius, N. trochlearis und N. abducens (Schwesig, 2006). Das monokulare Gesichtsfeld wird durch die Netzhaut, den dioptrischen Apparat und durch die Anatomie der Augenhöhle (Augenbrauen, Nase) begrenzt und erstreckt sich über 150°. Das Zusammenschalten beider Netzhäute ermöglicht das binokulare Sehen und erweitert das horizontale Gesichtsfeld auf über 180° (Schwesig, 2006). Durch die Überschneidung beider Gesichtsfelder wird der physiologische blinde Fleck, bedingt durch die Austrittsstellen des N. opticus, ausgeglichen (Niklas, 1995; Schwesig, 2006).

Neben den Bewegungsrichtungen des Auges lassen sich folgende Arten von Augenbewegungen unterscheiden:

- **Sakkaden:** konjugierte (gleichsinnige), sprungartige, bewusste oder unbewusste ausgelöste Augenbewegungen
- **Folgebewegungen:** konjugierte, bewusste Augenbewegungen mit volitiver Beeinflussung
- **Vergenzbewegungen:** nicht konjugierte Augenbewegungen, die sich nähernde oder entfernende Objekte in der Fovea centralis halten, Konvergenz- und Divergenzbewegungen
- **optokinetische Bewegungen:** Stabilisation bewegter Bilder auf der Retina; Kombination aus Folgebewegung und Sakkade
- **zyklorotatorische Augenbewegung:** Stabilisation der Abbildung auf der Retina bei Kopfdrehungen um die anteroposterale Achse; insbesondere durch vestibuläre Reizung hervorgerufen

(Schwesig, 2006, S. 58)

2.1.2.1.2 Neuronale Verarbeitung und zentrale Verschaltung

Die erste neuronale Verarbeitung von adäquaten visuellen Reizen beginnt bereits in der Retina, wo Lichtimpulse zu Nervenimpulsen umgewandelt werden und nach Form, Farbe, Tiefe und Bewegung differenziert werden. Eine weitere Reizverarbeitung erfolgt in den dafür vorgesehenen speziellen Hirnregionen. Die Reizinformationen verlaufen teilweise über das Zwischenhirn (Thalamus), von wo aus sie über Schaltzellen direkt in die primäre Sehrinde projiziert werden (Schwesig, 2006). Andere Fasern gelangen über den Thalamus in Gebiete des Mittelhirns (Mesencephalon). Von dort wirken sie gezielt auf Augenbewegungen mit ein. Im Mittelhirn liegen die Kerngebiete der Hirnnerven für die Augenmuskeln. Aus den Augenmuskelnervenkernen erfolgt über eine gemeinsame Endstrecke der Motoneuronen die zentrale Kontrolle der Augenbewegun-

gen. Eine wichtige Schaltstelle neuronaler Einflüsse von Augenbewegungen, außer Sakkaden, sind die Vestibulariskerne, die in der Medulla oblongata (verlängertes Mark) lokalisiert sind. Sie steuern unter anderem Informationen über die Kopfstellung und sind Schaltstelle neuronaler Signale für alle Augenbewegungen (außer Sakkaden). Ebenso beeinflussen das Kleinhirn (Cerebellum), Gebiete des Frontalhirns und Teile des parieto-temporalen Assoziationskortex die Augenbewegungen (Schwesig, 2006). Diese vestibulookuläre Verbindung dient zur Generierung eines aufrechten Bildes, unabhängig von der Lage des Kopfes (Zilles et al., 1998). Es wird jedoch davon ausgegangen, dass beim aufrechten Stand mit geöffneten und geradeaus gerichteten Augen kein optokinetischer Reflex ausgelöst wird und die Augenmuskeln keine Erregungen von den Vestibulariskernen erhalten (Schwesig, 2006). Da sich das Bild nicht bewegt, wird auch kein vestibulookulärer Reflex ausgelöst. Bewusste willkürliche Augenbewegungen können durchaus im ruhigen aufrechten Stand ausgeführt werden, auf unwillkürlicher Ebene haben sich die Augen auf die entsprechende äußere Situation eingestellt.

Weitere Informationen über Aufbau und Funktion des visuellen Systems sind unter anderem bei Schwesig (2006, SS. 55-60), Niklas (1995, SS. 116-125) oder Thews et al. (1999, SS. 729-748) nachzulesen.

2.1.2.2 Das vestibuläre System

Das vestibuläre System registriert Veränderungen von Beschleunigungs- und Gravitationskräften und veranlasst entsprechende motorische Reaktionen, um die Lage des Körpers im Raum zu steuern oder zu regulieren (Niklas, 1995). Vestibuläre Signale vermitteln Informationen über Bewegungen des Kopfes bezüglich Beschleunigung und Richtung. Zusammen mit dem kinästhetischen, dem visuellen und dem taktilen Analysator hält er das Gleichgewicht und die Orientierung im Raum aufrecht (Birklbauer, 2006; David, 1999). Bei Lageveränderungen im Raum steht das Vestibularorgan in einem engen Kontakt mit der Muskulatur und bewirkt Tonusveränderungen, damit sich der Körper den neuen

Bedingungen anpassen kann und das Gleichgewicht gesichert wird. Das vestibuläre System ist bei Lageorientierungen im großen Maße beteiligt und sichert bei schwierigen Anforderungen an die Gleichgewichtsfähigkeit die Kontrolle der Koordination.

2.1.2.2.1 Bau und Funktion

Der Vestibularapparat (Organum vestibulare, Gleichgewichtorgan) liegt im Felsenbein neben dem Hörorgan (Organum spirale) und ist Teil des Innenohrs. Zusammen bilden sie das Labyrinth (Thews et al., 1999). Das vestibuläre Labyrinth stellt das stammesgeschichtlich ältere Organ dar und ist bereits bei der Geburt voll ausgebildet (Schwesig, 2006). Der Vestibularapparat besteht aus jeweils fünf Organen, den zwei Maculaorganen, Utriculus (Schläuchlein) und Sacculus (Säcklein), die zum membranösen Teil des Labyrinths gehören, sowie den drei knöchernen, halbkreisförmigen, mit Endolymphe (visköse Flüssigkeit) gefüllten Bogengängen (knöchernes Labyrinth). Die Maculaorgane und die Bogengänge werden auch als Statolithenapparat bezeichnet (Niklas, 1995).

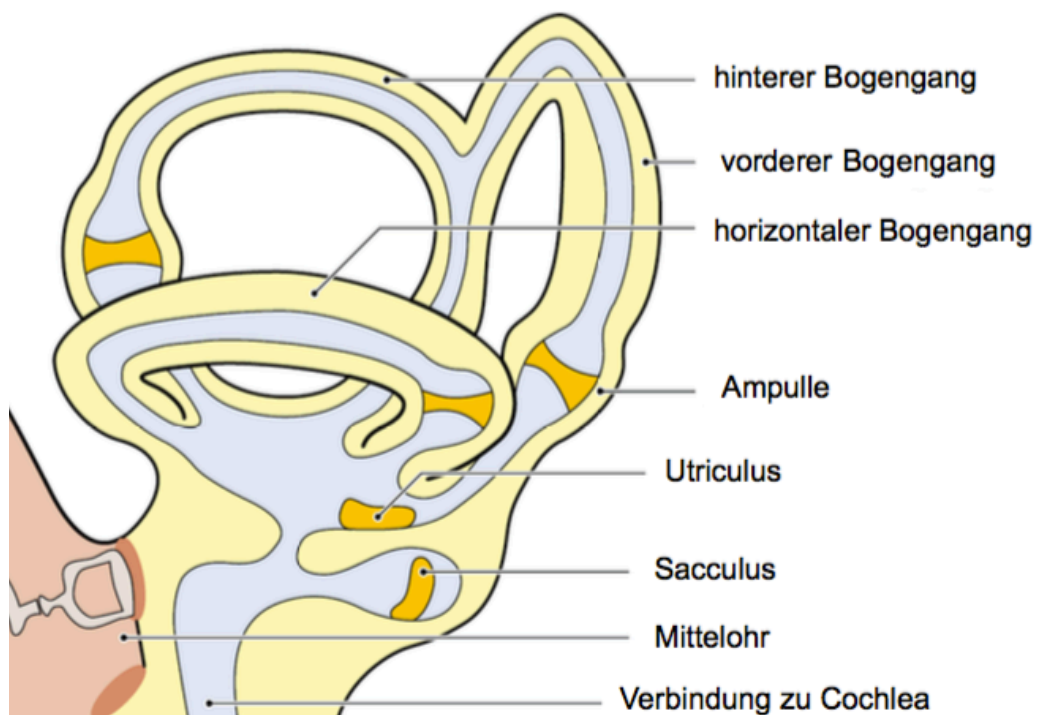


Abbildung 2-4; Vestibularorgan (Gleichgewichtsorgan), Schünke et al. (2014)

Die Sinnesepithelien der *Maculaorgane*, *Macula utriculi* und *Macula sacculi*, bestehen aus Sinnes- und Stützzellen. Auf diesen Zellen liegt eine Gallertschicht (Otolithen- oder Statolithenmembran) auf die Calciumcarbonatkristalle (Statolithen) mit einem höheren spezifischen Gewicht gelagert sind. Aufgrund der unterschiedlichen Dichte der Bestandteile der Epithelien bei den Maculaorganen verschiebt sich bei linearen Beschleunigungen die Otolithenmembran über dem Sinnesepithel. Dies führt zur Auslenkung der Zilien und stellt einen adäquaten Reiz für die Haarzellen dar. Bedingt durch die Anordnung ihrer Sinneszellen wird die *Macula utriculi* von horizontalen Beschleunigungen und die *Macula sacculi* hingegen von vertikalen Beschleunigungen erregt. Die Sinneszellen sind mit dem N. vestibularis verbunden, der die Erregungen weiterleitet und somit den Organismus über die Kopfstellung sowie Beschleunigungen in der horizontalen und vertikalen Ebene informiert (Thews et al., 1999). Gleichförmige Bewegungen stellen keinen Reiz dar (Schwesig, 2006).

Die *drei Bogengänge* unterscheiden sich in einen vorderen frontalen, einen hinteren sagittalen und einen seitlichen horizontalen Bogengang. Die Bogengänge stehen annähernd senkrecht zueinander, vergleichbar mit einer Raumecke, und kommunizieren mit dem Vorhof (Vestibulum) (Thews et al., 1999). Jeder Bogengang bildet am Übergang zum Utriculus eine Erweiterung (Ampulle), die mit Sinnesepithelien ausgekleidet ist. Das Sinnesepithel der drei Bogengänge besteht ebenfalls aus Stütz- und Sinneszellen. Die langen Zilien dieser Sinneszellen ragen in eine auslenkbare Gallertmasse (Cupula) (Thews et al., 1999). Die Bogengangorgane funktionieren nach dem Prinzip der Trägheit. Die Endolymphe verhält sich bei Rotationsbeschleunigungen (Winkelbeschleunigungen) im Verhältnis zur Bogengangsdrehung träge und folgt nicht sofort der Drehrichtung des Bogengangs. Dies führt zu einer Auslenkung der Cupula. Die Endolymphströmungen führen zur Abbiegungen der Zilien der Bogengangsepithelien. Dies stellt einen adäquaten Reiz für den N. vestibularis dar, der die Erregungen nun weiterleitet.

2.1.2.2 Neuronale Verarbeitung

Die Meldungen an zentrale Strukturen erfolgen von den Rezeptoren über den N. vestibularis weiter zum Zwischenhirn (Thalamus). Dort erfolgt eine komplizierte Verschaltung zum Kleinhirn (Cerebellum), zum Sehhügel (Colliculi optici), zu den Augenmuskelkernen und zur Großhirnrinde (Cortex cerebri) (Niklas, 1995; Schwesig, 2006). Nach ihrem Verlauf, Beginn und Zielort werden diese Verbindungen eingeteilt in:

- die *vestibulocerebellären Bahnen*,
- die *vestibulospinalen Bahnen* und
- die *vestibulookulären Bahnen*.

Die Informationen aus dem Labyrinth veranlassen reflektorische Korrekturbewegungen, der an der Haltungsrealisierung beteiligten Muskulatur. Aufgrund der komplexen Verschaltungen handelt es sich beim vestibulären System um

kein in sich geschlossenes Sinnessystem, sondern um ein weitverzweigtes multilokuläres System. So lassen sich Reaktionen des Vestibularapparates auf Drehbewegungen aufgrund von Verschaltungen mit den Augenmuskelkernen (Oculomotorius-Kerne) an den Augen ablesen. Diese Augenbewegungen werden als Nystagmus bezeichnet. Dies ist ein statokinetischer Reflex, der zur Nachführung des Blickes bei bewegter Umwelt dient und sich mittels der sogenannten Nystagmographie medizinisch bewerten lässt (Niklas, 1995).

So übernimmt das vestibuläre System mit seinen weitverzweigten komplexen Verschaltungen zu haltungsrelevanten Strukturen eine wichtige Funktion an den Regelungs- und Steuerungsprozessen des Gleichgewichtes und der Körperhaltung.

2.1.2.3 Das somatosensorische System

Die *Somatosensorik* umfasst Empfindungen, die durch Reizungen verschiedenartiger Sensoren hervorgerufen werden. Ausgenommen sind lediglich die spezifischen Sinnesorgane, die im Kopf lokalisiert sind, wozu das auditive, vestibuläre und das visuelle System sowie Riechen und Schmecken zählen. Die Somatosensorik beinhaltet:

- die Sensorik der Körperoberfläche (Ekterozeption, Hautsensibilität),
- die Sensorik des Bewegungsapparates (Tiefensensibilität und Propriozeption),
- die Sensorik der inneren Organe (Enterozeption)
- und die Schmerzwahrnehmung.

(Handwerker, 2006)

Vom *somatosensorischen System* erhält das Gleichgewichtskerngebiet Informationen über Veränderungen der Körperhaltung sowie über den Ablauf von Körperbewegungen. So generieren insbesondere die Rezeptoren im Bereich der Halswirbelsäule, die die höchste Spindeldichte im ganzen Körper aufweist,

wichtige Informationen über die Stellung des Kopfes zum Rumpf (Schwesig, 2006; Zahornitzky et al., 2010). Des Weiteren sind die Afferenzen aus der Haut und dem Bewegungssystem für die posturalen Reaktionen von wichtiger Bedeutung.

Ein Teilbereich der Somatosensorik ist die *Propriozeption*. Der Begriff der Propriozeption wird oft synonym mit dem der Tiefensensibilität verwendet. Die Propriozeption umfasst die Orientierung über die Stellung der Gliedmaßen zueinander sowie die Wahrnehmung passiver und aktiver Bewegungen der Gelenke und von Widerständen (Thews et al., 1999). Sie schließt vestibuläre Empfindungen mit ein (Niklas, 1995). Die dafür verantwortlichen Sensoren sind die Propriozeptoren. Die Propriozeption unterscheidet drei Qualitäten: *Kraftsinn*, *Bewegungssinn* und *Stellungssinn*. Für den Kraftsinn sind vor allem die Muskelspindeln und Golgi-Sehnenorgane zuständig. Der *Bewegungssinn* ist die Fähigkeit der Richtungs- und Geschwindigkeitswahrnehmung von Bewegungen, wofür die Sensoren der Gelenkkapseln und Bänder verantwortlich sind. Der *Stellungssinn* informiert über die Stellung der Gelenke untereinander. Dies gewährleisten die Sensoren der Gelenkkapseln und der Bänder. Unter zusätzlicher Einbeziehung des vestibulären Systems ist es möglich, die Stellung des Körpers im Raum zu beurteilen (Thews et al., 1999).

2.1.2.3.1 Bau und Funktion des propriozeptiven Systems

Zu den Rezeptoren des propriozeptiven Systems gehören:

- *die Muskelspindeln,*
- *die Golgi-Sehnenorgane,*
- *die Vater-Pacini-Körperchen und*
- *die Ruffini-Körperchen.*

(Schwesig, 2006, S. 65)

Diese Rezeptoren werden auch als *Propriozeptoren* bezeichnet und sind sowohl Enterozeptoren wie auch Mechanorezeptoren. Niklas (1995) ordnet korrekterweise die vestibulären Rezeptoren zu den Propriozeptoren. Dies liegt in der nicht eindeutigen Terminologie der Begriffe Tiefensensibilität und Propriozeption begründet.

Die *Muskelspindeln*, die sogenannte intrafusale (fusus lat. Spindel) Muskulatur, sind fest mit dem Perimysium des Skelettmuskels verbunden. Dort liegen sie parallel zur Arbeitsmuskulatur geschaltet und werden durch Dehnungen und Kontraktionen der Skelettmuskulatur (extrafusale Muskulatur) erregt (Niklas, 1995; Thews et al., 1999). Sie verfügen über zwei kontraktile Bereiche und einen dehnungsempfindlichen Teil. Aufgrund ihrer Struktur registrieren Muskelspindeln sowohl den statischen Dehnungszustand wie auch dynamische Dehnungsveränderungen (Thews et al., 1999). Über das sogenannte Gamma-System können die Spindeln ihre Länge an die der extrafusalen Muskulatur anpassen.

Die *Golgi-Sehnenorgane* sind spindelähnliche Verdickungen, die durch Verzweigungen sensibler Nervenendigungen entstehen. Sie kommen nahezu in fast allen Sehnen vor. Im Gegensatz zu den Muskelspindeln sind sie zum Skelettmuskel seriell gelagert. Die Rezeptoren reagieren auf Dehnung wie auch auf Verkürzung der Arbeitsmuskulatur. Das Zusammenspiel von Muskel- und Sehnen-spindeln reguliert den Grundtonus der Arbeitsmuskulatur (Niklas, 1995). Zudem ist die Sehnen-spindel Spannungsmesser des Muskels und dient als Überspannungsschutz (Frisch, 2003).

Die *Vater-Pacini-Körperchen* und die *Ruffini-Körperchen* sind in den Gelenkkapseln lokalisiert. Die *Vater-Pacini-Körperchen* können schnell adaptieren und dienen daher als Beschleunigungsrezeptoren. Zudem nehmen sie Vibrationen wahr (Schwesig, 2006). Die *Ruffini-Körperchen* adaptieren hingegen langsam. Sie registrieren Druck- und Scherkräfte und sind spannungsempfindlich. Die Informationen der Gelenkrezeptoren dienen der Koordination von Bewegungen

und bewussten Wahrnehmung von Gelenkstellungen, auch bei geschlossenen Augen (Niklas, 1995).

Zu den bereits genannten Rezeptoren sind noch weitere an der spinalen Sensomotorik beteiligt. Dazu zählen verschiedene *Mechano- und Nozizeptoren* sowie *Chemo- und Thermorezeptoren*, die sowohl in der Haut wie auch in Organen und Knochen lokalisiert sind. Die Informationen dieser Rezeptoren dienen unter anderem zum Schutz des aktiven und passiven Bewegungsapparates (Niklas, 1995).

Eine weitere Einteilung der Gelenkrezeptoren nach Polacek (1966), Wyke (1979) und Brodal (1981), nachzulesen in Frisch (2003, SS. 59-62), ist in:

- *Stellungsmelder* (Golgi- und Ruffini-Typ),
- *Bewegungsmelder* (Vater-Pacini-Körperchen),
- *Endbewegungsmelder* (im Bandapparat der Gelenke und gelenknahen Sehnenansätzen) und
- *Schadensmelder* (Nozizeptoren, dünne myelinisierte freie Nervenendigungen in der fibrösen Schicht der Gelenkkapsel).

Einen Überblick über die Rezeptoren sowie weiterführende Informationen sind unter anderem bei Niklas (1995, SS. 125-128), (Frisch, 2003, SS. 48-70), Laube (2005, SS. 143-152) und Thews et al. (1999, SS. 703-707) zu entnehmen.

2.1.2.3.2 Neuronale Verarbeitung

Abbildung 2-5 zeigt das sensible System mit den verschiedenen Leitungsbahnen. Die von den Rezeptoren aufgenommen Signale treten über afferente Fasern durch die Hinterwurzeln des Rückenmarks ein. Dort werden sie einerseits über Interneurone auf motorische Efferenzen umgeschaltet (Reflexe) und andererseits über lange aufsteigende Bahnen zum Gehirn weitergeleitet. Man unterscheidet das Hinterstrangsystem und das Vorderseitenstrangsystem. Das dicke

Hinterstrangsystem leitet Informationen von den Mechanorezeptoren der Haut, Muskulatur und Gelenke weiter. Die Fasern des Hinterstrangsystems werden in den Hinterstrangkernen (Nuclei gracilis und cuneatus) in der Medulla oblongata umgeschaltet, wo auch eine erste Informationsverarbeitung stattfindet. Das Hinterstrangsystem kreuzt nun in der medialen Schleife zur anderen Seite. Im ventrobasalen Thalamus erfolgt eine weitere Umschaltung. Die Bahnen ziehen von dort zu den für die einzelnen Körperregionen zuständigen Projektionsfeldern im primär-somatosensorischen Kortex sowie zum sekundär-somatosensorischen Kortex (Thews et al., 1999).

Das Vorderseitenstrangsystem (Tractus spinothalamicus) leitet vor allem Informationen der Nozizeptoren und Thermorezeptoren weiter. Auch ihre Fasern treten durch die Hinterwurzeln in das Rückenmark ein. Dort kreuzen sie eine Etage höher nach Umschaltung auf die andere Seite und ziehen weiter zum posterioren und ventrobasalen Thalamus, wo sie ein zweites Mal umgeschaltet werden.

Die weitergeleiteten Afferenzen der Sensorik an die Großhirnrinde dienen der bewussten Wahrnehmung und Orientierung über Zustände und Vorgänge aus der Umwelt sowie innerhalb des Körpers. Neben diesem beschriebenen System der spezifischen Sensorik, existiert noch ein zweites unspezifisches sensorisches System, dessen Aufgabe es ist, die gesamte Großhirnrinde zu aktivieren. Dies dient zum Zweck zur Aufrechterhaltung des Bewusstseins und der Bewusstseinsheitigkeit sowie der Ausrichtung der Aufmerksamkeit auf bestimmte äußere Erscheinungen (Thews et al., 1999).

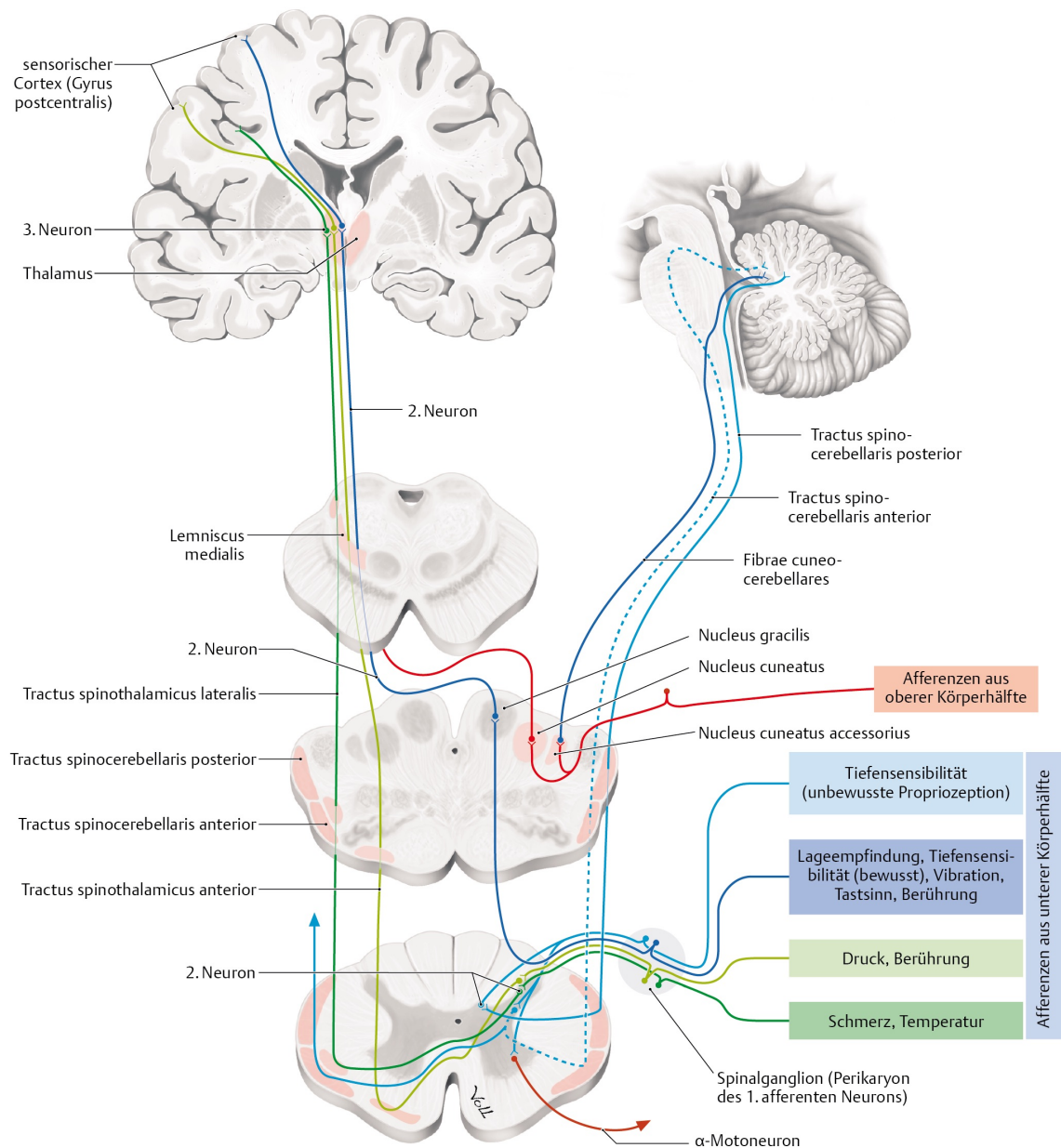


Abbildung 2-5: Das sensible System, Schünke et al. (2014)

Eine andere Einteilung des sensorischen Systems ist in die *epikritische* und *protopathische* Sensibilität. Zur epikritischen Sensibilität zählen Tast-, Bewegungs- und Stellungssinn, wobei hoch aufgelöste Empfindungen vermittelt werden. Die protopathische Sensibilität vermittelt hingegen grobe Empfindungen über Druck und Berührung sowie Schmerz und Temperatur (Schwesig, 2006).

2.1.2.4 Das zentrale, cerebelläre und nigrostriatale System

An willkürlichen Bewegungen sind verschiedene zentrale Strukturen des motorischen Systems beteiligt. Dazu zählen folgende drei Strukturen:

- das *Kleinhirn* (Cerebellum),
- die *Basalganglien* (Basalkerne oder Stammganglien) und
- *kortikospinale Trakte* (Pyramidenbahn).

(Schwesig, 2006, S. 69)

2.1.2.4.1 Kleinhirn

Das *Kleinhirn* (Cerebellum) spielt bei der Kontrolle der Stützmotorik, insbesondere beim Gleichgewicht eine bedeutsame Rolle. Es erhält wichtige Informationen auf schnellem Wege, die es für die posturale Kontrolle benötigt. Zudem ist das Kleinhirn an der Planung und Durchführung von Bewegungen beteiligt und koordiniert diese zusammen mit den Basalganglien (Thews et al., 1999). Es fungiert als Rechenzentrum für die Programmierung ballistischer Bewegungsabläufe und koordiniert die extrapyramidale motorische Aktivität. Zudem moduliert und regelt das Kleinhirn die pyramidale Willkürmotorik (Schwesig, 2006).

2.1.2.4.2 Bau und Funktion des Kleinhirns

Das Kleinhirn befindet sich in der hinteren Schädelgrube und wird durch eine Lamelle vom Großhirn getrennt. Es ist über die Kleinhirnschenkel mit dem *Mittelhirn* (Mesencephalon), der *Brücke* (Pons) und dem *verlängerten Mark* (Medulla oblongata) verbunden. Das Kleinhirn gliedert sich in den *Wurm* (Vermis cerebelli) und die beiden *Kleinhirnhemisphären* (Thews et al., 1999).

Funktionell lässt sich das Kleinhirn in drei Kleinhirnabschnitte unterteilen (Abbildung 2-6):

- 1. Vestibulocerebellum (Archicerebellum):** Das Vestibulocerebellum gehört zum medianen Abschnitt des Kleinhirns und stellt den phylogenetisch ältesten Bereich des Kleinhirns dar (Thews et al., 1999). Dieser Abschnitt koordiniert die Halte- und Stützmotorik sowie die Blickmotorik (Okulomotorik) in Abstimmung mit der Kopf- und Halsstellung (Schwesig, 2006). Zudem ist das Vestibulocerebellum Schaltstelle für das okulomotorische und vestibuläre System und daher von zentraler Bedeutung für das Gleichgewicht. Es erhält Informationen vom Vestibularapparat und projiziert zu den Vestibulariskernen.
- 2. Spinocerebellum (Palaeocerebellum):** Dieser Abschnitt zählt ebenfalls zum medianen Teil des Kleinhirns. Es erhält somatosensorische Informationen aus der Peripherie und ist für die Stützmotorik und den Muskeltonus verantwortlich (Schünke et al., 2014; Schwesig et al., 2006a)
- 3. Pontocerebellum (Neocerebellum):** Der laterale Abschnitt des Kleinhirns verdankt seinen Namen den Zuflüssen aus den Ponskernen und ist der jüngste Teil des Kleinhirns. Die Ponskerne erhalten Informationen aus den sensomotorischen Rindengebieten, dem präfrontalen und parietalen Assoziationskortex und dem visuellen Kortex. Das Pontocerebellum koordiniert die Zielmotorik und ist unter anderem für die Feinabstimmung präziser motorischer Bewegungen verantwortlich. Läsionen dieser Bereiche haben Störungen in der Initialisierung von Bewegungen, in der Koordination sowie in der Sprachartikulation zur Folge (Schünke et al., 2014; Wiesendanger, 1995).

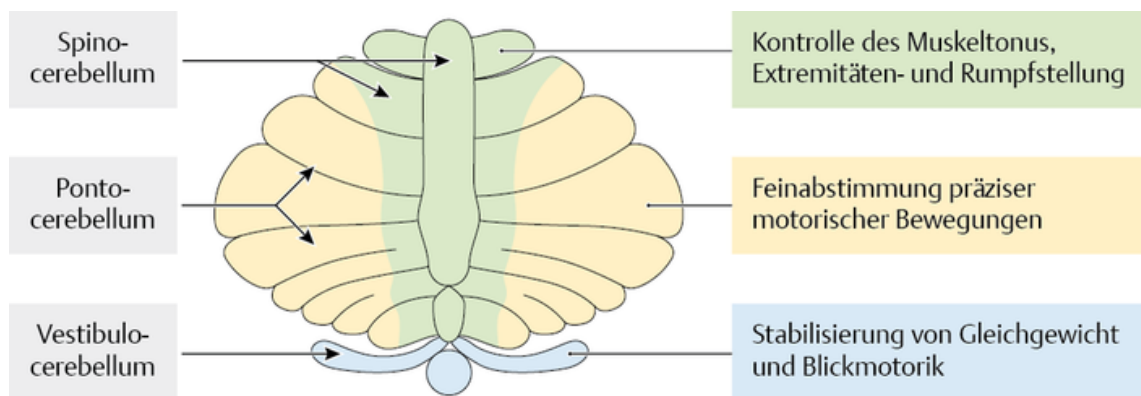


Abbildung 2-6: Funktionelle Gliederung des Kleinhirns, Schünke et al. (2014)

2.1.2.4.3 Basalganglien

Die *Basalganglien*, auch als *Basalkerne* oder *Stammganglien* bezeichnet, bestehen aus vier Kerngebieten (Striatum, Pallidum, Substantia nigra, Nucleus subthalamicus) und bilden einen wesentlichen Teil der subkortikalen Kerne (Schünke et al., 2014). Sie übernehmen eine wichtige Funktion bei der Steuerung von komplexen Bewegungsprogrammen, indem sie an der motivationsabhängigen Planung von motorischen Aktivitäten, an der Konzipierung von Bewegungsprogrammen, an der Kontrolle von Bewegungsabläufen sowie am motorischen Gedächtnis partizipieren (Schünke et al., 2014; Thews et al., 1999). Dabei arbeiten sie mit dem Kleinhirn funktionell zusammen. Die Basalganglien sind Teil eines komplexen Regelkreises, der seinen Ursprung im motorischen Kortex nimmt, durch die Basalganglien verläuft und über den Thalamus zurück zum motorischen Kortex führt (Schünke et al., 2014). Zudem kontrollieren die Basalganglien das extrapyramidale System. Sie verfügen über getrennte Eingangs- und Ausgangsstationen.

2.1.2.4.4 Bau und Funktion der Basalganglien

Das *Striatum* bildet mit seinen Anteilen, dem Nucleus caudatus und dem Putamen, das Eingangs- und Verrechnungszentrum der Basalganglien. Funktionell gliedern sich diese Anteile in das skelettmotorische Putamen und das kognitiv und okulomotorisch ausgerichtete Caudatum. Das *Pallidum* und die *Substantia*

nigra sind die Ausgangsstationen der Basalganglien. Sie projizieren auf den ventrolateralen Thalamus (Thews et al., 1999). Das vierte Kerngebiet ist der *Nucleus subthalamicus*. Er erhält erregende Faserzugänge aus dem motorischen Kortex und hemmende aus dem äußeren Teil des Pallidum. Er projiziert zur Substantia nigra und zurück zum Pallidum.

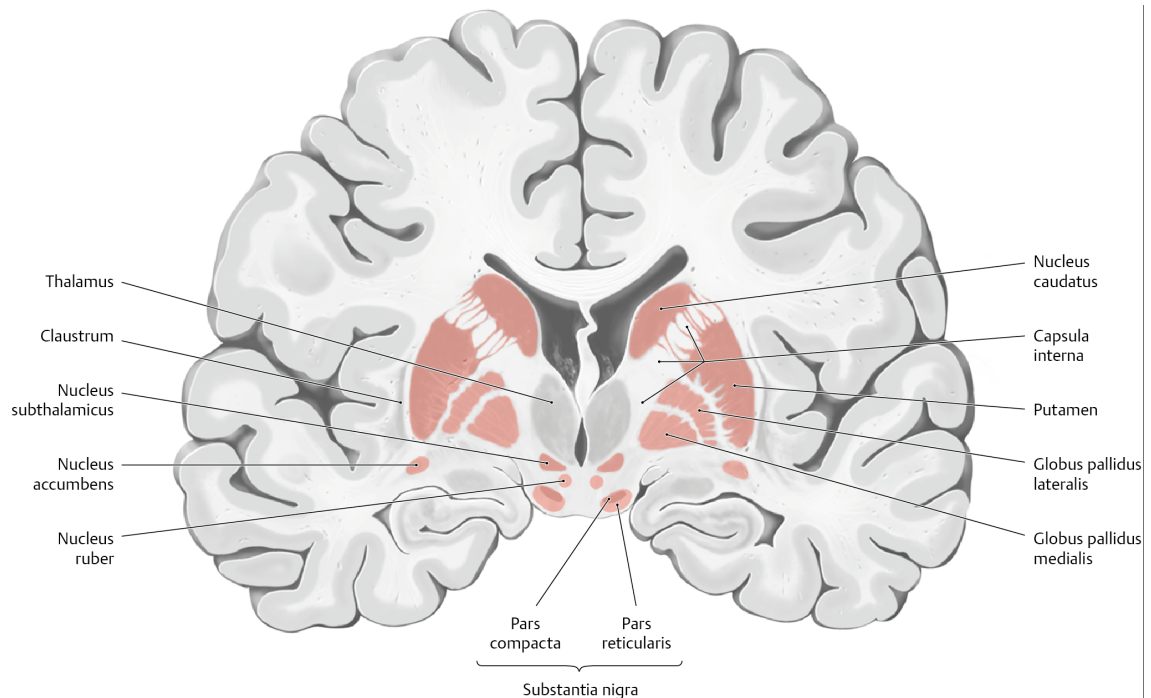


Abbildung 2-7: Subkortikale Kerne/Basalganglien, Schünke et al. (2014)

2.1.2.4.5 Funktion des Kleinhirns und der Basalganglien

Das *Kleinhirn* und die *Basalganglien* sind parallele, subkortikal-motorische Systeme, die sich in Aufbau und Funktion ähneln (Schwesig, 2006). Sie erhalten beide Information vom *Neokortex* und ihre Ausgänge führen über den *Thalamus* schleifenartig zurück zum motorischen Abschnitt der *Großhirnrinde*. Beide verfügen sie über eine *Recheneinheit* (Kleinhirnrinde und Striatum) und nachgeschalteten *Integrationseinheiten* (Kleinhirnerne und Pallidum). Dennoch bestehen Unterschiede in ihrer internen und externen Verschaltung. Die Ausgangsneurone der Kleinhirnerne wirken erregend, die der Basalganglien hemmend. Im Gegensatz zu den Basalganglien kommuniziert das Kleinhirn mit dem Rückenmark.

ckenmark. Kortikal steht das Kleinhirn mit dem sensorischen Teil in Verbindung, die Basalganglien mit dem assoziativen Teil. Aufgrund ihrer Physiologie und Verschaltungen ist das Kleinhirn mehr an der koordinierten und zeitlich präzisen Durchführung von Bewegungen beteiligt und die Basalganglien mehr an der Vorausplanung komplexer Bewegungen. Beide Strukturen sind somit an der Modulierung und Kontrolle der Motorik beteiligt (Schwesig, 2006).

Zusammenfassung und Fazit

Jedes der posturalen Subsysteme übernimmt eine bedeutende Funktion an den Kontrollprozessen der Körperhaltung und ist in einem koordinierten Zusammenspiel und mit komplexen neuronalen Verschaltungen an dieser beteiligt. Adäquate Reize veranlassen die entsprechenden Subsysteme zu entsprechenden Reaktionen, um die Kontrolle der Körperhaltung zu gewährleisten.

2.1.3 Die Kontrolle der Körperhaltung

Die Aufrechterhaltung des Körpers gegen die Schwerkraft unterliegt ständigen Kontrollprozessen, die parallel zu den bewussten intendierten Bewegungen ablaufen. Diese Kontrollprozesse werden als *posturale Reaktionen* bezeichnet. Posturale Reaktionen werden vom Kleinhirn und dem Hirnstamm gesteuert. Der Hirnstamm besteht aus drei Etagen: dem Verlängerten Mark (Medulla oblongata), der Brücke (Pons) und dem Mittelhirn (Mesencephalon) mit seinen Kerngebieten, Nucleus ruber und Formatio reticularis (Thews et al., 1999). Der Hirnstamm übernimmt eine zentrale Rolle bei der Erhaltung des Gleichgewichtes. Er sichert die posturale Stabilität und passt die Körperhaltung an aktuelle Gegebenheiten an (Schünke et al., 2014). Propriozeptive Informationen werden dabei zusammen mit den optokinetischen und vestibulären Informationen in den vestibulären und retikulären Kernen des Hirnstamms zusammengefasst und für die posturalen Reaktionen genutzt (Abbildung 2-8). Diese posturalen Reaktionen basieren auf abgestimmten motorischen Programmen (Thews et al., 1999). Bei Störungen des Gleichgewichtes werden diese Programme abgerufen.

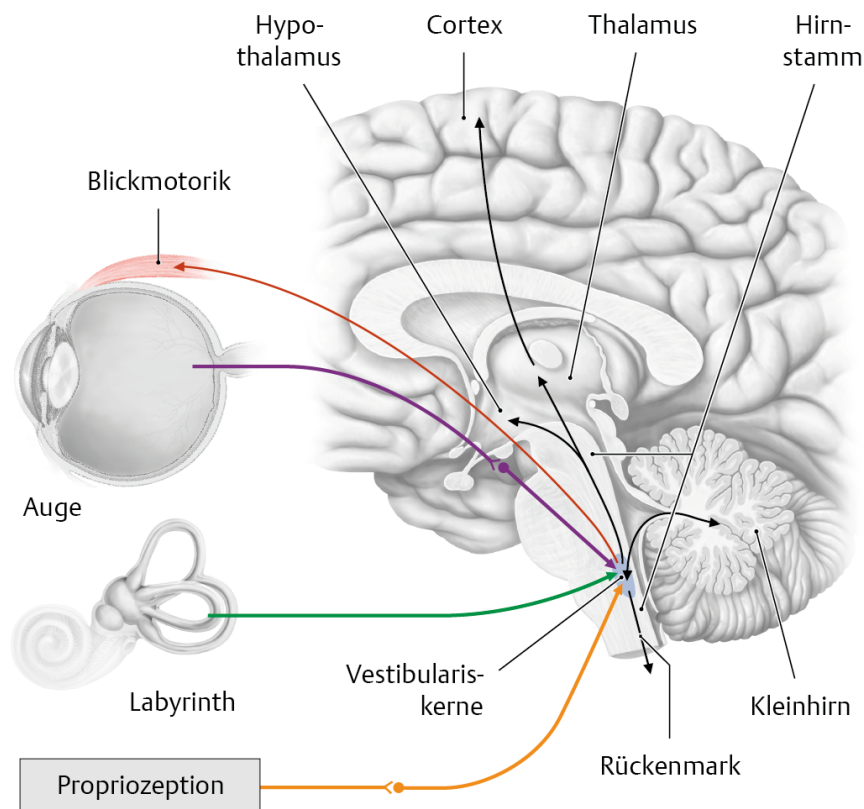


Abbildung 2-8: Neuronale Verschaltungen des posturalen Systems mit Afferenzen und Efferenzen: Afferenzen kommen aus dem Gleichgewichtsorgan im Innenohr, vom Auge und propriozeptive Afferenzen über das Rückenmark. Die wichtigsten Efferenzen ziehen zum Rückenmark (für die Stützmotorik), zum Hirnstamm (für die Blickmotorik) und zum Kleinhirn (für die Feinabstimmung von Bewegungen). Weitere Efferenzen führen auch zum Hypothalamus (für vegetative Reaktionen) sowie zum Thalamus beziehungsweise sensiblen Cortex (für das bewusste Raumempfinden) Schünke et al. (2014).

Zu den posturalen Reaktionen zählen *Stell-, Haltreflexe und Stützreaktionen* (Thews et al., 1999). *Stellreflexe* dienen unter anderem zur Aufrichtung des Körpers gegen die Schwerkraft. Dabei wird zuerst der Kopf in die senkrechte Position gebracht. Afferente Informationen aus dem vestibulären System, dem visuellen System und der Nackenmuskulatur fließen bei diesen Reaktionen mit ein. Über die *Formatio reticularis* erfolgen dann entsprechende Korrekturprogramme (Thews et al., 1999).

Haltereflexe sind für die Tonusverteilung zwischen den Muskelgruppen verantwortlich und passen die Körperhaltung an die jeweilige Kopfposition an (Thews et al., 1999).

Stützreaktionen sind für die Stabilisierung der Beine zuständig, wobei antagonistisch arbeitende Muskeln gleichzeitig aktiviert werden. Dabei ist die *Formatio reticularis* die wichtigste Schaltzentrale für die Kontrolle der Körperhaltung (Thews et al., 1999). Dort werden Impulse aus den höheren motorischen Zentren mit den sensorischen afferenten Informationen abgestimmt. Über absteigende Bahnen wird dann das im Hirnstamm entworfene Haltungsprogramm weitergeleitet. Die *Brücke (Pons)* nimmt dabei einen aktivierenden Einfluss auf den Extensorentonus, das *Verlängerte Mark (Medulla oblongata)* einen hemmenden Einfluss. Unterstützt wird der Hirnstamm vom Kleinhirn, das die Stützmotorik optimiert, indem es die Koordination der aktivierenden und hemmenden Einflüsse der Pons und Medulla oblongata übernimmt (Schünke et al., 2014; Thews et al., 1999).

Den posturalen Reaktionen liegen zwei wesentliche physiologische Reflexe zugrunde (Schwesig, 2006):

- *Der vestibulookuläre Reflex*: Dieser stabilisiert bei Kopf- und Ganzkörperbewegungen die Blickrichtung im Raum.
- *Der zervikulookuläre Reflex*: Dieser ist für die Kopf-Rumpf-Koordination von großer Bedeutung. Zudem ist er am vestibulookulären Reflexvorgang beteiligt. Er wird durch eine Reizung der Somatosensoren der oberen Halsregion ausgelöst (Schwesig, 2006). Insbesondere die zervikalen Strukturen verfügen über eine dichte sensorische Nervenversorgung. Die dort generierten Afferenzen werden direkt und indirekt auf gleichgewichtsrelevante Zentren des Großhirns und des Hirnstamms projiziert (Schwesig, 2006).

Die Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes kann zudem in eine *statische* und in eine *dynamische Orientierung* differenziert werden (Schwesig, 2006). Für die *statische Orientierung* sind die Schwerkraftsensoren der Maculaorgane (Sacculus und Utriculus = Bestandteile des Labyrinths), das visuelle System und die Somatosensoren von Bedeutung. Die Informationen dieser drei Eingänge werden im Gleichgewichtskerngebiet verarbeitet (Schwesig, 2006). Komplizierte anatomische Verschaltungen der posturalen Subsysteme ermöglichen Vergleiche und Interaktionen der eingehenden Informationen. Diese anatomischen Verschaltungen sind von Geburt an bereits vollständig ausgebildet. Im Zuge der motorischen Entwicklung bildet sich die neurophysiologische Funktionsfähigkeit der posturalen Subsysteme aus, in der sich die Systeme eng miteinander verschalten (Schwesig, 2006). Der Prozess der Verschaltung ist beeinflussbar. So können Erkrankungen oder Bewegungsunfähigkeit in den ersten Lebensmonaten diese Verschaltungen der posturalen Subsysteme verhindern (Schwesig, 2006). Daher bezeichnet Jean Piaget die ersten beiden Lebensjahre als Periode der sensomotorischen Intelligenz (Bugge, 1985). Zudem hängt die Ausprägung der einzelnen sensorischen Eingänge von der Umwelt und den entsprechenden Anforderungen an die Systeme ab.

Die *dynamische Orientierung* spielt bei Bewegungsabläufen eine Rolle. Adäquate Reize für die dynamische Orientierung sind Körperbewegungen. Körperbewegungen werden von den Sinnessystemen erfasst und mit der bestehenden *statischen Orientierung* verglichen. Bewegungen werden mithilfe der Propriozeptoren und der Bewegungssensoren der Bogengänge (Otolithenorgan) registriert (Schwesig, 2006).

Hinsichtlich der Bewegungsgeschwindigkeit ist noch festzuhalten, dass das visuelle System langsame und gleichförmige Bewegungen erfasst, das vestibuläre System hingegen Beschleunigungen. Eine ähnliche Aufgabenverteilung liegt auch bei dem vestibulären System und den zervikalen Sensoren vor. Schnelle Bewegungen werden vom vestibulären System, langsame Bewegungen von den Sensoren der Halsregion registriert.

Zusammenfassung und Fazit

Posturale Reaktionen (Stell-, Haltreflexe und Stützreaktionen) gewährleisten die Aufrechterhaltung des Körpers gegen die Schwerkraft. Beim aufrechten bipedalen Stand spielt die statische Orientierung mit den Informationen der Schwerkraftsensoren der Maculaorgane, des visuellen und des somatosensorischen Systems eine führende Rolle. Die Ausprägung und die Leistungsfähigkeit des posturalen Systems und der einzelnen Subsysteme ist unter anderem vom Alter, der Umwelt, der Anforderung/Beanspruchung der posturalen Subsysteme und deren neuronalen Verschaltungen abhängig. Der Prozess der Verschaltung findet vornehmlich in den ersten beiden Lebensjahren statt und ist beeinflussbar.

2.1.4 Die Hierarchie des posturalen System

Eine eindeutige klare hierarchische Ordnung des posturalen Systems existiert nicht. Dennoch existieren Tendenzen (Schwesig, 2006). Scherer (1997) wie auch Stoll et al. (2004) weisen dem visuellen System im Kontext der posturalen Kontrolle eine übergeordnete Rolle zu (Abbildung 2-9).

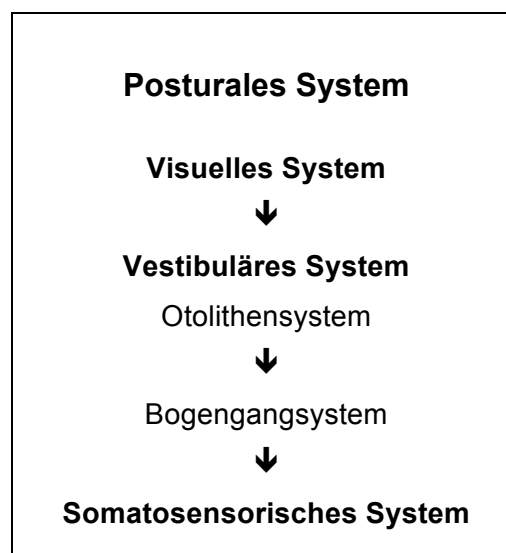


Abbildung 2-9: Tendenzielle Hierarchie des posturalen Systems nach Scherer (1997) und Stoll, Most & Tegenthoff (2004), entnommen aus Schwesig (2006, S. 83)

Hingegen vertritt Schnabel (1998) die Auffassung, dass das somatosensorische System, als weit verzweigtes Gebilde, mit seiner hohen Leitungsgeschwindigkeit, hohen Übertragungskapazität sowie hohen Differenzierungsfähigkeit, den anderen Systemen an der motorischen Koordination, was vornehmlich Bewegungsabläufe betrifft, überlegen ist. Vestibuläre und optische Informationen werden erst sekundär als Informationen hinzugezogen (Schnabel, 1998). Schnabel (1998) hebt das enge Zusammenwirken der einzelnen Systeme hervor. Wilke et al. (2003) stellten fest, dass die Art des Untergrundes entscheidet, welches System dominant an der posturalen Kontrolle beteiligt ist. Bei stabilen Untergründen dominieren das vestibuläre System und das somatosensorische System. Bei instabilen Untergründen übernimmt das vestibuläre System die tragende Funktion an der Kontrolle des Gleichgewichtes (Wilke et al., 2003). Entfallen wichtige Afferenzen vom Gleichgewichtsorgan, werden verstärkt Informationen des visuellen und somatosensorischen Systems zur posturalen Kontrolle herangezogen (Schwesig, 2006). Zudem muss die posturale Kontrolle in statische und dynamische Bedingungen differenziert werden (Turbanski et al., 2010).

Zusammenfassung und Fazit

Die Hierarchie der posturalen Kontrolle wird durch die Funktion und Leistungsfähigkeit der einzelnen posturalen Subsysteme und deren Verschaltungen bestimmt sowie durch externe Einflüsse und Gegebenheiten, wie zum Beispiel Untergründe, Umgebung oder statische oder dynamische Bedingungen und ist letztendlich eine situationsabhängige Fertigkeit (Turbanski et al., 2010). Die Körperhaltung und die posturale Kontrolle unterliegen vielen Einflussfaktoren.

2.1.5 Einflussfaktoren der Körperhaltung

Die Körperhaltung ist ein Produkt auf der Basis von integrierten Informationen aus dem visuellen, dem vestibulären und dem somatosensorischen System (della Volpe et al., 2006). Störungen in den einzelnen Subsystemen können somit die posturale Kontrolle und folglich die Körperhaltung beeinflussen. Zudem muss berücksichtigt werden, dass die Körperhaltung stets eine Momentaufnahme eines dynamischen Prozesses ist. Dieser dynamische Prozess unterliegt weiteren zahlreichen Einflussfaktoren wie beispielsweise der neuronalen Rekrutierbarkeit haltungsrelevanter Muskelgruppen, Psyche, Temperatur, Tagesform, Schmerzen, Umgebung, spezifischen Anforderungen oder muskulären Ermüdung (Ludwig et al., 2006b).

2.1.5.1.1 Der Einfluss des visuellen Systems

Die Bedeutung sowie die Funktion des visuellen Systems an der posturalen Kontrolle sind unumstritten und wurden in einer Vielzahl von Studien untersucht. Folgende ausgewählte Studien belegen die bedeutende Funktion des visuellen Systems im Kontext der Körperhaltung.

So zeigten Palm et al. (2009) eine Zunahme der posturalen Stabilität durch ein spezielles visuelles Feedback. Den Einfluss pathologischer und simulierter visueller Dysfunktionen auf das posturale System untersuchten Friedrich et al. (2008). Sie wiesen nach, dass Personen mit einer eingeschränkten visuellen Leistungsfähigkeit die posturale Stabilität durch die somatosensorische Wahrnehmung gegenüber Sehgesunden kompensieren können und über ein höheres Niveau aufweisen. Bei Sehgesunden konnte hingegen ein Defizit der posturalen Stabilität bei Ausschluss des visuellen Systems beobachtet werden (Friedrich et al., 2008). Alotaibi et al. (2016) beschreiben in einem Review die Effekte des Fehlens des visuellen Systems auf die Körperhaltung und motorische Handlungen. Demnach entwickeln blinde Menschen abnormale posturale Reflexe sowie fehlerhafte motorische Grundmuster, die zu Muskelungleichge-

wichten und Abweichungen der Haltung führen. Visuelle Informationen dienen zur Orientierung der Lage des Körpers im Raum und somit zur Stabilisierung der Haltung. Blinde Menschen weisen daher eine typische abnormale Körperhaltung, gekennzeichnet durch überstreckte Finger, Valgusstellung der Füße, Auswärtsdrehung der Großzehen, Flexionskontrakturen der Hüfte und Knie, dorsale Kyphose, herunterhängende Schultern, fehlerhafte HWS-Kopfstellung sowie schwache Beinmuskulatur auf (Alotaibi et al., 2016). Schwesig et al. (2011) untersuchten die posturale Stabilität bei Menschen mit erworbener visueller Dysfunktionen, angeborener Blindheit und Sehgesunden. Menschen mit einer angeborenen Blindheit verfügen gegenüber Personen mit erworbenen Sehstörungen und Sehgesunden bei Ausschluss des visuellen Systems über eine bessere posturale Stabilität. Das somatosensorische und vestibuläre System gleichen dabei kompensatorisch die eingeschränkte Funktion des visuellen Systems aus; dies jedoch mehr bei angeborenen als bei erworbenen Störungen des visuellen Systems (Schwesig et al., 2011). Die wachsende Bedeutung des visuellen Systems an der Haltungsstabilität bei Personen mit Verletzungen an der Wirbelsäule zeigten Lemay et al. (2013). Die Bedeutung des visuellen Systems an der Kontrolle des aufrechten Standes sowie beim langsamen Gehen bei Ausfall beziehungsweise Störungen der somatosensorischen und vestibulären Systeme untersuchten Paulus et al. (1987). Sie wiesen schnelle visuelle Kontrollmechanismen auf spinaler Ebene zur Aufrechterhaltung des Standes nach. Pfaff (2005) zufolge führt eine falsch angepasste Brille zu Kopfschmerzen, Nackenverspannungen und somit zu antalgischen oder kompensatorischen Fehlhaltungen. Auch Bricot (2006) geht sehr differenziert auf das visuelle System ein und beschreibt die funktionellen Zusammenhänge des visuellen Systems im Kontext der Haltungskontrolle. Nach Bricots Auffassung existieren komplexe funktionelle Zusammenhänge zwischen den einzelnen posturalen Subsystemen und weiteren Strukturen des Körpers. Funktionsstörungen, hervorgerufen beispielsweise durch Traumata oder Erkrankungen führen zu Gleichgewichtsstörungen des Haltungssystems.

„Sobald einer oder mehrere Rezeptoren nicht ordnungsgemäß funktionieren, tritt eine Gleichgewichtsstörung bei der tonischen Haltung auf, und im Gefolge dann unnormale Muskelspannungen.“

(Bricot, 2006, S. 51)

Bricot (2006) vertritt die Meinung, dass bei Personen, die aufgrund rezidivierender Beschwerden einen Arzt aufsuchen, meist zwei oder drei Rezeptoren, die an der posturalen Kontrolle beteiligt sind, gleichgewichtsgestört sind. Dies bedeutet, dass sowohl eine Fehlleistung des visuellen Systems wie auch beispielsweise des somatosensorischen Systems oder anderer haltungsbestimmender Sensorsysteme vorliegen können. Ebenso sieht Bricot (2006) kieferorthopädische Behandlungsmethoden (Zahnspangen), Zahnproblematiken und Okklusionsstörungen als mögliche Ursachen für das Auftreten von Störungen des visuellen Systems wie beispielsweise Konvergenzdefekte. In seinem Buch, die Globale Reprogrammierung des Haltungssystems (Bricot, 2006), verdeutlicht er seine systemische Betrachtungsweise der Körperhaltung, zeigt die funktionellen und anatomischen Zusammenhänge der posturalen Subsysteme sowie weitere Strukturen des Körpers auf und die damit verbundenen Störungen und Ungleichgewichte des Haltungssystems.

2.1.5.1.2 Der Einfluss des vestibulären Systems

Alund et al. (1993) stellten fest, dass Patienten mit zervikalem Schwindel im Vergleich zu Gesunden und Menschen mit Nackenschmerzen über eine schlechtere Gleichgewichtsfähigkeit verfügen. Defizite in der Haltungsregulation durch Irritation des vestibulozervikalen Systems konnten auch Schwesig et al. (2006b) nachweisen. Scherer zeigte in einem Experiment durch Einblasen von 10° C kalter Luft in die äußeren Gehörgänge einen Verlust der posturalen Stabilität (Schwesig et al., 2006b). Ebenso stellten Martin Sanz et al. (2004) mithilfe der Posturographie schlechtere Leistungen bei Patienten mit vestibulären Störungen gegenüber Gesunden fest. Paulus et al. (1987) zeigten den Verlust der Haltungskontrolle im Stand und beim langsamen Gang bei Patienten mit Defizi-

ten des vestibulären und somatosensorischen Systems in Abhängigkeit des visuellen Systems. Mit ihrem Versuch belegten sie die Bedeutung der visuo-spinalen Kontrollmechanismen an der Körperhaltung.

2.1.5.1.3 Der Einfluss des somatosensorischen Systems

Das somatosensorische System ist mit seinen verschiedenen Rezeptoren, Mechano-, Nozi-, Chemo- und Thermorezeptoren, nahezu im gesamten Körper verzweigt. So können jegliche Strukturen des Körpers als Störfaktor, unabhängig davon, ob sie die Ursache darstellen, die Körperhaltung beeinflussen. Schmerzen, muskuläre Dysbalancen, Störungen in den Gelenkfunktionen (Blockierungen), Narbengewebe sowie Fehlfunktionen der Organe können und müssen daher als Einflussfaktoren der Körperhaltung und auf die posturale Stabilität in Betracht gezogen werden.

Die Afferenzen der Somatosensorik laufen bereits jeweils auf spinaler Ebene zusammen und sind funktionell miteinander verbunden. Im Hinterhornkomplex werden auf einer Segmentetage die Afferenzen der Somatosensorik, Skelettmuskulatur, der Haut und der inneren Organe eingespeist (Frisch, 2003). Hinzu kommen hemmende und bahnende Afferenzen aus supraspinalen Zentren, die sogenannte zentrifugale Kontrolle, die die Empfindlichkeitsschwelle für die synaptische Weiterleitung der Afferenzen moduliert. Dies beschreibt die Gate-Control-Theorie von Melzack und Wall (1965) (Frisch, 2003, SS. 65-66). Die funktionellen und anatomischen Zusammenhänge auf spinaler Ebene können anhand des Modells des Vertebraons von Gutzeit erklärt werden. Das Vertebraon ist die kleinste funktionelle Einheit der Wirbelsäule und umfasst die Komponenten Materie, Energie und Steuerung. Die Materie repräsentiert dabei die Knochen, Knorpel, Bänder und Gelenkkapsel, die Energie die Muskulatur und Sehnen und die Steuerung das periphere, zentrale und vegetative Nervensystem (Wolff, 1983). Auf einer Spinaletage bestehen neuronale Verbindungen der verschiedenen Afferenzen aus den inneren Organen, der Arbeitsmuskulatur und der autochthonen Rückenmuskulatur. Störungen, vermittelt von Afferenzen,

können somit über spinale neuronale Verschaltungen auf andere Strukturen übertragen werden. Auf horizontaler spinaler Ebene laufen die Afferenzen aus den Gelenken, der Wirbelsäule und der Extremitäten, aus den Muskelspindeln, den Golgi-Sehnenkörperchen, den Hautrezeptoren, aus den Rezeptoren der inneren Organe, von den Vorderhornzellen des Antagonisten und aus der eigenen Vorderhornzelle zusammen (Frisch, 2003). Afferenzen aus den vertikalen supraspinalen Zentren fließen dort ebenso mit ein. Der Pool, der auf einer Spinaletage eintreffenden Afferenzen, macht es möglich, dass zum Beispiel nozizeptive Afferenzen Reaktionen in Haut und Muskulatur bewirken oder sekundär Wirbelblockierungen auslösen können (Frisch, 2003). Nozizeptive Afferenzen können somit zu pathologischen Veränderungen der Muskelfunktionen führen, die sich in einem vermehrten Hypertonus, Muskelverkürzungen, einem reflektorischen Hypotonus, einer gestörten Muskelaktivierung, einer Kraftminderung und/oder einer muskulären Dysbalance äußern können. Pathologische Veränderungen der Muskelfunktion führen unweigerlich zu Gelenkfunktionsstörungen und beeinflussen letztendlich die Statik und Dynamik des gesamten aktiven und passiven Bewegungsapparates.

Am Beispiel der Halswirbelsäule wird die Komplexität und Differenziertheit der Einflüsse des somatosensorischen Systems auf die Körperhaltung deutlich. Der Bereich der Halswirbelsäule weist die höchste Spindeldichte im gesamten Körper auf und wird daher häufig als drittes Gleichgewichtsorgan betrachtet (Zahornitzky et al., 2010). Schmerzen und Verspannungen der Hals- und Nackenmuskulatur und damit verbundene Kopfschmerzen sind Empfindungen, die durch das somatosensorische System weitergeleitet werden. Sie stellen lediglich nur ein Symptom dar. Studien zu segmentalen Funktionsstörungen der Halswirbelsäule stellten unterschiedliche Ursachen für Kopfschmerzen fest. Bereits Gottfried Gutmann differenzierte 1984 bei segmentalen Funktionsstörungen der oberen Halswirbelsäule zwischen *Blockierungskopfschmerz*, *Hypermobilitätskopfschmerz* und *muskulär bedingtem Kopfschmerz*. In weiteren Studien konnte nachgewiesen werden, dass Blockierungen der Segmente C0/C1 sowie

C1/C2 den Blockierungskopfschmerz, auch als Zervikalsyndrom bekannt, verursachen. Die Leitsymptome des Zervikalsyndroms äußern sich in den okzipitalen Kopfschmerzen, Vertigo und vegetative Symptome. Begleitet wird das Zervikalsyndrom oft von Tinnitus, Schleiersehen, Globusgefühl, Druck hinter den Augen, Otagien und Beeinträchtigungen des Sehens und Hörens, bis hin zu depressiven Verstimmungen (Wolff, 2000; Zahornitzky et al., 2010). Überbewegliche Segmente C1/C2 führen hingegen zum sogenannten Hypermobilitätskopfschmerz.

Schmerzen, die über die Nozizeptoren als Teil der Somatosensorik gemeldet werden, beeinflussen die Körperhaltung in qualitativen Aspekten wie auch die posturale Stabilität. Bestimmte nozizeptive Störfaktoren führen nach Tilscher unter bestimmten Umständen zur Schmerzauslösung:

- bei Überschreitung der Toleranzgrenze,
- wenn sie mit anderen pathogenen Faktoren zusammen treffen,
- wenn sie auf ein vorsensibilisiertes Terrain treffen (lokal: Vorschaden, zentral: algesierende Substanzen),
- wenn sie die Kompensationsfähigkeit überfordern. (Frisch, 2003)

Zu weiteren Störfaktoren der Körperhaltung zählen unter anderem die Haltung/Statik, Beruf/Arbeit, Sportschäden, Alltagsschäden, Entzündungen, Stoffwechsel, Psyche und iatrogene Schäden (Therapeuten/Arzt). Diese Störfaktoren gelten als beeinflussbar. Wohingegen irreversible Strukturschäden, biomechanologische Einwirkungen (zum Beispiel Licht, UV-Strahlung, Temperatur, Feuchtigkeit, Wind, Pollenbelastung, Feinstaub) und der Faktor Mensch (Compliance) nicht zu beeinflussen sind. Zur Behebung von Schmerzen und Funktionsstörungen des aktiven und passiven Bewegungsapparates müssen in einer kausalen Behandlung sämtliche erkennbaren Reizzonen sowie Störfaktoren beseitigt werden, um einen dauerhaften Erfolg zu erzielen (Frisch, 2003). Andernfalls würde man diesem Teufelskreislauf nicht entkommen.

Dass Haltung gezielt über die Sensoren der Somatosensorik der plantaren Strukturen mit sogenannten sensomotorischer Einlagen zu beeinflussen ist, belegen unter anderem Studien von Dankerl et al. (2014); Ohlendorf (2004); Ohlendorf et al. (2007); Ohlendorf et al. (2008a).

Ein weiterer, seit jüngster Zeit viel diskutierter und untersuchter Einfluss auf die Körperhaltung ist das stomatognathe System. Einen positiven Einfluss von Aufbissschienen zur Feinadjustierung der Okklusion auf die Beweglichkeit der Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule wiesen Kopp et al. (2003) nach. Ferner konstatieren sie, dass craniomandibuläre und craniozervikale Dysfunktionen ein gemeinsames morphologisches und neurophysiologisches Korrelat haben. Ohlendorf et al. (2015) belegten in ihrer Studie das Vorhandensein von aufsteigenden funktionellen Muskelketten von Fuß bis zum Schultergürtel und darüberhinaus zu craniomandibulären Strukturen. Auch Janda beschreibt die Auswirkungen von Gesichtsschmerzen/Kiefergelenksschmerzen infolge eines hypertonen m. temporalis und m. masseter und zeigt die Auswirkungen bei Störungen des Temporomandibulargelenkes auf die Körperhaltung auf (Chaitow, 2004). Weitere Zusammenhänge der craniomandibulären Strukturen und der Körperhaltung zeigen unter anderem Studien von Ohlendorf et al. (2015); Ohlendorf et al. (2008b); Lippold et al. (2000); Alghadir et al. (2015); Prager (1980); Ohlendorf et al. (2010); Kohl et al. (2016); Ohlendorf et al. (2014); Tardieu et al. (2009).

2.1.5.1.4 Der Einfluss des zentralen, cerebellären und nigrostriatalen Systems

Läsionen der Pyramidenbahn führen zu einer distal betonten motorischen Schwäche (Paresen oder Lähmungen (Paralysen)). Oft werden diese von einer Spastizität begleitet (Schwesig, 2006). Störungen im Bereich der Basalganglien haben Veränderungen des Muskeltonus sowie der motorischen Aktivität und Koordination zur Folge (Thews et al., 1999). Die Medulla oblongata nimmt einen hemmenden Einfluss auf die Extensoren. Kommt es in dieser Region zu Hirnlä-

sionen, führt dies zu einer Dominanz des fördernden Systems (Brücke) und somit zu einer Tonussteigerung der Streckmuskulatur (Dezerebrierungsstarre) (Thews et al., 1999). Erkrankungen des Kleinhirns haben einen wesentlichen Einfluss auf die Koordination von Bewegungsabläufen hinsichtlich Ausmaß, Geschwindigkeit und Kraft. Bewegungen laufen unkoordiniert und fahrig ab. Aufgrund der Verschaltung mit anderen zentral-nervösen Strukturen können bei Läsionen des Kleinhirns Schwindel, Spontan- oder Provokationsnystagmus, Ataxien und vegetative Symptome, beispielsweise Übelkeit, auftreten (Schwesig, 2006).

2.1.5.1.5 Weitere Einflussfaktoren

Ein weiterer bedeutsamer Einflussfaktor der Körperhaltung ist die tägliche berufliche Belastung. So sind insbesondere bei Pflegeberufen Rückenschmerzen weit verbreitet (Edlich et al., 2004; Ghossoub et al., 2016; Karahan et al., 2009; Omokhodion et al., 2000; Sikiru et al., 2009). Zudem zählen psychosoziale Faktoren zu weiteren Einflussfaktoren auf die Körperhaltung (Pfungsten, 2005).

Zusammenfassung und Fazit

Die posturalen Subsysteme beeinflussen abhängig von ihrer Leistungsfähigkeit und ihrem Funktionszustand die Körperhaltung. Das komplexe und koordinierte Zusammenarbeiten der Subsysteme kompensiert den Ausfall oder die Beeinträchtigung anderer Subsysteme sowie interner oder externer Störfaktoren. Letztendlich weist jede Körperhaltung individuelle und intraindividuelle Unterschiede auf und wird von *kognitiven, affektiven, motivationalen* und *äußeren Faktoren* mitbeeinflusst und bestimmt (Schwesig, 2006). Somit verfügt jeder Mensch über eine individuelle habituelle Haltung, die in den meisten Fällen jedoch von einer Idealhaltung abweicht (Bricot, 2006).

2.1.6 Die Idealhaltung

Auch wenn die Begrifflichkeiten Idealhaltung, Normalhaltung, normaler Rücken viel und kontrovers diskutiert werden, ist die Definition einer Idealhaltung ein notwendiges Instrument in der Haltungsevaluation. Oft werden Begriffe wie normal, neutral und ideal in der kontroversen Haltungsdiskussion synonym verwendet. Definitionen der normalen oder auch neutralen Haltung fokussieren sich meist auf einen maximalen Schutz der Gelenke bei minimalem Kraftaufwand (Klein-Vogelbach, 2000). Die Idealhaltung dient als unentbehrliche Referenz zur Beurteilung der habituellen (gewohnheitsmäßigen) Körperhaltung und kennzeichnet sich durch die Parameter Ökonomie (Effizienz: wenig Kraft = minimaler Energieverbrauch = maximale Effizienz), Gleichgewichtskontrolle (Stabilisation im Schwerfeld) und Schmerzfreiheit aus (Abbildung 2-10) (Bacha, 2005). Eine Haltung gilt demnach als ideal, wenn sie wenig Kraftaufwand erfordert, nicht ermüdend und schmerzfrei ist.

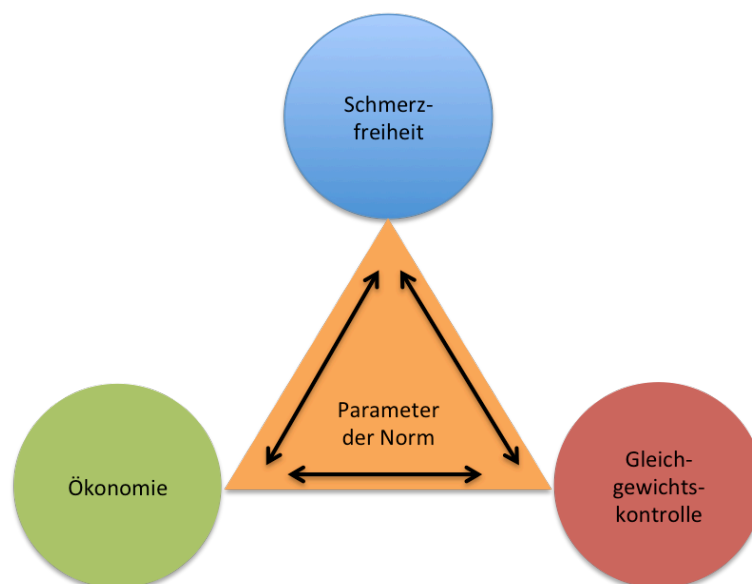


Abbildung 2-10: Regulierende, interaktive Parameter der Idealhaltung, nach Bacha (2005, S. 115)

Die Idealhaltung stellt jedoch keineswegs die Norm dar, sie ist ein fiktives Konstrukt und kein Mensch deckt sich zu 100 % mit ihren Anforderungen (Bartrow,

2012; Bricot, 2006). Dennoch bietet sie einen Leitfaden zur Beurteilung der Körperhaltung. Abweichungen von der Idealhaltung sind daher nicht als abnormal oder unnormale zu bewerten. Sie stellen lediglich Haltungsvarianten dar. Da der Körper über vielseitige Kompensationsmechanismen verfügt, führen Abweichungen von der Idealhaltung nicht zwangsläufig zu Pathologien (Klein-Vogelbach, 2000). So betonen auch Ludwig et al. (2003) dass Abweichungen der Haltung von „Normwerten“ nicht zwingend pathologisch sind, sondern Ausdruck einer schwachen Haltung. Bricot (2006, S. 20) stellt zur Problematik der richtigen Haltung folgende Gleichung auf: *„normale Posture = keine Spannungen und harmonische Verhältnisse = keine Schmerzen“*.

Nach biomechanischen Aspekten kann die Idealhaltung in Bezug auf die verschiedenen Ebenen, Frontal-, Sagittal- und Transversalebene, definiert und beschrieben werden. Zudem orientiert sie sich an der Ausrichtung der einzelnen Körpersegmente, wie diese übereinander stehen und der Schwerkraft optimal entgegenwirken. Da der einzige feste Punkt des Körpers bei stehender Haltung die Füße sind und diese als Fundament des aufrechten Standes fungieren, wird dementsprechend Haltung von caudal nach cranial beschrieben. Im Sagittalprofil verläuft die Lotlinie etwas ventral des äußeren Malleolus, etwas ventral der Flexions-/Extensionsachse des Kniegelenkes, etwas dorsal der Flexions-/Extensionsachse des Hüftgelenkes durch die Acetabula (Hüftgelenkspfannen), durch die Lendenwirbelkörper, durch das Schultergelenk, den äußeren Gehörgang und etwas dorsal des höchsten Punktes der Sutura coronalis (Kranznaht) (Peterson Kendall et al., 2001). Schünke (2014) differenziert und ergänzt den Verlauf des Schwerelotes durch den Dens Axis des zweiten Halswirbels und die anatomischen Übergänge der Wirbelsäule.

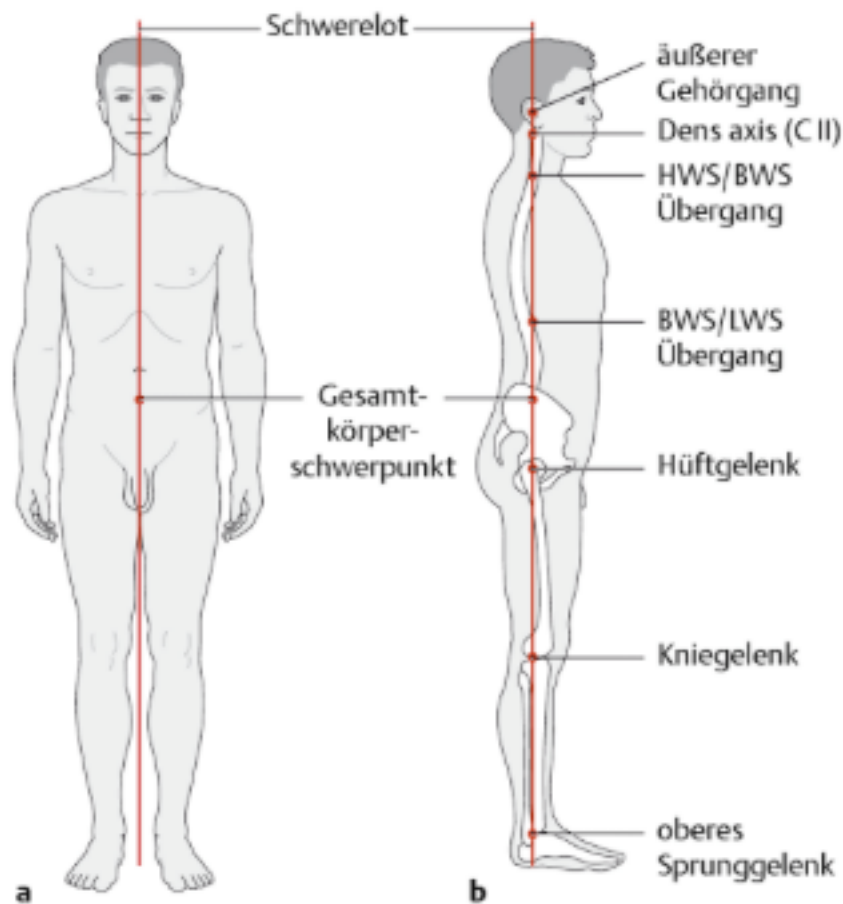


Abbildung 2-11: a und b: Idealhaltung in Bezug auf das Schwerelot: a: Frontalebene, b: Sagittalebene, entnommen aus Schünke (2014, S. 89)

In der Frontalebene verläuft das Schwerelot in der Medianebene durch den Gesamtkörperschwerpunkt. Der Körperschwerpunkt liegt etwas vor und unterhalb des Promontoriums auf Höhe des zweiten Sakralwirbels (Schünke, 2014). Zur Beurteilung der Haltung in der Frontalebene können weitere Referenzlinien, die alle horizontal verlaufen, zur Hilfe herangezogen werden (Abbildung 2-12):

- die *Bipupillarlinie* (gedachte, horizontale Linie zwischen den beiden Pupillen),
- die *Bitragallinie* (Tragus = Ohrdeckel, gedachte, horizontale Linie zwischen den beiden Tragi),

- Bimamillarlinie (beschreibt Bricot (2006) als gedachte, horizontale Linie durch beide Mamillae),
- Styloideallinie (1. gedachte, horizontale Linie zwischen den beiden Processus styloideus ossis temporalis = Griffelfortsatz des Schläfenbeins, 2. gedachte horizontale Linie zwischen den Processus styloideus ulnae und radii),
- Scapularlinie (beschreibt Bricot (2006) als gedachte, horizontale Linie durch die beiden Anguli inferior der Scapulae),
- Pelvis-Gürtel (gedachte, horizontale Linie durch beide Spinae iliacae anterior superior (SIAS)).

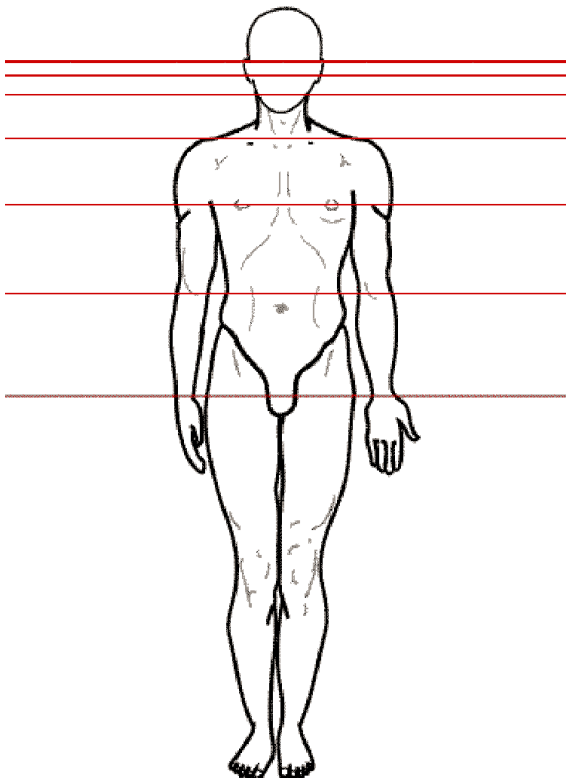


Abbildung 2-12: Vorderansicht: Idealhaltung, entnommen aus Bricot (2006, S. 18)

In Bezug auf die Transversalebene liegen bei einer Idealhaltung keine Rotationen der Körperhälften, speziell des Schulter- oder Beckengürtels, um die Longitudinalachse vor (Abbildung 2-13).

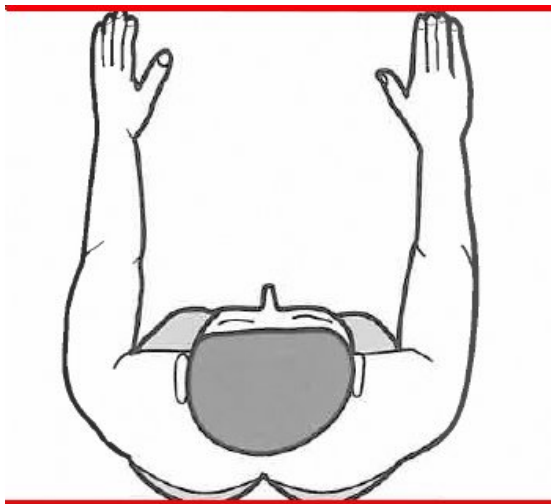


Abbildung 2-13: Physiologische Haltung in der Transversalebene: keine Rotationen des Schulter- und Beckengürtels, entnommen aus Bricot (2006, S. 20)

Ein Verlauf des Schwerelots durch die genannten anatomischen Strukturen erfüllt die Voraussetzungen einer idealisierten Haltung und für eine ausgewogene Muskelbalance. Eine detaillierte Beschreibung der Idealhaltung hinsichtlich einzelner anatomischer Strukturen des Körpers (Becken, Lendenwirbelsäule, Hüft- und Kniegelenke, obere Sprunggelenk, Füße, Kopf, Hals, Brustwirbelsäule, Schultergelenke, Schultergürtel) beschreiben Peterson Kendall et al. (2001, SS. 17-25).

Zusammenfassung und Fazit

Die Idealhaltung dient als notwendige Referenz zur Beurteilung der habituellen Haltung und ist durch die Parameter Ökonomie, Gleichgewichtskontrolle und Schmerzfreiheit charakterisiert. Abweichungen von der Idealhaltung können analog zu den drei Körperebenen dreidimensional auftreten und beschrieben werden.

2.1.7 Haltungabweichungen und klinische Beschwerden

Haltungsabweichungen stellen Varianten der Haltung dar und weisen nicht immer eine klinische Relevanz auf. Als krankhaft und behandlungsbedürftig gelten Haltungsabweichungen jedoch, wenn:

- *„das Bewegungsverhalten beeinträchtigt wird,*
- *die sensomotorische Entwicklung gestört wird,*
- *strukturelle Veränderungen entstehen,*
- *das Zustandekommen von Schmerzen erklärbar wird,*
- *innere Organe geschädigt werden oder*
- *psychosoziale Konsequenzen daraus resultieren.“*

(Klein-Vogelbach, 2000, S. 116)

Haltung wird, wie bereits in Kapitel 2.1.5 erläutert, von vielen Faktoren beeinflusst und mitbestimmt. Das stabilisierende System lässt sich dabei in drei grundlegende Systeme einteilen: das *aktive*, das *passive* und das *steuernde System*. Die *Knorpel, Bänder, Gelenkkapseln, Bandscheiben* sowie die *passiven Komponenten der Muskulatur* stellen dabei das *passive System* dar. Die *Muskulatur* zählt zum *aktiven System* und das *periphere* sowie *zentrale Nervensystem* erfüllen mit ihren wahrnehmenden und steuernden Funktionen die Aufgabe des *steuernden Systems* (Klein-Vogelbach, 2000). Defizite oder Funktionsstörungen in einem der drei Systeme führen nicht zwingend zu Störungen der Haltung sowie Gefährdung der Stabilität und können bis zu einem gewissen Maß vom Organismus kompensiert werden. Dabei fungieren unter anderem die Füße, der Becken- und Schultergürtel als Puffersysteme des Haltungssystems, indem sie sich bei asymmetrischen Belastungen verformen, kippen und drehen (Bricot, 2006). Beispiele dafür sind Beckenverwringungen bei unversorgten anatomischen Beinlängendifferenzen, wie auch bei einer Versorgung oder Überversorgung (Ludwig et al., 2006a) oder ein adaptierter Pes planus mit ver-

mehrter Valgusstellung des Calcaneus bei anatomischen Beinlängendifferenzen.

Dennoch können das aktive, passive sowie steuernde System an der Entstehung von Haltungsabweichungen beteiligt sein. Die Funktion der Muskulatur kann sich pathologisch verändern und somit die Haltung beeinflussen und Beschwerden verursachen. Diese pathologischen Veränderungen können sich in einer vermehrten Ruhespannung (Hypertonus), einer Muskelverkürzung, einer verminderten Ruhespannung (Hypotonus), einer gestörten Muskelaktivierung, einer Kraftminderung und/oder in einer muskulären Dysbalance äußern. Die Bedeutungen und die Konsequenzen der einzelnen pathologischen Veränderungen der Muskelfunktion beschreibt Frisch (2003) ausführlich. Die Form und Funktion des passiven Systems unterliegen den Kräften der Muskulatur und der Schwerkraft. So verändern von der Statik und der Muskulatur wirkende Kräfte die Form und Beschaffenheit von Knochen. Ein Beispiel ist die Biegung der Tibia beim Genu recurvatum in der Sagittalebene nach dorsal sowie die Neigung der tibialen Gelenkfläche nach ventral-caudal (Bacha, 2005). Ebenso sind strukturelle Veränderungen der Gelenkflächen der Wirbelsäule bei Skoliosen zu beobachten (Bacha, 2005).

Peterson Kendall et al. (2001) hält im Zusammenhang mit Haltung und Haltungsabweichungen fest, dass fehlerhafte Gelenkstellungen Knochen, Gelenke, Sehnen und Muskeln übermäßig belasten. Zudem weist die Gelenkstellung daraufhin, welche Muskeln gedehnt und welche verkürzt sind. Es zeigt sich eine Korrelation von Haltungsgewohnheiten, der Gelenkstellung und Muskeltests. Abgeschwächte Muskeln erweitern den Abstand zwischen den Teilen, den sie verbinden, verkürzte Muskeln verringern diesen. Muskeln verändern sich strukturell und passen ihre Länge an Haltungsgewohnheiten an (Peterson Kendall et al., 2001).

Ebenfalls spielt bei der Ausprägung der Haltung der Verlauf des Schwerelotes bezüglich der Ideallinie eine entscheidende Rolle. Je weiter die einzelnen Körpersegmente beim aufrechten bipedalen Stand vom Schwerelot entfernt sind, desto größere Drehmomente müssen ausgeglichen werden. Die Haltung wird unökonomisch, die Muskulatur entwickelt eine hypertone Spannung, wie die mittlere Haltung in Abbildung 2-14 zeigt. Trifft das Schwerelot nicht das Rotationszentrum der Gelenke entsteht zudem eine ungleichmäßige intraartikuläre Druckverteilung, die auf Dauer in strukturelle Veränderungen des passiven Systems sowie in muskuläre Dysbalancen und Kontrakturen resultiert (Bacha, 2005). Diese können wiederum zu Schmerzen führen, die im weiteren Verlauf einen reflektorischen Hypertonus der Muskulatur oder Fehlhaltungen auslösen können (Frisch, 2003). Ein Beispiel für so eine schmerzinduzierte Fehlhaltung ist die Flexionsstellung der Lendenwirbelsäule bei Lumbago (Zalpour, 2014). Die linke Haltungsvariante der Abbildung 2-14 zeigt eine Verschiebung der einzelnen Körpersegmente nach ventral sowie dorsal, die zunächst zu einer Überbeanspruchung der passiven Strukturen sowie muskulären Dysbalancen führt. Diese Haltungsvariante ist zudem geprägt durch eine übermäßige Hyperkyphosierung der Brustwirbelsäule und durch das obere gekreuzte Syndrom. Oft tritt dies gepaart mit dem sogenannten unteren Syndrom auf (Brokmeier, 2009).

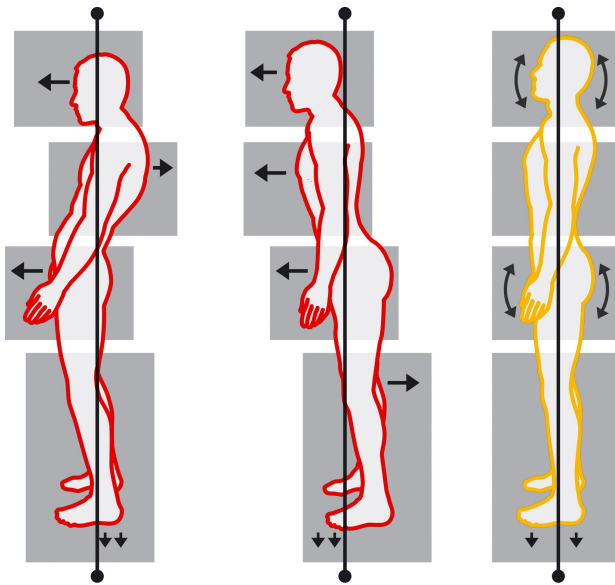


Abbildung 2-14: Drei verschiedene Haltungsvarianten: links: hypotone Haltung, Mitte: hypertone Haltung, rechts: Idealhaltung, entnommen aus Telljohann (2007)

Beide Syndrome sind Dysfunktionsmuster und können weitreichende Beschwerden verursachen. So können sie zu strukturellen Veränderungen, Funktionsstörungen der Wirbelsäule, des Schultergürtels, der inneren Organe und der dazugehörigen Muskulatur führen (Chaitow, 2004). Sie sind charakterisiert durch eine Hypertonizität und Verkürzung der posturalen Muskulatur sowie Inhibition der Antagonisten (Brokmeier, 2009). Bei dem unteren gekreuzten Syndrom kippt das Becken nach vorne (Anteversion) (Abbildung 2-15).

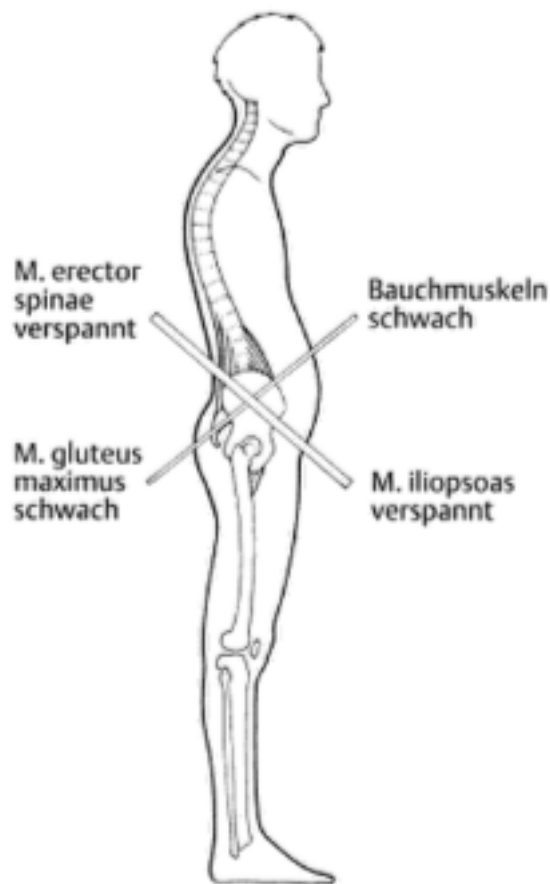


Abbildung 2-15: Das untere gekreuzte Syndrom nach Janda, entnommen aus Chaitow (2004, S. 61). Erkennbar ist auch das obere gekreuzte Syndrom nach Janda, gekennzeichnet durch eine Hyperkyphosierung der Brustwirbelsäule und einer verspannten Pectoralisgruppe, schwache tiefe Nackenflexoren, schwache Mm. rhomboidei und M. serratus anterior und einen verspannten M. trapezius und M. levator scapulae.

Das Becken spielt bei der Entstehung von Haltungsabweichungen eine bedeutende Rolle und wird oft als zentraler Ausgangspunkt für Fehlhaltungen betrachtet (Bacha, 2005; Tittel, 1994). So resultieren aus der Beckenstellung unterschiedliche Wirbelsäulenformen und Abweichungen, die sich weiter nach cranial und caudal fortsetzen (Ludwig et al., 2003; Ludwig et al., 2006b; Tittel, 1994). Die Rückenform ist wiederum als relevant an der Pathogenese von Rückenschmerzen anzusehen (Bernard, 2002; Hölliner et al., 1996). Die physiologische Krümmung der Wirbelsäule sorgt dafür, dass ein minimaler Kraftaufwand zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes notwendig ist. Veränderungen des

Krümmungsverhaltens der Wirbelsäule führen zu Veränderungen des muskulären Gleichgewichtes, Überbeanspruchungen des passiven Bewegungsapparates sowie Funktionsstörungen speziell im Bereich der Halswirbelsäule (Klein-Vogelbach, 2000; Tittel, 1994). Ebenso können dabei Organe in ihrer Funktion beeinträchtigt sein, wie die der Lunge beim oberen gekreuzten Syndrom, und einen Angina-pectoris ähnlichen Schmerz verursachen (Chaitow, 2004). Funktionsstörungen der Lunge, eine arthromyofasziale Ventilationsstörung, beschreiben Kohl et al. (2016) an einem Fallbeispiel im Zusammenhang mit einem oberen gekreuzten und einem orbitotemporalen Syndrom sowie auffälligen manualmedizinischen Befunden in der Region der Kopfgelenke, des zervikothorakalen Überganges, des Thorax, Beckens sowie des Tibiofibular- und Sprunggelenkes.

Über 80 % der Rückenschmerzen gelten als idiopathisch, da keine eindeutige Ursache ermittelt werden kann (Schroeder et al., 2010). Dennoch wird ein Zusammenhang zwischen Haltung und Beschwerden angenommen. Durch Trainingsinterventionen konnten sowohl positive Veränderungen der Haltung wie auch eine Schmerzreduktion registriert werden (Schroeder et al., 2010).

Manualmedizinische Werke wie beispielsweise von Frisch (2003), Brokmeier (2009) oder Chaitow (2004) erklären umfassend die Genese von muskulären Dysbalancen, Gelenkfunktionsstörungen und Schmerzen und belegen somit den immanenten Zusammenhang von Haltung und Beschwerden. In Tittel (1994) und Peterson Kendall et al. (2001) werden Fehlhaltungen und Wirbelsäulenformen mit ihren Abweichungen sowie Konsequenzen beschrieben.

Zusammenfassung und Fazit

Abweichungen der Körperhaltung von der Ideallhaltung stellen Haltungsvarianten dar und gelten als behandlungsbedürftig und pathologisch, wenn das Bewegungsverhalten beeinträchtigt wird, die sensomotorische Entwicklung gestört wird, strukturelle Veränderungen entstehen, das Zustandekommen von Schmerzen erklärbar wird, innere Organe geschädigt werden oder psychosozia-

le Konsequenzen daraus folgen. Haltungsabweichungen können wie die Ideallhaltung nach biomechanischen Aspekten dreidimensional bestimmt werden. Das Becken wird dabei oft als Ausgangspunkt für Haltungsabweichungen angesehen und fungiert zudem mit den Füßen und dem Schultergürtel als Puffersystem. Die Stellung des Beckens mit dem sakralen Neigungswinkel bestimmt die Form und den Verlauf der Wirbelsäule wesentlich mit. Eine Beurteilung des Beckengürtels, des Rückens sowie des Schultergürtels im Kontext der Haltungsanalyse erfolgen meist im aufrechten bipedalen Stand.

2.1.8 Der aufrechte bipedale Stand

Der nach außen wirkende stabile (ruhige, statische) Stand besteht in Wirklichkeit aus dem Wechselspiel subtiler Korrekturbewegungen synergistisch und antagonistisch arbeitender Muskeln (Mergner, 2012; Schwesig, 2006). Der aufrechte bipedale Stand ist vergleichbar mit einem umgekehrten Pendel (Bacha, 2005). Intrinsische Impulse (Atmung, Herzschlag, Bewegungen der Verdauungsorgane) sowie extrinsische Impulse (labiler Untergrund, Wind) veranlassen den Körper zu ausgleichenden minimalen Pendelbewegungen, um das Gleichgewicht aufrecht zu erhalten (Bacha, 2005; Schwesig, 2006). Diese Pendelbewegungen (Körperschwankungen, postural sway) betragen ca. 12 ° in posterior-anteriorer und ca. 16 ° in lateral-medialer Richtung. Mit einem Frequenzbereich von 0,2 Hz stimmen sie mit dem der Atmung überein und laufen mit ihr synchronisiert ab (Schwesig, 2006).

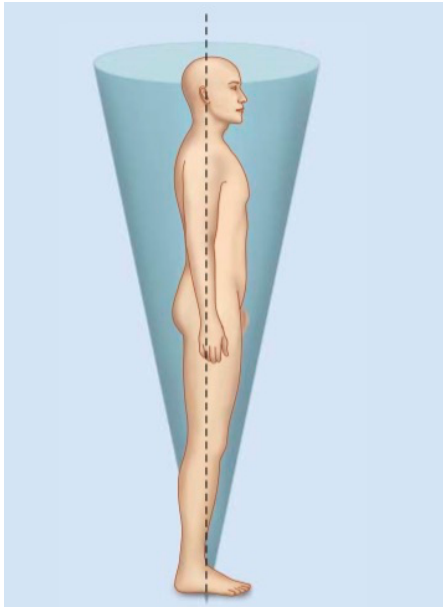


Abbildung 2-16: Aufrechter Stand: dreidimensionale Pendelbewegungen, entnommen aus Bacha (2005, S. 112)

Die Füße fungieren dabei als Aufhängepunkt des Pendels und sind zudem das Fundament des aufrechten Standes sowie die einzige feste Verbindung zur Umwelt. Sie partizipieren maßgebend an der posturalen Kontrolle und der Körperhaltung:

„Die Sensorik von Ferse und Fußsohle ist dabei entscheidend für die efferente Steuerung der Fußmuskulatur und der nachgeordneten, kranialwärts gerichteten skelettalen Ordnung“ (Pfaff et al., 2009a, S. 2).

Die propriozeptiven Mechanorezeptoren der Füße liefern wichtige Informationen für die Kontrollprozesse der aufrechten Körperhaltung (Götz-Neumann, 2006; Ludwig et al., 2006b). Sie sind hauptsächlich in den drei plantaren Belastungszonen, Ferse, lateraler Fußrand und Vorfuß, vorzufinden (Abbildung 2-17) (Götz-Neumann, 2006). Nicht adaptierende Hautrezeptoren der Fußsohle melden schon minimale Druckveränderungen. Sie sind insbesondere im Bereich des Vorfußes und der Großzehe lokalisiert (Götz-Neumann, 2006).

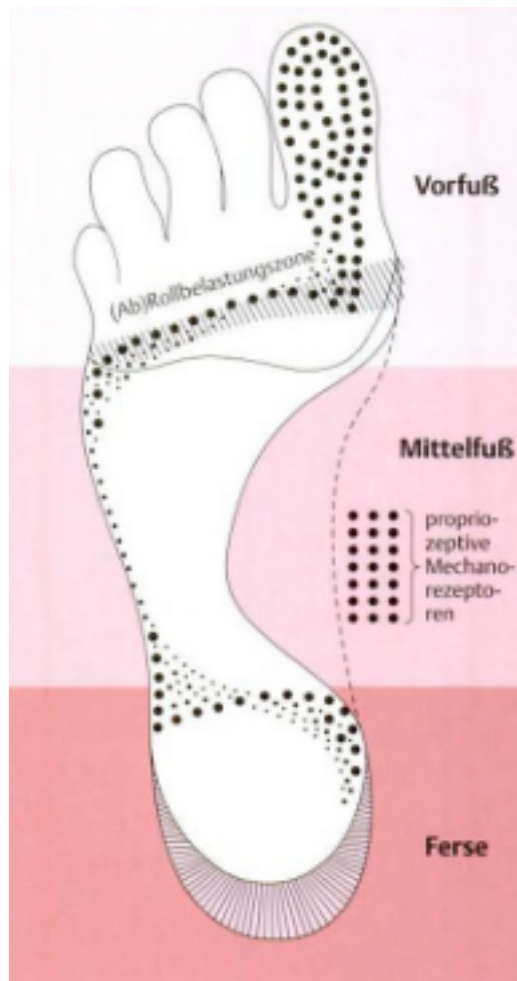


Abbildung 2-17: Verteilung der Mechanorezeptoren (Propriozeption) an der Fußsohle, entnommen aus Götz-Neumann (2006, S. 64)

Die somatosensorischen Rezeptoren der Füße stehen in einer engen funktionellen Verbindung mit haltungsrelevanten zentralen Strukturen (pedocraniale Regelsysteme). Dies verdeutlicht die bedeutende Funktion der Füße an der posturalen Kontrolle. Bourdiol (1980) beschreibt die anatomischen und funktionellen Zusammenhänge der Füße mit haltungsrelevanten Strukturen, die an der Haltung partizipieren. Er zeigte enge funktionelle Verbindungen der Füße mit dem Kleinhirn auf. Bourdiol nutzte den Fuß mit den Rezeptoren der Somatosensorik als Eingangspforte zur Korrektur der Körperhaltung mittels sensomotorischer Einlagen. Unter anderem konnten Dankerl et al. (2014); Ohlendorf (2004, 2007) Effekte von sensomotorischen Einlagen auf Wirbelsäulenparamete-

ter mithilfe der Rasterstereographie nachweisen. Ebenso zeigten sich signifikante Veränderungen der Wirbelsäulenparameter durch die Aktivierung der plantaren Fußmuskulatur (kurzer Fuß nach Janda) (Dankerl et al., 2014). Der kurze Fuß nach Janda ist das Grundelement der sensomotorischen Fazilitation, wobei die plantaren Propriozeptoren durch Formung des Fuß (kurzer Fuß), durch aktive Kontraktion der Zehenbeuger oder Hautstimulation, faziliert werden. Ausgehend von der Fußmuskulatur und der damit verbundenen Fußstellung wird eine Grundstruktur der Haltung aufgebaut (Rohde, 2012). Im Umkehrschluss wirkt sich eine abgeschwächte plantare Muskulatur ebenso auf die Haltung aus. Zudem zeigt eine abgeschwächte Fußmuskulatur eine Zunahme der Körperschwankungen (Khramtsov et al., 2009).

Biomechanisch betrachtet ist der Fuß keine starre Struktur. Die Bewegungsmöglichkeiten im subtalaren und transversalen Tarsalgelenk ermöglichen eine Pronation und Supination sowie Abduktion und Adduktion des Fußes (Peterson Kendall et al., 2001). Eine Pronation sowie Supination der Füße werden durch Rotationsstellungen der Füße mitbeeinflusst. So korrelieren eine vermehrte Außenrotation des Fußes mit einer Pronation und eine vermehrte Innenrotation mit einer Supination des Fußes (Peterson Kendall et al., 2001). Eine verstärkte Pronations- und Supinationsstellung des Fußes setzt sich über das Achsenskelett nach cranial fort, wie es zum Beispiel beim medialen Kollaps zu beobachten ist (Götz-Neumann, 2006). Der mediale Kollaps beschreibt eine Reaktionskette von caudal nach cranial. Eine exzessive Pronation im subtalaren Gelenk führt zum einem Verlust des Fußinnengewölbes, weiter zu einer Innenrotation der Tibia mit gleichzeitiger medialer Abkipfung. Es kommt zu einer Valgisierung des Kniegelenkes sowie Innenrotation des Femurs. Im weiteren Verlauf nach cranial ist eine Depression des kontralateralen Beckens zu beobachten sowie einer Seitabweichung der LWS. Im barfüßigen bipedalen Stand gilt eine leichte Auswärtsdrehung der Füße als natürlich. Als physiologisch wird eine Rotationsstellung nach (Peterson Kendall et al., 2001) je Fuß von 9°-10° und nach Götz-Neumann (2006) von 7° betrachtet. Die Bedeutung der Fußstellung (Anhebung

des inneren und äußeren Fußrandes sowie positive und negative Höhe der Ferse) und ihre Auswirkungen auf die Beckenstellung und Wirbelsäule untersuchten auch Betsch et al. (2011). Sie zeigten Abhängigkeiten zwischen der Fußstellung und der Beckenstellung. Nach Bricot (2006) kann der Fuß aufgrund seiner beweglichen Strukturen einerseits als Ursache für Haltungsabweichungen in Betracht gezogen werden und andererseits als Puffer von cranial absteigende Haltungsabweichungen kompensieren und adaptieren.

Zusammenfassung und Fazit

Der aufrechte bipedale Stand unterliegt zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes ständigen Korrekturbewegungen (posturalen Schwankungen, postural sway) des posturalen Systems und gleicht einem umgekehrten Pendel. Die Füße, die Basis des aufrechten Standes, übernehmen mit ihrer Form, Stellung/Positionierung, Ausprägung der Muskulatur sowie neuronalen Strukturen und Verschaltungen eine bedeutende Funktion an der posturalen Kontrolle im Kontext von Haltungsanalysen und können zudem als Einflussfaktor gewertet werden.

2.1.9 Die Rückenoberfläche als Ausschnitt der Körperhaltung

Bei Haltungsanalysen wird unter anderem der Rücken als Ausschnitt der Gesamtkörperhaltung beurteilt. Wie repräsentativ der Rücken für die gesamte Körperhaltung ist, wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Zum einen verfügt der Körper über die bereits erwähnten Kompensationsmöglichkeiten. Insbesondere die Füße, der Becken- und der Schultergürtel fungieren hierbei als Puffersysteme und übertragen Fehlstellungen/Fehlhaltungen über funktionelle Muskelketten nicht zwingend weiter auf angrenzende anatomische Strukturen. So können Füße, Becken- und Schultergürtel mit dreidimensionalen Ausweichbewegungen, zum Beispiel mit einem adaptierten Pes planus oder einer Beckentorsion bei anatomischer Beinlängendifferenz, reagieren beziehungsweise adaptieren (Bricot, 2006; Ludwig et al., 2006a). So beobachteten auch Kwon et al. (2015)

durch simulierte Beinlängendifferenzen signifikante Veränderungen der Beckenstellung. Weiter nach cranial konnten sie jedoch keine signifikanten Veränderungen mehr nachweisen. Das komplexe Haltungssystem mit seinen vielseitigen Adaptationsmöglichkeiten ist möglicherweise eine Erklärung, weshalb Interventionsstudien zur Haltung zu unterschiedlichen Ergebnissen führen und der Nutzen beispielsweise von sensomotorischen Einlagen sowie Effekte und ganzheitliche systemische Zusammenhänge der Körperhaltung so kontrovers diskutiert werden.

Dennoch belegen Studien funktionelle anatomische Zusammenhänge von Fuß bis Kopf und das Vorhandensein kinematischer Ketten (Dankerl et al., 2014; Lippold et al., 2000; Ohlendorf et al., 2015; Ohlendorf et al., 2008b; Ohlendorf et al., 2014; Prager, 1980). Dies rechtfertigt wiederum den Rücken als Ausschnitt zur Beurteilung der Körperhaltung heranzuziehen. Zudem stehen bei Beschwerden des Bewegungsapparates oftmals der Rücken im Fokus des Geschehens. Ebenso spielt das Becken eine zentrale Rolle bei Handlungsabweichungen (Bacha, 2005; Tittel, 1994). Dieses wird bei 3D-Vermessungen der Rückenoberfläche mit den SIPS grundsätzlich miterfasst, so dass Aussagen über die Beckenstellung getroffen werden können. Dennoch sei darauf hingewiesen, dass obwohl der Rücken sowie das Becken einen wichtigen Ausschnitt der Körperhaltung repräsentieren, sie dennoch nicht aus dem Kontext Gesamtkörperhaltung rausgerissen werden sollten und ausschließlich isoliert betrachtet werden dürfen.

Zusammenfassung und Fazit

In der vorliegenden Arbeit wurden anhand sechs anatomischer Bezugspunkte sechs Parameter der Rückenoberfläche bestimmt. Die sechs anatomischen Bezugspunkte sind fixe Punkte auf der Rückenoberfläche. Somit stehen sie repräsentativ für die gesamte Rückenoberfläche. Zwei der anatomischen Punkte sind die SIPS und somit werden zwei wichtige Referenzpunkte des Beckengürtels dreidimensional erfasst. Das Becken nimmt im Kontext der Haltungsanaly-

se eine zentrale Position ein. Eine objektive, valide und reliable Methode die Rückenoberfläche zur vermessen ist die Videorasterstereographie.

2.2 Videorasterstereographie

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, hat sich die Videorasterstereographie in den letzten Jahren als zunehmend gängiges Verfahren zur Diagnostik und Verlaufskontrollen von Skoliosen etabliert.

“Rasterstereography has become established as an accurate and reliable technique for 3-dimensional analysis of the shape of the back and for reconstructing spinal deformities ... ” (Schulte et al., 2008b, S. 23).

Daher empfehlen Schulte et al. (2008b) die Videorasterstereographie als Goldstandard für die Verlaufskontrollen bei Skoliosepatienten. Ebenso befürwortet Harzmann (2000) die Videorasterstereographie als sinnvolle Screeningmaßnahme bei Schulkindern zur frühzeitigen Erkennung skoliotischer Fehlhaltungen und Skoliosen.

Bislang galt die Röntgendiagnostik mit der Bestimmung des Cobb Winkels als „Goldstandard in Erstdiagnostik und Verlaufskontrollen von Skoliosen“ (Betsch et al., 2015, S. 845; Langensiepen et al., 2013). Die Nachteile der Röntgendiagnostik für Skoliosepatienten sind bekannt und in der Literatur beschrieben. Auch unter Berücksichtigung der technischen Fortschritte der Röntgendiagnostik sind Zusammenhänge zwischen der Strahlendosis und dem Risiko an Brustkrebs zu erkranken, wissenschaftlich nachgewiesen (Levy et al., 1994; Levy et al., 1996; Ronckers et al., 2008; Ronckers et al., 2005; Ronckers et al., 2010). Des Weiteren können morphologische Veränderungen der Rückenoberfläche, wie den für die Skoliose charakteristischen Rippenbuckel, mittels Röntgendiagnostik nicht gemessen werden (Theologis et al., 1993). Die Darstellung der Rumpfsymmetrie gerade bei Skoliosepatienten ist ein wichtiger kosmetischer Aspekt (Patias et al., 2010). Die Röntgendiagnostik reduziert die Dreidimensio-

nalität von Deformitäten auf zwei Ebenen. Ein weiterer Nachteil der Röntgendiagnostik ist die hohe Interrater-Variabilität von 5° - 10° bei der manuellen Bestimmung des Cobb Winkels anhand von Röntgenbildern (Adam et al., 2005; Rosenfeldt et al., 2005). Hinsichtlich dieser Problematik wurden bereits Fortschritte in der technischen Entwicklung zur Bestimmung des Cobb Winkels erzielt und von Langensiepen et al. (2013) in einem systematischen Review verglichen.

Dem gegenüber stehen schlagkräftige Vorteile der Videorasterstereographie. Mit ihr können morphologische Formveränderungen der Rückenoberfläche erfasst und dreidimensional dargestellt werden. Das Verfahren ist mit Aufnahmezeiten im Sekundenbereich schnell, einfach in der Anwendung sowie berührungs- und strahlungsfrei. Es birgt somit keine gesundheitlichen Risiken (Oxborrow, 2000). Die Reliabilität und Validität dieses Verfahrens wurden in zahlreichen Studien untersucht (Drerup, 2014; Hackenberg et al., 2003; Liljenqvist et al., 1998; Mangone et al., 2013; Mohokum et al., 2010; Schulte et al., 2008a). Auf dem Markt existieren derzeit verschiedene Geräte. Einen Überblick über die Geräte zeigt ein systematisches Review von Mohokum et al. (2015), einen Vergleich der Geräte ein Review von Liu et al. (2013).

Die wachsende diagnostische Bedeutung der Videorasterstereographie belegen beispielsweise Studien von Betsch et al. (2015); Dankerl et al. (2014); Glinkowski et al. (2014); Hackenberg et al. (2006); Lippold et al. (2010); Mangone et al. (2013); Schroeder et al. (2013); Schulte et al. (2008a); Somoskeöy et al. (2012). Weitere Studien zu 3D-Messtechnik sind unter http://www.hakomed.it/pdf/Scientific_publications.pdf aufgelistet.

Fazit

Trotz der zunehmenden Bedeutung der 3D-Messtechnik existieren weder eine standardisierte Aufnahmeposition für die 3D-Erfassung der Rückenoberfläche, noch wurde die Variabilität der Rückenoberfläche bei Messwiederholungen vor dem Messsystem in so einem großen Umfang untersucht wie in der vorliegenden Arbeit und diesbezüglich Referenzwerte bestimmt. Auf die Notwendigkeit der intraindividuellen Haltungsvervariabilität bei Messwiederholungen verweisen Drerup et al. (2007); Schroeder et al. (2015).

3 Messsystem und Messsystemanalyse

3.1 Das optische 3D-Aufnahme-System, MiniRot-Kombi



Abbildung 3-1: 3D-Aufnahmesystem, MiniRot-Kombi

Das optische 3D-Aufnahme-System, MiniRot-Kombi (Abbildung 3-1), wurde speziell für die Vermessungen von Rückenoberflächen konstruiert. Derartige Messverfahren werden auch als Videorasterstereographie oder Optometrie bezeichnet.

Das 3D-Aufnahme-System, MiniRot-Kombi, ist ein 75 x 200 x 600 mm großes Gerät, in dem eine Videokamera und ein Linienprojektor eingebaut sind. Das Bildfeld der Kamera ist 600 x 400 mm groß und verfügt über eine Auflösung von 640 x 480 Pixel (H. Wolf et al., 2016a). Das Messgerät verfügt über eine Bildfrequenz von 60 Bildern pro Sekunde, bei einer räumlichen Auflösung laut Herstellers von 1/100 mm (Ohlendorf, 2004; H. Wolf et al., 2010). Die Erfassung der Rückenoberfläche erfolgt in ca. 0,5 Sekunden. Es handelt sich hierbei um ein strahlungs-, rückwirkungs- und berührungsfreies Verfahren, das auf der Triangulationstechnik basiert (Abbildung 3-2).

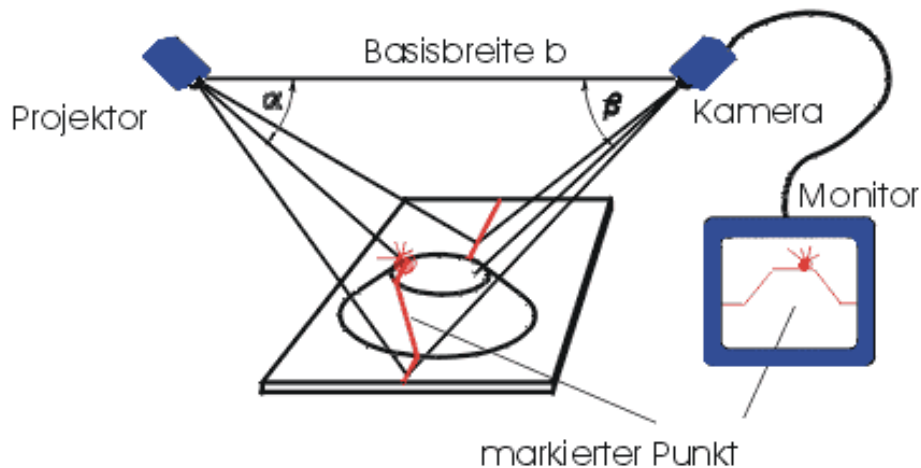


Abbildung 3-2: Triangulationsverfahren (H. Wolf et al., 2016b)

Mit Hilfe der Triangulierung wird die Tiefeninformation eines Objektpunktes gewonnen. Die Abbildung 3-2 stellt das Triangulationsverfahren schematisch dar. Das Grundprinzip hierbei ist, dass ein Objektpunkt von zwei anderen bekannten Punkten aus angepeilt wird. Da das Verhältnis dieser Ursprungspunkte zueinander bekannt ist, kann die Position des dritten Punktes über Winkelberechnungen bestimmt werden.



Abbildung 3-3: Linienprojektion, Beleuchtung des Rückens mit hellen und dunklen Streifen

Der Projektor beleuchtet das Objekt mit hellen und dunklen Streifenmustern (Abbildung 3-3). Um die Streifen zu unterscheiden, werden sie codiert. Eine Kamera nimmt ein Bild von jedem projizierten Muster auf. Für jedes Pixel des aufgenommenen Bildes wird ein n -Bit Code gespeichert, wobei n der Anzahl der projizierten Muster entspricht. Durch den Code ist eindeutig bestimmt, wo der Ursprung des auftreffenden Lichtstrahls im Projektor liegt. Die Lichtstreifen werden immer orthogonal zur Triangulationsbasis projiziert. Mit Hilfe dieser Information ist es durch Triangulierung möglich, die Koordinate des beleuchteten Punktes im Raum zu ermitteln. Aus den jeweiligen Ursprungspunkten heraus müssen zwei Geraden gefunden werden, die auf denselben Objektpunkt zielen, um seine Koordinaten im Raum zu erhalten. Eine Schwierigkeit bei der Triangulationstechnik ist das Korrespondenzproblem. Ist ein Punkt nicht von beiden Ursprüngen aus sichtbar, so können keine Tiefeninformationen dazu gewonnen werden. Bei der Vermessung von Rückenoberflächen können tiefere Hautfalten eine derartig beschriebene Problematik sein. Für den Bereich der Hautfalten liegen dann keine Punkte, das heißt keine Bildinformationen vor. Verändert das zu vermessende Objekt während eines Messvorganges seine Position, können ebenso die Punkte nicht erfasst werden. Dies lässt sich zum Beispiel bei einer

verstärkten Körperschwankung beobachten. In der Folge können diese Bereiche nicht dargestellt werden (Lindenlaub, 2006; H. Wolf, 1998; H. Wolf et al., 2010; K. Wolf, 2002).



Abbildung 3-4: Isobasenbild mit Koordinatenanzeige (X/Y/Z)

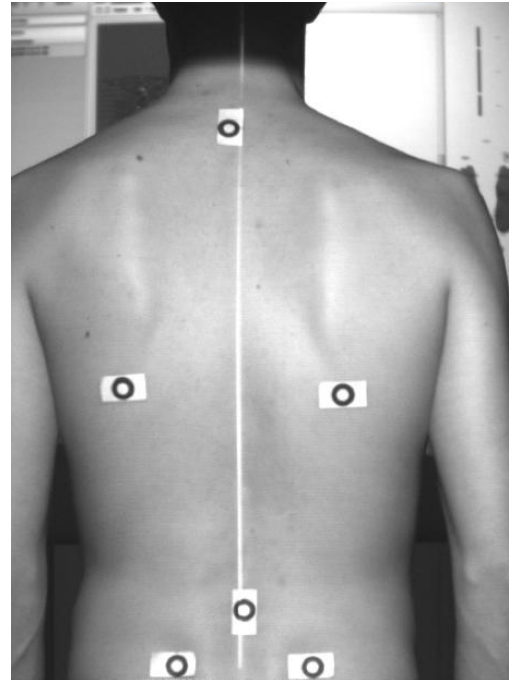


Abbildung 3-5: Graubildanzeige mit vertikalem Laser

Das Softwareprogramm erzeugt anhand der Messwerte ein Isobasenbild der Rückenoberfläche (Abbildung 3-4). Einige Berechnungen sowie Darstellungen ausgewählter anatomischer Verhältnisse sind bereits in dem Programm voreingestellt und werden als dreifarbiges (grün, orangefarben, rot) Balkendiagramm mit den Werten in mm dargestellt (Abbildung 3-6). Die Vorzeichen nehmen Bezug auf die linke beziehungsweise rechte Körperseite. Über den Reiter Koordinaten können die drei Raumkoordinaten, X, Y und Z, jedes beliebigen Punktes der Rückenoberfläche angezeigt werden (Abbildung 3-4). Über eine weitere Funktion sind Ansichten des Rückenprofils in der sagittalen und transversalen Ebene möglich (Abbildung 3-6). Über die Graubildanzeige (Abbildung 3-5) kann ein zusätzlich eingestellter Laser, der von caudal eine Idealmittellinie projiziert, Abweichungen in der Frontalebene aufzeigen.

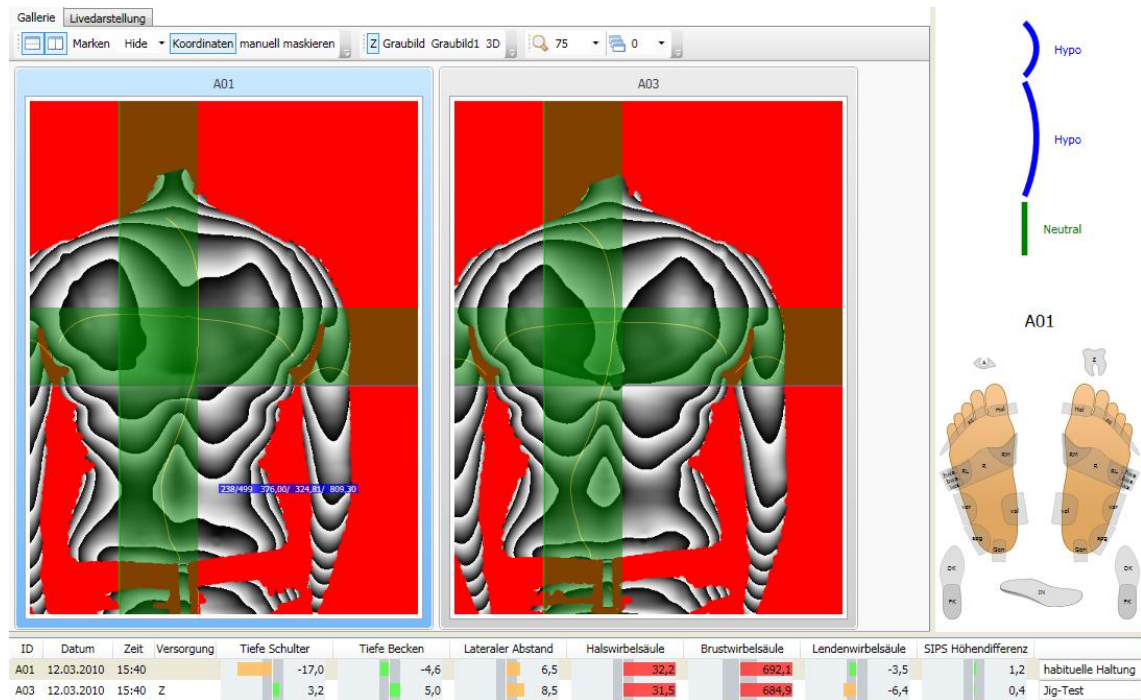


Abbildung 3-6: Isobasenbild mit Koordinatenanzeige und Balkendiagramm sowie die transversale und sagittale Schnittebene der Rückenoberfläche

Für die 3D-Erfassung der Rückenoberfläche mit dem Messgerät, Mini-Rot-Kombi, sind prinzipiell keine Markierungen notwendig. Unabhängig von den Markierungen erfasst das Messgerät mithilfe der Triangulationstechnik alle Punkte der Rückenoberfläche in einer Auflösung von 1/100 mm und erzeugt ein Isobasenbild. Über den Cursor der Computermaus lässt sich jeder beliebige Punkt der Oberfläche mit seinen drei Raumkoordinaten, X/Y/Z, direkt in der Isobasendarstellung anzeigen (Abbildung 3-4).

Interessieren jedoch den Anwender bestimmte anatomische Verhältnisse, wie in dieser Studie die sechs Kennwerte, Kapitel 5.2.3, S. 100, so können Berechnungen mit dem Softwareprogramm angepasst werden. Für die Berechnung beispielsweise der Abweichung der Wirbelsäule in der Frontalebene sind das Markieren von C7 und LWK 3 sowie entsprechende Einstellungen in dem Softwareprogramm, DigiDorso V3.0, notwendig. Der Scanner sucht nun während des Messvorganges nach spezifischen Markierungspunkten (schwarze Kreise). Anschließend berechnet das Programm anhand der Mittelpunkte dieser Markie-

rungen und den dazugehörigen Raumkoordinaten die Abweichung der Wirbelsäule in der Frontalebene.

3.2 Messmittelfähigkeitsanalyse

Die Messmittelfähigkeitsanalyse (MSA) ist ein einfaches und standardisiertes, international anerkanntes Verfahren zur Qualitätssicherung von Messprozessen. Sie gibt Auskunft über die Verwendbarkeit bezüglich der Präzision eines Messsystems (Retzer et al., 2004). Ein Messsystem ist gemäß der Definition nach Dietrich et al. (2015) identisch mit einem Messprozess (Abbildung 3-7). Es umfasst alle Einflusskomponenten zur Ermittlung der Messwerte. Mögliche Einflusskomponenten sind Umwelt, Auswertungsmethoden, Messmethode, Mensch, Messobjekt, Messgerät und die Messvorrichtung (Abbildung 3-7) (Dietrich et al., 2015).

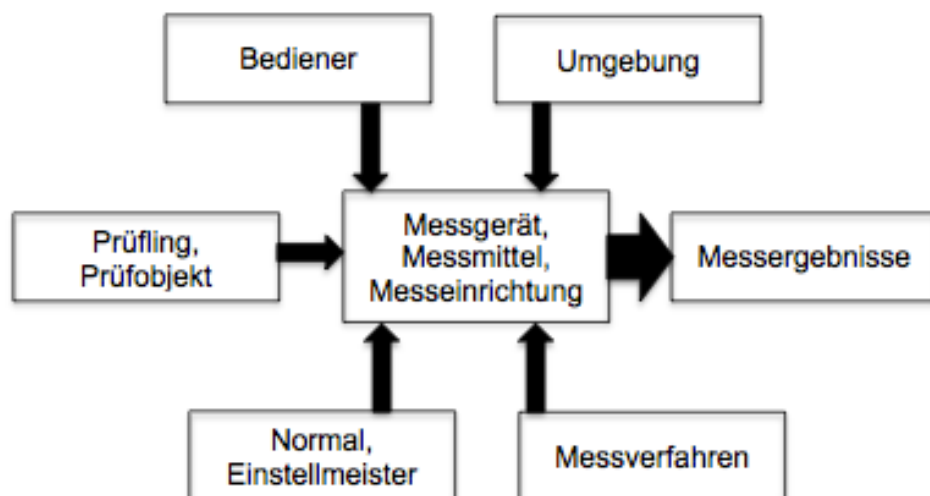


Abbildung 3-7: Definition Messsystem (Messprozess), (Dietrich et al., 2015)

Bei Messungen treten gewisse Streuungen auf. Diese Streuungen werden durch zwei Quellen verursacht: dem Messsystem und dem Prüfobjekt (Dietrich et al., 2015; Retzer et al., 2004). Folgende Abbildung 3-8 zeigt die beiden Streuungskomponenten: Messsystem und Produkt.

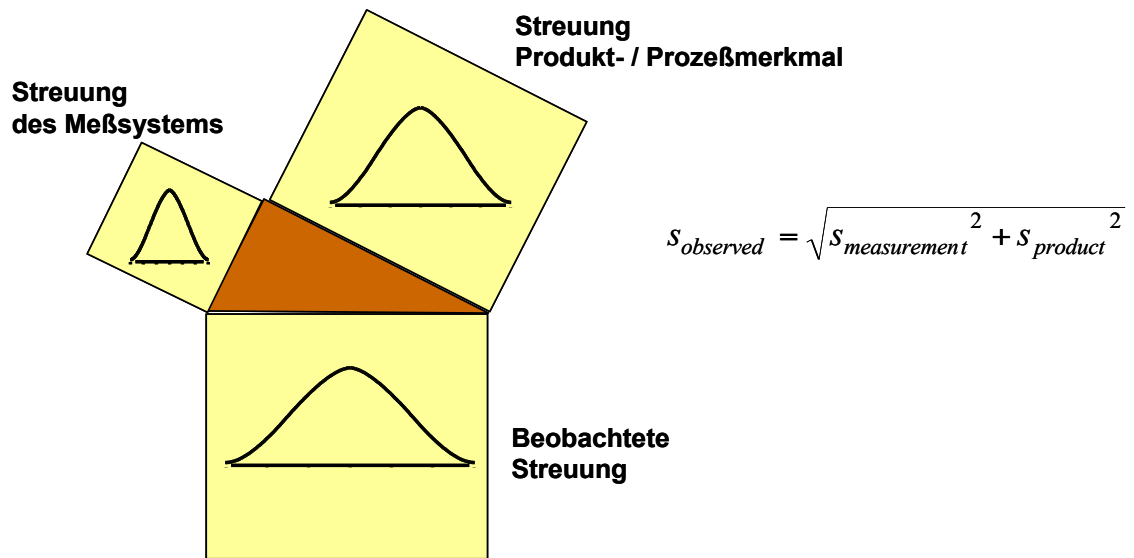
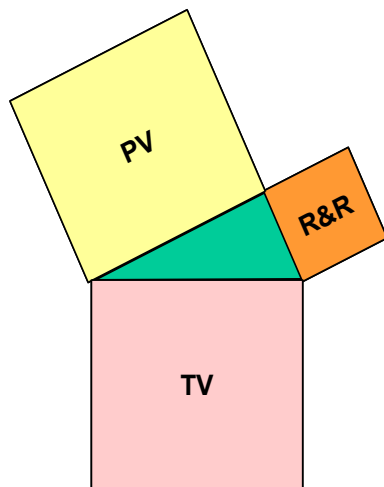


Abbildung 3-8: Überlagerung von Streuungskomponenten (Retzer et al., 2004)

Mit einer MSA, auch als Gage R&R bezeichnet, kann die Streuung eines Messsystems ermittelt und von der Streuung des Prüfobjektes (Produktmerkmal) differenziert werden (Minitab, 2015). Die Streuung des Messsystems lässt sich in die zwei Komponenten, die **R&R**-Komponenten, **Repeatability** (Wiederholbarkeit) & **Reproducibility** (Reproduzierbarkeit), unterteilen. Diese sind die zwei wichtigsten Kenngrößen einer MSA. Abbildung 3-9 differenziert und hebt noch einmal die Streuungskomponenten des Messsystems mit den zwei Kenngrößen, Repeatability und Reproducibility, hervor (Retzer et al., 2004).



$$TV = \sqrt{R\&R^2 + PV^2}$$

PV: Parts Variation
TV: Total Variation
R&R: Repeatability & Reproducibility

Gesamtstreuung (TV) = Meßsystemstreuung (R&R) + Teilstreuung (PV)

Abbildung 3-9: Gesamtstreuung: Teilstreuung = Produktstreuung, R&R = Messsystemstreuung (Retzer et al., 2004)

Ziele und Zweck einer MSA (Gage R&R):

1. ist die Bestimmung der Gesamtstreuung (Gesamtvarianz), die durch das Messsystem verursacht wird. Die Varianz im Messsystem ist ein Maß für die Präzision.
2. ist die Bestimmung der Streuung der einzelnen Komponenten (Varianzkomponenten (Varkomp) eines Messsystems.
3. ist letztendlich die Bewertung der Messfähigkeit eines Messsystems.

(Berlin, 2009)

Weisen Messsysteme eine große Varianz auf, besteht die Gefahr, falsche Schlussfolgerungen zu ziehen (Berlin, 2009).

Die MSA bezieht sich auf das klassische Messfehler Modell:

$$Y = X + \epsilon_g$$

Y = gemessener Wert

X = wahrer Wert

ϵ_g = Messfehler

(Berlin, 2009)

Der Messfehler lässt sich bei der MSA (Gage R&R) in zwei Komponenten aufteilen:

1. Wiederholbarkeit (Repeatability)
2. Vergleichbarkeit oder auch Reproduzierbarkeit (Reproducibility)

$$Y = X + \epsilon_{\text{Wiederholbarkeit}} + \epsilon_{\text{Vergleichbarkeit}}$$

$$\sigma_g^2 = \sigma_{\text{Messfehler}}^2 = \sigma_{\text{Wiederholbarkeit}}^2 + \sigma_{\text{Vergleichbarkeit}}^2$$

(Berlin, 2009)

3.2.1 R&R-Komponenten

Die *Repeatability* (Wiederholbarkeit) beschreibt die Varianz der Messergebnisse, wenn derselbe Bediener das gleiche Teil mit dem gleichen Messsystem wiederholt misst (Retzer et al., 2004). Sie wird auch als *Equipment Variation* (EV) angegeben (Retzer et al., 2004). Die EV ist das Produkt aus dem Erweiterungsfaktor 6 der mit der Standardabweichung multipliziert wird (Minitab, 2015; Retzer et al., 2004).

Formel für EV (99 % Streubereich): $EV = 6 \times SD_{EV}$

Die *Reproducibility* (Reproduzierbarkeit) gibt die Varianz an, wenn verschiedene Bediener das gleiche Teil mit dem gleichen Messsystem messen (Berlin, 2009). Die Reproduzierbarkeit ist die Mittelwert-Streuung zwischen den Mittelwerten Bediener A, B und C (Abbildung 3-10).

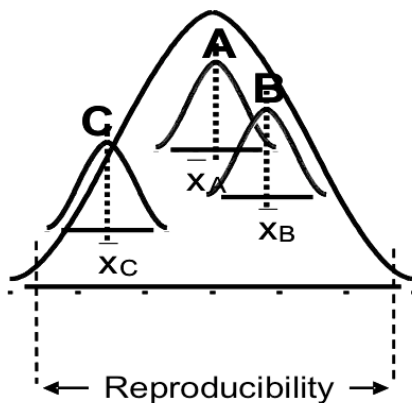


Abbildung 3-10: Reproduzierbarkeit (AV, Reproducibility, Interrater-Reliabilität) (Retzer et al., 2004)

Sie wird auch als *Appraiser Variation* (AV) angegeben und ist das Produkt aus der Standardabweichung der Mittelwerte der verschiedenen Ausprägungen des Vergleichbarkeitskriteriums, in diesem Fall der Bediener, mit dem Erweiterungsfaktor 6 (Vergleichbarkeit, Interrater-Reliabilität) (Minitab, 2015; Retzer et al., 2004)

Formel für AV (99 % Streubereich): $AV = 6 \times SD_{AV}$

Die R&R-Komponente umfasst die gesamte Streuung, die vom Messsystem verursacht wird (Retzer et al., 2004). Die Berechnung der Gage Repeatability und Reproducibility (R&R) setzt sich aus folgenden Einzelkomponenten zusammen:

$$R\&R = \sqrt{EV^2 + AV^2 + IA^2}$$

IA^2 ist die Interaktion von Prüfer mit Teil (Standposition Puppe).

Der MSA liegen unterschiedliche Berechnungsmodelle zur Varianzbestimmung der einzelnen Komponenten zugrunde. Die Formeln der Varianzkomponenten werden in der folgenden Tabelle 3-1 aufgeführt:

Tabelle 3-1: Berechnungen und Formeln der Varianzkomponenten:

Varianzkomponenten (Varkomp)	Formel
Repeatability (Wiederholbarkeit)	mittlere quadratische Abweichung (MS) Repeatability
Bediener	$\frac{MS \text{ Bediener} - MS \text{ Repeatability}}{a * n}$
Zwischen den Teilen	$\frac{MS \text{ Teil} - MS \text{ Repeatability}}{b * n}$
Reproducibility (Reproduzierbarkeit)	VarKomp für Bediener
Gesamt Gage R&R	Summe Varkomp für Repeatability + Varkomp Reproducibility
Gesamte Varianz	Summe Varkomp Gage R&R + Varkomp zwischen den Teilen

a = Anzahl Teile
 b = Anzahl Bediener
 n = Anzahl Wiederholungen

Ein weiterer Kennwert ist die *Anzahl der eindeutigen Kategorien* (number of distinct, ndc). Mit diesem Wert wird die Fähigkeit eines Messsystems angegeben, Differenzen im gemessenen Merkmal zu erkennen. Er demonstriert somit die Anzahl der Klassen (Kategorien), die durch das Messsystem eindeutig unterschieden werden können. Die Zahl ist umso höher, je niedriger der Wert der R&R gesamt ist. Ein Messsystem gilt als nicht zweckentsprechend wenn der ndc-Wert < 5 beträgt. Die Anzahl der eindeutigen Kategorien kann wie folgt berechnet werden:

$$ndc = \sqrt{2 \times \frac{PV}{R\&R}}$$

Die PV (Teilestreuung) ergibt sich aus der Ermittlung von der TV (gesamten Streuung). Ebenso kann der ndc-Wert aus der % R&R errechnet werden und es ergeben sich folgende Formel und Werte:

$$ndc = \sqrt{2 \times \left(\frac{1}{\% R\&R^2} - 1 \right)}$$

Für die % R&R = 10 % bedeutet das einen Wert für ndc = 14, für % R&R = 20 % ndc = 6 und für % R&R = 30 % ndc = 4.

3.2.2 Interpretationshilfen für die MSA

3.2.2.1 Tabellarische Darstellung der Ergebnisse

Tabellarisch werden die Ergebnisse für die MSA als R&R gesamt ausgegeben (Tabelle 3-2). In der ersten Spalte ist die Quelle der Streuung abzulesen. Die Streuungen der einzelnen Varianzkomponenten (Varkomp) sind in der zweiten Spalte abgebildet und deren prozentualer Beitrag (% Varkomp) in der dritten Spalte. In der vierten Spalte ist die SD und in der fünften Spalte die SD multipliziert mit dem Erweiterungsfaktor 6 (6 x SD) dargestellt. In der sechsten Spalte ist die Streuung der Untersuchung in % [% SU] abgebildet. Anhand des Wertes % SU für R&R gesamt lässt sich die Messmittelfähigkeit direkt ablesen und beurteilen. Die Werte für % SU sowie die Werte der Anzahl der eindeutigen Kategorien (ndc) sind im Ergebnisteil grün markiert.

Tabelle 3-2: Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der R&R gesamt am Beispiel der Abweichung der WS in der Frontalebene

R&R gesamt					
Quelle	Varkomp [mm²]	Varkomp [%]	SD [mm]	Streuung in Untersuchung, 6 x SD [mm]	Streuung in Untersuchung [% SU]
R&R	0,0024	0,04	0,04913	0,2948	2,10
Wiederholbarkeit	0,0021	0,04	0,04630	0,2778	1,98
Reproduzierbarkeit	0,0003	0,00	0,01643	0,0986	0,70
Bediener	0,0003	0,00	0,01643	0,0986	0,70
Zwischen den Teilen	5,4535	99,96	2,33528	14,0117	99,98
Gesamtstreuung	5,4559	100,00	2,33580	14,0148	100,00
Anzahl der eindeutigen Kategorien = 67					

3.2.2.2 Grafische Darstellung der Ergebnisse

Grafisch stellt MINITAB, Version 17, die Ergebnisse in einer sechs-in-Eins-Grafik dar. Die einzelnen Abbildungen der Sechs-in-Eins-Grafik werden im Folgenden an den Ergebnissen für die Abweichung der WS in der Frontalebene erklärt.

1. Grafik der Streuungskomponenten

Die Grafik Streuungskomponenten (Abbildung 3-11) stellt eine grafische Zusammenfassung der Ergebnisse einer MSA dar. In der Grafik werden folgende Streuungsquellen dargestellt:

- **R&R (gesamt)** zeigt die Streuung aufgrund des Messsystems einschließlich mehrerer Prüfer, wenn dasselbe Messgerät verwendet wird.
- Die **Wiederholbarkeit** gibt die Streuung in den Messwerten an, wenn dasselbe Teil mehrmals vom selben Prüfer gemessen wird.
- Die **Reproduzierbarkeit** zeigt die Streuung in den Messwerten, wenn dasselbe Teil von verschiedenen Prüfern (Messern) gemessen wird.
- Die **Streuung zwischen den Teilen** zeigt die Streuung in den Messwerten zwischen verschiedenen Teilen. In der hier durchgeführten MSA entsprechen die verschiedenen Teile den zehn verschiedenen Aufstellungspositionen einer Schneiderpuppe (Dummy). In einem guten Messsystem ist die größte Streuungskomponente die Streuung zwischen den Teilen. Ist die Streuung hingegen bei den R&R-Komponenten hoch, deutet dies auf eventuelle Schwachstellen beziehungsweise Fehlerquellen des Messsystems hin.
- Der **% Beitrag** wird berechnet, indem die Varianzkomponente für die betreffende Quelle mit 100 multipliziert wird und anschließend durch die Prozesssteuerung dividiert wird.
- Die **% Streuung** in Untersuchung [% **SU**] wird berechnet, indem die Streuung der Untersuchung für die entsprechende Quelle mit 100 multipliziert wird und dann durch die gesamte Streuung (Gesamtstreuung) in der Untersuchung dividiert wird.

(Minitab, 2015)

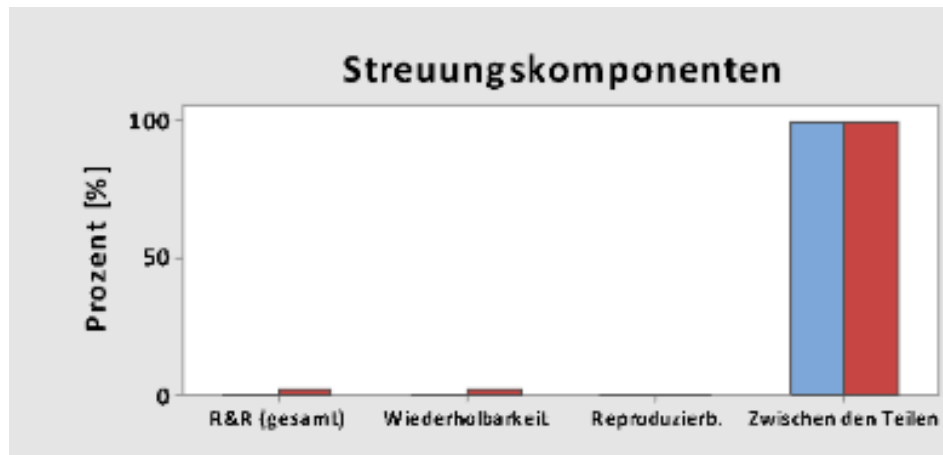


Abbildung 3-11: Grafische Darstellung der MSA, Streuungskomponenten



2. Grafik R-Karte

Die R-Karte (Abbildung 3-12) zeigt, ob die Prüfer (A, B, C) die Teile (hier die Puppe) beständig messen. Wenn die Prüfer die Teile beständig messen, ist die Differenz zwischen dem größten und dem kleinsten Messwert im Vergleich zur Streuung in der Untersuchung gering. Auf der X-Achse sind jeweils für jeden der drei Prüfer (Messer) die zehn verschiedenen Standpositionen der Puppe (Schneiderpuppe/Dummy) aufgezeigt. Die Y-Achse bildet die Spannweite der Messwerte ab. Liegen Punkte (blau) über der oberen Eingriffsgrenze (OEG), so bedeutet dies, dass der Prüfer die Teile nicht beständig messen kann. Bei der Berechnung der OEG werden die Anzahl der Messungen eines Teils durch einen Prüfer sowie die Streuung zwischen den Teilen berücksichtigt. Folgende Elemente enthält die R-Karte:

- **Dargestellte Punkte:** Sie stellen für den Prüfer (Messer) die Differenz zwischen dem größten und kleinsten Messwert dar. Auf der R-Karte werden die Punkte nach Prüfern (Messern) angeordnet dargestellt.
- Die **grüne Mittellinie (R-quer)** stellt den Gesamtdurchschnitt sämtlicher Spannweiten aller Stichproben dar.

- **Die roten Eingriffsgrenzen (OEG/UEG)** stellen den für die Teilgruppen-spanweiten erwarteten Betrag der Streuung dar. Die OEG und UEG sind horizontale Referenzlinien in einem Abstand von 3σ über und unter der Mittellinie.

(Minitab, 2015).

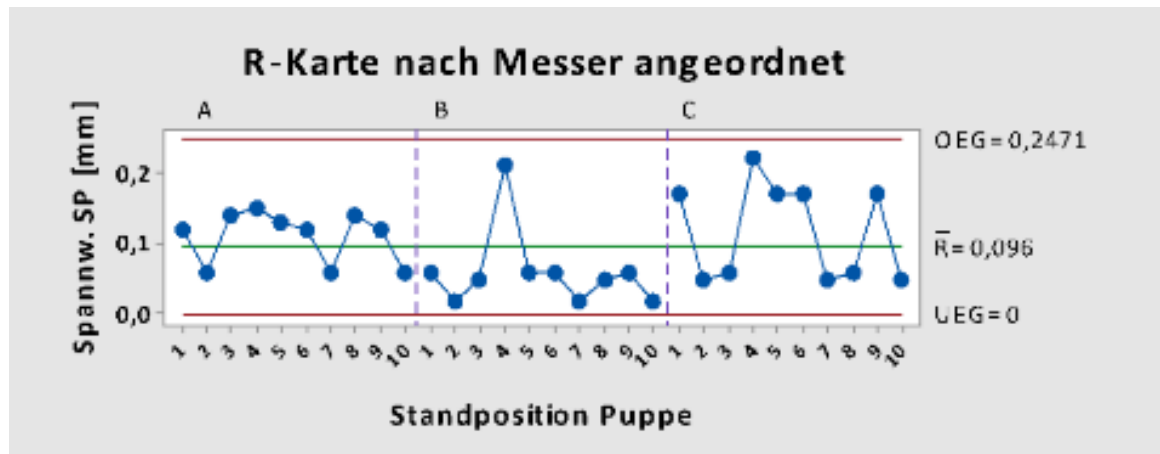


Abbildung 3-12: Grafische Darstellung der MSA, R-Karte nach Messer angeordnet

3. Grafik X-quer-Karte

Die X-quer-Karte (Abbildung 3-13) gibt an, ob ein geeignetes Messsystem verwendet wurde. Die Punkte demonstrieren den durchschnittlichen Messwert pro Teil für die einzelnen Prüfer. Die grüne Mittellinie stellt den Gesamtdurchschnitt aller Teilmesswerte von allen Prüfern dar. Die Teile, die mit einer MSA gemessen werden, sollten idealerweise die gesamte Spannweite möglicher Teile demonstrieren. In der durchgeführten MSA wurden die möglichen unterschiedlichen Teile durch die zehn verschiedenen Standpositionen der Puppe gewährleistet. Dies wird ersichtlich, wenn möglichst viele Punkte oberhalb der OEG beziehungsweise unterhalb der UEG liegen (Minitab, 2015). Die X-quer-Karte enthält folgende Elemente:

- Die **dargestellten Punkte** zeigen die durchschnittlichen Messwerte für jedes Teil. Die Punkte sind nach Prüfern (Messern) angeordnet dargestellt.

- Die **Mittellinie** (X-quer) zeigt den Gesamtdurchschnitt für alle Teilmesswerte aller Prüfer.
- Die **Eingriffsgrenzen** (UEG und OEG) basieren auf der geschätzten Wiederholbarkeit und der Anzahl der Messungen in jedem Durchschnitt.

(Minitab, 2015)

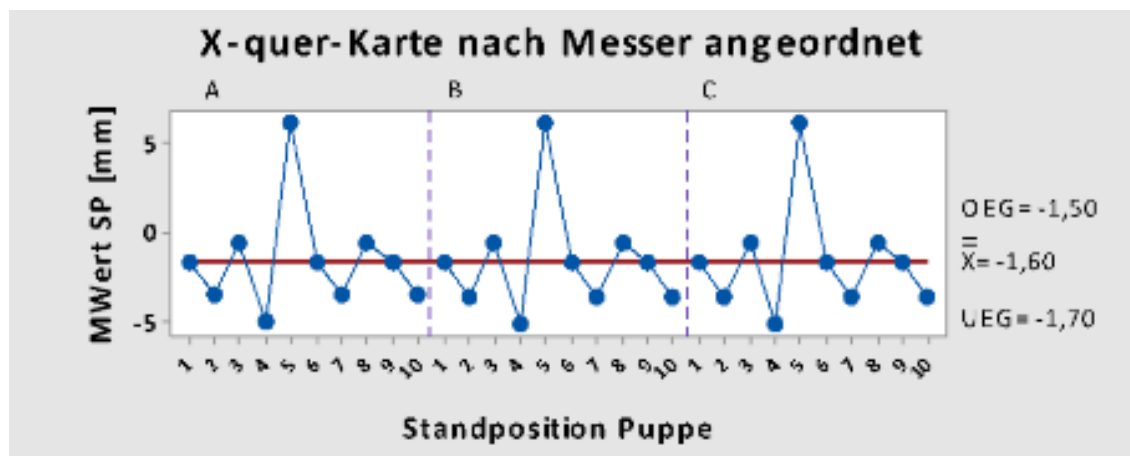


Abbildung 3-13: Grafische Darstellung der MSA, X-quer-Karte nach Name Messer (Prüfer) angeordnet

4. Grafik nach Standposition Puppe angeordnet

In der Grafik nach Standposition Puppe angeordnet (Abbildung 3-14) sind alle Messwerte der Untersuchung nach Teilen angeordnet abzulesen. Die Messwerte werden durch Punkte und die Mittelwerte jeweils durch einen Kreis mit Kreuz dargestellt. Die durchschnittlichen Mittelwerte für die einzelnen Teile sind durch eine blaue Linie verbunden. Liegen geringe Abweichungen der Mittelwerte vor, liegen die Punkte dicht oder aufeinander. Bei diesem Beispiel liegen die einzelnen Messwerte übereinander, das bedeutet, dass die unterschiedlichen Messer bei den zehn verschiedenen Aufstellungspositionen der Puppe jeweils gleiche Messwerte erheben (Minitab, 2015).

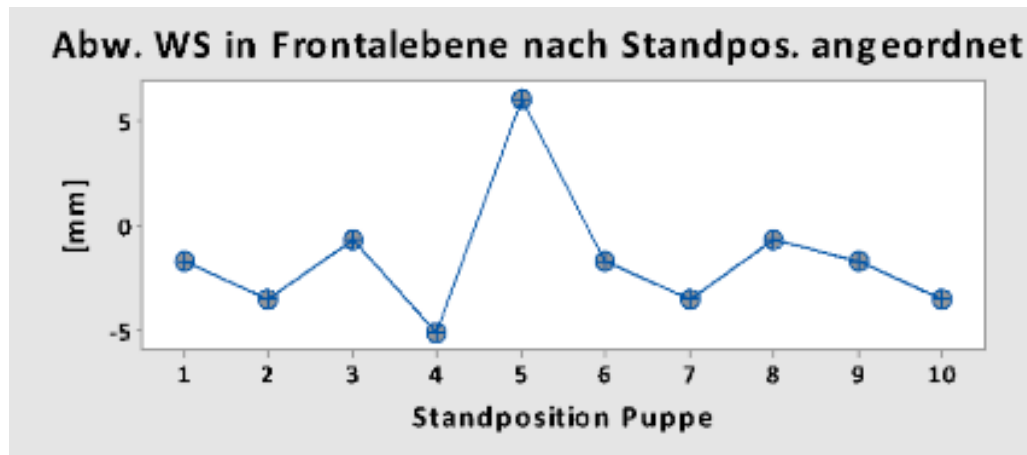


Abbildung 3-14: Grafische Darstellung der MSA, nach Standposition Puppe angeordnet

5. Grafik nach Messern (Prüfern) angeordnet

In der Grafik nach Messern angeordnet (Abbildung 3-15) sind alle Messwerte der Untersuchung nach Messern angeordnet. Die durchschnittlichen Mittelwerte sind durch eine Linie verbunden. Idealerweise variieren die Messwerte für jeden Prüfer um den gleichen Betrag und die Durchschnittswerte der Teile so wenig wie möglich (Minitab, 2015).

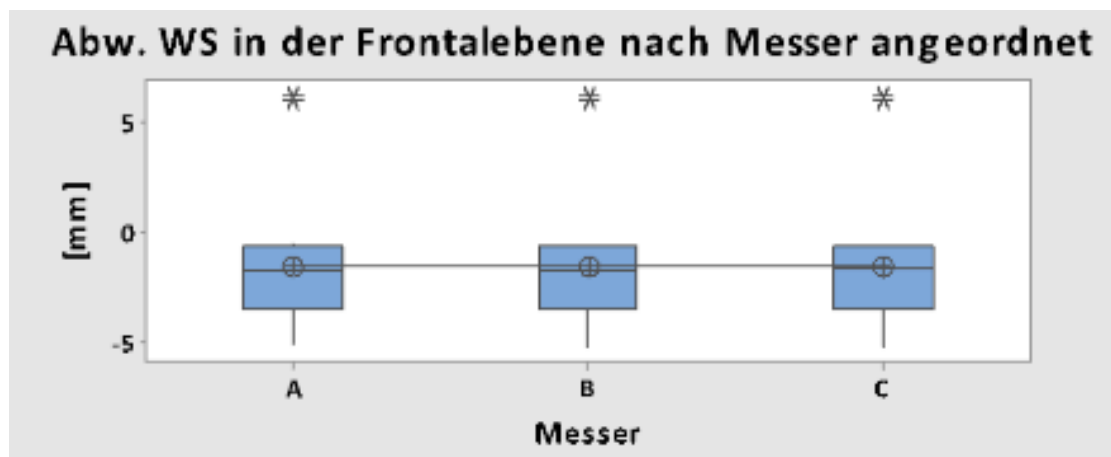


Abbildung 3-15: Grafische Darstellung der MSA, nach Messer angeordnet

6. Wechselwirkung Standposition Puppe*Messer

Die Grafik Wechselwirkung Standposition Puppe*Messer (Abbildung 3-16) bildet die durchschnittlichen Messwerte der einzelnen Prüfer für jedes Teil in der Untersuchung nach Teilen angeordnet ab. Jede Linie verbindet die Durch-

schnittswerte für einen einzelnen Prüfer. Idealerweise zeigen die Linien einen identischen Verlauf und die Durchschnittswerte der Teile variieren so stark, dass die Unterschiede zwischen den Teilen (unterschiedlichen Standpositionen der Puppe) eindeutig zu erkennen sind (Minitab, 2015).

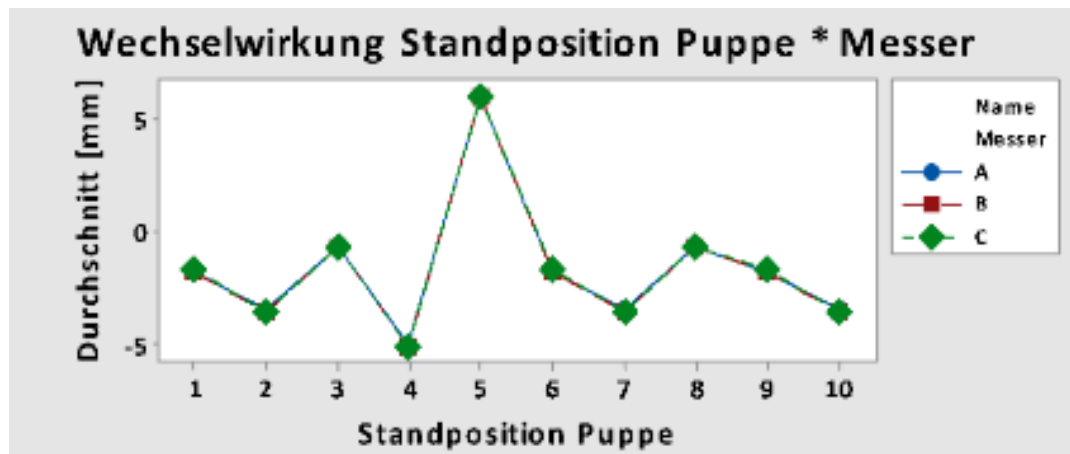


Abbildung 3-16: Grafische Darstellung der MSA, Wechselwirkung Standposition Puppe*Messer

4 Hypothesen

Basierend auf dem aktuellen Forschungsstand sowie abgeleitet aus den Fragestellungen, ergibt sich folgende Arbeitshypothese:

H_A: Die Bedingung nimmt einen Einfluss auf die sechs Parameter der Rückenoberfläche.

H₀ lautet dementsprechend:

H₀: Die Bedingung nimmt keinen Einfluss auf die sechs Parameter der Rückenoberfläche.

Die zur Überprüfung der Arbeitshypothese angewandten Methoden werden im folgenden Kapitel beschrieben.

5 Methodik

Im folgenden Kapitel werden wichtige Begrifflichkeiten dieser Studie eingeführt und definiert. In der Einleitung wurden bereits die Begriffe Positionsvariabilität und Oberkörperhaltung erwähnt. Hierbei handelt es sich um zwei Parameter, die in dieser Studie untersucht wurden. Nachfolgend wird die Methodik für die Messmittelfähigkeitsanalyse (MSA) sowie für den zweiten Teil der Studie angewandte statistische Verfahren zur Bestimmung der Positionsvariabilität vor dem Messsystem und zur Überprüfung eines möglichen Einflusses der Ausgangsbedingung auf die Rückenoberfläche vorgestellt. An dieser Stelle sei auch darauf hingewiesen, dass aus Gründen der besseren Lesbarkeit auf eine geschlechterkorrekte Sprachform verzichtet wird. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten für beide Geschlechter.

5.1 Bestimmung von methodischen Parametern für die Analyse der Daten

5.1.1 Die Positionsvariabilität

Die vorliegende Arbeit untersucht unter anderem die Variabilität der Körperhaltung vor einem Messsystem bei Messwiederholungen. In der gegenwärtigen Literatur existiert für die Variabilität der Körperhaltung vor dem Messsystem bei Messwiederholungen keine eigenständige, allgemeingültige Bezeichnung. Die Variabilität der Körperhaltung ist nicht mit dem Begriff der Körperschwankung (Body sway) gleichzusetzen. Körperschwankungen beziehen sich auf dreidimensionale, kontinuierliche Regulationsbewegungen des Körpers zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes. Hingegen beschreibt die Variabilität der Körperhaltung bei Messwiederholungen die Differenziertheit der Haltung, die bei erneuter Positionierung vor dem Messsystem eingenommen wird. In der vorliegenden Arbeit wird diese als *Positionsvariabilität* bezeichnet. Die *Positionsvariabilität* definiert sich durch die Standardabweichungen. In der vorliegenden Arbeit

wurde eine *individuelle Positionsvariabilität*, eine *durchschnittliche Positionsvariabilität* für jede der vier Messbedingungen sowie eine *gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität* über alle vier Messbedingungen berechnet.

Grundlagen für die Berechnung:

- **Probanden:** $n = 15$
- **Messbedingungen:** $n = 4$
 - 1: Augen geöffnet, mit Fußschablone
 - 2: Augen geöffnet, ohne Fußschablone
 - 3: Augen geschlossen, mit Fußschablone
 - 4: Augen geschlossen, ohne Fußschablone
- **Messwiederholungen:**
 - pro Proband und pro Bedingung: $n = 10$
 - pro Proband über alle vier Bedingungen: $n = 40$
 - über alle Probanden und pro Bedingung: $n = 150$
 - über alle Probanden und über alle vier Bedingungen: $n = 600$

1. Die individuelle Positionsvariabilität:

Die *individuelle Positionsvariabilität* beschreibt die Variabilität der Rückenoberfläche eines Probanden bei 10 Messwiederholungen. Diese zeigt die Variabilität jedes einzelnen Probanden für die jeweilige Bedingung. Sie wurde für jeden der sechs Rückenparameter berechnet.

2. Die durchschnittliche Positionsvariabilität pro Bedingung:

Die *durchschnittliche Positionsvariabilität* ist der Mittelwert der 15 mittleren individuellen Standardabweichungen (SD) der 15 Probanden für die Bedingung 1, 2, 3 und 4 für jeden der sechs Rückenparameter.

3. Die gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität über alle Bedingungen:

Die vier durchschnittlichen Positionsvariabilitäten für die Bedingungen 1, 2, 3 und 4 konnten nach statistischer Prüfung bezüglich Unterschiede zu einer *gesamten durchschnittlichen Positionsvariabilität* zusammengefasst werden. Sie ist der Mittelwert der vier durchschnittlichen Positionsvariabilitäten für jeden der sechs Parameter der Rückenoberfläche.

5.1.2 Die Oberkörperhaltung

Ein weiterer Parameter der vorliegenden Arbeit ist die Oberkörperhaltung. Sie definiert sich durch sechs Parameter der Rückenoberfläche (Kapitel 5.3.4: Datenverarbeitung und Parametrisierung) (Abbildung 5-1). Die Parameter werden anhand sechs spezifischer anatomischer Bezugspunkte berechnet. Diese Bezugspunkte sind feste Punkte der Rückenoberfläche. Daher ist es zulässig, die sechs Parameter als repräsentativ für die gesamte Rückenoberfläche zu betrachten. Die Rückenoberfläche kann als Oberkörperhaltung und diese wiederum als Teilausschnitt der Gesamtkörperhaltung betrachtet werden.



Abbildung 5-1: Rückenoberfläche mit den sechs anatomischen Bezugspunkten (0: C7, 1 und 2: der linke und rechte Angulus inferior Scapulae, 3: Scheitelwirbel LWS, 4 und 5: die linke und rechte Spina iliaca posterior superior). Aus diesen Bezugspunkten berechnen sich sechs Parameter der Rückenoberfläche (1 und 2: die Abweichung der Wirbelsäule in der Frontal- und in der Sagittalebene, 3 und 4: die Differenz der Höhe und der Tiefe der Schulterblätter und 5 und 6: die Differenz der Höhe und der Tiefe des Beckens, Berechnung der sechs Parameter Kapitel 5.2.3, S. 100).

5.2 Studie 1: Messmittelfähigkeitsanalyse des optischen 3D-Aufnahme-Systems, MiniRot-Kombi

5.2.1 Messplatzaufbau



Abbildung 5-2: Messplatzaufbau MSA

Das 3D-Messsystem, MiniRot-Kombi, wurde an einem Stativ befestigt. Bei der Aufhängung des Gerätes wurde darauf geachtet, dass die Längsachse des Gerätes orthogonal zum Boden gerichtet ist. Ein Podoskop wurde in einer Entfernung von 1,40 m und parallel zum Messgerät, MiniRot-Kombi, aufgestellt. Der Hersteller gibt einen Messbereich von 1,20 m bis 1,70 m vor. Die Puppe wurde auf einem Podoskop platziert. Bei der Vermessung der menschlichen Körperhaltung muss auf eine genaue Aufstellungsposition der Person sowie auf die Stellung des Podoskops in Bezug auf das Messsystem geachtet werden, damit Besonderheiten der Körperhaltung nicht mit einer fehlerhaften Positionierung des Podoskops oder Aufstellungsposition des Menschen vermischt werden. Für die MSA spielte dies jedoch keine Rolle, da hierbei die Prüfung des Messsystems im Vordergrund stand und nicht die Bewertung der Rückenoberfläche.

5.2.2 Testablauf der MSA



Abbildung 5-3: Markierungen der Puppe

Die Messungen wurden an einer Schneiderpuppe durchgeführt. Eine Kalibrierung des Messsystems erfolgte vor der MSA. Der Rumpf der Schneiderpuppe wurde mit sechs Markierungspunkten (0, 1, 2, 3, 4, 5) versehen (Abbildung 5-3). Die Lage der anatomischen Punkte wurden bei der Puppe geschätzt, einmalig geklebt und im Verlauf der Messungen nicht mehr verändert. Punkt 0 demonstriert ungefähr die Vertebra prominens (VP). VP wird oft durch den siebten Halswirbel repräsentiert und als Vertebra cervicalis VII bezeichnet. In der vorliegenden Arbeit wird daher von C7 gesprochen. Punkt 1 demonstriert den linken unteren, Punkt 2 den rechten unteren Schulterblattwinkel (Angulus inferior Scapulae). Punkt 3 zeigt den Scheitelwirbel der Lendenwirbelsäule, Punkt 4 den linken und Punkt 5 den rechten hinteren oberen Darmbeinstachel (Spina iliaca posterior superior, SIPS).

Die MSA erfolgte nach international anerkannten Vorgaben durch drei Prüfer und drei Wiederholungsmessungen. Die Messungen erfolgten in randomisierter

Reihenfolge. Die drei Messungen führten die Prüfer jeweils in unmittelbarer zeitlichen Abfolge bei zehn unterschiedlichen Aufstellungspositionen der Puppe durch (Minitab, 2015). Die zehn unterschiedlichen Aufstellungspositionen der Puppe variierten bezüglich der Rotation um die Longitudinalachse und imitierten somit Varianten der Körperhaltung. Die genauen Winkelpositionen wurden nicht festgelegt und notiert. Die Aufgabe des Prüfers bestand lediglich darin, über einen Mausklick eine Messung durchzuführen. Somit ist ein Einfluss des Prüfers vermutlich nicht gegeben. Dieser wird jedoch in dieser Modellberechnung mitberücksichtigt. In Summe ergaben sich 90 Messungen. Die Messungen erfolgten in einer randomisierten Reihenfolge. Tabelle 5-1 zeigt das Vorgehen der Messmittelfähigkeitsanalyse.

Tabelle 5-1: Vorgehen der Messmittelfähigkeitsanalyse

Aufstellungspositionen Puppe	Prüfer	Anzahl der Messungen
1-10	1, 2, 3	jeweils 3

5.2.3 Datenverarbeitung und Parametrisierung

Mit dem Messgerät, MiniRot-Kombi, und dem Softwareprogramm, DigiDorso V3.0, wurden die Positionen der sechs Markierungen dreidimensional erfasst. Die Werte (X/Y/Z) der sechs anatomischen Punkte wurden in eine Excel-Tabelle eingepflegt und die folgenden sechs Parameter der Rückenoberfläche (Kennwerte) der Puppe berechnet:

1. Die Abweichung der Wirbelsäule in der Frontalebene:

Bei der Abweichung der Wirbelsäule (WS) in der Frontalebene (Abw. WS in der Frontalebene) wird das Verhältnis von C7 und dem Scheitelwirbel der Lendenwirbelsäule in der X-Achse berechnet. Positive Werte besagen, dass C7 von dorsal betrachtet rechts vom Scheitelwirbel der Lendenwirbelsäule liegt und negative Werte links.

$$\text{Abw. WS in der Frontalebene} = \text{Y-Wert Punkt 3} - \text{Y-Wert Punkt 0}$$

Da die Kamera um 90° gedreht im Gerät installiert ist, vertauschen sich die Werte der X-Achse mit der Y-Achse. Dieser Sachverhalt gilt für die gesamte Arbeit.

2. Die Abweichung der Wirbelsäule in der Sagittalebene:

Das Verhältnis, Abweichung der Wirbelsäule in der Sagittalebene (Abw. WS in der Sagittalebene), gibt Auskunft über die Stellung von C7 zum Scheitelwirbel der Lendenwirbelsäule in der Z-Achse. Berechnet wird das Verhältnis wie folgt:

$$\text{Abw. WS in der Sagittalebene} = \text{Z-Wert Punkt 3} - \text{Z-Wert Punkt 0}$$

Positive Werte besagen, dass C7 sich ventral bezüglich des Scheitelwirbels der Lendenwirbelsäule und negative Werte, dass C7 sich dorsal bezüglich des Scheitelwirbels der Lendenwirbelsäule befindet.

3. Die Differenz der Höhe der Schulterblätter:

Die Differenz der Höhe der Schulterblätter (Diff. der Höhe der SB) zeigt das Verhältnis von Punkt 1 und 2 in der Y-Achse. Das Vorzeichen gibt hier Auskunft über die Position des Schulterblattes in der Y-Achse. Negative Vorzeichen bedeuten, dass Punkt 1 höher steht und positive Vorzeichen, dass Punkt 2 höher steht.

$$\text{Diff. der Höhe der SB} = \text{X-Wert Punkt 2} - \text{X-Wert Punkt 1}$$

Da die Kamera um 90° gedreht im Gerät installiert ist, vertauschen sich die Werte der X-Achse mit der Y-Achse. Dieser Sachverhalt gilt für die gesamte Arbeit.

4. Die Differenz der Tiefe der Schulterblätter:

Die Differenz der Tiefe der Schulterblätter (Diff. der Tiefe der SB) wird anhand der Punkte 1 und 2 in der Z-Achse berechnet. Positive Vorzeichen besagen, dass Punkt 2 dorsal bezüglich Punkt 1 steht und negative Vorzeichen, dass Punkt 2 ventral bezüglich Punkt 1 steht.

$$\text{Diff. der Tiefe der SB} = \text{Z-Wert Punkt 2} - \text{Z-Wert Punkt 1}$$

5. Die Differenz der Höhe des Beckens:

Die Punkte 4 und 5 geben Aufschluss über die Beckenstellung in der Y-Achse. Das Vorzeichen gibt hier Auskunft über die Position des Beckens in der Y-Achse. Ein negativer Wert bedeutet, dass Punkt 4 (linkes SIPS) höher steht und positive Vorzeichen, dass Punkt 5 (rechtes SIPS) höher steht.

$$\text{Diff. der Höhe des Beckens} = \text{X-Wert Punkt 5} - \text{X-Wert Punkt 4}$$

Da die Kamera um 90° gedreht im Gerät installiert ist, vertauschen sich die Werte der X-Achse mit der Y-Achse. Dieser Sachverhalt gilt für die gesamte Arbeit.

6. Die Differenz der Tiefe des Beckens:

Die Differenz der Tiefe des Beckens wird anhand der Punkte 4 und 5 in der Z-Achse berechnet. Positive Vorzeichen besagen, dass Punkt 5 (rechtes SIPS) dorsal bezüglich Punkt 4 (linkes SIPS) steht und negative Vorzeichen, dass Punkt 5 (rechtes SIPS) ventral bezüglich Punkt 4 (linkes SIPS) steht.

$$\text{Diff. der Tiefe des Beckens} = \text{Z-Wert Punkt 5} - \text{Z-Wert Punkt 4}$$

5.2.4 Statistische Methode

Die MSA (gekennzeichnet) wurde mit einer zweifachen ANOVA-Methode berechnet. Für jeden der sechs Parameter wurde eine ANOVA berechnet. Mit der zweifachen ANOVA-Methode konnten alle Streuungskomponenten als Standardabweichungen [SD] in verschiedene Gruppen aufgeteilt werden (Dietrich et al., 2015). Zu Beginn wurde die Gesamtstreuung aller Messwerte ermittelt. Anschließend wurde die Teilstreuung (Part Variation, PV) berechnet und dem Gesamtpool Streuung entnommen. Die Teilstreuung bezieht sich auf die Streuungen der Puppe. Im Anschluss wurde die Vergleichbarkeit (Interrater-Reliabilität, Appraiser Variation, AV) bestimmt und von der Reststreuung abgezogen. Im Folgenden wurde die Interaktion von Prüfer (A, B, C) mit der Puppe (Standpositionen der Puppe) betrachtet. Dabei wurde jede Aufstellungsposition der Puppe mit den Prüfermittelwerten verglichen. Traten dabei unterschiedliche Messwerte auf, so wurde diese Streuung als Interaktion (IA) ausgewiesen und ebenfalls von der Reststreuung abgezogen. Existierte keine IA zwischen Prüfern und Teilen (Streuungen der Puppe), so wurde die IA in der weiteren Berechnung sowie Darstellung der Ergebnisse nicht berücksichtigt. Abschließend wurde die verbleibende Streuung als Wiederholbarkeit (Equipment Variation, EV, Intrarater-Reliabilität, Messgerätestreuung) ausgewiesen. Die zweifache ANOVA-Methode erkennt somit alle Streueinflüsse eines Messsystems (Dietrich et al., 2015).

Die Beurteilung der Ergebnisse der MSA orientiert sich an einer dreistufigen Einteilung (Tabelle 5-2). Die Ergebnisse der R&R werden in Prozent angegeben. Messsysteme werden als messfähig eingestuft, wenn die Werte der R&R % unter 10 % liegen. Liegen die Werte zwischen 10 % und 30 % gelten Messsysteme als bedingt messfähig. Bei Werten hingegen über 30 % sind eine Ursachenanalyse und eine dokumentierte Entscheidung bezüglich eines weiteren Einsatzes des Systems notwendig (Retzer et al., 2004). Alternativ existiert auch eine zweistufige Bewertung. Demnach gilt ein Messsystem als geeignet, wenn

% R&R \leq 20 % für neue Messsysteme und \leq 30 % für Messsysteme in Gebrauch ist (Dietrich et al., 2015). Tabelle 5-2 stellt die Bewertungskriterien für die MSA dar.

Tabelle 5-2: Bewertungskriterien für die MSA

% Streuung in Untersuchung	
% R&R < 10	messfähig
10 < % R&R < 30	bedingt messfähig
% R&R > 30	nicht messfähig

Als Programm für die Berechnung der MSA stand MINITAB, Version 17, zur Verfügung.

5.3 Studie 2: Die Positionsvariabilität vor dem Messsystem und der Einfluss des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche

5.3.1 Stichprobe

An der Untersuchung nahmen 15 Versuchspersonen mit einem mittleren Alter von $40,3 \pm 10,7$ Jahren (Range von 29 bis 63 Jahren), einer mittleren Größe von $172,7 \pm 10,5$ cm und einem durchschnittlichen BMI von $23,6 \pm 2,5$ kg/m² freiwillig teil (Tabelle 5-3). Sie wurden per Zufall ausgewählt. Alle Versuchspersonen waren zum Zeitpunkt der Messungen schmerzfrei.

Tabelle 5-3: Anthropometrische Daten der Stichprobe

	Alter [Jahre]	Größe [cm]	Gewicht [kg]	BMI [kg/m²]
Gesamt (n = 15)	40,3 ± 10,7	172,7 ± 10,5	70,6 ± 11,1	23,6 ± 2,5
Weiblich (n= 9)	41,6 ± 11,9	166,8 ± 5,6	63,6 ± 7,4	22,9 ± 2,9
Männlich (n = 6)	38,2 ± 8,3	181,7 ± 9,0	81,2 ± 5,8	24,6 ± 1,0

Werte sind MW ± SD

5.3.2 Messplatzaufbau

Analog zur Messmittelfähigkeitsanalyse wurde das 3D-Messsystem, MiniRot-Kombi, an einem Stativ befestigt. Ein Podoskop wurde in einer Entfernung von 1,40 m parallel zum Messgerät aufgestellt. Bei der Vermessung der menschlichen Körperhaltung ist die Aufstellung der Probanden vor dem Messgerät sowie die Stellung des Podoskops in Bezug auf das Messgerät bedeutend, damit Besonderheiten der Körperhaltung nicht mit einer fehlerhaften Positionierung des Podoskops oder Aufstellungsposition der Probanden vermischt werden. Direkt neben dem Messgerät befand sich eine 9 m lange, markierte Gehstrecke. Ein Teil der Messungen erfolgte mit Aufstellung in einer Fußschablone aus stabilem Schaumstoff. Die Spurbreite der Fußschablone betrug 10 cm und je Fuß eine

Außenrotation von 7° (Abbildung 5-4). Die Maße für die Schablone orientierten sich an den Angaben zur Spurbreite und Rotationsstellung der Füße im aufrechten Stand von Götz-Neumann (2006).

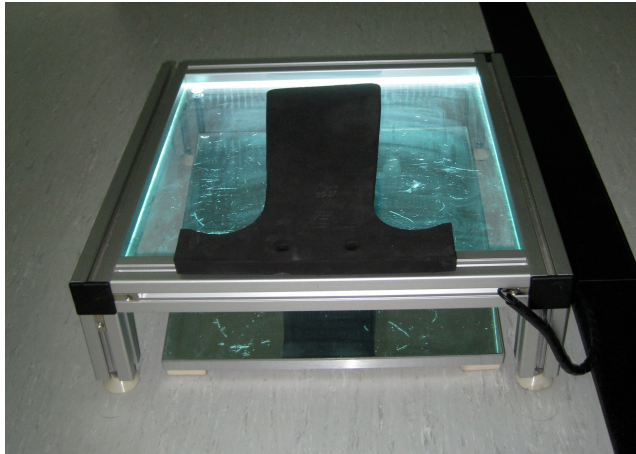


Abbildung 5-4: Podoskop mit Fußschablone

5.3.3 Testablauf

Die 15 Probanden wurden unter vier verschiedenen Ausgangsbedingungen jeweils zehnmal in randomisierter Reihenfolge vermessen. Die Probanden bekamen verbale Instruktionen zum Ablauf der Versuche. Nach jeder Messung wurden die Probanden aufgefordert, eine markierte Gehstrecke von 9 m zweimal locker zu gehen und erneut Aufstellung auf dem Podoskop zu beziehen. Die Probanden erhielten Anweisungen zur Aufstellungsposition ihrer Fußstellung und ob sie die Augen öffnen oder schließen sollten. Zudem wurden sie aufgefordert, während der Messungen zu lächeln, wodurch ein Aufeinanderbeißen der Molaren verhindert wurde und eventuelle Effekte durch craniomandibuläre Einflüsse ausgeschlossen werden konnten. Die Messungen unter Bedingung 1 erfolgten mit geöffneten Augen und Positionierung in einer Fußschablone (Abbildung 5-5 und Abbildung 5-6).

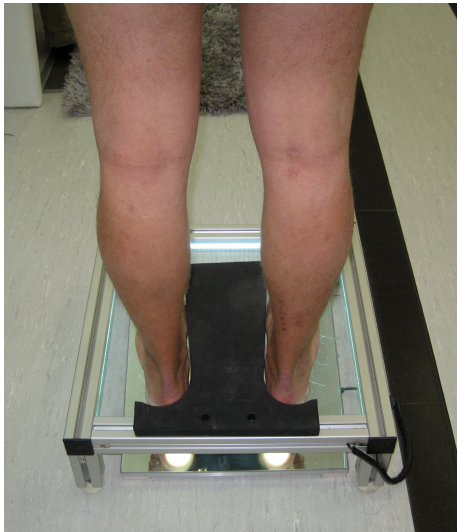


Abbildung 5-5: Positionierung in Fußschablone, Ansicht dorsal

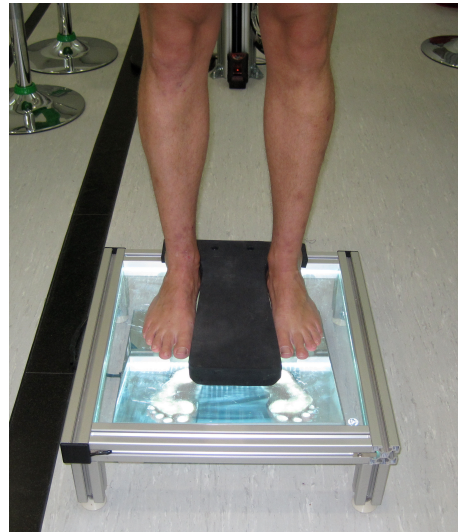


Abbildung 5-6: Positionierung in Fußschablone, Ansicht ventral

Unter Bedingung 2 wurden die Probanden mit geöffneten Augen und einer frei gewählten Fußstellung vermessen (Abbildung 5-7 und Abbildung 5-8). Es wurde darauf geachtet, dass die Fersen bündig an der hinteren Kante des Podoskops platziert waren. Somit wurde eine achsengerechte Aufstellung der Probanden zum Messgerät gewährleistet. Spurbreite und Rotationsstellung konnten die Probanden frei wählen. Bedingung 2 entsprach am ehesten der habituellen Haltung. Bei Bedingung 3 wurden die Probanden aufgefordert, die Augen zu schließen und Aufstellung in der Fußschablone zu beziehen. Bei Bedingung 4 wurden sie mit geschlossenen Augen und ohne Fußschablone gemessen.

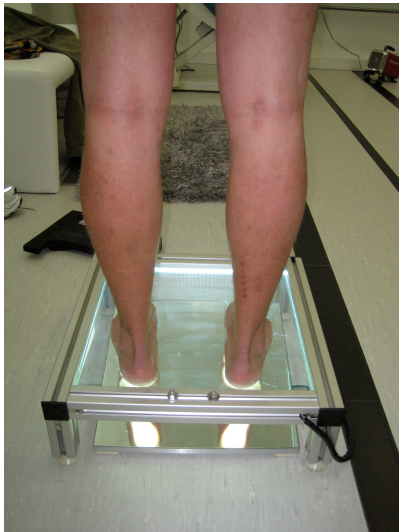


Abbildung 5-7: Freie Fußstellung, Ansicht dorsal

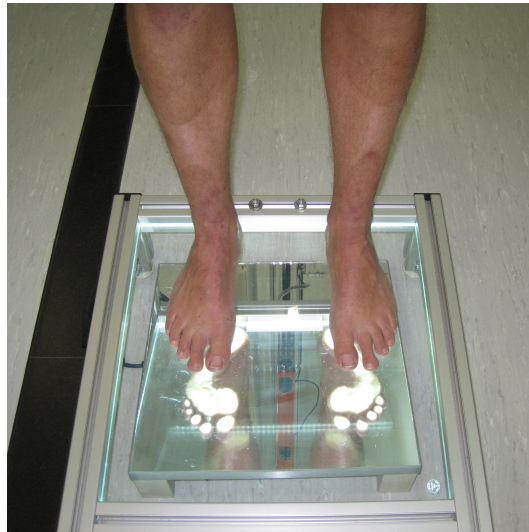


Abbildung 5-8: Freie Fußstellung, Ansicht ventral

Tabelle 5-4 zeigt die Versuchsplanung.

Tabelle 5-4: Versuchsplanung zur Bestimmung der Positionsvariabilität der sechs Parameter der Rückenoberfläche unter 4 verschiedenen Bedingungen und zur Überprüfung eines möglichen Einflusses des visuellen Systems sowie der Fußstellung bei der 3D-Erfassung der Rückenoberfläche

Bedingungen	Probanden	Anzahl der Messungen pro Proband	Anzahl der Messungen der 15 Probanden
Bedingung 1: • Augen auf • mit Fußschablone	1-15	10	150
Bedingung 2: • Augen auf • ohne Fußschablone	1-15	10	150
Bedingung 3: • Augen zu • mit Fußschablone	1-15	10	150
Bedingung 4: • Augen zu • ohne Fußschablone	1-15	10	150
Messungen gesamt		40	600

5.3.4 Datenverarbeitung und Parametrisierung

Analog zur MSA wurden mit dem Softwareprogramm DigiDorso V3.0 der Mini-Rot-Kombi die Positionen der sechs Markierungen auf der Rückenoberfläche dreidimensional erfasst und die sechs Parameter berechnet. Markiert wurden für das Experiment wie bereits für die MSA folgende Punkte (Abbildung 5-9):

1. Punkt 0 = Vertebra prominens
2. Punkt 1 = linke Angulus inferior Scapulae
3. Punkt 2 = rechte Angulus inferior Scapulae
4. Punkt 3 = Scheitelwirbel der Lendenwirbelsäule
5. Punkt 4 = linke Spina iliaca posterior superior, linke SIPS
6. Punkt 5 = rechte Spina iliaca posterior superior, rechte SIPS



Abbildung 5-9: Markierungen der sechs anatomischen Bezugspunkte

Berechnet wurden entsprechend zur MSA die sechs Rückenparameter: die Abw. der WS in der Frontal - und Sagittalebene, die Differenz der Höhe und der Tiefe der SB, die Differenz der Höhe und der Tiefe des Beckens.

Für die MSA und die Bestimmung der Positionsvariabilität wurden die sechs Markierungspunkte einmalig geklebt und nicht mehr verändert, so dass Fehler aufgrund unterschiedlicher Markierung ausgeschlossen werden konnte. Am Menschen sind die anatomischen Punkte durch eine visuelle Inspektion und Palpation zu bestimmen.

5.3.5 Statistische Methoden

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des Programms R. Zunächst wurden die Daten deskriptiv und anschließend mit einem linearen gemischten Modell analysiert.

Im zuvor beschriebenen Kapitel wurde die Herleitung der Parameter erläutert. Die Messwerte können demnach sowohl positive wie auch negative Vorzeichen besitzen. In der Studie interessierten Lage- und Dispersionsmaße. Positive und negative Vorzeichen können sich bei der Berechnung von Lagemaßen aufheben. Daher wurde in der vorliegenden Arbeit mit dem Betrag gerechnet.

Die Werte der sechs Parameter wurden sowohl in Längen wie auch Winkelweiten berechnet. Präsentiert werden die Messdaten in Längen. Die deskriptiven Maßzahlen der Werte in Winkelmaßen sind zur Vollständigkeit tabellarisch dem Anhang beigefügt.

5.3.5.1 Die Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem

Die Positionsvariabilität bei Messwiederholungen der sechs Parameter der Rückenoberfläche wurde anhand der mittleren Standardabweichungen [SD] über 150 Versuche der 15 Probanden je Bedingung definiert. Die Berechnung der Positionsvariabilität erfolgte schrittweise und jeweils für die sechs Parameter der Rückenoberfläche (Abw. der WS in der Frontalebene, Abw. der WS in der

Sagittalebene, Diff. der Höhe der SB, Diff. der Tiefe der SB, Diff. der Höhe des Beckens und Diff. der Tiefe des Beckens).

Zunächst wurden von den 15 Probanden und den jeweils zehn Messungen zu jeder Bedingung und jedem Parameter die Mittelwerte (MW) berechnet. Aus diesen 15 Mittelwerten wurde für jede Bedingung und jeden Parameter ein Gesamtmittelwert berechnet. Dieser Gesamtmittelwert der Mittelwerte wird in der Tabelle, Deskriptive Statistik, S. 213, als Mittelwert für die jeweilige Bedingung bezeichnet. Des Weiteren wurden für jeden Probanden pro Bedingung und Parameter die SD berechnet. Im Folgenden wurden die Mittelwerte der 15 einzelnen SD für jede Bedingung und jeden Parameter berechnet. Diese werden in dieser Studie als durchschnittliche Positionsvariabilität bezeichnet. Die durchschnittliche Positionsvariabilität zeigt die Positionsvariabilität für die sechs Parameter unter den vier Bedingungen. Des Weiteren wurden die verschiedenen Quantile berechnet.

Aus dem gesamten Datensatz mit 3600 Beobachtungen wurden acht Beobachtungen als extreme Ausreißer rausgenommen (Abw. der WS in der Frontalebene: $n = 597$, Abw. der WS in der Sagittalebene: $n = 597$, Diff. der Höhe der SB: $n = 599$, Diff. der Tiefe der SB: $n = 599$, Diff. der Höhe des Beckens: $n = 599$, Diff. der Tiefe des Beckens: $n = 599$). Diese Werte sind nicht auf eine extreme Position der Markierungspunkte zurückzuführen, sondern vielmehr auf eine fehlerhafte Erkennung der Markierungspunkte durch das Messgerät. Durch die Mittelwertbildung stand für das gemischte Modell wieder ein balancierter Datensatz als Grundlage zur Verfügung. Die Tabellen mit den deskriptiven Maßzahlen sind dem Anhang beigelegt (Tabelle 10-1 und Tabelle 10-2).

5.3.5.2 Der Einfluss des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche

Die Aufgabe der Untersuchung war, die Hypothese zu prüfen, ob die Ausgangsbedingung (Fußstellung, Augen auf/zu) einen Einfluss auf die sechs Parameter der Rückenoberfläche nimmt. Die Überprüfung erfolgte mit einem linearen gemischten Modell. Dieses statistische Verfahren wurde gewählt, um einerseits die Korrelationen der Werte innerhalb der Probanden und andererseits die Unabhängigkeit der Probanden zueinander zu berücksichtigen. Somit werden die Niveauunterschiede der Probanden in diesem Modell beachtet. Anhand der deskriptiven Statistik sind diese Niveauunterschiede bereits bei den Mittelwerten und Standardabweichungen ersichtlich (Tabelle 10-1 und Tabelle 10-2). Diese individuenspezifischen Besonderheiten werden als zufällige Effekte in einem gemischten Modell mit einbezogen (Fahrmeier et al., 2007). Ein lineares gemischtes Modell enthält sowohl feste wie auch zufällige Effekte. Zudem kann das Modell fehlende Werte eines Datensatzes berücksichtigen.

In Matrixnotation lässt sich folgende Gleichung aufstellen:

$$Y = X\beta + Zu + e$$

Y , als abhängige Variable, enthält dabei die Beobachtungen der Zielgröße, die sechs Parameter. β ist der Vektor der festen Effekte und beinhaltet die Bedingungen. Und u ist der Vektor der zufälligen Effekte, der die Probanden mit im Modell berücksichtigt. e ist der Vektor der Zufallsterme (zufälliger Fehler) (Bernado, 2002). X und Z sind Matrizen mit Regressoren, die Beobachtungen Y mit β und u verknüpfen. Weitere ausführliche Informationen zu gemischten Modellen bieten die Werke von Fahrmeier et al. (2007) und Bernado (2002).

Mit dem linearen gemischten Modell wurde der Einfluss der Bedingungen auf die Mittelwerte (MW) und die Standardabweichungen (SD) der absoluten Werte für die sechs Parameter der Rückenoberfläche untersucht. Als Referenzkategorie wurde die Bedingung 2 gewählt, da sie mit geöffneten Augen und freier Fuß-

stellung am meisten der habituellen Haltung glich. Pro Parameter ergaben sich vier Modelle, die sich in den Zielgrößen, Millimeter und Grad, unterscheiden (Tabelle 5-5).

Tabelle 5-5: Modelle mit den Zielgrößen [mm] und [°]

Modell	Zielgröße	Parameter	Anzahl Modelle
Modell 1	Standardabweichung der absoluten Abweichung der Parameter in mm	1-6	6
Modell 2	Mittelwert der absoluten Abweichung der Parameter in mm	1-6	6
Modell 3	Standardabweichung der absoluten Abweichung der Parameter in Grad	1-6	6
Modell 4	Mittelwert der absoluten Abweichung der Parameter in Grad	1-6	6
Gesamtanzahl der Modelle			24

Die vier Modelle wurden für die sechs Parameter berechnet und es ergaben sich in Summe 24 Modelle. Die Modelle 1 und 2 werden in den folgenden Kapiteln präsentiert und diskutiert. Die Ergebnisse der Modelle 3 und 4, Berechnungen in Winkeln, sind dem Anhang tabellarisch beigelegt. Ob die Bedingung einen Einfluss auf die Ausgangsbedingung nimmt, wurde mit dem Wald-Test und einem Signifikanzniveau von $\alpha < 0,05$ überprüft.

Die SD (mittlere Positionsvariabilität) und MW (Oberkörperhaltung) werden im Ergebnisteil aufgeführt. Die vollständigen Tabellen des gemischten Modells der 24 Modelle sind dem Anhang beigelegt, Kapitel 10.2, S. 215.

Im Einzelnen wurde ein Einfluss der Bedingungen auf die Positionsvariabilität (SD) sowie auf Veränderungen der Oberkörperhaltung (MW) geprüft. Mit der Überprüfung des Einflusses auf die Positionsvariabilität (SD) und auf die Oberkörperhaltung (MW) wurden unterschiedliche Interessen verfolgt:

1. Einfluss der Bedingung auf Positionsvariabilität (SD):

Folgende Fragen standen in diesem Kontext im Forschungsinteresse:

- *Existieren Unterschiede in der Positionsvariabilität bei den vier unterschiedlichen Bedingungen?*
- *Sind die Messwerte der Rückenoberfläche reproduzierbar?*
- *Kann die Positionsvariabilität als Referenz in der Praxis zur Beurteilung von Interventionseffekten gezielter Hilfsmittel und Behandlungsmethoden herangezogen werden?*

2. Einfluss der Bedingung auf die Oberkörperhaltung (MW):

Hierbei galt es zu klären:

- *Drängen technische oder verbale Anweisungen den Patienten bei Messvorgängen aus seiner habituellen Haltung heraus in künstliche Haltungsmuster?*

Unterschiede der mittleren MW über zehn Versuche je Bedingung und je Proband zeigen, ob die Bedingungen die Probanden in eine bestimmte Haltung zwingen. Die Bedingung 2, ohne Fußschablone und mit geöffneten Augen, entsprach am meisten der habituellen Haltung. Anhand der MW (mean) können Aussagen getroffen werden, ob quantitative Unterschiede in der Oberkörperhaltung existieren. Die Verwendung einer Fußschablone entspricht möglicherweise nicht einer habituellen Haltung und kann als erzwungene und ungewohnte Haltung empfunden werden. Eine qualitative Bewertung der Oberkörperhaltung ist anhand der MW nicht möglich, da die Berechnung der MW mit den Absolutwerten erfolgte.

6 Ergebnisse

Die Werte der MSA sowie der Positionsvariabilität und des Einflusses des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche sind auf eine Dezimalstelle nach dem Komma gerundet, da im Kontext von Haltungsanalysen Werte, die sich im Hundertstel Millimeterbereich und kleiner abspielen als irrelevant einzuordnen sind.

6.1 Studie 1: Messmittelfähigkeitsanalyse

Eine Interpretationshilfe zur MSA ist in Kapitel 3.2.2, S. 80, aufgeführt.

Anhand der Gage R&R-Analyse konnten die einzelnen Streuungskomponenten, die an einem Messprozess beteiligt sind, aufgeschlüsselt werden. Das entscheidende Ergebnis der MSA ist die gesamte Streuung des Messsystems für die R&R-Komponenten. Sie wird als R&R gesamt in % in der Spalte % Streuung in Untersuchung [% SU] ausgegeben. Rechnerisch ergeben sich die Werte für die % SU, indem die Streuung der Untersuchung für diese Quelle mit 100 multipliziert wird und dann durch die gesamte Streuung in der Untersuchung dividiert wird (Kapitel 3.2.2, S. 86). Daran lässt sich direkt die Messmittelfähigkeit ablesen. Die Werte % SU zeigen, dass das 3D-Messsystem, MiniRot-Kombi, die sechs Markierungspunkte des Rückenmodells dreidimensional erfassen und darstellen kann.

Alle Werte der % SU liegen zwischen 0-10 % und belegen somit die Messmittelfähigkeit des Messsystems, MiniRot-Kombi.

Die einzelnen Werte der % SU betragen für:

- 1. die Abw. der WS in der Frontalebene 2,0 %,**
- 2. die Abw. der WS in der Sagittalebene 2,1 %,**
- 3. die Diff. der Höhe der SB 2,5 %,**
- 4. die Diff. der Tiefe der SB 0,2 %,**
- 5. die Diff. der Höhe des Beckens 5,0 %,**
- 6. die Diff. der Tiefe des Beckens 0,8 %.**

Eine weitere Prüfung der Daten auf ihre Verteilungsform ist daher nicht notwendig. Der Kennwert, die Anzahl der eindeutigen Kategorien (ndc), liegt bei allen sechs Parametern deutlich über 14 und zeigt damit eine sehr gute effektive Auflösung des Gerätes. Die Anzahl der eindeutigen Kategorien beträgt für die Abw. der WS in der Frontalebene 71, die Abw. der WS in der Sagittalebene 67, die Diff. der Höhe der SB 56, die Diff. der Tiefe der SB 578, die Diff. der Höhe des Beckens 27, die Diff. der Tiefe des Beckens 186.

Die Streuungen (SD) des Messsystems sind für die sechs Parameter äußerst gering und betragen nach Rundung nahezu 0. Im Einzelnen betragen die Streuungen (SD) des Messsystems für:

- 1. die Abw. der WS in der Frontalebene 0,1 mm,**
- 2. die Abw. der WS in der Sagittalebene 0,1 mm,**
- 3. die Diff. der Höhe der SB < 0,05 mm,**
- 4. die Diff. der Tiefe der SB < 0,05 mm,**
- 5. die Diff. der Höhe des Beckens 0,1 mm,**
- 6. die Diff. der Tiefe des Beckens 0,1 mm.**

Die Werte der R&R gesamt % für den Anteil % SU, die Anzahl der eindeutigen Kategorien sowie die Streuungen des Messsystems werden für die sechs Parameter in der Tabelle 6-1 zusammengefasst dargestellt.

Die Streuungen des Messsystems sowie die Positionsvariabilität, die die Streuung des Menschen sowie die Streuung des Messsystems beinhaltet, werden in einer weiteren Tabelle 6-11, S. 144, dargestellt.

Tabelle 6-1: Zusammenfassung der Ergebnisse MSA, % SU der R&R gesamt (gekreuzt), ndc und Streuungen des Messsystems (SD)

Parameter	% SU der R&R gesamt	ndc	Streuungen Messsystem SD [mm]
Abweichung der WS in der Frontalebene	2,0	71	0,1
Abweichung der WS in der Sagittalebene	2,1	67	0,1
Differenz der Höhe der Schulterblätter	2,5	56	< 0,05
Differenz der Tiefe der Schulterblätter	0,2	578	< 0,05
Differenz der Höhe des Beckens	5,0	27	0,1
Differenz der Tiefe des Beckens	0,8	186	0,1

Werte sind auf eine Dezimalstelle nach dem Komma gerundet.

6.1.1 Die Abweichung der WS in der Frontalebene

Die erste und zweite Spalte der Tabelle 6-2 präsentieren die Varianzkomponenten für die Abweichung der WS in der Frontalebene in [mm²] beziehungsweise in [%]. Die Werte der Spalte SD [mm] zeigen, dass die Streuungen für die R&R gesamt für die Wiederholbarkeit und Vergleichbarkeit sowie für den Bediener sehr gering sind. Hingegen ist die Streuung (SD) zwischen den Teilen sehr groß. Dies lässt sich aus den zehn unterschiedlichen Aufstellungspositionen der Puppe erklären und ist ein gewünschter Effekt, der zeigt, dass das Messsystem in der Lage ist, die sechs Parameter der Rückenoberfläche der Puppe aus unterschiedlichen Positionen zu messen. In Summe ist die Streuung des Mess-

systems als gering zu bewerten. Für die % Streuung in Untersuchung beträgt der Wert der R&R gesamt für die Abweichung der WS in der Frontalebene 2,0 % und liegt somit in dem Bereich von 0-10 %. Das Kriterium für die Messmittelfähigkeit für die Abweichung der WS in der Frontalebene ist somit erfüllt. Die Anzahl der eindeutigen Kategorien beträgt für die Abweichung der WS in der Frontalebene 71.

Tabelle 6-2: R&R gesamt (gekreuzt) für die Abweichung der WS in der Frontalebene

R&R gesamt

Quelle	Var-komp [mm ²]	Varkomp [%]	SD [mm]	Streuung in Untersuchung, 6 x SD [mm]	Streuung in Untersuchung [% SU]
R&R	0,0	0,0	0,0	0,4	2,0
Wiederholbarkeit	0,0	0,0	0,1	0,4	2,0
Reproduzierbarkeit	0,0	0,0	0,0	0,1	0,4
Bediener	0,0	0,0	0,0	0,1	0,4
Zwischen den Teilen	9,4	100	3,1	18,4	100,00
Gesamtstreuung	9,40	100,00	3,1	18,4	100,00

Anzahl der eindeutigen Kategorien = 71

Werte sind auf eine Dezimalstelle nach dem Komma gerundet.

Die Abbildung 6-1 zeigt den Report der MSA für die Abweichung der WS in der Frontalebene. Die Grafik Streuungskomponenten zeigt die größte Streuungskomponente für zwischen den Teilen. Hiermit werden die unterschiedlichen Standpositionen der Puppe hervorgehoben und sind erwünschte Ergebnisse im Rahmen einer MSA. Die Streuungen für R&R gesamt und die jeweils einzelnen Komponenten sind hingegen sehr gering. Die Abbildung R-Karte nach Name Messer angeordnet zeigt einen identischen Verlauf für Bediener A, B und C. Ein

Einfluss des Bedieners ist in diesem Fall nicht gegeben, beziehungsweise mit einem Anteil von 0,4 % der % Streuung in Untersuchung sehr gering. Die Grafik nach Standposition Puppe angeordnet zeigt, dass die Messwerte sich pro Standposition nicht unterscheiden. Hingegen variieren die durchschnittlichen Messwerte deutlich, was durch die unterschiedlichen Standpositionen der Puppe verursacht wird und einen erwünschten Effekt der MSA darstellt. Die Grafik, nach Messer angeordnet, zeigt keine Unterschiede zwischen den Bedienern. Die Grafik Standposition Puppe*Messer zeigt für alle drei Bediener einen identischen Verlauf der Linien für die zehn unterschiedlichen Standpositionen der Puppe.

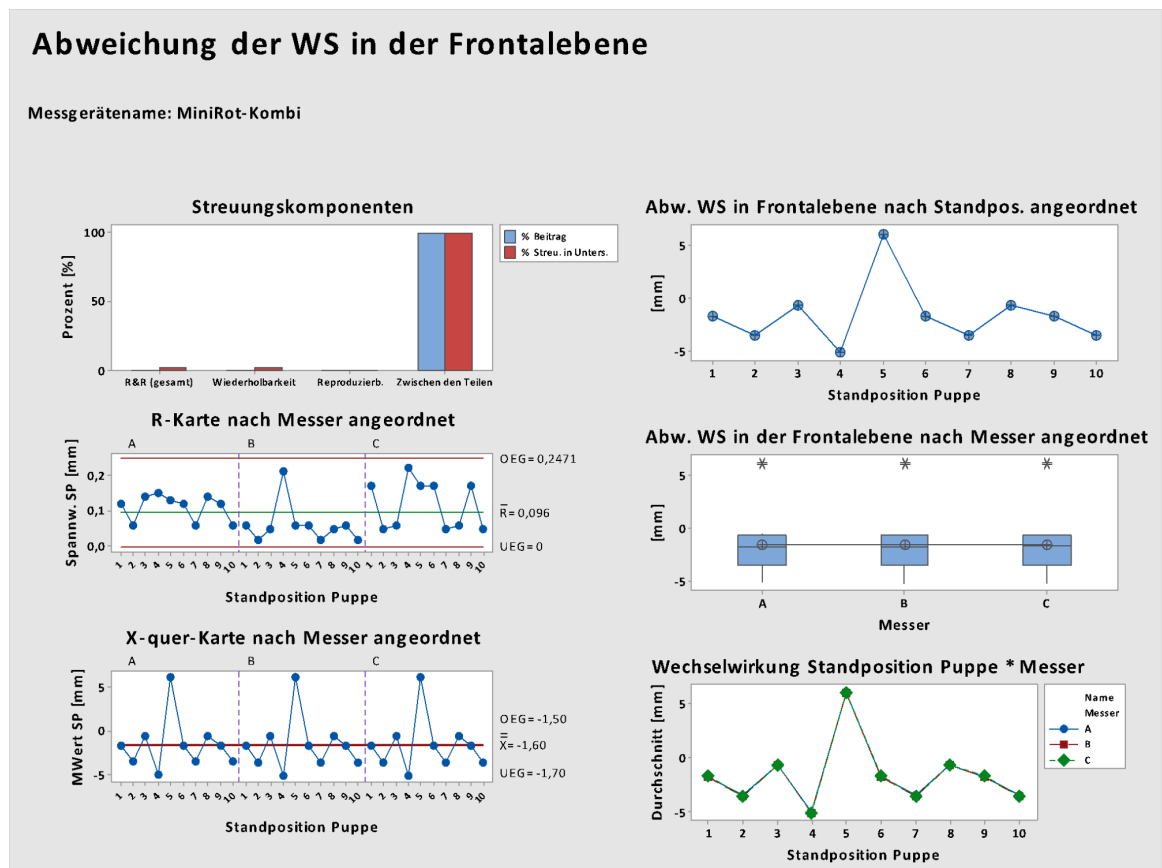


Abbildung 6-1: Report zur MSA des Messsystems für die Abweichung der WS in der Frontalebene

6.1.2 Die Abweichung der WS in der Sagittalebene

Die Ergebnisse für die Abweichung der WS in der Sagittalebene sind vergleichbar mit denen für die Abweichung der WS in der Frontalebene. Der Wert % Streuung in Untersuchung [% SU] für die R&R gesamt (Tabelle 6-3) liegt mit 2,1% deutlich unter 10 % und somit ist auch die Messmittelfähigkeit für die Abweichung der WS in der Sagittalebene nachgewiesen. Die Anzahl der eindeutigen Kategorien beträgt für die Abweichung der WS in der Sagittalebene 67.

Die Grafiken der Sechs-in-Eins-Grafik zeigen vergleichbare Sachverhalte wie bei der Abweichung der WS in der Frontalebene und können analog interpretiert werden.

Tabelle 6-3: R&R gesamt (gekreuzt) für die Abweichung der WS in der Sagittalebene

R&R gesamt						
Quelle	Var-komp [mm ²]	Varkomp [%]	SD [mm]	Streuung in Untersuchung, 6 x SD [mm]	Streuung in Untersuchung [% SU]	
R&R gesamt	0,0	0,0	0,1	0,3	2,1	
Wiederholbarkeit	0,0	0,0	0,1	0,3	2,0	
Reproduzierbarkeit	0,0	0,0	0,0	0,1	0,7	
Bediener	0,0	0,0	0,0	0,1	0,7	
Zwischen den Teilen	5,5	100,0	2,3	14,0	100,0	
Gesamtstreuung	5,5	100,00	2,3	14,0	100,0	

Anzahl der eindeutigen Kategorien = **67**

Werte sind auf eine Dezimalstelle nach dem Komma gerundet.

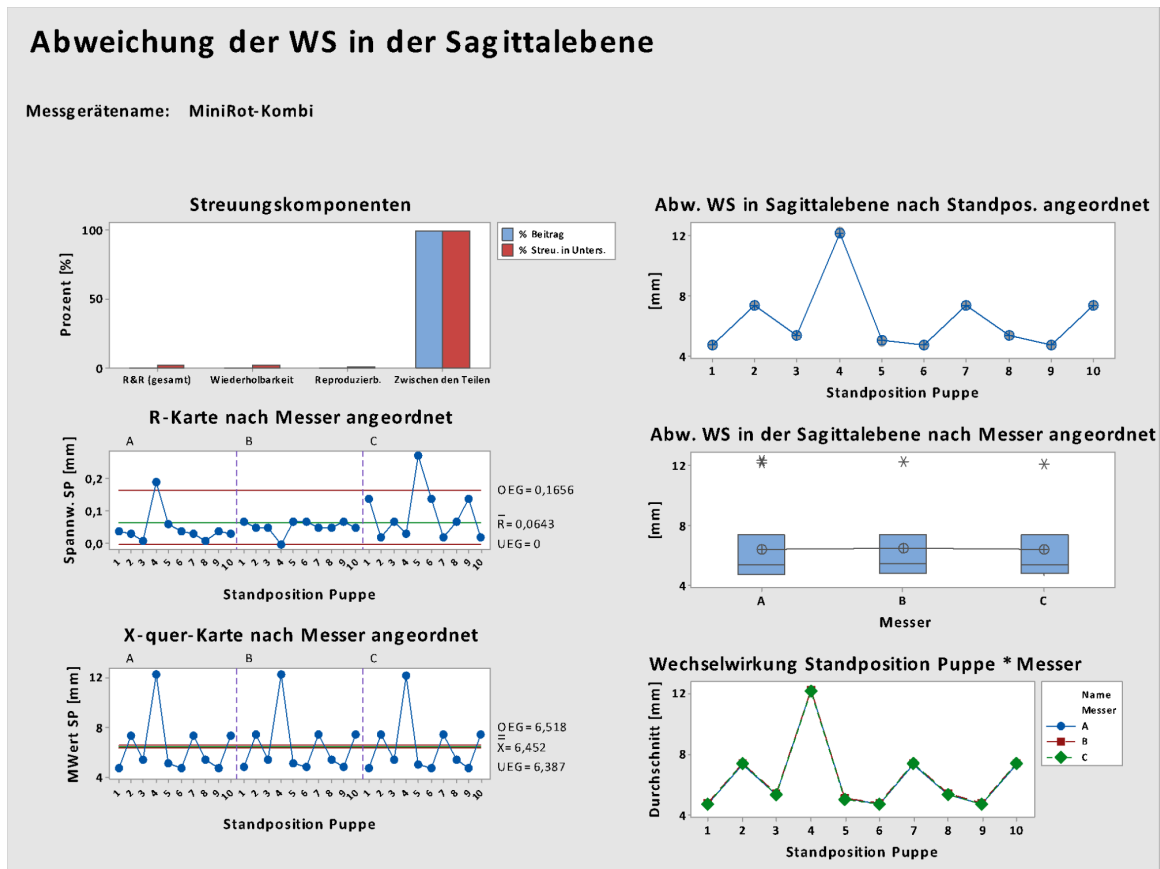


Abbildung 6-2: Report zur MSA des Messsystems für die Abweichung der WS in der Sagittalebene

6.1.3 Die Differenz der Höhe der Schulterblätter

Der Wert der % Streuung in Untersuchung [% SU] der R&R gesamt beträgt für die Differenz der Höhe der Schulterblätter 2,5 % (Tabelle 6-4) und belegt damit auch für diesen Parameter die Messmittelfähigkeit des Messsystems. Die weiteren Werte der Daten und die Verläufe der Grafen (Abbildung 6-3) sind vergleichbar mit denen der Abweichung der WS in der Frontal- und Sagittalebene. Der Wert für die Anzahl der eindeutigen Kategorien beträgt 56.

Tabelle 6-4: R&R gesamt (gekreuzt) für die Differenz der Höhe der Schulterblätter

R&R gesamt						
Quelle	Var-komp [mm ²]	Varkomp [%]	SD [mm]	Streuung in Untersuchung, 6 x SD [mm]	Streuung in Untersuchung [% SU]	
R&R	0,0	0,1		0,0	0,2	2,5
Wiederholbarkeit	0,0	0,1		0,0	0,2	2,4
Reproduzierbarkeit	0,0	0,0		0,0	0,1	0,7
Bediener	0,0	0,0		0,0	0,1	0,7
Zwischen den Teilen	1,7	100,0		1,3	7,7	100,0
Gesamtstreuung	1,7	100,0		1,3	7,8	100,00

Anzahl der eindeutigen Kategorien = **56**

Werte sind auf eine Dezimalstelle nach dem Komma gerundet.

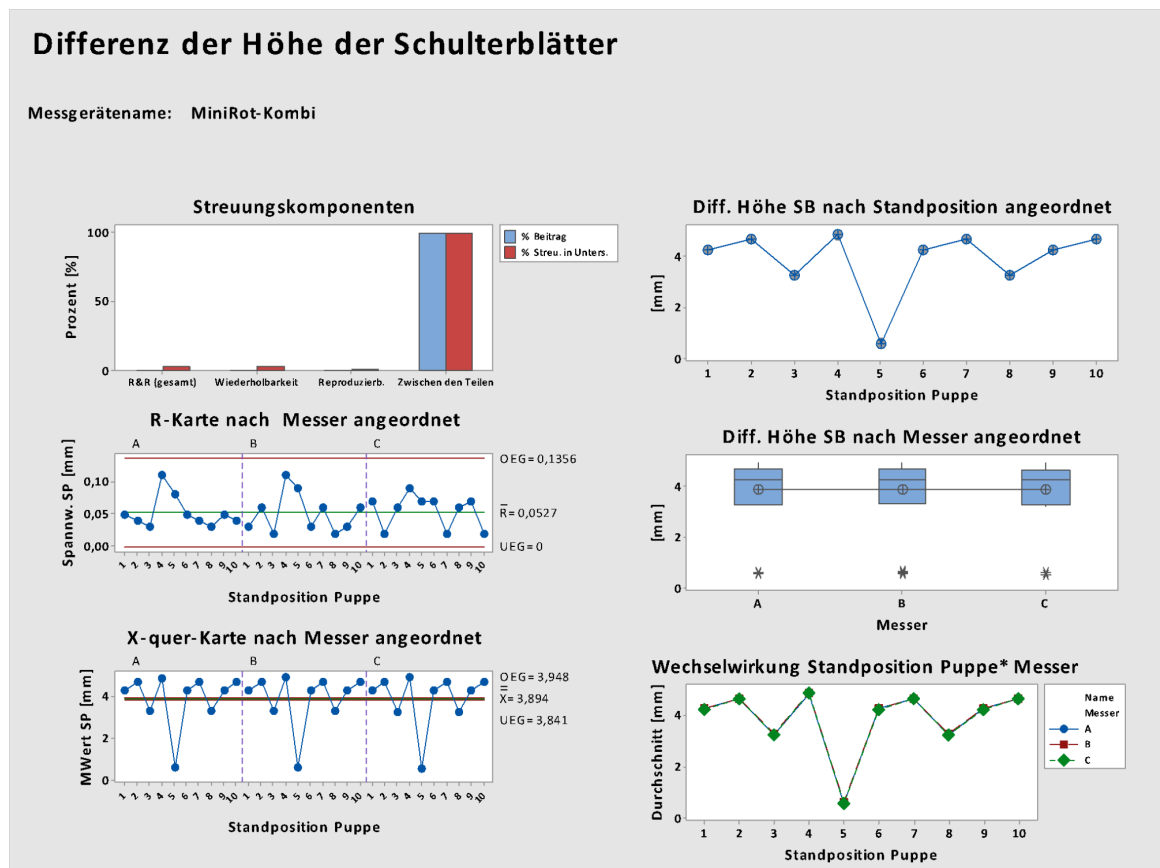


Abbildung 6-3: Report zur MSA des Messsystems für die Differenz der Höhe der SB

6.1.4 Die Differenz der Tiefe der Schulterblätter

Der Wert der % Streuung in Untersuchung [% SU] für die R&R gesamt beträgt für die Differenz der Tiefe der Schulterblätter 0,2 % (Tabelle 6-5) und bestätigt auch hier die Messmittelfähigkeit des Messsystems. Im Vergleich zu den Ergebnissen der Abweichungen der WS in der Frontal- und Sagittalebene und für die Differenz der Höhe der Schulterblätter scheint das Messsystem die Differenz der Tiefe der Schulterblätter noch exakter zu messen. Dies zeigt auch der Wert für die Anzahl der eindeutigen Kategorien mit 578. Die Verläufe der einzelnen Grafen sowie Diagramme sind der Abbildung 6-4 zu entnehmen.

Tabelle 6-5: R&R gesamt (gekreuzt) für die Differenz der Tiefe der Schulterblätter

R&R gesamt						
Quelle	Var- komp [mm ²]	Varkomp [%]	SD [mm]	Streuung in Untersu- chung, 6 x SD [mm]	Streuung in Untersu- chung SU]	[% SU]
R&R	0,0	0,0	0,0	0,2		0,2
Wiederholbar- keit	0,0	0,0	0,0	0,2		0,2
Vergleichbar- keit	0,0	0,0	0,0	0,0		0,1
Bediener	0,0	0,0	0,0	0,0		0,1
Zwischen den Teilen	114,4	100,0	10,7	64,2		100,0
Gesamtstreuung	114,4	100,0	10,7	64,2		100,0

Anzahl der eindeutigen Kategorien = **578**

Werte sind auf eine Dezimalstelle nach dem Komma gerundet.

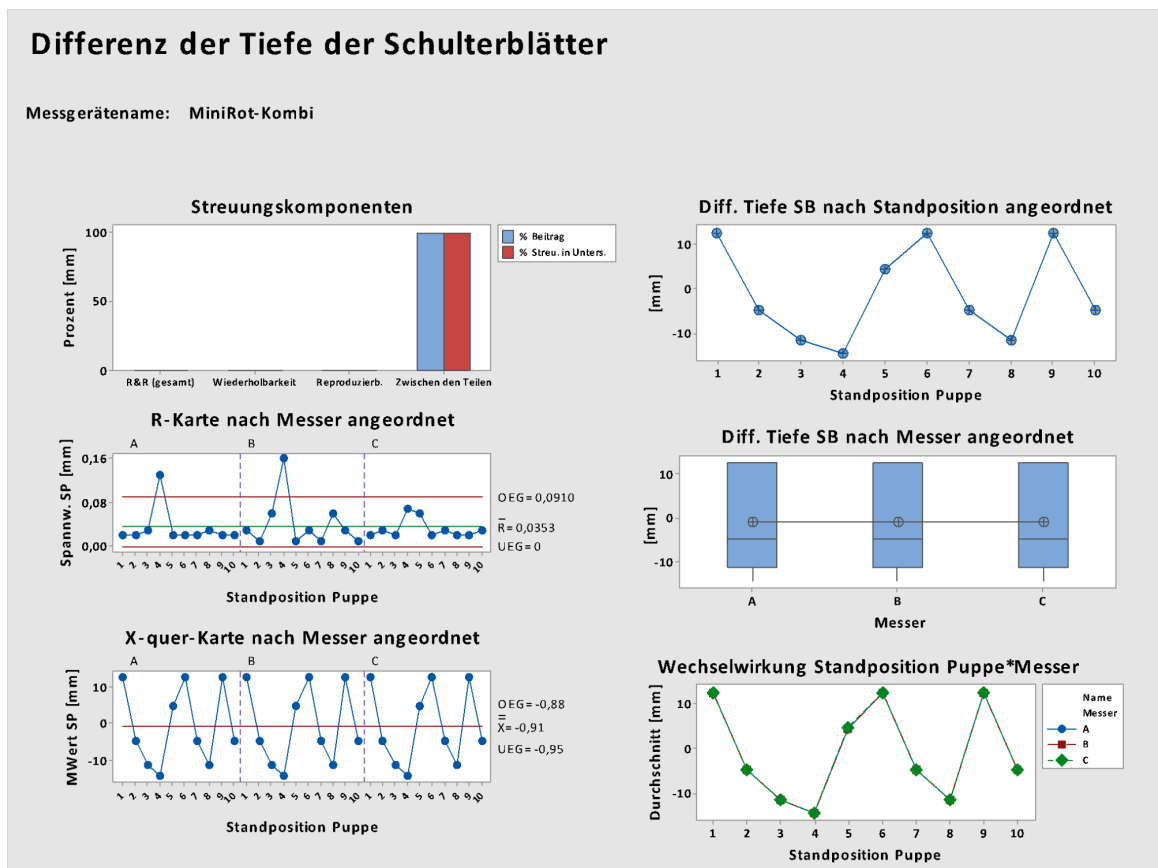


Abbildung 6-4: Report zur MSA des Messsystems für die Differenz der Tiefe der SB

6.1.5 Die Differenz der Höhe des Beckens

Der Wert der % Streuung in Untersuchung [% SU] der R&R gesamt beträgt für die Differenz der Höhe des Beckens 5,1 % (Tabelle 6-6) und bestätigt auch in diesem Fall die Messmittelfähigkeit des Messsystems. Der Wert für die Anzahl der eindeutigen Kategorien beträgt 27. Die Ergebnisse, die tabellarisch und grafisch (Tabelle 6-6, Abbildung 6-5) dargestellt sind, zeigen auch für die Differenz der Höhe des Beckens vergleichbare Werte wie die bisherigen Ergebnisse.

Tabelle 6-6: R&R gesamt (gekreuzt) für die Differenz der Höhe des Beckens

R&R gesamt						
Quelle	Var-komp [mm ²]	Varkomp [%]	SD [mm]	Streuung in Untersuchung, 6 x SD [mm]	Streuung in Untersuchung [% SU]	
R&R	0,0	0,23	0,1	0,3	5,1	
Wiederholbarkeit	0,0	0,3	0,1	0,3	5,1	
Reproduzierbarkeit	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	
Bediener	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	
Zwischen den Teilen	0,9	100,0	1,0	5,6	99,9	
Gesamtstreuung	0,9	100,00	1,0	5,6	100,0	

Anzahl der eindeutigen Kategorien = **27**

Werte sind auf eine Dezimalstelle nach dem Komma gerundet.

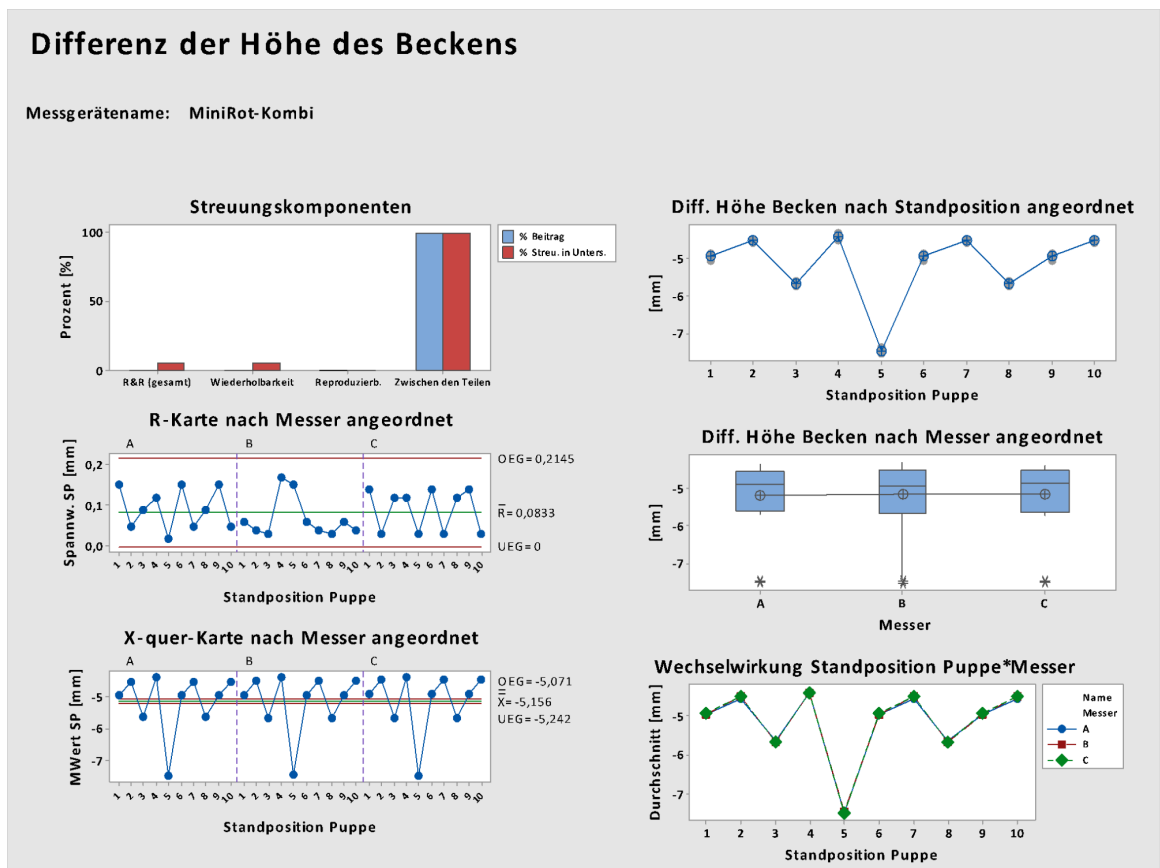


Abbildung 6-5: Report zur MSA des Messsystems für die Differenz der Höhe des Beckens

6.1.6 Die Differenz der Tiefe des Beckens

Auch das Ergebnis für die Differenz der Tiefe des Beckens belegt mit einem Wert für die % Streuung in Untersuchung von 0,8 % (Tabelle 6-7) die Messmittelfähigkeit. Die Grafen und die Werte (Abbildung 6-6) sind vergleichbar mit denen für die Differenz der Tiefe der Schulterblätter. Das Messsystem scheint anatomische Punkte besonders exakt in ihrer Tiefe (Z-Achse) zu messen. Sowohl im Bereich der Schulterblätter wie auch im Bereich des Beckens liegen die zu erfassenden anatomischen Punkte dicht beieinander, was möglicherweise eine Erklärung für die sehr guten Ergebnisse der R&R gesamt sind. Der hohe Wert der eindeutigen Kategorien mit 187 belegt ebenfalls die Eigenschaft des Systems die Differenz der Tiefe des Beckens exakt zu bestimmen.

Tabelle 6-7: R&R gesamt (gekreuzt) für die Differenz der Tiefe des Beckens

R&R gesamt						
Quelle	Var-komp [mm ²]	Varkomp [%]	SD [mm]	Streuung in Untersuchung, 6 x SD [mm]	Streuung in Untersuchung [% SU]	
R&R	0,0	0,0	0,1	0,4	0,8	
Wiederholbarkeit	0,0	0,0	0,1	0,3	0,7	
Reproduzierbarkeit	0,0	0,0	0,0	0,1	0,2	
Bediener	0,0	0,0	0,0	0,1	0,2	
Zwischen den Teilen	60,2	100,0	7,8	46,6	100,0	
Gesamtstreuung	60,2	100,0	7,8	46,6	100,0	

Anzahl der eindeutigen Kategorien = **186**

Werte sind auf eine Dezimalstelle nach dem Komma gerundet.

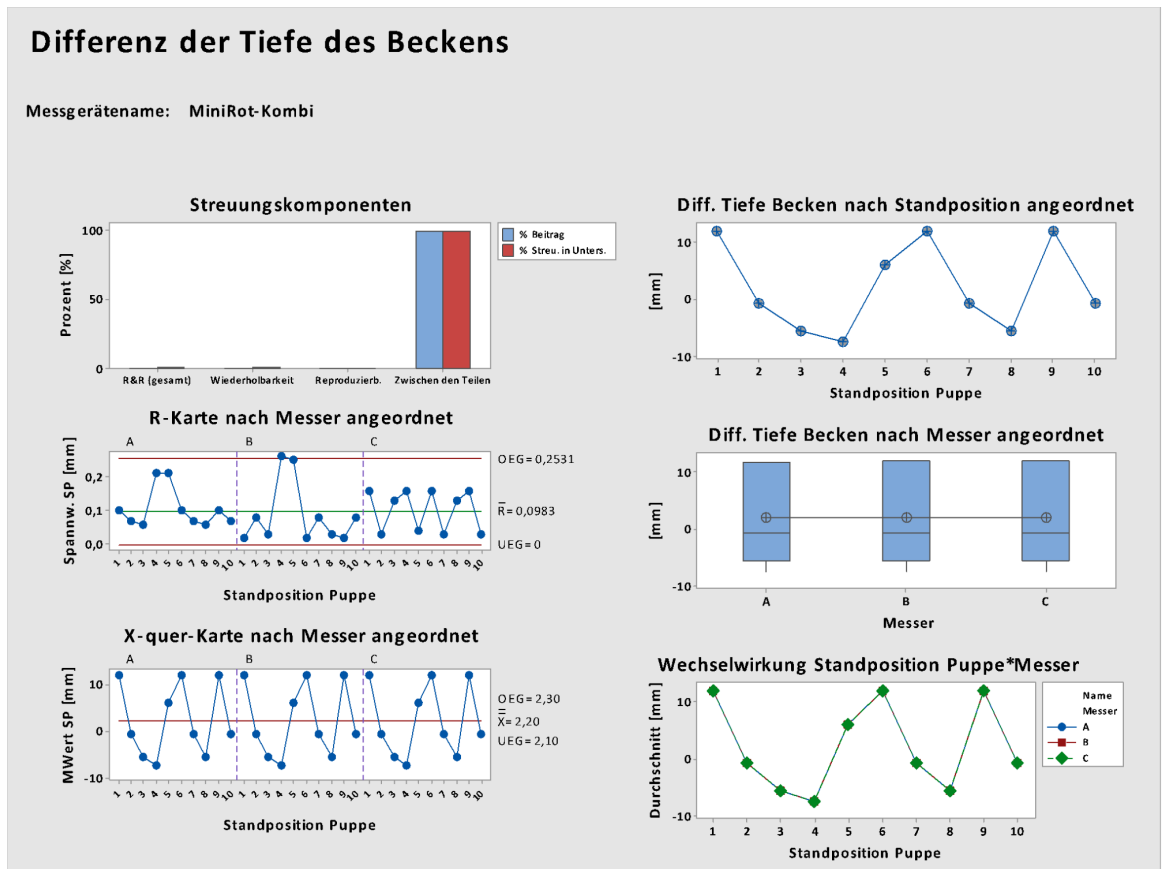


Abbildung 6-6: Report zur MSA des Messsystems für die Differenz der Tiefe des Beckens

6.2 Studie 2: Die Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem und der Einfluss des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche

6.2.1 Die Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem

Ein zentrales Ziel dieser Arbeit war die Bestimmung der Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem. Die Positionsvariabilität wurde anhand der mittleren SD eines Parameters der 15 Probanden über zehn Versuche für jede der vier Bedingungen bestimmt. An dieser Stelle wird vorweggegriffen, dass die Positionsvariabilität vor dem Messsystem bei den vier Bedingungen sich statistisch signifikant nicht unterscheiden (Wald-Test, Signifikanzniveau: $\alpha \leq 0,05$, Tabelle 6-10, Kapitel 6.2.2). Folglich können die vier *durchschnittlichen* Positionsvariabilitäten als eine *gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität* aller vier Bedingungen für jeden der sechs Parameter zusammengefasst werden. Die *gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität* repräsentiert sich aus ca. 600 Messungen für jeden Parameter.

Die Werte der *gesamten durchschnittlichen Positionsvariabilität* betragen gerundet für:

1. die Abweichung der WS in der Frontalebene $2,7 \pm 1,3$ mm,
2. die Abweichung der WS in der Sagittalebene $5,4 \pm 2,0$ mm,
3. die Differenz der Höhe der SB $1,8 \pm 1,0$ mm,
4. die Differenz der Tiefe der SB $3,5 \pm 1,2$ mm,
5. die Differenz der Höhe des Beckens $0,5 \pm 0,2$ mm und
6. die Differenz der Tiefe des Beckens $1,4 \pm 0,6$ mm.

In Tabelle 6-8 sind die Werte für die *durchschnittliche Positionsvariabilität* für die einzelnen Bedingungen sowie die *gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität* dargestellt.

Tabelle 6-8: Positionsvariabilität der sechs Parameter für die vier Bedingungen und für die gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität der sechs Parameter (Teil 1)

Parameter	Bedingung	Beobachtungen	Oberkörperhaltung MW [mm] ± SD	Positionsvariabilität [mm] ± SD
Abw. WS in der Frontalebene	1	150	7,4 ± 3,9	2,4 ± 0,7
	2	149	7,5 ± 3,4	2,7 ± 1,6
	3	148	8,5 ± 4,2	3,1 ± 2,4
	4	150	7,7 ± 3,6	2,6 ± 0,6
Gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität für die Abw. der WS in der Frontalebene [mm] ± SD				2,7 ± 1,3
Abw. WS in der Sagittalebene	1	150	12,5 ± 7,4	5,0 ± 1,9
	2	149	12,7 ± 6,8	5,2 ± 2,3
	3	148	13,8 ± 7,4	5,9 ± 2,3
	4	150	14,1 ± 7,4	5,4 ± 1,5
Gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität für die Abw. der WS in der Sagittalebene [mm] ± SD				5,4 ± 2,0
Differenz der Höhe der SB	1	150	8,3 ± 6,8	1,9 ± 0,9
	2	150	8,3 ± 6,2	2,1 ± 1,5
	3	149	8,1 ± 7,1	1,7 ± 0,8
	4	150	8,1 ± 6,8	1,7 ± 0,7
Gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität für die Differenz der Höhe der SB [mm] ± SD				1,8 ± 1,0
Differenz der Tiefe der SB	1	150	7,8 ± 5,6	3,1 ± 1
	2	150	8,5 ± 6,2	3,6 ± 1,6
	3	149	8,1 ± 7,1	3,7 ± 1,0
	4	150	8,0 ± 6,8	3,7 ± 1,2
Gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität für die Differenz der Tiefe der SB [mm] ± SD				3,5 ± 1,2

Werte sind mit ± SD angegeben und auf eine Dezimalstelle nach dem Komma gerundet.

Tabelle 6-9: Fortsetzung: Positionsvariabilität der sechs Parameter für die vier Bedingungen und für die gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität der sechs Parameter (Teil 2)

Parameter	Bedingung	Beobachtungen	Oberkörperhaltung MW [mm] ± SD	Positionsvariabilität [mm] ± SD
Differenz der Höhe des Beckens	1	150	2,8 ± 2,4	0,4 ± 0,2
	2	150	2,8 ± 2,4	0,5 ± 0,15
	3	150	2,8 ± 2,4	0,5 ± 0,3
	4	150	2,9 ± 2,4	0,4 ± 0,2
Gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität für die Differenz der Höhe des Beckens [mm] ± SD				0,5 ± 0,2
Differenz der Tiefe des Beckens	1	150	3,2 ± 2,4	1,4 ± 0,6
	2	150	3,5 ± 3,0	1,3 ± 0,7
	3	150	3,3 ± 2,5	1,6 ± 0,6
	4	150	3,3 ± 2,4	1,4 ± 0,6
Gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität für die Differenz der Tiefe des Beckens [mm] ± SD				1,4 ± 0,6

Werte sind mit ± SD angegeben und auf eine Dezimalstelle nach dem Komma gerundet.

Die Grafische Darstellung der Ergebnisse für die Positionsvariabilität

Die folgenden Grafiken visualisieren die Positionsvariabilität für die sechs Parameter der Rückenoberfläche vor dem Messsystem. Die Einzelwertdiagramme (linke Grafik) zeigen für jeden Parameter die mittlere Positionsvariabilität für jeden der 15 Probanden über zehn Versuche (orangefarbene Punkte) sowie die MW der mittleren Positionsvariabilität der 15 Probanden über 150 Versuche (MW der 15 SD in mm = schwarze Punkte) für jede Bedingung. Die Lage der mittleren SD zeigen, dass kaum Unterschiede zwischen den vier Bedingungen existieren. Die Boxplots (rechte Grafik) stellen die Positionsvariabilität der 15 Probanden für die jeweils vier Bedingungen dar, womit ein direkter Vergleich der vier Bedingungen visualisiert wird. Hier wird für alle sechs Parameter ersichtlich, dass sich die vier Bedingungen in der Variabilität vor dem Messsystem nicht bedeutend voneinander unterscheiden.

Die Ergebnisse für die Winkel sind dem Anhang beigefügt (Kapitel 10).

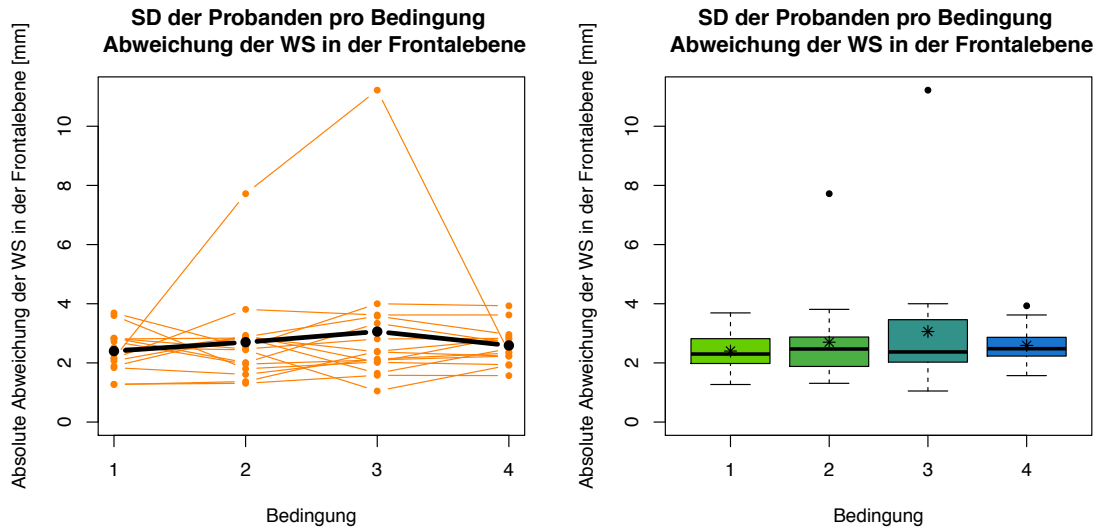


Abbildung 6-7: Positionsvariabilität (SD) der Abw. der WS in der Frontalebene, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen. Die Ausreißer wurde bei den Berechnungen mit berücksichtigt.

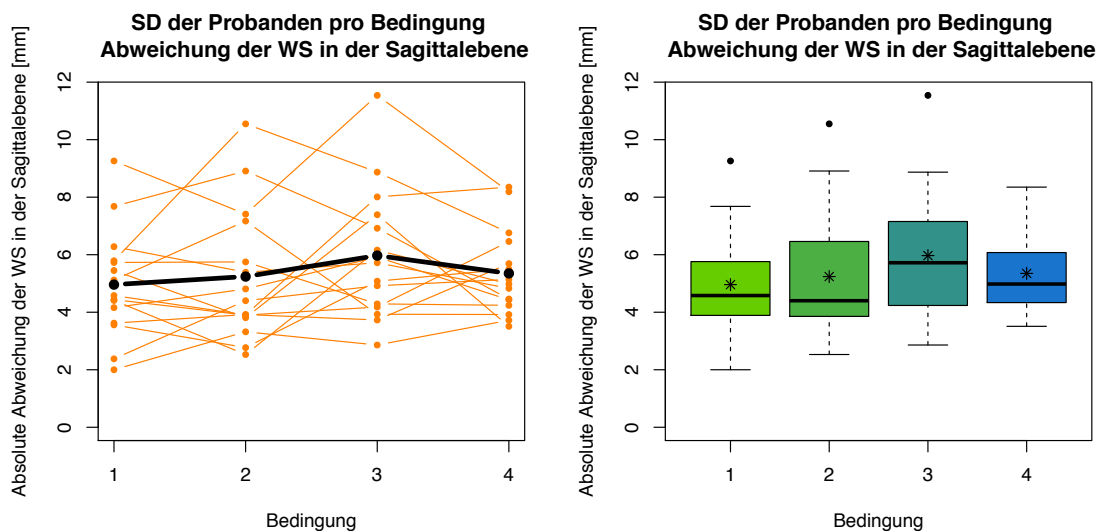


Abbildung 6-8: Positionsvariabilität (SD) die Abw. der WS in der Sagittalebene, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen

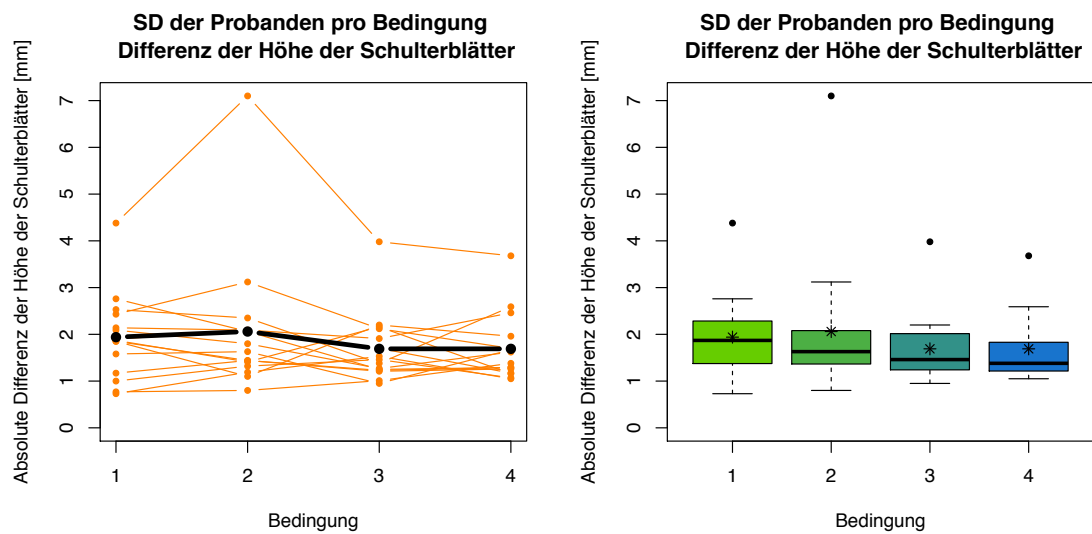


Abbildung 6-9: Positionsvariabilität (SD) die Diff. der Höhe der SB, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen

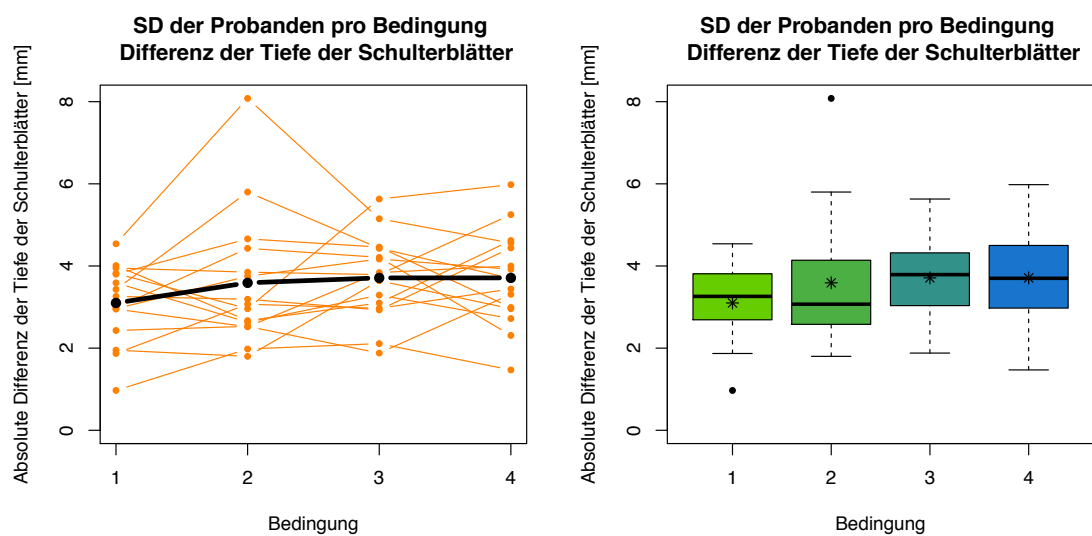


Abbildung 6-10: Positionsvariabilität (SD) für die Diff. der Tiefe der SB, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen

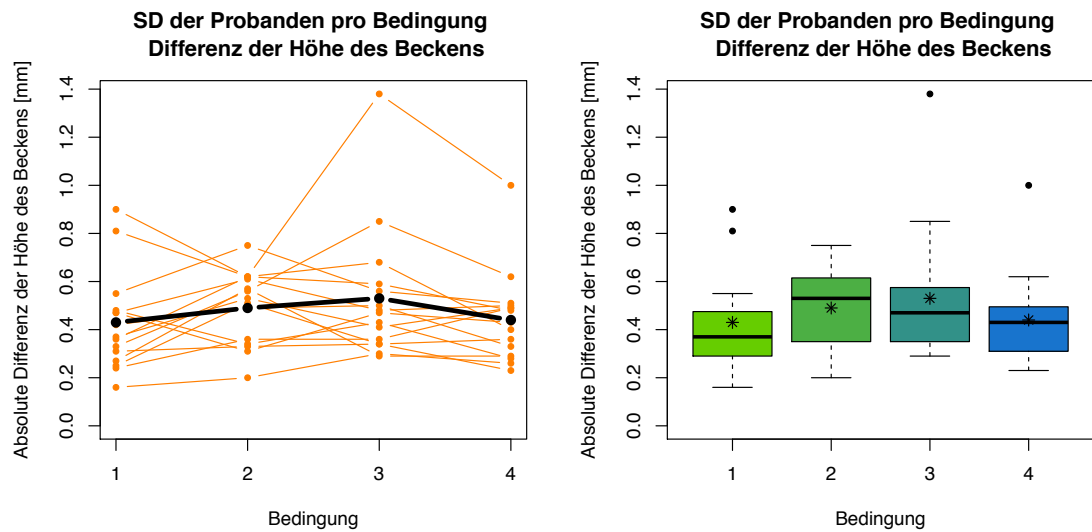


Abbildung 6-11: Positionsvariabilität (SD) für die Diff. der Höhe des Beckens, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen

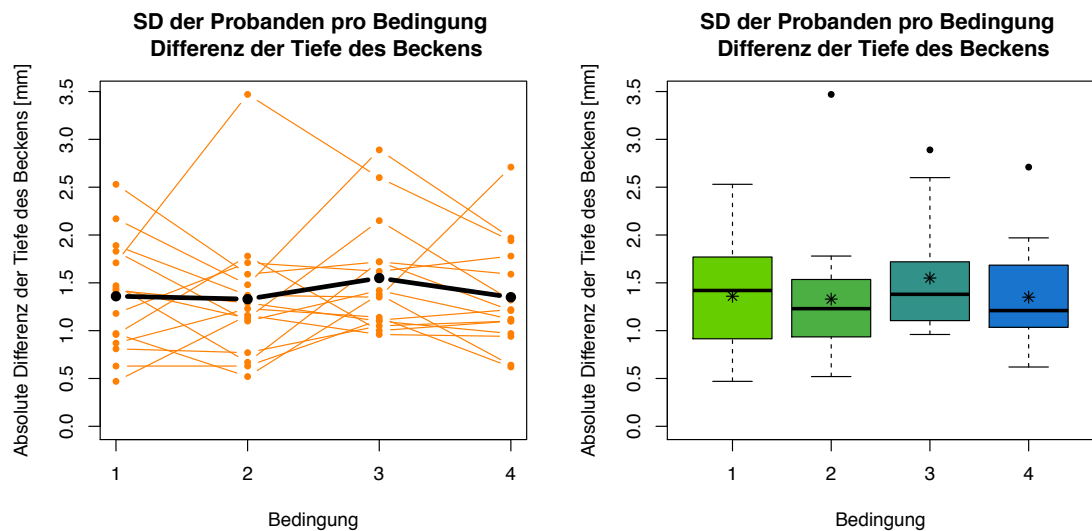


Abbildung 6-12: Positionsvariabilität (SD) für die Diff. der Tiefe des Beckens, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen

6.2.2 Der Einfluss des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche

Bei der Frage, ob die Ausgangsbedingung einen Einfluss auf die Rückenoberfläche nimmt, wurden zwei Aspekte geprüft: Unterschiede in der Positionsvariabilität und Veränderungen der Oberkörperhaltung.

1. Einfluss der Bedingung auf die Positionsvariabilität:

Bei einem Einfluss der Bedingung auf die Positionsvariabilität (SD) galt zu klären:

Existieren Unterschiede in der Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messgerät bei den vier unterschiedlichen Bedingungen?

2. Einfluss der Bedingung auf die Oberkörperhaltung:

Hier stellte sich die Frage:

Inwieweit drängen technische oder verbale Anweisungen den Patienten aus seiner habituellen Haltung heraus in künstliche Haltungsmuster?

Geprüft wurden hierfür Unterschiede des Mittelwertes (MW). Die MW der sechs Parameter geben jedoch keinen Aufschluss über die Qualität der Haltung, da sie aus den Absolutwerten berechnet wurden. Sie geben an, ob die Oberkörperhaltung sich generell verändert.

Von den 24 getesteten Modellen (SD und MW) erwies sich für die Abweichung der WS in der Frontalebene für den MW mit $p = 0,036$ eine Signifikanz. Der eine signifikante Wert ergibt sich mit aller Wahrscheinlichkeit durch multiples Testen. Bei 24 Tests ist prinzipiell mit einem signifikanten Ergebnis beim multiplen Testen zu rechnen. Daher wird die eine Signifikanz nicht bewertet (Fahrmeier et al., 2007). Die Testergebnisse der übrigen 23 Modelle sind nicht signifikant (vgl. Tabelle 6-10).

Die Bedingung nimmt demzufolge keinen Einfluss auf die sechs Parameter der Rückenoberfläche. Daher ist die Schlussfolgerung zulässig, dass das visuelle

System und die Fußstellung die Variabilität der Rückenoberfläche bei Messwiederholungen nicht beeinflussen. Ebenso zwingen die vier verschiedenen Bedingungen die Probanden in keine artifizielle Haltung. Die Oberkörperhaltung ist für alle vier Bedingungen konstant.

Als Gesamtergebnis lässt sich festhalten, dass die getesteten Ausgangsbedingungen keinen signifikanten Einfluss auf die sechs Parameter der Rückenoberfläche bei 3D-Messungen der Körperhaltung nehmen.

Die Bedeutung und Konsequenz dieses Ergebnisses wird in Kapitel 7.2 diskutiert. Die Ergebnisse des Wald-Tests sind in der folgenden Tabelle 6-10 zusammengefasst dargestellt. Modell 1 beinhaltet die SD in mm als Zielgröße und Modell 2 die MW in mm. Es werden hier die Ergebnisse der 12 Modelle mit der Zielgröße in mm aufgeführt. Die vollständigen Ergebnisse des gemischten Modells für die 12 Modelle mit der Zielgröße Grad befinden sich im Anhang (Ergebnisse Gemischtes Modell, Kapitel 10.2, S. 215).

Tabelle 6-10: Ergebnisse des Wald-Tests für die sechs Parameter der Rückenoberfläche

Parameter	Modell		DF Parameter	p-Wert
Abweichung der WS in der Frontalebene	1 SD [mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,543
	2 MW [mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,036
Abweichung der WS in der Sagittalebene	1 SD m[mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,292
	2 MW [mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,170
Differenz der Höhe der SB	1 SD [mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,189
	2 MW [mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,634
Differenz der Tiefe der SB	1 SD [mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,199
	2 MW [mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,502
Differenz der Höhe des Beckens	1 SD [mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,152
	2 MW [mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,958
Differenz der Tiefe des Beckens	1 SD [mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,481
	2 MW [mm]	(Intercept)	1	0,000
		Bedingung	3	0,582

Intercept = Bedingung 2

Die Grafische Darstellung der Ergebnisse für die Oberkörperhaltung

Analog zu der Positionsvariabilität wird die Oberkörperhaltung der Bedingungen grafisch als Einzelwertdiagramme und als Boxplots dargestellt.

Die Einzelwertdiagramme (linke Grafik) zeigen für jeden Parameter die Mittelwerte für jeden der 15 Probanden über zehn Versuche (orangefarbene Punkte) sowie die durchschnittlichen MW der 15 Probanden über 150 Versuche (MW der 15 MW in mm = schwarze Punkte). Die Boxplots (rechte Grafik) stellen die durchschnittlichen Mittelwerte der 15 Probanden für die jeweils vier Bedingungen dar, womit ein direkter Vergleich der vier Bedingungen visualisiert wird. Hier wird für alle sechs Parameter ersichtlich, dass sich die vier Bedingungen nicht bedeutsam voneinander unterscheiden.

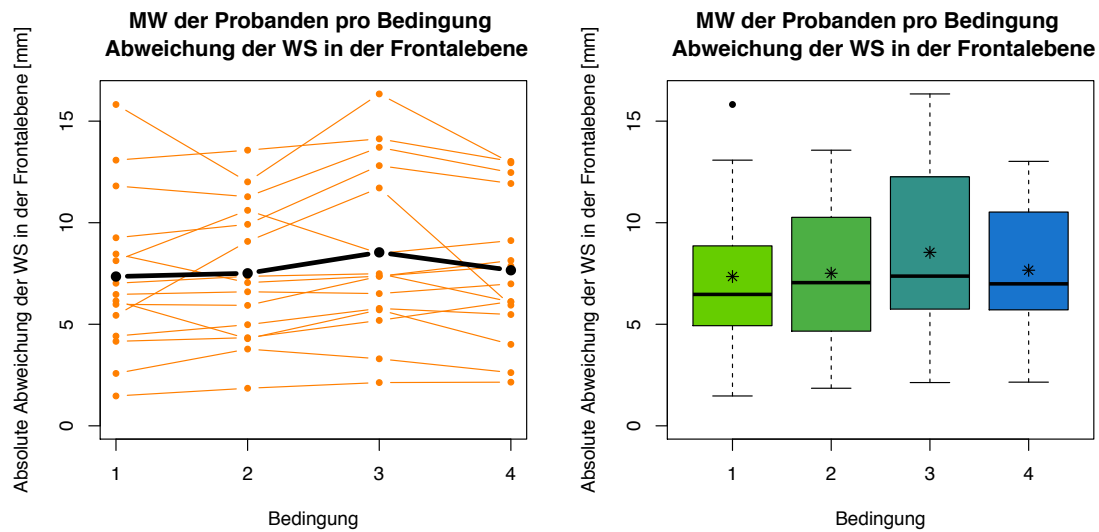


Abbildung 6-13: MW für Abw. der WS in der Frontalebene: linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen

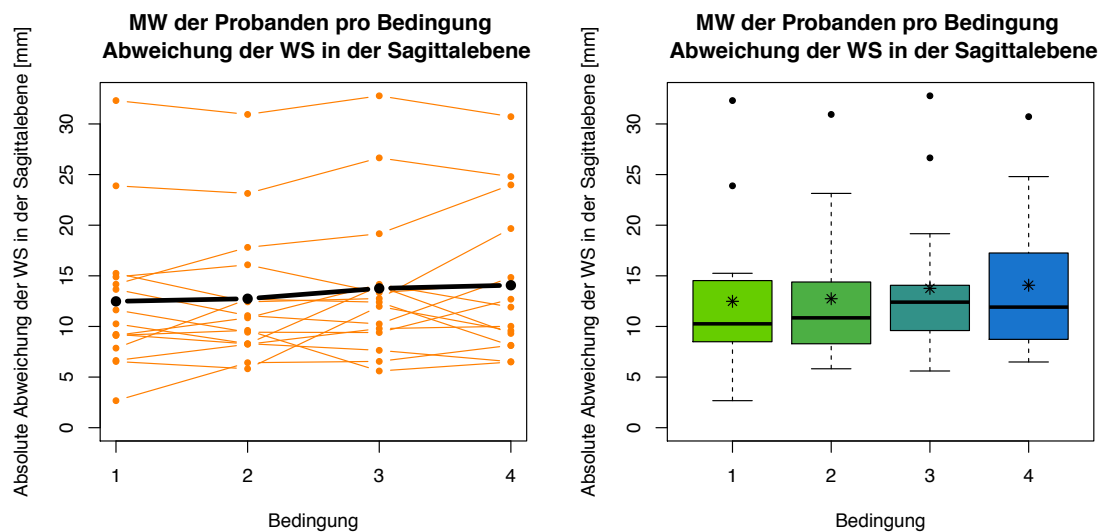


Abbildung 6-14: MW für Abw. der WS in der Sagittalebene: linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen

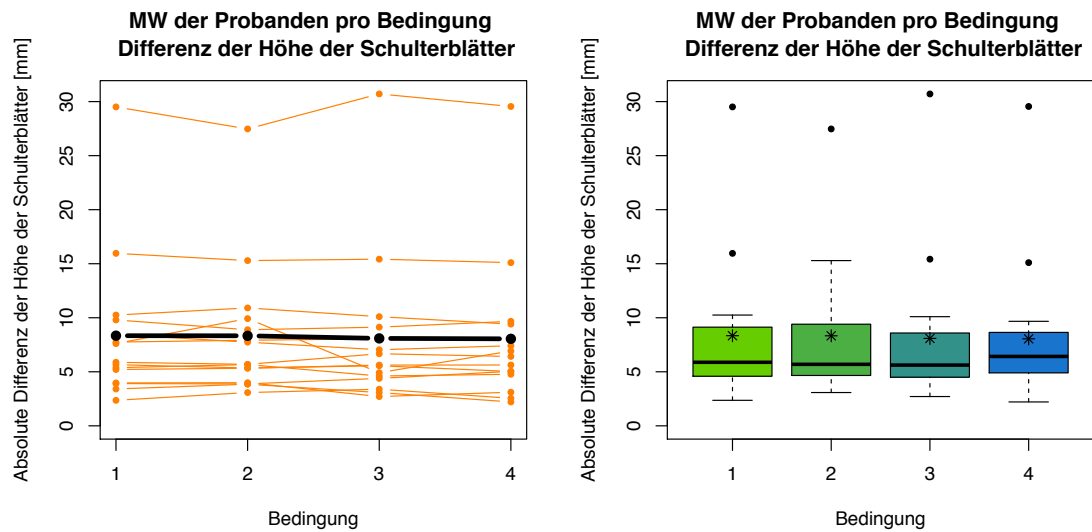


Abbildung 6-15: MW für die Differenz der Höhe der Schulterblätter: linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen

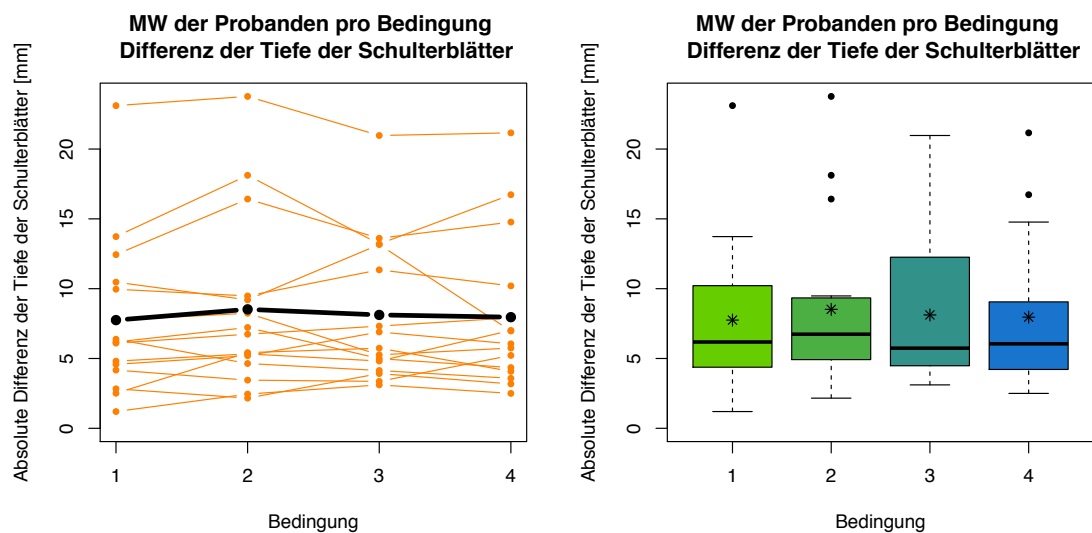


Abbildung 6-16: : MW für die Differenz der Tiefe der Schulterblätter, linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen

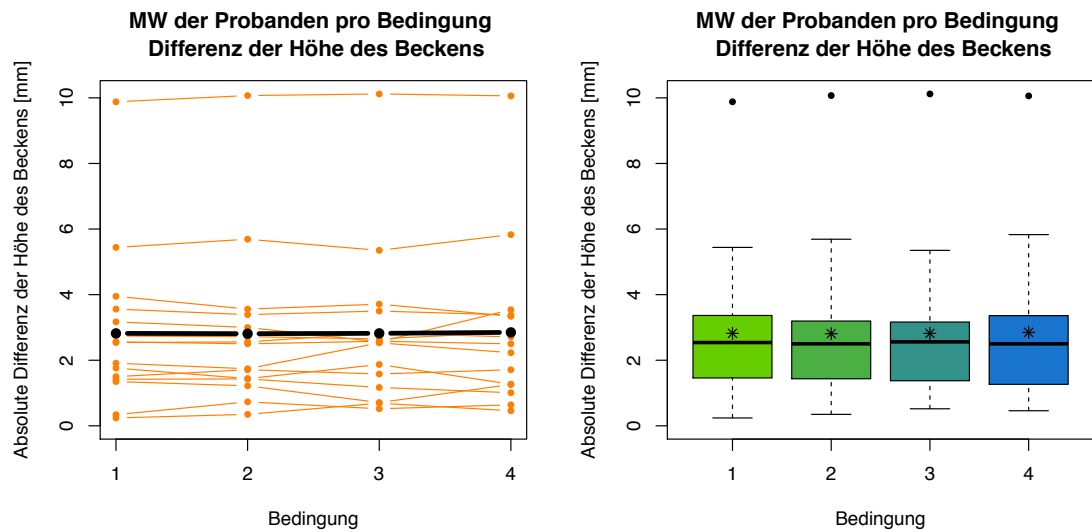


Abbildung 6-17: MW für die Differenz der Höhe des Beckens, linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen

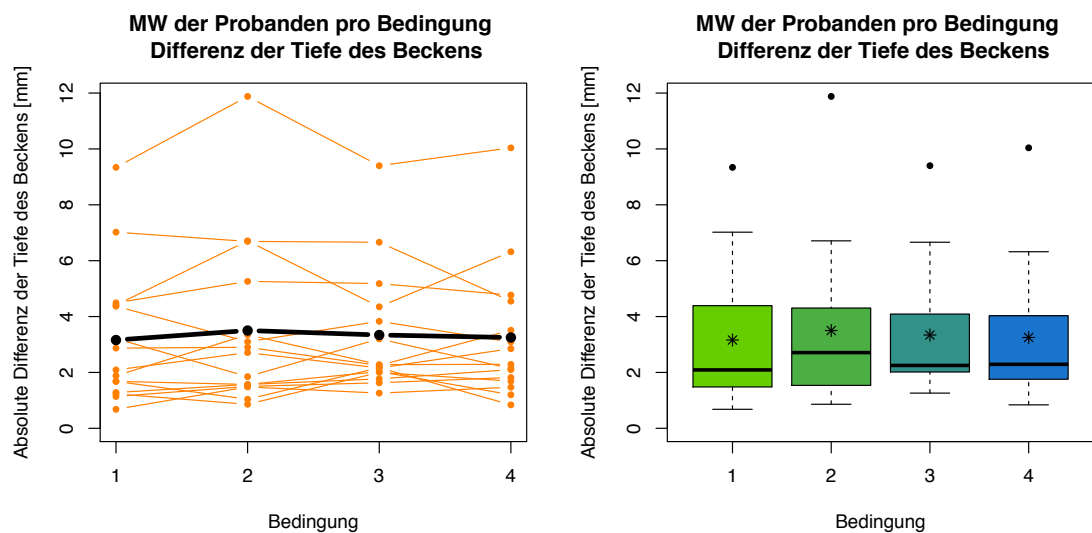


Abbildung 6-18: MW für die Differenz der Tiefe des Beckens: linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen

6.3 Streuungskomponenten Messsystem und Positionsvariabilität

Mithilfe der MSA konnte die Streuung des Messsystems bestimmt werden. Die Werte für die Messsystemstreuung sind mit $\leq 0,1$ mm sehr klein. Im Kontext von Haltungsanalysen sind Werte $\leq 0,1$ mm als irrelevant zu betrachten. Des Weiteren wurde im Rahmen dieser Arbeit die Variabilität von Probanden bei Messwiederholungen vor dem Messsystem (Positionsvariabilität) bestimmt. Diese beinhaltet die Variabilität bei Messwiederholungen sowie die Streuungen des Messsystems. Da die Streuungen des Messsystems mit $\leq 0,1$ mm sehr gering sind, können sie bei 3D-Haltungsanalysen vernachlässigt werden. Die Werte für die Streuungen des Messsystems sowie für die Positionsvariabilität sind der Tabelle 6-11 zu entnehmen.

Tabelle 6-11: Streuung Messsystem und Positionsvariabilität + Messsystemstreuung für die sechs Parameter der Rückenoberfläche

Parameter	Streuung Messsystem, SD [mm]	Positionsvariabilität + Messsystemstreuung SD [mm] \pm SD
Abweichung der WS in der Frontalebene	0,1	2,7 \pm 1,3
Abweichung der WS in der Sagittalebene	0,1	5,4 \pm 2,0
Differenz der Höhe der Schulterblätter	< 0,05	1,8 \pm 1,0
Differenz der Tiefe der Schulterblätter	< 0,05	3,5 \pm 1,2
Differenz der Höhe des Beckens	0,1	0,5 \pm 0,2
Differenz der Tiefe des Beckens	0,1	1,4 \pm 0,6

7 Diskussion der Ergebnisse

In den folgenden Abschnitten werden die Ergebnisse zur Positionsvariabilität bei Messwiederholungen sowie zum Einfluss des visuellen Systems und zur Fußstellung auf die Oberkörperhaltung bei Messprozessen diskutiert. Die Kapitel der Diskussion gliedern sich nach den in der Einleitung formulierten Fragestellungen.

Das folgende Kapitel 7.1 setzt sich mit dem 3D-Messsystem, MiniRot-Kombi, und dessen Messmittelfähigkeit auseinander.

7.1 Studie 1: Die Messmittelfähigkeitsanalyse des Messsystems und das Messsystem

Bislang wurde die Messmittelfähigkeit des 3D-Messsystems, MiniRot-Kombi, ABW GmbH, Frickenhausen Deutschland, nicht publiziert. Daher wurde im Vorfeld der Studie die Messfähigkeit der MiniRot-Kombi untersucht.

Nach international geltenden Bewertungskriterien ist das Messsystem, MiniRot-Kombi, messfähig (Dietrich et al., 2015). Alle Werte der % SU der R&R gesamt (gekreuzt) liegen zwischen 0-10 % und belegen somit die Messfähigkeit des Messsystems. Die hohen Werte für die Anzahl der eindeutigen Kategorien (number of distinct (ndc) = 71, 67, 56, 578, 27, 186) zeigen sehr gute Eigenschaften des Gerätes, Merkmalsunterschiede, die Aufstellungspositionen der Puppe, zu erfassen. Das Messsystem scheint Punkte in der Tiefe (Z-Achse) noch besser zu erfassen als in der Höhe (Y-Achse). Die Streuungen, die vom Messsystem verursacht werden, liegen im hundertstel Millimeterbereich und sind im Vergleich zu den Streuungen, die vom Menschen verursacht werden, als nicht relevant zu beurteilen und zu vernachlässigen.

Das Messsystem, MiniRot-Kombi, erfasst spezifische anatomische Strukturen, wie C7 nicht automatisch. In der vorliegenden Studie wurden daher C7, definiert

als prominenter Halswirbelkörper, der rechte sowie linke Angulus inferior Scapulae, der Lendenwirbelkörper 3 (LWK 3), als Scheitelwirbel der LWS definiert, sowie die beiden Lumbalgrübchen, Spina iliaca posterior superior (SIPS), markiert. Anhand dieser Markierungen wurden definierte anatomische Verhältnisse, die sechs Rückenparameter, berechnet. Das exakte Lokalisieren sowie Palpieren dieser Punkte erfordern gute anatomische Kenntnisse und können Ungenauigkeiten aufweisen (Mieritz et al., 2016; Póvoa et al., 2015). Ein vermehrtes subkutanes Fettgewebe kann dies zudem erschweren, da mit einem Anstieg des Body-Mass-Indexes (BMI) die Tiefe von knöchernen Strukturen der Wirbelsäule korreliert (Kawchuk et al., 2011; Shin et al., 2011). Die Anwendung von Markierungen und die damit verbundene Schwierigkeit einer exakten Positionierung und Repositionierung bei späteren Messungen sind bekannte Nachteile dieses Verfahrens (Michoński et al., 2012). In dieser Studie wurden die Markierungen an der Puppe sowie an den Probanden einmalig geklebt, sodass Fehler durch Repositionierung von Markierungen ausgeschlossen werden konnten. Die vorliegende Arbeit untersuchte Veränderungen der Rückenoberfläche in Abhängigkeit von der Ausgangsbedingung. Eine qualitative Beurteilung der Haltung, wofür eine exakte Lokalisierung sowie Markierung der anatomischen Strukturen eine wesentliche Voraussetzung sind, war nicht Ziel dieser Studie.

Ein weiterer Diskussionspunkt im Kontext von rasterstereographischen Messungen sind der Einfluss und die Bedeutung von Hautfalten (Mohokum et al., 2015). Hautfalten können durch überschüssiges Unterhautfettgewebe wie auch infolge einer Osteoporose auftreten. Werden Bereiche von Hautfalten verdeckt, können diese rasterstereographisch nicht erfasst und somit nicht berechnet werden. Bereiche, die von Hautfalten überdeckt sind, kann das Messsystem nicht erfassen und somit keine Raumkoordinaten berechnen sowie bildlich darstellen, wie es im Bereich des rechten Taillendreiecks in Abbildung 7-1 zu erkennen ist.



Abbildung 7-1: Isobasenbild: Hautfalten im Bereich des rechten Taillendreiecks werden nicht erkannt und dargestellt. Für diesen Bereich existieren keine Messwerte.

Hautfalten der Rückenoberfläche aufgrund von Adipositas sind größtenteils lateral lokalisiert. Die meisten für die 3D-Erfassung relevanten anatomischen Bezugspunkte liegen im Verlauf oder im Bereich der Wirbelsäule, wie zum Beispiel C7, Dornfortsätze, Lumbalgrübchen und Rima Ani, so dass für die Berechnung der anatomischen Verhältnisse kein direkter störender Einfluss von lateral lokalisierten Hautfalten existiert.

Falten, wie sie zum Beispiel bei einer Osteoporose (Tannenbaumphänomen) vorkommen, ziehen großflächig von der Mitte des Rückens zu beiden Seiten hin abwärts (Abbildung 7-2). Diese großflächigen Falten können bei einer rasterstereographischen Erfassung der Rückenoberfläche größere Schwierigkeiten bereiten. Das Messsystem, MiniRot-Kombi, erstellt in solchen Fällen zwar ein Bild, dieses wäre aber im Bereich der Falten lückenhaft.



Abbildung 7-2: Tannenbaumphänomen: Hautquerfalten bei einer Osteoporosepatientin, (Ärztezeitung, 2007)

Ebenso wird ein Einfluss des BMI bei der 3D-Erfassung der Rückenoberfläche diskutiert. Messsysteme, mit automatischer Erkennung von anatomischen Oberflächenstrukturen, beziehen ihre Berechnungen definierter Parameter auf knöcherne Strukturen der Wirbelsäule, des Beckens sowie das Profil der Rückenoberfläche wie zum Beispiel C7, Dornfortsätze, Lumbalgrübchen und Beginn von Rima ani. Vermehrtes subkutanes Fettgewebe kann die Erkennung dieser Strukturen erschweren und die Messgenauigkeit beeinflussen (Liu et al., 2013; Mohokum et al., 2015). Wie bereits erwähnt, korreliert mit einem Anstieg des BMI die Tiefe von knöchernen Strukturen der Wirbelsäule (Kawchuk et al., 2011). Knott et al. (2012) untersuchten in diesem Zusammenhang einen Einfluss des BMI auf die Messgenauigkeit von rasterstereographischen Messungen mit dem Formetric-System (Diers). Vermessungen bei schlankeren Personen seien demnach einfacher und je höher der BMI, desto größer sei die Variabilität bei der Berechnung von Parametern. Doch trotz der größeren Variabilität sei die Methode auch bei Personen mit einem hohen BMI noch als durchaus gut zu bewerten (Knott et al., 2012). Schroeder et al. (2015) weisen daraufhin, dass subkutanes Gewebe speziell im Bereich der Lumbalgrübchen als mögliche Fehlerquelle bei der Berechnung und Darstellung der Beckenregion in Betracht gezogen werden muss. Nach Erkenntnissen von Mohokum et al. (2010) und Goh et al. (1999) nehme der BMI keinen relevanten Einfluss auf die Messwerte

der markerlosen Rasterstereographie. Liu et al. (2013) kommen zum dem Schluss, dass Übergewicht die Genauigkeit der Messwerte der 3D-Messsysteme, Integrated Shape Imaging System 2 (ISIS 2) und Milwaukee Topographic System (MTS), beeinflusse.

Der BMI beeinflusst die Genauigkeit der Messwerte der MiniRot-Kombi jedoch nicht. Zum einen sucht das Messsystem keine spezifischen anatomischen knöchernen Strukturen. Zum anderen erfolgt die Berechnung der zuvor definierten Parameter auf den auf der Haut applizierten Markierungen, die problemlos vom Messsystem erfasst werden können. Schwierigkeiten bei einem vermehrten subkutanen Fettgewebe bestehen jedoch, wie bereits erwähnt, in einer exakten Lokalisierung und Palpation der anatomischen Strukturen zur Applizierung der Marker, die wiederum als Referenz zur Berechnung definierter anatomischer Verhältnisse herangezogen werden.

Unabhängig von Markierungen erfasst das Messsystem, MiniRot-Kombi, jede Oberflächenstruktur wie zum Beispiel den Rücken, untere Extremitäten oder Kopf dreidimensional und stellt diese als Höhenbild (Isobasenbild) dar. Dabei spielen weder Markierungen noch subkutanes Fettgewebe eine Rolle. Die Raumkoordinaten, $X/Y/Z$, können für jeden beliebigen Punkt der erfassten Oberfläche mit dem Cursor der Maus angezeigt werden.

Ein weiterer Aspekt, der bisher im Kontext von Haltungsanalysen keine Beachtung fand, ist die Situation des Patienten vor dem Messgerät. Bei den meisten Geräten ist es erforderlich, den Oberkörper komplett bis zum Beginn der Rima ani zu entkleiden und erfahrungsgemäß bis auf die Unterhose. Denn das Fixieren der Hose unterhalb des Sacrums beziehungsweise Rima ani erweist sich oft als problematisch. Einerseits kann ein zu festes Fixieren der Hose zu beachtlichen Gewebeverschiebungen und somit zu Formveränderungen der Oberflächenstruktur in der Lenden-Becken-Hüftregion führen und andererseits kann ein ständiges Herunterrutschen der Hose den Patienten am Stillstehen und an seiner habituellen Haltung hindern. Speziell für weibliche Patienten kann eine ent-

kleidete Situation Unbehagen auslösen und ihre habituelle Haltung vor dem Gerät beeinflussen. Ist es Ziel, intraindividuelle Haltungsveränderungen bezüglich der habituellen Haltung festzustellen, sollte die unbedeckte Situation der Patienten berücksichtigt werden. Das Messsystem, MiniRot-Kombi, erfasst die Rückenoberfläche auch mit BH (Abbildung 7-3, Abbildung 7-4). Es müssen jedoch eventuelle Hautverschiebungen, bedingt durch das Tragen eines BHs sowie von Unterwäsche, bei der Beurteilung der Bilder und Daten beachtet werden. Abbildung 7-4 zeigt eine durch den BH bedingte Hautverschiebung. Zudem sollte bedacht werden, dass das Messsystem schwarze Unterwäsche nicht oder nur teilweise erfasst und somit für diesen Bereich ein lückenhaftes Bild entsteht (Abbildung 7-3). Weiße Wäsche wird vom Messsystem problemlos erfasst.



Abbildung 7-3: : Isobasendarstellung der Rückenoberfläche mit Tragen eines schwarzen BHs, Bereiche des BHs werden zum Teil nicht erfasst und dargestellt. Die Struktur des BHs ist zu erkennen. Weiße Wäsche wird von der MiniRot-Kombi im Isobasenbild mit dargestellt, dunkle Wäsche nicht.

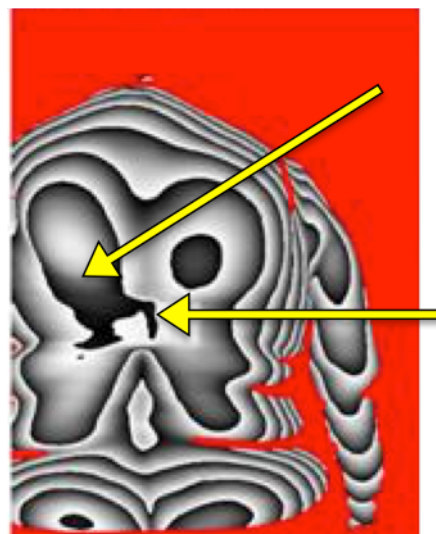


Abbildung 7-4: Hautverschiebungen durch das Tragen eines BHs: oberer Pfeil zeigt Hautverschiebungen oberhalb des BH-Verlaufs; unterer Pfeil zeigt BH-Verschluss.

Auch bei Minderjährigen spielt der Gesichtspunkt des entkleideten Oberkörpers bei 3D-Vermessungen der Haltung eine Rolle. Glinkowski et al. (2012) weisen im Rahmen einer flächendeckenden Skolioseuntersuchung an Schulen auf diese Situation und deren Akzeptanz durch die Eltern hin.

Weitere diskutierte störende Einflussfaktoren bei der Rasterstereographie sind unter anderem Narben, eine starke Körperbehaarung sowie Tattoos. Sie werden häufig bei Studien als Ausschlusskriterien deklariert wie auch Morbus Scheuermann, Spondylitis ankylosans, ein ausgeprägtes Muskelrelief und Frakturen der Wirbelsäule (Mohokum et al., 2010). Eine häufig angewandte markerlose Messtechnik ist das 3D-/4D-Messsystem, Formetric-System (Diers) (Guidetti et al., 2013). Dieses Messsystem berechnet bestimmte Parameter der Wirbelsäule und des Beckens anhand spezifischer anatomischer Strukturen der Rückenoberfläche. Eine starke Körperbehaarung, Narbengewebe oder andere strukturelle Besonderheiten der Rückenoberfläche können die automatische Erkennung der anatomischen Strukturen wie zum Beispiel Dornfortsätze oder Lumbalgrübchen erschweren.

Ein Vorteil des in dieser Studie verwendeten Messsystems, MiniRot-Kombi, ist, dass jegliche Oberflächenstrukturen dreidimensional erfasst werden. Narbengewebe und formspezifische Besonderheiten der Rückenoberfläche beeinflussen die dreidimensionalen Messungen nicht. Eine starke Körperbehaarung kann hingegen ein störender Einfluss sein und folglich werden ein unvollständiger Datensatz sowie ein lückenhaftes Bild der Rückenoberfläche erstellt.

Tattoos müssen individuell bei der Interpretation der Messdaten berücksichtigt werden. Das Messsystem, MiniRot-Kombi, sucht zur Berechnung der anatomischen Beziehungen, wie zum Beispiel Abw. der WS in der Frontalebene, nach schwarzen Kreisen (Markierungen). Beinhaltet ein Tattoo Kreise, die den Markierungen ähneln, so können diese vom Messsystem irrtümlich als Markierungen in die Berechnung der anatomischen Beziehungen einbezogen werden und somit Parameter falsch berechnet. Vergleichbar mit schwarzer Unterwäsche

werden schwarze Tattoos vom Messsystem eventuell nicht erfasst und ein lückenhaftes Bild der Rückenoberfläche erstellt.

Bisherige Studien zur Methode der Rasterstereographie schließen ein überwiegend junges und gesundes Probandenklientel sowie Skoliosepatienten ein (z. B. Guidetti et al., 2013; Lyon et al., 2004; Mohokum et al., 2010; Schroeder et al., 2015; Thometz et al., 2000). Dies spiegelt auch den Ursprung und das Hauptanwendungsfeld der Videorasterstereographie, die Verlaufskontrollen von Skoliosen, wieder (Drerup et al., 1994). Weitere Einsatzgebiete der Rasterstereographie sind unter anderem Osteoporose, Rückenschmerzen in der Schwangerschaft, degenerative Erkrankungen der Wirbelsäule, die Nachbehandlung von Wirbelsäulenfrakturen und Morbus Scheuermann (Betsch et al., 2015; Weiß et al., 2003).

Abschließend lässt sich zusammenfassen, dass das Messsystem, MiniRot-Kombi, sich zur Erfassung jeder Rückenoberfläche im aufrechten Stand, unter Berücksichtigung aufgeführter Einschränkungen, eignet. Die Messfähigkeit des Systems ist als sehr gut zu bewerten. Das Messverfahren ist gesundheitlich unbedenklich, verfügt über sehr kurze Aufnahmezeiten und ist einfach in der Anwendung. Lediglich das Applizieren der Markierungen erfordert Übung und anatomische Kenntnisse.

7.2 Studie 2: Die Positionsvariabilität und der Einfluss des visuellen Systems und der Fußstellung auf die Rückenoberfläche

In diesem Kapitel werden die in der Einleitung zur Studie 2 formulierten Fragestellungen und Folgefragestellungen aufgegriffen und anhand der Ergebnisse diskutiert.

1. Nehmen das visuelle System und die Fußstellung einen Einfluss auf die Rückenoberfläche bei 3D- Messprozessen?

Die Ergebnisse des linearen gemischten Modells zeigen überraschenderweise, dass sowohl das visuelle System wie auch die Fußstellung keinen Einfluss auf die Rückenoberfläche nehmen.

Wie in Kapitel 2.1.8 erläutert, korrelieren eine vermehrte Innenrotation der Füße mit einer Supination und eine Außenrotation der Füße mit einer Pronation (Peterson Kendall et al., 2001). Zusammenhänge und Auswirkungen von Supinations- und Pronationsstellungen der Füße auf die Beinlänge, die Lenden-Becken-Hüft-Region (LBH-Region) und weiter cranial auf das Achsenskelett zeigen auch Studien von Ali et al. (2014); Kwon et al. (2015); O`Leary et al. (2013). Des Weiteren zeigen Untersuchungen von Betsch et al. (2011) Einflüsse der Fußstellungen auf die Beckenposition und belegen somit das Vorhandensein von funktionellen kinematischen Ketten. Ebenso beschreiben Ludwig et al. (2006a) Auswirkungen von Kopf bis Fuß und zeigen Effekte von korrigierten Beinlängendifferenzen durch Schuherhöhungen auf die LBH-Region und weiter nach cranial auf die Rumpf- und Kopfhaltung auf. Zum einen konnte in der vorliegenden Untersuchung die Rotation und Spurbreite der Füße frei gewählt werden. Zum anderen wurden eine Spurbreite von 10 cm und eine Rotationsstellung je Fuß von 7° mit einer Schablone vorgegeben. Die Aufstellung in einer Schablone empfinden viele Patienten als ungewohnt und nicht ihrer habituellen Haltung entsprechend. Aber auch die Situation einer freigestellten Fußstellung führt bei Messungen oft zu Fragen und Unsicherheiten der Patienten bezogen

auf die Aufstellung und Positionierung ihrer Füße. Insofern wären eine erhöhte Positionsvariabilität sowie Veränderungen der Oberkörperhaltung bei Messwiederholungen keine überraschenden Ergebnisse. Widererwartend bestehen keine Unterschiede zwischen der Positionierung in einer Fußschablone im Vergleich zu einer freigewählten Spurbreite und Rotationsstellung in der Positionsvariabilität und Oberkörperhaltung. Eine mögliche Erklärung dafür könnte sein, dass die freigewählten Fußstellungen der Probanden sich nicht wesentlich von den Maßvorgaben der Fußschablone, die sich an Normwerten orientiert, unterscheiden.

Ebenso überrascht das Ergebnis, dass das visuelle System keinen Einfluss auf die Positionsvariabilität sowie die Oberkörperhaltung bei 3D-Messvorgängen nimmt. Einflüsse des visuellen Systems auf die Körperhaltung sind Untersuchungsgegenstand zahlreicher Studien. Diese belegen die bedeutende Rolle des visuellen Systems an der posturalen Stabilität. Sie zeigen, dass bei Ausschluss des visuellen Systems die Körperschwankung zunimmt (Duarte et al., 2002; Friedrich et al., 2008; Hafström et al., 2002; Mergner, 2012; Rougier, 2005). Die Körperschwankung und die Positionsvariabilität stellen zwei unterschiedliche Sachverhalte dar. Der bipedale, ruhige Stand ist charakterisiert durch kleine spontane Körperschwankungen, die der Gleichgewichtsregulation dienen (Mergner, 2012; Shumway-Cook et al., 2012). Die Positionsvariabilität beschreibt die Variabilität der Rückenoberfläche bei Messwiederholungen. Die Probanden stiegen für jede Messung erneut auf ein Podoskop. Die Aufnahmezeit des Messsystems, MiniRot-Kombi, beträgt 0,5 Sekunden. Nach jeder Messung verließen die Probanden das Podoskop und gingen locker eine markierte Strecke von insgesamt 18 Metern. Das Phänomen der Körperschwankung sowie ein Einfluss des visuellen Systems scheinen bei diesen kurzen Aufnahmezeiten sowie Testbedingungen keine Rolle zu spielen.

Eine zentrale Zielstellung der Studie ist die Definition einer standardisierten Aufnahmeposition zur Messung der Körperhaltung. Dieses Ziel wurde erreicht und den Ergebnissen zufolge kann es Patienten freigestellt werden, ob 3D-

Messungen der Rückenoberfläche wahlweise mit geöffneten oder geschlossenen Augen und mit oder ohne Fußschablone durchgeführt werden. Wobei eine verwendete Fußschablone sich an den Angaben von Götz-Neumann (2006) mit einer Rotationsstellung je Fuß von 7° und einer Spurbreite von 10 cm richten sollte.

2. Wie groß ist die Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem?

Das zweite zentrale Ziel der Arbeit ist die Bestimmung der Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem. In der Literatur existieren keine vergleichbaren Angaben zur Positionsvariabilität bei Messwiederholungen vor dem Messsystem, die auf einem entsprechend großen Datensatz basieren. Drerup et al. (2007) erhoben die Haltungsveränderungen vor einem 3D-Messsystem anhand von 72 Messdaten. Um aber Haltungsveränderungen aufgrund von Interventionseffekten objektiv beurteilen und differenzieren zu können, muss das Maß dieser Variabilität bekannt sein. Dies postulieren auch Drerup et al. (2007, S. 13): *„natürliche Haltungsschwankungen müssen bei Vergleichsmessungen der Haltung berücksichtigt werden“*. Sie führten eine ähnliche Studie durch und untersuchten die natürliche Haltungsveränderungen bei Messwiederholungen vor dem Messgerät. Dazu bestimmten sie rasterstereographisch mit dem 3D-Messsystem, MiniRot-Kombi, die Haltungsveränderungen an acht Probanden bei jeweils drei Messreihen mit vier Messwiederholungen in Normalhaltung. In Summe erfolgten 12 Messungen pro Proband in Aufstellung einer speziellen Positionsvorrichtung für die Füße. Diese Vorrichtung entsprach den Maßen der Fußschablone der vorliegenden Studie. Eine Schiene richtete die Fersen parallel zum Koordinatensystem des Messgerätes aus und eine weitere definierte einen Rotationswinkel von 15° zwischen den Füßen. Zudem erhielten sie verbal die Anweisung, während der Messungen die Knie durchzudrücken. Die Haltung der Probanden wurde bei drei verschiedenen Testbedingungen gemessen. Die drei Testbedingungen unterschieden sich in der Fußbekleidung: Testbedingung 1) Schuhe ohne Einlagen, 2) Schuhe mit sensomotorischen Einlagen, 3) Schuhe

mit Plazeboeinlagen. Während einer Messreihe verließen die Probanden die Aufstellungsposition nicht, sondern führten eine Rumpfbeuge vor- und rückwärts aus. Die Bestimmung der Variabilität der Haltung erfolgte über die Berechnung der mittleren SD für die Beckenneigung und die Beckendrehung. Die Parameter Beckendrehung von Drerup et al. (2007) und Differenz der Tiefe des Beckens der vorliegenden Studie sind identisch und daher vergleichbar. Wie aus der Tabelle 7-1 ersichtlich, ist die mittlere Standardabweichung für die Beckendrehung von Drerup und Karthaus mit 1,35° im Vergleich zu dieser Studie mit 0,82° größer.

Tabelle 7-1: Ergebnis für Beckendrehung von Drerup et al. (2007) und für die Diff. der Tiefe des Beckens der vorliegenden Studie

	Drerup et al. (2007) Beckendrehung [°]	Bedingung 1: (mit Fußschablone, geöffnete Augen) Diff. der Tiefe des Beckens [°]
Positions- variabilität (mittlere SD)	1,35	0,82

Dieser Unterschied kann durch die unterschiedlichen Testbedingungen begründet sein. In der Studie von Drerup et al. (2007) erhielten die Probanden die Anweisung, die Knie durchzudrücken. In der vorliegenden Studie erfolgte diesbezüglich keine spezifische Anweisung. Das Durchdrücken der Knie entspricht unter Umständen nicht der habituellen Haltung, was wiederum zu einer vermehrten Variabilität der Haltung führen und die Probanden aus ihrer habituellen Haltung drängen könnte. Des Weiteren führten die Probanden bei Drerup und Karthaus zwischen den Einzelmessungen eine Rumpfbeuge vor- und rückwärts aus. In der vorliegenden Studie verließen die Probanden ihre Aufstellungsposition beziehungsweise das Podoskop nach jeder Einzelmessung und absolvierten eine Gehstrecke von 18 Metern. Eine Rumpfbeuge vor- und rückwärts beeinflusst die komplexen Strukturen der LBH-Region, speziell der Sakroiliakgelenke, anders als beim Gehen (Frisch, 2003). Zudem ist das Bewegungsaus-

maß der LBH-Region bei der Rumpfbeuge weitaus größer als beim Gehen. Folglich wäre somit ein größerer Bewegungsspielraum für den Parameter, ausgelöst durch einen mobilisierenden Effekt der Rumpfbeugen, denkbar. Außerdem erfolgten in der vorliegenden Studie keine Interventionen. Drerup et al. (2007) verglichen die Unterschiede mit Schuhen, sensomotorischen Einlagen sowie Plazeboeinlagen und bestimmten diesbezüglich Unterschiede hinsichtlich der zwei Rückenparameter, Beckendrehung und Beckenneigung. In der vorliegenden Studie erfolgten keine spezifischen Interventionen.

In einer weiteren vergleichbaren Studie untersuchten Schroeder et al. (2015) mit dem Formetric-System (Diers) Unterschiede der intraindividuellen Variabilität der Rückenoberfläche an 20 gesunden Probanden zwischen vier verschiedenen Messzeitpunkten. Sie führten jeweils vier Messwiederholungen an einem Tag in einem Abstand von fünf Minuten, nach einem Tag sowie nach einer Woche durch. Die Probanden erhielten Anweisungen, sich mit einem bündigen Fersenabschluss auf eine Plattform zu stellen und den Blick geradeaus zu richten. Diese Bedingung gleicht der Bedingung 1, mit geöffneten Augen und Aufstellung in einer Fußschablone, der aktuellen Studie. Sie bestimmten zwar nicht die Größe der Positionsvariabilität, konnten aber zeigen, dass die Zeit, anhand von vier Messzeitpunkten, keinen signifikanten Einfluss auf die Variabilität der Rückenoberfläche nimmt.

Die Ergebnisse beider Studien führen zum dem Schluss, dass weder die Zeit noch die hier getesteten Bedingungen die Variabilität der Rückenoberfläche beeinflussen. Dies bietet eine Ausgangsposition für zukünftige Haltungsanalysen mithilfe der 3D-Messtechnik zur Überprüfung der Wirksamkeit von Behandlungsmethoden und Hilfsmitteln.

Die Bestimmung der Positionsvariabilität auf der Basis von 600 Messwiederholungen ist bisher einzigartig und es existieren keine vergleichbaren Daten in der Literatur. Wie die Daten der Positionsvariabilität zu bewerten sind und welche Relevanz sie für die Praxis haben, wird in den folgenden Abschnitten diskutiert.

3. Existieren Unterschiede in der Positionsvariabilität bei den vier unterschiedlichen Bedingungen?

Die Ergebnisse des Wald-Tests (Kapitel 6.2.2) zeigen, dass die Positionsvariabilitäten der vier verschiedenen getesteten Bedingungen sich nicht signifikant voneinander unterscheiden. Folglich können die vier durchschnittlichen Positionsvariabilitäten zu einer gesamten durchschnittlichen Positionsvariabilität für jeden der sechs Parameter zusammengefasst werden. Mögliche Gründe, warum keine Unterschiede zwischen den Bedingungen vorliegen, wurden bereits unter Punkt 1 diskutiert.

4. Sind die Messwerte der Rückenoberfläche reproduzierbar?

Mit dem Hintergrund, dass der aufrechte bipedale Stand per se instabil ist, ist mit einer Variabilität der Körperhaltung bei Messprozessen zu rechnen. Daher ist die Frage zu Recht erlaubt, ob die Messwerte der Rückenoberfläche reproduzierbar sind. Sowohl die SD und wie auch die MW der sechs Parameter der Rückenoberfläche weisen bezüglich der Bedingungen keine signifikanten Unterschiede auf. Folglich können die Messwerte der Rückenoberfläche als reproduzierbar gewertet werden.

Es konnte gezeigt werden, dass die Oberkörperhaltung über die verschiedenen Bedingungen und bei erneuter Aufstellung vor dem Messsystem hinweg reproduzierbar ist.

5. Drängen technische oder verbale Anweisungen den Patienten bei Messvorgängen aus seiner habituellen Haltung heraus in künstliche Haltungsmuster?

Den Ergebnissen des linearen gemischten Modells zufolge ist, die Oberkörperhaltung für alle vier Bedingungen konstant. Die Aufstellung in einer Fußschablone drängt demnach den Probanden nicht aus seiner habituellen Haltung heraus in künstliche Haltungsmuster. Auch wenn Erfahrungen aus der Praxis zeigen, dass Patienten die Aufstellung in einer Fußschablone oft als ungewohnt

und nicht ihrer Gewohnheitshaltung entsprechend empfinden. Verbal erhielten die Probanden die Anweisung, während der Messung die Augen zu schließen oder zu öffnen. Auch diesbezüglich konnten keine Veränderungen der Oberkörperhaltung festgestellt werden. Um gleichbleibende Testbedingungen zu gewährleisten, erhielten die Probanden die Anweisung entspannt zu lächeln. Dadurch wurde ein Aufeinanderbeißen der Molaren verhindert und diskutierte craniomandibuläre Einflüsse ausgeschlossen. Veränderungen der Oberkörperhaltung durch einen festen Biss konnten zum Beispiel Dankerl et al. (2014) rasterstereographisch nachweisen. Ebenso stellten Ohlendorf et al. (2014) Auswirkungen der Bissstellung auf die Oberkörperhaltungen fest.

6. Kann die Positionsvariabilität als Referenz in der Praxis zur Beurteilung von Interventionseffekten gezielter Hilfsmittel und Methoden herangezogen werden?

Die Definition einer standardisierten Ausgangsposition und die Bestimmung der Positionsvariabilität waren die zentralen Ziele dieser Studie. Welche Relevanz und Bedeutung diese beiden Ziele für die praktische Anwendung bei Haltungsanalysen haben, zeigt folgendes Beispiel einer Einzelfallstudie.

Abbildung 7-5, S. 160, zeigt die Rückenoberfläche einer Probandin unter drei verschiedenen Bedingungen. Die linke Aufnahme zeigt die habituelle Haltung mit Aufstellung in einer Fußschablone, wie sie in der vorliegenden Studie verwendet wurde. Die Aufnahme in der Mitte stellt die Rückenoberfläche bei Durchführung eines Jig-Tests dar. Die Probandin biss dabei fest mit den Frontzähnen auf ein kleines Kunststoffstück. Bei der Aufnahme rechts wurden der Probandin sensomotorische Einlagen nach Bourdiol/Bortolin angepasst. Unter die rechte Fußsohle wurde ein 3 mm hohes Element aus Plastik proximal des ersten Metatarsalköpfchens und unter die linke Fußsohle ein 2 mm hohes Element proximal des ersten Metatarsalköpfchens platziert. Bei allen drei Aufnahmen waren die Augen geöffnet und der Blick geradeaus gerichtet. Die Interven-

tionen erfolgten unmittelbar hintereinander. Die Markierungen zur Erfassung der anatomischen Bezugspunkte wurden einmalig geklebt.

Positive Werte beziehen sich auf die rechte Seite des Körpers, negative Werte auf die linke Seite. Für den Wert, die Differenz der Tiefe der SB, bei habitueller Haltung von -17 mm bedeutet dies, dass der linke Angulus inferior Scapulae 17 mm weiter dorsal steht als der rechte. Dies ist auch anhand der Isobasenlinien zu erkennen (Abbildung 7-5). Die gesamte linke Rückenseite steht bei habitueller Haltung weiter dorsal als die rechte. Die Rückenhälften sind nicht symmetrisch.

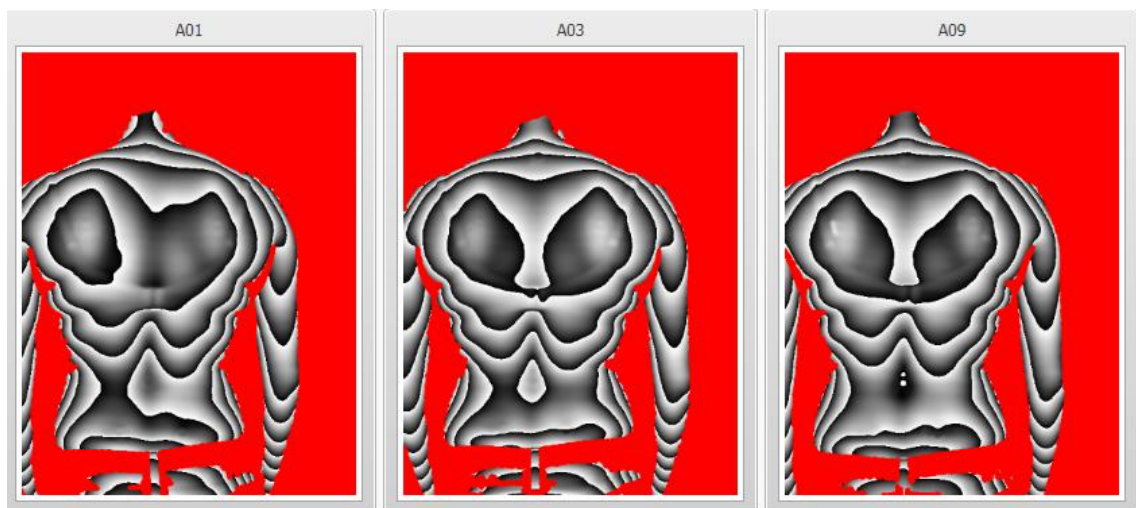


Abbildung 7-5: links: Habituelle Haltung, Mitte: Jig-Test, rechts: Sensomotorische Einlagen

Zeit	Versorgung	Tiefe Schulter	Tiefe Becken	Lateraler Abstand	SIPS Höhendifferenz	
15:40		-17,0	-4,6	6,5	1,2	habituelle Haltung
15:40	Z	3,2	5,0	8,5	0,4	Jig-Test
15:54	RM2/RM3	-2,5	-4,4	7,2	0,4	sensomotorische Einlagen

Abbildung 7-6: Balkendiagramm mit Messwerten in mm, Tiefe Schulter = Diff. der Tiefe der SB, Tiefe Becken = Diff. der Tiefe des Beckens, Lateraler Abstand = Abw. der WS in der Frontalebene, SIPS Höhendifferenz = Diff. der Höhe des Beckens.

Für einen direkten Vergleich werden die Messwerte der drei Aufnahmebedingungen mit den Werten der Positionsvariabilität in Tabelle 7-2 und Tabelle 7-3

gegenüber gestellt. Die Ausmaße der Haltungsveränderungen durch die Interventionen sind ebenfalls in den beiden Tabellen aufgeführt.

Tabelle 7-2: Vergleich: habituelle Haltung versus Haltung mit Jig-Test und als Referenz die Positionsvariabilität, Werte in mm, am Beispiel einer Probandin

Parameter	Habituelle Haltung [mm]	Haltung mit Jig-Test [mm]	Haltungsveränderung durch Jig-Test [mm]	Positionsvariabilität [mm]
Abw. der WS in der Frontalebene	6,5	8,5	2	2,7 ± 1,3
Diff. der Tiefe der SB	-17,0	3,2	20,2	3,5 ± 1,2
Diff. der Höhe des Beckens	1,2	0,4	0,8	0,5 ± 0,2
Diff. der Tiefe des Beckens	-4,6	5,0	9,6	1,4 ± 0,6

Für die Differenz der Tiefe der SB beträgt die Veränderung durch den Jig-Test 20,2 mm. Zu erwarten wäre für diesen Parameter eine natürliche Variabilität von $3,5 \pm 1,2$ mm. Die Veränderung durch den Jig-Test für die Differenz der Tiefe der SB von -17,0 mm auf einen Wert von 3,2 mm ist jedoch fast 6x so groß. An dieser Stelle kann ein eindeutiger Interventionseffekt für die Differenz der Tiefe der SB festgestellt sowie qualitativ und quantitativ beurteilt werden. Ein weiterer Effekt durch den Jig-Test von 9,6 mm ist für die Differenz der Tiefe des Beckens zu beobachten. Der Wert für die natürliche Positionsvariabilität liegt für diesen Parameter bei $1,4 \pm 0,6$ mm. Die Veränderung ist fast 7x größer als die Positionsvariabilität. Für die Differenz der Höhe des Beckens ist ebenfalls eine qualitative sowie quantitative Veränderung von 0,8 mm festzustellen. Die Ausmaße der Veränderungen bezüglich der Höhe des Beckens sind im aufrechten bipedalen Stand per se geringer. Zudem ist bei der Probandin bereits bei habitueller Haltung die Differenz der Höhe des Beckens mit 1,2 mm als sehr gering zu bewerten. Somit sind keine großen Veränderungen für diesen Parameter möglich und sinnvoll. Dennoch korrigiert sich dieser Wert von 1,2 mm auf

0,4 mm und die Veränderung ist größer als die Positionsvariabilität mit $0,5 \pm 0,2$ mm. Die Abweichung der WS in der Frontalebene hat sich nicht verändert. Hier liegen die Schwankungsbreiten im Rahmen der Positionsvariabilität.

Veränderungen der Oberkörperhaltung sind auch durch sensomotorische Einlagen festzustellen (Tabelle 7-3). Für die Differenz der Tiefe der SB beträgt die Veränderung 15,5 mm und ist somit mehr als 4x größer als die natürliche Variabilität mit $3,5 \pm 1,2$ mm. Die Differenz der Tiefe des Beckens verändert sich um 9 mm und ist mehr als 6x größer als die Positionsvariabilität mit $1,4 \pm 0,6$ mm. Auch für die Differenz der Höhe des Beckens ist eine Veränderung von 0,8 mm festzustellen. Vergleichbar zum Jig-Test hat sich die Abweichung der WS in der Frontalebene nicht verändert. Die Werte liegen im Bereich der natürlichen Variabilität.

Tabelle 7-3: Vergleich: habituelle Haltung versus Haltung mit sensomotorischen Einlagen und als Referenz die Positionsvariabilität, Werte in mm, am Beispiel einer Probandin

Parameter	Habituelle Haltung [mm]	Haltung mit sensomotorischen Einlagen [mm]	Haltungsveränderung durch sensomotorische Einlagen [mm]	Positionsvariabilität [mm]
Abw. der WS in der Frontalebene	6,5	7,2	0,7	$2,7 \pm 1,3$
Diff. der Tiefe der SB	-17,0	-2,5	15,5	$3,5 \pm 1,2$
Diff. der Höhe des Beckens	1,2	0,4	0,8	$0,5 \pm 0,2$
Diff. der Tiefe des Beckens	-4,6	4,4	9,00	$1,4 \pm 0,6$

Die Veränderungen der Oberkörperhaltung, hervorgerufen durch die beiden Interventionen, sind auch auf den jeweiligen Bildern zu erkennen. Die linke und rechte Rückenhälfte weisen eine größere Symmetrie der Isobasenlinien im Vergleich zur habituellen Haltung auf (Abbildung 7-5, S. 160).

Dieses Beispiel zeigt, dass die Positionsvariabilität als Referenz zur Bestimmung und Beurteilung von Interventionseffekten sinnvoll und zielorientiert eingesetzt werden kann. Hier konnten Effekte sensomotorischer Einlagen und craniomandibulärer Einflüsse auf die Rückenoberfläche qualitativ und quantitativ nachgewiesen werden. Darüberhinaus zeigt sich, dass Interventionen unter der Fußsohle und des Bisses einen Einfluss auf die Oberkörperhaltung nehmen und diese mithilfe 3D-Messtechnik objektiv quantifizierbar und qualifizierbar sind. Die Oberkörperhaltung repräsentiert in diesem Zusammenhang nur einen Teilausschnitt der Körperhaltung. Die festgestellten Beobachtungen unterstützen die Annahme von funktionellen und strukturellen Zusammenhängen des aktiven und passiven Bewegungsapparates von Fuß bis Kopf. Derartige Zusammenhänge sowie eine ganzheitliche systemische Betrachtungsweise der Körperhaltung rücken zunehmend mehr ins Forschungsinteresse, was die interdisziplinäre Zusammenarbeit verschiedener Fachgebiete in Studien zeigt (zum Beispiel Amaral et al., 2013; Dankerl et al., 2014; Kohl et al., 2016; Lippold et al., 2006; Lippold et al., 2012; Lippold et al., 2010; Ohlendorf et al., 2015; Ohlendorf et al., 2007; Ohlendorf et al., 2014; Souza et al., 2014). Die Ergebnisse dieser Studien belegen, dass die Körperhaltung ein vielschichtiges komplexes System ist und strukturelle und funktionelle Zusammenhänge von Kopf bis Fuß existieren. Beschwerden am aktiven und passiven Bewegungsapparat sollten daher nicht isoliert und als ein lokales Phänomen betrachtet werden. Die Ursachen für Beschwerden liegen nicht zwangsweise am Schmerzgeschehen, sondern können über funktionelle kinematische Ketten auf persönliche Schwachstellen des Körpers projiziert werden. Haltungsabweichungen können mit Schmerzen und Beschwerden korrelieren. Und so sind Rückenschmerzen oft mit muskulären Verspannungen verbunden. Eine symptomatische Behandlung, wie z.B. das Lockern dieser Verspannungen, bringt zwar augenblicklich Erleichterung, doch oft kehren die gleichen Beschwerden nach kurzer Zeit wieder. Auch dafür können die Ursachen vielschichtig und komplex sein (Richter et al., 2007). Aus diesem Grund müssen Therapien einen ganzheitlichen kausalen Ansatz verfolgen, um effektiv und dauerhaft Beschwerden zu

lindern. Wie das Beispiel zeigt, sind bei der Probandin bei habitueller Haltung Haltungsabweichungen der Oberkörperhaltung zu erkennen. Sowohl über plantare Strukturen wie auch über craniomandibuläre Strukturen ist es möglich, diese Haltungsabweichungen zu korrigieren. Die beiden aufgezeigten Interventionseffekte wirken über Reflexmechanismen. Auch dies kann als Beleg für das Vorhandensein der strukturellen und funktionellen Ketten des Körpers gewertet werden. Zukünftige Forschungen sollten daher den Fokus auf eine ganzheitliche, systemische Betrachtungsweise der Körperhaltung ausrichten, worauf in Kapitel 8, S.167 hingewiesen wird.

7.3 Diskussion der Messmethode

Im folgenden Abschnitt wird auf limitierende Faktoren dieser Studie eingegangen.

7.3.1 3D-Messsystem

Da bislang nur wenige Studien mit dem Messsystem, MiniRot-Kombi, publiziert sind, ist ein Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien nur eingeschränkt möglich. Die verschiedenen 3D-Messsysteme unterscheiden sich in der Messtechnik sowie Berechnung und Darstellung der Parameter. Das in Studien am häufigsten verwendete Messgerät ist das Formetric-System (Diers) (Guidetti et al., 2013). Der grundsätzliche Unterschied beider Systeme besteht darin, dass das Formetric-System (Diers) Parameter der Wirbelsäule und des Beckens berechnet und das Messsystem, MiniRot-Kombi, Parameter der Rückenoberfläche. Das Formetric-System (Diers) erkennt anatomische Strukturen automatisch und berechnet anhand des Rückenprofils Parameter der Wirbelsäule und des Beckens in der Frontal-, Sagittal- und Transversalebene und erstellt ein dreidimensionales Bild der Wirbelsäule (Betsch et al., 2015). Es sind nur wenige Parameter der beiden Messsysteme vergleichbar. Die Berechnungen der Parameter, die Differenz der Höhe sowie die Tiefe des Beckens, basieren auf

den gleichen anatomischen Bezugspunkten. Der Parameter, Abw. der WS in der Frontalebene, wird beim Formetric-System (Diers) anhand von C7 und dem Mittelpunkt der beiden Lumbalgrübchen berechnet. Die MiniRot-Kombi bezieht sich bei der Berechnung dieses Parameters auf die zuvor vom Untersucher markierten Punkte C7 und LWK 3. Für eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse der Studien wäre eine Anpassung der anatomischen Bezugspunkte zur Berechnung dieses Parameters eine Möglichkeit. Ein Vorteil des Messsystems, MiniRot-Kombi, ist die Flexibilität des Softwareprogramms, DigiDorso V3.0, mit dem anatomische Bezugspunkte und Parameter angepasst werden können.

7.3.2 Fußstellung

Verglichen wurden Bedingungen mit Aufstellung in einer Fußschablone und mit einer freigewählten Spurbreite und Rotationsstellung der Füße. Die Ergebnisse zeigen diesbezüglich keine Unterschiede. In der Literatur sind Auswirkungen der Fußstellung nach cranial auf das Achsenskelett, wie bereits in der Diskussion, Kapitel 7.2, S. 153, und im theoretischen Teil der Arbeit aufgeführt, beschrieben (Betsch et al., 2011; Betsch et al., 2012; Kwon et al., 2015; Ludwig et al., 2006a; Peterson Kendall et al., 2001; Pfaff et al., 2009b). Da die freigewählte Fußstellung nicht gemessen und dokumentiert wurde, kann nur vermutet werden, warum keine Unterschiede zwischen der freigewählten Fußstellung und der Fußstellung in einer Schablone existieren. Möglicherweise sind die Abweichungen der freigewählten Fußstellung in Spurbreite und Rotationsstellung der Füße im Vergleich zur Schablone gering.

7.3.3 Applizieren von Markierungen

Ein Nachteil des verwendeten Messsystems ist die Anwendung von Markierungen auf der Haut zur Erfassung von anatomischen Bezugspunkte, die als Berechnungsgrundlage der Rückenparameter dienen. Die Schwierigkeit einer

exakten Lokalisierung der anatomischen Bezugspunkte sowie das Markieren dieser Bezugspunkte und auch die Repositionierung der Markierungen sind Kritikpunkte an markerbasierten Messsystemen (Michoński et al., 2012; Patias et al., 2010). Dennoch ist das manuelle Palpieren von anatomischen Bezugspunkten akzeptiert und gilt als zuverlässig (Patias et al., 2010; Shin et al., 2011). In der vorliegenden Studie spielten diese Aspekte keine Rolle, da eine qualitative Bewertung der Haltung nicht Ziel war. Sowohl für die MSA wie auch für die Studie wurden die Markierungen einmalig geklebt, so dass Fehler aus Repositionierung der Markierungen vermieden wurden. Speziell für Verlaufsstudien bergen sowohl das Palpieren der anatomischen Bezugspunkte wie auch die exakte Positionierung der Markierungen sowie deren Repositionierung mögliche Fehlerquellen.

7.3.4 Probandenklientel

Die 15 Probanden wurden im Vorfeld der Studie auf Einschränkungen und Beschwerden des aktiven und passiven Bewegungsapparates sowie auf organische Beschwerden nicht untersucht. Sie gaben lediglich an, schmerzfrei zu sein. Die Daten zur Positionsvariabilität werden dennoch als Referenzwerte empfohlen. Die Probandenzahl mit $n = 15$ ist aufgrund der kleinen Konfidenzintervalle (Kapitel 10.2, Tabellen für Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler) als ausreichend zu bewerten.

7.3.5 Die Rückenoberfläche als Repräsentant für die Oberkörperhaltung und Ausschnitt der Körperhaltung

Mithilfe der 3D-Messtechnik können Rückenoberflächen erfasst und dargestellt werden. Die Rückenoberfläche ist Teil der Oberkörperhaltung. Die Oberkörperhaltung repräsentiert wiederum einen Ausschnitt der Gesamtkörperhaltung und stellt das Verbindungsglied zum Kopf wie auch zu den unteren Extremitäten dar. Funktionelle strukturelle Zusammenhänge von Fuß bis Kopf werden zu-

nehmend untersucht und belegt (Dankerl et al., 2014; Kohl et al., 2016; Ludwig et al., 2006a; Ohlendorf et al., 2015; Ohlendorf et al., 2008b; Ohlendorf et al., 2014). Anhand der Rückenoberfläche können somit Aussagen über die Gesamtkörperhaltung getroffen werden. Doch dies sollte mit größter Vorsicht geschehen. Die menschliche Haltung ist individuell und funktioniert nicht nach einem gleichen Schema. Die aktiven und passiven Strukturen des Bewegungsapparates verfügen über Kompensationsmechanismen und reagieren sehr unterschiedlich auf Stimuli. So können bei einem Patienten Effekte gezielter Stimuli nachgewiesen werden, ein anderer reagiert unter Umständen gar nicht auf denselben Reiz. Gründe hierfür sind zahlreich und komplex. Beispielsweise können Gelenkblockierungen, Gelenksteifigkeiten, Schmerzen, Tonus und Kontrakturen der Muskulatur, Bissfehlstellungen, Fehlsichtigkeiten oder/und Narbengewebe dafür verantwortlich sein (Bricot, 2006; Frisch, 2003; Ludwig et al., 2006a). Das komplexe System Körperhaltung ähnelt einer Blackbox und die Suche nach der Ursache oder den Ursachen für Beschwerden am aktiven und passiven Bewegungsapparat erweist sich in der Praxis oft als schwierig. Dennoch bietet die 3D-Erfassung der Rückenoberfläche einen Anhaltspunkt zur Beurteilung der Körperhaltung. Somit können weitere in der Praxis angewandte zum Teil semiobjektive Messverfahren zur Beurteilung der Körperhaltung objektiv unterstützend und ergänzend hinzugezogen werden.

8 Forschungsperspektiven - Handlungsleitfaden

Zukünftigen Forschungsprojekten in der Haltungsdiagnostik sollte eine ganzheitliche Betrachtungsweise der Körperhaltung im Rahmen von Beschwerden des aktiven und passiven Bewegungsapparates zugrunde gelegt werden. Zusammenhänge und Einflüsse beispielsweise organischer Beschwerden, visueller und craniomandibulärer Dysfunktionen, kieferorthopädischer Behandlungsmethoden, sensomotorischer Einlagen, Narbengewebe, bindegewebiger Verwachsungen oder Verklebungen auf die Körperhaltung sind diesbezüglich interessante Forschungsperspektiven. Mithilfe der 3D-Messtechnik können solche

Forschungsvorhaben realisiert werden. Kurze Aufnahmezeiten sowie eine einfache Handhabung kennzeichnen dieses Verfahren aus. Zudem sind sie gesundheitlich unbedenklich und bieten in vielen Fällen eine Alternative zur Röntgendiagnostik. Darüberhinaus können semiobjektive Messtechniken in der Befunderhebung, wie zum Beispiel manuelle Muskelfunktionstests, die Überprüfung der Beweglichkeit und das Palpieren von myofaszialen Druckpunkten durch die 3D-Messtechnik objektiv unterstützt werden. Die 3D-Haltungsanalyse bietet als objektive Messtechnik den verschiedenen interdisziplinären Fachgebieten eine wesentliche Voraussetzung und gemeinsame Basis, mehr zur Aufklärung der Blackbox Körperhaltung beitragen zu können.

Diese Arbeit legt mit der Bestimmung der Positionsvariabilität sowie einer standardisierten Ausgangsposition einen wichtigen Grundstein für das Vorgehen bei 3D-Haltungsanalysen. So bietet die Positionsvariabilität, basierend auf 600 Messwerten, zukünftigen Studien notwendige Referenzwerte zur Beurteilung ausgewählter Interventionseffekte. Anhand der Referenzwerte zur Positionsvariabilität können jegliche Effekte auf die Körperhaltung differenziert bestimmt und beurteilt werden. Die standardisierte Ausgangsbedingung schafft einen einheitlichen Rahmen für die 3D-Haltungsanalysen.

Mit dem folgenden Handlungsleitfaden können potentielle Einflussfaktoren sowie Zusammenhänge und mögliche Ursachen für Beschwerden des aktiven und passiven Bewegungsapparats in zukünftigen Forschungen und in der Praxis untersucht und beurteilt werden.

Handlungsleitfaden zur Haltungsdagnostik mithilfe 3D-Messtechnik

1. Anamnese:

Erfassung von Schmerzen, Beschwerden und Besonderheiten:

- des aktiven und passiven Bewegungsapparates
- des visuellen Systems
- des vestibulären Systems
- des somatosensorischen Systems
- des zentralen, cerebellären und nigrostriatalen Systems
- craniomandibulärer Strukturen
- weiterer Strukturen/Organe
- vergangener Operationen
- psycho-sozialer Faktoren
- sonstiger Beschwerden/Besonderheiten (z. B. Alltagsbelastungen)

2. Visuelle Inspektion der Gesamtkörperhaltung

Mit einer visuellen Inspektion kann die Gesamtkörperhaltung (Rumpf, Extremitäten, Kopf) bezüglich z. B. Symmetrie semiobjektiv beurteilt werden. Zur Orientierung dienen die Referenzlinien in der Frontal-, Sagittal- sowie Transversalebene (Abbildung 8-1, Abbildung 8-2 und Abbildung 8-3) sowie ein Seitenvergleich des Muskelprofils.

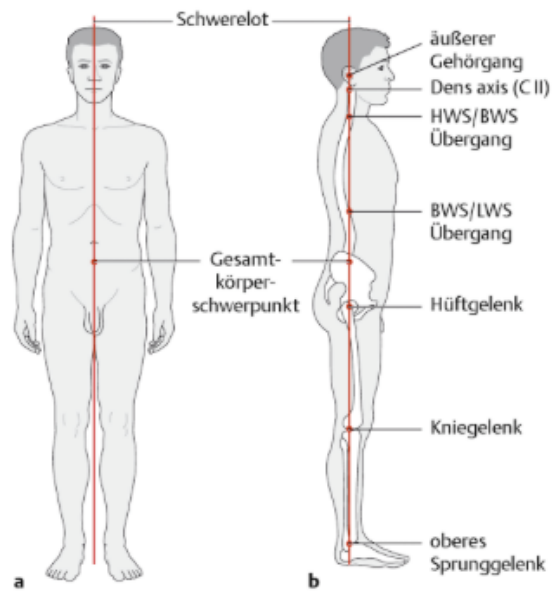


Abbildung 8-1: a und b: Ideallhaltung in Bezug auf das Schwerelot: a: Frontalebene, b: Sagittalebene, entnommen aus Schünke (2014, S. 89)

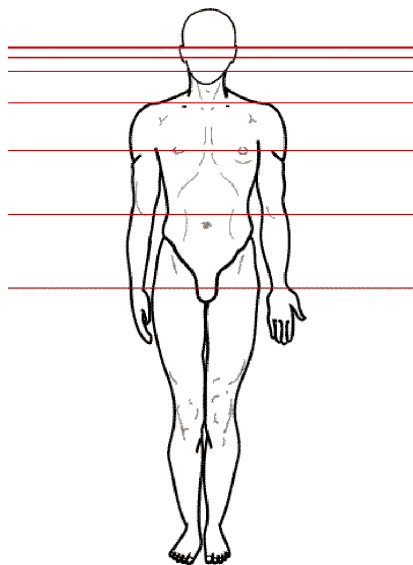


Abbildung 8-2: Vorderansicht: Ideallhaltung, entnommen aus Bricot (2006, S. 18)

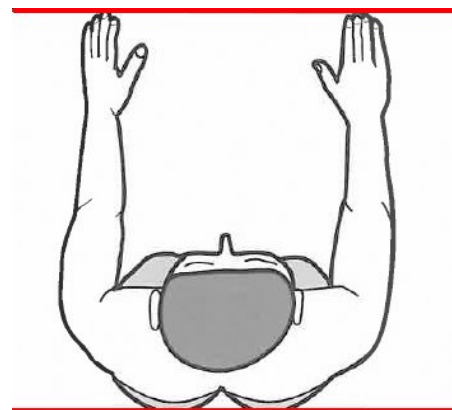


Abbildung 8-3: Ideallhaltung in der Transversalebene: keine Rotationen des Schulter- und Beckengürtels, entnommen aus Bricot (2006, S. 20)

3. Manuelle Palpation von myofaszialen Druckpunkten

Die Palpation von Spannungs- und Schmerzzuständen ist als semiobjektives Testverfahren eine hilfreiche Ergänzung bei der Inspektion von Körperform und Haltung (Sommer, 2004). Myofasziale Druckpunkte, Triggerpunkte und/oder hypertone Muskelstränge werden u.a. durch chronische Fehlbelastungen verursacht, gefolgt von Mikrozirkulationsstörungen und einer damit verbundenen veränderten O₂-Versorgung (Laube, 2011, S. 113). Folgende Druckpunkte bieten sich zum Palpieren an, wobei mit ein oder zwei Fingern, Mittel- und/oder Ringfinger, senkrecht zum Gewebe palpiert wird. Sowohl der Muskeltonus wie auch die Empfindlichkeit des Druckpunktes sind wichtige Informationen, die in die Bewertung miteinfließen sollten. In habitueller Haltung sowie mit ausgewählten Behandlungsmethoden und –mitteln bieten sich zum Palpieren folgende Muskeln/Muskelansätze an:

- M. trapezius pars ascendens
- paravertebral auf dem m. erector spinae
- Ileosakralgelenke
- M. piriformis
- M. tractus iliotibialis
- M. tensor fasciae latae
- Pes anserinus
- M. gastrocnemius

4. Funktionstest zur Überprüfung der Beweglichkeit

Die hier ausgewählten Tests zur Überprüfung der Beweglichkeit, die Kopfrotation bei manuell fixiertem siebten HWK nach links und rechts sowie die Rumpfbeuge vorwärts, mit Schober- und Ottzeichen (Abbildung 8-4), sind schnell und einfach im Stand durchzuführen. Die Tests zur Überprüfung der Beweglichkeit sollten ebenfalls im Vorher-Nachher-Vergleich, das heißt, vor und nach einer Intervention, durchgeführt werden.

- a) aktive Kopffrotation rechts/links: Hierbei wird der Range of motion (ROM) der Kopffrotation nach links und rechts bei manuell fixiertem siebten HWK im Seitenvergleich überprüft.
- b) Rumpfbeuge vorwärts (Schober- und Ottzeichen), siehe Abbildung 8-4, nachzulesen in Linhardt et al. (2004, S. 32)
- c) Fingerbodenabstand, siehe Abbildung 8-4, nachzulesen in Linhardt et al. (2004, S. 32)

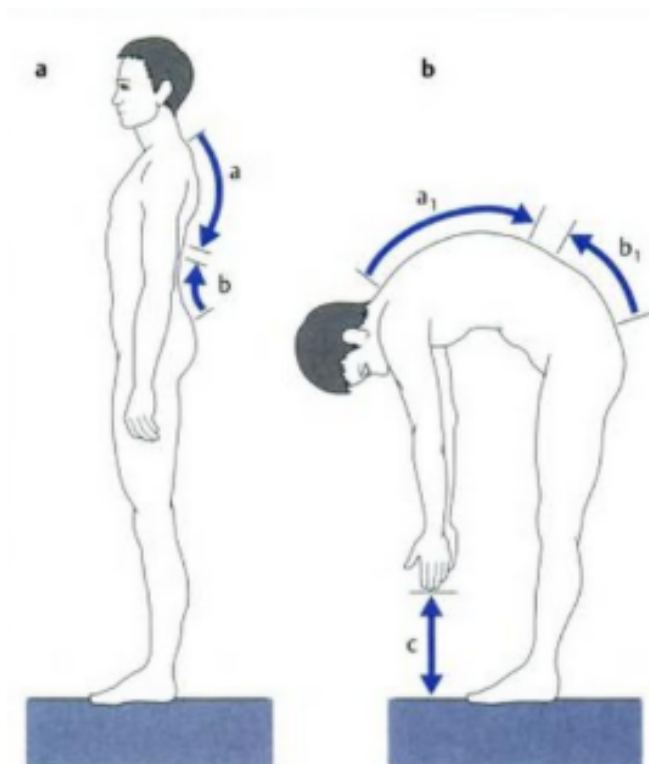


Abbildung 8-4: Ott- und Schoberzeichen sowie Finger-Boden-Abstand (FBA), Ottzeichen: An der BWS vergrößert sich eine Strecke von 30 cm (a) ausgehend vom Dornfortsatz C7 um etwa 3 cm (a₁). Schoberzeichen: An der LWS nimmt eine Strecke von 10 cm (b) um etwa 5 cm (b₁) zu (Linhardt et al., 2004, S. 32).

5. Muskelfunktionstestung (nach beispielsweise Kendall)

Der Muskelfunktionstest ist ein wichtiger Bestandteil der Befunderhebung. Als ein semiobjektives Testverfahren kann er Hinweise auf neuromuskuläre Störungen sowie Erkrankungen des Bewegungsapparates geben (Peterson Kendall et al., 2001). Im Vorher-Nachher-Vergleich erteilt er Auskunft über die

Effizienz von Behandlungsmethoden und -mitteln. Ein einfach zu testender Muskel im Stand ist der M. deltoideus (mittlerer Teil) (Abbildung 8-5). Eine detaillierte Beschreibung zur Durchführung des Muskelfunktionstests für den M. deltoideus (mittlerer Teil) ist in Peterson Kendall et al. (2001, S. 171) zu entnehmen.

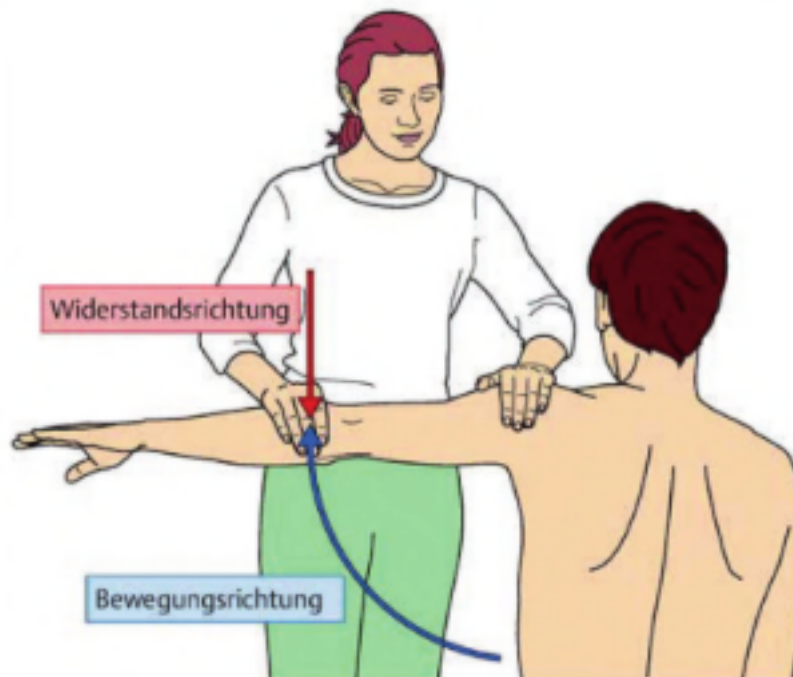


Abbildung 8-5: Muskelfunktionstest für den M. deltoideus (mittlerer Teil), Zervos-Kopp (2013, S. 81)

6. Positionierung des Patienten vor dem Messsystem:

- a) **Kleidung:** Der Patient sollte in Unterwäsche vor dem Messsystem positioniert werden. Je nach 3D-Messgerät ist, wie in Kapitel 7.3.1, S. 164 beschrieben, der Oberkörper komplett zu entkleiden und die Unterhose bis zu der Rima Ani herunterzuziehen. Des Weiteren sollte bei der Terminvergabe zur Analyse der Körperhaltung auf das Tragen von weißer Wäsche hingewiesen werden, da diese die bildliche Darstellung des 3D-Messsystems, Mini-Rot-Kombi, nicht beeinträchtigt. Wohingegen schwarze Wäsche diese beeinträchtigt (vgl. Abbildung 7-4, S. 150).

- b) **Haare:** Eine starke Rückenbehaarung kann die Erfassung relevanter Messpunkte erschweren. Dieser Aspekt sollte bei der Interpretation der Messwerte berücksichtigt werden. Des Weiteren müssen Kopfhaare aus dem Nacken hochgebunden/-gesteckt werden, sodass der Messpunkt C7 vom Messgerät erfasst werden kann und entsprechende Parameter berechnet werden können.
- c) **Fußstellung:** Je nach Belieben kann wahlweise eine Aufstellung in einer Fußschablone mit 10 cm Spurbreite und 7° Rotation je Fuß (Abbildung 8-6, Abbildung 8-7) oder in frei gewählter, habitueller Spurbreite und Rotationsstellung (Abbildung 8-8, Abbildung 8-9) eingenommen werden. Zudem ist zu beachten, dass die Fersen dorsal bündig abschließen, um somit eine Schrittstellung und Rotationen von caudal nach cranial zu vermeiden.

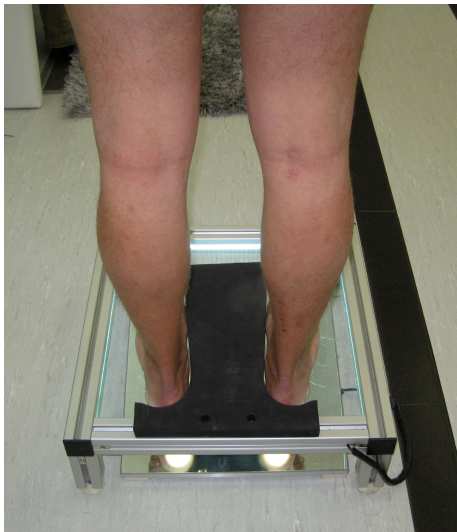


Abbildung 8-6: Positionierung in Fußschablone mit 10 cm Spurbreite und Rotationsstellung je Fuß von 7°, Ansicht dorsal

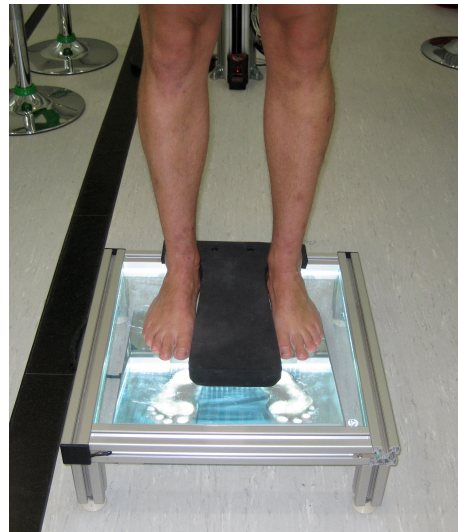


Abbildung 8-7: Positionierung in Fußschablone mit 10 cm Spurbreite und Rotationsstellung je Fuß von 7°, Ansicht ventral

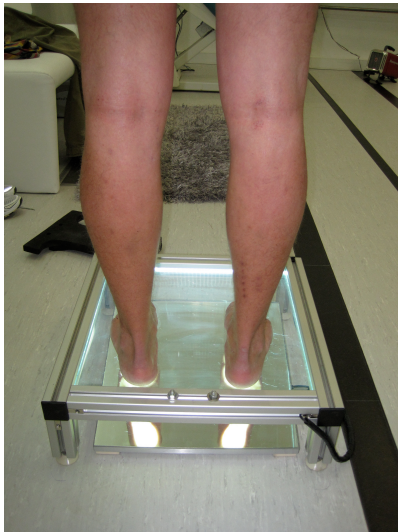


Abbildung 8-8: Freie Fußstellung, Ansicht dorsal, dorsal bündiger Abschluss beider Fersen

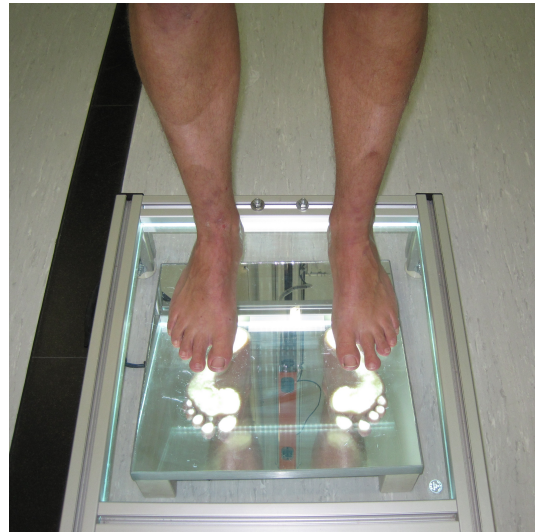


Abbildung 8-9: Freie Fußstellung, Ansicht ventral

- d) **Visuelles System:** Der Blick sollte locker geradeaus gerichtet sein. Die Augen können dabei wahlweise geöffnet oder geschlossen sein. Erfahrungen aus der Praxis zeigen, dass Bilder, Kleiderhaken an der Wand etc. vom Patienten gerne als visuelle Fixierungspunkte dienen und die Kopfhaltung diesbezüglich beeinflusst werden kann. Eine von der habituellen Haltung abweichende Blickrichtung kann im Weiteren die Kopfhaltung verändern und diese kann sich wiederum auf die Gesamtkörperhaltung von cranial nach caudal auswirken. Daher sollten Objekte, mit deren Hilfe Patienten ihren aufrechten Stand visuell fixieren und stabilisieren können, am Messplatz entfernt werden.
- e) **Craniomandibuläre Strukturen:** Der Patient sollte lächeln, womit ein Zusammenbeißen der Molaren und damit eventuell störende Einflüsse der craniomandibulären Strukturen verhindert werden.

6. 3D-Messung

Es erfolgen 1-2 Messungen in habitueller Haltung. Nach jeder Messung sollte der Proband locker ein paar Schritte gehen, um Muskelverspannungen zu vermeiden.

7. Interventionen

Es können jegliche Methoden, Mittel und Maßnahmen zur Ausdifferenzierung der Körperhaltung getestet werden. Der kontrovers diskutierte Einfluss des craniomandibulären Systems mit seinen Auswirkungen auf die Körperhaltung ist dabei ein interessanter Forschungsschwerpunkt. Mithilfe eines Jig-Tests können craniomandibuläre Einflüsse auf die Körperhaltung überprüft werden. Der Proband beißt dabei fest mit den Frontzähnen auf ein Stück Plastik/Holz/Hartgummi (Jig-Test).

8. 3D-Messung mit Intervention

Es erfolgen je 1-2 Messungen mit der ausgewählten Intervention, z.B. Biss mit den Frontzähnen auf Stück Plastik/Holz/Hartgummi (Jig-Test). Die Messwerte werden mit den Werten der habituellen Haltung sowie mit den Referenzwerten der Positionsvariabilität (Tabelle 8-1) verglichen.

9. Interpretation der Ergebnisse/Vergleich mit den Referenzwerten der Positionsvariabilität:

Die Messwerte werden mit den Referenzwerten der Positionsvariabilität, die mit einer SD (= 1 SD) definiert wurde, verglichen (Tabelle 8-1: Positionsvariabilität/Referenzwerte zur Beurteilung von Interventionen).

Tabelle 8-1: Positionsvariabilität/Referenzwerte zur Beurteilung von Interventionen

Positionsvariabilität	
Die Abweichung der Wirbelsäule in der Frontalebene	2,7 ± 1,3 mm
Die Abweichung der Wirbelsäule in der Sagittalebene	5,4 ± 2,0 mm
Die Differenz der Höhe der Schulterblätter	1,8 ± 1,0 mm
Die Differenz der Tiefe der Schulterblätter	3,5 ± 1,2 mm
Die Differenz der Höhe des Beckens	0,5 ± 0,2 mm
Die Differenz der Tiefe des Beckens	1,4 ± 0,6 mm

Sind die Differenzen der Messwerte der habituellen Haltung und der Messwerte mit der Intervention größer als die Positionsvariabilität, so ist für diesen Parameter ein Interventionseffekt objektiv qualitativ und quantitativ nachweisbar.

Liegen die Werte im Rahmen der Positionsvariabilität ist kein Interventionseffekt mit dem 3D-Messsystem nachzuweisen. Vereinfacht dargestellt bedeutet dies:

- a) **Differenz der Messwerte > Positionsvariabilität → Interventionseffekt** mittels 3D-Messung nachweisbar.
- b) **Differenz der Messwerte ≤ Positionsvariabilität → kein Interventionseffekt** mittels 3D-Messung nachweisbar.

Wie Interventionseffekte interpretiert werden können, zeigt das Fallbeispiel in Kapitel 7.2, S. 159.

9. Wiederholung der visuellen Inspektion der Gesamtkörperhaltung mit Intervention (Vorher-Nachher-Vergleich)

Eine erneute visuelle Inspektion der Gesamtkörperhaltung erfolgt über den Jig-Test und kann die Ergebnisse der 3D-Messungen hilfreich ergänzen.

10. Wiederholung der manuellen Palpation von myofaszialen Druckpunkten mit Intervention (Vorher-Nachher-Vergleich)

Auch die erneute Palpation der myofaszialen Druckpunkte während des Jig-Testes liefert nützliche Informationen über den Zustand der Körperhaltung. Da die Körperhaltung u.a. über Reflexmechanismen kontrolliert wird, sind Veränderungen von muskulären Spannungszuständen unmittelbar festzustellen.

11. Wiederholung Funktionstest zur Überprüfung der Beweglichkeit mit Intervention (Vorher-Nachher-Vergleich)

Das wiederholte Überprüfen der Beweglichkeit während des Jig-Testes ist ein zusätzliches semiobjektives Messkriterium zur Beurteilung eines eventuellen craniomandibulären Interventionseffektes.

12. Wiederholung der Muskelfunktionstestung mit Intervention (Vorher-Nachher-Vergleich)

Ebenso lassen sich anhand einer wiederholten Muskelfunktionstestung eventuelle Interventionseffekte craniomandibulärer Strukturen semiobjektiv bewerten.

9 Zusammenfassung

In den letzten Jahren hat sich die Rasterstereographie als genaues und zuverlässiges Messverfahren zur 3D-Erfassung von Oberflächenstrukturen sowie zur Bewertung der Körperhaltung etabliert. Effekte von Behandlungsmethoden, Hilfsmitteln und Interventionen werden mithilfe der 3D-Messtechnik im Vorher-Nachher-Vergleich bestimmt. Die auf dem Markt erhältlichen Messsysteme verfolgen, unabhängig von ihrer Vielfalt, alle die gleiche Zielstellung: die 3D-Erfassung von Oberflächenstrukturen, meistens der Rückenoberfläche.

Bis heute sind zwei wichtige messmethodische Grundlagen bei der praktischen Anwendung der 3D-Messung unzureichend untersucht:

1. die Positionierung des Patienten vor dem Messsystem und
2. die Positionsvariabilität bei Messwiederholungen.

Bei der Positionierung der Patienten vor dem Messsystem wird einerseits eine habituelle Haltung, andererseits eine standardisierte Position mit dem Ziel, reproduzierbare Daten zu generieren, angewendet. Festzuhalten ist, dass bisher keine standardisierte Aufnahmeposition zur Messung der Körperhaltung existiert. Praktische Erfahrungen mit den Messsystemen zeigen, dass die größte Unsicherheit der Patienten bei der Positionierung der Füße sowie der Blickrichtung bestehen. Da das visuelle System und die Füße über das posturale System die Körperhaltung beeinflussen, besteht die erste Fragestellung darin, ob das visuelle System und die Fußstellung einen Einfluss auf die Rückenoberfläche bei 3D-Messprozessen nehmen.

Der zweite nicht geklärte Aspekt betrifft die Positionsvariabilität der Rückenoberfläche bei Messwiederholungen mit erneuter Aufstellung vor dem Messsystem. Um Interventionseffekte, zum Beispiel von Schuheinlagen, zu unterscheiden und zu bewerten, muss die natürliche Variabilität der Körperhaltung bei Messwiederholungen bekannt sein. Nur so ist es möglich, Interventionseffekte eindeutig festzustellen und Hilfsmittel und Behandlungsmethoden zu beurteilen.

Abgeleitet aus diesen Fragestellungen ergeben sich zwei zentrale Zielsetzungen:

1. die Definition einer standardisierten Position zur Messung der Körperhaltung und
2. die Bestimmung der Positionsvariabilität der Oberkörperhaltung bei Messwiederholungen.

Zur Realisierung der Zielstellungen wurde im Vorfeld die Messfähigkeit des verwendeten 3D-Messsystems, MiniRot-Kombi, mit einer Messmittelfähigkeitsanalyse (MSA) geprüft. Die Ergebnisse der MSA betragen für die ausgewählten sechs Parameter $< 10\%$ (Abw. der WS in der Frontalebene $2,0\%$, Abw. der WS in der Sagittalebene $2,1\%$, Diff. der Höhe der SB $2,5\%$, Diff. der Tiefe der SB $0,2\%$, Diff. der Höhe des Beckens $5,0\%$, Diff. der Tiefe des Beckens $0,8\%$) und somit ist die MiniRot-Kombi nach international geltenden Kriterien als messfähig einzustufen. Somit konnten Streuungen des Messsystems von Streuungen, die vom Menschen bei Messprozessen verursacht werden, differenziert werden.

Anschließend wurde die Rückenoberfläche von 15 Probanden mit dem 3D-Messsystem, MiniRot-Kombi, unter vier verschiedenen Bedingungen erfasst. Die Messungen erfolgten in einer randomisierten Reihenfolge: 1) mit geöffneten Augen und Fußschablone, 2) mit geöffneten Augen und ohne Fußschablone, 3) mit geschlossenen Augen und Fußschablone und 4) mit geschlossenen Augen und ohne Fußschablone. Basierend auf sechs markierten anatomischen Be-

zugspunkten wurden folgende sechs Parameter der Rückenoberfläche berechnet: die Abweichung der Wirbelsäule in der Frontal- und Sagittalebene, die Differenz der Höhe und Tiefe der Schulterblätter und die Differenz der Höhe und Tiefe des Beckens.

Die gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität wurde für jeden Rückenparameter über zehn Messwiederholungen anhand der Mittelwerte der durchschnittlichen Standardabweichungen definiert. Die gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität wurde anhand von 600 Messwerten ermittelt und beträgt für die Abweichung der Wirbelsäule in der Frontalebene $2,7 \pm 1,3$ mm, für die Abweichung der Wirbelsäule in der Sagittalebene $5,4 \pm 2,0$ mm, für die Differenz der Höhe der Schulterblätter $1,8 \pm 1,0$ mm, für die Differenz der Tiefe der Schulterblätter $3,5 \pm 1,2$ mm, für die Differenz der Höhe des Beckens $0,5 \pm 0,2$ mm und für die Differenz der Tiefe des Beckens $1,4 \pm 0,6$ mm. Diese exakten Angaben zur Positionsvariabilität wurden erstmals erfasst. Bisher existieren in der Literatur keine vergleichbaren Werte. Zukünftig können die Angaben zur Positionsvariabilität als Referenzwerte angewandt werden, um Effekte von Behandlungsmethoden, Hilfsmitteln und Interventionen mithilfe der 3D-Messtechnik zu bewerten.

Ein möglicher Einfluss der Bedingung auf die Positionsvariabilität wurde mit einem linearen gemischten Modell und einem Signifikanzniveau von $\alpha < 0,05$ getestet. Hierbei wurden keine signifikanten Unterschiede der vier verschiedenen Bedingungen festgestellt. Im Einzelnen betragen die Ergebnisse des Wald-Tests für die Abweichung der Wirbelsäule in der Frontalebene $p = 0,543$, für die Abweichung der Wirbelsäule in der Sagittalebene $p = 0,292$, für die Differenz der Höhe der Schulterblätter $p = 0,189$, für die Differenz der Tiefe der Schulterblätter $p = 0,199$, für die Differenz der Höhe des Beckens $p = 0,152$ und für die Differenz der Tiefe des Beckens $p = 0,481$. Da keine Unterschiede vorlagen, konnten die Werte der vier Positionsvariabilitäten zu einer gesamten durchschnittlichen Positionsvariabilität für jeden der sechs Parameter zusammenge-

fasst werden (Positionsvariabilität: Tabelle 6-8 und Tabelle 6-9, Seiten 132-133).

Diese Ergebnisse überraschen, denn die bedeutsame Rolle des visuellen Systems an den Kontrollprozessen der Körperhaltung ist in der Literatur ausgiebig belegt. Demnach führt der Ausschluss des visuellen Systems bei einem aufrechten bipedalen Stand zu einer Zunahme der Körperschwankung. Bei der 3D-Erfassung der Körperhaltung scheinen aufgrund der kurzen Aufnahmezeiten, von 0,5 Sekunden, Körperschwankungen und somit das visuelle System keine bedeutsame Rolle zu spielen. Ebenfalls sind Auswirkungen der Fußstellungen nach cranial auf das Achsenskelett bekannt und das Vorhandensein von funktionellen und strukturellen Ketten zunehmend nachgewiesen. Bei den Aufstellungspositionen vor dem Messsystem scheint die freigewählte Fußstellung der Probanden sich von den Maßen der verwendeten Fußschablone, die sich an einer Standardfußstellung mit 7 ° Rotation je Fuß und einer Spurbreite von 10 cm orientiert, nicht wesentlich zu unterscheiden.

Schlussfolgernd aus den Ergebnissen nehmen das visuelle System und die Fußstellung keinen Einfluss auf die Rückenoberfläche bei 3D-Messungen. Demzufolge kann es Patienten freigestellt werden, ob Messungen der Körperhaltung in einer standardisierten oder freien Fußstellung und mit geöffneten oder geschlossenen Augen erfolgen.

Als Forschungsperspektiven können anhand des Handlungsleitfadens für die Haltungsdagnostik (Kapitel 8, S. 167) ausgewählte Interventionseffekte auf die Rückenoberfläche qualitativ und quantitativ anhand der Referenzwerte für die Positionsvariabilität objektiv mithilfe der Videorasterstereographie festgestellt, bewertet und dokumentiert werden. Das Fallbeispiel in der Diskussion, S.159, zeigt die komplexen anatomischen und funktionellen Zusammenhänge der Körperhaltung und posturalen Kontrolle von Fuß bis Kopf und die therapeutischen Möglichkeiten, Haltungsabweichungen zu korrigieren und somit Schmerzen zu reduzieren.

Die Ergebnisse dieser Studie beantworten die offenen Fragen nach der Positionsvariabilität der Oberkörperhaltung bei Messwiederholungen und einer standardisierten Aufnahmeposition bei Messungen der Körperhaltung.

Darüberhinaus bietet der am Schluss der Zusammenfassung aufgeführte Handlungsleitfaden zur Vorgehensweise bei der 3D-Haltungsdiagnostik (Abbildung 9-1), basierend auf den neu gewonnenen Erkenntnissen dieser Arbeit, mit den Referenzwerten der Positionsvariabilität und der standardisierten Aufnahmeposition, eine Grundlage für zukünftige 3D-Haltungsanalysen.

Leitfaden zur Vorgehensweise für 3D-Messungen der Körperhaltung	
1. Positionierung vor dem Messgerät:	→ Fußstellung, wahlweise: <ul style="list-style-type: none"> • freie Aufstellung mit bündigem Fersenabschluss • oder mit Fußschablone mit 7° Rotationsstellung je Fuß und 10 cm Spurbreite → Visuelles System, wahlweise : <ul style="list-style-type: none"> • Augen geöffnet • oder Augen geschlossen • Blick locker geradeaus gerichtet → Craniomandibuläres System: <ul style="list-style-type: none"> • Lächeln, um ein Aufeinanderbeißen der Molaren zu verhindern
2. 3D-Messung	→ in habitueller Haltung
3. Verlassen des Messplatzes	→ lockeres Gehen
4. 3D-Messung	→ mit Intervention
5. Vergleich der Messungen: <ul style="list-style-type: none"> • Habituelle Haltung – Messung mit Intervention • Beurteilung anhand der Positionsvariabilität: 	→ Positionsvariabilität (= 1 SD): <ol style="list-style-type: none"> 1. Abw. WS in der Frontalebene: 2,7 mm ± 1,3 2. Abw. WS in der Sagittalebene: 5,4 mm ± 2,0 3. Diff. Höhe der SB: 1,8 mm ± 1,0 4. Diff. Tiefe der SB: 3,5 mm ± 1,2 5. Diff. Höhe des Beckens: 0,5 mm ± 0,2 6. Diff. Tiefe des Beckens: 1,4 mm ± 0,6 a) Differenz der Messwerte > Positionsvariabilität → Interventionseffekt mittels 3D-Messung nachweisbar b) Differenz der Messwerte ≤ Positionsvariabilität → kein Interventionseffekt mittels 3D-Messung nachweisbar

Abbildung 9-1: Leitfaden zur Vorgehensweise für 3D-Messungen der Körperhaltung auf der Basis der vorliegenden Studienergebnisse

Literaturverzeichnis

- Adam, C., Izatt, M., Harvey, J. & Askin, G. (2005). Variability in Cobb angle measurements using reformatted computerized tomography scans. *Spine J.*, 30(14), 1664-1669.
- Alghadir, A., Zafar, H., Whitney, S. L. & Iqbal, Z. (2015). Effect of chewing on postural stability during quiet standing in healthy young males. *Somatosensory & Motor Research*, 32(2), 72-76.
- Ali, A., Walsh, M., O'Brien, T. & Dimitrov, B. (2014). The importance of submalleolar deformity in determining leg length discrepancy. *Surgeon*, 12(4), 201-205.
- Alotaibi, A., Alghadir, A., Iqbal, Z. & Anwer, S. (2016). Effect of absence of vision on posture. *J Phys Ther Sci*, 28(4), 1374-1377.
- Alund, M., Ledin, T., Odkvist, L. & Larsson, S. (1993). Dynamic posturography among patients with common neck disorders. A study of 15 cases with suspected cervical vertigo. *Journal of Vestibular Research*, 3(4), 383-389.
- Amaral, A. P., Politti, F., Hage, Y. E., Arruda, E. E., Amorin, C. F. & Biasotto-Gonzalez, D. A. (2013). Immediate effect of nonspecific mandibular mobilization on postural control in subjects with temporomandibular disorder: a single-blind, randomized, controlled clinical trial. *Braz J Phys Ther.*, 17(2), 121-127.
- Ärztzeitung, D. (2007). Therapie bei Osteoporose schützt auch vor Brustkrebs. abgerufen von <http://www.aerztezeitung.de/.../osteoporose/.../therapie-osteoporose-schuetzt-brustkrebs.html> [Zugriff am: 01.04.2016]
- Bacha, S. (2005). Untersuchung der Haltung und Muskelbalance. In A. Hüter-Becker & M. Dölken (Eds.), *Untersuchen in der Physiotherapie* (2nd ed.). Stuttgart: Georg Thieme.
- Badtke, G. (1995). Nerven- und Sinnessystem. In G. Badtke (Ed.), *Lehrbuch der Sportmedizin* (3rd ed., pp. 80-113). Heidelberg; Leipzig: Johann Ambrosius Barth, Hüthig GmbH.
- Bartrow, K. (2012). *Untersuchen und Befunden in der Physiotherapie: Untersuchungstechniken und Diagnoseinstrumente*. Berlin: Springer.

- Berlin, A. (2009). Messgeräte: Mess-System-Analyse und Messmittelfähigkeit. abgerufen von <http://www.statistik.lmu.de/~helmut/seminar09/HandoutBerlin.pdf> [Zugriff am: 19.09.2016]
- Bernado, R. (2002). Gemischte Modelle *Breeding for Quantitive Traits in Plants*. Woodbury, MN: Stemma press.
- Bernard, M. (2002). Einfluss des muskulären Zustands und körperlichen Trainings auf die Haltung von Erwachsenen – Metaanalyse der vorliegenden Literatur. *Zeitschrift für Physiotherapie*, 54, 1070-1087.
- Betsch, M., Schnependahl, J., Dor, L., Jungbluth, P., Grassmann, J. P., Windolf, J., Thelen, S., Hakimi, M., Rapp, W. & Wild, M. (2011). Influence of foot positions on the spine and pelvis. *Arthritis Care & Research*, 63(12), 1758-1765.
- Betsch, M., Wild, M., Große, B., Rapp, W. & Horstmann, T. (2012). The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: a dynamic rasterstereographic analysis. *Eur Spine J.*, 21(4), 691-697.
- Betsch, M., Wild, M., Rath, B., Tingart, M., Schulze, A. & Quack, V. (2015). Strahlenfreie Diagnostik bei Skoliosen - Ein Überblick über die Oberflächen- und Wirbelsäulentopographie. *Orthopädie*, 44, 845-851.
- Birklbauer, J. (2006). *Modelle der Motorik*. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Bourdiol, R. J. (1980). *Pied et Statique*. Paris: Maisonneuve.
- Brehm, W. (1992). Haltung (posture/attitude). In P. Röthig, H. Becker, K. Carl, D. Kayser, & R. Prohl (Eds.), *Sportwissenschaftliches Lexikon* (6 ed., pp. 195). Schorndorf: Karl Hofmann.
- Bricot, B. (2006). *Die globale Reprogrammierung des Haltungssystems* (G. Appler, Trans.): Statipro.
- Brokmeier, A. A. (2009). *Kursbuch Manuelle Therapie - Biomechanik, Neurologie, Funktionen* (Vol. 4). Stuttgart: Enke.
- Buggle, F. (1985). *Die Entwicklungspsychologie Jean Piagets*. Stuttgart, Köln, Berlin, Mainz: Kohlhammer.

- Bungard, S., Hertle, D., Kliner, K., Lüken, F., Tewes, C. & Trümner, A. (2013). BKK Gesundheitsreport 2013: Gesundheit in Bewegung, Schwerpunkt Muskel- und Skeletterkrankungen. abgerufen von http://www.bkk-dachverband.de/fileadmin/publikationen/gesundheitsreport/fruehere_gesundheitsreporte/BKK-Gesundheitsreport_2013.pdf [Zugriff am: 04.12.2016]
- Chaitow, L. (2004). *Muskel-Energie-Techniken in der Osteopathie und Manuellen Medizin*. Stuttgart: Haug.
- Dankerl, P., Keller, A. K., Häberle, L., Stumptner, T., Pfaff, G., Uder, M. & Forst, R. (2014). Effects on posture by different neuromuscular afferent stimulations and proprioceptive insoles: Rasterstereographic evaluation. *Prosthetics and Orthotics International*, 40(3), 369–376.
- David, E. (1999). Vestibuläres System. In P. Deetjen & E.-J. Speckmann (Eds.), *Physiologie* (3rd ed.). München; Stuttgart; Jena; Lübeck; Ulm: Urban & Fischer.
- della Volpe, R., Popa, T., Ginanneschi, F., Spidalieri, R., Mazzocchio, R. & Rossi, A. (2006). Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait Posture*, 24(3), 349-355.
- Dietrich, E. & Stephen, C. (2015). *Eignungsnachweis von Messsystemen* (4th ed.). München: Hanser.
- Drerup, B. (2014). Rasterstereographic measurement of scoliotic deformity. *Scoliosis*, 9, 22.
- Drerup, B. & Hierholzer, E. (1994). Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clin Biomech*, 9(1), 28-36.
- Drerup, B. & Karthaus, B. (2007). Einfluss von Haltungsschwankungen auf die Zuverlässigkeit des intraindividuellen Haltungsvergleich. *Medizinische Orthopädie Technik*, 127(4), 13-20.
- Duarte, M. & Zatsiorsky, V. (2002). Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res*, 146(1), 60-69.
- Edlich, R. F., Winters, K. L., Hudson, M. A., Britt, L. D. & Long, W. B. (2004). Prevention of disabling back injuries in nurses by the use of mechanical patient lift systems. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 14(6), 521-533.

- Fahrmeier, L., Kneib, T. & Lang, S. (2007). *Regression - Modelle, Methoden, Anwendungen*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Friedrich, M., Grein, H. J., Wicher, C., Schuetze, J., Mueller, A., Lauenroth, A., Hottenrott, K. & Schwesig, R. (2008). Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. *Exp Brain Res*, 186(2), 305-314.
- Frisch, H. (2003). *Programmierte Therapie am Bewegungsapparat: Chirotherapie, Osteopathie, Physiotherapie* (4 ed.). Berlin: Springer.
- Furian, T. C., Rapp, W., Eckert, S., Wild, M. & Betsch, M. (2013). Spinal posture and pelvic position in three hundred forty-five elementary school children: a rasterstereographic pilot study. *Orthop Rev*, 5(1), 29-33.
- Garbe, G. (1988). Therapeutische Maßnahmen bei der myogenen dysbalancierten Lumbalgie. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 39, 18-28.
- Ghoussoub, K., El Asmar, A., Kreichati, G., Wakim, S., Bakhache, M., Baz, M. & Naoum, Z. (2016). Prevalence and risk factors associated with low back pain among hospital staff in a university hospital in Lebanon. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59(3).
- Glinkowski, W., Michoński, J., Glinkowska, B., Żukowska, A., Sitnik, R. & Górecki, A. (2012). Telediagnostic 3D school screening of back curvatures and posture using structured light method – pilot study. *Stud Health Technol Inform*, 176, 291-294.
- Glinkowski, W., Michoński, J., Żukowska, A., Glinkowska, B., Sitnik, R. & Górecki, A. (2014). The Time Effectiveness of Three-Dimensional Telediagnostic Postural Screening of Back Curvatures and Scoliosis. *Telemed J E Health*, 20(1), 11-17.
- Goh, S., Price, R. I., Leedman, P. J. & Singer, K. P. (1999). Rasterstereographic analysis of the thoracic sagittal curvature: a reliability study. *Journal of Musculoskeletal Research*, 3(2), 137-142.
- Götz-Neumann, K. (2006). *Gehen verstehen - Ganganalyse in der Physiotherapie* (2nd ed.). Stuttgart: Georg Thieme.
- Grobe, T. (2013). Gesundheitsreport der Techniker Krankenkasse mit Daten und Fakten zu Arbeitsunfähigkeiten und Arzneiverordnungen. Schwerpunktthema: Berufstätigkeit, Ausbildung und Gesundheit. abgerufen von <https://www.tk.de/centaurus/servlet/contentblob/516416/Datei/170891/Gesundheitsreport-2013.pdf> [Zugriff am: 05.05.2016]

- Guidetti, L., Bonavolonta, V., Tito, A., Reis, V. M., Galotta, M. C. & Baldari, C. (2013). Intra- and Interday Reliability of Spine Rasterstereography. *Biomed Res int.*, 2013(1-5).
- Hackenberg, L., Hierholzer, E., Bullmann, V., Liljenqvist, U. & Götze, C. (2006). Rasterstereographic analysis of axial back surface rotation in standing versus forward bending posture in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J.*, 15(7), 1144-1149.
- Hackenberg, L., Hierholzer, E., Pötzl, W., Götze, C. & Liljenqvist, U. (2003). Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after anterior correction and fusion. *Clin Biomech.*, 18(1), 1-8.
- Hafström, A., Fransson, P., Karlberg, M., Ledin, T. & Magnusson, M. (2002). Visual influence on postural control, with and without visual motion feedback. *Acta Otolaryngol.*, 122(4), 392-397.
- Handwerker, H. O. (2006). Somatosensorik. In F. Schmidt & H. G. Schaible (Eds.), *Neuro- und Sinnesphysiologie* (5th ed., pp. 203-228). Heidelberg: Springer.
- Harzmann, H. C. (2000). *Stellenwert der Videorasterstereographie als schulärztliche Screeningmethode von skoliotischen Fehlhaltungen und strukturellen Skoliosen*. (Dissertation), Ludwig-Maximilian-Universität, München.
- Hölliner, R. G., Klöckner, W., Pussert, E. & Schneider, S. (1996). *Gesunde Haltung. Von der traditionellen Rückenschule zur Entwicklung einer ganzheitlichen Haltung*. Konstanz: Hartung-Gorre.
- Illert, M. (1994). Motorik - Bewegung und Haltung. In P. Deetjen & E.-J. Speckmann (Eds.), *Physiologie* (Vol. 2nd, pp. 171-172). München, Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg.
- Jendrusch, G. & Brach, M. (2003). Sinnesleistungen im Sport. In H. Mechling & J. Munzert (Eds.), *Handbuch Bewegungswissenschaft - Bewegungslehre*. Schorndorf: Hofmann.
- Karahan, A., Kav, S., Abbasoglu, A. & N., D. (2009). Low back pain: prevalence and associated risk factors among hospital staff. *Journal of Advanced Nursing*, 65(3), 516-514.
- Kawchuk, G. N., Prasad, N., Parent, E., Chapman, S., Custodio, M., Manzon, M., Wiebe, A. & Dhillon, S. (2011). Spinal landmark depth in relation to body mass index. *Manual Therapy*, 16(4), 384-387.

- Khramtsov, P. I. & Kurganskiĭ, A. M. (2009). Functional stability of the vertical posture in children on foot arch. *Vestn Ross Akad Med Nauk*(5), 41-44.
- Klein-Vogelbach. (2000). *Funktionelle Bewegungslehre - Bewegung lehren und lernen* (5th ed.). Berlin: Springer.
- Knott, P., Mardjetko, S., Tager, D., Hund, R. & Thompson, S. (2012). The influence of body mass index (BMI) on the reproducibility of surface topography measurements. *Scoliosis*, 7(Suppl 1), 18.
- Kohl, A., Ankermann, T., Möller, P. & Harke, G. (2016). Arthromyofasziale Ventilationsstörung - Reversible restriktive Ventilationsstörung und Schwindel bei funktioneller Diagnose: orbitotemporales Syndrom mit segmentaler Verkettung. *Manuelle Medizin*.
- Konczak, J. (2003). Neurophysiologische Grundlagen der Motorik. In H. Mechling & J. Munzert (Eds.), *Handbuch Bewegungswissenschaft - Bewegungslehre* (pp. 81-105). Schorndorf: Karl Hofmann.
- Kopp, S., Friedrich, A., Pfaff, G. & Langbein, U. (2003). Beeinflussung des funktionellen Bewegungsraumes von Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule durch Aufbissbehelfe. *Manuelle Medizin*, 41, 39-51.
- Kwon, Y. J., Song, M., Baek, I. H. & Lee, T. (2015). The effect of simulating a leg-length discrepancy on pelvic position and spinal posture. *J Phys Ther Sci*, 27(3), 689-691.
- Langensiepen, S., Semler, O., Sobottke, R., Fricke, O., Franklin, J., Schönau, E. & Eysel, P. (2013). Measuring procedures to determine the Cobb angle in idiopathic scoliosis: a systematic review. *Eur Spine J.*, 22(11), 2360-2371.
- Laube, W. (2005). Physiologie, Leistungsphysiologie, Pathophysiologie. In A. Hüter-Becker & M. Dölken (Eds.), *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre*. Stuttgart, New York: Thieme.
- Laube, W. (2011). Physiologie, Leistungsphysiologie, Pathophysiologie. In A. Hüter-Becker & M. Dölken (Eds.), *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre* (Vol. 2). Stuttgart: Thieme.
- Lemay, J. F., Gagnon, D., Duclos, C., Grangeon, M., Gauthier, C. & Nadeau, S. (2013). Influence of visual inputs on quasi-static standing postural steadiness in individuals with spinal cord injury. *Gait Posture*, 38(2), 357-360.

- Levy, A., Goldberg, M., Hanley, J., Mayo, A. & Poitras, B. (1994). Projecting the lifetime risk of cancer from exposure to diagnostic ionizing radiation for adolescent idiopathic scoliosis. *Health Phys*, 66(6), 621-633.
- Levy, A., Goldberg, M., Mayo, A., Hanley, J. & Poitras, B. (1996). Reducing the lifetime risk of cancer from spinal radiographs among people with adolescent idiopathic scoliosis. *Spine J.*, 21(13), 1540-1548.
- Liljenqvist, U., Halm, H., Hierholzer, E., Drerup, B. & Weiland, M. (1998). 3-dimensional surface measurement of spinal deformities with video rasterstereography. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 136(1), 57-64.
- Lindenlaub, S. (2006). Projektarbeit Simple Scanning Application SimScAp: Dokumentation. abgerufen von <http://www.mi.fh-wiesbaden.de/~schwan/Projects/CG/SimScAp/Dokumentation/simplescanningapp.html> [Zugriff am: 10.05.2010]
- Linhardt, O. & Boluki, D. (2004). Klinische Diagnostik. In J. Krämer (Ed.), *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie: Wirbelsäule, Thorax* (Vol. 1). Stuttgart: Thieme.
- Lippold, C., Danesh, G., Schilgen, M., Drerup, B. & Hackenberg, L. (2006). Sagittal jaw position in relation to body posture in adult humans: a rasterstereographic study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 31, 7-8.
- Lippold, C., Ehmer, U. & van den Bos, L. (2000). Beziehungen zwischen kieferorthopädischen und orthopädischen Befunden. *Manuelle Medizin und Kieferorthopädie*, 38, 346-350.
- Lippold, C., Moiseenko, T., Drerup, B., Schilgen, M., Végh, A. & Danesh, G. (2012). Spine deviations and orthodontic treatment of asymmetric malocclusions in children. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13(151).
- Lippold, C., Segatto, E., Végh, A., Drerup, B., Moiseenko, T. & Danesh, G. (2010). Sagittal back contour and craniofacial morphology in preadolescents. *Eur Spine J.*, 19(3), 427-434.
- Liu, X. C., Thometz, J. G., Tassone, J. C., Paulsen, L. C. & Lyon, R. M. (2013). Historical review and experience with the use of surface topographic systems in children with idiopathic scoliosis. *OA Musculoskeletal Medicine*, 1(1), 1-8.
- Ludwig, O. & Fuhr, N. (2006a). Auswirkungen von Kopf bis Fuß. *Orthopädieschuhtechnik*, 7(8), 16-19.

- Ludwig, O., Mazet, D. & Schmitt, E. (2003). Haltungsschwächen bei Kindern und Jugendlichen: eine interdisziplinäre Betrachtung. *Gesundheitssport und Sporttherapie*, 19, 1-7.
- Ludwig, O. & Schmitt, E. (2006b). Neurokybernetik der Körperhaltung. *Sonderdruck aus Haltung und Bewegung*, 26, 5-14.
- Lyon, R. M., Liu, X. C., Thometz, J. G., Nelson, E. R. & Logan, B. (2004). Reproducibility of spinal back-contour measurements taken with raster stereography in adolescent idiopathic scoliosis. *The American Journal of Orthopedics*, 33(2), 67-70.
- Mangone, M., Raimondi, P., Paolone, M., Pellanera, S., Di Michele, A., Di Renzo, S., Vanadia, M., Dimaggio, M., Murgia, M. & Santilli, V. (2013). Vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis calculated by radiograph and back surface analysis-based methods: correlation between the Raimondi method and rasterstereography. *Eur Spine J.*, 22(2), 367-371.
- Martin Sanz, E., Barona de Guzman, R., Comeche Cerveron, C. & Baydal, J. M. (2004). Analysis of the interaction between visual and vestibular influence in postural control. *Acta Otorrinolaringol Esp*, 55(1), 9-16.
- Massion, J. (1994). Postural control system. *Current Opinion in Neurobiology*, 4(6), 877-887.
- MCGill, S. (2007). *Low Back disorder: evidence based prevention and rehabilitation*. Champaign: Human Kinetics.
- Mergner, T. (2012). Postural control by disturbance estimation and compensation through long-loop responses. In A. Gollhofer, W. Taube, & J. B. Nielsen (Eds.), *Routledge Handbook of Motor Control and Motor Learning* (1st ed., pp. 50-70). London, New York: Routledge.
- Michoński, J., Glinkowski, W., Witkowski, M. & Sitnik, R. (2012). Automatic recognition of surface landmarks of anatomical structures of back and posture. *Journal of Biomedical Optics*, 17(5).
- Mieritz, R. M. & Kawchuk, G. N. (2016). The Accuracy of Locating Lumbar Vertebrae When Using Palpation Versus Ultrasonography. *J Manipulative Physiol Ther.*(16), 30076-30078.
- Minitab. (2015). Messmittelfähigkeitsanalyse (Version 17): Minitab.

- Mohokum, M., Mendoza, S., Udo, W., Sitter, H., JR, P. & Skwara, A. (2010). Reproducibility of rasterstereography for kyphotic and lordotic angles, trunk length, and trunk inclination: a reliability study. *Spine J.*, 35(14), 1353-1358.
- Mohokum, M., Schüle, S. & Skwara, A. (2015). The Validity of Rasterstereography: A Systematic Review. *Orthopedic Reviews*, 7(3), 5899.
- Neumaier, A. (1988). *Bewegungsbeobachtung und Bewegungsbeurteilung im Sport*. Sankt Augustin: Academia.
- Niklas, A. (1995). Ausgewählte Aspekte der Sinnesphysiologie. In G. Badtke (Ed.), *Lehrbuch der Sportmedizin* (3rd ed., pp. 107-125). Heidelberg, Leipzig: Johann Ambrosius Barth, Hütig GmbH.
- O'Leary, C., Cahill, C., Robinson, A., Barnes, M. & Hong, J. (2013). A systematic review: the effects of podiatric deviations on nonspecific chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 26(2), 117-123.
- Ohlendorf, D. (2004). *Der Einfluss von sensomotorischen Einlagen auf die Rückenstatik im Stand*. (Magisterarbeit), Georg-August-Universität Göttingen, Göttingen.
- Ohlendorf, D. (2007). *Methoden und Mittel zur Verbesserung des statischen und dynamischen Muskelverhaltens bei haltungsbedingten Beschwerden: Ein trainingswissenschaftlicher Vergleich zwischen haltungsverbessernden sensomotorischen Einlegesohlen und gesundheitsorientiertem, rehabilitativem Muskelaufbautraining*. (Dissertation), Georg-August-Universität Göttingen, Göttingen.
- Ohlendorf, D., Desoi, D., Karrasch-Busse, D., Million, A. & Kopp, S. (2010). Haben das visuelle und sensomotorische System Einfluss auf die Kiefermuskulatur? *Manuelle Medizin*, 48(6), 460-464.
- Ohlendorf, D., Himmelreich, M., Mickel, C., Groneberg, D. A. & Kopp, S. (2015). Zeigt eine temporäre Beinlängendifferenz Auswirkungen auf die Oberkörperstatik und die Lage des Unterkiefers bei Leistungssportlern? *Sportverletz Sportschaden*, 29(3), 157-163.
- Ohlendorf, D. & Natrup, J. (2007). Haltungskorrektur durch sensomotorische Einlegesohlen – Ergebnisse einer dreidimensionalen Rückenvermessung. *Orthopädie Technik*, 102-106.

- Ohlendorf, D., Natrup, J., Niklas, A. & Kopp, S. (2008a). Veränderung der Körperhaltung durch haltungsverbessernde, sensomotorische, Einlegesohlen - Ergebnisse einer 3-dimensionalen Rückenvermessung. *Manuelle Medizin*, 46(2), 93-98.
- Ohlendorf, D., Pusch, K. & Kopp, S. (2008b). Beinlängendifferenz versus zentrische Lage des Unterkiefers. *Manuelle Medizin*, 46, 418-423.
- Ohlendorf, D., Seebach, K., Hoerzer, S., Nigg, S. & Kopp, S. (2014). The effects of a temporarily manipulated dental occlusion on the position of the spine: a comparison during standing and walking. *Spine J.*, 14(10), 2384-2391.
- Omokhodion, F., Umar, U. & Ogunnowo, B. (2000). Prevalence of low back pain among staff in a rural hospital in Nigeria. *Occupational medicine*, 50(2), 107-110.
- Oxborrow, N. (2000). Assessing the child with scoliosis: the role of surface topography. *Arch Dis Child.*, 83(5), 453-455.
- Paillard, T. & Noé, F. (2015). Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *Biomed Research International*, 2015.
- Palm, H. G., Strobel, J., Achatz, G., von Luebken, F. & Friemert, B. (2009). The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait Posture*, 30(3), 328-333.
- Patias, P., Grivas, T. B., Kaspiris, A., Aggouris, C. & Drakoutos, E. (2010). A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis*, 5(12).
- Paulus, W., Straube, A. & Brandt, T. (1987). Visual postural performance after loss of somatosensory and vestibular function. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 50(11), 1542-1545.
- Peterson Kendall, F., Kendall McCreary, E. & Geise Provance, P. (2001). *Muskeln: Funktionen und Tests* (4th ed.). München: Urban & Fischer.
- Pfaff, G. (2005). Die neurophysiologischen Grundlagen der sensomotorischen Einlagenverordnung. *Orthop Prax*, 8, 399-404.
- Pfaff, G. & Kaune, M. (2009a). Die Bedeutung des Rückfußes für Stand, Gang und Körperhaltung. *Deutsche Zeitschrift für Osteopathie*, 7(4), 8-14.

- Pfaff, G. & Kaune, M. (2009b). The significance of the Calcaneal Part of the Foot for Standing, Gait and Posture in Functional Orthopedics. *Deutsche Zeitschrift für Osteopathie*, 7, 8-14.
- Pfingsten, M. (2005). Bio-psycho-soziale Einflussfaktoren bei Rückenschmerz und Konsequenzen für die Bewegungstherapie. *Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, 21(4), 152-158.
- Póvoa, L. C., Ferreira, A. P. & Silva, J. G. (2015). Validation of palpatory methods for evaluating anatomical bone landmarks of the cervical spine: a systematic review. *J Manipulative Physiol Ther.*, 38(4), 302-310.
- Prager, A. (1980). Vergleichende Untersuchungen über die Häufigkeit von Zahnstellungs- und Kieferanomalien bei Patienten mit Deformitäten der Wirbelsäule. *Kieferorthopädie*, 41(2), 163-168.
- Raspe, H. (2012). *Rückenschmerzen Heft 53. Gesundheitsberichtserstattung des Bundes*. Retrieved from Berlin:
- Retzer, N. & Neuberger, L. (2004). *Measurement System Analysis (MSA)*. Schulungsunterlagen. Siemens VDO. Regensburg.
- Richter, P. & Hebgen, E. (2007). *Triggerpunkte und Muskelfunktionsketten in der Osteopathie und manuellen Therapie* (Vol. 2). Stuttgart: Hippokrates.
- Rockmann-Rüger, U. (2012). Sensorische Informationen und Feedback. In J. Birkbauer (Ed.), *Modelle der Motorik* (Vol. 2, pp. 30-35). Aachen: Meyer & Meyer.
- Rohde, J. (2012). Die sensomotorische Fazilitation (Kurzfußtechnik) nach Janda. *Manuelle Medizin*, 50(3), 183-188.
- Ronckers, C., Doody, M., Lonstein, J., Stovall, M. & Land, C. (2008). Multiple diagnostic X-rays for spine deformities and risk of breast cancer. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev.*, 17(3), 605-613.
- Ronckers, C., Erdmann, C. & Land, C. (2005). Radiation and breast cancer: a review of current evidence. *Breast Cancer Res.*, 7(1), 21-23.
- Ronckers, C., Land, C., Miller, J., Stovall, M., Lonstein, J. & Doody, M. (2010). Cancer mortality among women frequently exposed to radiographic exams for spinal disorders. *Radiat Res.*, 174(1), 83-90.
- Rosenfeldt, M., Harding, I., Hauptfleisch, J. & Fairbank, J. (2005). A comparison of traditional protractor versus Oxford Cobbometer radiographic measurement: intraobserver measurement variability for Cobb angles. *Spine J.*, 30(4), 440-443.

- Rostock, J. (2003). *Haltung und Bewegung im Sport*. TU-Chemnitz: Books on Demand GmbH, Norderstedt.
- Rougier, P. (2005). Compatibility of postural behavior induced by two aspects of visual feedback: time delay and scale display. *Exp Brain Res*, 165(2), 193-202.
- Scherer, H. (1997). *Das Gleichgewicht* (2nd ed.). Berlin; Heidelberg; New York: Springer.
- Schnabel, G. (1998). Bewegungskoordination als Regulation der Bewegungstätigkeit. In K. Meinel & G. Schnabel (Eds.), *Bewegungslehre-Sportmotorik: Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt* (9th ed., pp. 34-73). Berlin: Sportverlag Berlin.
- Schroeder, J., Braumann, K. & Reer, R. (2014). Wirbelsäulenform- und Funktionsprofile. *Der Orthopaede*, 43(9), 841–849.
- Schroeder, J., Reer, R. & Braumann, K. (2015). Video raster stereography back shape reconstruction: a reliability study for sagittal, frontal, and transversal plane parameters. *Eur Spine J.*, 24(2), 262-269.
- Schroeder, J., Schaar, H. & Mattes, K. (2013). Spinal alignment in low back pain patients and age-related side effects: a multivariate cross-sectional analysis of video rasterstereography back shape reconstruction data. *Eur Spine J.*, 22(9), 1979-1985.
- Schroeder, J., Stiller, T. & Mattes, K. (2010). Wirbelsäulenformkennziffern als Indikatoren für Beschwerden des unteren Rückens. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 61(4), 91-96.
- Schulte, T., Hierholzer, E., Boerke, A., Lerner, T., Liljenqvist, U., Bullmann, V. & Hackenberg, L. (2008a). Raster Stereography Versus Radiography in the Long-term Follow-up of Idiopathic Scoliosis. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 21(1), 23-28.
- Schulte, T., Hierholzer, E., Boerke, A., Lerner, T., Liljenqvist, U., Bullmann, V. & Hackenberg, L. (2008b). Raster stereography versus radiography in the long-term follow-up of idiopathic scoliosis. *J Spinal Discord Tech.*, 21(1), 23-28.
- Schünke, M. (2014). Funktionelle Anatomie: Topografie und Funktion des Bewegungssystems. abgerufen von <https://viamedici.thieme.de> [Zugriff am: 17.11. 2016]

- Schünke, M., Schulte, E. & Schuhmacher, U. (2014). Prometheus: Lernatlas der Anatomie, Kopf, Hals und Neuroanatomie. abgerufen von <https://viamedici.thieme.de> [Zugriff am: 20.11. 2016]
- Schwesig, R. (2006). *Das posturale System in der Lebensspanne* (Vol. 64). Hamburg: Dr. Kovač.
- Schwesig, R., Fischer, D. & Kluttig, A. (2013). Are there changes in postural regulation across the lifespan? *Somatosens Mot Res*, 30(4), 167-174.
- Schwesig, R., Goldich, Y., Hahn, A., Müller, A., Kohen-Raz, R., Kluttig, A. & Morad, Y. (2011). Postural control in subjects with visual impairment. *Eur J Ophthalmol*, 21(3), 303-309.
- Schwesig, R., Lauenroth, A., Becker, S. & Hottenroth, K. (2006a). Das posturale System in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht. *Manuelle Medizin*, 44, 385-390.
- Schwesig, R., Lauenroth, A., Müller, A., Becker, S. & Hottenroth, K. (2006b). Parametrisierung posturaler Subsysteme mit Posturografie. *Manuelle Medizin*, 44, 376-384.
- Shin, S., Yoon, D. M. & Yoo, K. B. (2011). Identification of the correct cervical level by palpation of spinous processes. *Anesthesia & Analgesia*, 112(5), 1232-1235.
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2012). *Motor Control: Translating Research into Clinical Practice* (4th ed.). Philadelphia: Wolters Kluwer/ Lippincott Williams & Wilkins.
- Sikiru, L. & Shmaila, H. (2009). Prevalence and risk factors of low back pain among nurses in Africa: Nigerian and Ethiopian specialized hospitals survey study. *East Afr J Public Health*, 6(1), 22-25.
- Sommer, H. M. (2004). Manuelle und klinische Diagnostik. In W. Banzer, K. Pfeifer, & L. Vogt (Eds.), *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Somoskeöy, S., Tunyogi-Csapó, M., Bogyó, C. & Illés, T. (2012). Clinical validation of coronal and sagittal spinal curve measurements based on three-dimensional vertebra vector parameters. *Spine J.*, 12(10), 960-968.
- Souza, J. A., Pasinato, F., Corrêa, E. C. & da Silva, A. M. (2014). Global body posture and plantar pressure distribution in individuals with and without temporomandibular disorder: a preliminary study. *J Manipulative Physiol Ther.*, 37(6), 407-414.

- Stoll, W., Most, E. & Tegenthoff, M. (2004). *Schwindel und Gleichgewichtsstörungen* (Vol. 4). Stuttgart, New York: Thieme.
- Tardieu, C., Dumitrescu, M., Giraudeau, A., Blanc, J. L., Cheynet, F. & Borel, L. (2009). Dental occlusion and postural control in adults. *Neuroscience Letters*, 450(2), 221-224.
- Taube, W. & Gollhofer, A. (2012). Postural Control and Balance Training. In W. Taube, A. Gollhofer, & J. B. Nielsen (Eds.), *Routledge Handbook of Motor Control and Motor Learning* (Vol. 1st, pp. 252-280). London, New York: Routledge.
- Telljohann, M. (2007). *Propriozeptive Fußversorgung*. Schulungsunterlagen vabene.
- Theologis, T., Jefferson, R., Simpson, A., Turner-Smith, A. & Fairbank, J. (1993). Quantifying the cosmetic defect of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine J.*, 18(7), 909-912.
- Thews, G., Mutschler, E. & Vaupel, P. (1999). *Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen* (5th ed.). Stuttgart: Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH.
- Thometz, J. G., Liu, X. C., Lyon, R. M. & Harris, G. F. (2000). Variability in three-dimensional measurements of back contour with raster stereography in normal subjects. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 20(1), 54-58.
- Tittel, K. (1994). *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen* (12th ed.). Jena: Gustav Fischer.
- Turbanski, S. & Schmidtbleicher, D. (2010). Posturale Kontrolle als situationsabhängige Fertigkeit. *Sportverletz Sportschaden*, 24(3), 123-128.
- Weineck, J. (2000). *Sportbiologie* (7th ed.). Balingen: Spitta.
- Weiß, H. R., Dieckmann, J. & Gerner, H. J. (2003). The practical use of surface topography: following up patients with Scheuermann's disease. *Pediatric Rehabilitation*, 6(1), 39-45.
- Wiesendanger, M. (1995). Motorische Systeme. In R. F. Schmidt & G. Thews (Eds.), *Physiologie des Menschen* (26th ed., pp. 91-127). Berlin; Heidelberg; New York: Springer.

- Wilke, C., Froböse, I. & Schulz, A. (2003). Einsatzmöglichkeiten des Posturomeds im Rahmen des sensomotorischen Trainings für die untere Extremität. *Gesundheitssport und Sporttherapie*, 19, 9-14.
- Wolf, H. (1998). *Absolute Moirémesstechnik zur Formerfassung nicht notwendigerweise stetiger Oberflächen*. 5. ABW-Workshop. TA Esslingen.
- Wolf, H. & Wolf, K. (2010) *MiniRot-Kombi und dreidimensionale Messtechniken/Interviewer: M. Bohlmann*. Esslingen.
- Wolf, H. & Wolf, K. (2016a). Technische Daten MiniRot-Kombi. abgerufen von <http://www.abw-3d.de/produkte/projektoren/PDFs/MiniRot-Kombi.pdf> [Zugriff am: 06.12.2016]
- Wolf, H. & Wolf, K. (2016b). Triangulationsverfahren. abgerufen von http://www.abw-3d.de/messverfahren/triangulation/triangulation_de.php [Zugriff am: 06.12.2016]
- Wolf, K. (2002). *Schnelle absolute 3D-Messung*. 7. ABW-Workshop. TA Esslingen.
- Wolff, H. D. (1983). *Neurophysiologische Aspekte der manuellen Medizin* (Vol. 2). Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo: Springer.
- Wolff, H. D. (2000). Manualmedizinische Diagnostik. In W. Miehle, K. Fehr, M. Schattenkirchner, & K. Tillmann (Eds.), *Rheumatologie in Praxis und Klinik* (Vol. 2). Stuttgart, New York: Thieme.
- Zahornitzky, W., Keusch, R., Tilscher, H. & Beyer, L. (2010). Behandlung des oberen Zervikalsyndroms mit funktioneller computerassistierter Reflextherapie (Spineliner) - Eine Anwendungsbeobachtung. *Manuelle Medizin*, 48(1), 31-38.
- Zalpour, C. (2014). *Springer Lexikon Physiotherapie* (Vol. 2). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Zervos-Kopp, J. (2013). *Anatomie, Biologie und Physiologie: Ergotherapie Prüfungswissen* (Vol. 3). Stuttgart, New York: Thieme.
- Zilles, K. & Rehkämper, G. (1998). *Funktionelle Neuroanatomie*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Zimmermann, K. (2006). Koordinative Fähigkeiten und Beweglichkeit. In K. Meinel & G. Schnabel (Eds.), *Bewegungslehre Sportmotorik: Abriss einer Theorie der sportlichen Motorik unter pädagogischem Aspekt* (Vol. 10). Berlin: Südwest.

Tabellenverzeichnis

Tabelle 3-1: Berechnungen und Formeln der Varianzkomponenten: 85

Tabelle 3-2: Tabellarische Darstellung der Ergebnisse der R&R gesamt am Beispiel der Abweichung der WS in der Frontalebene 87

Tabelle 5-1: Vorgehen der Messmittelfähigkeitsanalyse 100

Tabelle 5-2: Bewertungskriterien für die MSA..... 104

Tabelle 5-3: Anthropometrische Daten der Stichprobe 105

Tabelle 5-4: Versuchsplanung zur Bestimmung der Positionsvariabilität der sechs Parameter der Rückenoberfläche unter 4 verschiedenen Bedingungen und zur Überprüfung eines möglichen Einflusses des visuellen Systems sowie der Fußstellung bei der 3D-Erfassung der Rückenoberfläche 109

Tabelle 5-5: Modelle mit den Zielgrößen [mm] und [°] 114

Tabelle 6-1: Zusammenfassung der Ergebnisse MSA, % SU der R&R gesamt (gekreuzt), ndc und Streuungen des Messsystems (SD)..... 118

Tabelle 6-2: R&R gesamt (gekreuzt) für die Abweichung der WS in der Frontalebene 119

Tabelle 6-3: R&R gesamt (gekreuzt) für die Abweichung der WS in der Sagittalebene 121

Tabelle 6-4: R&R gesamt (gekreuzt) für die Differenz der Höhe der Schulterblätter 123

Tabelle 6-5: R&R gesamt (gekreuzt) für die Differenz der Tiefe der Schulterblätter 125

Tabelle 6-6: R&R gesamt (gekreuzt) für die Differenz der Höhe des Beckens 127

Tabelle 6-7: R&R gesamt (gekreuzt) für die Differenz der Tiefe des Beckens 129

Tabelle 6-8: Positionsvariabilität der sechs Parameter für die vier Bedingungen und für die gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität der sechs Parameter (Teil 1)..... 132

Tabelle 6-9: Fortsetzung: Positionsvariabilität der sechs Parameter für die vier Bedingungen und für die gesamte durchschnittliche Positionsvariabilität der sechs Parameter (Teil 2).....	133
Tabelle 6-10: Ergebnisse des Wald-Tests für die sechs Parameter der Rückenoberfläche	139
Tabelle 6-11: Streuung Messsystem und Positionsvariabilität + Messsystemstreuung für die sechs Parameter der Rückenoberfläche.....	144
Tabelle 7-1: Ergebnis für Beckendrehung von Drerup et al. (2007) und für die Diff. der Tiefe des Beckens der vorliegenden Studie	156
Tabelle 7-2: Vergleich: habituelle Haltung versus Haltung mit Jig-Test und als Referenz die Positionsvariabilität, Werte in mm, am Beispiel einer Probandin.....	161
Tabelle 7-3: Vergleich: habituelle Haltung versus Haltung mit sensomotorischen Einlagen und als Referenz die Positionsvariabilität, Werte in mm, am Beispiel einer Probandin.....	162
Tabelle 8-1: Positionsvariabilität/Referenzwerte zur Beurteilung von Interventionen	176
Tabelle 10-1: Deskriptive Statistik für die sechs Parameter der Rückenoberfläche, Werte in Längen [mm].....	213
Tabelle 10-2: Deskriptive Statistik für die sechs Parameter der Rückenoberfläche, Werte in Winkeln [°]	214
Tabelle 10-3: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Frontalebene	216
Tabelle 10-4: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Frontalebene	216
Tabelle 10-5: Wald-Test , Abweichung der WS in der Frontalebene	216
Tabelle 10-6: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Frontalebene	216
Tabelle 10-7: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Frontalebene	217
Tabelle 10-8: Wald-Test, Abweichung der WS in der Frontalebene	217
Tabelle 10-9: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Frontalebene	217
	200

Tabelle 10-10: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Frontalebene	217
Tabelle 10-11: Wald-Test, Abweichung der WS in der Frontalebene	217
Tabelle 10-12: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Frontalebene	218
Tabelle 10-13: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Frontalebene	218
Tabelle 10-14: Wald-Test, Abweichung der WS in der Frontalebene	218
Tabelle 10-15: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Sagittalebene	218
Tabelle 10-16: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen	219
Tabelle 10-17: Wald-Test, Abweichung der WS in der Sagittalebene	219
Tabelle 10-18: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Sagittalebene	219
Tabelle 10-19: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Sagittalebene	220
Tabelle 10-20: Wald-Test, Abweichung der WS in der Sagittalebene	220
Tabelle 10-21: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Sagittalebene	220
Tabelle 10-22: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Sagittalebene	220
Tabelle 10-23: Wald-Test, Abweichung der WS in der Sagittalebene, Abweichung der WS in der Sagittalebene	220
Tabelle 10-24: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Sagittalebene	221
Tabelle 10-25: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Sagittalebene	221
Tabelle 10-26: Wald-Test, Abweichung der WS in der Sagittalebene	221
Tabelle 10-27: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe der SB	221

Tabelle 10-28: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe der SB.....	222
Tabelle 10-29: Wald-Test, Differenz der Höhe der SB	222
Tabelle 10-30: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe der SB	222
Tabelle 10-31: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe der SB.....	222
Tabelle 10-32: Wald-Test, Differenz der Höhe der SB	222
Tabelle 10-33: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe der SB	223
Tabelle 10-34: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe der SB.....	223
Tabelle 10-35: Wald-Test, Differenz der Höhe der SB	223
Tabelle 10-36: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe der SB	223
Tabelle 10-37: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe der SB.....	224
Tabelle 10-38: Wald-Test, Differenz der Höhe der SB	224
Tabelle 10-39: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe der SB.....	224
Tabelle 10-40: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe der SB	224
Tabelle 10-41: Wald-Test, Differenz der Tiefe der SB	224
Tabelle 10-42: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe der SB.....	225
Tabelle 10-43: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe der SB	225
Tabelle 10-44: Wald-Test, Differenz der Tiefe der SB	225
Tabelle 10-45: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe der SB.....	225

Tabelle 10-46: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe der SB 226

Tabelle 10-47: Wald-Test, Differenz der Tiefe der SB 226

Tabelle 10-48: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe der SB..... 226

Tabelle 10-49: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe der SB 226

Tabelle 10-50: Wald-Test, Differenz der Tiefe der SB 226

Tabelle 10-51: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe des Beckens 227

Tabelle 10-52: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe des Beckens 227

Tabelle 10-53: Wald-Test, Differenz der Höhe des Beckens 227

Tabelle 10-54: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe des Beckens 227

Tabelle 10-55: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe des Beckens 228

Tabelle 10-56: Wald-Test, Differenz der Höhe des Beckens 228

Tabelle 10-57: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe des Beckens 228

Tabelle 10-58: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe des Beckens 228

Tabelle 10-59: Wald-Test, Differenz der Höhe des Beckens 228

Tabelle 10-60: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe des Beckens 229

Tabelle 10-61: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe des Beckens 229

Tabelle 10-62: Wald-Test, Differenz der Höhe des Beckens 229

Tabelle 10-63: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe des Beckens 229

Tabelle 10-64: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe des Beckens.....	230
Tabelle 10-65: Wald-Test, Differenz der Tiefe des Beckens	230
Tabelle 10-66: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe des Beckens	230
Tabelle 10-67: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe des Beckens.....	230
Tabelle 10-68: Wald-Test, Differenz der Tiefe des Beckens	230
Tabelle 10-69: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe des Beckens	231
Tabelle 10-70: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe des Beckens.....	231
Tabelle 10-71: Wald-Test, Differenz der Tiefe des Beckens	231
Tabelle 10-72: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe des Beckens	231
Tabelle 10-73: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe des Beckens.....	232
Tabelle 10-74: Wald-Test, Differenz der Tiefe des Beckens	232

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 2-1: Gegenüberstellung mechanischer Parameter von Mensch (Bipede) und Tier (Quadrupede) nach Rostock (2003, S. 52), Bild Mensch entnommen aus Telljohann (2007).....	18
Abbildung 2-2: obere Abbildungen: Ungleiches internes Gleichgewicht bei gleichbleibendem externen Gleichgewicht, gelbe Linien = Lotlinien. Die unteren Grafiken zeigen die plantare Druckverteilung sowie den Verlauf des Körperschwerpunktes während 60 Sekunden, entnommen aus Ludwig et al. (2006b, S. 3).	19
Abbildung 2-3: Laterale Ansicht der rechten Orbita und die nervale Versorgung des Auges mit Muskulatur: Der N. oculomotorius tritt gemeinsam mit dem N. abducens durch den Sehnenring der äußeren Augenmuskeln (Anulus tendinosus communis), der N. trochlearis zieht über diesen hinweg, Schünke et al. (2014).....	26
Abbildung 2-4; Vestibularorgan (Gleichgewichtsorgan), Schünke et al. (2014).....	30
Abbildung 2-5: Das sensible System, Schünke et al. (2014).....	37
Abbildung 2-6: Funktionelle Gliederung des Kleinhirns, Schünke et al. (2014).....	40
Abbildung 2-7: Subkortikale Kerne/Basalganglien, Schünke et al. (2014).....	41
Abbildung 2-8: Neuronale Verschaltungen des posturalen Systems mit Afferenzen und Efferenzen: Afferenzen kommen aus dem Gleichgewichtsorgan im Innenohr, vom Auge und propriozeptive Afferenzen über das Rückenmark. Die wichtigsten Efferenzen ziehen zum Rückenmark (für die Stützmotorik), zum Hirnstamm (für die Blickmotorik) und zum Kleinhirn (für die Feinabstimmung von Bewegungen). Weitere Efferenzen führen auch zum Hypothalamus (für vegetative Reaktionen) sowie zum Thalamus beziehungsweise sensiblen Kortex (für das bewusste Raumempfinden) Schünke et al. (2014).	43
Abbildung 2-9: Tendenzielle Hierarchie des posturalen Systems nach Scherer (1997) und Stoll, Most & Tegenthoff (2004), entnommen aus Schwesig (2006, S. 83).....	46
Abbildung 2-10: Regulierende, interaktive Parameter der Ideallhaltung, nach Bacha (2005, S. 115)	56

Abbildung 2-11: a und b: Idealhaltung in Bezug auf das Schwerelot: a: Frontalebene, b: Sagittalebene, entnommen aus Schünke (2014, S. 89)	58
Abbildung 2-12: Vorderansicht: Idealhaltung, entnommen aus Bricot (2006, S. 18)	59
Abbildung 2-13: Physiologische Haltung in der Transversalebene: keine Rotationen des Schulter- und Beckengürtels, entnommen aus Bricot (2006, S. 20)	60
Abbildung 2-14: Drei verschiedene Haltungsverarianten: links: hypotone Haltung, Mitte: hypertone Haltung, rechts: Idealhaltung, entnommen aus Telljohann (2007)	64
Abbildung 2-15: Das untere gekreuzte Syndrom nach Janda, entnommen aus Chaitow (2004, S. 61). Erkennbar ist auch das obere gekreuzte Syndrom nach Janda, gekennzeichnet durch eine Hyperkyphosierung der Brustwirbelsäule und einer verspannten Pectoralisgruppe, schwache tiefe Nackenflexoren, schwache Mm. rhomboidei und M. serratus anterior und einen verspannten M. trapezius und M. levator scapulae.....	65
Abbildung 2-16: Aufrechter Stand: dreidimensionale Pendelbewegungen, entnommen aus Bacha (2005, S. 112)	68
Abbildung 2-17: Verteilung der Mechanorezeptoren (Propriozeption) an der Fußsohle, entnommen aus Götz-Neumann (2006, S. 64).....	69
Abbildung 3-1: 3D-Aufnahmesystem, MiniRot-Kombi.....	75
Abbildung 3-2: Triangulationsverfahren (H. Wolf et al., 2016b).....	76
Abbildung 3-3: Linienprojektion, Beleuchtung des Rückens mit hellen und dunklen Streifen	77
Abbildung 3-4: Isobasenbild mit Koordinatenanzeige (X/Y/Z)	78
Abbildung 3-5: Graubildanzeige mit vertikalem Laser	78
Abbildung 3-6: Isobasenbild mit Koordinatenanzeige und Balkendiagramm sowie die transversale und sagittale Schnittebene der Rückenoberfläche	79
Abbildung 3-7: Definition Messsystem (Messprozess), (Dietrich et al., 2015).....	80
Abbildung 3-8: Überlagerung von Streuungskomponenten (Retzer et al., 2004).....	81

Abbildung 3-9: Gesamtstreuung: Teilstreuung = Produktstreuung, R&R = Messsystemstreuung (Retzer et al., 2004)	82
Abbildung 3-10: Reproduzierbarkeit (AV, Reproducibility, Interrater-Reliabilität) (Retzer et al., 2004).....	84
Abbildung 3-11: Grafische Darstellung der MSA, Streuungskomponenten	89
Abbildung 3-12: Grafische Darstellung der MSA, R-Karte nach Messer angeordnet.....	90
Abbildung 3-13: Grafische Darstellung der MSA, X-quer-Karte nach Name Messer (Prüfer) angeordnet	91
Abbildung 3-14: Grafische Darstellung der MSA, nach Standposition Puppe angeordnet.....	92
Abbildung 3-15: Grafische Darstellung der MSA, nach Messer angeordnet.....	92
Abbildung 3-16: Grafische Darstellung der MSA, Wechselwirkung Standposition Puppe*Messer.....	93
Abbildung 5-1: Rückenoberfläche mit den sechs anatomischen Bezugspunkten (0: C7, 1 und 2: der linke und rechte Angulus inferior Scapulae, 3: Scheitelwirbel LWS, 4 und 5: die linke und rechte Spina iliaca posterior superior). Aus diesen Bezugspunkten berechnen sich sechs Parameter der Rückenoberfläche (1 und 2: die Abweichung der Wirbelsäule in der Frontal- und in der Sagittalebene, 3 und 4: die Differenz der Höhe und der Tiefe der Schulterblätter und 5 und 6: die Differenz der Höhe und der Tiefe des Beckens, Berechnung der sechs Parameter Kapitel 5.2.3, S. 100).....	97
Abbildung 5-2: Messplatzaufbau MSA.....	98
Abbildung 5-3: Markierungen der Puppe	99
Abbildung 5-4: Podoskop mit Fußschablone	106
Abbildung 5-5: Positionierung in Fußschablone, Ansicht dorsal	107
Abbildung 5-6: Positionierung in Fußschablone, Ansicht ventral	107
Abbildung 5-7: Freie Fußstellung, Ansicht dorsal	108
Abbildung 5-8: Freie Fußstellung, Ansicht ventral	108
Abbildung 5-9: Markierungen der sechs anatomischen Bezugspunkte	110

Abbildung 6-1: Report zur MSA des Messsystems für die Abweichung der WS in der Frontalebene	120
Abbildung 6-2: Report zur MSA des Messsystems für die Abweichung der WS in der Sagittalebene	122
Abbildung 6-3: Report zur MSA des Messsystems für die Differenz der Höhe der SB.....	124
Abbildung 6-4: Report zur MSA des Messsystems für die Differenz der Tiefe der SB	126
Abbildung 6-5: Report zur MSA des Messsystems für die Differenz der Höhe des Beckens	128
Abbildung 6-6: Report zur MSA des Messsystems für die Differenz der Tiefe des Beckens.....	130
Abbildung 6-7: Positionsvariabilität (SD) der Abw. der WS in der Frontalebene, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen. Die Ausreißer wurde bei den Berechnungen mit berücksichtigt.	134
Abbildung 6-8: Positionsvariabilität (SD) die Abw. der WS in der Sagittalebene, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen	134
Abbildung 6-9: Positionsvariabilität (SD) die Diff. der Höhe der SB, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen	135
Abbildung 6-10: Positionsvariabilität (SD) für die Diff. der Tiefe der SB, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen	135

Abbildung 6-11: Positionsvariabilität (SD) für die Diff. der Höhe des Beckens, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen	136
Abbildung 6-12: Positionsvariabilität (SD) für die Diff. der Tiefe des Beckens, linke Grafik: individuelle Positionsvariabilität für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) sowie die MW der Positionsvariabilität der 15 Probanden (schwarze Punkte), rechte Grafik: Darstellung der durchschnittlichen Positionsvariabilität als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen	136
Abbildung 6-13: MW für Abw. der WS in der Frontalebene: linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen	141
Abbildung 6-14: MW für Abw. der WS in der Sagittalebene: linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen	141
Abbildung 6-15: MW für die Differenz der Höhe der Schulterblätter: linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen	142
Abbildung 6-16: : MW für die Differenz der Tiefe der Schulterblätter, linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen	142
Abbildung 6-17: MW für die Differenz der Höhe des Beckens, linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen	143

Abbildung 6-18: MW für die Differenz der Tiefe des Beckens: linke Grafik: MW für jeden Probanden (orangefarbene Punkte) je Bedingung, durchschnittlicher MW der 15 Probanden (schwarzer Punkt) für die vier Bedingungen, rechte Grafik: Darstellung der MW der 15 Probanden als Boxplot für jede Bedingung, * = MW von n = 150 Beobachtungen	143
Abbildung 7-1: Isobasenbild: Hautfalten im Bereich des rechten Taillendreiecks werden nicht erkannt und dargestellt. Für diesen Bereich existieren keine Messwerte.....	147
Abbildung 7-2: Tannenbaumphänomen: Hautquerfalten bei einer Osteoporosepatientin, (Ärztezeitung, 2007)	148
Abbildung 7-3: : Isobasendarstellung der Rückenoberfläche mit Tragen eines schwarzen BHs, Bereiche des BHs werden zum Teil nicht erfasst und dargestellt. Die Struktur des BHs ist zu erkennen. Weiße Wäsche wird von der MiniRot-Kombi im Isobasenbild mit dargestellt, dunkle Wäsche nicht.....	150
Abbildung 7-4: Hautverschiebungen durch das Tragen eines BHs: oberer Pfeil zeigt Hautverschiebungen oberhalb des BH-Verlaufs; unterer Pfeil zeigt BH-Verschluss.....	150
Abbildung 7-5: links: Habituelle Haltung, Mitte: Jig-Test, rechts: Sensomotorische Einlagen	160
Abbildung 7-6: Balkendiagramm mit Messwerten in mm, Tiefe Schulter = Diff. der Tiefe der SB, Tiefe Becken = Diff. der Tiefe des Beckens, Lateraler Abstand = Abw. der WS in der Frontalebene, SIPS Höhendifferenz = Diff. der Höhe des Beckens.....	160
Abbildung 8-1: a und b: Idealhaltung in Bezug auf das Schwerelot: a: Frontalebene, b: Sagittalebene, entnommen aus Schünke (2014, S. 89)	170
Abbildung 8-2: Vorderansicht: Idealhaltung, entnommen aus Bricot (2006, S. 18).....	170
Abbildung 8-3: Idealhaltung in der Transversalebene: keine Rotationen des Schulter- und Beckengürtels, entnommen aus Bricot (2006, S. 20)	170
Abbildung 8-4: Ott- und Schoberzeichen sowie Finger-Boden-Abstand (FBA), Ottzeichen: An der BWS vergrößert sich eine Strecke von 30 cm (a) ausgehend vom Dornfortsatz C7 um etwa 3 cm (a ₁). Schoberzeichen: An der LWS nimmt eine Strecke von 10 cm (b) um etwa 5 cm (b ₁) zu (Linhardt et al., 2004, S. 32).....	172

Abbildung 8-5: Muskelfunktionstest für den M. deltoideus (mittlerer Teil), Zervos-Kopp (2013, S. 81)..... 173

Abbildung 8-6: Positionierung in Fußschablone mit 10 cm Spurbreite und Rotationsstellung je Fuß von 7°, Ansicht dorsal 174

Abbildung 8-7: Positionierung in Fußschablone mit 10 cm Spurbreite und Rotationsstellung je Fuß von 7°, Ansicht ventral 174

Abbildung 8-8: Freie Fußstellung, Ansicht dorsal, dorsal bündiger Abschluss beider Fersen..... 175

Abbildung 8-9: Freie Fußstellung, Ansicht ventral 175

Abbildung 9-1: Leitfaden zur Vorgehensweise für 3D-Messungen der Körperhaltung auf der Basis der vorliegenden Studienergebnisse..... 183

10 Anhänge

10.1 Ergebnisse deskriptive Statistik: Positionsvariabilität für die sechs Parameter der Rückenoberfläche unter vier verschiedenen Bedingungen

Tabelle 10-1: Deskriptive Statistik für die sechs Parameter der Rückenoberfläche, Werte in Längen [mm]

Parameter	Bed.	Beob.	Mittelwert	Positionsvariabilität	u25_prozent_quantil_st_dev	o75_prozent_quantil_st_dev
abs_Abw_WS_Frontal	1	150	7,35	2,40	1,98	2,82
	2	149	7,51	2,70	1,88	2,88
	3	148	8,54	3,06	2,02	3,46
	4	150	7,66	2,59	2,23	2,87
abs_Abw_WS_Sagittal	1	150	12,48	4,96	3,89	5,76
	2	149	12,74	5,24	3,86	6,46
	3	148	13,76	5,97	4,23	7,15
	4	150	14,07	5,35	4,34	6,08
abs_Diff. Höhe_SB	1	150	8,34	1,94	1,38	2,29
	2	150	8,33	2,06	1,36	2,08
	3	149	8,09	1,69	1,24	2,02
	4	150	8,05	1,69	1,21	1,83
abs_Diff. Tiefe_SB	1	150	7,75	3,10	2,69	3,81
	2	150	8,52	3,59	2,58	4,14
	3	149	8,12	3,71	3,04	4,32
	4	150	7,96	3,71	2,98	4,50
abs_Diff. Höhe_Becken	1	150	2,82	0,43	0,29	0,48
	2	150	2,81	0,49	0,35	0,62
	3	150	2,82	0,53	0,35	0,57
	4	150	2,85	0,44	0,31	0,50
abs_Diff. Tiefe_Becken	1	150	3,16	1,36	0,92	1,77
	2	150	3,50	1,33	0,94	1,54
	3	150	3,34	1,55	1,10	1,72
	4	150	3,25	1,35	1,04	1,68

abs = absolute (Absolutwerte), Abw = Abweichung, Diff. = Differenz, SB = Schulterblätter, WS = Wirbelsäule

Tabelle 10-2: Deskriptive Statistik für die sechs Parameter der Rückenoberfläche, Werte in Winkeln [°]

Parameter	Bed.	Beob.	Mittelwert	Positionsvariabilität	u25_prozent_quantil_st_dev	o75_prozent_quantil_st_dev
Winkel_Abw_WS_Frontal	1	150	1,21	0,61	0,30	0,45
	2	149	1,27	0,67	0,29	0,44
	3	148	1,30	0,44	0,30	0,48
	4	150	1,17	0,40	0,37	0,45
Winkel_Abw_WS_Sagittal	1	150	2,01	1,07	0,59	0,96
	2	149	2,07	1,08	0,56	1,02
	3	148	2,08	0,91	0,70	1,08
	4	150	2,12	0,82	0,68	0,93
Winkel_Diff. Höhe_SB	1	150	2,31	0,56	0,38	0,68
	2	150	2,31	0,62	0,34	0,64
	3	149	2,22	0,49	0,36	0,54
	4	150	2,22	0,49	0,36	0,52
Winkel_Diff. Tiefe_SB	1	150	2,15	0,89	0,76	1,10
	2	150	2,36	1,00	0,75	1,21
	3	149	2,23	1,07	0,74	1,27
	4	150	2,19	1,05	0,90	1,10
Winkel_Diff. Höhe_Becken	1	150	1,78	0,26	0,20	0,32
	2	150	1,77	0,31	0,22	0,38
	3	150	1,78	0,32	0,22	0,39
	4	150	1,79	0,27	0,20	0,32
Winkel_Diff. Tiefe_Becken	1	150	1,86	0,82	0,62	1,03
	2	150	2,06	0,80	0,64	0,88
	3	150	1,99	0,94	0,75	1,09
	4	150	1,93	0,82	0,66	0,94

Abw = Abweichung, Diff. = Differenz, SB = Schulterblätter, WS = Wirbelsäule

10.2 Ergebnisse Gemischtes Modell

Pro Modell werden jeweils drei Tabellen dargestellt:

- Tabelle 1 zeigt die geschätzten Koeffizienten und den dazugehörigen Konfidenzintervallen und Standardfehlern.
- Tabelle 2 zeigt die Standardabweichungen für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und die Residuen.
- Tabelle 3 zeigt die Ergebnisse des Wald-Tests. Mit dem Test wurde geprüft, ob die Ausgangsbedingung einen Einfluss auf die sechs Parameter der Rückenoberfläche nimmt.

10.2.1 Abweichung der WS in der Frontalebene

10.2.1.1 Modell 1 (SD in mm)

Tabelle 10-3: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Frontalebene

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	2,703	1,918	3,489	0,389
Bedingung 1	-0,305	-1,240	0,629	0,463
Bedingung 3	0,356	-0,578	1,290	0,463
Bedingung 4	-0,118	-1,052	0,816	0,463

Tabelle 10-4: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Frontalebene

	SD
(Intercept)	0,8161798
Residual	1,2678347

Tabelle 10-5: Wald-Test , Abweichung der WS in der Frontalebene

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,543

10.2.1.2 Modell 2 (MW in mm)

Tabelle 10-6: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Frontalebene

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	7,510	5,525	9,495	0,983
Bedingung 1	-0,160	-1,017	0,697	0,425
Bedingung 3	1,025	0,169	1,882	0,425
Bedingung 4	0,151	-0,706	1,007	0,425

Tabelle 10-7: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Frontalebene

SD	
(Intercept)	3,626823
Residual	1,162572

Tabelle 10-8: Wald-Test, Abweichung der WS in der Frontalebene

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,036

10.2.1.3 Modell 3 (SD in Grad)

Tabelle 10-9: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Frontalebene

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	0,665	0,254	1,077	0,204
Bedingung 1	-0,052	-0,619	0,515	0,281
Bedingung 3	-0,225	-0,791	0,342	0,281
Bedingung 4	-0,269	-0,836	0,297	0,281

Tabelle 10-10: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Frontalebene

SD	
(Intercept)	0,1795367
Residual	0,7691030

Tabelle 10-11: Wald-Test, Abweichung der WS in der Frontalebene

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,731

10.2.1.4 Modell 4 (MW in Grad)

Tabelle 10-12: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Frontalebene

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	1,275	0,933	1,616	0,169
Bedingung 1	-0,065	-0,340	0,211	0,137
Bedingung 3	0,025	-0,251	0,300	0,137
Bedingung 4	-0,106	-0,382	0,170	0,137

Tabelle 10-13: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Frontalebene

	SD
(Intercept)	0,5387301
Residual	0,3739785

Tabelle 10-14: Wald-Test, Abweichung der WS in der Frontalebene

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,766

10.2.2 Abweichung der WS in der Sagittalebene

10.2.2.1 Modell 1 (SD in mm)

Tabelle 10-15: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Sagittalebene

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	5,237	4,179	6,294	0,524
Bedingung 1	-0,273	-1,341	0,796	0,530
Bedingung 3	0,731	-0,337	1,800	0,530
Bedingung 4	0,109	-0,960	1,177	0,530

Tabelle 10-16: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen

	SD
(Intercept)	1.420018
Residual	1,450150

Tabelle 10-17: Wald-Test, Abweichung der WS in der Sagittalebene

	DF	Parameter	p-Wert
(Intercept)	1		0,000
Bedingung	3		0,292

10.2.2.2 Modell 2 (MW in mm)

Tabelle 10-18: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Sagittalebene

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	12,741	8,954	16,529	1,877
Bedingung 1	-0,259	-1,918	1,399	0,822
Bedingung 3	1,021	-0,638	2,679	0,822
Bedingung 4	1,327	-0,332	2,958	0,822

Tabelle 10-19: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Sagittalebene

	SD
(Intercept)	6,911066
Residual	2,250552

Tabelle 10-20: Wald-Test, Abweichung der WS in der Sagittalebene

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,170

10.2.2.3 Modell 3 (SD in Grad)

Tabelle 10-21: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Sagittalebene

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	1,084	0,608	1,560	0,236
Bedingung 1	-0,011	-0,651	0,630	0,317
Bedingung 3	-0,171	-0,812	0,469	0,317
Bedingung 4	-0,267	-0,907	0,374	0,317

Tabelle 10-22: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Sagittalebene

	SD
(Intercept)	0,2786085
Residual	0,8690205

Tabelle 10-23: Wald-Test, Abweichung der WS in der Sagittalebene, Abweichung der WS in der Sagittalebene

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,802

10.2.2.4 Modell 4 (MW in Grad)

Tabelle 10-24: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Abweichung der WS in der Sagittalebene

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	2,075	1,490	2,660	0,290
Bedingung 1	-0,067	-0,460	0,327	0,195
Bedingung 3	0,002	-0,392	0,396	0,195
Bedingung 4	0,042	-0,352	0,436	0,195

Tabelle 10-25: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Abweichung der WS in der Sagittalebene

	SD
(Intercept)	0,9875688
Residual	0,5339964

Tabelle 10-26: Wald-Test, Abweichung der WS in der Sagittalebene

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,956

10.2.3 Differenz der Höhe der SB

10.2.3.1 Modell 1 (SD in mm)

Tabelle 10-27: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe der SB

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	2,061	1,527	2,596	0,265
Bedingung 1	-0,125	-0,535	0,285	0,203
Bedingung 3	-0,371	-0,781	0,039	0,203
Bedingung 4	-0,371	-0,781	0,039	0,203

Tabelle 10-28: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe der SB

SD	
(Intercept)	0,8620317
Residual	0,5563798

Tabelle 10-29: Wald-Test, Differenz der Höhe der SB

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,189

10.2.3.2 Modell 2 (MW in mm)

Tabelle 10-30: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe der SB

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	8,332	4,830	11,834	1,735
Bedingung 1	0,009	-0,574	0,593	0,289
Bedingung 3	-0,239	-0,822	0,345	0,289
Bedingung 4	-0,285	-0,869	0,298	0,289

Tabelle 10-31: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe der SB

SD	
(Intercept)	6,6732811
Residual	0,7919678

Tabelle 10-32: Wald-Test, Differenz der Höhe der SB

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,634

10.2.3.3 Modell 3 (SD in Grad)

Tabelle 10-33: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe der SB

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	0,618	,0440	0,796	0,088
Bedingung 1	-0,053	-0,174	0,068	0,060
Bedingung 3	-0,125	-0,246	-0,004	0,060
Bedingung 4	-0,127	-0,248	-0,006	0,060

Tabelle 10-34: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe der SB

	SD
(Intercept)	0,2987649
Residual	0,1640673

Tabelle 10-35: Wald-Test, Differenz der Höhe der SB

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,113

10.2.3.4 Modell 4 (MW in Grad)

Tabelle 10-36: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe der SB

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	2,312	1,486	3,138	0,409
Bedingung 1	-0,005	-0,175	0,165	0,084
Bedingung 3	-0,088	-0,258	0,082	0,084
Bedingung 4	-0,088	-0,258	0,082	0,084

Tabelle 10-37: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe der SB

	SD
(Intercept)	1,5679841
Residual	0,2307096

Tabelle 10-38: Wald-Test, Differenz der Höhe der SB

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,563

10.2.4 Differenz der Tiefe der SB

10.2.4.1 Modell 1 (SD in mm)

Tabelle 10-39: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe der SB

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	3,595	2,955	4,235	0,317
Bedingung 1	-0,494	-1,145	0,157	0,323
Bedingung 3	0,112	-0,539	0,763	0,323
Bedingung 4	0,117	-0,534	0,768	0,323

Tabelle 10-40: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe der SB

	SD
(Intercept)	0,8535716
Residual	0,8832110

Tabelle 10-41: Wald-Test, Differenz der Tiefe der SB

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,199

10.2.4.2 Modell 2 (MW in mm)

Tabelle 10-42: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe der SB

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	8,523	5,588	11,458	1,454
Bedingung 1	-0,775	-1,820	0,270	0,518
Bedingung 3	-0,399	-1,444	0,646	0,518
Bedingung 4	-0,559	-1,604	0,486	0,518

Tabelle 10-43: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe der SB

	SD
(Intercept)	5,451043
Residual	1,418313

Tabelle 10-44: Wald-Test, Differenz der Tiefe der SB

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,502

10.2.4.3 Modell 3 (SD in Grad)

Tabelle 10-45: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe der SB

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	1,003	0,825	1,182	0,089
Bedingung 1	-0,117	-0,294	0,061	0,088
Bedingung 3	0,065	-0,113	0,242	0,088
Bedingung 4	0,049	-0,128	0,227	0,088

Tabelle 10-46: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe der SB

SD	
(Intercept)	0,2446608
Residual	0,2405018

Tabelle 10-47: Wald-Test, Differenz der Tiefe der SB

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,172

10.2.4.4 Modell 4 (MW in Grad)

Tabelle 10-48: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe der SB

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	2,356	1,656	3,056	0,347
Bedingung 1	-0,204	-0,499	0,091	0,146
Bedingung 3	-0,124	-0,419	0,171	0,146
Bedingung 4	-0,162	-0,457	0,133	0,146

Tabelle 10-49: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe der SB

SD	
(Intercept)	1,281301
Residual	0,400705

Tabelle 10-50: Wald-Test, Differenz der Tiefe der SB

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,544

10.2.5 Differenz der Höhe des Beckens

10.2.5.1 Modell 1 (SD in mm)

Tabelle 10-51: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe des Beckens

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	0,495	0,384	0,605	0,055
Bedingung 1	-0,069	-0,170	0,032	0,050
Bedingung 3	0,037	-0,064	0,138	0,050
Bedingung 4	-0,050	-0,151	0,051	0,050

Tabelle 10-52: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe des Beckens

	SD
(Intercept)	0,1616460
Residual	0,1368979

Tabelle 10-53: Wald-Test, Differenz der Höhe des Beckens

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,152

10.2.5.2 Modell 2 (MW in mm)

Tabelle 10-54: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe des Beckens

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	2,807	1,554	4,060	0,621
Bedingung 1	0,017	-0,151	0,184	0,083
Bedingung 3	0,017	-0,150	0,185	0,083
Bedingung 4	0,045	-0,122	0,213	0,083

Tabelle 10-55: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe des Beckens

SD	
(Intercept)	2,3942181
Residual	0,2270162

Tabelle 10-56: Wald-Test, Differenz der Höhe des Beckens

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,958

10.2.5.3 Modell 3 (SD in Grad)

Tabelle 10-57: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe des Beckens

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	0,311	0,251	0,371	0,030
Bedingung 1	-0,050	-0,107	0,007	0,028
Bedingung 3	0,013	-0,045	0,070	0,028
Bedingung 4	-0,038	-0,095	0,019	0,028

Tabelle 10-58: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe des Beckens

SD	
(Intercept)	0,08463789
Residual	0,07769599

Tabelle 10-59: Wald-Test, Differenz der Höhe des Beckens

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,099

10.2.5.4 Modell 4 (MW in Grad)

Tabelle 10-60: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Höhe des Beckens

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	1,767	0,999	2,535	0,381
Bedingung 1	0,011	-0,091	0,114	0,051
Bedingung 3	0,009	-0,094	0,111	0,051
Bedingung 4	0,026	-0,077	0,129	0,051

Tabelle 10-61: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Höhe des Beckens

	SD
(Intercept)	1,4673701
Residual	0,1391014

Tabelle 10-62: Wald-Test, Differenz der Höhe des Beckens

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,965

10.2.6 Differenz der Tiefe des Beckens

10.2.6.1 Modell 1 (SD in mm)

Tabelle 10-63: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe des Beckens

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	1,327	1,006	1,647	0,159
Bedingung 1	0,030	-0,290	0,350	0,158
Bedingung 3	0,221	-0,099	0,540	0,158
Bedingung 4	0,022	-0,298	0,342	0,158

Tabelle 10-64: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe des Beckens

SD	
(Intercept)	0,4363523
Residual	0,4335927

Tabelle 10-65: Wald-Test, Differenz der Tiefe des Beckens

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,481

10.2.6.2 Modell 2 (MW in mm)

Tabelle 10-66: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe des Beckens

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	3,498	2,176	4,820	0,655
Bedingung 1	-0,340	-0,853	0,173	0,254
Bedingung 3	-0,153	-0,666	0,359	0,254
Bedingung 4	-0,253	-0,765	0,260	0,254

Tabelle 10-67: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe des Beckens

SD	
(Intercept)	2,4399231
Residual	0,6958737

Tabelle 10-68: Wald-Test, Differenz der Tiefe des Beckens

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,582

10.2.6.3 Modell 3 (SD in Grad)

Tabelle 10-69: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe des Beckens

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	0,797	0,636	0,959	0,080
Bedingung 1	0,021	-0,165	0,208	0,092
Bedingung 3	0,141	-0,046	0,327	0,092
Bedingung 4	0,020	-0,166	0,206	0,092

Tabelle 10-70: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe des Beckens

	SD
(Intercept)	0,1784386
Residual	0,2529449

Tabelle 10-71: Wald-Test, Differenz der Tiefe des Beckens

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,418

10.2.6.4 Modell 4 (MW in Grad)

Tabelle 10-72: Koeffizienten, Konfidenzintervalle und Standardfehler, Differenz der Tiefe des Beckens

	Koeffizient	2,5 %-KI	97,5 %-KI	Standardfehler
(Intercept)	2,059	1,384	2,733	0,334
Bedingung 1	-0,196	-0,491	0,099	0,146
Bedingung 3	-0,067	-0,361	0,228	0,146
Bedingung 4	-0,129	-0,424	0,165	0,146

Tabelle 10-73: SD für den zufälligen Effekt der individuellen Personen und Residuen, Differenz der Tiefe des Beckens

	SD
(Intercept)	1,2310030
Residual	0,3997046

Tabelle 10-74: Wald-Test, Differenz der Tiefe des Beckens

	DF Parameter	p-Wert
(Intercept)	1	0,000
Bedingung	3	0,580