

Technische Universität München

Lehrstuhl für Bewegungs - und Trainingslehre

Empirische Untersuchung zur propriozeptiven Beeinflussung der Körperstatik (eine Längsschnittuntersuchung bei 20 bis 50jährigen Frauen und Männern)

Jörn Henrik Schramm

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Sportwissenschaft der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Philosophie genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. J. Loibl

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. Dr. h.c. M. Grosser, em.
2. Univ.-Prof. Dr. A. Schwirtz

Die Dissertation wurde am 31.07.2007 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Sportwissenschaft am 29.03.2010 angenommen.

Vorwort und Danksagung

Die Propriozeption und die Möglichkeiten propriozeptiven Trainings sind in den letzten Jahren immer stärker in das Interesse der wissenschaftlichen Forschung gerückt. Bei der Betrachtung des Titels dieser Arbeit wird sich bei vielen Lesern die Frage stellen, was hat Propriozeption mit der Körperstatik des Menschen zu tun?

Die Begründung hierfür liegt in einem Verfahren, das über gezielte Stimulation der Propriozeptoren unter den Füßen eine Einflussnahme auf die menschliche Körperhaltung auszuüben versucht.

Ich beschäftige mich seit Längerem intensiv mit diesem Themengebiet. Aus diesem Grund liegt es Nahe, dass hieraus ein gewisser Forschungsdrang erwächst.

Da die Durchführung einer solchen Forschungsarbeit nicht ganz ohne Hilfe durchzuführen ist, möchte ich mich bei den Menschen bedanken, die diese Arbeit unterstützt haben.

Mein Dank geht an erster Stelle an Herrn Professor Dr. Dr. Manfred Grosser, der es mir ermöglichte an seinem Lehrstuhl für Trainingswissenschaften der Fakultät für Sportwissenschaften an der Technischen Universität München zu promovieren. Seine Bereitschaft bei Fragen und Problemen zu helfen, brachte diese Arbeit schnell voran.

Mein besonderer Dank gilt meiner Frau Antje Schramm. Sie hat mir bei der Durchführung der Arbeit immer hilfreich zur Seite gestanden und ermöglichte es mir die Daten ihrer Arbeit zu einem Gesamtdatenvergleich zu nutzen. Ihre motivierenden und anerkennenden Worte haben mich stets aufgebaut.

Nicht zu vergessen sind meine Eltern, Bärbel und Jürgen Schramm. Sie haben meinen Werdegang ermöglicht und mich stets in meinen Entscheidungen unterstützt.

Für die fachliche Unterstützung bezüglich Architektur und Bauwesen danke ich meinen Schwiegereltern Frau Dipl.-Ing. Irmhild Lohrengel und Herrn Dipl.-Ing. Rüdiger Lohrengel, die mir mit viel Engagement zur Seite standen.

In sprachlicher Hinsicht waren mir meine Schwägerinnen eine große Unterstützung:

Frau Silke Hemmen med. vet. – unschlagbare Korrekturleserin,

Frau Gesa Lohrengel – bei italienischen Übersetzungen,

Frau Nicola Lohrengel – bei englischen Übersetzungen!

Danke, grazie, thanks!

Es dürfen nicht unerwähnt bleiben: Dr. Andreas Million, der den Kontakt zu Professor Grosser hergestellt hat. Frau Lydia Aich, die mich in der Podoätiologie ausgebildet hat. Herr N. Meyer-Thurow, dem beste SPSS-Fachmann.

Zu guter Letzt gilt mein besonderer Dank der freundlichen Unterstützung der Per-Pedes-Prien GmbH und besonders den Patienten, die ihre Daten für diese Studie zu Verfügung gestellt haben.

Gliederung
Vorwort

1	Einleitung und allgemeine Problemstellung	1
2	Körperstatik	6
2.1	Definition.....	6
2.2	Wie lässt sich die Körperstatik verifizieren?.....	9
2.3	Parameter zur Bestimmung einer guten Statik.....	13
2.4	Wie entstehen Fehlstellungen der Körperstatik?.....	16
2.5	Fehlerhafte Körperstatik – eine Frage des Alters oder des Geschlechts?.....	27
3	Propriozeption	30
3.1	Was bedeutet Propriozeption?.....	30
3.2	Sportwissenschaftliche Einordnung der Propriozeption.....	31
3.3	Propriozeption und Kinästhetik.....	33
3.4	Rezeptoren des propriozeptiven Systems und deren Weiterverarbeitung in übergeordneten Nervenzentren.....	35
3.5	Einflüsse und Einflussnahmen auf die Propriozeption.....	41
3.5.1	Alter	41
3.5.2	Geschlecht.....	44
3.5.3	Nozizeptive Einflüsse.....	46
3.5.4	Sportliche Aktivitäten und propriozeptives Training.....	47
3.5.5	Externe Einflussnahmen.....	48
3.5.6	Einflussnahmen über aktive Schuheinlagen.....	51
3.5.6.1	Historie.....	51
3.5.6.2	Funktionsweise der aktiven Einlagenversorgung.....	54
3.5.6.3	Ziele der Therapie.....	57

4	Empirische Untersuchung	58
4.1	Konkrete Problemstellung	59
4.2	Untersuchungsmethodik	68
4.2.1	Personenstichprobe.....	68
4.2.2	Merkmalsstichprobe.....	71
4.2.2.1	Untersuchungsaufbau zur Bestimmung der Körperstatik.....	75
4.2.3	Untersuchungsplan.....	79
4.2.4	Versuchsdurchführung.....	81
4.2.5	Verfahren der Datenverarbeitung.....	86
4.3	Darstellung der Ergebnisse	88
4.3.1	Verhältnis zwischen den Altersstufen bei der Erstanalyse und der Nachkontrolle bei den Statikangaben und Schmerzwerten.....	89
4.3.2	Zusammenhang zwischen dem Alter und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerz (SchmerzE) und der Schmerzverbesserung (DSchmerz).....	92
4.3.3	Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerz (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz).....	94
4.3.4	Verhältnis bei der Gesamtstichprobe (n=458) zwischen dem Geschlecht und den Parametern Anfangsstatik (Statik0) bzw. Behaltensleistung (DStatik).....	97
4.3.5	Verhältnis bei der großen Gesamtstichprobe (n=458) zwischen dem Geschlecht und den Parametern Anfangsschmerz (SchmerzE) bzw. Schmerzverbesserung (DSchmerz).....	103
4.3.6	Verhältnis zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse bei der Körperstatik.....	109

4.3.7	Verhältnis zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle bei der Körperstatik.....	115
4.3.8	Verhältnis zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle bei den Schmerzangaben.....	121
4.3.9	Zusammenhang zwischen den Parametern Anfangsstatik (Statik0) bzw. Behaltensleitung (DStatik) und den Parametern Anfangsschmerz (SchmerzE) bzw. Schmerzverbesserung (DSchmerz).....	130
4.3.10	Zusammenhang zwischen der sportlichen Aktivität und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerz (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz).....	132
4.3.11	Zusammenhang zwischen der beruflichen Aktivität und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerz (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz).....	134
4.4	Interpretation und Diskussion.....	136
5	Zusammenfassung und Ausblick.....	152
	Literaturverzeichnis.....	158
	Abbildungsverzeichnis.....	166
	Tabellenverzeichnis.....	172

Anhang

1 Einleitung und allgemeine Problemstellung

Diese Arbeit beschäftigt sich mit der Körperstatik des Menschen und der Möglichkeit, diese zu beeinflussen.

Die Statik ist die Grundlage jeden Körpers, egal ob dynamisch wie der menschliche Körper, oder unbeweglich wie z.B. ein Haus oder eine Brücke. Fehlerhafte Berechnungen bei Bauwerken ziehen schreckliche Konsequenzen nach sich. Sie stürzen ein oder werden schief und letzteres teilweise so stark, dass man sich wundert, warum das Gebäude noch nicht zusammengefallen ist. Manche Bauwerke jedoch sind so gut konstruiert, dass sie sogar einen ungleichmäßig abgesackten Untergrund verkraften, ohne einzustürzen.



Abb. 1.1: Der schiefe Turm von Pisa

(www.host800.de/imgServer/tumb-der-schiefe-turm-von-pisa.jpg. Zugriff 27. Februar 2007)

Ein menschliches Wesen ist aber kein Bauwerk und somit auch kein steifes Gebilde, sondern ein dynamisches, biologisches System. Trotzdem kann der Körper auch schief, gekrümmt, oder gerade sein.



Abb.1.2: Körperhaltungen (www.dr-kornwachs.de/myr.html. Zugriff 14. Dezember 2003)

Die Möglichkeit des Menschen, auf zwei Beinen zu gehen ist allerdings eine „statische“ Meisterleistung und erst moderne Materialien in Kombination mit dem richtigen Untergrund machen es den Bauingenieuren möglich, vergleichsweise hohe und schlanke Gebäude zu errichten, wie z.B. die Wolkenkratzer auf Manhattens felsigem Untergrund.. Dieses zeigt, wie kompliziert die aufgerichtete Haltung des Menschen ist und welche unglaublichen Steuerungsprozesse notwendig sind, um dieses biologisches System gegen die Schwerkraft in dieser Position schon ohne äußere Einflüsse und dynamische Abläufe des Körpers zu halten. Aufgrund dieses komplizierten Prozesses erscheint es einleuchtend, dass mögliche Fehlstellungen innerhalb dieses Komplexes zu einer massiven Störung bzw. Verschlechterung für die Bewältigung des aufrechten Standes führen können. Nun stellt sich aber die Frage: „Gibt es für den menschlichen Körper die „genau richtige“ Haltung und wenn ja, wie sieht diese aus?“

Diese Fragestellung hat in verschiedenen wissenschaftlichen Disziplinen in den letzten Jahren eine immer größere Bedeutung gefunden. Die Überlegungen dieser Arbeit gehen einher mit der ganzheitlichen Betrachtungsweise des menschlichen Körpers, die - nach einer historisch extremen Phase der Spezialisierung und der Zerstückelung des Menschen in medizinische Fachbereiche - zunehmend mehr Anhänger findet.

Es stellt sich hier nun die Frage, ob eine verbesserte Körperstatik nur optisch motiviert ist, oder ob diese durch die Optimierung der Muskelspannung auch eine Ökonomisierung von Bewegungsabläufen mit sich führt. Kann eventuell eine verbesserte Statik sogar eine Schmerzlinderung hervorrufen?

Die Ökonomisierung von Bewegungsabläufen ist für Leistungssportler sicherlich interessant, wenn es hierdurch zu einer Leistungssteigerung kommen würde. Für den Nicht- oder Freizeitsportler würde diese Aussicht auf eine Leistungsverbesserung keine große Hilfe sein. Er plagt sich vielmehr mit Kopf-, Rücken- oder Knieschmerzen. Für ihn ist also von viel größerem Interesse, ob Fehlstellungen in der Körperhaltung Auswirkungen auf seine Schmerzproblematiken haben und ob diese bei einer Optimierung der Haltung wieder verschwinden.

Wäre es also möglich, bestimmte Schmerzen über eine Veränderung der Körperstatik beeinflussen zu können, stellt sich wiederum die Frage, ob die schmerzverursachende Fehlstellung auch immer in unmittelbarer Nähe des Schmerzes liegen muss.

Bei aller Verliebtheit der Deutschen zu messen, was immer zu messen ist, wird aus den Augen verloren, welche Konsequenzen oder Verbesserungsmöglichkeiten sich hieraus ergeben.

Hierzu kann man eine immer wiederkehrende Patientenaussage aus der Praxis anführen: *„Ich habe mir schon immer gedacht, dass meine Wirbelsäule schief ist. Ich bin dann 'mal zum Doktor gegangen und habe dieses röntgen lassen. Jetzt weiß ich wenigstens, dass das stimmt.“*

In dieser Arbeit soll aber nicht nur dargestellt werden, dass unter Umständen Fehlstellungen in der Körperstatik vieler Personen vorhanden sind (dieses ist hinreichend bekannt), sondern auch aufgezeigt werden, welche Ansätze zur Korrektur es hierbei gibt.

Besonderes Augenmerk wird hierbei, wie schon der Titel dieser Arbeit zeigt, auf ein Verfahren der propriozeptiven Beeinflussung der Körperstatik gelegt. Diese Einflussnahme auf die Statik ist bislang kaum wissenschaftlich erforscht worden und gilt in Deutschland zur Zeit als ein nicht statistisch überprüftes Verfahren.

Diese Methode, die im Laufe dieser Arbeit noch genauer beschrieben wird, fußt darauf, dass propriozeptive Reize durch Teilchen, die unter den Füßen platziert werden, auf die Körperhaltung Einfluss nehmen sollen. Diese Teilchen werden auf einer Schuheinlage positioniert und sollen vom Probanden regelmäßig getragen werden, um eine Veränderung der Körperhaltung und eine eventuelle Schmerzlinderung hervorzurufen.

Da zu erwarten ist, dass derartige Veränderungen einen längeren Zeitraum in Anspruch nehmen, bot sich für die empirische Untersuchung nur eine Längsschnittstudie an, die im Dezember 2002 begann und im November 2003 abgeschlossen wurde. Insgesamt wurden die Daten von über 200 Probanden aufgenommen.

Von jedem Probanden wurden neben einigen persönlichen Daten objektive und subjektive die Körperstatik erfassende Messwerte aufgenommen.

Es war wichtig, mit einem objektiven Messverfahren eventuelle Veränderungen in der Körperstatik über einen festgelegten Versuchszeitraum wissenschaftlich darzustellen und analysieren zu können. Dieses gelang mit einem lichtoptometrischen, dreidimensionalen Rückenscan.

Des Weiteren ist bei einem solchen Test entscheidend, ob eine eventuelle Veränderung im subjektiven Wohlbefinden der Probanden herbeizuführen ist. Diese Daten wurden mit Hilfe eines Fragebogens erfasst.

Die empirische Auswertung all dieser erhobenen Daten wird bei der Darstellung der Ergebnisse noch interessante Resultate hervorbringen, die auch Auswirkungen auf die bereits bestehenden Therapiemöglichkeiten haben können.

Zunächst aber wird in dem Kapitel *Körperstatik* die allgemein als „normal“ geltende Körperhaltung definiert und bekannte Fehlhaltungen aufgezeigt. Mit einem kurzen Einblick auf die bislang angewendeten Behandlungen werden die bestehenden Möglichkeiten verdeutlicht.

Das *Kapitel 3* beschäftigt sich mit der *Propriozeption* und deren Einordnung in den sportmotorischen Kontext. Besonderer Schwerpunkt wird hier auf das Alter und das Geschlecht gelegt, sowie auf die Beeinflussbarkeit und Trainierbarkeit des propriozeptiven Systems. Des Weiteren wird in diesem Kapitel auch auf die Nozizeption eingegangen. Eine besondere Gewichtung erhält hier der Einfluss der Nozizeption auf die Propriozeption und des Scherzempfindens auf das menschliche Wohlbefinden.

Im *empirischen Teil* dieser Arbeit werden neben der konkreten Problemstellung die genaue Untersuchungsmethodik der Datenerhebung vorgestellt. Anschließend werden in der Interpretation und Diskussion die Ergebnisse aus der hier untersuchten Probandengruppe im Alter von 20 bis 50 Jahren vorstellen und mit den Ergebnissen einer Probandengruppe im Alter zwischen 51 und 90 Jahren verglichen. Die Studie in

der oben genannten Altersgruppe wurde zeitgleich von Antje Schramm durchgeführt und empirisch untersucht.

Schließlich werden im *Kapitel 5 Zusammenfassung und Ausblick* der Arbeit die Ergebnisse noch einmal komprimiert dargestellt. Ein Ausblick auf weitere Möglichkeiten zur Erforschung dieses Themengebietes schließt die Studie ab.

2 Körperstatik

2.1 Definition

Legt man nun zugrunde, dass sich der Begriff „Körper“ auf den menschlichen Körper bezieht und somit ein biologisches, ständig arbeitendes System beschreibt und „Statik“ eine Definition für ausbalancierte Ruhe darstellt, scheinen sich im ersten Moment die Begrifflichkeiten deutlich zu widersprechen.

Bei dem simplen Versuch, ein Kartenhaus aufzubauen, stellt man schnell fest, dass der kleinste Fehler oder die geringste Abweichung die ganze Konstruktion zum Einsturz bringen kann. Um solche Fehler bei Gebäuden zu vermeiden, gibt es den Beruf des Statikers und diesen schon so lange, wie der Mensch versucht Häuser zu bauen. Ein schwieriger Beruf mit viel Verantwortung, denn nicht immer werden die Bauten bei fehlerhaften Berechnungen nur schief, sondern Menschenleben hängen von seinem Gelingen ab.

Durch die geniale Ingenieurskunst schon seit dem Altertum hat der Mensch es möglich gemacht, Häuser an den unglaublichsten Stellen mit Formen ohne kreative Grenzen zu errichten. Ob in der Wüste Pyramiden auf Sand zu bauen, Iglus im Schnee, Hütten auf dem steinernen Berg, Häuser auf Lehm Boden oder Palazzi auf Pfählen in die Lagune von Venedig - kein Ort war zu unwirklich, um hier kein Haus errichten zu können. Häuser, gebaut für die Ewigkeit, die sehr viel länger stehen als nur ein Menschenleben.



Abb. 2.1: Venedig

(www.bacher-reisen.at/images/venedig.jpg. Zugriff 27. Februar 2007)

Was unterscheidet nun die Statik eines Hauses von der Körperstatik des Menschen? Warum steht ein Haus Jahrhunderte, während schon nach rund 40 Jahren die menschliche Statik z.B. durch einem krummen Rücken und Schmerzen signalisiert? Ist das „Baumaterial“ des Körpers denn so viel schlechter oder sind wir aus statischen Gesichtspunkten eine Fehlkonstruktion?

Der Vorteil eines Hauses ist es, dass es mit menschlicher Hilfe erst noch errichtet werden muss. Der Ingenieur richtet sich mit seiner Statik nach der Umgebung des Hauses und passt es seiner Umwelt an. Welcher Untergrund ist vorhanden, in den das Fundament gesetzt wird, wie hoch ist die Schneelast im Winter, kommen Erschütterungen z.B. durch den Schwerlastverkehr der Straße dazu, welchen Nutzen hat das Haus, werden hier schwere Maschinen aufgestellt oder wohnt hier eine Familie, wird es in dieser Gegend im Winter sehr kalt oder befinde ich mich in einer Wüste und muss das Material der Hitze anpassen? Die Ingenieure überall auf der Erde haben ihre statischen Berechnungen dem Nutzen und der Umgebung des Hauses optimal angepasst, welches man auch an der Vielfältigkeit der Bauarten erkennen kann.

Ein menschliches Wesen ist allerdings kein steifes Bauwerk, sondern ein dynamisches, biologisches System, welches sich gegen die Schwerkraft behaupten muss.

Die Grundlagen des Körperbaus sind bei allen Menschen gleich, unabhängig davon, ob er in der Wüste oder in einer Lagunenstadt lebt. Dazu bewegt sich der Mensch, er ist dynamisch! Er ist wie ein Haus den äußeren Einflüssen ausgesetzt und bewegt sich ständig in ihnen. Nicht nur, dass er aufrecht steht und sich auch so fortbewegt, er verändert zusätzlich noch seine Form, indem er sich hinsetzt oder hinlegt und das mit all seinen Facetten. Und hier liegt der große Vorteil des menschlichen Gebildes: es kann sich bewegen!

Diese Beweglichkeit hat aber auch seinen Preis - es kostet eine Menge Energie, damit der Körper beweglich ist und bleibt. Dadurch ist die „Haltbarkeit“ des Bauwerkes Mensch deutlich hinter dem eines guten Gebäudes zurück.

Der menschliche Körper hat durch den aufrechten Stand eine besonders schwierige Aufgabe zu bewältigen, da die Standfläche des Fußes im Verhältnis zu der auszubalancierenden Körperhöhe in einem relativ ungünstigen Verhältnis steht, also statisch gesehen unvorteilhaft verteilt ist. Kempf (1995, S.129) beschreibt es daher mit „Stehen - Die konstante Suche nach der Balance“. Da der menschliche Körper aber permanent der Gravitation und der Drehkraft als Reaktion der Oberfläche auf der er ruht ausgesetzt ist, dieses aber nicht exakt gerichtet beibehalten kann, ist er niemals ausbalanciert, aber er ist „stabilisiert“. Demnach sind im Zusammenhang mit dem Gleichgewicht, Körperstatik und Haltung Begriffe wie Balance oder sogar Bodybalance unangebracht, laut Brisson (1803) sogar direkt falsch.

Bei allen auftretenden Schwierigkeiten zur Definition des Begriffes „Körperstatik“ bei einem biologischen System wie dem menschlichen Körper, kann man zusammenfassend sagen:

Die Körperstatik des stehenden Menschen beschreibt den Zustand, in dem der Körper eine möglichst geringe Pendelbewegung um einen Punkt vollzieht, in dem sich alle auf den Körper einwirkende Kräfte ausgleichen und somit ein Optimum der Ökonomisierung aller Steuerungsprozesse erreicht wird.

2.2 Wie lässt sich Körperstatik verifizieren?

Wie bereits im vorhergehenden Abschnitt angedeutet wurde, macht die Einbeziehung des gesamten Körpers mit allen Gelenkstellungen für die Definition der Gesamt - Körperstatik in eine Formel für die Gesamt-Körperstatik nahezu unmöglich.

Diese Schwierigkeit in der Darstellung der Statik zeigt sich bei vielen Autoren, die den Begriff der „Körperstatik“ mit dem Synonym „Haltung“ gleichsetzen. Zur Beschreibung der optimalen Haltung werden hier die Adjektive *aufrecht* oder *aufgerichtet* benutzt, ohne diese allerdings genauer zu spezifizieren.

Häufig werden auch bestimmte Bereiche des Körpers herausgestellt, um dann eine genauere Überlegung anzubieten. In den meisten Fällen ist hierfür die Wirbelsäule Gegenstand der Betrachtung.

Viele Autoren sehen die Wirbelsäule allerdings nur zweidimensional, wobei nicht alle Achsen berücksichtigt werden. Die klassische Rückenschule lehnt sich häufig an das Körpermodell von Brügger an, welches über Zahnräder die Beziehung der verschiedenen Körperregionen miteinander darstellen soll. Diese Betrachtungsweise stellt die Sagittalebene dar und kann somit neben der Aufrichtung und Kippung des Beckens die Veränderungen in Lordose und Kyphose der Wirbelsäule schematisch verdeutlichen.

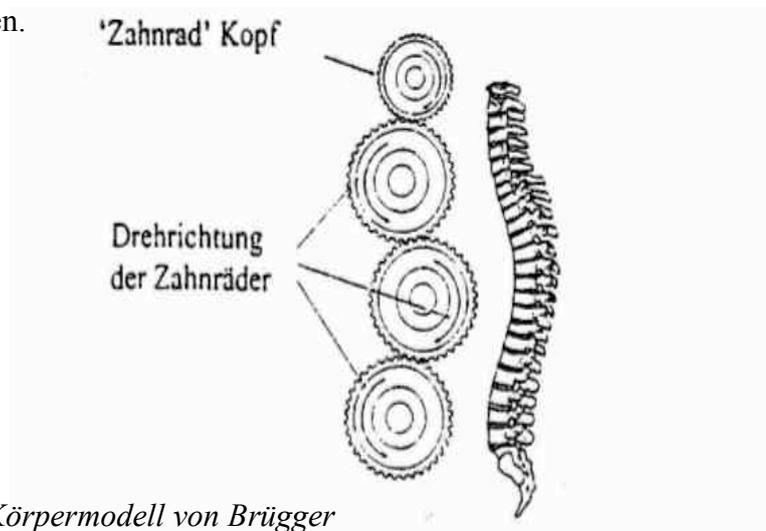


Abb. 2.2 Körpermodell von Brügger

(www.rollstuhltanz.de/index2.htm. Zugriff 22. Februar 2007)

Diese Abbildung entspricht in ihrer Zweidimensionalität aber bei weitem nicht den Bewegungsmöglichkeiten der Wirbelsäule.

Es müssten die Zahnräder durch Kugeln ersetzt werden, um allen Achsen gerecht zu werden und damit ein realistischeres Körpermodell zu verdeutlichen.



Abb. 2.3 modifiziertes Körpermodell in Anlehnung an Brügger (1990)

Selbst in dieser segmentalen Betrachtungsweise werden keine genauen Angaben zum korrekten Verlauf der Wirbelsäule gemacht. Sie wird als „Doppel-S-Form“ beschrieben, wobei die Schwingungen nicht zu groß oder zu klein sein sollten.

Deml (2003, S. 72) hat in seiner Promotionsarbeit für den Bereich der Lendenwirbelsäule die Mittelwerte des Lordosewinkels mittels eines Magnetresonanztomographen bei beschwerdefreien Patienten untersucht und gibt diese mit LWK 1-2 mit $0,5^\circ$; 2-3 mit $4,5^\circ$; 3-4 mit 7° ; 4-5 mit $13,5^\circ$ und LWS 5-SWK 1 mit 20° an. Diese Betrachtungsweise eines Teilbereiches ist ein sehr interessanter Aspekt zur Analyse der Lendenwirbelsäule in der Sagittalebene, sie stellt aber nur ein Teil der Gesamtstatik dar.

Bei der Betrachtung der Körperstatik ist zu berücksichtigen, dass eine reine Analyse der Wirbelsäule für eine Aussage über die Statik bei weitem nicht ausreichend ist. Kempf (1995, S.129) führt aus: „Die Beurteilung der Haltung darf nicht nur aufgrund einer isolierten Betrachtung der Wirbelsäulen-Form erfolgen, sondern muss immer die Beurteilung der Gesamtpersönlichkeit miteinbeziehen.“

Kempf (1995, S. 131) versucht die Körperstatik mit Hilfe eines Lotlinientests zu beschreiben. Er betrachtet die Lotlinie von zwei Seiten und beschreibt sie wie folgt: „Von der Seite gesehen verläuft das Seil vom Ohr über das Schultergelenk die Wirbelsäule (Mitte Brustkorb) entlang nach unten, vor dem Hüftgelenk und vor dem Kniegelenk bis leicht vor das Sprunggelenk in die Mitte der Stützfläche Fuß. In der Frontalebene verläuft die Lotlinie von der Mitte des Kopfes bis in die Mitte des Steißbeins. Das Becken steht horizontal, ebenso der obere Rand der Schulterblätter.“



Abb. 2.4 Lotlinie modifiziert nach Kempf (1995, S. 131)

Der beschriebene Lotlinientest gibt bereits eine etwas genauere Vorstellung von einer korrekten Körperstatik, ist aber aufgrund der schlechten Messmöglichkeit für eine Bestimmung von objektiven Messwerten zur Analyse von statischen Veränderungen nicht ausreichend.

Klein-Vogelbach (1993, S. 244ff) unterteilt unter der Überschrift „Vorgehen bei der Beurteilung der Statik“ in die einzelne Gelenke und betrachtet die Gelenkstellung eines jeden beweglichen Segments autonom. Auch Klein-Vogelbach gibt keine objektiven Messparameter, wie zum Beispiel Gradzahlen, an. Damit sind auch ihre Angaben für objektive Statikanalyse nicht ausreichend.

Als weitere messmethodische Möglichkeiten zur Bestimmung der Körperstatik sind die bildgebenden Verfahren, die im medizinischen Bereich eingesetzt werden, zu nennen wie z.B. neben dem Röntgen die neueren tomographischen Verfahren.

Das Röntgenbild hat hierbei den Vorteil einer genauen Darstellung der Gelenkstellungen. Als Nachteil muss aber neben der Zweidimensionalität der Aufnahme auch die erhebliche Strahlenbelastung, die auf den Probanden einwirkt, gesehen werden. Häufig wird sogar nur eine Aufnahme durchgeführt, die keine Rückschlüsse auf jegliche Fehlstellung in dem abgebildeten Segment geben kann, da nur eine von drei Ebenen dargestellt wird.

Die tomographischen Verfahren bieten durch ihre hohe Genauigkeit der Darstellung einen großen Vorteil, die Messungen werden aber in der Regel im Liegen durchgeführt und können somit keine Aussagen über die Körperstatik im Stand geben.

Als ein sehr gutes bildgebendes Verfahren zur Analyse der Körperstatik stellt sich der lichtoptometrische Körperscanner dar, der ohne Strahlenbelastungen für den Probanden ein dreidimensionales Bild vom Gesamtkörper oder großen Teilbereichen des Körpers erstellen kann. Die Bilder werden in der Regel im Computer bearbeitet, d.h. von der Software werden z.B. Berechnungen zur Körperhaltung durchgeführt.

Zur Analyse der Körperstatik sollte es möglich sein, einen möglichst großen Bereich des Körpers zu scannen. Das Scanbild sollte mindestens über die von Kempf erwähnten zwei Ebenen seines Lotlinientests Auskunft geben. Eine genauere Beschreibung der Funktionsweise bzw. Auswertungsmöglichkeiten eines Körperscanners findet sich in Kapitel 4.2.2.1 dieser Arbeit.

2.3 Parameter zur Bestimmung einer ausbalancierten Statik

Um nunmehr eine gute von einer schlechten Körperstatik unterscheiden zu können, ist es notwendig darzustellen, wodurch sich eine gute Körperstatik auszeichnet. Hierbei ist es nicht das Bestreben, für jedes Gelenk einen genauen Gelenkwinkel anzugeben, sondern einige Parameter zu formulieren, die durch einen Ausgleich der angreifenden Kräfte am Körper zu einer schonenderen und ökonomischeren Haltung beitragen.

Zur Erläuterung dieser Voraussetzungen für eine gute Statik wird auf den Lotlinientest von Kempf (vgl. S. 9-10) eingegangen. Kempf beschreibt für seinen Test, dass in der Frontalebene die Mitte des Kopfes im Lot über der Mitte des Steißbeins liegen sollte. Aus statischen Gesichtspunkten ist dieses eine durchaus nachvollziehbare Forderung, da bei einer Lotabweichung dieser beiden Punkte eine Seitneigung in der Frontalebene entstehen würde. Da unsere Gelenke auf eine symmetrische Belastung der Gelenkflächen ausgelegt sind, würde diese Abweichung sicherlich eine ungleiche Gelenkbelastung und ein muskuläres Ungleichgewicht nach sich ziehen. Dieser ungleiche Druck auf die Gelenkflächen würde das generelle Arthroserisiko sowie in der Wirbelsäule die Gefahr einer Bandscheibenveränderung erhöhen.

Aufgrund der großen Bewegungsmöglichkeiten innerhalb der Wirbelsäule ist es allerdings möglich, dass sich in bestimmten Segmenten der Wirbelsäule Seitabweichungen ergeben, die beiden Messpunkte aber trotzdem im Lot übereinanderstehen. Auch diese Abweichungen innerhalb der Wirbelsäule können die oben genannten Probleme auslösen. Somit wäre es wünschenswert, möglichst viele Messpunkte im Wirbelsäulenverlauf zu definieren und deren Abweichungen von einer Geraden zwischen den Messpunkten auf einem minimalen Niveau zu halten.

Eine weitere Kontrollmöglichkeit der Statik in der Frontalebene zeigt sich in der Beckenstellung. Da der menschliche Körper permanent bestrebt ist, Defizite auszugleichen, besteht die Möglichkeit einer geraden Wirbelsäule bei einem

Beckenschiefstand, verursacht z.B. durch eine Beinlängendifferenz. Ein gerades Becken setzt damit eine symmetrische Beinlänge voraus.

Für die Sagitalebene wird bei Kempf (1995, S. 131) im Lotlinientest folgendes beschrieben: „Von der Seite gesehen verläuft das Seil vom Ohr übers das Schultergelenk die Wirbelsäule (Mitte Brustkorb) entlang nach unten, vor dem Hüftgelenk und vor dem Kniegelenk bis leicht vor das Sprunggelenk in die Mitte der Stützfläche Fuß“.

Da noch keine allgemeingültige Optimalstellung von Lordose und Kyphose bestimmt werden konnte, kann man diese Werte zur objektiven Betrachtung der Gesamtkörperstatik nur am Rande mit berücksichtigen.

Damit in dieser Ebene auf den Körper wirkende Kräfte (s.Pfeile in der nebenstehenden Abbildung) so gering wie möglich gehalten werden, ist das Übereinanderstehen der Endpunkte der Lordosen, d.h. des letzten Halswirbel C7 über der oberen Sacrumfläche zwischen der rechten und linken spina iliaca posterior superior (sips), Voraussetzung.

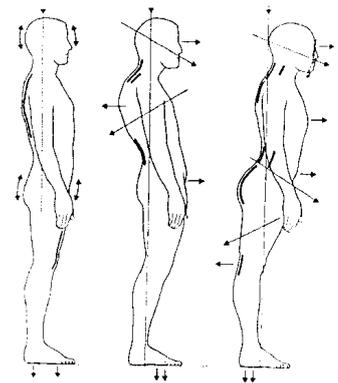


Abb. 2.5 Körperneigungen
nach Aich, (1997, S. 9)

Abweichungen aus der Optimalstellung sind nur über Beckenkippen bzw. Beckenaufrichtung möglich. Da auch das Becken kein starrer Knochen ist, sondern über die Kreuz-Darmbein-Gelenke und die Symphyse mobil ist, kann das Becken sich nicht nur in einem Seitenvergleich auf ein unterschiedliches Höhenniveau bewegen, sondern auch in sich verdrehen. Diese Torsion sollte so gering wie möglich gehalten werden.

Die im Becken entstandenen Verdrehungen bewirken vor allem Fehlstellungen in der Transversalebene. Wie die nebenstehende Abbildung zeigt, verursacht eine Verdrehung in einem Teilsegment Verdrehungen auch in allen anderen Segmenten des Körpers. Hier müssen noch nicht einmal besonders starke Kräfte auf den Körper einwirken, da sich diese durch Gegendrehungen wieder aufheben.

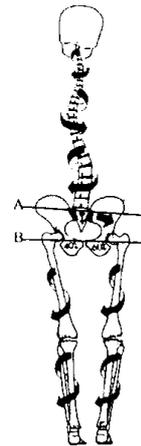


Abb. 2.6 Körpertorsionen
nach Aich (1997, S. 12)

Allerdings kommt es häufig zu Problemen in den einzelnen Segmenten durch falsche Gelenkbelastungen. Aus diesem Grund sollten auch hier die Rotationen so gering wie möglich gehalten werden.

2.4 Wie entstehen Fehlstellungen der Körperstatik?

Zunächst einmal versucht ein Ingenieur, für den Hausbau die Statik fehlerfrei zu erstellen, prüft diese gewissenhaft und lässt sie von Prüfstatikern nochmals kontrollieren.

Trotzdem passieren immer wieder Fehler. Nicht immer zeigen sich gleich die Auswirkungen und es bedeutet nicht, dass das Gebäude unweigerlich in sich zusammenfallen muss, aber nach und nach bekommt z.B. das Haus Risse, Fenster und Türen hängen und lassen sich nicht mehr schließen, das Haus leidet.

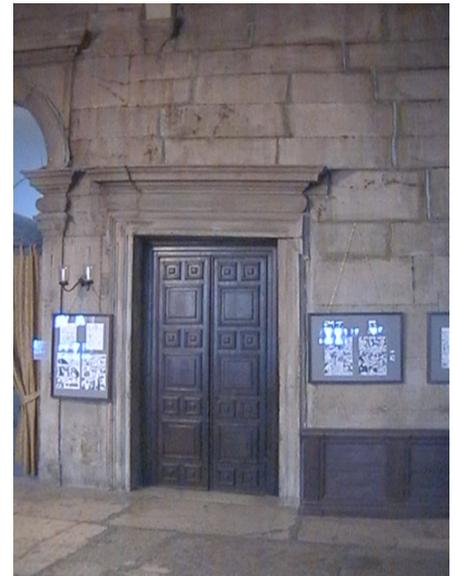


Abb. 2.7 Riss im Türsturz
(Privatfoto Schramm 2004)

Dieses ist, auf den menschlichen Körper übertragen, vergleichbar mit der anatomischen Beinlängendifferenz. Sie zeichnet sich dadurch aus, dass es in der knöchernen Substanz zwischen dem Boden und dem Becken einen Längenunterschied und somit eine Asymmetrie gibt. Die Differenz, die sowohl in der Einheit Tibia / Fibula, im Femur, als auch im Hüftgelenk auftreten kann, weist eine Reihe von Entstehungsmöglichkeiten auf, wie z.B. eine angeborene Unterentwicklung des Femurs (Femurhypoplasie) oder der Tibia (Tibiahypoplasie), angeborene Hüftdysplasien bzw. Hüftluxationen, Knochenveränderungen während des Wachstums aufgrund von Entzündungen von Epiphysenfugen, oder Frakturen während des Wachstums.

In der Therapie der anatomischen Beinlängendifferenz ist ein Ausgleich dieser Fehlstellung vorgesehen, der möglichst schnell nach Auftreten der Fehlstellung durchgeführt werden sollte, da sich nach Grill (1989, S. 166-175) eine Wirbelsäulenfehlstellung durch einen Beckenschiefstand fixieren kann, wenn eine Beinlängendifferenz über eine längere Zeit besteht. Die statische Veränderung durch

eine Beinlängendifferenz zeigt sich nicht nur in den mechanischen Fehlbelastungen, die in vielen Gelenken entstehen, sondern auch in der muskulären Situation. Morschner (1973, S. 187-191 & 1972, S. 1-8) beschreibt aufgrund von elektromyographischen Untersuchungen, dass bereits geringe Beinlängenunterschiede zu verstärkten asymmetrischen Muskelaktivitäten in verschiedenen Muskelgruppen führen. Hier zeigt sich ein Zusammenhang zwischen den anatomischen Beinlängendifferenzen und den muskulären Dysbalancen, die im anschließenden Teil betrachtet werden.

Eine Möglichkeit des Ausgleiches einer anatomischen Beinlängendifferenz wird durch eine externe Erhöhung, die zum Beispiel auf einer Einlage bzw. einem Schuh angebracht wird, durchgeführt. Diese Therapiemethode wird häufig bei geringeren Differenzen vorgenommen. Bei größeren Längenunterschieden oder Gelenkfehlstellungen, wie zum Beispiel der Hüftdysplasie, besteht die Möglichkeit, über operative Eingriffe eine Veränderung hervorzurufen.

Wichtig ist, dass die zentralen Kräftegruppen im Gleichgewicht sind und sich alle auf den Körper einwirkenden Kräfte ausgleichen. Problematisch wird es, wenn ein Element direkt entfernt wird, wie bei einer Amputation.

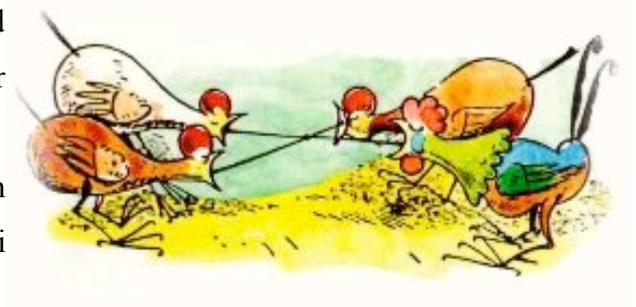


Abb. 2.8 Zentrale Kräftegruppe im Gleichgewicht

(<http://mechanima.upb.de/Statik/3.%20Kraftangriff/3.4%20Kr%C3%A4tegruppe/intro.jpg>. Zugriff 15. Februar 2007)

Orientiert man sich an einem Satz von Reinhardt (1998, S. 51) zur Körperstatik: „3 Pfund vor der Lotlinie können nur durch 3 Pfund hinter der Lotlinie ausgeglichen werden“, erscheint es sehr einleuchtend, dass es durch die Amputation von Körperteilen zu Dysbalancen und somit zu Fehlstatiken kommt. Entfernt man bei dem obigen Bild ein Huhn, wird nicht mehr von allen Seiten gleich stark gezogen, die Seile hängen schief. Es zeigt sich ein deutlicher Zusammenhang zwischen dem Gewicht der amputierten Struktur und ihrem Einfluss auf die Statik. Dass die Amputation eines

Fingers, durch das Gewicht des Fingers, einen geringeren Einfluss auf die Körperstatik hat als die Amputation eines ganzen Arms muss sicherlich nicht weiter begründet werden.

Neben den Amputationen von Gliedmaßen und Extremitäten sollte hier auch die Brustentfernung nach Mammakarzinom Erwähnung finden.

Als therapeutische Einwirkung kann man nach Reinhard nur durch einen Gewichtsausgleich des verlorenen Körperteils positiv Einfluss nehmen. Eine Prothese ist also nicht nur für ihre Funktion notwendig, sondern auch ein wichtiges Element zum statischen Ausgleich. Es ist hierbei von großer Wichtigkeit, dass die Prothese in Gewicht, Gewichtsverteilung und Ansatzpunkt so genau wie möglich dem verloren gegangenen Körperteil nachempfunden wird.

Die Bauphase ist beendet, das Bauwerk, wie z.B. eine Brücke, ist fehlerfrei errichtet. Trotzdem können sich nach einigen Jahren erste Schäden in der Betondecke zeigen, die immer stärker werden, wenn keine Wartung erfolgt. Die Ursache hierfür sind ständige, negative Reize durch die Beanspruchung. Zum Beispiel bewirkt eine extreme Wetterlage mit ungewöhnlich hohen Windgeschwindigkeiten, dass sich die angreifenden Kräfte so aufschaukeln, dass eine Brücke im Extremfall letzten Endes zusammenbricht.



Abb. 2.9 Brückeneinsturz

(<http://mechanima.ubp.de/Statik/1.%20Einordnung/intro.jpg>, Zugriff 15. Februar 2007)

Ständige negative Reize schädigen nicht nur Bauwerke, sondern auch die körpereigenen Systeme, wie z.B. die Knochen und die Muskeln. Einige Muskeln stehen durch permanente Belastungen unter einer Dauerbelastung, sind also ständig angespannt. Andere hingegen werden durch die Fehlstellung nicht ausreichend benutzt. Die Dauerbelastungen von Muskeln führen nicht nur zu anfänglichen Schmerzen,

sondern können das gesamte System zum Einsturz bringen, z.B. durch einen Bandscheibenvorfall, Sehnenrisse, chronische Schmerzen des Bewegungsapparates. Mit ihnen geht die funktionelle Beinlängendifferenz einher. Im Gegensatz zu den bereits beschriebenen anatomischen Beinlängendifferenzen zeichnen sich die funktionellen Beinlängendifferenzen dadurch aus, dass keine Längenunterschiede in den Knochen der beiden Beine bestehen. Hingegen wird die Fehlstellung durch Kontrakturen von Muskeln und Gelenkfehlstellungen ausgelöst (Morscher, 1973). Die aktive Muskulatur erschwert die genaue Beschreibung und Messbarkeit der funktionellen Beinlängendifferenzen. Sie lässt sich zum Beispiel dadurch darstellen, dass die Beine eines Probanden in Rückenlage eine unterschiedliche Länge aufweisen. Durch bestimmte Dehntechniken lässt sich die Beinlänge aber wieder ausgleichen. Auch im Stand zeigt sich ein Höhenunterschied im Becken, welcher sich häufig in skoliotischen Fehlstellungen in der Wirbelsäule fortsetzt.

Bei der genaueren Betrachtung der Ursachen einer funktionellen Beinlängendifferenz kommt man wieder auf den Zentralpunkt Becken wieder zurück. Das Becken zeichnet sich dadurch aus, dass es nicht aus einem einzigen Knochen besteht, sondern aus dem linken und rechten Ilium und dem Sakrum. Diese drei Knochen sind über gelenkige Flächen, wie die beiden Iliosakralgelenke und die Symphyse, sowie mehreren Bändern verbunden. Durch diese Aufhängung sind nunmehr Torsionsbewegungen im Becken möglich, die bei jedem Schritt durchgeführt werden.

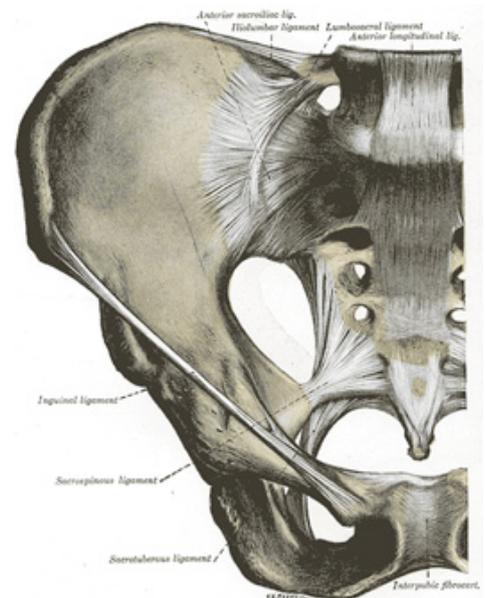


Abb. 2.10 Becken

(<http://l.yimg.com/us.yimg.com/i/edu/ref/ga/s/319.jpg>. Zugriff 03. Mai 2007)

Die Position des Beckens wird somit durch Bänder und Muskeln gehalten. Bei einer muskulären Dysbalance in diesen Muskeln kommt es mitunter zu einer dauerhaften

Torsionsstellung im Becken. Eine solche Fehlstellung bewirkt eine ungleiche Stellung der Hüftgelenke. Der unterschiedliche Ansatzpunkt der Hüftgelenke zeichnet sich nunmehr in einer scheinbar unterschiedlichen Beinlänge aus.

Durch die Torsionsbewegungen innerhalb des Beckens gibt es Fehlstellungen in den Iliosacralgelenken, was zu einem erhöhten Risiko von Iliosacralgelenksblockierungen führen kann.

In der Wirbelsäule wird durch skoliotische Ausweichbewegungen versucht, den Beckenschiefstand in der Regel zu kompensieren.

Diese beschriebenen Reaktionen auf eine Fehlstellung im Becken werden allerdings dadurch noch verkompliziert, dass durch muskuläre Dysbalancen in anderen Segmenten auch noch anderen Fehlstellungen hervorgerufen werden können.

Es stellt sich nun die Frage, wodurch solche muskulären Dysbalancen begründet sind. Untersuchungen zur Klärung dieser Frage sind hier nicht bekannt, es lassen sich allerdings einige Gründe finden, die das Entstehen solcher Dysbalancen hervorrufen könnten.

Eine Begründung für das Entstehen scheinen einseitige Belastungen zu sein, die über einen verstärkten einseitigen Muskeltonus bzw. eine einseitig verstärkte Muskelmasse einen Einfluss auf diese Fehlstellungen haben müssten. Dieses ist natürlich im Zusammenhang mit der Lateralität der Person zu sehen, was bedeutet, dass ein Rechtshänder in der Regel eine muskuläre Dysbalance mit einer verstärkten rechten Körperseite aufweist. Reinhardt (1993, S. 25) ist dieses Phänomen aufgefallen und er beschreibt es wie folgt: „Es fällt weiter auf, dass die Störung, z.B. Enthesiopathien, auf der Seite der „Händigkeit“ auftreten. Beim Rechtshänder also häufiger rechts, beim Oberkellner, der links sein Tablett trägt, häufiger links, weil isometrische Haltearbeit eher zu einer Tonuserhöhung führt, als dynamische Haltearbeiten. Besteht ein Schulter-Arm-Syndrom einseitig, so ist nach genauer Befragung meist auch festzustellen, dass eine Lumboischialgie auf der gleichen Seite entweder schon vorhanden oder bereits „ausgestanden“ ist oder auch erst in den folgenden Tagen „ansteht“.“

Es scheint also, dass sich eine Tonuserhöhung auf der gesamten Seite der verstärkten Belastung auswirkt und hiermit Veränderungen ausgelöst werden können, ähnlich wie Risse in der Betondecke bei einer Brücke durch stetige Beanspruchung.

Ein ähnliches Bild einer einseitigen Überbelastung zeigt sich bei der Einnahme von Schutz- bzw. Schonhaltungen aufgrund von akuten Schmerzen oder Verletzungen. Dieses kann bei einer kurzen Einwirkungszeit vom Körper relativ problemlos verarbeitet werden, bei längeren Schonhaltungen kann sich allerdings ein Teufelskreis ergeben, der aufgrund von Schmerzen die Schonhaltung und somit die muskuläre Dysbalance mehr und mehr verstärkt (vgl. Abb. 2.11).



Abb. 2.11 Teufelskreis der Schonhaltung

(<http://mechanima.upb.de/Statik/4.%20Kraftsysteme/intro.jpg>, Zugriff 15. Februar 2007)

Wie kann man nun diesen Teufelskreis unterbrechen? Bei den funktionellen Beinlängenunterschieden kommt eine Extremitätenverlängerung aufgrund der anatomisch gleichlangen Knochenstruktur nicht in Betracht (Toren, 2002). Wie auf Seite 19 bereits beschrieben, wird über bestimmte physiotherapeutische bzw. osteopathische Dehntechniken (z.B. die Dorn-Methode oder medizinische Trainingstherapie) versucht, die muskulären und bandartigen Strukturen so zu verändern, dass der Beckenschiefstand und somit die Beinlängendifferenz minimiert

wird. Es lässt sich hierbei allerdings bemerken, dass diese Dehnungen oft nicht lange anhalten und nach kurzer Zeit die Fehlstellungen zurückkommen. Diese Therapie muss also sehr häufig durchgeführt werden.

Eine weitere Therapiemethode ist die propriozeptive Beeinflussung der muskulären Dysbalancen und somit des Beckenschiefstandes. Mit der propriozeptiven Einflussnahme und deren Überprüfung beschäftigt sich der empirische Teil dieser Arbeit. Die Durchführung und Funktion dieser Methode wird in den folgenden Kapiteln dieser Arbeit noch genauer dargestellt.

Einen weiteren wichtigen Einfluss auf die Körperstatik haben die Skoliosen. Hier hängt der Haussegen (Querbalken über der Eingangstür mit Segensspruch) im wahrsten Sinne des Wortes richtig schief! Es handelt sich hier um eine dauerhafte Verbiegung der Wirbelsäule mit einer Torsion in den einzelnen Wirbelkörpern.

Skoliosen können in verschiedenen Bereichen der Wirbelsäule auftreten und verschieden Ursachen für ihre Entstehung haben.

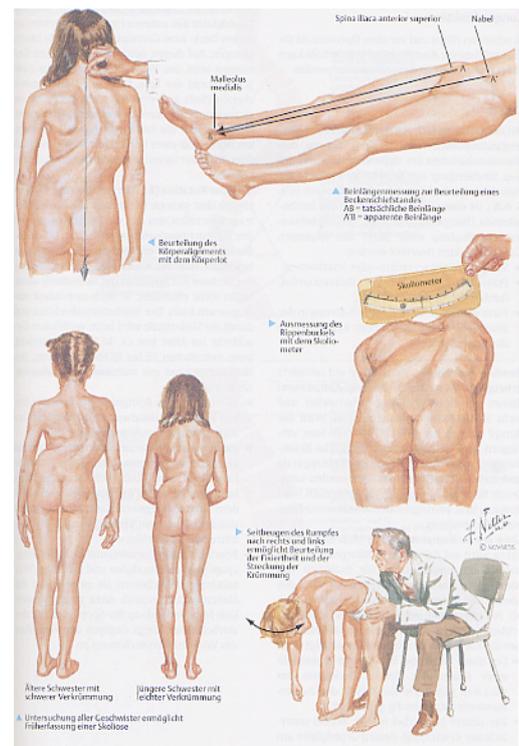


Abb. 2.12 Skoliose

(http://www.ebenhoeh-dr.com/Schulereite/Skoliose/Skoliose_Unters.jpg, Zugriff 03. Mai 2007)

In der Unterscheidung nach Ursache und Entstehung der Skoliose machen die idiopathischen Skoliosen einen Anteil von ca. 85 % aus. Bei dieser Art ist die auslösende Ursache nicht bekannt. Die sich bildenden Veränderungen der Wirbelsäule treten hierbei hauptsächlich im Wachstumsprozess auf, welches bedeutet, dass Säuglinge, Kinder und Jugendliche in der Pubertät betroffen sind. In ihrem Wachstum entwickeln sich die Wirbelkörper in einer Richtung langsamer als in der anderen, was

zu einer Seitabweichung der Wirbelsäule und einer Torsion innerhalb derselben führt. Eine besondere Auffälligkeit zeigt sich bei den idiopathischen Skoliosen, die zu 80 % in der Brustwirbelsäule liegen und eine rechtskonvexe Krümmung aufweisen. Ein Grund für diese deutlich einseitige Tendenz ist bislang noch nicht wissenschaftlich nachgewiesen worden. Neben einer genetischen Disposition liegt hier die Vermutung einer Beeinflussung durch die Lateralität bzw. muskulärer Dysbalance nahe, wie oben bei dem Teufelskreis der Schonhaltung durch einseitige Belastung schon erwähnt.

Neben den idiopathischen Skoliosen gibt es eine Reihe von bekannten Ursachen für das Entstehen einer Skoliose, wie z.B. entzündliche Prozesse im Bereich der Wirbelsäule, nach anatomischen oder funktionellen Beinlängendifferenzen, posttraumatische Skoliosen, radiologische Skoliosen nach Strahlentherapie im Kindesalter oder Skoliosen nach Erkrankungen der Muskulatur, des Nervensystems, des Bindegewebes oder des Knochenstoffwechsels. Die Folge ist, dass es bei einer dauerhaften Fehlstellung der Wirbelsäule zu verstärkten Degenerationen kommen kann. Die betroffenen Patienten leiden zunehmend unter Rückenschmerzen, was sich auch zu einem Diskusprolaps oder einer zunehmenden Versteifung der Wirbelsäule ausweiten kann. Der Einfluss auf die gesamte Körperstatik zeigt sich dadurch, dass auch andere Gelenke frühzeitige Abnutzungserscheinungen zeigen. Hier sind besonders das Hüft- und Kniegelenk zu nennen. Bei sehr stark ausgeprägten Skoliosen kann es durch eine Verengung im Brust- und Bauchraum zu einer Funktionsstörung innerer Organe kommen. Die genaue Krümmung der Wirbelsäule lässt sich mit Hilfe der Winkelmessmethode (nach Cobb) ermitteln.

Maßgebend für die Auswahl des Therapieverfahrens sind die Ursachen, die zu der Skoliose geführt haben, das Alter des Patienten und das Ausmaß der Fehlstellung.

Grundsätzlich lässt sich ein folgender Therapieablauf beschreiben:

Eine besondere Gefährdung für die Verschlechterung der Skoliose liegt im Wachstum. Bei Kindern und Jugendlichen entscheidet der Cobb-Winkel stark über den Therapieverlauf.

Bei einem Cobb-Winkel von unter 10 Grad wird in der Regel nicht von einer Skoliose gesprochen und es erfolgt therapeutisch kein Eingriff. Bis zu einem Winkel von 20 Grad werden die Patienten physiotherapeutisch behandelt. Bei fortgeschrittenen Skoliosen mit einem Cobb-Winkel zwischen 20 und 50 Grad wird zusätzlich zur

Krankengymnastik eine Korsettbehandlung durchgeführt. In der Regel wird die Korsettbehandlung so lange durchgeführt, bis der Jugendliche ausgewachsen ist. Bei schweren Skoliosen mit einer Krümmung von über 50 Grad werden operative Maßnahmen durchgeführt. Bei Skoliosen mit bekannter Ursache werden natürlich die ursächlichen Erkrankungen behandelt.

In einem dichten Zusammenhang mit den Skoliosen steht der sogenannte „Schiefhals“, der auch als „Torticollis“ oder Kiss-Syndrom bezeichnet wird. Der Schiefhals kann aufgrund mehrerer Ursachen zustande kommen.

Als wichtigste Ursachen sind die folgenden zu nennen:



Abb.: 2.13 Schiefhals

(http://www.manmed.de/seiten/themen/manual/pics/KISS_I_klein.jpg. Zugriff am 03. Mai 2007)

- a. Der angeborene muskuläre Schiefhals entsteht meistens infolge einseitiger, angeborener Fehlbildungen (Verkürzungen) des M. sternocleidomastoideus, es besteht dabei eine Neigung des Kopfes zur verkürzten Seite (Krumbeck & Leeser, 2002).

- b. Der spastische Schiefhals entsteht durch eine einseitige spastische Verkrampfung der Halsmuskulatur, die häufig durch frühkindliche Hirnschädigungen oder Enzephalitis ausgelöst wird.
- c. Der atlanto-epistrophale Schiefhals entsteht durch Verdrehung und seitliche Luxation des Atlas' im Atlantoaxialgelenk.
- d. Der kutane Schiefhals entsteht durch Hautnarbenzug aufgrund großflächiger Narbenbildung am Hals.
- e. Der okuläre Schiefhals bildet sich aufgrund von Schiefstellungen der Augen und einer daraus folgenden, reaktiven Schiefstellung des Kopfes aus. Dieses kann durch

Augenmuskellähmungen ausgelöst werden oder eine Reaktion auf Winkelfehlsichtigkeiten darstellen.

- f. Der akute Schiefhals tritt aufgrund des sogenannten Zervikalsyndroms auf. Sehr häufig sind hierfür Wirbelblockierungen im Bereich der Halswirbelsäule verantwortlich.

Therapeutisch stehen für die unterschiedlichen Arten des Schiefhalses auch unterschiedliche Methoden zur Verfügung. Es lässt sich festhalten, dass bei allen Muskelverkürzungen detonisierende Mittel verabreicht werden und durch Dehntechniken eine Verbesserung der Situation hervorgerufen werden soll. Schiefhalsstellungen aufgrund von Blockierungen, werden zusätzlich deblockiert bzw. mobilisiert. Der kutane Schiefhals bildet hier eine Ausnahme, da eine Dehnung bzw. Verlängerung des Hautgewebes nötig wird. Dieses wird in den häufigsten Fällen durch operative Eingriffe, z.B. durch Hautverpflanzungen erreicht. Eine zweite Ausnahme bildet der okulare Schiefhals, der seine Ursache in einer Fehlstellung der Augen hat. Hier muss durch Sehhilfen, z.B. einer Prismabrille, oder mit operativen Techniken am Auge eingegriffen werden.

Eine nicht zu unterschätzende Ursache für das Entstehen von Fehlstellungen im Körper ist eine fehlerhafte Gewichtsverteilung (z.B. durch Übergewicht) zu nennen! Wie bei einem Bauwerk ist der menschliche Körper für eine bestimmte Traglast ausgelegt, die je nach Größe und Knochenbau variieren kann. Eine Lagerhalle bekommt Risse, wenn ein zu schwerer Kran unter die Decke gehängt wird, für die diese nicht ausgerichtet ist. Wird diese Überbelastung dann zu einem Dauerzustand, stürzt schließlich die Decke und eventuell mit ihr auch die Wände ein.

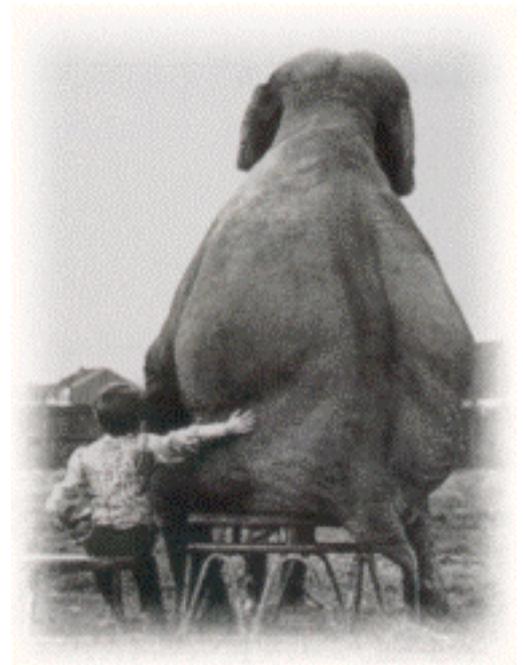


Abb. 2.14 Unterschiedliche Traglasten

(<http://mechanima.ubp.de/Statik/5.%20Schwerpunkt/5.3%20Massenschwerpunkt/intro.gif>, Zugriff 15. Februar 2007)

Der Mensch kann so eine Überbelastung über lange Zeit tolerieren, bis ihn die Umstände bewegungsunfähig machen.

Eine besonders starke Belastung durch Übergewicht zeigte sich bei der Fettverteilung beim Mann. Der sogenannte „Bierbauch“ verändert die Statik vor allem in der Sagitalebene. Da der Körper das vergrößerte Gewicht an der Vorderseite des Körpers nicht durch eine Gewichtserhöhung im Rückenbereich ausgleichen kann, versuchen die Gelenke mit ihrer Stellung die Veränderung zu kompensieren. Es kommt zu einer verstärkten Beckenkippung nach ventral, was zu einer Hyperlordosierung in der Lendenwirbelsäule führt. Dieses verursacht in der Regel wiederum eine erhöhte Kyphose in der Brustwirbelsäule. Eine Fehlbelastung innerhalb der Einzelsegmente ist hierdurch unausweichlich.

Als therapeutische Maßnahme lässt sich hierbei nur eine Gewichtsreduktion durchführen!

Die abschließende Ursache in dieser Aufführung von Ursachen für Fehlstellungen in der Körperstatik sind Gleichgewichtsstörungen.

Statische Fehlstellungen können auch aufgrund von fehlerhaften Meldungen von kontrollierenden Organen / Rezeptoren entstehen. Hier lässt sich im Besonderen das Gleichgewichtsorgan nennen, dass im Falle von Störungen neben Schwindel und Unsicherheitsgefühlen auch eine Fehlstatik des Körpers verursachen kann. Auch Muskelspannung und Gelenkstellung kontrollierende Rezeptoren, die sogenannten Propriozeptoren, können einen Einfluss auf die Statik ausüben. Diese Einflussnahme und Funktion der Propriozeptoren wird in den folgenden Kapiteln genau beschrieben.

Die Therapie in diesem Bereich steht noch relativ am Anfang. Neben medikamentöser Einflussnahme auf das Gleichgewichtssystem und den Ursachen für eine Störung (z.B. Durchblutungsstörungen), sind hier koordinatives bzw. propriozeptives Training oder eine propriozeptive Beeinflussung über aktive Einlagen zu erwähnen, diese Möglichkeiten werden auch in den folgenden Kapiteln genauer beleuchtet.

2.5 Fehlerhafte Körperstatik – eine Frage des Alters oder des Geschlechts?

Die Begrüßung „...na Du altes Haus“ wird als positiv empfunden und zeichnet einen zuverlässigen, langjährigen Freund aus. Wäre demnach ein altes Bauwerk sicherer als ein neues? Kann man sich auf die bewährten vier Wände stärker verlassen als auf die Mauern eines Neubaus? In der Architektur hängt dieses sicherlich von der Bauweise, dem Material und dem Zweck ab. Die Pyramiden wurden für die Ewigkeit gebaut, Reisighütten der Nomaden unter Umständen nur für einen Tag. Die Anpassung an den Zweck ermöglicht die Verwirklichung der optimalen Unterkunft. Die Statik des Menschen ist aber konstant und muss sich in den unterschiedlichen Situationen zurechtfinden. Adaptationen an die Umwelt, wie z.B. die Körpergröße, sind im Verhältnis gesehen gering und wenn dann über einen sehr langen Zeitraum hinweg. Die flexible Anpassung ist nicht gegeben. Welche Statik ist nun die zuverlässigere: die junge oder die alte?

Bei der Konstruktion einer Brücke wird diese auf Großgleitlager-Rollen gelagert, damit die Ausdehnung des Stahlbetons bei Kälte- und Wärmereizen gewährleistet ist. Die Brücke als starres Gebilde kann also auf ein gewisses Maß an Mobilität nicht verzichten. Trotzdem bekommt eine Brücke über die Jahre dann doch, wenn auch zunächst nur kleine, Risse, verursacht durch die ständigen Beanspruchungen, unter denen u.a. das Fundament leiden kann und das Erdreich unter der Fundamentgründung schließlich nachgibt. Klimatische Veränderungen (Sommer/Winter) verstärken dann die Problematik, Wasser kann in die Risse eindringen und sie bei Frost verstärken. Die Konstruktion ermüdet. Um dieses zu verhindern, benötigt auch eine solide Konstruktion ständige Renovierung oder im fortgeschrittenen Zustand eine kostenintensive Grundsanierung. Würde man die alte gegen eine komplett neue Brücke ersetzen, gäbe es zunächst keine großen Unterschiede, es sei denn man kann auf bessere und tragbarere Materialien zurückgreifen.

Auch an der Konstruktion des Menschen nagt der Zahn der Zeit. Ständige Beanspruchungen, wie z.B. körperliche Arbeit, Verletzungen oder Erkrankungen verringern die Knochendichte, erhöhen die Anfälligkeit von weiteren Verletzungen und

senken die Belastbarkeit. Auch hier ermüdet das „Material“ und es ist eine ständige Kontrolle und „Renovierung“ nötig, damit größere „Sanierungsarbeiten“ wie z.B. Operationen vermieden werden können. Nun kann man den alten Körper nicht durch einen jungen, neuen Körper mit den neuesten Hightech- Materialien austauschen. Einzelne Segmente (Hüftgelenk etc.) sind erneuerbar, aber an die Qualität eines funktionierenden menschlichen Systems kommen die Ersatzteile bei weitem nicht heran. Ist dann die Statik eines jungen Körpers zwangsläufig besser und belastbarer als die eines alten Körpers? Zunächst einmal muss man bei einem menschlichen Körper bedenken, dass er nicht konstruiert, gebaut und danach sofort voll einsatzfähig ist. Er wächst! Wie bei allen Lebewesen ist die Wachstumsphase die Grundlage für die spätere Belastbarkeit. Sie entspricht der Bauphase bei einem Gebäude, nur dass sie viel länger dauert. Treten hier Fehler auf (Rechenfehler in der Statik = genetische Fehler, Beschädigung der Träger = Knochenbrüche, mangelhaftes Material = Mangelernährung etc.) entscheiden diese über die spätere Tragfähigkeit. Kinder sind in der Wachstumsphase noch schwach und längst nicht so belastbar wie ein Erwachsener. Ist die knöcherne Wachstumsphase abgeschlossen, besteht beim Lebewesen die Besonderheit, dass die muskuläre Wachstumsphase weiter voran geht. Ein 20jähriger Junge ist zwar knöchern ausgewachsen, seine Muskelkraft ist aber noch längst nicht ausgeschöpft. Ein älterer Körper ist hier also immer noch im Vorteil. Im Laufe der Jahre nimmt dann, neben dem genetisch vorbestimmten Abbau, zusätzlich entsprechend mit den abnehmenden körperlichen Reizen (z.B. weniger körperliche Arbeit vor allem beim Eintritt in das Rentenalter), die Kraft und Belastbarkeit wieder ab. In welchem Altersabschnitt findet dieser Umbruch statt?

In dieser Arbeit und dann noch korrelierend mit einer Vergleichsstudie soll untersucht werden, wo hier die Grenze liegt. Gibt es einen signifikanten Unterschied in der Körperstatik, sowie bei der Behaltensleistung und der Schmerzverbesserung hinsichtlich der Altersstufen innerhalb dieser Studie und auch bei der Gesamtstichprobe, in der alle 228 Probanden dieser Arbeit im Alter von 20 bis 50 Jahren und weitere 230 Personen aus der Stichprobe der Vergleichsstudie von A. Schramm ab dem 51sten Lebensjahr miteinander verglichen werden? Die statischen Voraussetzungen (alle Probanden sind ausgewachsen) sind zunächst einmal gleich. Es handelt sich hierbei allerdings ausschließlich um Brücken, die schon Risse haben, also um Patienten mit Schmerzen.

Die Frage, ob die speziellen hier angewendeten „Reparaturarbeiten“ bei einem jüngeren Patienten mit geringerem Muskelkorsett besser oder schlechter anschlagen, als bei einem 40jährigen oder bei einem 60jährigen, der unter Umständen zwar stärker, aber auch schon längeren Belastungen ausgesetzt war, wird hier geklärt.

Ein weiterer grundlegender Unterschied in der menschlichen Statik ist das Geschlecht. Dieser Faktor macht sich beim Skelett bemerkbar. So kann man ein mehrere Jahrhunderte altes Skelett aufgrund z.B. der Beckenform seinem Geschlecht zuordnen. Hat die eine oder andere Statik einen Vor- bzw. Nachteil und fällt die Korrektur beim Mann leichter als bei der Frau? Auch mit diesen Fragen beschäftigt sich diese Studie. Kann man im übertragenen Sinn von männlichen und weiblichen Häusern sprechen? Physionomisch ist der Körperbau des Mannes für höhere Belastungen ausgelegt. Seine Muskelmasse ist größer, d.h. dass um seine „Träger“ dickere „Wände“ gebaut werden. Die Frau hat zwar eine geringere Muskelmasse, ist aber durch ihre weicheren Strukturen flexibler. Jede Bauart hat ihre Vorteile und ist den Bedürfnissen angepasst. Starke, dicke Wände machen ein Gebäude von außen widerstandsfest und isolieren es gut. Allerdings verzichtet man mittlerweile in Erdbebengebieten darauf, beim Bau von Häusern besonders dicke und starke Stahlträger zu verwenden, sondern arbeitet mit weicherem Stahl, so dass er flexibel die Bewegungen des Gebäudes bei Erdstößen mitmacht. Auch besonders hohe Gebäude müssen in einem gewissen Rahmen beweglich sein, damit die Kräfte, die der Wind auf sie ausübt, ausgeglichen werden können.

Besonders fest und stark ist also nicht immer vom Vorteil. Wie macht sich dieses beim Menschen bemerkbar? Haben Männer durch ihre stärkere Physionomie einen Vorteil und sind nicht so verletzungsanfällig, oder macht ihnen die stetige Belastung durch z.B. schwere körperliche Arbeit Beschwerden? Ist der Körperbau der Frau mit seinen flexiblen Strukturen vorteilhafter, oder machen ihr die Hormone, Geburten und das lange Tragen des Nachwuchses einen Strich durch die Rechnung?

Zusammengefasst: welches Geschlecht klagt über größere Schmerzen, welches Geschlecht hat eine höhere Abweichung von der optimalen Statik und damit größere Beschwerden und bei welchem Geschlecht lassen sich die Fehlstellung und die Schmerzen am besten korrigieren? Auch diesen Fragen wird in dieser Studie nachgegangen und stellt neben dem Alter den zweiten großen Eckpfeiler der Arbeit dar.

3 Propriozeption

3.1 Was bedeutet Propriozeption?

Die Propriozeption ist für diese Studie die grundlegende Thematik. Sie ist das „Reparaturverfahren für die Risse in der Brücke“, d.h. Grundlage der Methodik, welche die Schmerzen der Patienten verringern soll. Daher wird auf die Propriozeption gesondert eingegangen.

Der Begriff „Propriozeption“ wird häufig auch als Tiefensensibilität bezeichnet (Häflinger & Schuba, 2002). Der Wortteil „Sensibilität“ deutet hierbei schon darauf hin, dass es sich um eine Aufnahme von Reizen handelt, die mit einer Sinneswahrnehmung gleichgesetzt werden kann. Der Teil „Tiefen“ lässt erwarten, dass es sich um eine Sinneswahrnehmung im Inneren des Körpers handelt. Es werden also Abläufe innerhalb des Körpers von diesem System kontrolliert.

Die Kontroll- und Steuermöglichkeiten lassen sich zum groben Verständnis des Ablaufes gut durch ein Beispiel darstellen. Man möchte mit dem rechten Zeigefinger seine Nasenspitze berühren. Diese Übung lässt sich im Normalfall sehr leicht durchführen. Welche Kontrollmechanismen stehen hier zur Verfügung, um diese Aufgabe zu meistern? Als erstes lässt sich sicherlich die optische Kontrolle nennen, da man sieht, wo sich der Finger befindet und wo die anzusteuende Nasenspitze ist. Sollte diese Tätigkeit allerdings nur durch den optischen Sinn kontrolliert werden, müsste die gleiche Aufgabe mit geschlossenen Augen nicht mehr durchzuführen sein. Probiert man es also mit geschlossenen Augen, müsste sich zeigen, dass auch dieses möglich ist. Es stellt sich nunmehr die Frage, welcher Sinn kontrolliert diese Bewegung, wenn die optische Kontrolle ausgeschaltet ist. Es muss somit einen Kontrollmechanismus geben, der die Position des Körpers im Raum, die Position einzelner Körperteile, die Gelenkstellungen und die Muskelarbeit bzw. Muskelspannung kontrolliert und steuert.

Dass es sich bei diesem Mechanismus um eine körperinterne Steuerung handelt, wird spätestens dann deutlich, wenn man mit geschlossenen Augen versucht die Nasenspitze einer neben sich sitzenden Person zu treffen. Dieses wird mit einer überaus hohen Wahrscheinlichkeit nicht funktionieren.

Wie das propriozeptive System sich genau zusammensetzt und wie die Funktionsweise ist, wird in den folgenden Kapiteln erläutert.

3.2 Sportwissenschaftliche Einordnung der Propriozeption

Die Propriozeption bildet einen Unterpunkt der koordinativen Fähigkeiten. Die koordinativen Fähigkeiten stellen den wahrscheinlich wichtigsten Bestandteil der menschlichen Bewegung dar, da sie für das Erlernen und Steuern jeglicher Bewegung des Menschen verantwortlich sind. Nur eine gut funktionierende Koordination ermöglicht es, andere konditionelle Fähigkeiten, wie Ausdauer, Kraft, Schnelligkeit und Beweglichkeit effektiv einzusetzen (Häflinger & Schuba, 2002).

Grundlegend lassen sich die koordinativen Fähigkeiten in folgende Komponenten unterteilen:

- Antizipationsfähigkeit
- Differenzierungsfähigkeit
- Gleichgewichtsfähigkeit
- Kopplungsfähigkeit
- Orientierungsfähigkeit
- Reaktionsfähigkeit
- Rhythmusfähigkeit
- Umstellungsfähigkeit

Als Grundlage der gesamten Koordination von Bewegung lässt sich allerdings die allgemeine muskuläre Koordination nennen, die sich wiederum in inter- und intramuskuläre Koordination unterteilt.

Die intermuskuläre Koordination beschreibt hierbei die Abstimmung im Zusammenspiel unterschiedlicher Muskeln, hier wird zum Beispiel die Abstimmung zwischen Agonisten und Antagonisten beschrieben.

Die intramuskuläre Koordination beschreibt das Zusammenspiel der muskulären Einheiten innerhalb eines Muskels. Die Kraftentwicklung des Muskels ist neben der Anzahl und Stärke der einzelnen motorischen Einheiten auch von der Koordination dieser abhängig.

Zur korrekten Steuerung der inter- und intramuskulären Koordination innerhalb einer Bewegung oder des Standes benötigt die Steuerzentrale (Zentralnervensystem) ständig Rückmeldungen von Rezeptorsystemen. Die wichtigsten Rezeptoren zur koordinativen Kontrollen sind:

- akustisches System
- optisches System
- vestibuläres System
- taktiler System
- propriozeptives System

Das propriozeptive Rezeptorensystem spielt somit eine wichtige Rolle in der Koordination jeglicher menschlicher Bewegung und zur Stabilisierung der aufrechten Haltung gegen die Schwerkraft.

3.3 Propriozeption und Kinästhetik

In der Fachliteratur wird gelegentlich als Synonym für Propriozeption der Begriff Kinästhetik verwendet, es kann der Kinästhetik aber auch eine andere Bedeutung zugeordnet werden. Die Experten sind sich mit den Begrifflichkeiten hier leider nicht einig. Nach der reinen Definition wird die Kinästhetik im Sportwissenschaftlichen Lexikon wie folgt behandelt:

„Wahrnehmung der Raum-, Zeit- und Spannungsverhältnisse der Eigenbewegung über bewegungsempfindende Analysatoren. Die Analysatoren (Propriorezeptoren) gehören einem weitläufigen System innerhalb aller Sehnen, Muskeln, Bänder und Gelenke des menschl. Bewegungsapparates und des Vestibularorgans an. Vor allem bei komplizierten Bewegungen ist die Feinabstimmung von Raum- und Zeitparametern auf kinästhetische Wahrnehmung zurückzuführen.

Bemerkung: Kinästhesie ist als Faktor der motorischen Lernfähigkeit insbesondere für die Kontrolle von Eigenbewegung und für die Bewegungskoordination von entscheidender Bedeutung. Es kann angenommen werden, dass Kinästhesie durch Übung beeinflussbar ist. Kinästhesie - Erfahrungen tragen bei zur Entwicklung von genaueren Bewegungsvorstellungen und zur Verbesserung des Bewegungsgedächtnisses.

Synonyme: (z.T. umstritten) Muskelsinn, Kraftsinn, Bewegungsgefühl, Sensibilität, Körperempfindung, Bewegungsempfindung“ (Röthig, Becker, Carl, Kayser & Pohl, 1992, S. 230).

Wie die Synonyme zeigen, wird zum einen hier die Sensibilität angesprochen, aber im Gesamttext wird auch nicht genau erklärt, wo denn der Unterschied von Kinästhetik zur Propriozeption liegt. Es wird lediglich auf die Propriozeptoren hingewiesen, die als Stellgrößen (oder hier als Analysatoren) der Bewegungsempfindung fungieren und ohne die die Kinästhetik als die Wahrnehmung der Eigenbewegung nicht zustande käme. Da Propriozeption als Tiefensensibilität verstanden wird, lassen sich die beiden betrachteten Begriffe durchaus synonym verwenden.

Stolpe (2002) hat die Begrifflichkeiten Kinästhetik und Propriozeption beleuchtet. Sie zeigt mehrere Quellen auf, die jeweils mit den beiden Begriffen unterschiedlich umgehen, bzw. ihnen andere Bedeutungen geben. Die einen Autoren trennen beide Begriffe, die anderen verwenden sie synonym.

So versteht z.B. Reine (1972) unter Propriozeption das sensorische Feedback der Körperbewegungen und Position im Raum und unter Kinästhetik das sensorische Feedback der Körperbewegung minus des Feedbacks der Vestibularmechanismen.

Andererseits meint aber Leismans (1989), dass zwischen statischer und dynamischer Propriozeption unterschieden werden muss. Er versteht unter statischer Propriozeption die räumliche Wahrnehmung der Gliedmaßen als Positionssinn (statische Kinästhesie) und unter dynamischer Propriozeption die Wahrnehmung der Position der Gliedmaßen aufgrund muskulärer Kontraktion (dynamische Kinästhetik). Er setzt die Begriffe Propriozeption und Kinästhetik demnach gleich und spezifiziert sie lediglich.

Diese Arbeit lehnt sich an Leismans an und verwendet die Begriffe Propriozeption und Kinästhetik synonym.

3.4 Rezeptoren des propriozeptiven Systems und deren Weiterverarbeitung in übergeordneten Nervenzentren

Die Arbeit aller Rezeptoren im menschlichen Körper besteht darin, Reize in Nervenimpulse zu transformieren, so dass diese über afferente Nervenbahnen an das Zentralnervensystem geleitet werden können, wo diese sensorischen Informationen verarbeitet werden können. Diese Verarbeitung läuft weitestgehend unbewusst ab. Rezeptoren sind somit „Zellen, Zellteile oder (...) auch Sinnesorgane, die Reize in nervöse Erregungen umwandeln. Rezeptoren werden unterteilt nach der in Erregung umgewandelten Energieform (Mechano-, Chemo-, Thermo-, Photorezeptor), nach der Empfindlichkeitsmodalität (Schmerz-, Berührungsrezeptor), nach der Herkunft des Reizes (Extero-, Intero-, Propriozeptor) oder in der regeltechnischen Betrachtung nach der Kodierungsweise (Proportionalfühler, P.-Differentialfühler). Rezeptoren sind im physiologischen Bereich meist energiespezifisch (Rezeptorenspezifität) und können einer efferenten Kontrolle unterliegen.“ (Froböse & Nellesen Hrsg., 1998, S. 54). Die Propriozeptoren sind somit nach der Herkunft des Reizes untergliedert (proprio = eigen), sie gehören aber des Weiteren auch der Gruppe der Mechanorezeptoren an (s. Tabelle 3.1).

Tabelle 3.1: Charakterisierung der Mechanorezeptoren anhand ihrer Lokalisation, neurophysiologischen Eigenschaften und ihrer Funktion (Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 50,10 (1999), S. 307)

Rezeptorentyp	Lokalisation	Reizleit.-Adaptation	Funktion
Ruffini	Kapsel-BGW, dorsale Bänder	25-70m/s – langsam, niedrige Schwelle	Reizantwort korreliert zu intraartikulärem Druck
Pacini	wie Ruffini, aber geringe Anzahl	25-70m/s – schnell, niedrige Schwelle	Beschleunigungs- und Vibrationsdetektor
Golgi-Mazzoni Golgi-Sehnen-Organ	äußere Kapsel, Sehne (insertionsnah)	25-70m/s – unklar 30-70 m/s – unklar	Reaktion auf lokalen Druck, Dehnungsrezeptor
Muskelspindel	parallel zu extrafusalen Muskelfasern	afferent 25-70m/s Besonderheit: Längenadaptation efferente Innervation	Längenmesser und Bewegungsdetektor der Muskulatur, Vorspannung der Muskulatur durch efferente Innervation

Sie unterscheiden sich durch Rezeptoren, die Informationen über Winkelstellungen von Gelenken geben, dem sogenannten Stellungssinn. Eine weitere Rezeptorenart gibt Auskunft über die Richtung und Geschwindigkeit von Bewegung, dem Bewegungssinn, und eine dritte Art der Rezeptoren beschäftigt sich mit Kraft oder dem Widerstandssinn, die Informationen über Kraft bzw. Spannung des jeweiligen Muskels geben (Froböse & Nellesen Hrsg., 1998).

Die Propriozeptoren zeichnen sich dadurch aus, dass sie keine Reize aus der Umwelt bekommen, sondern aus dem eigenen Körper. Sie befinden sich somit in Gelenken, Muskeln und Sehnen.

Alle zusammen regeln die täglichen Bewegungen, informieren über Druck, Spannungen und Schmerzen. Wenn ein Bauwerk über ein ähnliches System verfügen sollte, so müsste es überall mit Sensoren ausgestattet sein und diese dann über einen Computer miteinander vernetzt werden. In Millisekunden müssten dann alle Informationen verrechnet und auf die neuen Bedingungen angepasst werden. Im menschlichen Körper funktioniert dieses reibungslos, perfekt und dazu noch über Jahrzehnte. Für ein Bauwerk wäre dieses schon schwer vorstellbar, der Mensch aber steht nicht nur, er geht, liegt, sitzt, läuft, springt, ohne dass das propriozeptive System überhaupt bemerkt und die Steuerungszentrale „Gehirn“ beeinträchtigt wird. Spätestens bei dem Versuch, menschliche Roboter zu bauen wird deutlich, wie gut unser propriozeptives System funktioniert. Die ersten Gehversuche der Maschinenmenschen sind mittlerweile gemacht, diese aber nur langsam und wackelig. Adaptationen an den Untergrund und das Verhindern eines Sturzes sind noch nicht möglich. Da wird das Überwinden eines Bordsteines schnell zu einer unlösbaren Aufgabe, welche der Mensch täglich ohne zu überlegen bewältigt - ein geniales, unerreichtes System!

Neben den beschriebenen reflektorischen Verschaltungen der propriozeptiven Rezeptoren werden ihre Informationen an übergeordnete Nervenzentren weitergeleitet. Im übertragenen Sinn handelt es sich um die Computerzentrale, welche die einzelnen oben für ein Bauwerk beschriebenen Sensoren miteinander vernetzt. Die Stationen der Weiterleitung und die Verarbeitung im Cerebellum ist für diese Untersuchung wichtig

zu wissen, um einordnen zu können, ob Patienten für die propriozeptive Therapie überhaupt geeignet sind, oder ob eine Erkrankung die Anwendung des propriozeptiven Systems unmöglich macht, da der Informationsfluss und dessen Verarbeitung gestört sind.

Zilles und Rehkämper (1998, S. 221-222) beschreiben die Informationsweiterleitung an das Zentralnervensystem. Hierbei unterscheiden sie die propriozeptiven Informationen aus der unteren Körperhälfte und den Extremitäten von den Leitungsbahnen der oberen Körperhälfte und den Extremitäten.

Die Neurone der Propriozeptoren der unteren Extremitäten und unteren Körperhälfte liegen medial an der Basis des Hinterhorns. Dort bilden sie den Nucleus thoracicus, auch Stilling-Clarke-Säule genannt, die auf der Höhe der Wirbelsäulensegmente Th1 bis L2 liegt. Die in der Stilling-Clarke-Säule beheimateten Neurone bekommen Informationen aus Berührungs- und Drucksensoren der Haut, aber auch aus den Muskelspindeln und Sehnenorganen der unteren Körperhälfte. Von der Stilling-Clarke-Säule verlaufen Axone über den Tractus spinocerebellaris dorsalis und den Pedunculus cerebellaris caudalis gleichseitig zum Cerebellum. Als ein Teil des Moosfasersystems des Stratum granulosum des Cortex' cerebelli und über Kollaterale erreichen die Axone die Kleinhirnerne (Zilles & Rehkämper, 1998).

Die Afferenzen der Sehnenorgane aus der unteren Körperhälfte zeichnen sich durch eine zweite Möglichkeit des Verlaufes aus. Dieses wird wie folgt von Zilles & Rehkämper, 1998, S. 220-221) beschrieben: „Eine weitere Bahn, die Afferenzen aus den Sehnenorganen und der Haut der unteren Körperhälfte zum Cerebellum enthält, beginnt mit den zweiten Neuronen im lateralen Teil des Hinterhorns und in der Zona intermedia. Die Axone dieser Neurone gelangen in den Tractus spinocerebellaris ventralis (anterior) Gowers, kreuzen meist sofort im Rückenmark zur Gegenseite und erreichen über den Pedunculus cerebellaris cranialis (superior) das Kleinhirn. Hier kreuzen sie nochmals zur Gegenseite, bevor sie in der Kleinhirnrinde und über Kollateralen an Kleinhirnerne enden.“ Ist auch nur einer dieser Weiterleitungspunkte gestört, ist die Funktion der Propriozeption eingeschränkt und der Patient kann an der hier untersuchten Therapiemöglichkeit nicht teilnehmen. Wie ein defektes Stromkabel oder eine durchgebrannte Sicherung wird die Weiterleitung der Information behindert.

Je nach Wichtigkeit der Sicherung ist nicht sofort das ganze Gebäude außer Gefecht gesetzt, jedoch sind einige Teile eingeschränkt: in manchen Stockwerken ist kein Strom oder der Fahrstuhl funktioniert nicht. Einige Autoimmunkrankheiten, wie z.B. ALS (Amyotrophe Laterale Sklerose) sind tückisch, so dass es nicht bei dem einen Ausfall bleibt, sondern nach und nach sich die Krankheit wie ein Kabelbrand auf mehrere Segmente ausbreitet, bis schließlich das ganze Bauwerk nicht mehr zu retten ist.

Der Verlauf der propriozeptiven Rückmeldungen aus der oberen Körperhälfte soll hier nur in einer kurzen Form dargestellt werden. Die Informationen werden ohne Umschaltungen über den Nucleus cuneatus externus und den Pedunculus cerebellaris caudalis in das Cerebellum weitergeleitet (Zilles & Rehkämper, 1998).

Im Besonderen spielen die propriozeptiven Informationen aus dem cranialen Bereich eine wichtige Rolle bei der Stellung des Kopfes und der Steuerung der Augen. Neben den propriozeptiven Rückmeldungen aus dem cranialen Bereich, werden zur Steuerung vestibuläre und optische Rückmeldungen benötigt. Eine wichtige Aufgabe zur Vernetzung dieser Informationen und zur Überwachung eines aufrechten Bildes auf der Netzhaut, natürlich somit auch einer geraden Kopfhaltung, scheint die *Formatio reticularis* zu haben.

Trotz der unterschiedlich beschriebenen Bahnverläufe aus der unteren und oberen Körperhälfte enden beide Bahnen im Cerebellum.

Das Kleinhirn hat seine Aufgaben in der Kontrolle des Gleichgewichts, der Überwachung des Muskeltonus' und in der Koordination von Willkürbewegungen (Faller & Schünke, 1995).

Da im *Palaeocerebellum* der Muskeltonus überwacht wird, lässt sich hieraus schließen, dass hier die afferenten Informationen aus den Propriozeptoren gesammelt und verarbeitet werden können.

Neben dem Cerebellum hat die Großhirnrinde (*cerebraler Cortex*) eine zentrale Bedeutung für die Motorik. Der *cerebrale Cortex* ist beim Menschen besonders hoch entwickelt und ist für die Eigenschaften verantwortlich, die Menschen von Tieren unterscheidet. Hier wird die Fähigkeit, die Hand für schwierige Bewegungen zu nutzen, die hoch entwickelte Sprache, das logische Denken, die Persönlichkeit, das Gewissen

u. v. m. lokalisiert. Die Großhirnrinde ist das Zentrum für die Körperempfindungen (somatosensorisches Zentrum). Damit wird der Thalamus zur Durchgangs- und Umschaltstelle für alle der Großhirnrinde zufließenden sensiblen und sensorischen Erregungen.

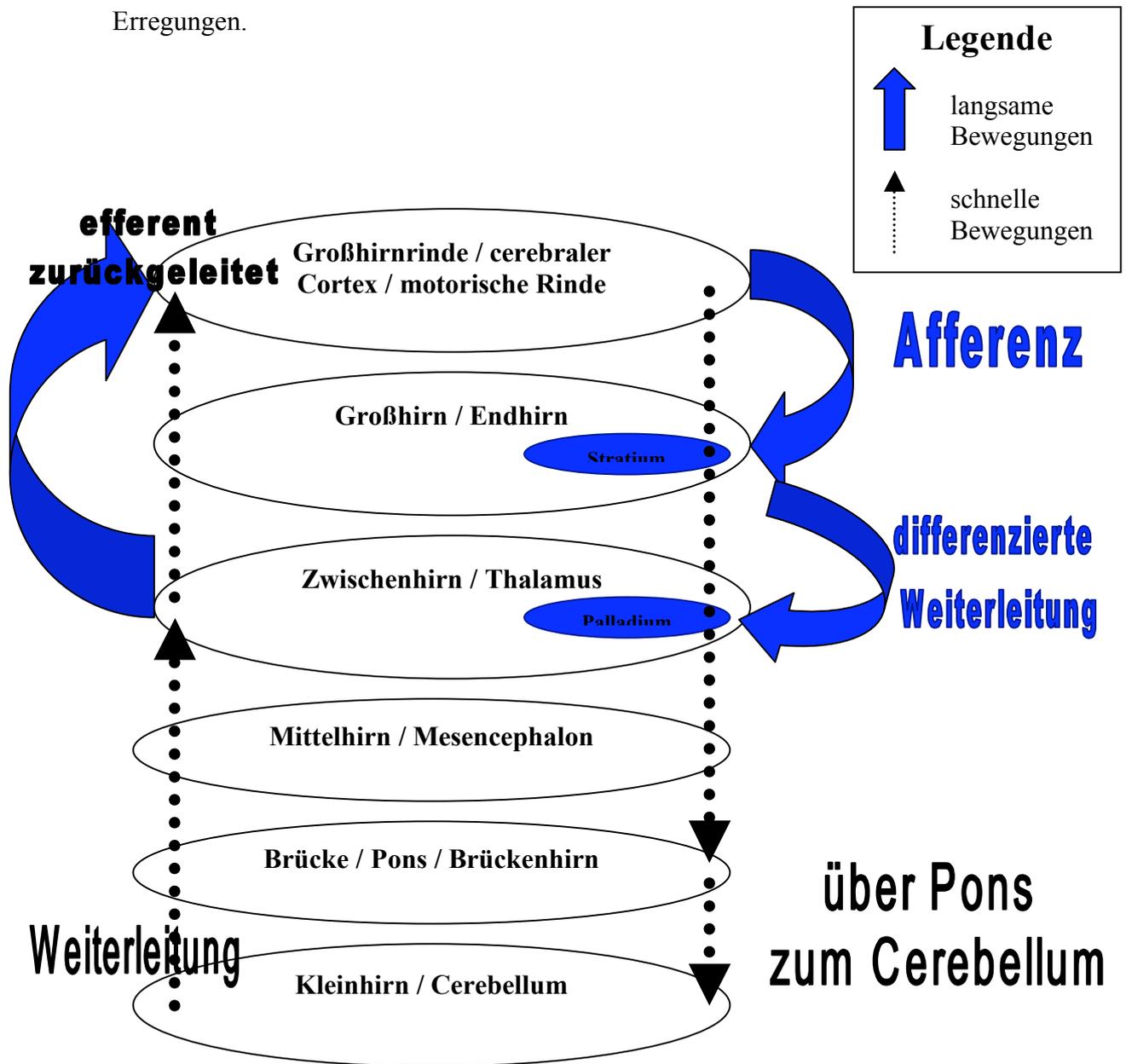


Abb. 3.1: Verarbeitung der propriozeptiven Information im zentralen Nervensystem

Die Entwicklung des motorischen Cortex' hat zur Folge, dass die Basalganglien beim Menschen nur noch für grobe motorische Aktivitäten verantwortlich sind. Des Weiteren

wird den Basalganglien auch der Bereich der Automatismen zugeordnet. Basalganglien bestehen aus dem Striatum (Neuronenansammlung/Kerne in den Endhirnstrukturen) und aus dem Palladium (Kenstrukturen im Thalamus). Sie stellen eine wichtige Verbindung zwischen nichtmotorischen Hirnbezirken (Thalamus) und der motorischen Rinde dar. Außerdem sind sie verantwortlich für langsame Bewegungen und den Abruf von automatisch ablaufenden Programmen hin auf komplexe Reizkonstellationen. In diesem Regelkreis ist auch die Mund- und Blickmotorik zu finden. Schnelle Bewegungen, sowie Bewegungsentwürfe und –programme aus dem motorischen Cortex (besonders die Assoziationsfelder der Großhirnrinde und des prämotorischen Cortex) laufen über die Kleinhirnrinde. Hier können räumlich/zeitliche Koordinationen rasch an äußere Bedingungen adaptiert werden. Somit wird das Kleinhirn auch an motorischen Prozessen beteiligt. Das Kleinhirn kontrolliert die Stützmotorik (besonders das Gleichgewicht), es koordiniert die Stützmotorik mit der Zielmotorik (Ist-Sollwert-Vergleich) und veranlasst Kurskorrekturen bei teilweise falsch ausgeführten Bewegungen. (De Marées, 1992)

Die Informationen über den Sollwert werden dem Cerebellum als Efferenzkopie zugeleitet und diese mit dem Istwert (Afferenzkopie) verglichen. Bei Abweichungen von Afferenz und Efferenz geht diese Information an den Cortex zur Korrektur. (Lephart, 2002)

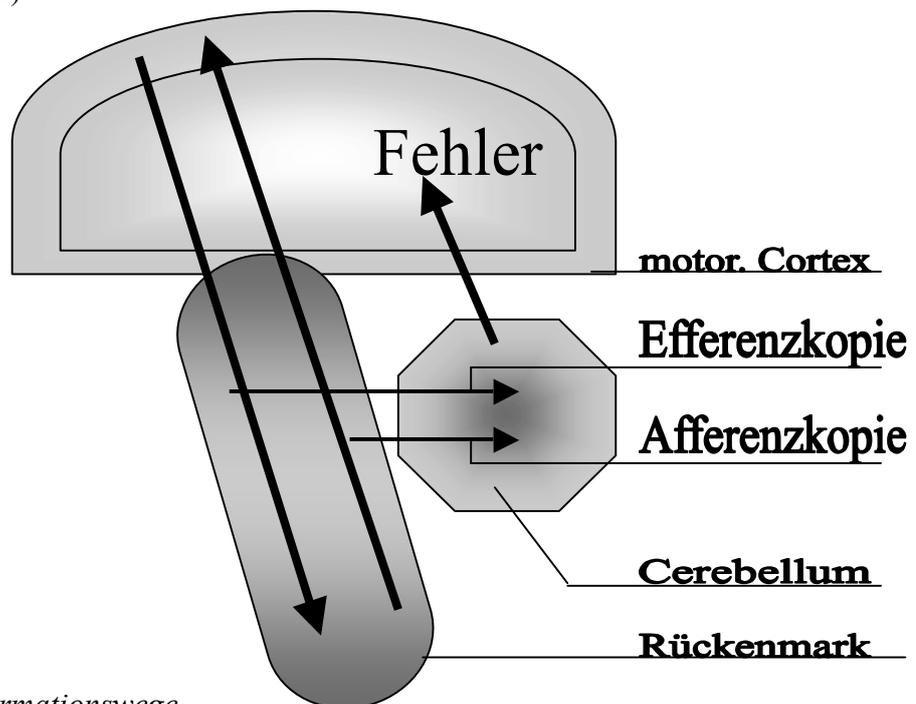


Abb. 3.2: Informationswege

3.5 Einflüsse und Einflussnahmen auf die Propriozeption

Nach der genaueren Betrachtung der Propriozeption stellt sich nunmehr die Frage, ob die propriozeptive Steuerung einen jederzeit gleichen Steuerungsmechanismus darstellt oder es äußere bzw. innere Einflussgrößen gibt, die auf die Propriozeption einwirken. Von einem besonders hohen Interesse ist hierbei natürlich, ob es Möglichkeiten der Einflussnahme auf die propriozeptiven Vorgänge gibt, die es ermöglichen, eine positive Einwirkung auf das System zu nehmen.

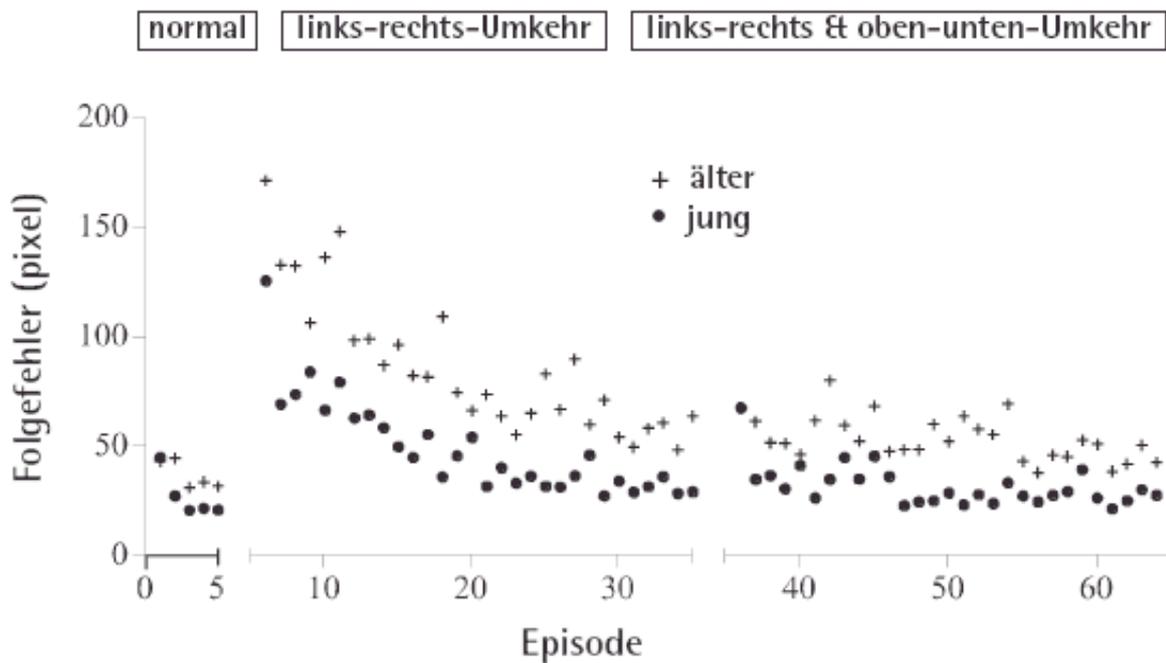
3.5.1 Alter

Dass ein funktionierendes, propriozeptives System mit seinen Anforderungen wächst, sieht man an den zunächst unkoordinierten Bewegungen von Kleinkindern. Mit dem Wachstum und den gemeisterten Aufgaben perfektioniert sich die Koordination der Bewegungsabläufe mit Hilfe der damit geschulten Propriozeption. Die Entwicklung über den gesamten Lebenszeitraum wurde für die der Propriozeption übergeordnete Koordination von Meinel & Schnabel (1977) beschrieben. Sie bezeichnen das frühe Erwachsenenalter (etwa 18./20. bis 30. Lebensjahr) als die Jahre der relativen Erhaltung der motorischen Leistungsfähigkeit und das mittlere Erwachsenenalter (etwa 30. bis 45./50. Lebensjahr) als die Jahre der allmählichen motorischen Leistungsminderung. Auch Häfelinger & Schuba (2002) bestätigen in ihrem Buch über propriozeptives Training die Abnahme der koordinativen Fähigkeiten ab dem 40. Lebensalter. Ihnen ist eine ungenügende Orientierung der mittleren Erwachsenen aufgefallen, wodurch die Bewegungen unsicher werden. Als Grund hierfür geben sie an, dass „das Zusammenspiel von Muskulatur und Nervensystem die notwendige Reaktionsschnelligkeit verloren hat“ (Häfelinger/Schuba, 2002, S. 45). Das spätere Erwachsenenalter (etwa 45./50. bis 60./70 Lebensjahr) wird von Meinel & Schnabel als die Jahre der verstärkten motorischen Leistungsminderung beschrieben. Das motorische Lernen und die Anpassungs- und Umstellungsfähigkeit lassen deutlich nach, so dass

man z.T. schon von Unvermögen in diesem Bereichen sprechen kann. Im späten Erwachsenenalter (ab etwa 60./70. Lebensjahr) sind dann die Jahre des ausgeprägten motorischen Rückschrittes. Für die Ursache dieser Rückschritte werden der Alterungsprozess aller Organe und des Gewebes verantwortlich gemacht. Meinel & Schnabel (1977, S. 410) führen aus: „Vor allem aber verändert sich auch die höhere Nerventätigkeit. Zu nennen sind besonders die eingeschränkte Beweglichkeit der Nervenprozesse und die verminderte Fähigkeit zur Informationsaufnahme und Informationsverarbeitung. Dadurch werden vor allem die motorische Steuerungsfähigkeit und noch stärker die Anpassungs- und Umstellungsfähigkeit bei Bewegungshandlungen erheblich beeinträchtigt“.

Die Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin veröffentlichte 2001 eine Untersuchung des physiologischen Institutes der Deutschen Sporthochschule Köln von Bock, bei der die Mechanismen der sensomotorischen Adaptation beim Menschen beleuchtet wurden. Das Hauptaugenmerk wurde hier auf das Alter gelegt. Sensomotorische Leistungen in einer sich ständig ändernden Welt erfordern vom Gehirn ein hohes Maß an Anpassungsfähigkeit. Die dafür zur Verfügung stehenden Mechanismen nennt Bock „interne Modelle“, die eine der vielen Funktionen eines verteilten neuronalen Systems zur Bewegungskontrolle darstellt. Sie verbleiben über lange Zeit im Gedächtnis, können bei Bedarf wieder aktiviert werden, auf ungeübte Bewegungen generalisiert, allmählich verändert, aus Komponenten zusammengesetzt, in diese zerlegt werden und sich einem Zerfall widersetzen. Änderungen sind für das Gehirn rechenaufwendig, wobei sich der Rechenbedarf im Adaptationsverlauf quantitativ und qualitativ verändert, und ältere Menschen solche Änderungen ebenso gut durchführen können wie jüngere, bis auf eine mögliche Verlangsamung (Bock, 2001). Sie fallen in den Bereich der Propriozeption, bzw. Kinästhesie – Erfahrungen, da diese zur Entwicklung von genaueren Bewegungsvorstellungen und zur Verbesserung des Bewegungsgedächtnisses beitragen. Solche sensomotorischen Adaptationen wurden im Labor von Bock untersucht dergestalt, dass Probanden links-rechts-umkehrende Prismabriden aufgesetzt bekamen und damit das Greifen nach Gegenständen so lange trainierten, bis die Versuchsperson mit der Prismabridle ebenso schnell zufassen konnte wie vorher. Es wäre zu vermuten, dass junge Leute sich schneller an die neuen Bedingungen anpassen können als ältere. Die Untersuchung von Bock unterstützt diese

Annahme aber nicht. Sie zeigt, dass die Folgefehler eines älteren Probanden zwar grundsätzlich höher sind als die eines jüngeren, aber beide Kurven aus Abbildung 3.3 im Wesentlichen parallel laufen. Aus der Studie geht hervor, dass Senioren ihre internen Modelle im selben Ausmaß, möglicherweise aber nur langsamer, verändern können. Die Fähigkeit ist also gleich, es wird mit zunehmendem Alter nur mehr Zeit benötigt.



➔ Folgefehler eines älteren und eines jüngeren Probanden im Verlauf eines Adaptationsexperimentes. Die Probanden sollten Folgebewegungen des Fingers 5 Minuten lang unter normaler Rückmeldung der Handposition durchführen, dann für 30 Minuten unter links-rechts-Umkehr, und nach einer Ruhepause für weitere 30 Minuten unter links-rechts- und oben-unten-Umkehr. In jeder Versuchsminute wurde der Folgefehler als Wurzel des mittleren quadratischen Abstandes zwischen Ziel und Fadenkreuz berechnet.

Abbildung 3.3: *Sensomotorische Adaptation bei jüngeren und älteren Probanden*
(Bock, 2001, S. 339)

Wie gut das motorische Gedächtnis arbeitet, zeigt sich bei der Gedächtnisleistung: 11 junge (20-30 Jahre) und 11 ältere (60-70 Jahre) Probanden wurden, wie oben in Abbildung 3.1 dargestellt, eine links-rechts-Umkehr und 24 Stunden später eine links-rechts und oben-unten-Umkehr ausgesetzt. Bock (2001, S. 342) stellt fest: „Eine quantitative Analyse aller Probandendaten ergab, dass nicht nur die Lernkurven innerhalb jeder Sitzung bei beiden Altersgruppen parallel verliefen, sondern dass auch die Verbesserungen der Adaptationsfähigkeiten von der ersten zur zweiten Sitzung mit 54% bzw. 56% sich bei beiden Altersgruppen nicht unterschied“. Aus dieser Untersuchung geht hervor, dass das motorische Gedächtnis bei beiden Versuchsgruppen gleich gut arbeitet. Diese Behaltensleistung wird auch in dieser Studie abgetestet und dann mit der älteren Versuchsgruppe von A. Schramm verglichen. Die Behaltensleistungen dieser Probandengruppen werden Tests der Körperstatik nach 4-6 Wochen und nach 6 Monaten zeigen.

3.5.2 Geschlecht:

Auch die geschlechtsspezifischen Unterschiede zeigen Einfluss auf die propriozeptive Entwicklung. Auch hier wird, wieder aus Mangel an Untersuchungen zur Propriozeption, die übergeordnete Koordination betrachtet.

Wenn im frühen Schulkindalter nur von individuellen Unterschieden gesprochen wird, kann man im späten Schulkindalter schon Differenzen bei den Geschlechtern feststellen, besonders in den motorischen Steuerungs- und Kombinationsleistung. Hier sind Jungen quantitativ beständiger und liegen damit signifikant über den Mädchen. Diese Unterschiede verstärken sich zunächst in der ersten Phase der Reifungszeit nicht erheblich. So kann man bei den unbeherrschten Bewegungen der Gliedmaßen keine beträchtlichen geschlechtsspezifischen Unterschiede feststellen. Allein Steuerungsmängel treten bei den Jungen etwas stärker, und damit deutlicher als bei den Mädchen auf. Die Entwicklungstendenzen bei den koordinativen Fähigkeiten sind also annähernd ähnlich. Auffällig ist nur, dass eine verminderte oder stagnierende

Leistungsentwicklung bei den Mädchen altersspezifisch deutlich früher als bei den Jungen auftritt. Die einzige motorische Fähigkeit, in der die Mädchen den Jungen während des gesamten Jugendalters überlegen sind, ist die Beweglichkeit.

In der zweiten Phase der Reifungszeit (Adoleszenz) schreitet zwar die Individualisierung fort, aber auch die geschlechtsspezifische Differenzierung prägt sich deutlich aus. Bewegungsstärke und Bewegungstempo erfahren eine erhebliche Leistungssteigerung, aber ausschließlich bei den männlichen Jugendlichen. Bei den Mädchen sind nur geringe Fortschritte erkennbar. Ihre allgemeinen Bewegungen sind dafür im Umfang größer, im Kraftverlauf weicher und besser im Rhythmus und im Bewegungsfluss. Die Jungen neigen zu gradlinigen, räumlich kleineren und straffen Bewegungsführungen. Auch bei der Individualisierung scheint es noch mal geschlechtsspezifische Unterschiede zu geben. So zeigt sich in der Adoleszenz eine höhere Vielfalt von individuell typischen Bewegungen bei den Mädchen. Erstaunlich ist, dass sich die koordinativen Fähigkeiten bei den weiblichen Jugendlichen in dieser zweiten pubertären Phase nur noch gering weiterentwickeln, vor allem bei nichttrainierenden Mädchen. Die Jungen haben in der Adoleszenz nochmals eine Periode von gut ausgeprägter Lernfähigkeit und obwohl das „Lernen auf Anhieb“ in diesem Alter nur noch selten gelingt, werden sportliche Bewegungsabläufe relativ schnell erworben. Meinel & Schnabel (1977, S. 385) führen aus: „Infolgedessen sind männliche Jugendliche nunmehr fähig, auch komplizierte Bewegungsstrukturen mit hohem Krafteinsatz, hohen Geschwindigkeiten und genauer Steuerung der Extremitäten relativ schnell zu erlernen“.

Auch im frühen Erwachsenenalter sind die geschlechtsspezifischen Leistungsunterschiede beträchtlich. Bei den meisten sportmotorischen Aufgaben erreichen die Mädchen nur 60 bis 70 Prozent der Leistungen von Jungen. Die stärksten Leistungsdifferenzen sind bei der Kraft-, Ausdauer- und Schnelligkeitsfähigkeit. Bei den koordinativen Fähigkeiten und Geschicklichkeitsanforderungen sind keine oder nur noch geringe Differenzen zu beobachten, so dass für den Bereich der Koordination wieder ein Gleichstand in der Leistungsfähigkeit erreicht zu sein scheint (Meinel & Schnabel, 1977).

3.5.3 Nozizeptive Einflüsse

Der Begriff „Nozizeptive Einflüsse“ beschreibt Einwirkungen, die durch Schmerzmeldungen auf die Propriozeption und die Bewegungssteuerung gegeben werden. Da die Nozizeption der Propriozeption in der Wichtigkeit der Steuerung überstellt ist, spricht man auch vom nozizeptiven Blockierungseffekt. Hiermit ist gemeint, dass ein Schmerzreiz die Informationen aus den Propriozeptoren überlagern und abweichende Haltungen bzw. nichtphysiologische Bewegungsabläufe hervorrufen kann (Froböse & Nellessen, 1998). Ein Beispiel für den Einfluss eines nozizeptiven Reizes stellt das sogenannte „Give-away-Phänomen“ dar, bei dem die Überlagerung der Schmerzreize über die propriozeptiven Rückmeldungen zur Gelenkstabilisierung deutlich wird. Fritsch (1996, S. 59) dokumentiert die oben beschriebenen Abläufe mit folgenden Worten: „Jede von den Nozizeptoren gemeldete Störung führt zu einer reflektorischen Veränderung des Bewegungsablaufs.“

Bei längerer Einflussnahme von Schmerzimpulsen können sich Schutz- bzw. Schonhaltungen ausbilden, die die Körperhaltung und somit die propriozeptiven Verarbeitung bleibend verändern. Häufig führen die eingenommenen Schonhaltungen in einen Teufelskreis aus verstärktem Schmerz und vergrößerten Schonhaltungen (vgl. Abb. 2.11, Seite 20).

3.5.4 Sportliche Aktivität und propriozeptives Training

Neben den unveränderlichen Einflüssen, wie Alter oder Geschlecht, gibt es auch Einflüsse, die durch externe Einwirkungen auf das propriozeptive System beeinflussbar sind. Hierzu zählt die Einflussnahme über sportliche Trainingsreize.

Das propriozeptive Training ist in den letzten Jahren immer stärker ins Interesse des Präventions-, Rehabilitations- und Leistungssporttrainings gerückt.

Beim propriozeptiven Training werden Aufgaben gewählt, die die Tiefensensibilität beanspruchen und somit eine positive Adaptation hervorrufen. Häfelinger & Schuba (2002) beschreiben in ihrem Buch, dass neben den motorischen Grundsätzen wie...

- vom Bekannten zum Unbekannten
- vom Leichten zum Schweren
- vom Einfachen zum Komplexen
- vom Notwendigen zum Attraktiven

...für die Gestaltung eines propriozeptiven Trainings besonders die richtige Wahl der Belastung wichtig ist. Nach Häfelinger & Schuba zeigt ein unterschwelliger Reiz keine Wirkung, ein schwacher Reiz nur eine Anregung und ein zu starker Reiz eine negative Auswirkung. Nur ein starker (fordernder) Reiz, der natürlich individuell für die trainierende Person abgestimmt sein muss, führt zu einer Anpassung im propriozeptiven System.

Obwohl das propriozeptive Training für alle Personengruppen geeignet ist, wird kurz Bezug auf den Einsatz in der Rehabilitation genommen. Besonderes Augenmerk ist hierbei auf die Gelenkserkrankungen zu legen. Akute und chronische Gelenkschädigungen führen zu Veränderungen in den neuromuskulären Steuerungsprozessen (vgl. Nozizeption). Besonders traumatische und operative Verletzungen von Gelenken spielen hier eine große Rolle, da hierbei häufig Propriozeptoren geschädigt werden. Die Unterbrechung des propriozeptiven Systems

hat die Störung der normalen neuromuskulären Gelenkstabilisation zur Folge. Des Weiteren werden, wie bereits beschrieben, durch Schutz- und Schonhaltungen, langfristige Haltungsveränderungen verursacht. Carrière (1999, S. 223) beschreibt die Auswirkungen von Verletzungen auf die Bewegung und den Muskeltonus wie folgt: „Bei der Behandlung von Patienten sollte immer bedacht werden, dass nicht nur das Gelenk, die Muskulatur und die Faszie, sondern auch der Einfluss, den das ZNS auf den Muskeltonus hat, Ursache für die Einschränkung des Bewegungsausmaßes sein kann.“ Es zeigt sich, dass das propriozeptive Training einen wichtigen Bereich der Trainingsgestaltung für jegliche Personengruppen darstellt.

3.5.5 Externe Einflussnahmen

Im präventiven und rehabilitativen Bereich haben sich in den letzten Jahren Verfahren entwickelt, die über externe mechanische Einflussnahme eine Veränderung auf propriozeptive Fehlsteuerungen bewirken sollen. Alle derartigen Verfahren arbeiten nach dem Prinzip von Muskelketten, deren Muskeln eine einheitliche Reaktion auf einen externen Reiz zeigen. Durch die Veränderung der propriozeptiven Information eines Muskels am Endpunkt der Kette soll eine Veränderung des Muskeltonus der gesamten Kette bewirkt werden. Als Reaktion auf die Tonusänderung werden Reaktionen in Gelenkstellungen und der gesamten Körperhaltung erwartet.

Ein Verfahren aus diesem Bereich wählt als Ansatzpunkt den Kiefer. Hierbei soll durch Beeinflussung von Propriozeptoren in der Kaumuskulatur ein Einfluss auf Oclusionsfehlstellungen und Fehlstellungen der Körperstatik genommen werden. Diese Art der Therapie wird von Zahnärzten und Kieferorthopäden durchgeführt.

Hinsichtlich der Dokumentation und empirischen Bearbeitung gilt gleiches für ein Verfahren, das über die Beeinflussung von Propriozeptoren in der Augenmuskulatur

arbeitet. Hier wird im Besonderen auf statische Fehlstellungen und Schmerzproblematiken eingegangen, die aufgrund von Fehlsteuerungen in der augensteuernden Muskulatur (z.B. Winkelfehlsichtigkeiten) hervorgerufen werden sollen.

Ein dritter Ansatzpunkt für die externe Einflussnahme auf die Propriozeptoren sind die Füße. Da sich der empirische Teil dieser Arbeit mit dieser Therapiemöglichkeit befasst, wird diese Verfahrensweise im nachfolgenden Kapitel genauer betrachtet und dargestellt.

Die Wichtigkeit des richtigen und ausgewogenen Zusammenspiels von Kiefer, Auge und Fußsohle findet in der Accademia internazionale per la ricerca specialistica anatomico funzionale (Akademie für die anatomischen und funktionellen Fachforschung, kurz A.I.R.S.A.F.) in Italien Berücksichtigung. Diese wurde von einem Chirurg für Zahn- und Mundheilkunde, Prof. Annibale Veronica und einem Chirurg für Augenheilkunde, Prof. Pierpaolo Casillo gegründet. Hier wird die Behandlung des Patienten nicht auf den jeweiligen Fachbereich des Arztes beschränkt, sondern die ganzheitliche Medizin ist die Grundlage der Therapie. Veronica und Casillo (2002) schreiben in ihrem Bericht über Körperhaltungsausgleich aus Augenursprung, wie sich bei dessen klinischen Forschungen an 1000 Patienten sich herausstellte, dass eine Beschränkung auf die Nasenatmung im Kindesalter eine Veränderung im Wachstum der Gesichtsknochen in den drei räumlichen Richtungen verursacht. Diese Beschränkung auf die Nasenatmung verursacht dann immer ein Rotations- und Torsionswachstum des oberen Kieferknochens, und resultierend daraus entsteht auch eine entsprechende Veränderung in der Augenhöhlengegend. Unter anderem sind Augenasymmetrien, Ohrenasymmetrien, Kiefertorsionen, Zusammenziehen der ein- und zweiseitigen Kiefermuskeln und eine Missbildung des Kaugelenkes zu beobachten. Diese anatomischen Anpassungsveränderungen, die nach Veronica mindestens 90% der Menschen betrifft, werden nur selten diagnostiziert. Über die Muskelketten lösen die anatomischen und funktionellen Veränderungen asymmetrische Anpassungsschemen aus, und im Laufe der Zeit verursachen sie multiple Beschwerden und Schmerzen, wie

z.B. Diskus- und Wirbelpathologien, die alle Menschen, obwohl auf unterschiedliche Weise, betreffen. Die ganzheitliche Betrachtungsweise ist hier das zentrale Thema.

Veronica und Casillo (2002) schrieben: „Die klinischen, diagnostischen, neurologischen, augenärztlichen, chirurgischen, zahn- und mundärztlichen, neuromuskulären Okklusions-, instrumentellen, kinesiologischen, Körperhaltungs-, homöopathischen Methoden und die berühmtesten orientalischen Medizintechniken gehören zum Begriff von therapeutischer ganzheitlicher Wiederherstellung der Körperhaltung“. Die Kopfhaltung spielt eine grundsätzliche Rolle in der Körperorthostatik. Nur wenn der Kopf in perfekter Achse in Bezug auf den gesamten Körper steht, erhält der Körper seine physiologische und symmetrische Körperhaltung aufrecht. Die Rotations- und Torsionsanpassungsbewegungen des Kopfes, die von einer anatomischen Veränderung der Augenhöhlen oder von einer Fehlsichtigkeit verursacht ist, löst einen Anpassungsmechanismus aus, der über die Halsmuskulatur eine asymmetrische, ausgleichende und pathologische Körperhaltung bewirkt.

Die Fußauftrittsfläche erlebt nach Veronica und Casillo (2002) eine Pathologie, da sie im Laufe der Zeit einen asymmetrischen Körper stützt, dessen Asymmetrie von der Hirnrinde und / oder von pathologischen Funktionen (Atmungs-, Augen-, Unterkiefer- und Okklusionsfunktionen) herrührt. Die Verwendung von propriozeptiven Schuheinlagen und von dem zur Rehabilitationstherapie eingefügten Behandlungsplan verbessert die Fußauftrittsflächenfunktion innerhalb einer bestimmten Zeitspanne und oft wird der physiologische Zustand wiederhergestellt. Deswegen werden die Schuheinlagen dann nicht mehr benötigt. Die Fußauftrittsfläche ist verbessert, da der Körper nach der Korrektur der pathologischen Funktionen, nach dem Wiedererlangen der Unterkiefertorsion und / oder nach der durch eine Therapie aufgehobenen Einseitigkeit eine bessere Symmetrie erreicht (Veronica & Casillo, 2002).

Welche Wirkung diese propriozeptiven Schuheinlagen haben, wie groß diese bestimmte Zeitspanne, ist bis man die Einlagen nicht mehr benötigt, welche Möglichkeiten sich eröffnen und wo sich Grenzen zeigen, sind Grundlagen dieser Studie und werden daher im Folgenden genau beschrieben.

3.5.6 Einflussnahme über aktive Schuheinlagen

Die Möglichkeit der Einflussnahme auf das propriozeptive System über Training ist in der Sportwissenschaft bereits bekannt und erforscht worden. Eine weitere Beeinflussung beschreibt ein Verfahren der mechanischen Stimulation der Propriozeptoren über aktive Einlagen unter den Füßen. Diese Therapiemethoden haben ihren Ursprung in Frankreich und den Niederlanden.

3.5.6.1 Historie

Die Einflussnahme auf das propriozeptive System und somit auf die Körperstatik durch aktive Einlagen entwickelte sich bereits in den siebziger Jahren des 20. Jahrhunderts in Frankreich durch Dr. René Bourdiol und in den Niederlanden durch Prof. Karel Breukhoven.

Bourdiol, der 1928 in Rivoli (Algerien) geboren wurde und 2003 in Paris verstarb, studierte in Paris Medizin mit den Fachbereichen Psychiatrie und Neurologie.

1980 veröffentlichte er sein erstes, sich mit diesem Thema beschäftigende Buch, welches unter dem Titel „Pied et Statique“ veröffentlicht wurde.

Breukhoven arbeitete in den Niederlanden an der gleichen Thematik wie Bourdiol. Das Grundprinzip fußt auf den gleichen Mechanismen, trotzdem unterscheiden sich die genauen Therapiedurchführungen voneinander. Breukhoven betreibt in Rotterdam (Niederlande) das „Medical Centre for Postural Disorders“ in dem sowohl Einlagenversorgungen an Patienten, wie Aus- und Weiterbildungen von Therapeuten durchgeführt werden.

Auf der Grundlage dieser therapeutischen Methoden, wurden die Verfahren nicht nur von Bourdiol und Breukhoven, sondern auch von einer Vielzahl anderer Therapeuten aufgenommen und weiterentwickelt. Für den deutschen Bereich lässt sich hier Lydia Aich nennen, die in ihrer langjährigen Arbeit das Grundprinzip dieser Therapieform aufgenommen und abgewandelt hat.

Bis heute konnte sich aber keine der Verfahrensweisen wirklich durchsetzen, da es einen absoluten Mangel an wissenschaftlich empirischen Studien zu diesem Thema gibt.

Breukhoven gibt auf der Internetseite seines medizinischen Zentrums die Zahl von 822 in den Niederlanden untersuchten Patienten an, die Schmerzsymptome aufwiesen. Eine Auswertung wurde die Schmerzstärke zeigte an, wie sich nach einem Jahr Tragezeit der Einlagen die Schmerzstärke entwickelt hat. Die Ergebnisse stellten sich wie folgt dar:

Tab. 3.2: Schmerzstärke nach einem Jahr Tragezeit von propriozeptiven Einlagen

(<http://www.mcvsa.nl/English/profession.htm>. Zugriff 14. Februar 2003)

Symptom-free	505 Patienten	=	61,4 %
Improved	152 Patienten	=	18,5 %
<u>No change</u>	<u>165 Patienten</u>	<u>=</u>	<u>20.1 %</u>
Total	822 Patienten	=	100,0 %

Den Begriff „Improved“ beschreibt Breukhoven (2000) folgendermaßen:

- „ 1. No symptoms when walking, some symptoms when standing
2. No symptoms when walking and standing, some symptoms when in the car and lying in bed
3. Occasional symptomes.“

Eine genaue Beschreibung über die Durchführung der Studie und ihre empirische Auswertung ist nicht hinterlegt und es fehlt auch ein Verweis auf eine schriftliche Niederlegung.

Des Weiteren wird auf der bereits angeführten Internet-Seite auf eine Untersuchung hingewiesen, die 1982 am „Centro di Bioingegneria“ in Mailand (Italien) vom Leiter des Zentrums Prof. C. Frigo mit Hilfe eines niederländischen „Podo-Orthesiologist“ durchgeführt wurde. Die genaue Untersuchungsdurchführung wird wiederum

ungenügend dargestellt. Vermutlich wurden mit Hilfe einer Kraftmessplatte Messungen zum Abrollverhalten der Füße vorgenommen, was in den dargestellten Graphiken zu einer Verbesserung mit aktiven Einlagen führte. Neben der schlechten Darstellung der Ergebnisse und dem Auslassen von Quellenangaben muss bemängelt werden, dass die Testung nur an einer Person (42-jähriger Mann) durchgeführt wurde. (Breukhoven, 2000)

Die Schwierigkeit, dass es zu diesem Thema praktisch keine empirischen Untersuchungen gibt und somit auch keine einheitlichen Therapiemethoden, erschweren den Umgang mit diesem Thema ungemein. Dieses Problem spiegelt sich auch in der unterschiedlichen Nomenklatur dieses Themas wieder. In Frankreich wird diese Therapieform hauptsächlich unter dem Begriff „Podologie“ geführt. Die Niederländer verwenden die Begriffe „Podo-Orthesiologie“ oder „podoposturale Therapie“, in Deutschland werden die Bezeichnungen „Podo-ätiologie“ oder „propriozeptiven Einlagenversorgung“ verwandt und die französische „Podologie“ wird hierzulande zur Fußpflege. Selbst diese vielen Begrifflichkeiten haben keinen Anspruch auf Vollständigkeit, was die Schwierigkeit einer einheitlichen Darstellung noch unterstreicht.

3.5.6.2 Funktionsweise der aktiven Einlagenversorgung

Wie bereits im Kapitel 3.5.6.1 beschrieben wurde, gibt es eine Vielzahl von Abwandlungen der ursprünglichen Methodik. Aus diesem Grund soll in diesem Kapitel auch nicht die genaue Methodik der propriozeptiven Einlagenversorgung beschrieben werden, sondern nur die allgemeine Funktionsweise.

Ausgangspunkt dieser Therapiemethode ist die Analyse von körperstatischen Defiziten. Die bislang angewandten Verfahren sind hierbei allerdings längst nicht ausreichend. Häufig werden Lotmessungen in einer Ebene durchgeführt, was für eine Aussage über die Körperstatik bei weitem nicht ausreichend ist. Bourdiol betrachtet in seiner Analyse sehr stark die Fußstellung, was für Aussagen über die Auswirkungen auf die Gesamtkörperstatik auch nicht als hinreichend angesehen werden kann. Zum Teil werden allerdings auch modernere Verfahren der 3-D Vermessung über rasterstereographische Verfahren eingesetzt, die ein genaueres und objektiveres Bild der Körperstatik geben können. Der Therapeut muss sich bei der Wahl der stimulierenden Plättchen unter den Füßen allerdings noch immer weitestgehend auf seine Erfahrung, sein Auge und sein Gefühl verlassen.

Bei vorliegenden statischen Fehlstellungen wird über Plättchen gearbeitet, die unter der Fußsohle platziert werden und einen Druck auf die Propriozeptoren in den Muskeln und Sehnenansätze der Fußmuskulatur geben. Dieser Druck wird entweder auf die Muskelspindeln oder die Golgi-Sehnen-Organen ausgeübt, was zu einer reflektorischen Änderung des Muskeltonus führen soll. Voraussetzung für die Wirkung dieses Systems ist eine fehlerfreie Funktion der Propriozeptoren und der nervalen Verschaltungen, die an diesem Prozess beteiligt sind. Die hierfür verwendeten Plättchen müssen eine bestimmte Form haben, die an die Fußanatomie anzupassen ist, sodass dieses Plättchen an den vom Therapeuten ausgewählten Rezeptoren liegt. Zur Stimulation müssen die Plättchen außerdem eine gewisse Materialhärte erbringen, welche mit einer Rückstellkraft von ca. 70 Shore bezeichnet wird. In den meisten Fällen wird das Material Kork verwendet, was allerdings keine Materialabhängigkeit bedeutet. Des

Weiteren ist entscheidend, dass die Plättchen eine gewisse Materialstärke (Dicke) aufweisen. Diese muss groß genug sein um den Rezeptor zu reizen, darf aber auch nicht eine zu große Dicke aufweisen, sodass andere Strukturen übermäßig strapaziert würden. Die Materialstärke wird in der Regel mit 1-4 mm angegeben.

Neben der mechanischen Stimulation der Propriozeptoren fußt das Verfahren auf dem Prinzip der Muskelketten, da eine Tonusänderung über einen Reflex auf den auslösenden Fußmuskel keine wirkliche Änderung auf die Gesamtkörperstatik auslösen könnte.

Diese Muskelkettentheorie besagt, dass Ketten den einen Endpunkt in der Muskulatur unter den Füßen haben und den zweiten in der Augen- bzw. Kiefermuskulatur. Es wird hier bewusst von zwei Endpunkten gesprochen, da die Veränderungen nicht nur in einer Richtung ablaufen können. In diesem Punkt zeigt sich auch der Zusammenhang mit den in Kapitel 3.5.5 beschriebenen externen Einflussfaktoren. Die Theorie besagt nunmehr, dass bei einer Veränderung des Muskeltonus in einem Fußmuskel alle mit ihm in der Kette befindlichen Muskeln auch eine Tonusänderung vornehmen.

Da diese Arbeit kein Rezeptbuch für die Durchführung von propriozeptiven Einlagenversorgungen sein soll, sollten an dieser Stelle beispielhaft nur zwei von Bourdiol elektromyographisch untersuchten Muskelketten dargestellt. Bourdiol bezeichnet diese als Flexoren- bzw. Extensoren – Kette.

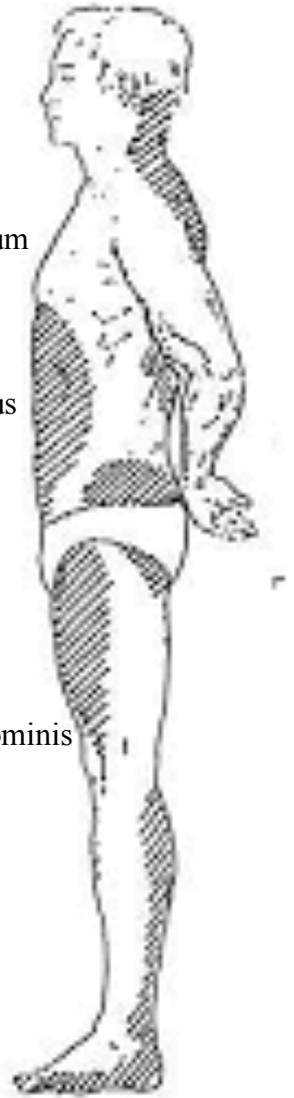
Extensorenkette:

- M. rectus inferior der Augenhöhle
- Mn. scaleni
- M. longissimus thoracis & M. iliocostalis lumborum
- M. psoas major, M. iliacus & M. pectineus
- Ischiocrurale Muskulatur
- M. tibialis anterior & M. extensor digitorum longus
- M. extensor digitorum brevis

Flexorenkette:

- M. rectus superior der Augenhöhle
- autochthone Rückenmuskulatur
- M. rectus abdominis & M. obliquus externus abdominis
- Mn. glutei
- M. quadriceps femoris
- triceps surae
- Flexoren der Fußsohle

(vgl. Orthopädieschuhtechnik)



*Abb.: 3.4 Muskelketten nach Bourdiol
(Orthopädieschuhtechnik, 9/2001, S. 16)*

Über die Tonusänderung der gesamten Muskelkette sollen somit Veränderungen in den Gelenkstellungen und der gesamten Körperstatik erreicht werden.

3.5.6.3 Ziele der Therapie

Die Ziele der Therapie mit aktiven Einlagen liegen wie bereits beschrieben, in der Veränderung des Muskeltonus', der Veränderung von Gelenkstellungen und somit der Verbesserung der gesamten Körperhaltung. Eine positive Einflussnahme auf die Körperstatik sollte sich somit bei allen funktionell verursachten Fehlstellungen, wie zum Beispiel funktionellen Beinlängendifferenzen (vgl. Kapitel 2.4), zeigen. Die in der Therapie vorgenommenen Veränderungen sollen selbstverständlich auch einen positiven Einfluss auf die Schmerzen bzw. Beschwerden der Patienten haben.

Dieses soll in erster Linie durch die in Kapitel 3.4 beschriebenen reflektorischen Reaktionen, ausgelöst durch die Stimulation der Propriozeptoren, bewirkt werden. Ein derartiger Einfluss auf die Körperhaltung und den Schmerz konnte bislang empirisch allerdings noch nicht nachgewiesen werden.

Ein zweites, langfristigeres Ziel der aktiven Einlagen liegt in der Veränderung des Programms zur Regulierung des Muskeltonus und der Körperhaltung, welche natürlich eine Stabilisierung der Verbesserung des Beschwerdebildes des Patienten nach sich ziehen soll. Dieses hätte eine Veränderung des Sollwertes im Zentralen Nervensystem zur Folge. Ob eine solche Einflussnahme über die Veränderung der propriozeptiven Afferenzen durch mechanische Stimulation der Propriozeptoren möglich ist, konnte bislang noch nicht nachgewiesen werden und ist somit eine Annahme, die in den nächsten empirischen Kapiteln auf den Prüfstand kommt.

4 Empirische Untersuchung

Dem Bau eines Hauses gehen die statischen Berechnungen voraus. So ist auch diese Arbeit nicht auf Sand gebaut, sondern fußt auf empirischen Formeln und Gleichungen, die in diesem Kapitel beschrieben werden. Es wird der Aufbau der empirischen Untersuchung beschrieben und die Faktoren genannt, die zu beachten sind. In dem Kapitel 4.1 „Konkrete Problemstellung“ werden die zu überprüfenden Hypothesen im Einzelnen aufgeführt. Da diese Arbeit mit der Dissertation von A. Schramm verglichen wird (s. Vorwort), sind die Hypothesen streng festgelegt und tauchen in der Arbeit genauso wieder auf, damit eine wissenschaftliche Gegenüberstellung möglich wird. Anschließend wird in Kapitel 4.2 die gesamte Untersuchungsmethodik genauer betrachtet, in dem neben den Personen- und Merkmalsstichproben, auch die Versuchsdurchführung und das Verfahren der Datenverarbeitung betrachtet werden. Schließlich können in Kapitel 4.3 bei der Darstellung der Ergebnisse die ersten Antworten auf die Hypothesen geliefert und dann in Kapitel 4.4 „Ergebnisinterpretation“ ausführlich diskutiert werden. Zuletzt wird in Kapitel 5 eine Zusammenfassung der erworbenen Erkenntnisse gegeben, so dass mit dem Ausblick auf weitere Forschungsansätze die Arbeit beendet wird.

4.1 Konkrete Problemstellung

In diesem Kapitel der Problemstellung werden konkret die Hypothesen aufgeführt, die dann im Einzelnen überprüft werden. Da vor allem das Alter und das Geschlecht im Fokus dieser Arbeit stehen, werden die Hypothesen zu diesen Aspekten als Haupthypothesen gewertet, alle anderen als Nebenhypothesen. Der Ablauf der Untersuchung, die Beschreibung der Erstanalyse, der Zweitanalyse und der Nachkontrolle sowie weitere Einzelheiten zum Untersuchungsablauf werden im Kapitel 4.2 „Untersuchungsmethodik“ detailliert dargestellt.

Haupthypothesen

Haupthypothese 1

Die Probanden dieser Versuchsgruppe sind im Alter zwischen 20 und 50 Jahren. Um zusätzlich vergleichen zu können, ob die jüngeren Menschen dieser Stichgruppe größere Veränderungen und Reaktionen auf die Stimulation zeigen als die älteren Testpersonen, wurden die Probanden in zwei Gruppen aufgeteilt. In der ersten Gruppe befinden sich die Probanden im Alter von 20 bis 35 Jahren, in der zweiten Gruppe werden Personen im Alter von 36 bis 50 Jahren zusammengefasst. Um nun herauszufinden, ob es zwischen diesen beiden Gruppen signifikante Unterschiede in der Körperstatik und der Summe der Schmerzen bei der Erstanalyse gibt, sowie Unterschiede bei der Behaltensleistung, bzw. Schmerzverbesserungen, wird dieses hier überprüft:

H1₀: Es gibt keinen signifikanten Unterschied in der Körperstatik bei der Erstanalyse und der Summe der Schmerzen bei der Erstanalyse, sowie bei der Behaltensleistung und der Schmerzverbesserung hinsichtlich der beiden Altersstufen innerhalb der Studie.

Haupthypothese 2

Nach den Prüfungen auf Unterschiede in der ersten Haupthypothese wird nun nach signifikanten Zusammenhängen gesucht zwischen den Analyseterminen und verschiedenen Faktoren.

Als erste Zusammenhangsprüfung wird in Haupthypothese 2 getestet, ob es überhaupt einen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Alter der Probanden bei der Körperstatik und der Summe der Schmerzen bei der Erstanalyse sowie bei der Behaltensleistung und der Schmerzverbesserung gibt, unabhängig von der Einteilung in Altersgruppen.

H2₀: Es gibt keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem *Alter* der Probanden und der Körperstatik bei der Erstanalyse, bzw. der Summe der Schmerzen bei der Erstanalyse, sowie bei der Behaltensleistung und der Schmerzverbesserung.

Haupthypothese 3

Als nächstes wird überprüft, ob es einen nicht zufallsbedingten Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und der Körperstatik bei der Erstanalyse gibt. Es interessiert hierbei, ob sich bei Männern oder Frauen eine Beziehung zwischen ihrem Geschlecht und der Statik als Summe der einzelnen betrachteten Faktoren, wie z.B. des Beckenschiefstandes und der Rumpfneigung etc., ergibt. Des Weiteren wird der Zusammenhang von dem Geschlecht mit der Summe der angegebenen Schmerzen aus allen Körperbereichen bei der Erstanalyse getestet. Die sich hieraus ergebenden Werte werden später interessante Aussagen möglich machen, inwieweit z.B. Frauen stärkere Schmerzen zu Beginn angegeben haben als Männer oder umgekehrt. Die darauf

folgende Behaltensleistung wird auch mit dem Geschlecht in Beziehung gebracht, so dass man sehen kann, bei welchem der beiden Geschlechter der Körper die ca. 6-monatige Stimulation besser im motorischen Lernzentrum abgespeichert hat. Zu guter Letzt wird noch die Schmerzverbesserung von der Erstanalyse zur Nachkontrolle mit dem Geschlecht korreliert, um auch hier sagen zu können, ob Männer oder Frauen durch die Intervention eine höhere Schmerzverbesserung erzielen können.

H3₀: Es gibt keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem **Geschlecht** der Probanden und der Körperstatik bei der Erstanalyse, bzw. der Summe der Schmerzen bei der Erstanalyse, sowie bei der Behaltensleistung und der Schmerzverbesserung.

Nachdem nun mit den oben aufgeführten Hypothesen die wichtigsten Aussagen zu der Altersgruppe dieser Studie überprüft werden, geht man nun einen Schritt weiter. In der von *A. Schramm* angefertigte Promotionsarbeit erhalten Personen im Alter von 51 –93 Jahren das gleiche Treatment, und die Datenerfassung geschah über den gleichen Zeitraum, wie bei dieser Stichprobe, nur das Alter der Probanden ist höher. Ob die Altersspanne über diese Probandengruppe hinaus Einflüsse auf die propriozeptive Stimulation zeigt, wird in den folgenden Haupthypothesen 4 & 5 überprüft und somit ein Vergleich zwischen den Studien möglich.

Überprüft werden soll, wie das Geschlecht, das Alter und die Interaktion von Alter und Geschlecht in der großen Gesamtstichprobe in Beziehung stehen. Diese Parameter werden für die Körperstatik in Hypothese 4 und für die Schmerzproblematik in Hypothese 5 überprüft.

Haupthypothese 4

- H4_{a0}: Es gibt keinen signifikanten Unterschied bei dem ***Geschlecht*** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Körperstatik von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach 6 Monaten.
- H4_{b0}: Es gibt keinen signifikanten Unterschied bei dem ***Alter*** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Körperstatik von der Erstanalyse zur Zweitanalyse.
- H4_{c0}: Es gibt keinen signifikanten Unterschied bei der ***Interaktion von Alter und Geschlecht*** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Körperstatik von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach 6 Monaten.

Haupthypothese 5

- H5_{a0}: Es gibt keinen signifikanten Unterschied bei dem ***Geschlecht*** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Schmerzangaben von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach 6 Monaten.
- H5_{b0}: Es gibt keinen signifikanten Unterschied bei dem ***Alter*** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Schmerzangaben von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach 6 Monaten.
- H5_{c0}: Es gibt keinen signifikanten Unterschied bei der ***Interaktion von Alter und Geschlecht*** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Schmerzangaben von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach 6 Monaten.

Nebenhypothesen

Nebenhypothese 1

Wie in dem Kapitel 3.4.1 „Reflexverschaltungen der Propriozeptoren“ beschrieben wird, kann man davon ausgehen, dass durch eine Stimulation eines Propriozeptors eine umgehende Reaktion und Anpassung auf den Reiz erfolgen müsste. Daher wird bei den Nebenhypothesen als erstes überprüft, ob sich in verschiedenen Bereichen des Körpers eine Auswirkung zeigt und wenn eine Veränderung sich dann zeigen sollte, diese verallgemeinerbar ist oder zufällig war. Die betrachteten Körperregionen beziehen sich auf den Becken- und Wirbelsäulenbereich und konkretisieren sich in dem Beckenschiefstand, der Lotabweichung der Wirbelsäule, der Oberflächenrotation, der Seitabweichung (skoliotische Abweichung) der Wirbelsäule und der Rumpfneigung.

N1a0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse hinsichtlich des Beckenschiefstandes.

N1b0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse hinsichtlich der Lotabweichung.

N1c0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse hinsichtlich der Oberflächenrotation.

N1d0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse hinsichtlich der Seitabweichung.

N1e0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse hinsichtlich der Rumpfneigung.

Nebenhypothese 2

Als nächstes soll getestet werden, wie der Unterschied in der Körperstatik bei der Erstanalyse und bei der Nachkontrolle nach ca. 6 Monaten aussieht. Die Zweitanalyse wird ohne Stimulationsmittel vorgenommen und soll zeigen, ob eine bis dahin bleibende Veränderung aufgetreten ist, die über das Zufälligkeitsprinzip hinausgeht.

N2a0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Beckenschiefstandes.

N2b0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich der Lotabweichung.

N2c0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich der Oberflächenrotation.

N2d0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich der Seitabweichung.

N2e0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich der Rumpfeigung.

Nebenhypothese 3

Neben den objektiven Messparametern aus der Nebenhypothese 1 & 2 ist für den Patienten natürlich auch eine subjektive Schmerzverbesserung wichtig. Diese wurde in einem Fragebogen anhand einer Likertskala abgeprüft, welcher bei der Erstanalyse und bei der Nachkontrolle nach ca. 6 Monaten den Patienten zum Ausfüllen gereicht wurde. In diesem Fragebogen wurde der Körper in verschiedene Schmerzbereiche eingeteilt. Die hier relevanten Schmerzbereiche sind die Lendenwirbelsäule, das Iliosacralgelenk, die Brustwirbelsäule, die Halswirbelsäule und der Kopf mit Kopfschmerzen, sowie die Hüfte und die Knie. Zusätzlich wurden auch die Schultern, die Oberschenkel, die Unterschenkel, die Knöchel und die Füße abgefragt.

N3a0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes in der Lendenwirbelsäule.

N3b0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes des Iliosacralgelenkes.

N3c0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes in der Brustwirbelsäule.

N3d0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes in der Halswirbelsäule.

N3e0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Kopfschmerzes.

N3f0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes in der Hüfte.

N3g0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes in den Knien.

Nebenhypothese 4

In einem weiteren Schritt soll nun der Zusammenhang von der Körperstatik mit der subjektiven Schmerzeinschätzung sowohl bei der Erstanalyse, als auch bei der Nachkontrolle getestet werden. Ist also bei Patienten mit stärkeren Statikproblemen auch mit stärkeren Schmerzen zu rechnen, bzw. reduzieren sich die Schmerzen bei der Nachkontrolle, wenn sich die Körperstatik verbessert wird?

N40: Es gibt keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der **Körperstatik und der subjektiven Schmerzeinschätzung** bei der Erstanalyse und der Nachkontrolle.

Nebenhypothese 5

Ein weiterer denkbarer Einflussfaktor kann auch die Häufigkeit von sportlicher Aktivität sein. Hat ein Sportler eine bessere Statik? Hat er weniger Schmerzen oder gibt er auf der Likert-Skala weniger an? Kann sein auf motorisches Lernen geschultes Gehirn die Reize schneller in eine Behaltensleistung umsetzen, und zeigen Sportler eine höhere Schmerzverbesserung? Dieses wird in der Nebenhypothese 5 überprüft.

N50: Es gibt keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der **Häufigkeit der sportlichen Aktivität** der Probanden und der Körperstatik bei der Erstanalyse, bzw. der Summe der Schmerzen bei der Erstanalyse, sowie bei der Behaltensleistung und der Schmerzverbesserung.

Nebenhypothese 6

Wie die sportliche Aktivität kann auch die berufliche Tätigkeit natürlich einen Einfluss auf die oben genannten Faktoren haben, da diese einen großen Teil der täglichen Aktivitäten ausmacht. Hat ein z.B. körperlich arbeitender Maurer eine schlechtere Statik als eine Hausfrau mit wechselnden Tätigkeiten, oder findet man die höchsten Schmerzwerte bei Personen ohne körperliche Beschäftigung?

N60: Es gibt keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der **beruflichen Aktivität** der Probanden und der Körperstatik bei der Erstanalyse, bzw. der Summe der Schmerzen bei der Erstanalyse, sowie bei der Behaltensleistung und der Schmerzverbesserung.

4.2 Untersuchungsmethodik

Die Untersuchungsmethodik, die in den folgenden Kapiteln noch einmal genauer dargestellt wird, basiert auf Probanden im Alter zwischen 20 und 50 Jahren. Diese Probanden erfahren eine Treatmentgabe über ca. sechs Monate. Die Effektivität des Treatments wird hierbei durch objektive Messverfahren der Körpervermessung, sowie subjektive Angaben der Probanden zu ihrem Schmerzempfinden festgehalten.

4.2.1 Personenstichprobe

Die Personenstichprobe umfasste Patienten der Per-Pedes-Prien GmbH, *bei* denen zuvor noch keine propriozeptive Beeinflussung der Körperstatik vorgenommen wurde. Die Personen, die an der Studie teilnahmen, ließen aus eigenem Antrieb die propriozeptive Einlagenversorgung durchführen und zahlten sogar die volle Gebühr an die Per-Pedes-Prien GmbH, was auf ein sehr hohes Interesse der Probanden schließen lässt. Des Weiteren lässt sich hieraus ersehen, dass eine hohe Bereitschaft zur Mitarbeit (z.B. regelmäßige Teilnahme an Kontrollterminen) gegeben ist.

Die Gesamtzahl der Probanden, die an der Studie teilnehmen konnten, belief sich auf 228 Personen. Diese erfüllten die Ausgangskriterien, dass sie zwischen den Jahrgängen 1952 und 1982 geboren wurden, wobei die Jahrgänge 1952 und 1982 eingeschlossen waren. Die Probanden hatten somit ein Alter zwischen 20 und 50 Jahren, was gewährleisten soll, dass eventuell auftretende körperstatische Veränderungen nicht auf ein Körperwachstum zurückzuführen sind. Selbst bei stark retardiertem Wachstumsverlauf ist ein Längenwachstum bei Probanden von 20 Jahren und älter auszuschließen. Die 228 Probanden wiesen ein Durchschnittsalter von 36,4 Jahren auf und setzten sich aus 140 Frauen und 88 Männer zusammen.

Drei weitere Kriterien zur Aufnahme von Probanden in die Studie mussten noch vorgegeben werden:

Das erste Kriterium ergab sich aus der technischen Funktionsweise des Körperscanners (vgl. Kapitel 4.2.2.1), der die Körperoberfläche scannt und aufgrund dieser Scannwerte die Stellung von Becken und Wirbelsäule darstellen und auswerten kann. Dieses ist bei extrem übergewichtigen Personen aufgrund der indifferenten Oberflächenstruktur nicht möglich. Aus diesem Grund mussten diese Personen aus der Studie herausgenommen werden. Dieser Fall betraf aber nur drei Probanden, deren Werte wir nicht in die Auswertungen aufnehmen konnten.

Ein zweites Ausschlusskriterium stellt neurologische Erkrankungen dar, welche eine propriozeptive Reizweiterleitung unmöglich macht. In der Probandengruppe dieser Studie trat ein solcher Fall allerdings nicht auf.

Die dritte und größte Gruppe von Ausschlüssen der Daten für die Auswertung stellte der Teil von Probanden dar, der zu den angesetzten Nachkontrollterminen nicht erschien. Diese Gruppe belief sich auf 19 Personen.

Alles in allem wurde demnach mit einer Ausgangsprobandenzahl in der Höhe von 250 gestartet.

Die Probandengruppe dieser Studie wies weiter eine große Heterogenität auf. Dieses zeigte sich sowohl in den beruflichen Aktivitäten, die von rein körperlichen bis ausschließlich sitzenden Tätigkeiten reichten. Auch die Häufigkeit sportlicher Aktivitäten gestaltete sich in der Gruppe sehr unterschiedlich. Hier zeigten sich Angaben über die gesamte Bandbreite, wobei die deutlich größere Zahl von Probanden angab, keine sportliche Aktivität durchzuführen.

Es ist besonders darauf hinzuweisen, dass alle Versuchspersonen Schmerzprobleme aufwiesen, die von den Probanden subjektiv aber auch sehr unterschiedlich eingeschätzt wurden. Die Angaben hierzu reichten von leichten Schmerzen in nur einem Körperbereich, bis zu starken Schmerzen in sehr vielen Bereichen. Keiner der Versuchspersonen bezeichnete seinen Schmerzzustand bei der ersten Analyse auf dem Fragebogen mit schmerzfrei. Die Gruppe wies somit einen gewissen Leidensdruck auf,

der auf eine Motivation zur Verbesserung der Schmerzsituation hinweist. Aufgrund dieses Leidensdruckes war es aus ethischen Gründen notwendig, eine Treatmentgabe zur Verbesserung der Situation bei allen Probanden vorzunehmen. Daher konnte keine Kontrollgruppe untersucht werden.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Gruppe aus Personen im Alter zwischen 20 und 50 Jahren besteht und als heterogene Gruppe beschrieben werden muss. Eine Gemeinsamkeit innerhalb der Gruppe weist das Vorhandensein von Schmerzen auf. Es kann innerhalb der Gruppe mit einer hohen Motivation bezüglich der Vorgaben gerechnet werden.

4.2.2 Merkmalsstichprobe

Um die Merkmale genauer erfassen zu können, bekamen alle Probanden einen Fragebogen. Hier sollten sie Angaben zu ihrer Person machen. Neben dem Namen wurde auch das Geburtsdatum erfragt, was, wie bereits beschrieben, ein Kriterium für die Aufnahme in die Studie darstellte. Damit waren das Alter und das Geschlecht erhoben, welches die Voraussetzungen für die Haupthypothesen sind.

Des Weiteren wurde nach der beruflichen Tätigkeit der Probanden gefragt. Eine Auswertung über den Einfluss beruflicher Tätigkeit auf z.B. die Wirkung der Therapie stellt sicherlich eine interessante Möglichkeit dar. Hier lassen sich eventuell Aussagen darüber treffen, ob die Einlagen bei Personen, die eine sitzende Tätigkeit ausüben, überhaupt eine Wirkung zeigen. Zur Erfassung der beruflichen Tätigkeit konnten die Probanden eine der drei vorhandenen Möglichkeiten ankreuzen. Die drei Auswahlmöglichkeiten lauteten wie folgt:

1. körperliche Tätigkeit / 2. wechselnde Tätigkeit / 3. keine körperliche Tätigkeit.

Die sportlichen Aktivitäten und im Besonderen deren Häufigkeit wurden anschließend abgefragt. Zur Erfassung dieser Daten hatten die Probanden die Möglichkeit, auf dem Fragebogen ihre ausgeübten ***Sportarten*** und die ***Häufigkeit der Ausübung pro Woche*** anzugeben. Vorgegebene Sportarten stellten hierbei Walking/Jogging, Schwimmen, Muskeltraining, Golf, Fußball, Tennis, Bergwandern, Radfahren und sonstige dar.

Des Weiteren wurde auf dem Fragebogen eine Schmerzbefragung der Probanden durchgeführt. Die Wichtigkeit dieser Schmerzdatenerhebung zeigt sich in der rehabilitativen Funktion des angewandten Verfahrens und darin, dass kein Proband eine Schmerzfreiheit zu Beginn der Datenerhebung angab. Im übertragenen Sinn handelte es sich bei den Probanden generell um renovierungsbedürftige Gebäude.

Für ein rehabilitatives Verfahren ist natürlich nicht nur die Verbesserung objektiver Parameter wichtig, sondern von besonderer Wichtigkeit ist für das Wohlbefinden des Patienten/ Probanden das Schmerzempfinden.

Die Schmerzscala wurde durch eine Likert-Skala erfasst, die von 0–7 reichte.

Der Wert 0 stellte eine Abwesenheit von Schmerz dar, der Wert 7 hingegen einen sehr starken Schmerz. Nun sollte der Schmerz lokalisierbar sein, damit es vielleicht Aussagemöglichkeiten über den Einfluss des Treatments auf z.B. Kopfschmerzen gibt. Aus diesem Grund wurden folgende Bereiche unterteilt und erfragt:

1. Kopf / 2. Halswirbelsäule / 3. Schulter / 4. Brustwirbelsäule / 5. Lendenwirbelsäule / Ileosacralgelenk / 6. Hüfte / 7. Oberschenkel / 8. Knie / 9. Unterschenkel / 10. Knöchel / 11. Fuß.

Diese Schmerzbefragung wurde von den Testpersonen sowohl vor der Erstanalyse als auch vor der Endanalyse (nach ca. 6 Monaten) ausgefüllt. Die Schmerzbefragungen wurden sowohl für die einzelnen Bereiche ausgewertet, aber auch zu einem gesamten Schmerzwert addiert. Hierzu wurden die Schmerzwerte aller Bereiche eines Probanden addiert und zu einem Gesamtschmerzwert der Erstanalyse zusammengefasst. Dieser Wert wird im Weiteren mit „SCHMERZE“ bezeichnet. Die gleiche Rechenoperation wurde für die Schmerzangaben der Testpersonen bei der Nachkontrolle nach 6 Monaten durchgeführt, wobei diese im weiteren Verlauf mit dem Begriff „SCHMERZN“ bezeichnet werden.

Ein weiteres Merkmal stellt die Schmerzverbesserung dar. Auch dieses Merkmal wurde auf mathematischem Weg berechnet und mit der Abkürzung „DSCHMERZ“ bezeichnet. Dieser Wert stellt einen Differenzbetrag dar, der sich aus der Subtraktion von „SCHMERZN“ vom „SCHMERZE“ ergibt. Der Ergebnis- Wert „DSCHMERZ“ wird als Schmerzverbesserung bezeichnet.

Der hier beschriebene Fragebogen ist im Anhang dieser Arbeit einzusehen.

Weitere wichtige Messwerte wurden vom **3-D Körperscanner** geliefert. In die Auswertungen flossen die Merkmale ...

- 1) Beckenschiefstand,
- 2) Lotabweichung,
- 3) Oberflächenrotation,
- 4) Seitabweichung und
- 5) Rumpfneigung ein.

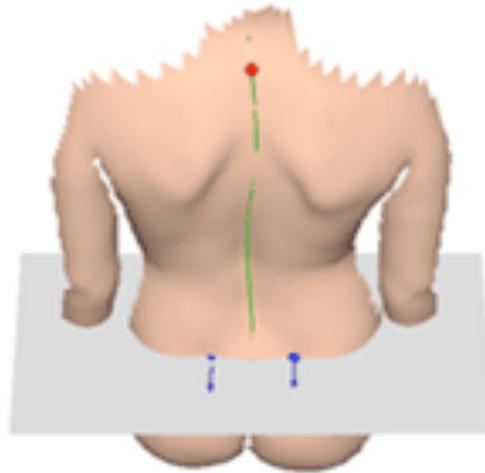


Abb. 4.1 Körperabbildung vom 3D-Körperscanner

(www.diers.de/images/formetricII/vrs_back02.gif, Zugriff 28. Januar 2007)

Die genaue Funktionsweise des Körperscanners und die Berechnungsgrundlage für die oben aufgeführten Werte werden im Kapitel 4.2.2.1 erläutert. Alle genannten Merkmale wurden bei der Erstanalyse vor (0) und nach (1) dem Unterlegen der propriozeptiven Plättchen durchgeführt. Eine weitere Messung wurde bei der Nachkontrolle nach 6 Monaten durchgeführt (2) und mit den in Klammern angegebenen Zahlen nachstehend bezeichnet. Hieraus ergeben sich somit die Merkmale BECKEN0 und BECKEN1, die den Beckenschiefstand vor und nach der Unterlage der Plättchen bei der Erstanalyse darstellt und das Merkmal BECKEN2, welches den Beckenschiefstand bei der Nachkontrolle bestimmt.

Die Lotabweichung wird im Folgenden mit der Abkürzung „LOTABW“, die Oberflächenrotation mit „OBERFLA“, die Seitabweichung mit „SEITABW“ und die Rumpfneigung mit „RUMPFNE“ bezeichnet.

Zur Bestimmung eines Gesamtwertes für die Statik wurde auch hier durch Addition der Werte ...

Beckenschiefstand + Lotabweichung + Oberflächenrotation + Seitabweichung + Rumpfeigung eines jeden Probanden ein neues Merkmal mit der Bezeichnung „STATIK“ geschaffen.

Diese Berechnung wurde sowohl für die Werte der Messung bei der Erstanalyse ohne Plättchen durchgeführt und mit „STATIK0“ bezeichnet als auch für die Messwerte der Nachkontrolle nach 6 Monaten. Diese wurden mit dem Begriff „STATIK2“ bezeichnet.

Auch bei der Statik soll ein Differenzwert zur Ermittlung der Veränderung der Körperstatik zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle geschaffen werden. Das neu entstandene Merkmal wird mit der Abkürzung „DSTATIK“ bezeichnet und ergibt sich aus der Subtraktion des Werte „STATIK2“ von Wert „STATIK0“. Dieses Merkmal stellt die Behaltensleistung der körperstatischen Veränderung dar, da sowohl bei den Messwerten „STATIK0“ als auch bei „STATIK2“ kein direkter Einfluss über propriozeptive Plättchen stattfindet.

4.2.2.1 Untersuchungsaufbau zur Bestimmung der Körperstatik

Der Versuchsaufbau sollte so konzipiert sein, dass eine möglichst genaue Aussage über die Stellung des Körpers im Raum getroffen werden kann. Diese Vorgabe wurde mit einem lichtoptometrischen Messverfahren gewährleistet. Bei dem in dieser Studie verwendeten Messgerät handelt es sich um das „formetric II“ - System der Firma Diers International GmbH (siehe Abb 4.2).

Dieses Gerät erlaubt eine photogrammetrische Erfassung des Rückens und Beckens mit dem Verfahren der Video-Rasterstereographie. Es liefert ein präzises dreidimensionales Modell der Rückenoberfläche.

Das System „formetric II“ wurde durch Vergleiche mit ca. 500 digitalisierten, objektiv-numerisch analysierten Röntgenaufnahmen auf seine Zuverlässigkeit hinsichtlich der Ergebnisse der Rückenform überprüft (Handbuch Diers International GmbH, 2001, S. 7).



Abb. 4.2 Diers „formetric II“

(<http://www.zpm-ms.de/media/image/pic/diers1.jpg>. Zugriff 10. Juni.2010)

Die Firma Diers International GmbH gibt für ihr System folgende Einsatzbereiche für den klinischen Bereich an:

- Festlegung und Korrektur von Beinlängenverkürzungen bei Beckenschiefstand.
- Verbesserung der Diagnosemöglichkeit bei Skoliose und Kyphose durch Komplettierung röntgenologischer Daten.
- Beurteilung der Wirbelsäulenbeweglichkeit durch Funktionsaufnahmen und Festlegung von geeigneten Bewegungstherapien.
- Festlegung geeigneter Therapiemaßnahmen bei Wirbelsäulendeformitäten.
- Einsatz bei der Verlaufskontrolle/Progreddienzuntersuchung, um die Anzahl der Röntgenuntersuchungen deutlich zu reduzieren.
- Überprüfung der Orthesenbehandlung in ihrer Wirkung auf den Patienten.
- Prä- und postoperative Untersuchungen zur Dokumentation von Korrekturen.

Die korrekte Aufstellung und Überprüfung des Gerätes wurde durch Techniker der Firma Diers International GmbH durchgeführt. Alle Vorgaben, die zur Erlangung einer optimalen Messung eingehalten werden müssen, wurden in einer Schulung besprochen und genau eingehalten.

Alle für die Untersuchung erhobenen Messungen wurden ausschließlich von *A.Schramm* und dem Autor durchgeführt. Die Probanden mussten sich hierfür bis auf die Unterhose entkleiden und in einem Abstand von 2,0 Metern von der Messeinheit auf einen vorgegeben Punkt stellen. Als Vorgaben wurden die Füße der Testpersonen in einen Winkel von ca. 10 Grad Außenrotation gebracht. Des Weiteren bekamen sie die Anweisungen, die Knie zu strecken, die Beine möglichst gleichmäßig zu belasten, den Blick geradeaus auf eine vorgegebene Line zu richten und die Arme locker neben dem

Körper hängen zu lassen. Für die Durchführung der Messung mussten die Probanden das Gesäß entblößen.

Auf den Einsatz einer Balancewaage (Messplatten, auf die sich der Proband mit den Füßen stellt) wurde bewusst verzichtet. Da eine Korrektur des Standes über eine solche Balancewaage vom Probanden vor der Messung vorgenommen würde, wäre dieses zur Bestimmung von anatomischen Fehlstellung von Interesse, bei der Bestimmung von funktionellen Fehlstellungen würde dieses allerdings nur zu verfälschten Ergebnissen führen.

Die Verrechnung der aufgenommenen Messwerte erfolgte über einen Computer mit Hilfe der Software „VRS Version 7.31“, welche von der Firma Diers mit der Messtechnik und Hardware geliefert wurde.

Die Software benötigt für die Berechnung der Analysewerte bestimmte Fixpunkte, die von dieser automatisch aufgefunden werden. Hierbei handelt es sich um vier Punkte, deren Erkennung für die Analyse unumgänglich ist. Diese sind folgendermaßen definiert:

- VP = Vertebra prominens
- DL = linkes Lumbalgrübchen im Bereich der spina illiaca posterior superior
- DR = rechtes Lumbalgrübchen im Bereich der spina illiaca posterior superior
- SP = Sacrum-Punkt (liegt auf der Sacrumfläche und ist weniger genau bestimmbar, da er für die Formanalyse von geringerer Bedeutung ist)

Einen weiteren Wert stellt DM dar, der als Mittelpunkt zwischen dem rechten und linken Lumbalgrübchen definiert ist.

Aus diesen Fixpunkten und der hieraus errechneten Krümmungslinie leiten sich eine Reihe von Werten ab. Folgende wurden im Rahmen dieser Untersuchung berücksichtigt:

1. Der Beckenschiefstand bezieht sich auf die Höhendifferenz der Lumbalgrübchen, die sich im Bereich der spina iliaca posterior superior bezogen auf die horizontale Ebene bilden. Der Höhenunterschied zwischen den beiden Grübchen wird hierbei in Millimetern angegeben. In der Auswertungssoftware besagt ein positiver Wert, dass das rechte Grübchen höher als das linke Grübchen liegt. Ein negativer Wert zeigt an, dass das linke Grübchen höher liegt. Zur Auswertung der Daten wurden allerdings alle Werte auf ein positives Niveau gesetzt, da als optimaler Wert der Höhenunterschied null Millimeter festgesetzt wurde und somit in keine Richtung ein Höhenunterschied vorhanden ist. Eine Abweichung vom Optimalwert auf der linken oder rechten Seite zeigt hier für eine Auswertung der Verbesserung keinen Unterschied und würde die Ergebnisse verfälschen. Die Messwerte sind hierbei unabhängig von der Drehstellung der Probanden, da eine eventuelle Drehung von der Software herausgerechnet wird.

2. Die Lotabweichung

Die Lotabweichung, gemessen in Millimetern, ist definiert als Lateralabweichung der Vertebra prominens von der Mitte zwischen den Lumbalgrübchen. Ein positiver Wert bedeutet eine Verschiebung des VP nach rechts, ein negativer eine solche nach links (in p.a.-Richtung gesehen). Zur Auswertung der Daten wurden wiederum alle Werte positiv gesetzt, da für die empirischen Berechnungen eine Abweichung vom Optimum (0 mm) von Interesse ist und nicht, ob diese nach rechts oder links erfolgte, welches sich in den Berechnungen subtrahieren würde.

3. Rumpfneigung

Die Rumpfneigung ist der Winkel zwischen der Schwerelinie und der Verbindungslinie VP-DM (in seitlicher Projektion). Der Winkel ist positiv, wenn VP anterior zu DM liegt (Vorneigung) und negativ bei VP posterior DM (Rückneigung). Auch hier werden die Werte für die Auswertung positiv gesetzt, da ein Optimum von 0 Grad vorgegeben wird. Die Richtung der Abweichung ist für die empirische Auswertung der Körperstatik nicht von Interesse.

4. Seitabweichung

Dieser Parameter beschreibt die mittlere quadratische Abweichung (RMS) der Mittellinie der Wirbelsäule von der Linie VP-DM (in der Frontalebene). Bei einer gesunden Person sollte der Wert 0 sein (unter Berücksichtigung einer Messtoleranz von 3-4 Millimetern).

5. Oberflächenrotation

Dieser Parameter beschreibt den mittleren quadratischen Wert (RMS) der Oberflächenrotation auf der Symmetrielinie. Bei einer gesunden Person sollte der Wert 0 sein (unter Berücksichtigung einer Messtoleranz von 3 Grad).

4.2.3 Untersuchungsplan

Bei dem in dieser Studie durchgeführten Versuch handelt es sich um ein Laborexperiment. Es wurde versucht, mit Hilfe eines möglichst genauen und geprüften Wirbelsäulenscanners (vgl. Kapitel 4.2.2.1) die Körperstatik der Probanden zu quantifizieren, um Aussagen über eventuelle Veränderungen der Statik treffen zu können. Die Bewertung der Schmerzen der Probanden wurde über einen Fragebogen mit einer Likert-Skala aufgenommen. Auch diese Methode hat sich in zahlreichen Versuchsreihen bewährt.

Das Ziel eines jeden Experimentes besteht darin, zu prüfen, ob das gegebene Treatment eine allgemeingültige Wirksamkeit zeigt oder nicht, d.h., ob sich die Veränderungen in der Leistung auf das Treatment zurückführen lassen (Singer & Willimczik 1985, S. 18).

In einem ersten Schritt wurden die Ergebnisse der Statikveränderung und der Schmerzveränderung mit möglichen Einflussfaktoren auf die Haltung und das Schmerzempfinden verglichen. Wie aus den Haupthypothesen deutlich wird, stellen die

Schmerzverbesserung und die Statikverbesserung das jeweilige Kriterium dar, die Einflussfaktoren Alter und Geschlecht hingegen haben die Aufgabe des Prädiktors. Besonders großes Augenmerk wird hierbei auf den Prädiktor Alter gelegt. Es wird verglichen, ob eine jüngere Probandengruppe N=101 (20 – 35 Jahre) eine andere Reaktion auf die propriozeptive Stimulation zeigt als eine ältere Gruppe N=127 (36 - 50 Jahre). Um nunmehr eine Aussage über den Einfluss propriozeptiver Einlagen über die gesamte Spanne des Erwachsenenalters geben zu können, werden die Daten dieser Studie zusätzlich mit den Daten einer Versuchsgruppe von A. Schramm verglichen. Die Versuchsgruppe aus der Studie von A. Schramm (N=230) bekam das gleich Treatment wie die hier untersuchte Versuchsgruppe, wies aber ein Alter von 51 – 93 Jahren auf.

Im zweiten Schritt der Auswertungen wurde in den Nebenhypothesen nun kontrolliert, ob durch das Treatment eine Verbesserung in der Körperstatik bzw. in der subjektiven Schmerzempfindung der Probanden erzielt wurde. Bei den Werten der Körperstatik wurde sowohl eine Kontrolle der sofortigen Auswirkungen der propriozeptiven Stimulation berechnet, aber auch die eventuelle Veränderung, die sich nach ca. 6 Monaten ohne die weiterhin vorgenommene propriozeptive Stimulation ergeben hat. Besonders der Vergleich zwischen Anfangstest (ohne propriozeptive Einlage) und dem Endtest (ohne propriozeptive Einlage) soll eine Aussage darüber zulassen, ob durch diese Art der Therapie eine Behaltensleistung auf die Propriozeption und somit die Körperstatik bewirkt werden kann. Eine Überprüfung hierzu stellt sowohl für das Verständnis propriozeptiver Abläufe, als auch für den therapeutischen Nutzen der propriozeptiven Einlagen ein wichtiges Bewertungskriterium dar.

Die Angaben der Testpersonen zur Schmerzintensität werden natürlich ausschließlich zwischen Anfangs- und Endtest (nach ca. 6 Monaten Tragezeit der Einlagen) bewertet. Hierbei stellen die Aussagen einen wichtigen Nutzen für den therapeutischen Einsatz der Einlagen dar. Für einen Patienten mit Schmerzen ist die Verbesserung seiner Schmerzproblematik sicherlich von höherem Interesse als die messbare Verbesserung der Körperhaltung.

Schließlich wurden noch die Faktoren „sportliche Aktivität“ sowie „berufliche Aktivität“ berücksichtigt und die Angaben aus den Fragebögen ausgewertet.

Da alle Probanden eine deutliche Schmerzproblematik angaben, wurde aus ethischen Gründen auf die Kontrollgruppentechnik verzichtet. Die gesamte Gruppe bekam somit das gleiche Treatment. Der Beginn und das Ende der Treatmentgabe unterschied sich zwischen den Personen zwar um ca. ein halbes Jahr, die Länge des gegebenen Treatment war aber bei allen Personen mit ca. sechs Monaten gleich.

4.2.4 Versuchsdurchführung

Die gesamte Untersuchung wurde mit Patienten der Per-Pedes-Prien GmbH durchgeführt. Die Datenerhebung erstreckte sich vom Dezember 2002 bis zum November 2003. Die Probanden wurden zu Beginn über die Durchführung der Studien informiert und bekamen einen Fragebogen zur Erfassung von Alter, Geschlecht, sportlicher Aktivität, beruflicher Aktivität und der Schmerzeinstufung. Dieser Fragebogen wurde von allen Probanden selbständig ausgefüllt.

Nach der Abgabe des Fragebogens wurden die Testpersonen in die Behandlungskabine gebeten und eine körperstatische Analyse im Rahmen der podoätiologischen Einlagenversorgung nach Aich von A. Schramm oder dem Autor durchgeführt.

Diese körperstatische Analyse gliedert sich folgendermaßen:

Zu Beginn wurde mit dem Probanden ein Anamnesegespräch geführt, um dem Therapeuten ein genaueres Bild von der Person zu geben. Von besonderem Interesse waren hierbei die genaue Beschreibung von Schmerzen, Angaben über schwerwiegendere Verletzungen oder Vorerkrankungen, die einen Einfluss auf die

Körperhaltung hätte haben können, sowie das Vorhandensein von nervalen Störungen, wie z.B. Neuropathien, die eine Auswirkung auf die Funktion der propriozeptiven Teilchen gehabt hätten.

Als zweites wurde eine dynamische Pedographie mit dem Probanden durchgeführt. Die Testperson musste hierbei barfuss über ein handelsübliches Blauabdruckgerät (vgl. Abb. 4.3) gehen.

Der entstehende Fußabdruck gibt häufig schon Anhaltspunkte zur Erkennung bestimmter Fehlstatiken. Auf die genaue Auswertung soll aber in diesem Rahmen nicht weiter eingegangen werden, da sie für die Ergebnisauswertungen nicht von Interesse ist.



Abb. 4.3 Dynamische Fußabdrücke
(Privataufnahme Schramm, 2003)

Der Proband musste sich nunmehr bis auf die Unterwäsche entkleiden und sich auf einen 2D-Fussscanner mit eingebautem Spiegel zur genaueren Betrachtung der Fußanatomie stellen. Der Therapeut führte nun einen Sicht- und Palpationsbefund der gesamten Körperhaltung durch.

Im Anschluss wurde nun der erste Wirbelsäulenscan durchgeführt. Hierzu stand der Proband weiterhin auf der geraden Glasplatte des Fußscanners. Die Versuchsperson musste für die Aufnahme den Oberkörper vollständig freimachen und die Unterhose unter das Gesäß ziehen, sodass auch dieses frei war. Reflektierende Gegenstände, wie Ketten etc. mussten abgenommen werden. Diese Vorgaben wurden von der Firma Diers für die korrekte Messdurchführung gegeben. Der Raum wurde für die Durchführung der Messung abgedunkelt.

Dem Probanden wurden vom Therapeuten folgende Anweisungen gegeben:

1. Beide Knie möglichst vollständig strecken.
2. Das Gewicht nach eigenem Empfinden gleichmäßig auf beide Beine verteilen.
3. Den Blick geradeaus auf einen Lotfaden richten.
4. Die Arme locker neben dem Körper hängen lassen.

Anschließend wurde die Aufnahme gemacht und vom Computer ausgewertet.

Im Folgenden wurden der Versuchsperson propriozeptive Teilchen unter die Füße gelegt (siehe Abb. 4.4) und vom Therapeuten mit Hilfe eines Sicht- und Palpationsbefundes abgeglichen. Nachdem vom Therapeuten die passenden Teilchen ausgewählt und unter den Füßen des Probanden korrekt positioniert wurden, konnte die oben beschriebene Scanprozedur mit unter den Füßen liegenden propriozeptiven Teilchen erneut durchgeführt.

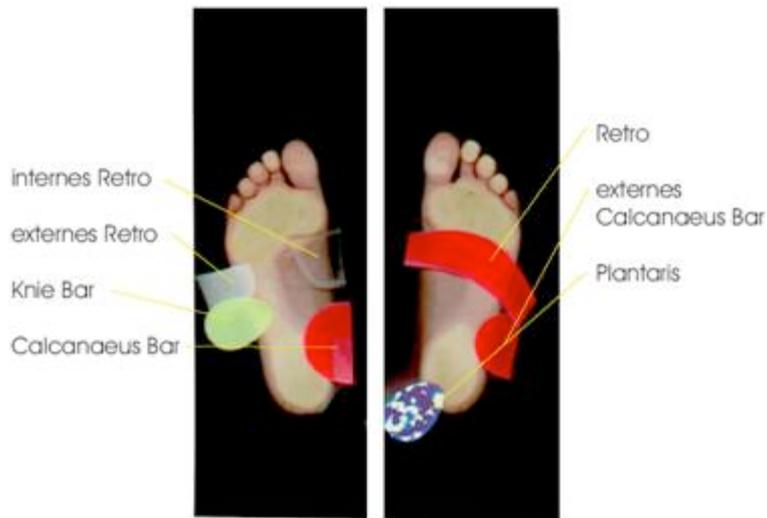


Abb. 4.4 propriozeptive Teilchen

(<http://www.storp-mantius.de/bilder/therapiesohlen004.jpg>. Zugriff 07. Juni 2010)

Nach Vollendung des zweiten Wirbelsäulenscans wurde mit Hilfe des 2D-Fußscanners (siehe Abb. 4.5) eine Aufnahme von den Füßen der Probanden mitsamt der propriozeptiven Teilchen durchgeführt.



Abb. 4.5 2D-Fußscanner

(http://careshop.de/blog/wp-content/upload/Fudiagnosemit2DScanner_E317/Scanner12.jpg. Zugriff 07.06.2010)

Nach Fertigstellung des Scans durfte sich die Versuchsperson wieder ankleiden. In einem nachfolgenden Gespräch wurde der Proband über die Ergebnisse der Analyse und

das weitere Vorgehen aufgeklärt. Die Testperson wurde nunmehr für einen Termin in ca. einer Woche zum Anpassen von Einlagen einbestellt. In dieser Woche wurden unter Zuhilfenahme des Fußscans und einer von Aich vermittelten SchablONENTEchnik die propriozeptiven Einlagen (siehe Abb 4.6) in Orthopädieschuhtechnikbetrieben gefertigt. Bei dem Anpasstermin wurden die entsprechend zugeschnittenen Einlagen in die Schuhe des Patienten eingelegt, und die Probanden über Voraussetzungen für das Tragen der Einlagen mündlich und mit Hilfe einer Gebrauchsanweisung aufgeklärt.

Nach ca. sechs Wochen wurde bei allen Probanden eine kurze Zwischenkontrolle durchgeführt. Hierbei wurden aber keine Daten für die Auswertung genommen.

Die Endkontrolle wurde ca. sechs Monate nach der Anfangsanalyse durchgeführt. Die Probanden wurden wieder einbestellt und gebeten, erneut einen Fragebogen zu ihrer Schmerzsymptomatik auszufüllen. Nach der Fertigstellung des Fragebogens wurden die Testpersonen wieder in die Behandlungskabine gebeten, und es wurde ein Wirbelsäulenscan ohne Einlagen oder propriozeptive Teilchen unter den Füßen durchgeführt. Die gesamte Scanprozedur und die Anweisungen der Therapeuten wurden genau wie bei der Erstanalyse durchgeführt.

Alle entstandenen Kosten für die Analysen und die Fertigung der Einlagen wurden dankenswerterweise in vollem Umfang von den Probanden übernommen.



Abb.4.6 propriozeptive Einlagen

(www.hoerenz-orthopädie.de/2005/assets/einlegesohlen_neu_orange.jpg, Zugriff 07. Juni 2010)

4.2.5 Verfahren der Datenverarbeitung

Für alle statistischen Berechnungen der Daten dieser Untersuchung wurde das Computerprogramm „SPSS“ verwendet. Um Fehler in den Berechnungen auszuschließen, wurden die Ergebnisse nochmals von einem Empiriker überprüft.

Die Überprüfung der ersten Haupthypothese erfolgte durch eine Unterschiedsprüfung mit einem t-Test für unabhängige Stichproben. Um die ersten drei Nebenhypothesen auf Unterschiede zu überprüfen, wurden t-Tests für abhängige Stichproben durchgeführt. Die hohe Probandenzahl von $n=228$ macht weitere überprüfende Testverfahren, wie z.B. den Wilcoxon-Test, überflüssig. Mit Hilfe des t-Tests kann man testen, ob zwei Stichproben aus zwei Grundgesamtheiten stammen, die denselben Mittelwert haben. Bei der Interpretation des Ergebnisprotokolls zum t-Test für unabhängige Stichproben ist außerdem wichtig zu überprüfen, ob zwischen den Stichproben eine Varianzhomogenität oder –heterogenität vorliegt, da dies die Berechnung der Prüfgröße t beeinflusst. Das Computerprogramm SPSS führt deshalb bei „t-Test groups“ automatisch den F-Test durch, der die Varianzhomogenität überprüft. Ein F-Test berechnet die einseitige Wahrscheinlichkeit, dass sich die Varianzen von der Gruppe 1 und Gruppe 2 nicht signifikant unterscheiden. Mit dieser Funktion kann man feststellen, ob zwei Stichproben unterschiedliche Varianzen aufweisen. Untersucht wird der Unterschied in der Streuung (oder Vielfalt) der Prüfungsergebnisse.

Um aussagekräftige Ergebnisse bei der Haupthypothese zwei und drei, sowie bei den Nebenhypothesen 4, 5 und 6 zu bekommen, wurden Korrelationen zwischen den Variablen berechnet. Eine Korrelation liefert den Korrelationskoeffizient einer zweidimensionalen Zufallsgröße. Mit Hilfe des Korrelationskoeffizienten lässt sich feststellen, ob es eine Beziehung zwischen zwei Eigenschaften gibt. Damit handelt es sich um eine Zusammenhangsprüfung.

Für die Haupthypothesen vier und fünf (Vergleiche zwischen dieser Untersuchung mit den Probanden im Alter von 20-50 Jahren und der Untersuchung von *A. Schramm* mit den Probanden im Alter von 51-93 Jahren) wurden Zweiweg-Varianzanalysen durchgeführt. „Mit Hilfe der Zweiweg-Varianzanalyse soll überprüft werden, ob sich dieLeistungsgruppen unterschiedlich stark verbessern“ (Willimczik 1993, S. 184). Bei der Zweiweg-Varianzanalyse hat man des Weiteren die Möglichkeit, auf eine Wechselwirkung (Interaktion) der einzelnen Faktoren (hier: Alter, Geschlecht, etc.) untereinander zu prüfen. Dieser interessante Aspekt findet bei den Haupthypothesen 4c und 5c Berücksichtigung.

4.3 Darstellung der Ergebnisse

In diesem Kapitel werden die errechneten Ergebnisse aus den Hypothesen beschrieben und grafisch verdeutlicht.

Eine statistische Entscheidung über die Beibehaltung der Nullhypothese oder die Annahme der Alternativhypothese wird mit Hilfe von Wahrscheinlichkeitsaussagen anhand von Signifikanzgrenzen getroffen. In dieser Untersuchung wird eine Irrtumswahrscheinlichkeit von mindestens 5% als Signifikanzgrenze angenommen. Das bedeutet, dass die Ergebnisse auf einem 95% - Niveau abgesichert sind. Irrtumswahrscheinlichkeiten, die größer als 5% sind, werden als nicht signifikant bezeichnet und die Nullhypothese muss beibehalten werden. Wird sogar eine Irrtumswahrscheinlichkeit von weniger als 1% erreicht, darf das Ergebnis als hochsignifikant bezeichnet werden (Willimczik, 1992).

4.3.1 Verhältnis zwischen den Altersstufen bei der Erstanalyse und der Nachkontrolle bei den Statikangaben und Schmerzwerten

Haupthypothese 1

Die Gesamtstichprobe befasst sich mit Personen im Alter von 20 bis 50. Da man bei diesem Altersspektrum unterschiedliche Reaktionen bei einem 20-jährigen Patienten und einem 50-jährigen Patienten vermuten kann, wurde die Gesamtstichprobe nochmal in zwei Gruppen eingeteilt, um die Unterschiede der Reaktionen bei der Körperstatik und den subjektiven Schmerzangaben bei der Erstanalyse zu überprüfen. Selbiges gilt auch für die Behaltensleistung der Statik und der Schmerzverbesserung, errechnet aus den Differenzen von den Anfangswerten zu den Endwerten. Die Altersgruppen wurden auf 20-35 Jahren und 36-50 Jahren festgelegt.

Die folgenden Grafiken verdeutlichen die Ergebnisse:

Haupthypothese 1: Der Unterschied bei der Körperstatik (Statik0) und der Summe der Schmerzen (SchmerzE) bei der Erstanalyse, sowie der Unterschied bei der Behaltensleistung (DStatik) und bei der Schmerzverbesserung (DSchmerz) in den verschiedenen Altersgruppen.

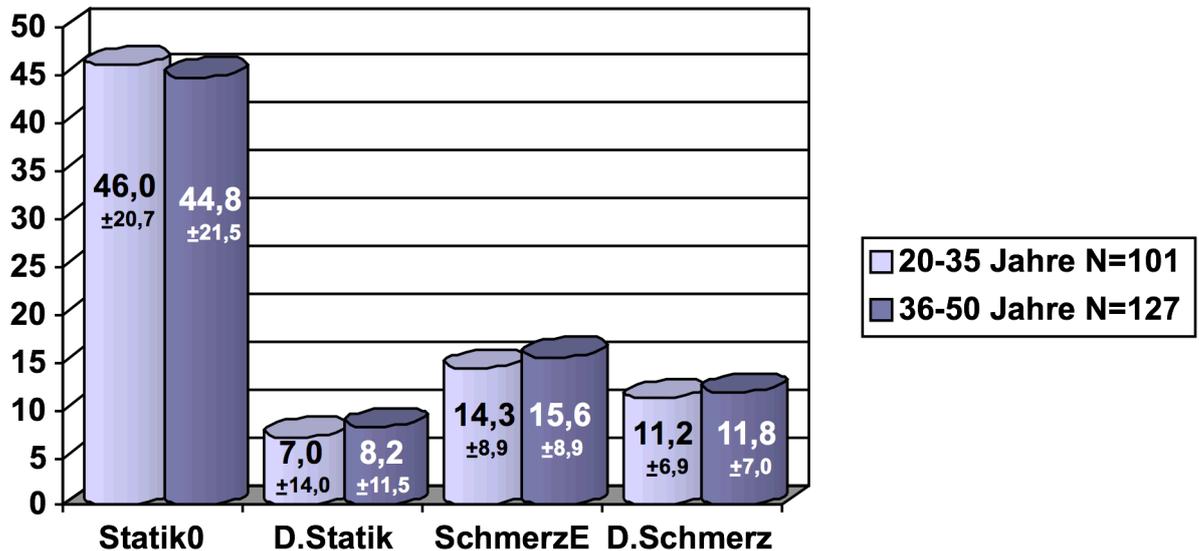


Abb.4.7: Mittelwerte der Körperstatik (Statik0) und der Summe der Schmerzen (SchmerzE) bei der Erstanalyse, sowie die Mittelwerte der Behaltensleistung (DStatik) und der Schmerzverbesserung (DSchmerz) nach ca. 6 Monaten

Bei den zu errechnenden Werten stellt sich heraus, dass gleiche Varianzen in allen zu überprüfenden Parametern auftreten:

Statik0 mit $p=0,662$

DStatik mit $p=0,476$

SchmerzE mit $p=0,259$

DSchmerz mit $p=0,527$

Daraus ergibt sich, dass H_0 beibehalten werden muss, d.h. es zu keinen signifikanten Unterschieden in den Altersstufen innerhalb der Studie kommt:

*H10: Es gibt keinen signifikanten Unterschied in der Körperstatik bei der Erstanalyse und der Summe der Schmerzen bei der Erstanalyse, sowie bei der Behaltensleistung und der Schmerzverbesserung hinsichtlich der beiden **Altersstufen** innerhalb der Studie.*

4.3.2 Zusammenhang zwischen dem Alter und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerzwert (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz)

Haupthypothese 2

In der zweiten Haupthypothese werden die üblichen Parameter mit dem Alter in Zusammenhang gebracht, unabhängig von der Einteilung in Gruppen.

Tab. 4.1: Korrelation nach Pearson zwischen dem Alter und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerzwert (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz)

	Alter	Signifikanz
Statik0	0,010	p=0,886
DStatik	0,81	p=0,222
SchmerzE	0,083	p=0,212
DSchmerz	0,066	p=0,319

Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,05 signifikant und von 0,01 hochsignifikant. Wie die Ergebnisse zeigen, ergibt sich kein signifikanter, d.h. allgemeingültiger Wert. Dieses bedeutet, daß es keinen besonderen Jahrgang gibt, bei dem die Ausgangswerte und die propriozeptive Stimulation auffällig gut oder besonders schlecht sind.

Damit wird...

*H50: Es gibt keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem **Alter** der Probanden und der Körperstatik bei der Erstanalyse, bzw. der Summe der Schmerzen bei der Erstanalyse, sowie bei der Behaltensleistung und der Schmerzverbesserung*

...beibehalten.

4.3.3 Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerzwert (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz)

Haupthypothese 3

Nach dem Alter ist natürlich interessant, ob es einen Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und den oben untersuchten Parametern gibt.

Tab.4.2: Korrelation nach Pearson zwischen dem Geschlecht und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerzwert (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz) .

	Geschlecht	Signifikanz
Statik0	0,076	p=0,256
DStatik	0,028	p=0,670
SchmerzE	-0,206	p=0,002
DSchmerz	-0,188	p=0,004

Hier zeigt sich, daß es zwar keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und der Statik gibt, doch aber einen signifikanten Zusammenhang zwischen den Geschlechtern und den Schmerzparametern. Um jetzt eine Aussage darüber treffen zu können, ob die Männer oder die Frauen einen höheren Anfangsschmerz, bzw. Schmerzverbesserung aufweisen, ist ein weiterer t-Test zur Unterschiedsprüfung notwendig:

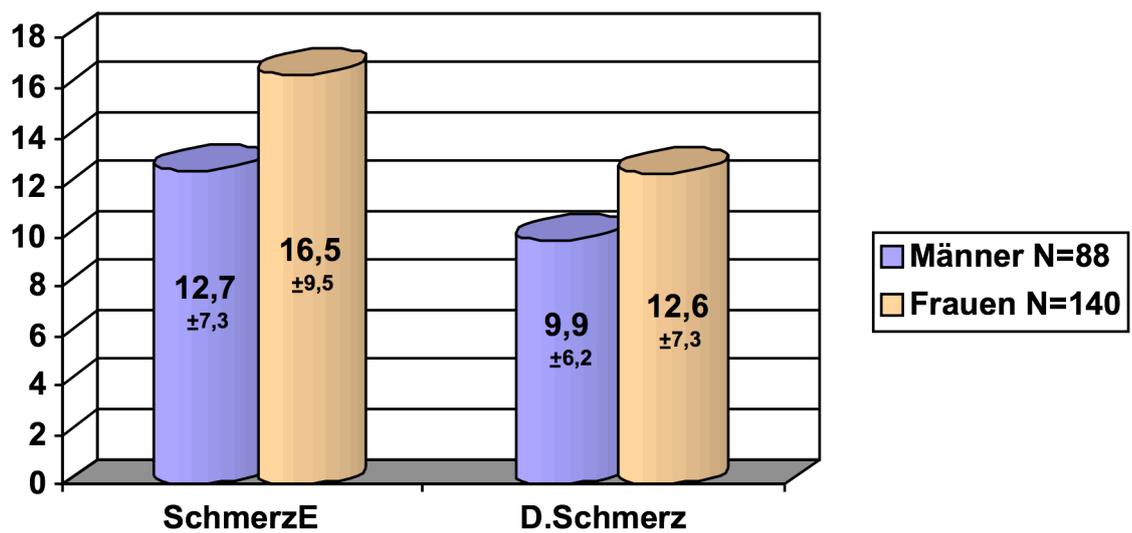


Abb.4.8: Mittelwerte der Summe der Schmerzen (SchmerzE) und der Schmerzverbesserung (DSchmerz) nach ca. 6 Monaten bei Frauen und Männern

Aus den Mittelwerten des t-Tests geht hervor, dass die Frauen höhere Schmerzen angeben als die Männer. Aufgrund der obigen Zusammenhangsprüfung kann man die Aussage treffen, dass die Frauen signifikant stärkere Schmerzen bei der Erstanalyse angeben als die Männer. Da es keinen signifikanten Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und der Statik gibt, kann man als Ergebnis feststellen, dass die Frauen ein

höheres Schmerzempfinden haben als die Männer bei gleichen körperstatischen Problemen. Festzustellen ist weiterhin, dass die Schmerzverbesserung bei den Frauen signifikant höher ist als die der Männer. Hier zeigt sich also, dass die Frauen nicht nur signifikant höhere Schmerzen angeben, sondern auch eine höhere Schmerzverbesserung als die Männer. Ob die Angabe der Schmerzverbesserung auch bei den Patienten mit den höchsten Statikverbesserungen einhergehen, wird in Nebenhypothese 4 überprüft.

4.3.4 Verhältnis bei der großen Gesamtstichprobe (n=458) zwischen dem Geschlecht und den Parametern Anfangsstatik (Statik0) und Behaltensleistung (DStatik)

Haupthypothese 4

Schließlich soll nun die Gesamtstichprobe betrachtet werden. Diese setzt sich zusammen aus den 228 Probanden dieser Studie (Alter der Probanden von 20-50 Jahren) und den 230 Probanden der Studie von A. Schramm (Alter der Probanden von 51-93 Jahren). Damit wird eine Gesamtstichprobe mit 458 Probanden im Alter von 20 bis 93 Jahren geprüft.

Zunächst wird der Unterschied von dem Geschlecht zu der Körperstatik betrachtet:

Tab. 4.3: Tests der Innersubjektkontraste von dem Geschlecht bei der Erstanalyse und der Nachkontrolle.

Quelle	Signifikanz	Partielles Eta- Quadrat
WDH		
WDH Linear	0,000	0,287
WDH*Geschl Linear	0,698	0,000
Fehler (WDH) Linear		

Mit WDH (also Wiederholung) ist die Wiederholung der Messungen nach einem bestimmten Zeitraum gemeint. In diesem Fall ist das erste Messdatum die Erstanalyse (Statik0) und der zweite Messpunkt die Nachkontrolle nach ca. 6 Monaten (Statik2). Wie die Signifikanz von der Wiederholung mit dem Geschlecht (WDH*Geschl) zeigt, liegen keine signifikanten Werte vor.

Dieses bedeutet, daß die Nullhypothese mit...

*H4a0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied bei dem **Geschlecht** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Körperstatik von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach 6 Monaten.*

...beibehalten werden muss.

Auch der Faktor Alter wird in der großen Gesamtstichprobe auf Unterschiede geprüft. So wurde diese Studiengruppe (n=228 mit Probanden im Alter von 20-50 Jahren) und die von A. Schramm (n=230 mit Probanden im Alter von 51-93 Jahren) unter dem Faktor „Gruppe“ beschrieben und man kann bei eventuell auftretenden Signifikanzen über Unterschiede in den beiden Gruppen schließen.

Tab. 4.4: Tests der Innersubjektkontraste von den Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.

Quelle	Signifikanz	Partielles Eta- Quadrat
WDH		
WDH Linear	0,000	0,310
WDH*Gruppe Linear	0,001	0,024
Fehler (WDH) Linear		

Dieses bedeutet, daß signifikante Unterschiede vorliegen und ...

*H4_{b1}: Es gibt einen signifikanten Unterschied bei dem **Alter** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Körperstatik von der Erstanalyse zur Zweitanalyse*

... angenommen werden kann.

Im Profildiagramm von dem geschätzten Randmittel wird der Unterschied deutlich:

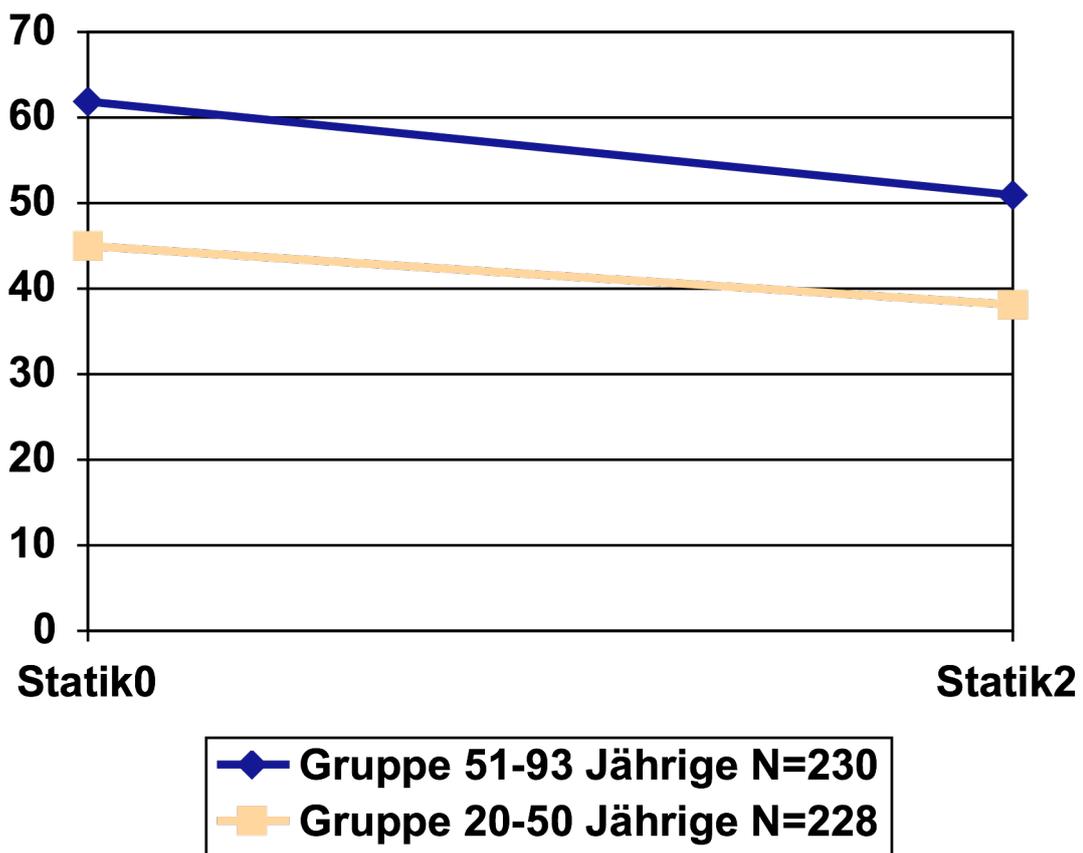


Abb.4.9: Profildiagramm von dem geschätzten Randmittel für die Statik bei den beiden Altersgruppen

Hier zeigt sich, dass die Personen der Gruppe 51-93 jährigen stärkere körperstatische Probleme bei der Erstanalyse aufweisen, dafür allerdings auch bei der Nachkontrolle etwas höhere Verbesserungen zu verzeichnen hatten als die jüngere Vergleichsgruppe.

Als nächstes wird die Interaktion, also die Wechselwirkung von Alter und Geschlecht betrachtet. Sie zeigt den Einfluss der einzelnen Faktoren auf die abhängige Variable. Es wird also überprüft, ob z.B. die älteren Frauen bessere Werte zeigen als die jüngeren Männer.

Zunächst werden die Frauen in der Gruppe dieser Stichprobe und der von A.Schramm betrachtet:

Tab. 4.5: Tests der Innersubjektkontraste von den Frauen in beiden Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.

Quelle	Signifikanz	Partielles Eta- Quadrat
WDH		
WDH Linear	0,000	0,300
WDH*Gruppe Linear	0,003	0,031
Fehler (WDH) Linear		

Mit einem Wert von 0,003 ist dieser Test signifikant, d.h. daß es signifikante Unterschiede bei den Frauen der Gruppe dieser Studie zu den Frauen der Personenstichprobe von A. Schramm gibt.

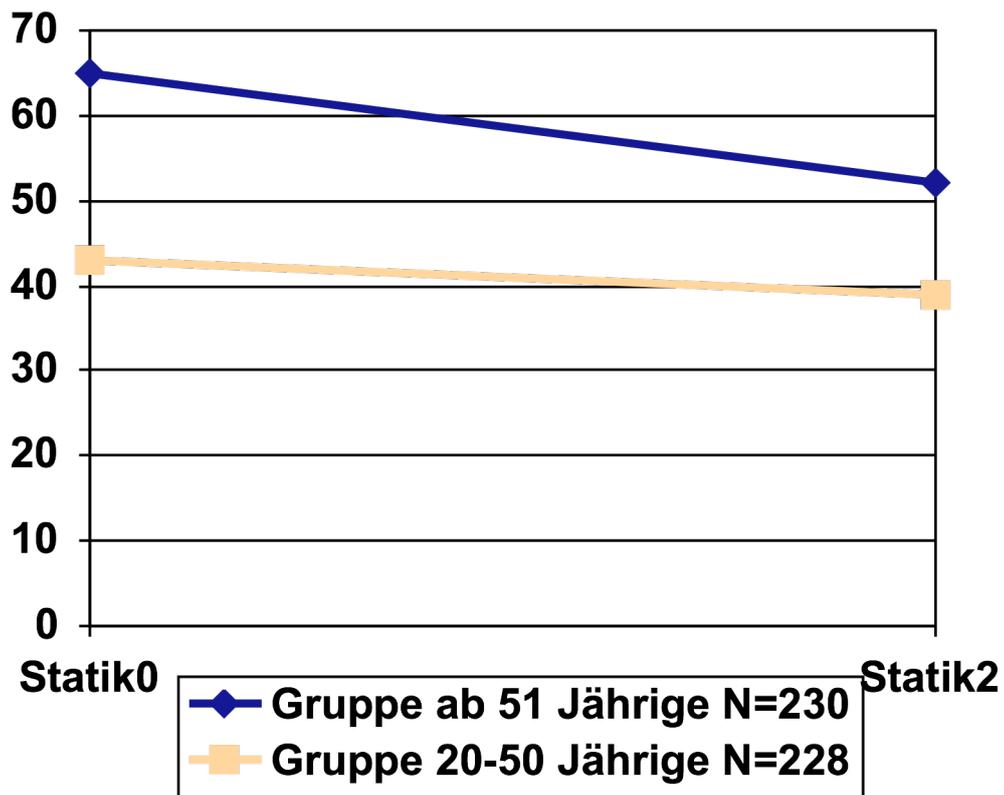


Abb.4.10: Profildiagramm von dem geschätzten Randmittel für die Statik bei den Frauen der beiden Altersgruppen.

Die Frauen der betagteren Gruppe zeigen wie zu erwarten ein höheres körperstatisches Defizit bei den Analyseterminen, allerdings ist ihre Verbesserungsrate bei der Nachkontrolle nach ca. 6 Monaten etwas höher als bei den jüngeren Frauen.

Als nächstes werden die Männer betrachtet:

Tab.4.6: Tests der Innersubjektkontraste von den Männern in beiden Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.

Quelle	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
WDH		
WDH Linear	0,000	0,326
WDH*Gruppe Linear	0,141	0,013
Fehler (WDH) Linear		

Bei den Männern ergibt sich damit kein signifikantes Ergebnis.

Damit kann für die Frauengruppe die Hypothese...

*H4c1: Es gibt einen signifikanten Unterschied bei der **Interaktion von Alter und Geschlecht** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Körperstatik von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach 6 Monaten*

...angenommen werden und für die Männergruppe muss...

*H4c0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied bei der **Interaktion von Alter und Geschlecht** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Körperstatik von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach 6 Monaten*

...beibehalten werden.

4.3.5 Verhältnis bei der großen Gesamtstichprobe (n=458) zwischen dem Geschlecht und den Parametern Anfangsschmerz (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz)

Haupthypothese 5

Was in Haupthypothese 4 für die Körperstatik überprüft wurde, wird nun in Haupthypothese 5 für das Schmerzempfinden getestet.

Tab. 4.7: Tests der Innersubjektkontraste von dem Geschlecht mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.

Quelle	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
WDH		
WDH Linear	0,000	0,720
WDH*Geschl Linear	0,001	0,023
Fehler (WDH) Linear		

Hier zeigt sich, dass es einen hochsignifikanten Unterschied zwischen den Männern und Frauen hinsichtlich ihrer Schmerzangaben von der Erstanalyse zur Nachkontrolle gibt.

Dieses bedeutet, daß die Alternativhypothese mit

*H5a1: Es gibt einen signifikanten Unterschied bei dem **Geschlecht** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Schmerzangaben von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach 6 Monaten.*

angenommen werden kann.

Aus dem Profildiagramm der geschätzten Randmittel geht hervor, dass die Frauen höhere Schmerzangaben machen als die Männer.

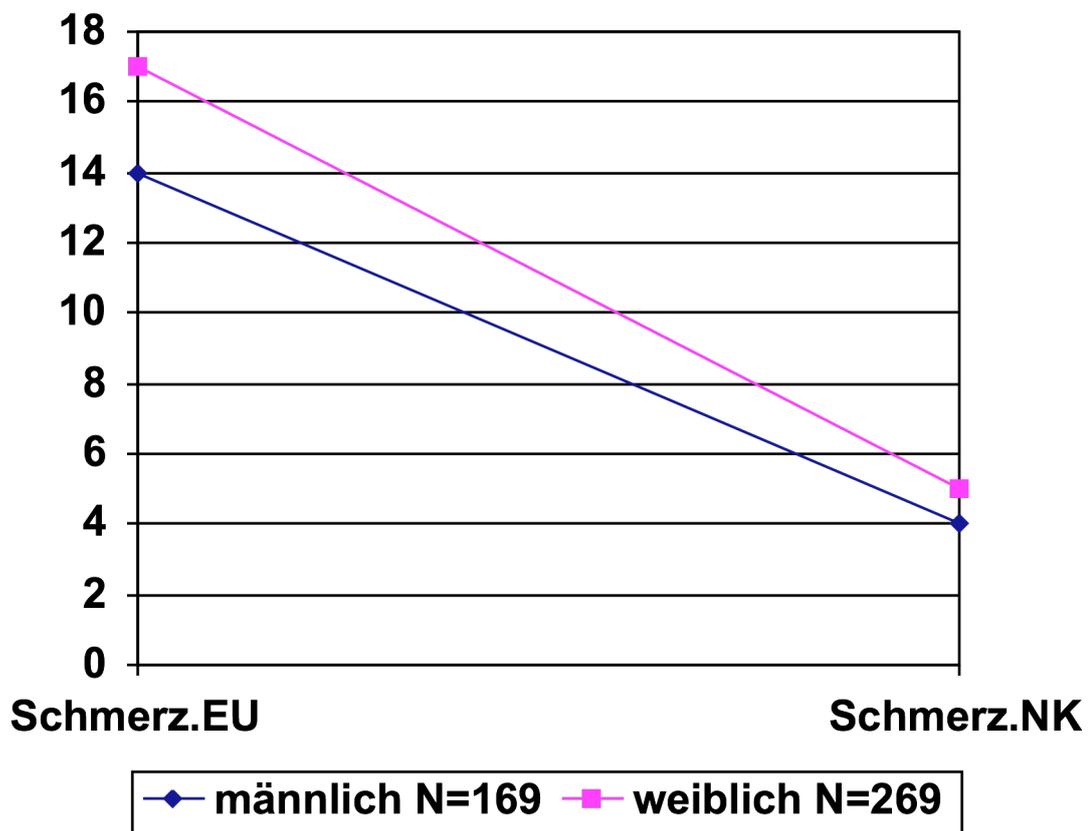


Abb.4.11: Profildiagramm von dem geschätzten Randmittel für die Schmerzproblematik bei den beiden Geschlechtern

Als nächstes werden die Altersgruppen der Untersuchungen gegenübergestellt.

Tab. 4.8: Tests der Innersubjektkontraste von den Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.

Quelle	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
WDH		
WDH Linear	0,000	0,739
WDH*Gruppe Linear	0,719	0,000
Fehler (WDH) Linear		

Mit einer Signifikanz von $p=0,719$ liegen keine signifikanten Unterschiede vor und...

*H5_{b0}: Es gibt keinen signifikanten Unterschied bei dem **Alter** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Schmerzangaben von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach 6 Monaten*

...muss beibehalten werden.

Nun wird wie bei der Körperstatik die Interaktion von Alter und Geschlecht in Bezug auf den Schmerz betrachtet.

Erst einmal werden ausschließlich die Frauen der Gesamtstichprobengruppe (aus beiden Untersuchungen) betrachtet:

Tab. 4.9: Tests der Innersubjektkontraste von den Frauen in beiden Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.

Quelle	Signifikanz	Partielles Eta- Quadrat
WDH		
WDH Linear	0,000	0,745
WDH*Gruppe Linear	0,807	0,000
Fehler (WDH) Linear		

Hier zeigt sich, dass kein signifikanter Unterschied ($p=0,807$) festzustellen ist. Dieses bedeutet, dass es keinen Unterschied in der Höhe der Schmerzen bei den älteren und jüngeren Frauen gibt.

Danach wird die Gruppe der Männer betrachtet:

Tab. 4.10: Tests der Innersubjektkontraste von den Männern in beiden Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.

Quelle	Signifikanz	Partielles Eta-Quadrat
WDH		
WDH Linear	0,000	0,747
WDH*Gruppe Linear	0,393	0,004
Fehler (WDH) Linear		

Wie bei den Frauen zeigt sich auch bei den Männern kein signifikanter Unterschied ($p=0,393$)

Damit muss die Hypothese...

*H5_{c0}: Es gibt keinen signifikanten Unterschied bei der **Interaktion von Alter und Geschlecht** der Gesamtstichprobe hinsichtlich der Schmerzangaben von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach 6 Monaten.*

...sowohl für die Gruppe der Frauen, als auch für die Gruppe der Männer beibehalten werden.

In dem nun folgenden Teil des Kapitels werden die Ergebnisse der einzelnen Analysetermine gegenübergestellt. Es wird überprüft, ob sich eine Leistungsveränderung zwischen der Erstanalyse, der Zweitanalyse und der Nachkontrolle nach sechs Monaten ergeben hat. Anhand der Grafiken kann man gut erkennen, ob statische Veränderungen der Körperhaltung bei den Probanden eingetreten sind.

4.3.6 Verhältnis zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse bei der Körperstatik

Nebenhypothese 1

Das arithmetische Mittel der Erstanalyse und der Zweitanalyse wurde mit Hilfe des t-Tests in Beziehung gebracht.

Nebenhypothese 1a: Der Unterschied des Beckenschiefstandes

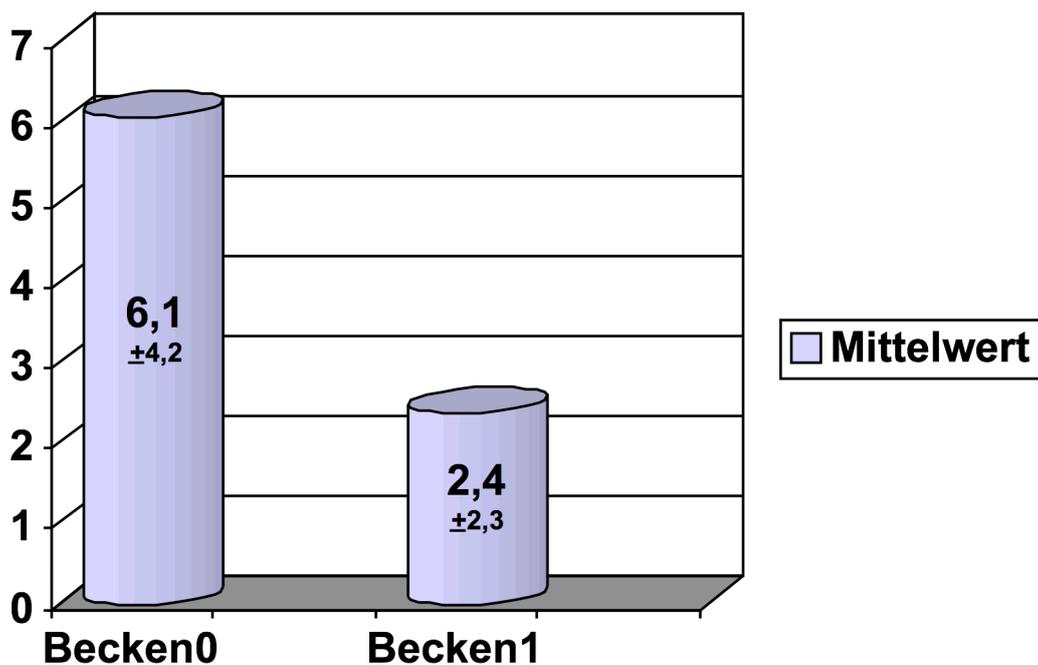


Abb. 4.12: Mittelwerte des Beckenschiefstandes im Vergleich von der Erstanalyse zur Zweitanalyse

Da dieses Ergebnis mit $p=0,000$ als hochsignifikant eingestuft werden kann, wird ...

NIa1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse hinsichtlich des Beckenschiefstandes

...angenommen.

Nebenhypothese 1b: Der Unterschied der Lotabweichung

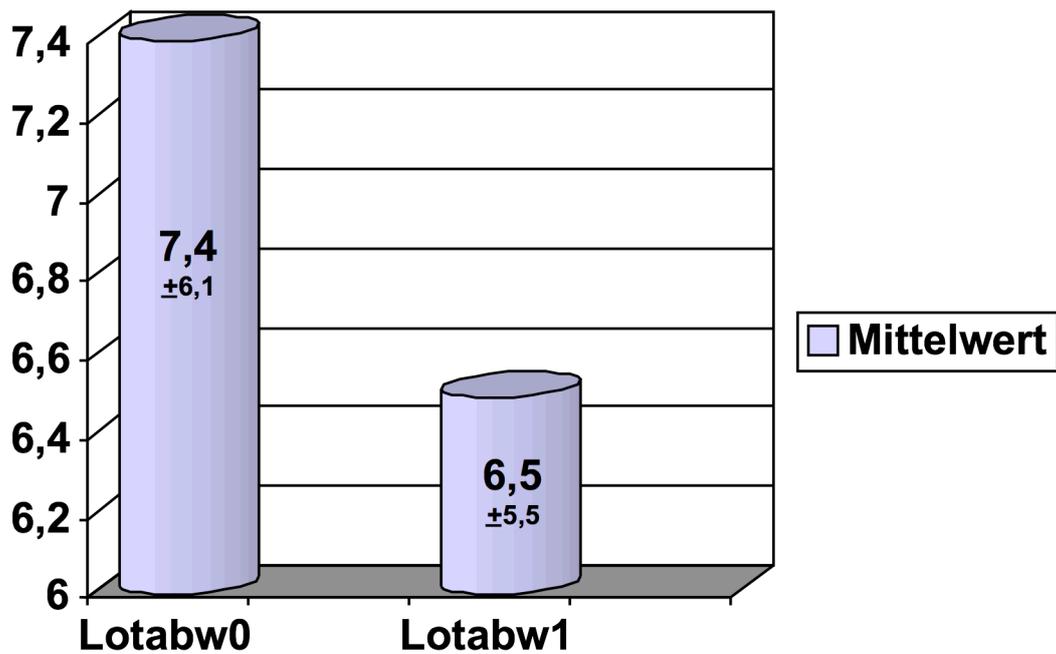


Abb. 4.13: Mittelwerte der Lotabweichung im Vergleich von der Erstanalyse zur Zweitanalyse

Dieses Ergebnis wird mit $p=0,004$ als signifikant eingestuft, also kann ...

NIb1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse hinsichtlich der Lotabweichung

...angenommen werden.

Nebenhypothese 1c: Der Unterschied der Oberflächenrotation

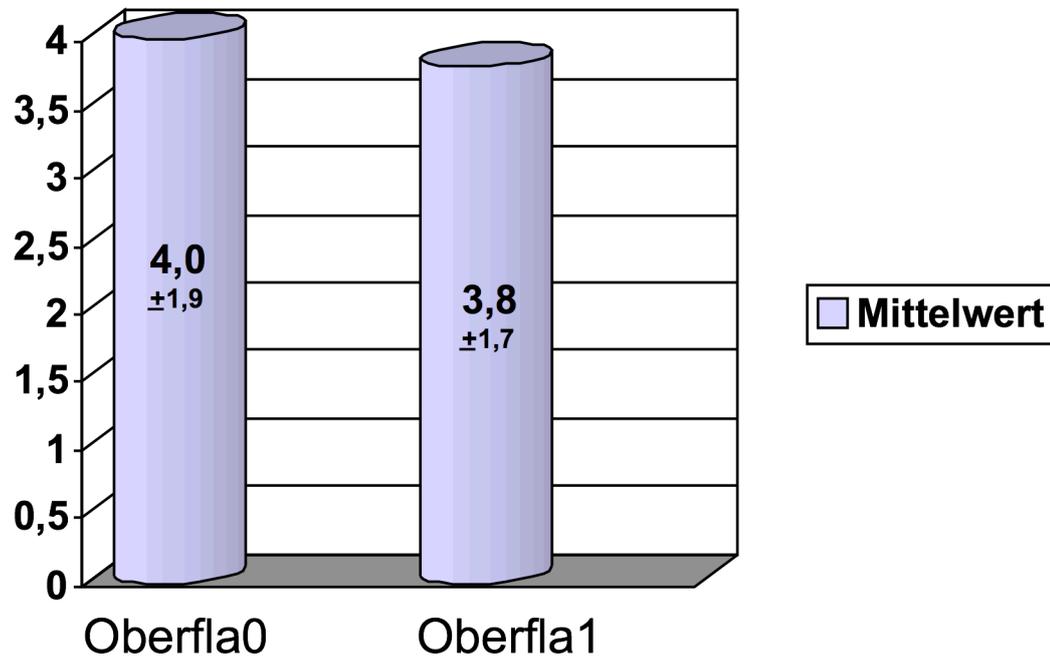


Abb. 4.14: Mittelwerte der Oberflächenrotation im Vergleich von der Erstanalyse zur Zweitanalyse

Bei der Oberflächenrotation ist das Ergebnis mit $p=0,053$ nicht signifikant, d.h. es muss...

N1c0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse hinsichtlich der Oberflächenrotation

...beibehalten werden.

Nebenhypothese 1d: Der Unterschied der Seitabweichung

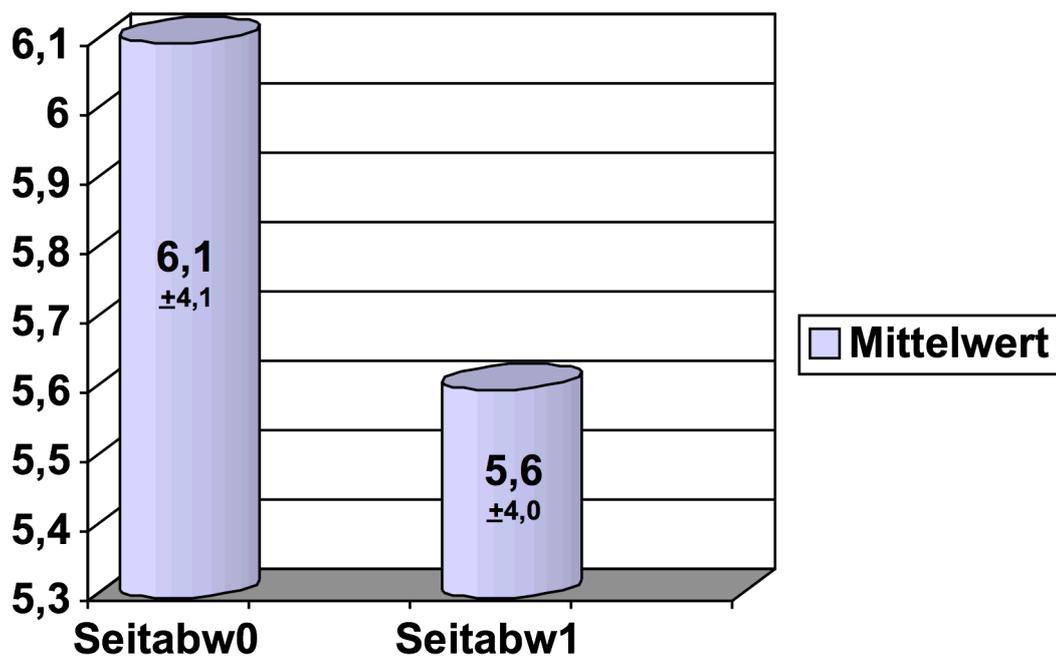


Abb. 4.15: Mittelwerte der Seitabweichung im Vergleich von der Erstanalyse zur Zweitanalyse

Das Ergebnis mit $p=0,008$ ist wiederum signifikant und so wird ...

N1d1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse hinsichtlich der Seitabweichung

...angenommen.

Nebenhypothese 1e: Der Unterschied der Rumpfneigung

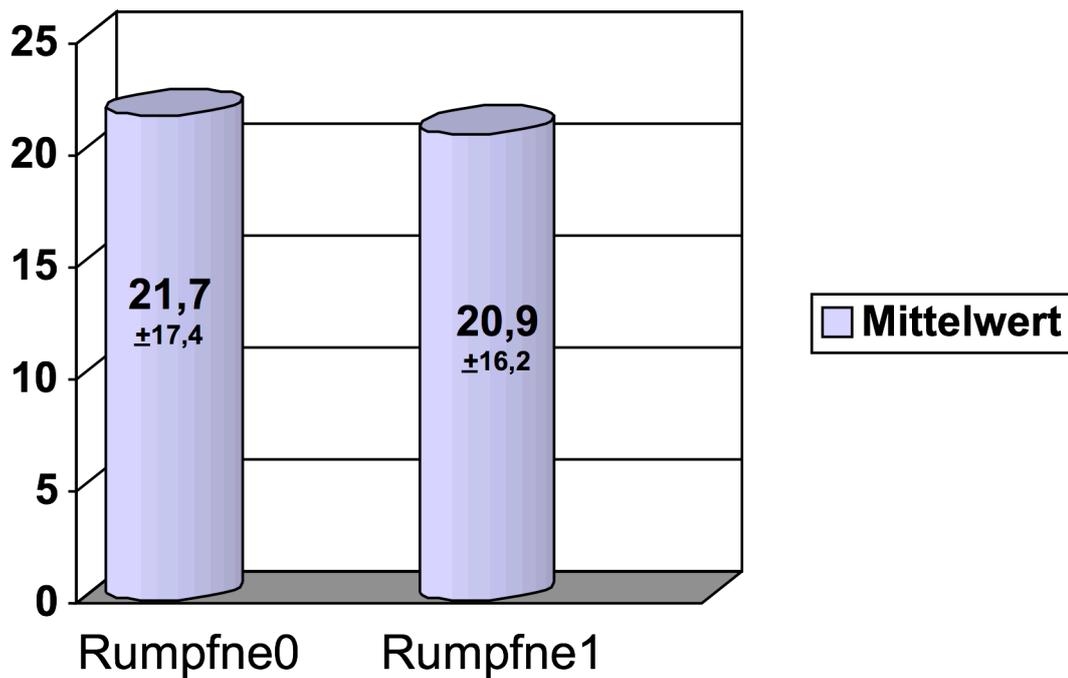


Abb. 4.16: Mittelwerte der Rumpfneigung im Vergleich von der Erstanalyse zur Zweitanalyse

Die Unterschiede in der Rumpfneigung sind mit $p=0,227$ nicht signifikant. Daher wird...

N1e0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse hinsichtlich der Rumpfneigung

...beibehalten.

In der Gesamtübersicht kann man die einzelnen Parameter nebeneinander nochmal vergleichen:

Körperstatik im Einzelnen von
der Erstanalyse (Messung0) zur Zweitanalyse (Messung1)

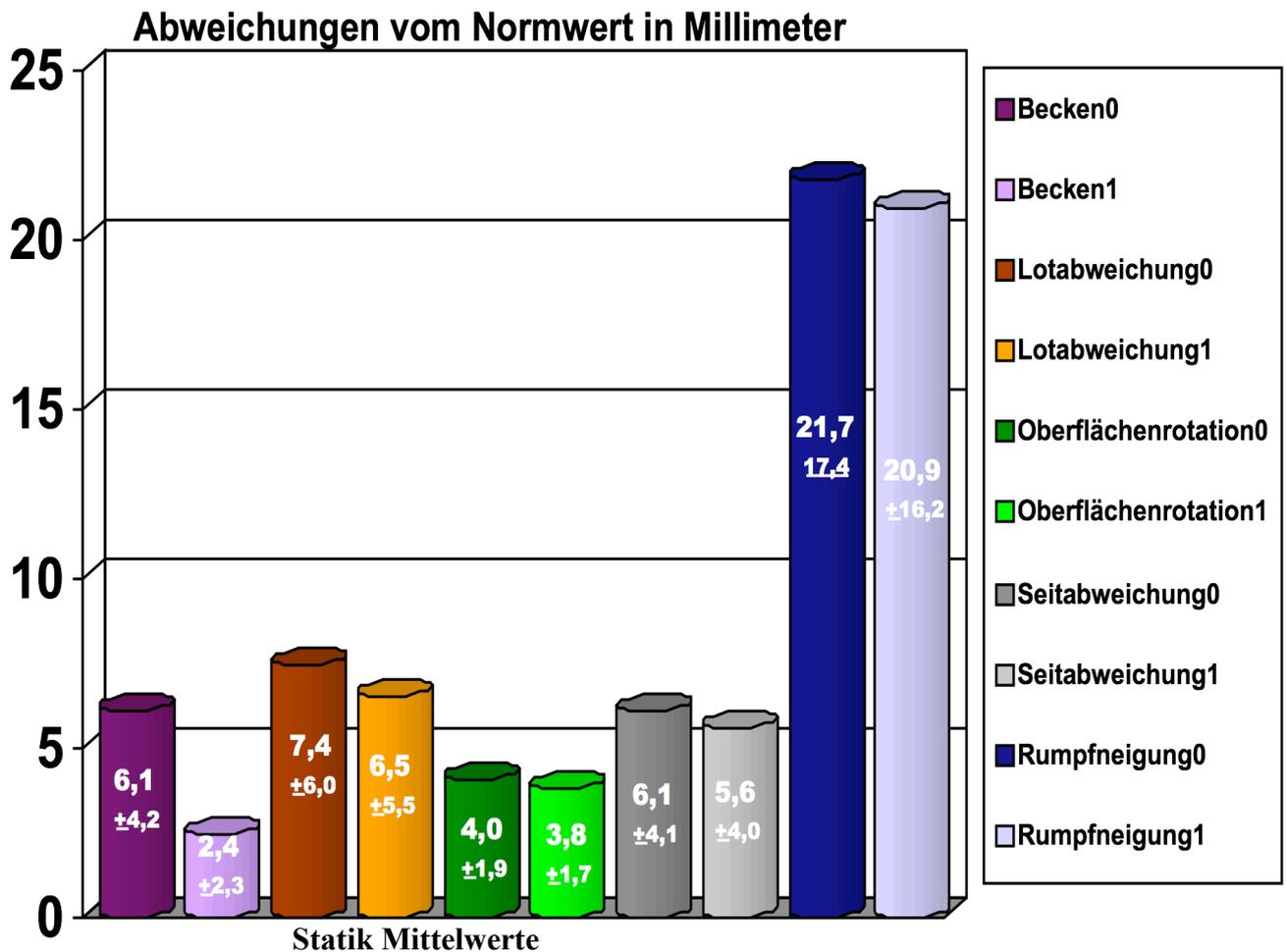


Abb. 4.17: Gesamtdarstellung der Körperstatik von der Erstanalyse zur Zweitanalyse

4.3.7 Verhältnis zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle bei der Körperstatik

Nebenhypothese 2

Bei der zweiten Nebenhypothese werden die Unterschiede der einzelnen Faktoren von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach ca. 6 Monaten dargestellt:

Nebenhypothese 2a: Der Unterschied des Beckenschiefstandes

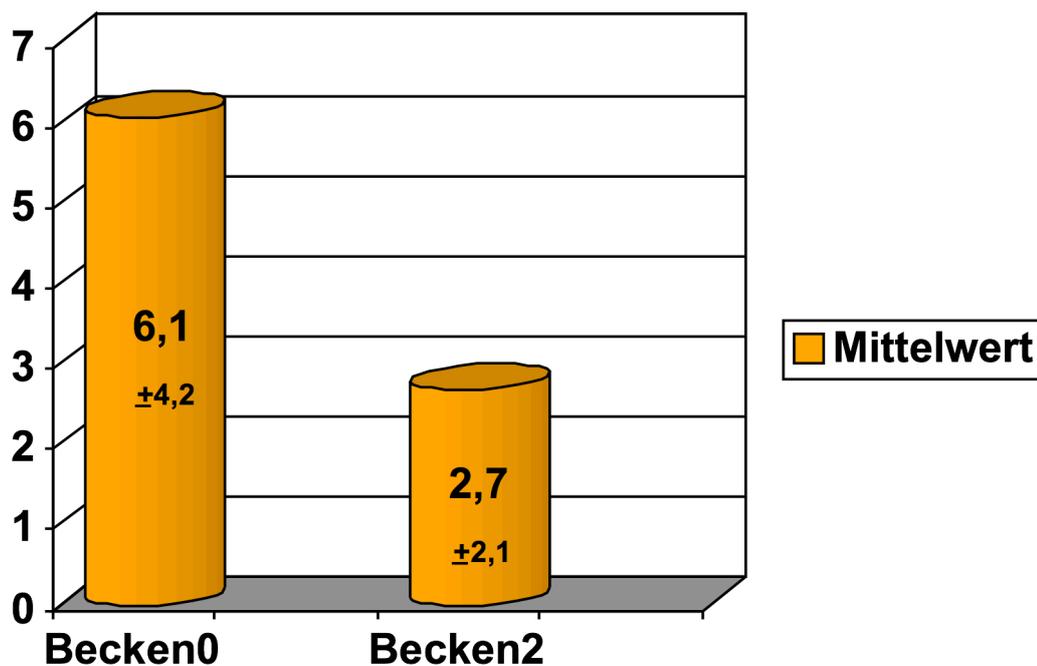


Abb. 4.18: Mittelwerte des Beckenschiefstandes im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

Da dieses Ergebnis mit $p=0,000$ als hochsignifikant eingestuft werden kann, wird...

N2a1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Beckenschiefstandes

...angenommen

Nebenhypothese 2b: Der Unterschied der Lotabweichung

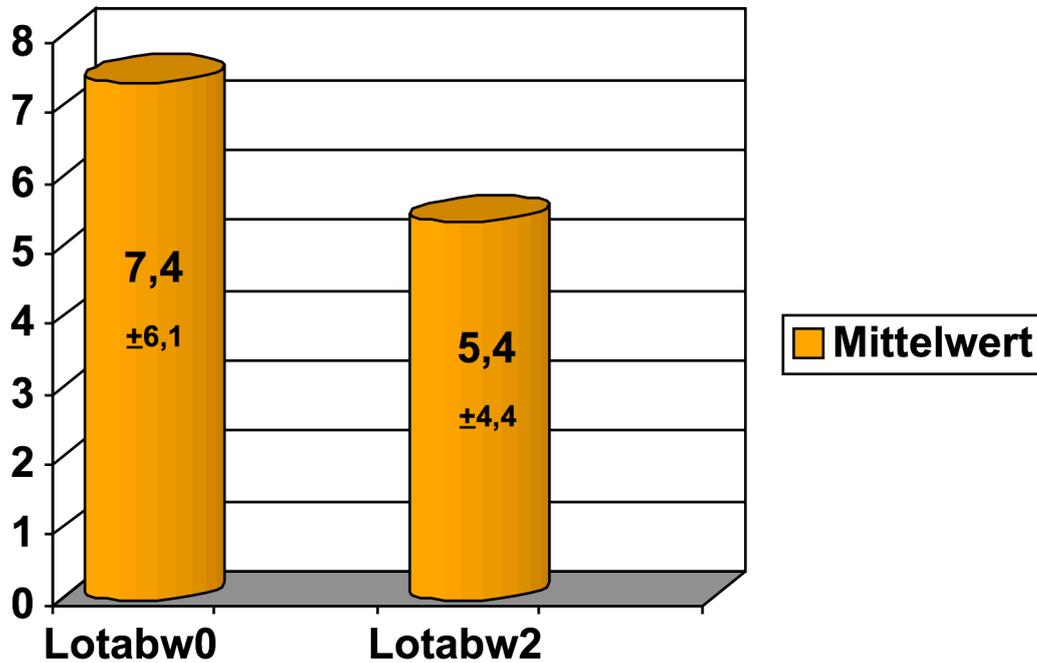


Abb. 4.19: Mittelwerte der Lotabweichung im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

Da auch dieses Ergebnis mit $p=0,000$ hochsignifikant ist, wird ...

N2b1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich der Lotabweichung

...angenommen.

Nebenhypothese 2c: Der Unterschied der Oberflächenrotation

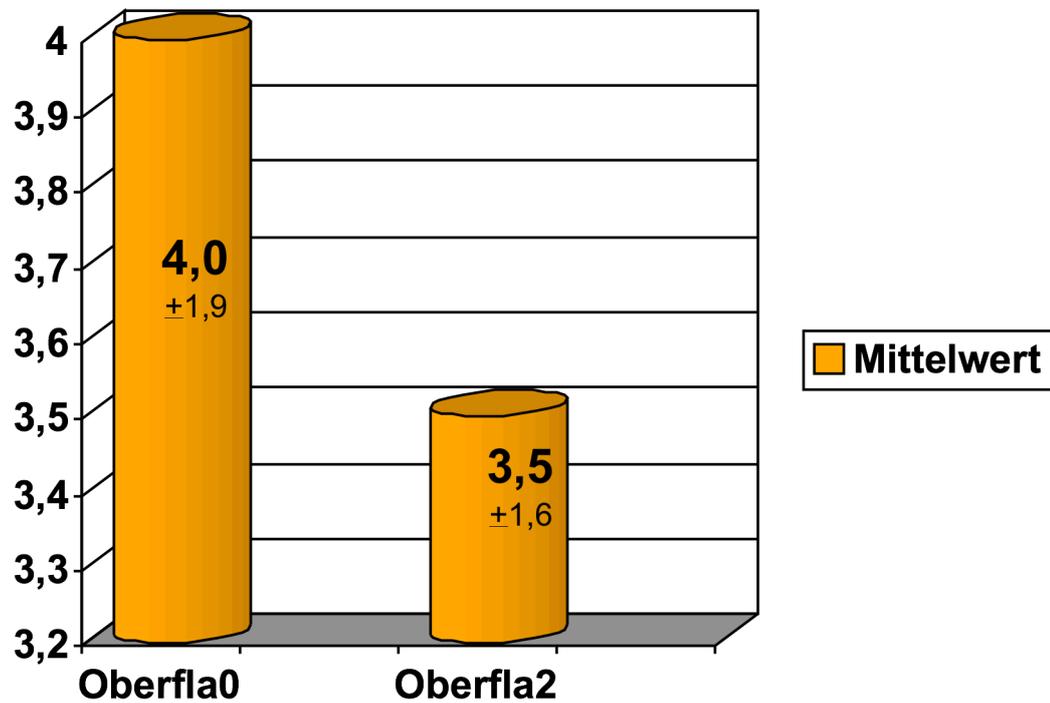


Abb. 4.20: Mittelwerte der Oberflächenrotation im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

Der Unterschied der Oberflächenrotation ist dieses mal mit $p=0,000$ hochsignifikant, d.h. es wird ...

N2c1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich der Oberflächenrotation

...angenommen.

Nebenhypothese 2d: Der Unterschied der Seitabweichung

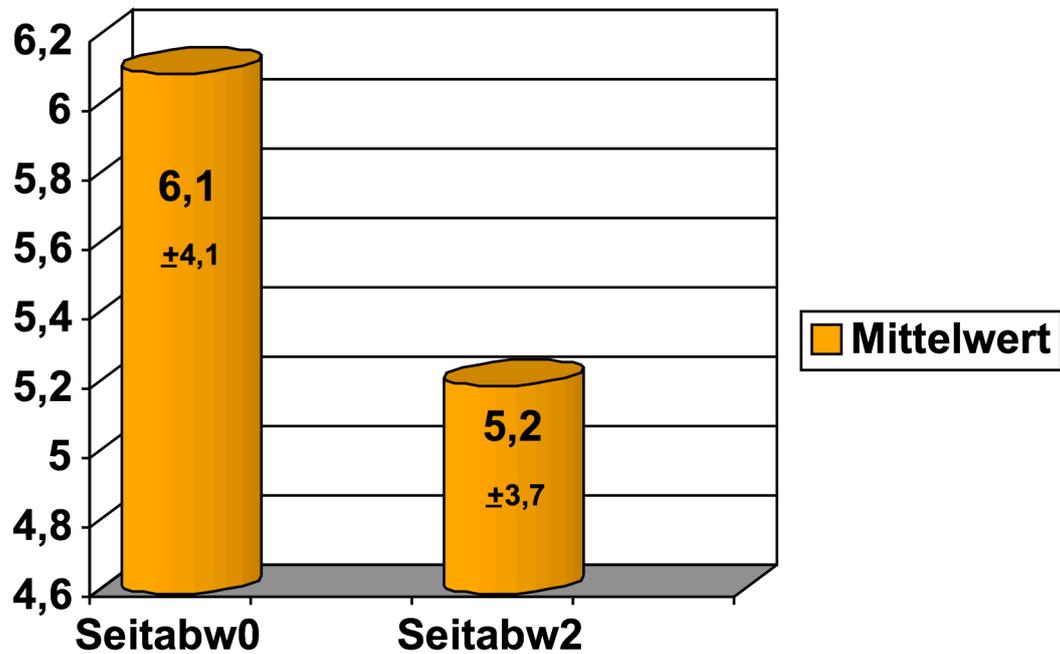


Abb. 4.21: Mittelwerte der Seitabweichung im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

In der Seitabweichung zeigen sich mit $p=0,000$ hochsignifikante Werte und es wird...

N2d1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich der Seitabweichung

...angenommen.

Nebenhypothese 2e: Der Unterschied der Rumpfneigung

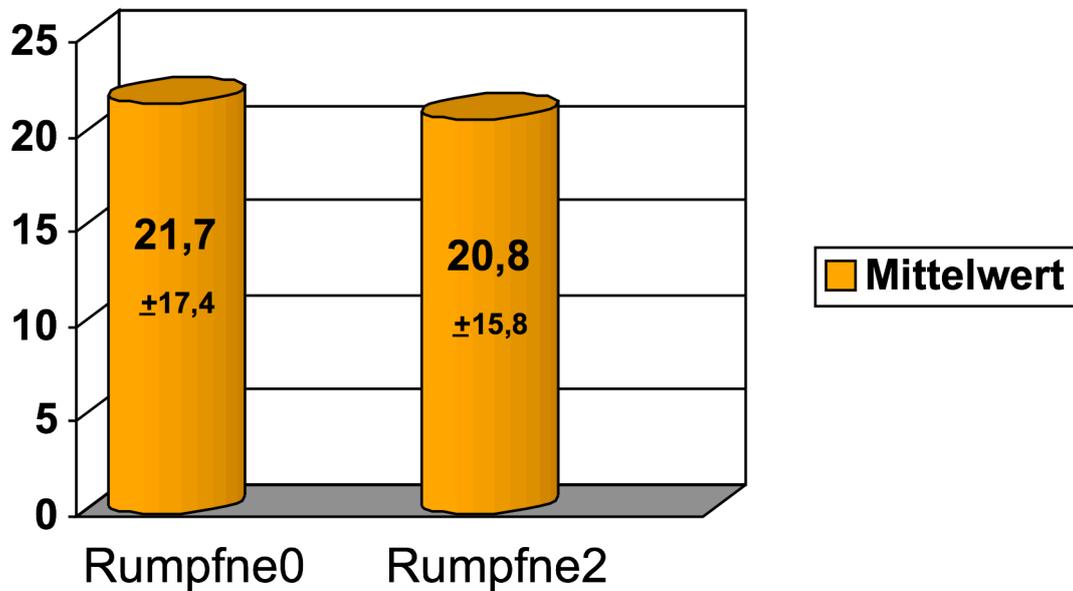


Abb. 4.22: Mittelwerte der Rumpfneigung im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

Mit $p=0,203$ ist der Wert bei der Rumpfneigung wieder nicht signifikant und daher muss ...

N2e0: Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich der Rumpfneigung

...beibehalten werden.

In der Gesamtübersicht stellen sich die einzelnen Faktoren wie folgt dar:

Körperstatik im Einzelnen von
der Erstanalyse (Messung0) zur Zweitanalyse (Messung1)

Abweichungen vom Normwert in Millimeter

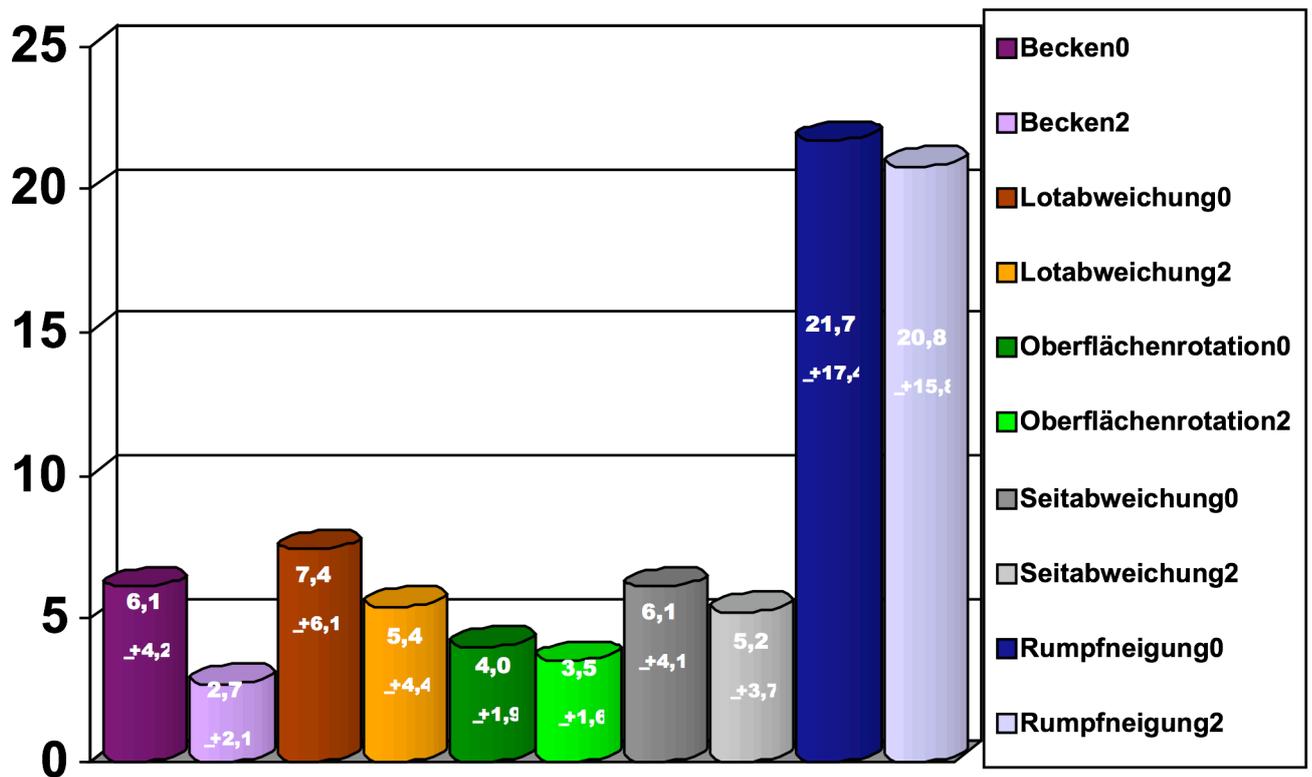


Abb.4.23: Gesamtdarstellung der Körperstatik von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

4.3.8 Verhältnis zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle bei den Schmerzangaben

Nebenhypothese 3

Da es möglich ist, sofortige schnell sichtbare Unterschiede in der Körperstatik bei einer propriozeptiven Stimulation zu erreichen, wurden in Nebenhypothese 1 die Unterschiede von der Erstanalyse zur Zweitanalyse bestimmt. Bei den Schmerzen der Patienten verhält es sich da etwas anders. Hier kann es sogar innerhalb der ersten zwei Wochen zu einer Erstverschlimmerung kommen, sodass auf eine Untersuchung des Schmerzes bei der Zweitanalyse verzichtet wurde. Tatsächlich wurden subjektiv keinerlei Veränderungen bei den meisten der Probanden unmittelbar nach Stimulationssetzung bemerkt. Daher überprüft Nebenhypothese 3 den Unterschied bei den Schmerzangaben von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach ca. sechs Monaten, differenziert nach einzelnen Körperregionen. Der Wert 7 wurde mit sehr schmerzhaft belegt, wohin gegen 0 keinerlei Schmerzen dargestellt.

Da in den Berechnungen alle Einzelhypothesen mit $p=0,000$ hochsignifikante Werte zeigen, darf die Alternativhypothese $N1$ angenommen werden.

Im Einzelnen stellt sich dieses wie folgt dar:

Nebenhypothese 3a: Der Unterschied bei den Schmerzen der Lendenwirbelsäule

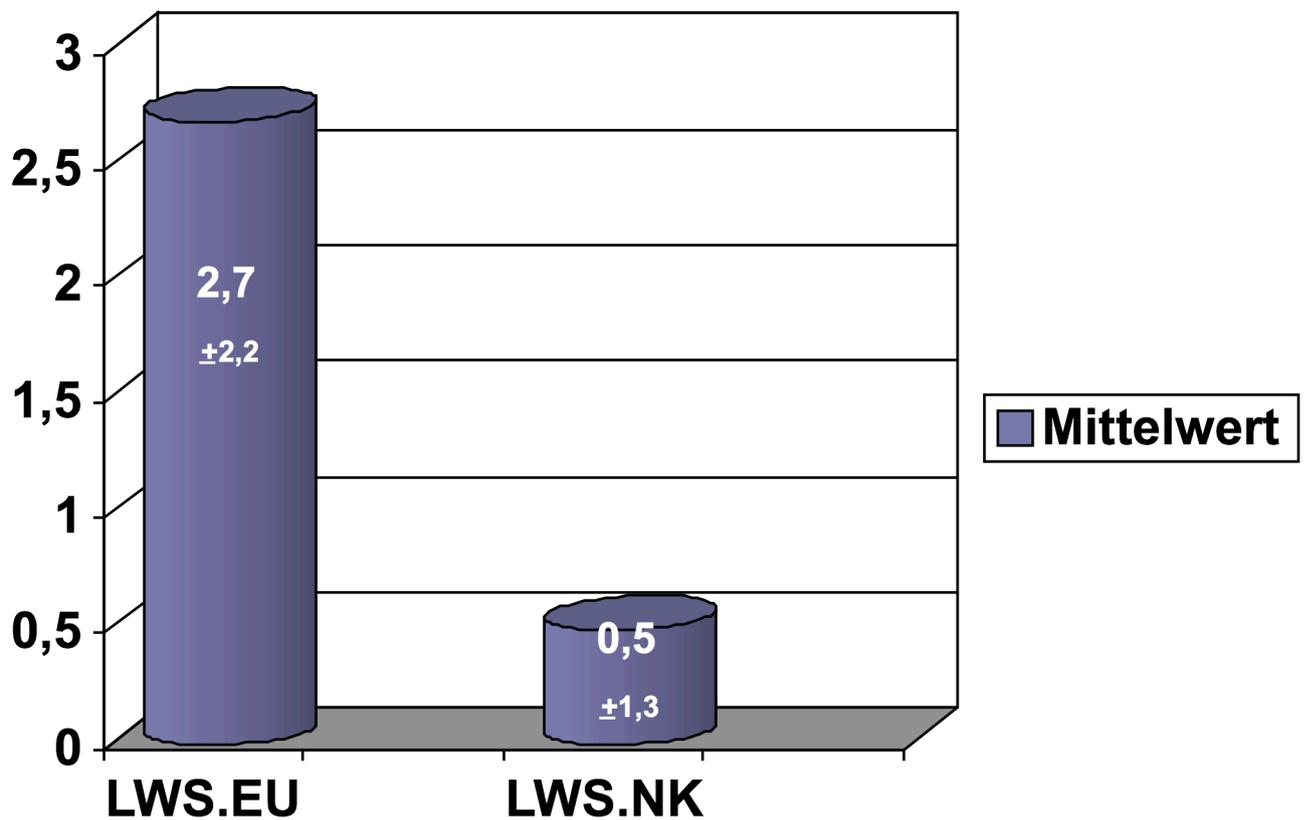


Abb.4.24: Mittelwerte der Lendenwirbelsäule im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

N3a1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes in der Lendenwirbelsäule

Nebenhypothese 3b: Der Unterschied bei dem Schmerz des Iliosacralgelenkes

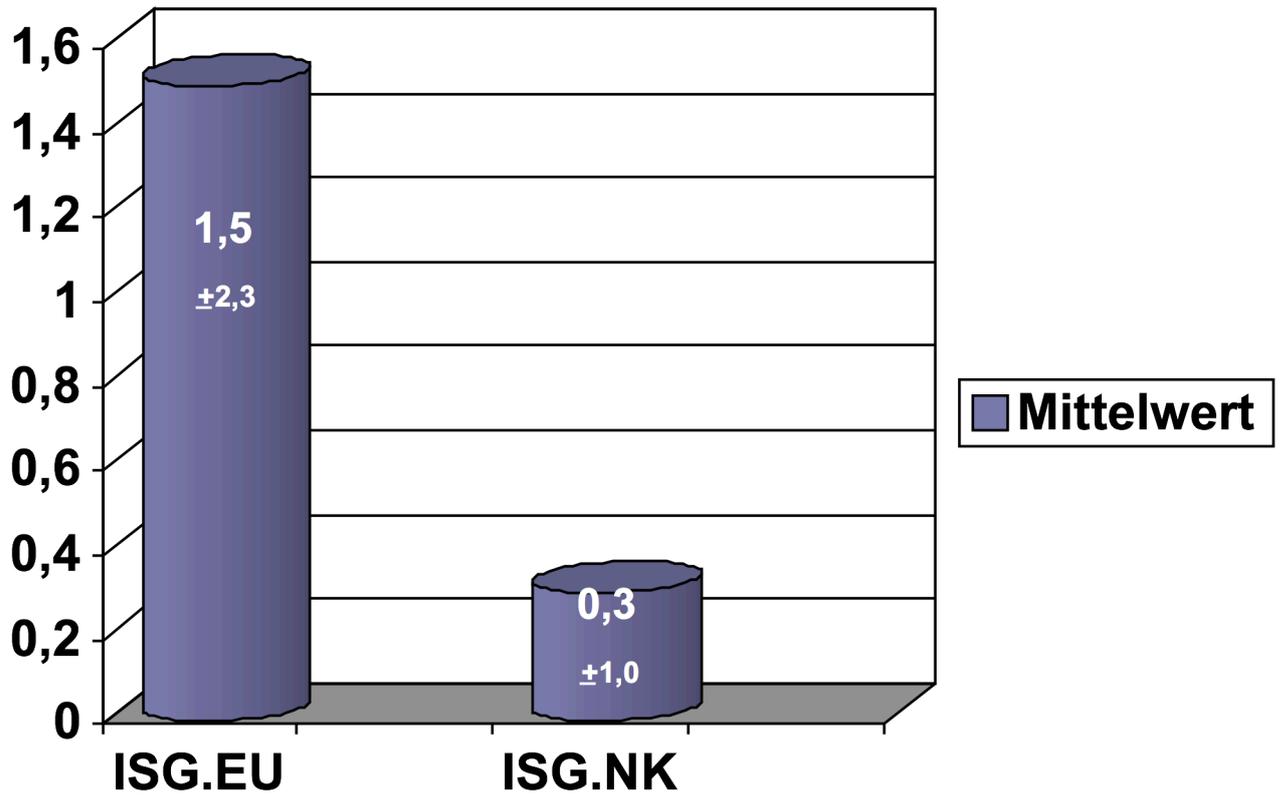


Abb.4.25: Mittelwerte des Iliosacralgelenkes im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

N3b1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes des Iliosacralgelenkes.

Nebenhypothese 3c: Der Unterschied bei dem Schmerz in der Brustwirbelsäule

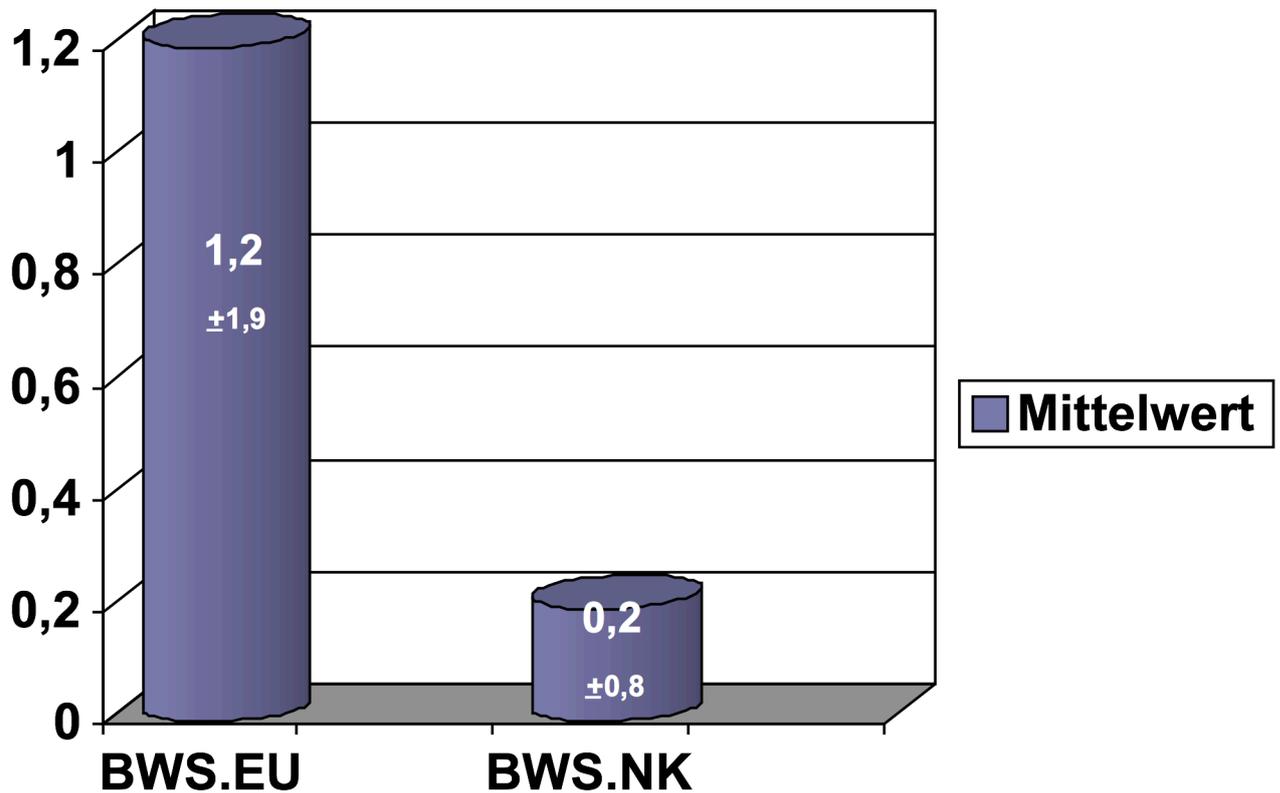


Abb.4.26: Mittelwerte der Brustwirbelsäule im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

N3c1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes in der Brustwirbelsäule.

Nebenhypothese 3d: Der Unterschied bei dem Schmerz in der Halswirbelsäule

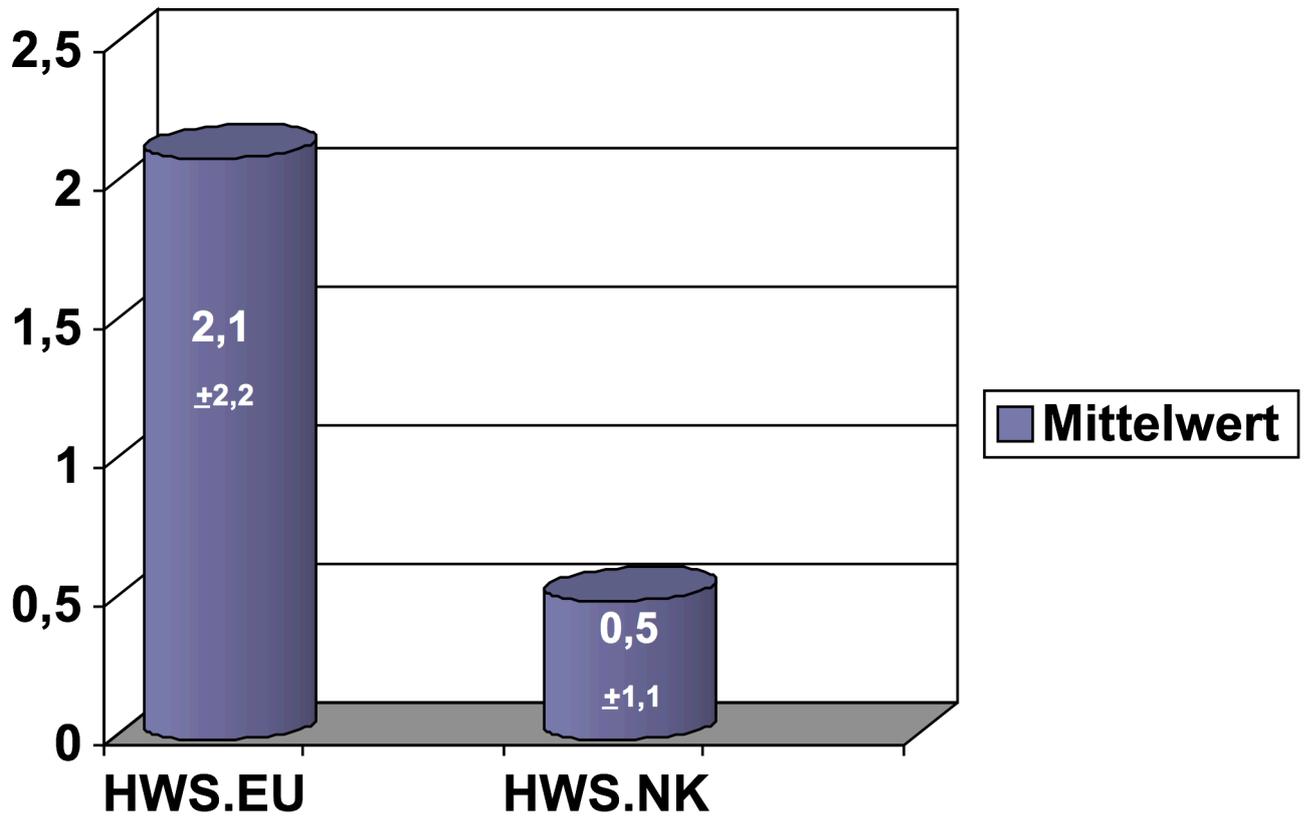


Abb.4.27: Mittelwerte der Halswirbelsäule im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

N3d1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes in der Halswirbelsäule.

Nebenhypothese 3e: Der Unterschied des Kopfschmerzes

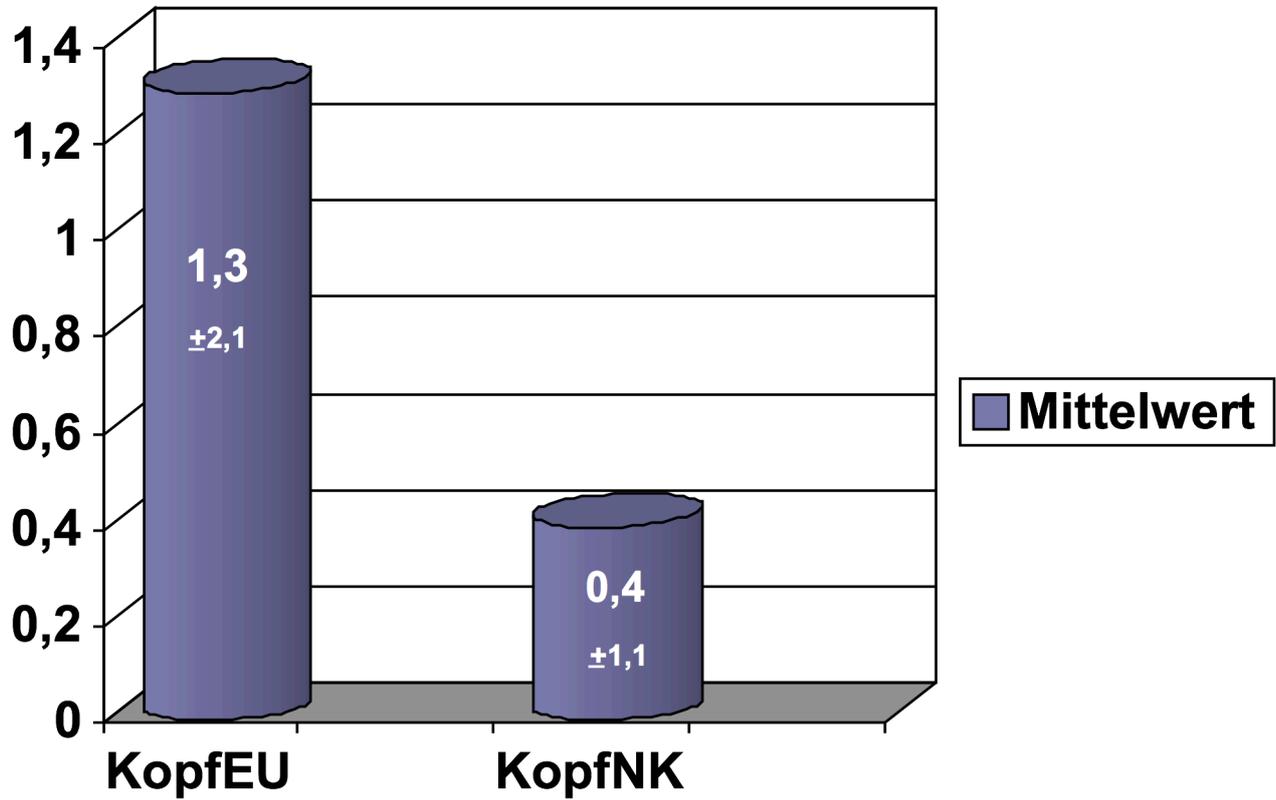


Abb.4.28: Mittelwerte des Kopfschmerzes im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

N3e1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Kopfschmerzes.

Nebenhypothese 3f: Der Unterschied bei dem Schmerz in der Hüfte

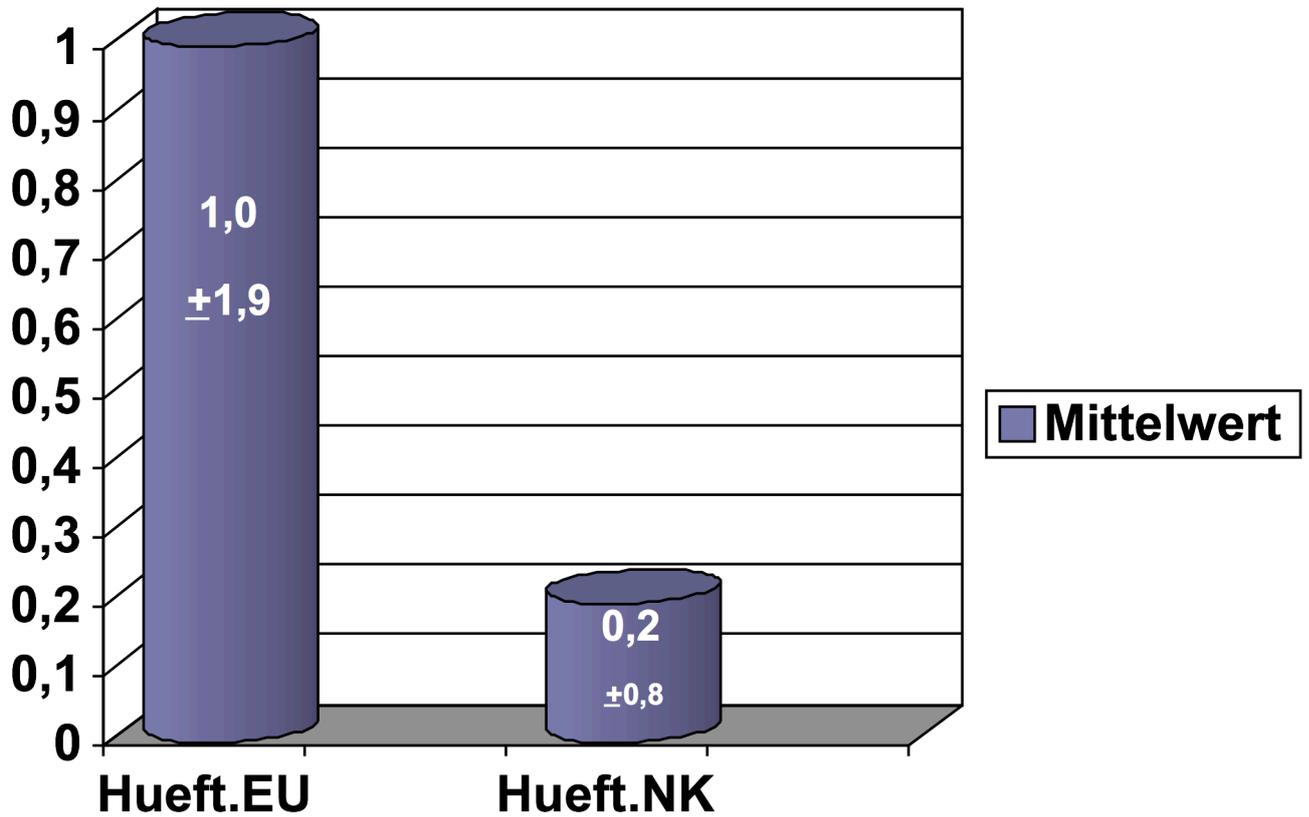


Abb.4.29: Mittelwerte der Hüfte im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

N3f1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes in der Hüfte.

Nebenhypothese 3g: Der Unterschied bei dem Schmerz in den Knien

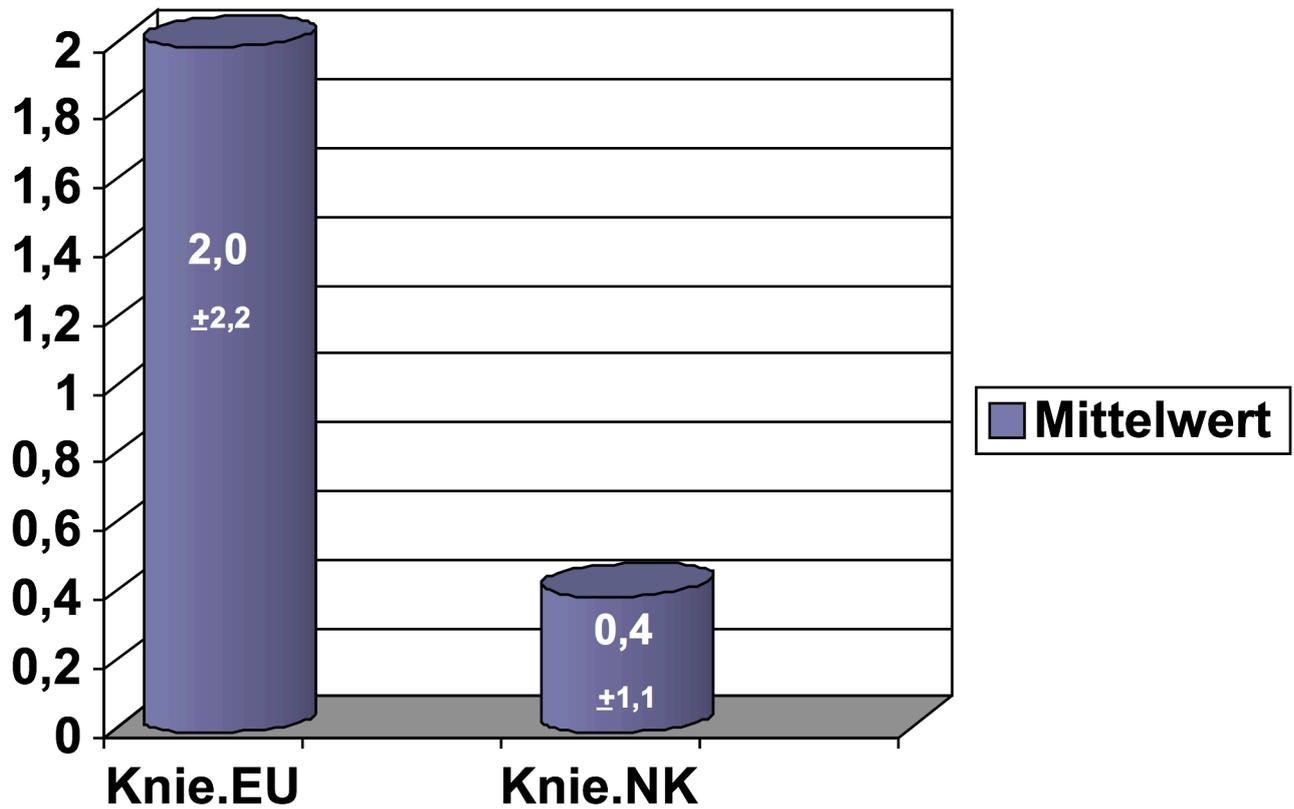


Abb.4.30: Mittelwerte der Knie im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle

N3g1: Es gibt einen signifikanten Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle hinsichtlich des Schmerzes in den Knien.

Die Gesamtdarstellung bietet einen Überblick über die Angaben der Schmerzen bei den einzelnen Körperregionen:

Schmerzproblematik im Einzelnen
von der Erstanalyse (EU) zur Nachkontrolle (NK)
**Abweichungen vom Normwert in
Millimeter**

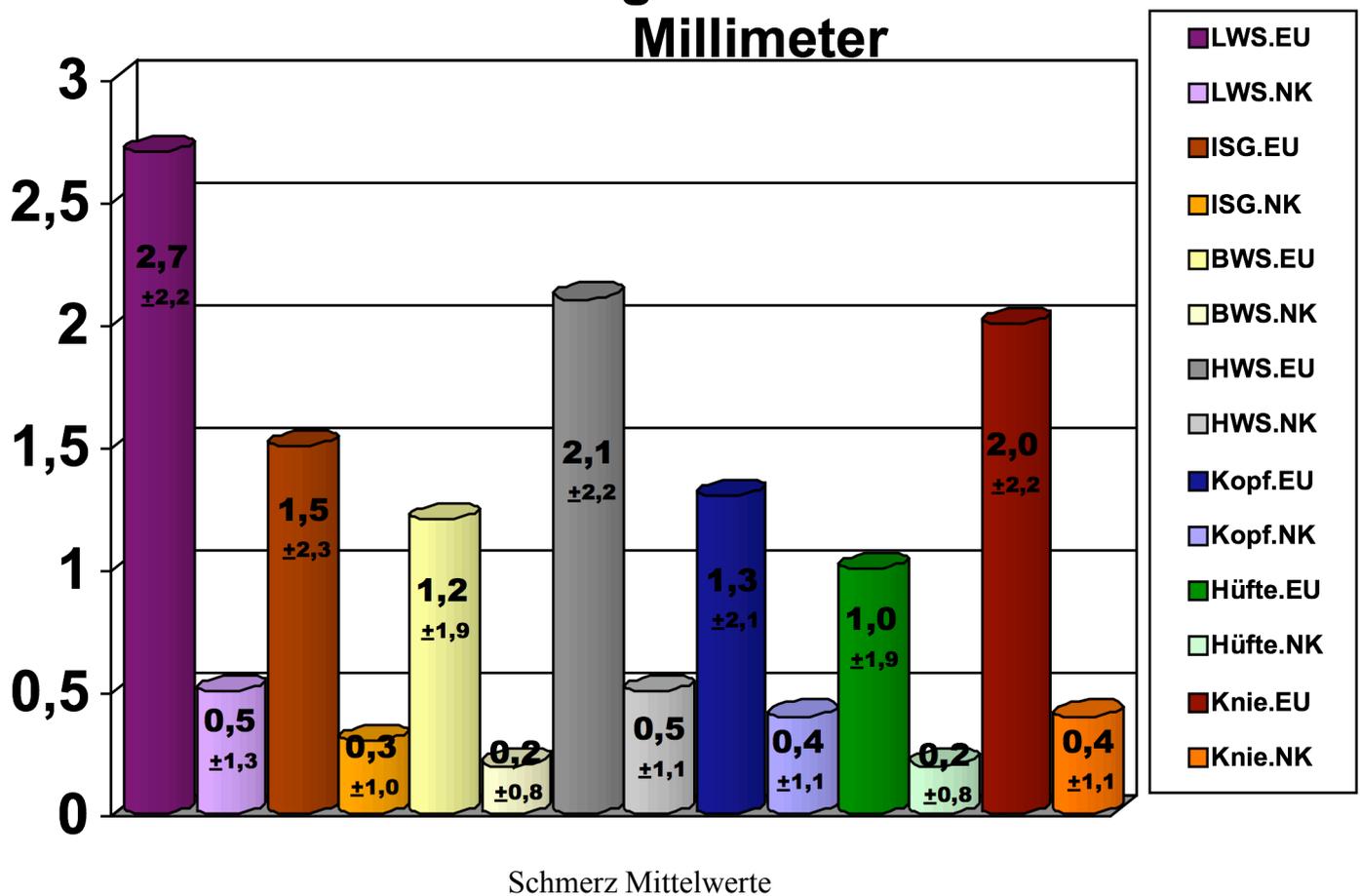


Abb. 4.31: Gesamtdarstellung der Schmerzproblematik

4.3.9 Zusammenhang zwischen den Parametern Anfangsstatik (Statik0) bzw. Behaltensleistung (DStatik) und den Parametern Anfangsschmerzwert (SchmerzE) bzw. Schmerzverbesserung (DSchmerz)

Nebenhypothese 4

In der Nebenhypothese 4 wird der Zusammenhang von der Körperstatik mit der subjektiven Schmerzeinschätzung sowohl bei der Erstanalyse als auch bei der Nachkontrolle überprüft. Hier wird getestet, ob starke Statikprobleme auch zwangsweise starke Schmerzen verursachen, bzw. ob sich diese reduzieren, wenn sich die Statik bei der Nachkontrolle verbessert hat.

Tab.4.11: Korrelation nach Pearson zwischen den Parametern Anfangsstatik (Statik0) und Behaltensleistung (DStatik), sowie den Parametern Anfangsschmerz (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz).

	SchmerzE	DSchmerz
Statik0	0,072	0,060
Signifikanz	P=0,281	P=0,370
DStatik	0,027	0,038
Signifikanz	P=0,689	P=0,566

Die Ergebnisse zeigen, dass es hier keine signifikanten Ergebnisse gibt, d.h. dass nicht zwangsläufig die Probanden mit den stärkeren statischen Fehlstellungen auch die höchsten Schmerzwerte angeben und umgekehrt.

Somit gilt:

*N40: Es gibt keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der **Körperstatik** und der subjektiven **Schmerzeinschätzung** bei der Erstanalyse und der Nachkontrolle.*

4.3.10 Zusammenhang zwischen der sportlichen Aktivität und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerzwert (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz)

Nebenhypothese 5

In der nächsten Nebenhypothese wird überprüft, ob die sportliche Aktivität einen Einfluss auf die Körperstatik, die Behaltensleistung, die Schmerzen und die Schmerzverbesserung hat. Haben also Sportler eine bessere Körperstatik, oder funktioniert die propriozeptive Stimulation bei Sportlern besser? Haben Sportler bei gleichen Fehlstatiken weniger Schmerzen, oder vielleicht eine höhere Schmerzverbesserung? Diese Fragen werden hier überprüft:

Tab.4.12: Korrelation nach Pearson zwischen der sportlichen Aktivität und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerzwert (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz) .

	Statik0	DStatik	SchmerzE	DSchmerz
Sportl.Aktivität	0,033	-0,120	0,080	0,031
Signifikanz	P=0,625	P=0,070	P=0,230	P=0,643

Da es hier keine signifikanten Werte gibt, kann man nicht sagen, dass sportliche Aktivität einen Einfluss auf die Statik oder auf die Schmerzen in dieser Untersuchung hat.

Daher muss auch hier...

*N50: Es gibt keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der **Häufigkeit der sportlichen Aktivität** der Probanden und der Körperstatik bei der Erstanalyse, bzw. der Summe der Schmerzen bei der Erstanalyse, sowie bei der Behaltensleistung und der Schmerzverbesserung*

...beibehalten werden.

4.3.11 Zusammenhang zwischen der beruflichen Aktivität und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerzwert (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz)

Nebenhypothese 6

In dem Fragebogen an die Patienten wurde neben der sportlichen auch die berufliche Aktivität erfragt. Die Einteilung in körperliche, wechselnde und fehlende körperliche Aktivität wurde vorgegeben und von den Patienten dementsprechend ausgefüllt.

Tab.4.13: Korrelation nach Pearson zwischen der beruflichen Aktivität und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerzwert (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz) .

	Statik0	DStatik	SchmerzE	DSchmerz
Berufl.Aktivität	-0,127	0,000	-0,093	-0,040
Signifikanz	P=0,055	P=0,998	P=0,161	P=0,552

Da es keine signifikanten Werte gegeben hat, steht die berufliche Aktivität nicht im Zusammenhang mit den überprüften Parametern und...

*N60: Es gibt keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der **beruflichen Aktivität** der Probanden und der Körperstatik bei der Erstanalyse, bzw. der Summe der Schmerzen bei der Erstanalyse, sowie bei der Behaltensleistung und der Schmerzverbesserung*

...wird beibehalten.

4.4 Interpretation und Diskussion

In der Interpretation und Diskussion werden die Ergebnisse aus den Hypothesen dargestellt und ausgewertet, sowie mögliche Erklärungen für die Ergebnisse dargelegt.

Haupthypothese 1 zeigt keinen signifikanten Unterschied zwischen den 20-35 jährigen und den 36-50 jährigen Versuchspersonen sowohl bei den Statik-, als auch bei den Schmerzparametern. Nach den Unterschieden in den Altersgruppen wurde in **Haupthypothese 2** überprüft, ob es überhaupt einen Zusammenhang zwischen dem Alter und den Schmerzen, bzw. der Statik gibt. Da hier wie in Haupthypothese 1 die H0-Hypothese beibehalten werden muss, konnte keinen generellen Zusammenhang zwischen dem Alter und den hier überprüften Parametern nachgewiesen werden.

Demnach scheinen das propriozeptive Treatment und das Ergebnis unabhängig von dem zwischen dem 20. und 50. Lebensjahr liegenden Alter zu sein.

Dieses lässt unterschiedliche Schlüsse zu. Zum einen kann man vermuten, dass bei den ausgewerteten Daten nur Probanden dabei sind, die eine gewisse Schmerzschwelle erreicht haben, und dass bei der Stärke an Problemen das Alter keine Rolle zu spielen scheint. Zum anderen ist es möglich, dass der Altersunterschied noch nicht groß genug ist, um signifikante Unterschiede nachzuweisen. Von besonderem Interesse ist das Ergebnis in der Schmerz- und Statikverbesserung. Da es keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Altersgruppen gibt, scheint es auch keinen Unterschied in der propriozeptiven Verarbeitung zu geben. Dieses Ergebnis würde die Angabe von Meinel/Schnabel zur koordinativen Leistungsver schlechterung mit zunehmendem Alter für die Propriozeption nicht stützen.

Tab. 4.14 Entwicklung der koordinativen Leistungsfähigkeit im Alter (Roth & Winter, 1994, S. 192)

Altersstufen in Jahren	Niveau der motorischen Leistungsfähigkeit
Frühes Erwachsenenalter: ca. 18/20-30	Relative Erhaltung der motorischen Leistungsfähigkeit
Mittleres Erwachsenenalter: ca. 30-45/50	Allmähliche motorische Leistungsminderung
Späteres Erwachsenenalter: ca. 45/50-60/70	Verstärkte motorische Leistungsminderung
Spätes Erwachsenenalter: ab ca. 60/70	Ausgeprägte motorische Rückbildung

Auch Roth und Winter sehen schon ab dem 40sten Lebensjahr eine allmählich zunehmende und schließlich irreversible Rückbildung der koordinativen Leistungsfähigkeit. Diese Problematik wurde genauer an der Albert-Ludwig-Universität Freiburg i.Br. in der Dissertation von Urs Granacher zur Erlangung der Doktorwürde an der Wirtschafts- und Verhaltenswissenschaftlichen Fakultät untersucht. Granacher (2003, S. 55) beschrieb, dass sich die Zahl sensorischer und motorischer Nervenzellen im Alter erheblich reduzieren. Hiervon sind besonders die schnell leitenden Neurone mit großem Axon-Durchmesser betroffen, und bis zum neunten Lebensjahrzehnt verringert sich deren Zahl um 50%. Mit zunehmendem Alter schwindet demnach die Nervenleitgeschwindigkeit um 20%. Das Absterben sensorischer und motorischer Nervenzellen im Rückenmark stellt nach Granacher nicht den einzigen degenerativen Prozess dar, der sich negativ auf die Informationsübertragung zwischen Peripherie und zentralem Nervensystem auswirkt. „Es ist bekannt, dass die Dendriten unterschiedlicher Nervenzellen mit zunehmendem Alter atrophieren. Dieses hat zur Folge, dass sich deren Verästelung kontinuierlich zurückbildet“. Dieses sieht man in Abbildung 4.27.

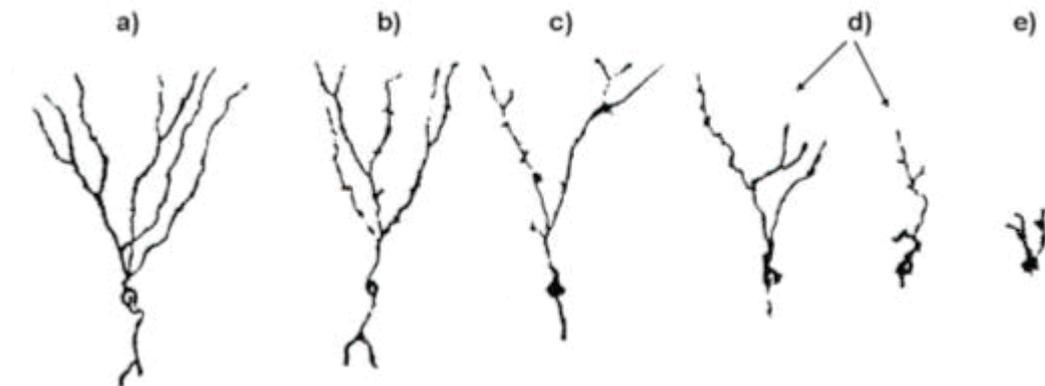


Abb. 4.32: *Altersbedingte Rückbildung der Verästelungen von Dendriten:*
 a) *ausgereifte Zelle* b) *vereinzelte Spinesverluste*
 c) *zunehmender Dendritenverlust* d) *Verlust von basalen Dendriten*
 e) *totaler Dendritenverlust* (Granacher, 2003, S. 55)

Nun sprechen die oben beschriebenen degenerativen Prozesse gegen das aus dieser Studie vorliegende Ergebnis. Allerdings findet man in der Literatur widersprüchliche Aussagen hinsichtlich altersbedingter Veränderungen präsynaptischer Mechanismen. So arbeitet Granacher heraus, dass die Ursache für unterschiedliche Studienergebnisse bei der Auswahl der jeweiligen Stichproben zu suchen ist. Ein unterschiedlicher körperlicher Aktivitätslevel kann die jeweiligen Studienergebnisse beeinflussen. Dieses beschreibt auch Hanssen (2006, S. 20) von der Eberhard Karls Universität zu Tübingen 2006 in seiner Dissertation zur Gleichgewichts-/ Koordinationsfähigkeit und Kraftverhalten der kniegelenksumgebenden Muskulatur bei Patienten vor und nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese: „ Der Rückgang der koordinativen Leistungsfähigkeit im Alter fällt ... deutlich geringer aus als bei den konditionellen Fähigkeiten. Die altersbedingten Koordinationsverluste betreffen vor allem die Bereiche der schnelligkeits- und kraftbetonten Koordinationsaufgaben. Dabei gehen Bewegungsmuster, die zuletzt erlernt wurden, zuerst verloren, während früh erlernte

koordinative Funktionen länger erhalten bleiben. Gleichzeitig wird aber in der Literatur auch darauf verwiesen, dass auch bei älteren Patienten Übungseffekte möglich sind und somit koordinative Fähigkeiten durch Training nicht nur erhalten, sondern durchaus gesteigert werden können“. Auch Heidemann (2006, S. 45-47) von der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel beschrieb 2006 in ihrer Untersuchung zur Bewegungskoordination im Alter, dass ein gut trainierter, leistungsfähiger Mann von 65 Jahren einem ungeübten 25 Jährigen körperlich überlegen sein kann, und dass sportliche Aktivität zu den zentralen exogenen Einflussfaktoren auf die Koordination in der Lebensspanne gehört. Daher variiert die Leistungsfähigkeit im Alter stärker als in jüngeren Jahren. Weiterhin muss man berücksichtigen, dass motorische Entwicklungsmuster von Generation zu Generation variieren und heute 70jährige ein völlig anderes Bewegungsprofil haben als 70jährige noch vor 20 Jahren hatten. Stereotype Altersvorstellungen werden so immer wieder durchbrochen, und Durchschnittswerte verschieben sich im Generationenvergleich (Roth & Willimczik, 1983). Dass das propriozeptive Treatment in dieser Studie und das Ergebnis hier unabhängig vom Alter zwischen 20 und 50 sind, scheint daher nicht ungewöhnlich zu sein und weitere Einflussfaktoren wie die sportliche und berufliche Aktivität werden in den Nebenhypothesen überprüft.

Ob die propriozeptive Therapie schlechtere Ergebnisse bei Probanden ab einem Alter von 51 Jahren liefert oder ob es im Gegenteil mit dieser Therapieform weitere Altersspannen abgedeckt werden können, wird in Haupthypothese 4 und 5 mit der großen Gesamtstichprobe über alle Altersstufen hinweg überprüft. Hieraus ergibt sich, dass ...

...es bei **Haupthypothese 4a** keine signifikanten Unterschiede zwischen dem Geschlecht und der Statik gibt. Dieses deckt sich mit dem Ergebnis der kleinen Stichprobe dieser Studie, behandelt in Haupthypothese 3. Die dort aufgeführten Vermutungen können auch hier Geltung finden.

...sich bei **Haupthypothese 4b** ein signifikanter Unterschied zwischen dem Alter und der Körperstatik herausstellt. Bei genauerer Überprüfung zeigt sich, dass die älteren Versuchspersonen aus der Stichprobe von A. Schramm eine schlechtere Statik aufweisen. Die für Haupthypothese 1 beschriebene Vermutung, dass der

Altersunterschied noch nicht groß genug ist, um signifikante Unterschiede nachzuweisen, scheint sich hier zu bestätigen. Die größere Lebenszeit der älteren Versuchspersonen erhöht demnach die Wahrscheinlichkeit, Fehlstatiken zu erwerben, die koordinativ nicht mehr ausgeglichen werden können und dann Schmerzen verursachen (s. Haupthypothese 5).

...es bei **Haupthypothese 4c** signifikante Unterschiede bei der Interaktion von Alter und Geschlecht bei den Frauen gibt, allerdings nicht bei den Männern. Ältere Frauen zeigen eine signifikant schlechtere Statik als jüngere Frauen, wohingegen bei Männern keine Unterschiede festzustellen sind. Zu vermuten ist, dass hormonell bedingte statische Veränderungen der Grund hierfür sind. Gemeint ist damit die Osteoporose. Bei dieser Erkrankung wird, hormonell bedingt, die Knochendichte geringer. Sie wird am häufigsten bei Frauen in oder nach den Wechseljahren beobachtet. Die hieraus entstehenden Fehlstellungen in der Körperstatik können die signifikant höheren Werte erklären, da sich die Versuchspersonen dieser Studie zumeist vor den Wechseljahren befanden (Alter von 20-50 Jahren), allerdings die Probanden von A. Schramm in oder nach den Wechseljahren (ab 51 Jahren) anzusiedeln sind.

Auch Männer können hormonell bedingten Veränderungen der Statik ausgesetzt sein. Als Beispiel sei die Scheuermannsche Krankheit genannt, die in der Pubertät vor allem bei Jungen auftritt und an den Wirbelkörpern Schädigungen hervorruft, die wiederum zu Fehlstellungen führen. Dieses ist aber bei diesen Versuchspersonen ausgeschlossen, da die Scheuermannsche Krankheit in einem Alter ab 20 Jahren schon abgeschlossen ist, so dass es keinen Einfluss mehr auf die Probandengruppe geben kann.

Interessant werden nun die Ergebnisse für den Schmerzbereich.

Haupthypothese 5a weist einen signifikanten Unterschied bei den Geschlechtern bezüglich der Schmerzparameter auf. Frauen zeigen höhere Schmerzwerte als die Männer. Auch dieses entspricht den Ergebnissen von Haupthypothese 3 und man kann daher wieder auf die dort angeführten Vermutungen verweisen.

Haupthypothese 5b gibt darüber Auskunft, dass es keinen signifikanten Unterschied in der Gesamtstichprobe bei den Schmerzparametern bezüglich des Alters gibt. Man kann

also nicht sagen, dass jüngere Patienten schmerzempfindlicher sind als ältere oder umgekehrt.

Haupthypothese 5c hat die Schmerzwerte zwischen der Interaktion von Geschlecht und Alter überprüft. Es stellt sich heraus, dass die jüngeren Frauen gleiche Schmerzangaben machen wie die älteren Frauen, obwohl (wie aus Haupthypothese 4 hervorgeht) ältere Frauen eine signifikant schlechtere Statik haben. Bei den Männern gibt es auch hier keine Unterschiede. Woran liegt es nun, dass die Frauen aber Differenzen aufweisen? Man kann vermuten, dass ältere Frauen im Laufe ihres Lebens schon häufiger Schmerzen ertragen mussten und sich daher eine gewisse Schmerztoleranz eingestellt hat. Eine jüngere Frau kann daher eine geringe Fehlstellung als sehr schmerzhaft einstufen, wobei eine ältere Frau die gleiche Fehlstellung mit einem mittleren Schmerzwert bewerten würde. Man kann also vermuten, dass das Schmerzgedächtnis einer älteren Frau besser „trainiert“ ist, so dass die in Relation gesetzten Schmerzproblematiken anders eingestuft werden.

Die Ergebnisse aus **Haupthypothese 3** zeigen, dass es keinen Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und der Statik gibt, d.h. dass weder die Männer noch die Frauen eine schlechtere Körperstatik aufweisen. Allerdings wurden hier die Summen der statischen Parameter überprüft. Es könnten also Zusammenhänge in einzelnen Bereichen auftreten, in der Summe aber sind die Fehlstellungen bei den Geschlechtern gleich. Dieses lässt sich vielleicht auch durch die Angleichung der Lebensgewohnheiten von Frauen und Männern erklären, da Frauen in dieser Altersgruppe sowohl beruflich als auch sportlich ähnliche Aktivitäten zeigen, wie Männer. Ein vermuteter Unterschied aufgrund von Schwangerschaft, Geburt und häufigem Tragen von Säuglingen und Kleinkindern hat sich hier nicht bestätigt. Wahrscheinlich stehen dem die beruflichen körperlichen Strapazen bei Männern gegenüber. Aus einer Aufstellung der Universität Rostock über die Richtwerte für das Heben und Tragen von Lasten unter Optimalbedingungen für Männer und Frauen verschiedenen Alters geht hervor, dass die dort angegebenen zumutbaren Lasten im Alltag bei genauerer Betrachtung doch häufig überschritten werden. So hebt eine Mutter mittleren Alters häufig ihr Kind oder ihre Kinder,

Getränkekisten, Blumenkübel, Waschkörbe, Einkaufstaschen, welche die zumutbaren Lasten von 9 Kilogramm deutlich überschreiten. Selbst der Staubsauger wiegt mehr und wird durch das ganze Haus Treppe rauf und runter getragen.

		Zumutbare Masse einer Last in kg in Abhängigkeit von der Häufigkeit des Hebens und Tragens			
Art des Lasttrans- portes	Ge- schlecht	Alter (Jahre)	selten < 5%	wiederholt 5–10% der Schicht	häufig 11–35%
Heben	Männer	15–18	35	25	20
		19–45	55	30	25
		> 45	50	25	20
	Frauen	15–18	13	9	8
		19–45	15	10	9
		> 45	13	9	8
Tragen	Männer	15–18	30	20	15
		19–45	50	30	20
		> 45	40	25	15
	Frauen	15–18	13	9	8
		19–45	15	10	10
		> 45	13	9	8

Abb.4.33: Grenzwerte (Richtwerte) für das Heben und Tragen von Lasten unter Optimalbedingungen aus

(<http://arbmed.med.uni-rostock.de/lehrbrief/arbphys.htm>. Zugriff 03. Mai 2007)

Auch wird ein Maurer seine Schubkarre nicht nur zur Hälfte mit Beton füllen, damit er seine zumutbar zu hebende Last von 25 Kilogramm nicht überschreitet. Die Grenzwerte für Frauen und Männer liegen zwar auf unterschiedlichem Niveau, trotzdem belasten sich beide Geschlechter doch häufig über den Toleranzbereich hinaus.

Anders stellen sich die Ergebnisse in Bezug auf den Schmerz dar. Hier gibt es sowohl für den Anfangsschmerz als auch für die Schmerzverbesserung signifikante Zusammenhänge mit dem Geschlecht. Aus den Mittelwerten des überprüfenden t-Tests geht hervor, dass die Frauen stärkere Schmerzen angeben als die Männer, allerdings auch eine höhere Schmerzverbesserung registrieren. Dieses lässt unterschiedliche Schlüsse zu:

- 1) Frauen haben ein größeres Schmerzempfinden und registrieren daher die auftretenden Schmerzen deutlicher als die Männer, die dazu neigen, Schmerzen als Schwäche zu empfinden und daher diese eher ignorieren. Jene These wird auch durch die stärker registrierte Schmerzverbesserungen bei Frauen unterstützt, denn wie oben erwähnt, ist nicht nur der Anfangsschmerz bei Frauen höher als bei Männern, sondern die Schmerzverbesserung wird bei Frauen ebenfalls höher angegeben.
- 2) Das Ergebnis zeigt keinen Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und der Statik, wohl aber zwischen Geschlecht und Schmerzen. Da das Symptom Schmerz die Propriozeption und damit die Gleichgewichtsfähigkeit negativ beeinflusst, so dass es zu einer schmerzreflektorischen Hemmung von Muskelanteilen mit nachfolgendem Instabilitätsgefühl kommen kann (Hanssen, 2006, S. 18), müssten die Frauen bei stärkeren Schmerzen eine schlechtere Statik haben. Dieses wurde aber weder für die Probanden dieser Stichprobengruppe, noch für die große Gesamtgruppe aus beiden Studien festgestellt. Man kann vermuten, dass es bei gleich hohen Fehlstellungen aufgrund der körperlichen Konstitution bei Frauen zu größeren Schmerzen kommt.

Beispiel: Wenn ein Mann mit einer Körpergröße von 1,80 Metern eine Lotabweichung von 6mm aufweist, ist diese im Verhältnis zu einer Frau mit einer Körpergröße von 1,60 Metern deutlich geringer, und bei der Frau wird

ein höheres Schmerzpotential verständlich. Neben der Körpergröße ist auch der prozentuale Muskelanteil bei Frauen geringer als bei Männern. So wäre es also denkbar, dass eine Fehlstellung bei Männern besser kompensiert bzw. muskulär aufgefangen wird als bei Frauen und dadurch effektiv weniger Schmerzen entstehen.

Nebenhypothesen 1 und 2 beschäftigen sich mit der Frage der Reizsetzungen und deren statischen Ergebnissen zu unterschiedlichen Zeitpunkten.

So werden in Nebenhypothese 1 die verschiedenen objektiven Parameter des 3D-Rückenscanners bei der Erstanalyse und der Zweitanalyse direkt nach der Reizsetzung überprüft, wohingegen sich Nebenhypothese 2 um den Zeitraum von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach ca. 6 Monaten kümmert. Da 80% der Patienten einer orthopädischen Praxis funktionelle Störungen des Bewegungsapparates (wie z.B. der Wirbelsäule) haben, sind diese Ergebnisse von besonderer Bedeutung.

Im Einzelnen stellt sich dieses wie folgt dar:

Der Beckenschiefstand, die Lotabweichung und die Seitabweichung sind in Nebenhypothese 1 und Nebenhypothese 2 signifikant bzw. hochsignifikant. Das heißt, dass sowohl deutliche spontane Reaktionen auf die propriozeptive Stimulation zeigen (Erstanalyse zur Zweitanalyse = Nebenhypothese 1), als auch noch einmal typische Reaktionen nach ca. 6 Monaten (Erstanalyse zur Nachkontrolle = Nebenhypothese 2). Man kann also einen anhaltend wirksamen Einfluss auf die drei Parameter erzielen, bzw. Patienten mit statischen Problemen in den oben genannten Bereichen gut korrigieren. Obwohl bei dieser Untersuchung kein Kontrollgruppenvergleich durchgeführt werden konnte, zeigt sich bei den drei oben genannten Werten eine so hochsignifikante Verbesserung, dass davon ausgegangen werden kann, dass durch korrekte propriozeptive Stimulation eine Verbesserung der Statik möglich ist. Von besonders großem Interesse sind die Ergebnisse der Nebenhypothese 2. Die Messungen wurden ohne propriozeptive Stimulation vorgenommen. Durch die hochsignifikanten Ergebnisse wird deutlich, dass nach einer Tragezeit von ca. 6 Monaten die

propriozeptive Stimulation nicht nur die Statik in bestimmten Bereichen verbesserte, sondern die Körperhaltung so stabilisierte, dass sich eine Verbesserung auch ohne Einlage, bzw. Stimulation messen ließ. Auf die statischen Messwerte des Beckenschiefstandes, der Lotabweichung, der Seitabweichung und hier auch der Oberflächenrotation trifft dieses hier zu. Die Nebenhypothese 1 sagt somit aus, dass eine Wirkung der propriozeptiven Stimulation auf die Statik vorhanden ist.

Die Nebenhypothese 2 bestätigt weiter, dass diese Veränderungen auch vom Körper gespeichert werden können, was bedeutet, dass bestimmte Fehlstellungen, die sich über Jahre entwickelt haben, beeinflussbar und in einem bestimmten Rahmen korrigierbar sind.

Die Oberflächenrotation scheint nicht so schnell beeinflussbar zu sein. Bei der direkten Stimulation zeigen sich keine signifikanten Werte (Nebenhypothese 1). Allerdings hat sich nach ca. 6 Monaten die Oberflächenrotation doch signifikant verbessert. Dieses zeigt, dass der hier getestete Parameter verändert werden kann, allerdings nicht so schnell, wie der Beckenschiefstand, die Lotabweichung oder die Seitabweichung.

Die Rumpfneigung ist der einzige Parameter, der bei die Altersgruppe dieser Studie keinerlei signifikante Werte aufweist, weder von der Erstanalyse zur Zweitanalyse bei der direkten Reizsetzung, noch von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach ca. 6 Monaten. Dieses lässt zwei Schlüsse zu:

- 1) Die Rumpfneigung kann mit dieser Reizsetzung nicht beeinflusst werden. Für die Kontrolle einer therapeutischen Einwirkung über propriozeptive Stimulation scheint die Rumpfneigung, zumindest in der untersuchten Altersgruppe, kein relevanter und beeinflussbarer Parameter zu sein.
- 2) Die Probleme bei der Rumpfneigung könnten in dieser Altersgruppe noch nicht ausgeprägt genug sein, so dass es zu einer positiven Reaktion durch Therapie kommen könnte. Die vorgebeugte Fehlhaltung kann man auch eher bei älteren Personen beobachten, so dass die Ergebnisse aus der Studie von *A. Schramm* mit der Altersgruppe ab 51 Jahren darüber Aufschluss geben wird, ob dieser Parameter bei einer älteren Probandengruppe beeinflussbar ist.

Dass sich die propriozeptive Einflussnahme positiv auf die Statik auswirkt, stellten auch die Italiener Fusco, Fusco und Ambrosone (2002) in ihrer Experimentalstudie zu der

Wirkung von propriozeptiven Einlagen im Gegensatz zu Schuhkeilen fest. Auch hier wurde zur objektiven Überprüfung das in dieser Studie verwendete 3D Gerät VRS Formetric benutzt. Fusco et al. teilten 69 Patienten im Alter zwischen 12 und 48 Jahren in 3 Gruppen ein. Alle Patienten zeigten eine asymmetrische räumliche Ausrichtung des Beckens und eine Asymmetrie der Darmbeine und der hinteren Beckenlöcher (funktioneller Beckenschiefstand). Diese Patienten klagten über schmerzhafte Symptome, vor allem im Lendenwirbelsäulenbereich. 27 Patienten kamen in Gruppe A und wurden mit einem Keil unter der Ferse behandelt, um den Beckenschiefstand auszugleichen. Die 15 Patienten in Gruppe B wurden, da sie die Kontrollgruppe darstellen, überhaupt nicht behandelt. Gruppe C bestand aus 27 Patienten, die mit propriozeptiv stimulierenden Einlagen behandelt wurden. Nach 3 Monaten wurde die Anfangsuntersuchung wiederholt. Es stellte sich heraus, dass die mit dem Schuhkeil behandelten Patienten aus der Gruppe A schwere Abweichungen der gesamten Wirbelsäule, besonders der Brustwirbelsäule aufzeigten. Die Patienten der Kontrollgruppe B wiesen keine Veränderung des anfänglichen Zustandes und keine Veränderung der anfänglichen Symptome auf. Die mit propriozeptiven Einlagen behandelten Patienten der Gruppe C zeigten eine ständige und stufenweise Verbesserung der schmerzhaften Symptome und eine verbesserte räumliche Ausrichtung des Beckens und der Wirbelsäule (Fusco, Fusco & Ambrosone, 2002). Die geringe Probandenanzahl kann dieses Ergebnis nicht repräsentativ gelten lassen, allerdings wurde hier mit einer Kontrollgruppe gearbeitet und es zeigten sich die gleichen Ergebnisse wie in dieser Studie.

In der **dritten Nebenhypothese** werden die Schmerzparameter bei der Erstanalyse und der Nachkontrolle nach ca. 6 Monaten für die verschiedenen Körperbereiche (Lendenwirbelsäule, Iliosacralgelenk, Brustwirbelsäule, Halswirbelsäule, Kopf, Hüfte und Knie) überprüft. Alle Werte sind hochsignifikant, so dass man die Aussage treffen kann, dass die propriozeptive Stimulation über ca. 6 Monate einen positiven Einfluss auf alle ausgewerteten Schmerzbereiche zeigt. Ähnliche Ergebnisse erzielten Caccavella (Verantwortliche für die orthopädische Abteilung in der Klinik Sanatrix, Neapel) und Martino (Professor der Hochschule für körperliche Erziehung, Neapel). Sie

untersuchten bei schwerer Osteoporose eine Wiederherstellung des Körperhaltungsgleichgewichtes mit Hilfe von propriozeptorisch stimulierenden Schuheinlagen. Es stellte sich nach 3 Monaten des Tragens mit Hilfe von Röntgenaufnahmen eine komplette Wiedererlangung der physiologischen Wirbelsäulenkrümmung und der Ausrichtung der Wirbel ein. Caccavella und Martino (2003) beschrieben ihr Ergebnis folgendermaßen:

„Ausgehend von dieser Erfahrung können wir behaupten, dass die Wiederherstellung des Körperhaltungsgleichgewichtes unerlässlich zur Behandlung der Pathologie aus schweren strukturellen Veränderungen der Wirbelsäule ist. Die Wiederherstellung des Körperhaltungsgleichgewichtes ist wichtig, auch zur Behandlung der so genannten minderen Pathologie, die von schmerzhaften und osteoporosischen Symptome der Brust- und Lendenwirbelsäule gekennzeichnet ist“. Also zeigte sich auch hier eine deutliche Schmerzverbesserung bei der Korrektur der Körperhaltung.

Von großem Interesse ist bei diesen Probanden, dass die Verbesserungen der Schmerzangaben deutlich größer ausfallen als die Verbesserungen in der Statik. Für die Erklärung dieses Phänomens lassen sich zwei Überlegungen anstellen. Zum einen könnte es zu einem gewissen Placeboeffekt der Einlagen gekommen sein. Diese Vermutung lässt sich aufgrund des Fehlens einer Kontrollgruppe nicht vollständig zurückweisen. Da aber auch Verbesserungen in den statischen Messwerten erzielt wurden, kann ein totaler Rückschluss auf einen Placeboeffekt sicherlich ausgeschlossen werden. Ein zweiter möglicher Erklärungsansatz fußt darauf, dass der menschliche Körper eine gewisse Fehlstellung kompensieren kann ohne eine Schmerzreaktion auszulösen. Somit müsste eine geringe Verbesserung der Haltung unter Umständen zu einer deutlichen Reaktion auf das Schmerzempfinden führen.

Eine positive Beeinflussung von Statik und Schmerz setzt allerdings eine fundierte Ausbildung und fachgerechte Anwendung voraus, da auch negative Ergebnisse bei falscher Anwendung erzielt werden können.

Es lässt sich aufgrund der Ergebnisse aber sagen, dass die podoätiologische Einlagenversorgung sicherlich ihre Berechtigung in der Therapie von orthopädischen Krankheitsbildern hat.

In der Überprüfung von **Nebenhypothese 4** stellt sich heraus, dass es keinen Zusammenhang zwischen der Statik und den Schmerzen gibt. Dieses bestätigt den Eindruck bei der Versuchsdurchführung. Immer wieder gab es Patienten mit geringen statischen Problemen, die starke Schmerzen angaben und umgekehrt. Über die Gründe lässt sich spekulieren. Reicht bei bestimmten körperlichen Voraussetzungen (Größe, Gewicht) ein geringer Schwellenwert aus, der dann Schmerzen verursacht? Daher wären in weiteren Untersuchungen das Gewicht und die Körpergröße der Patienten interessant, um hier genauere Aussagen treffen zu können. Damit könnte man die Vermutung der „Wehleidigkeit“ bei bestimmten Patienten, die unwillkürlich im Raum steht, entkräften, oder aber auch bestätigen. Auch die oben angegebene Aussage, dass Schmerzen die Propriozeption negativ beeinflussen können (Hanssen, 2006, S. 18), ist im Bezug auf die Größe des Schmerzes unspezifisch. Was bedeutet Schmerz, wo fängt er an, ist Schmerz für alle gleich, wie reagieren Alte & Junge, Frauen & Männer auf Schmerzen? Mit Hilfe einer Likertskala wurde versucht, die bei diesen Versuchspersonen anfallenden Schmerzen zu kategorisieren und einzustufen. Dieses ist aber nur ein erster Schritt zu einer Spezifizierung, da eine konkrete Schmerzbefragung (dumpfer oder stechender Schmerz, seit wann, in Ruhe oder bei Belastung, etc.) zwar erfolgte, jedoch nicht statistisch festgehalten worden ist.

Wichtig für die Sportwissenschaft ist natürlich zu wissen, ob man mit sportlicher Aktivität, überprüft in **Nebenhypothese 5**, Einfluss auf die Ergebnisse nehmen kann. Obwohl bei der Untersuchung der Eindruck entstanden ist, dass Sportler besser und mit weniger Umstellungsproblemen auf die propriozeptive Stimulation reagieren als Nichtsportler, zeigen die berechneten Werte etwas anderes. Es gibt keinen signifikanten Zusammenhang. Auch hierzu ist wieder anzumerken, dass es keine explizite Sportlergruppe zum Vergleich gab, sondern die Versuchspersonen nach ihrer Häufigkeit von sportlicher Aktivität und der Art des Sportes befragt wurden. Obwohl hier kein Zusammenhang nachzuweisen ist, wäre es für künftige Untersuchungen interessant, eine separate Gruppe von Leistungssportlern zu untersuchen, wie z.B.

Sportmannschaften oder belastungsdefinierte Sportler wie z.B. Golfer. Da es dem Patienten selber überlassen war, sich sportlich einzuordnen, kann man vermuten, dass sich der ein oder andere so sportlich aktiv darstellt, wie er einmal war oder sich vorgenommen hat zu sein und nicht so, wie er tatsächlich ist. Man kann auch aufgrund der Angaben zu sportlicher Aktivität und deren Häufigkeit keinen genauen Rückschluss auf relevante propriozeptive Trainingsreize während der sportlichen Aktivität ziehen. Eine weitere Erklärung kann man in der Auswahl der Probanden finden. Da Patienten gekommen sind, die Beschwerden hatten und so die Versuchspersonengruppe nicht selber ausgesucht werden konnte, kann man vermuten, dass Sportler insgesamt weniger Schmerzen aufweisen aufgrund ihrer muskulären Situation und daher erst gar nicht gekommen sind.

Ein weiterer Schritt wäre die Überprüfung, ob Sportler durch eine Korrektur von fehlerhafter Körperstatik eine Leistungssteigerung erfahren. Dieses wurde von Cristofalo, Parisi, Francavilla, Savojardo, Galiano, Pecorella, Marchese, Palmeri, Lococo und Francavilla (2002) vom Sportmedizinlehrstuhl der Universität Palermo untersucht. Ziel dieser Experimentalstudie war es herauszufinden, ob die Korrektur der Körperhaltung die Wirkungen des Therapieansatzes auf einige bestimmte Muskel- und Skelettpathologien ändern kann und ob sich die Sportleistung dadurch verbessert. Es wurden zwei Athletengruppen beobachtet, wobei es sich insgesamt um 21 Athleten handelte. In Gruppe A waren 7 Athleten im Alter von 16 bis 29 Jahren. Die ausgewählten Athleten zeigten die gleiche Pathologie des Muskel- und Skelettapparates, sie trieben den gleichen Sport (Mittelstreckenlauf) und befolgten ein gleiches Trainingsprogramm im Laufe des Sportjahres. Die Athleten der Gruppe B wurden nach den gleichen Kriterien ausgesucht. Die Unterscheidung der beiden Gruppen lag darin, dass die Sportler der Gruppe A Körperhaltungsstörungen aufwiesen, die die Entzündungsmöglichkeit der Muskel- und Sehnenstruktur der an der selben Seite der Körperhaltungsstörungen liegenden unteren Gliedmaßen steigerten. Die Athleten der Gruppe B stellten die Kontrollgruppe ohne bedeutende Anomalien dar. Die Sportler beider Gruppen bekamen propriozeptive Schuheinlagen, die die Statik und die Dynamik des Körpers durch die Beseitigung der Muskelverspannungen verbessern sollten. Es stellte sich heraus, dass bei allen Athleten der Gruppe A die schmerzhaften Symptome

und die Muskelverspannungen verschwanden und sich die Laufzeiten in ihrer Sportart deutlich verbesserten. „Die Korrektur, die die Fußauftrittsfläche, den Schwerpunkt und die durch die Muskelketten Nerveninformationsübertragung betreffende unterschiedliche Pathologie, verbessert die Bewegungskoordination und sie ermöglicht eine Bewegungsfunktion, die nicht nur die Widerstandsfähigkeit gegen steigende Anstrengungen, sondern überhaupt die Bewegungsgeschwindigkeit des Athleten verändert und verbessert“ (Cristofalo et al., 2002). In dieser Untersuchung konnte eine Schmerzverbesserung und eine Leistungssteigerung mit Hilfe von propriozeptiver Einlagenversorgung bei Sportlern nachgewiesen werden, allerdings ist die Probandengruppe mit 21 Versuchspersonen nicht repräsentativ und es würde sich lohnen, dieses mit einer größeren Probandenzahl zu wiederholen.

Auch zwischen der beruflichen Aktivität und den Statik- bzw. Schmerzparametern wie in **Nebenhypothese 6** untersucht gab es keinen Zusammenhang. Es wurde unterschieden zwischen körperlicher, wechselnder und keiner körperlichen Aktivität. Am ehesten wurde erwartet, dass Personen mit wechselnder Tätigkeit die geringsten Probleme zeigen, denn sowohl hohe körperliche Arbeit als auch keine Bewegung sind nachweislich ungünstig für die körperliche Konstitution. Allerdings kann man von einer wechselnden Aktivität auch nicht auf die Stärke der Anstrengung schließen, so dass sich die Überprüfung von bestimmten Berufsgruppen in weiteren Untersuchungen lohnen würde. Dieses wurde in Italien mit dem Arbeitsfeld „Krankenhauspersonal“ vorgenommen. Auslöser hierfür war eine zweijährige Untersuchung, die die Kosten für Körpertherapie, chiropraktischer Behandlung, Verteilung von Informationsbroschüren und Massagen ins Verhältnis setzte. Die Effektivität der unterschiedlichen Methoden ließ deutlich zu wünschen übrig, so dass nach alternativen Behandlungsformen gesucht wurde. Hier griff die Abteilung für Posturologie der Unterrichtseinheit für Arbeitsmedizin der Universität in Mailand-Bicocca an dem Krankenhaus S.Gerardo in Monza ein. Sie schlussfolgerte, dass die Erkrankungen der Wirbelsäule zweifellos die am Häufigsten auftretende Pathologie, die im Zusammenhang mit Arbeitsbedingungen steht, ist. Die Probanden wurden mit propriozeptiven Einlagen versorgt und nach drei Jahren eine Kontrolluntersuchung durchgeführt. Laut ihrer Angaben waren die Patienten

sehr zufrieden mit ihren Ergebnissen, wobei leider keine statistischen Werte angeführt wurden (Fusco, 2002). Dieses unterstreicht die Vermutung, dass das Ergebnis zur Arbeitsbelastung bei spezifischen Berufsgruppen anders ausfallen könnte.

5 Zusammenfassung und Ausblick

Im letzten Kapitel dieser Arbeit werden die Hypothesen aus der konkreten Problemstellung mit ihrem Ergebnis zusammenfassend dargestellt. Anschließend wird eine kurze Diskussion über die Untersuchung dieses Themas folgen, mit einer Erläuterung zum weiteren Forschungsbedarf.

Bei der Überprüfung der ersten Haupthypothese (H1) stellte sich heraus, dass selbst bei einer Unterteilung in noch einmal zwei Altersgruppen keine signifikanten Werte zu verzeichnen waren, also ein 20jähriger Proband keine charakteristisch anderen Reaktionen zeigte als eine 50jährige Testperson.

Der in Haupthypothese zwei (H2) getestete Zusammenhang zwischen dem tatsächlichen Alter der Probanden und den Statik- bzw. Schmerzparametern zeigte erwartungsgemäß keinen Zusammenhang.

Aus Haupthypothese drei (H3) geht hervor, dass der Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und den Statikparametern nicht zu verallgemeinern ist, sich allerdings ein signifikanter Zusammenhang zwischen den Schmerzparametern aufweisen ließ. In einem überprüfenden Test zeigte sich, dass die Frauen stärkere Schmerzen angeben als die Männer und eine höhere Schmerzverbesserung bemerken.

Weiterhin wurden die Haupthypothesen vier (H4) und fünf (H5) überprüft. Sie beschrieben die Unterschiede zwischen dieser und der Untersuchung von A. Schramm.

Hier stellte sich heraus, dass die in Haupthypothese vier (H4) getestete Körperstatik keinen signifikanten Unterschied bezüglich des Geschlechtes aus der großen Gesamtstichprobe aufwies. Bei dem beleuchteten Verhältnis in der Großgruppe

zwischen dem Alter und der Statik zeigte sich allerdings, dass die älteren Personen aus der Untersuchungsgruppe von A. Schramm signifikant schlechtere Statikwerte aufwiesen. Auch bei der Interaktion von Alter und Geschlecht konnten signifikante Ergebnisse festgestellt werden und zwar bei den Frauen. Es zeigte sich, dass die älteren Frauen eine schlechtere Statik hatten als die jüngeren. Bei den Männern konnten keine Unterschiede festgestellt werden.

Aus den in Haupthypothese fünf (H5) getesteten Schmerzparametern geht hervor, dass die Frauen aus der Großgruppe signifikant höhere Schmerzen angeben als die Männer, allerdings das Alter hierbei keine Rolle zu spielen scheint. Auch die Interaktion von Geschlecht und Alter ist nicht signifikant, d.h. dass die Männer und Frauen aus der Großgruppe unabhängig vom Alter gleiche Schmerzangaben machten.

Die erste Nebenhypothese (N1) beschäftigt sich mit den Unterschieden zwischen der Erstanalyse und der Zweitanalyse hinsichtlich körperstatischer Parameter. Hochsignifikante Verbesserungen zeigten sich bei dem Beckenschiefstand, der Lotabweichung und der Seitabweichung. Die Oberflächenrotation war mit einem Wert von 0,053 auf dem 5% Niveau gerade nicht mehr signifikant und die Rumpfneigung schien zunächst nicht beeinflussbar zu sein.

Auch die zweite Nebenhypothese (N2) behandelt den Unterschied körperstatischer Parameter, dieses Mal von der Erstanalyse zur Nachkontrolle nach ca. 6 Monaten. Hier zeigten die 4 Parameter Beckenschiefstand, Lotabweichung, Seitabweichung und hier auch die Oberflächenrotation hochsignifikante Verbesserungen. Die Rumpfneigung schien auch hier nicht beeinflussbar zu sein.

Des Weiteren wurde der Unterschied zwischen der Erstanalyse und der Nachkontrolle, hinsichtlich der Einflussgröße Schmerz in der dritten Nebenhypothese (N3) überprüft. Alle Befragten wiesen hier hochsignifikante Werte auf.

In der Zusammenhangsprüfung der Nebenhypothese vier (N4) stellte sich heraus, dass es keinen Zusammenhang zwischen der Körperstatik und der subjektiven Schmerzeinschätzung bei Erstanalyse und Nachkontrolle gab.

In Nebenhypothese fünf (H5), bzw. Nebenhypothese sechs (H6) wurde ein Zusammenhang zwischen der Häufigkeit von sportlicher Aktivität, bzw. der beruflichen Aktivität mit den üblichen Parametern überprüft. Hier zeigte sich keinerlei Zusammenhang.

Die hier erzielten Ergebnisse stellen im Vergleich zu dem Bau eines Hauses maximal das Richtfest dar. Der Ausbau, das Dachdecken, das Verputzen, die Installationen – dies alles fehlt noch zur Fertigstellung eines Gebäudes, so dass diese Studie nur der Anfang eines Großprojektes ist, bei dem vor allem das Fundament – beim Menschen die Füße - betrachtet wurde. Aber nicht nur der Fuß, sondern auch das gesamte Knochensystem wie Fesseln, Hüfte, Becken, Wirbel und Kiefer verändern die Körperhaltung, sowie auch Muskelketten, Gelenke, Nervenbahnen und Organstellungen (Cristofalo et. al., 2002). Der Ansatzpunkt „Füße“ aus dieser Studie ist nur eine Möglichkeit, eine propriozeptive Wirkung über Muskelketten auf die Körperstatik zu erzielen. Auch in einer italienisch-deutschen Experimentalstudie von Pfaff und Fusco (2002) wird dazu geraten, den Körper ganzheitlich zu betrachten und zu beachten, dass funktionelle Veränderungen von vier primären Exterorezeptoren ausgehen und zwar...

- „ 1) von den AUGEN, nicht nur als dem Sehorgan, sondern auch als okulomotorischen Apparat,
- 2) von den OHREN, nicht nur als dem Hörorgan, sondern auch als dem Gleichgewichtsorgan,
- 3) vom KIEFER als gesamten Muskelapparat einschließlich der Schluckfunktion,
- 4) von den FÜSSEN, nicht nur als Auftrittflächen, sondern auch als rezeptorische und nervöse Organe“ (Pfaff & Fusco, 2002).

So haben die italienische Zahnärztin für Kieferorthopädie Gabriella Guaglio, der amerikanische Chiropraktiker Piet Seru und der Italiener Enrico Zucchi als Fachzahnart bemerkt, dass man bei Okklusionsstörungen zunächst so weit wie möglich die Ursache von Körperhaltungsstörungen korrigieren muss, da die Korrektur der Körperhaltungsstörung eine totale oder teilweise Korrektur der Okklusionsstörung bewirkt, und dass durch die Optimierung der Körperstatik eine Verminderung von Rückfällen zu verzeichnen ist (Guaglio, Seru & Zucchi, 2002). Hier wird von einer positiven, aufsteigenden Wirkung durch die Korrektur der Statik auf den Aufbiss berichtet.

Dieses funktioniert aber auch absteigend durch die Korrektur der Okklusion. Kopp, Friedrichs, Pfaff und Langbein berichteten in einer Pilotstudie, dass „eine Änderung der antagonistischen Kontaktbeziehungen der Zähne direkt funktionelle Veränderungen an der Wirbelsäule nach sich zieht....(Es) kann gezeigt werden, dass der systematische Einsatz von Aufbissbehelfen zur Feinadjustierung der Okklusion die Beweglichkeit der Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule beeinflusst. Die Effekte lassen sich in ersten Ansätzen schon nach wenigen Tagen objektiv nachweisen. Eine Verbesserung der Stabilität der einzelnen Abschnitte der Wirbelsäule konnte bisher über einen Zeitraum von 3 Monaten zweifelsfrei dokumentiert werden“ (Kopp, Friedrichs, Pfaff & Langbein, Manuelle Medizin, 2003; 41, S. 39).

Je mehr man sich mit der Statik des Menschen beschäftigt, desto größer wird die Baustelle. Über ihre Fachgebiete versuchen Ärzte verschiedener Fachrichtungen, fehlerhafte Körperstatik als Ursache multipler Pathologien zu korrigieren. Orthopäden über die Knochenstellung und die Füße, Zahnärzte und Kieferorthopäden über die Okklusion, Neurologen über die Nervenleitbahnen. Die Körperstatik spielt für alle Disziplinen die zentrale Rolle und macht ihren Stellenwert deutlich.

Auch der mit der propriozeptiven Therapie angewendete ganzheitliche und fachrichtungsübergreifende Behandlungsansatz wird in Zukunft noch an Bedeutung gewinnen. Durch die immer älter werdende Bevölkerung wird es künftig mehr Patienten mit multiplen Beschwerden geben, so dass eine ganzheitliche Behandlung hier dann gut ansetzen kann und greifen wird. Dass die propriozeptive Therapie auch bei älteren Patienten zu guten Ergebnissen führt, wurde mit den Haupthypothesen 4 und 5 gezeigt und die Untersuchungsreihe von A. Schramm mit Probanden ab dem 51sten Lebensjahr behandelt dieses im Einzelnen.

Weiterhin wäre es interessant, Kinder und Jugendliche zu überprüfen. Hier stellt sich die Schwierigkeit des Wachstums und der Entwicklung. Ab wann ist eine propriozeptive Beeinflussung überhaupt möglich und wie sind die Reaktionen auf eine propriozeptive Reizsetzung? Das genaue Alter, welches die Grenze zwischen möglicher Therapie und noch nicht greifender propriozeptiver Behandlung zieht, wäre als Ergebnis einer Untersuchung eine wichtige Erkenntnis.

Die willkürliche Auswahl an Probanden ließ keine Überprüfung von Leistungssportlern zu. In weiteren Untersuchungen wäre es interessant, gezielte Stimulationen bei Leistungssportlern zu setzen, um die Reaktionen zu überprüfen und abzutesten, in wie weit sich eine Leistungssteigerung dadurch ergeben könnte.

Für alle weiteren Forschungsreihen ist zu empfehlen, die Parameter Gewicht und Größe in die Fragebögen mit einzubeziehen, damit sich ein vermuteter Schwellenwert verifizieren lässt.

Für diese Untersuchungsreihe wurde das Verfahren von Aich ausgewählt und angewandt. Hochinteressant wäre es, wenn bei weiteren empirischen Testreihen andere Ansätze propriozeptiver Stimulation über die Fußsohle überprüft und mit dem hier verwendeten Verfahren verglichen würden. Die hier schon erwähnten Untersuchungen von Fusco et. al. in Italien bedienen sich einem ähnlichen, aber dennoch andere Verfahren der propriozeptiven Stimulation über die Fußsohle. Ein direkter Vergleich

sowie die Erörterung der Vor- und Nachteile der beiden Therapiemöglichkeiten bei verschiedenen Pathologien wären für eine Folgestudie ein konsequenter Schritt. Das Ergebnis solch einer Forschungsreihe würde dazu beitragen, die Qualität der am Patienten angewendeten Verfahren zu verbessern, um ein mögliches Optimum nicht nur für aussagekräftige Statistiken, sondern um vor allem eine Schmerzreduktion bei möglichst vielen Patienten zu erreichen.

Ein Grundstein ist gelegt, mögen noch viele weitere das Bauwerk „Korrektur der Körperstatik über propriozeptive Stimulation“ fertig stellen!

Literaturverzeichnis

- Adams, J.A., Gopher, D. & Lintern, G. (1977). Effects of visuell and proprioceptive feedback on motor learning. *Journal of Motor Behavior*, 9, 11-12.
- Aich,L. (1997). Podo-ätiologische Therapiesohlenversorgung. Pentling.
- Balster, K.: Bausteine der sensomotorischen Entwicklungsförderung (3) – die kinästhetische Wahrnehmung. *Sportpraxis*, 39,5 (1998), 19-21.
- Bernstein, N.A. (1987). *Bewegungsphysiologie*. Leipzig.
- Biedert, R. & Meyer, S. (1996). Propriozeptives Training bei Spitzensportlern. Neurophysiologische und klinische Aspekte. *Sportorthopädie-Sporttraumatologie*, 12.2, 102-105.
- Bizzini, M. (2000). *Sensomotorische Rehabilitation : Fallbeispiel in allen Heilstadien*. Stuttgart.
- Bock, O. (2001). Mechanismen der sensorischen Adaptation beim Menschen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 52, 12 , 338-342.
- Bourdiol, R.J. (2001a) Die Folgen der bevorzugten Lateralität. *Orthopädieschuhtechnik*, 10 , 36-40.
- Bourdiol, R.J. (2001b) Die Fußgewölbe. *Orthopädieschuhtechnik*, 9, 14-18.
- Bourdiol, R.J. (2001c) Funktionelle Myologie. *Orthopädieschuhtechnik*, 7&8, 16-25.
- Bourdiol, R.J. (1980). *Pied et Statique*. Maisonneuve.
- Breukhoven, K.J. (2000). Podo-Orthesiologie. Zugriff am 14. Dezember 2004 unter <http://www.mcvsa.nl/English/profession.htm>

- Brisson, M.J. (1803). *Traité élémentaire ou Principes de Physiques, fondés sur les connoissances les plus certaines, tant anciennes que modernes, es cofirmés par l'expéience*. 4 th edu. Bossange, Paris.
- Brügger, A. (1990). *Gesunde Körperhaltung im Alltag*. Zürich.
- Caccavella N. & di Martino, F. (2003, 19. November). *Widerherstellung des Körperhaltungsgleichgewichtes bei den Wirbelsäulenbrüche, die von der Osteoporose verursacht werden: Erklärung eines klinischen Falles*. Zugriff am 28. Januar 2007 unter http://www.ksitalia.it/de/rieqPost_nelle_FrattureVert.htm
- Carrière, B. (1999). *Der große Ball in der Physiotherapie*. Berlin, Heidelberg, New York.
- Clauss, G. & Hiebsch, H. (1962) *Kinderpsychologie*. Berlin.
- Cristofalo, M.G., Parisi, A., Francavilla, V., Savojardo, M., Galiano, G., Pecorella, G., Marchese, L., Palmeri, F., Lococo, L. & Francavilla, G. (2002, 27. Dezember). *Die Körperhaltung Heilkunde und Wissenschaft im Dienste der Athleten*. Zugriff am 28. Januar 2007 unter <http://www.ksitalia.it/de/sperimentazione5.htm>
- de Marées, H. (1992). *Sportphysiologie*. Köln.
- Deml, T. (2003). *Normalverlauf der Bandscheibendegeneration an der Lendenwirbelsäule in der Magnetresonanztomographie bei beschwerdefreien Patienten*. Ludwig–Maximilians-Universität München.
- Dickinson, J. (1974). *Proprioceptive control of human movement*. London.
- Dietrich, P. (2001). *Ein Bewegungsprogramm (BISFR) zur Therapie von Rückenschmerzen: Eine prospektive, kontrollierte Studie zur Effektivität des „Bewegung im schmerzfreien Raum“ – Programms bei Patienten mit chronischen Rückenschmerzen*. Ruhr Universität Bochum.
- Dvorák, J. & Dvorák, V. (1988). *Manuelle Medizin – Diagnostik*. Stuttgart, New York.
- Eccles, J.C. (1973). *The Understanding of the Brain*. New York.
- Edelman, G.M. (1993). *Unser Gehirn – ein dynamisches System*. München.

- Faller, A. (1995) Der Körper des Menschen. Stuttgart, New York.
- Freiwald, J. & Engelhardt, M. (2002). Stand des motorischen Lernens und der Koordination in der orthopädisch – traumatologischen Rehabilitation. Sportorthopädie, Sporttraumatologie, 18, 5-10.
- Frisch, H. (1996). Programmierte Therapie am Bewegungsapparat – Chirotherapie. Berlin, Heidelberg, New York.
- Froböse, I. & Nellessen, G. (Hrsg.). (1998). Training in der Therapie. Wiesbaden.
- Fusco, M.A. (2002, 22. Juni). Körperhaltung, Diagnose, Therapie und Rehabilitation in einer heterogenen Gruppe von Arbeitern. Zugriff am 28. Januar 2007 unter <http://www.ksitalia.it/de/aspettiposturologici.htm>
- Fusco, R., Fusco, M.A. & Ambrosome, M. (2002, 01. Juli). Unerlässlichkeit einer Diagnose von einer asymmetrie der unteren Gliedmassen vor der Anwendung von einem einseitigen Keil: Praktische Nachweise der Wirbelsäulenschädigung, die von der unpassenden Anwendung dieser Stützeinlagen verursacht werden können. Zugriff am 28. Januar 2007 unter <http://www.ksitalia.it/de/necessita.htm>
- Gehrke, T., Kleinschmidt, S. & Lichte, H. (1999) Sportanatomie. Berlin.
- Granacher, U. (2003). Neuromuskuläre Leistungsfähigkeit im Alter (>60 Jahre): Auswirkungen von Kraft- und sensomotorischem Training. Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i.Br..
- Granit, R. (1970). The Basis of Motor Control. New York.
- Grill, F. (1989). Corrections of Complicated Extremity Deformities by External Fixation. Clin Orthop. And Rel. Res. 241, 166-175.
- Guaglio, G., Seru, P. & Zucchi, E. (2002, 07. Oktober). Strukturelle ascendente Okklusionsstörungen. Zugriff am 28. Januar 2007 unter <http://www.ksitalia.it/de/sperimentazione3.htm>
- Häflinger, U. & Schuba, V. (2002). Koordinationstherapie – Propriozeptives Training. Aachen.
- Haas, G. (1987). Quantifizierung von Störungen der Haltungskontrolle. In: Fichsel, H. (Hrsg.), Aktuelle Neuropädiatrie. Berlin, Heidelberg, New York.
- Haase, J., et al. (1976). Sensomotorik. München.

- Hanssen, J.-M. (2006). Gleichgewichts-/Koordinationsfähigkeit und Kraftverhalten der kniegelenksumgebenden Muskulatur bei Patienten vor und nach Implantation einer Kniegelenktotalendoprothese. Eberhard Karls Universität zu Tübingen.
- Hazan, Z. (1992). Role of proprioception in neural control. *Current Opinion in Neurobiology*, 2, 824-829.
- Heidemann, K. (2006). Bewegungskoordination im Alter. Eine Experimentelle Studie zum Training der Gleichgewichtsfähigkeit. Christian-Albrechts-Universität zu Kiel.
- Höhner, O., Reckeweg, R. & Wehrmann, R. (1996) F1 – Help !!! Bielefeld.
- Hotz, A. & Weineck, J. (1988). Optimale Bewegungslehre. Erlangen.
- Hummelsheim, H. (1998). Neurologische Rehabilitation. Berlin, Heidelberg.
- Jerosch, J., Catro, W.H.M., Hoffstetter, I. & Bischof, M. (1994). Propriozeptive Fähigkeiten bei Probanden mit stabilen und instabilen Sprunggelenken. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 45, 10, 380-389.
- Kapandji, I.A. (2001). Funktionelle Anatomie der Gelenke. Stuttgart.
- Karch, D. (2001). Entwicklung der Körperwahrnehmung und der Motorik: Seminarunterlagen zum Fortbildungsseminar „Wahrnehmungsentwicklung und Wahrnehmungsstörungen“. Maulbronn.
- Kempf, H.-D. (1995). Die Rückenschule. Reinbek bei Hamburg.
- Klein-Vogelbach, S. (1993). Funktionelle Bewegungslehre. Berlin, Heidelberg, New York.
- Kopp, S., Friedrichs, A., Pfaff, G. & Langbein, U. (2003). Beeinflussung des funktionellen Bewegungsraumes von Hals-, Brust- und Lendenwirbelsäule durch Aufbissbehelfe. *Manuelle Medizin*, 41, 39-51.
- Krumbeck, M. & Leiser, R. (2002). Schiefhals. Zugriff am 02. Februar 2004 unter <http://www.arthrosis.de/schiefhals/>
- Lavigne, A. & Noviel, D. (1993). *Troubles statiques du pied de l'adulte*. Paris, Milan, Barcelone, Bonn.

- Leisman, G. (1989). Cybernetic model of psychophysiologic pathways: II. Consciousness of tension and kinesthesia. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 12, 3, 174-191.
- Lephart, S.M. & Fu, F.H. (2000). *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. Winsor, Leeds, Lower Mitcham, Auckland Central.
- Lexikon-Institut Bertelsmann (1979). *Grosses Handlexikon in Farbe*. Gütersloh.
- Meinel, K. (1960). *Bewegungslehre*. Berlin.
- Meinel, K. & Schnabel, G. (1977). *Bewegungslehre*. Berlin.
- Meinel, K. & Schnabel, G. (1987). *Bewegungslehre*. Berlin.
- Mommert-Jauch, P. (1998). Propriozeption. *Ü-Magazin für Übungsleiterinnen und Übungsleiter*, Heft 02. Aachen.
- Moschner, E. (1972). Ätiologie und Klinik der Beinlängenunterschiede. *Orthopädie* 1, 1-8.
- Moschner, E. & Figner, G. (1972). Die Messung der Beinlängen. *Orthopädie* 1, 9-13.
- Moschner, E. (1973). Ätiologie und klinische Bedeutung der Beinlängendifferenz. *Orthopädische Praxis* 5, 187-191.
- Neumaier, A. (2003). *Training der Bewegungstherapie*. Köln.
- Overbeck, M. und Kollegium (2001). Sprunggelenksinstabilitäten – Effektstudie eines Trainingsprogrammes. *Zeitschrift für Physiotherapie* 53, 418-427.
- Panjabi, M. M. & White, A. A. (2001). *Biomechanics in the musculoskeletal system*. Philadelphia.
- Pfaff, G. (2005). Die neurophysiologischen Grundlagen der sensomotorischen Haltungskoordination und Muskelsteuerung. *Orthopädische Praxis* 41,8, 402.
- Pfaff, G. & Fusco, M.A. (2002, 8. März). Wirkung der KS / Medical Schuheinlagen auf die Wirbelsäulenrotation bei Skoliose: eine mit Hilfe des 3d-Oberflächenvermessungssystems formetric durchgeführte Studie. Zugriff am 28. Januar 2007 unter <http://www.ksitalia.it/de/effettoplantare.htm>
- Pfeifer, K., Ruhleder, M., Brettmann, K. & Banzer, W. (2001). Effekte eines koordinationsbetonten Bewegungsprogramms zur Aufrechterhaltung der Alltagsmotorik im Alter. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 52, 4, 129-132.

- Quante, M. & Hille, E. (1999). Propriozeption: eine kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 50, 10, 306-310.
- Raine, C. (1972). Kinesthesia and proprioception – a clarification of terms?. *British Journal of Physical Education*, 3, 4, 27-29.
- Reinhardt, B. (Hrsg.). (1993). *Das Bewegungssegment der Wirbelsäule im Blick der orthopädischen Rückenschule*. Uelzen.
- Reinhardt, B. (1998) *Die große Rückenschule*. Balingen.
- Reinhardt, B. & von TIEDEMANN (1999). Propriozeptives Training bei Distorsionen des OSG als Beitrag zur Sekundärprophylaxe und früheren Wiedereingliederung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 50, 3, 89-91.
- Röthig, P., Becker, H., Carl, K., Kayser, D. & Prohl, R. (Hrsg.). (1992). *Sportwissenschaftliches Lexikon*. Schorndorf.
- Roth, K. & Willimczik, K. (1999). *Bewegungswissenschaft*. Reinbek bei Hamburg.
- Sainburg, R.L., Poizner, H. & Ghez, C. (1993). Loss of proprioception produces deficits in interjoint coordination. *Journal of Neurophysiology* 73, 2136-2147.
- Schewe, H. (1988). *Die Bewegung des Menschen*. Stuttgart.
- Schlumberg, A. & Eder, K. (2001). *Verletzungsprophylaxe durch Stabilisationstraining. Leistungssport*.
- Schmidt, R.A. (1988). *Motor control and learning*. Champaign.
- Schmidt, R.A. (1991). *Motor learning and performance*. Champaign.
- Schmidt, R.F. (1995). *Neuro- und Sinnesphysiologie*. Berlin, Heidelberg.
- Schneider, W., Dvorák, J., Dvorák, V. & Tritschler, T. (1989). *Manuelle Medizin – Therapie*. Stuttgart, New York.
- Scott, M.L., Pincivero, D.M., Giraldo, J.L. & Fu, F.H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *American Journal Sports Medicine* 25, 1, 130-137.
- Silbernagl, S. (1991). *Taschenbuch der Physiotherapie*. München.
- Singer, R. & Willimczik, K. (Hrsg.). (1985). *Grundkurs Datenerhebung 2*. Ahrensburg.
- Stolpe, K.-V. (2002). *Einfluss eines kinästhetischen Trainings auf das Erlernen des Golfschwungs*. Universität der Bundeswehr München.

- Tanasescu, G. & Stanciulescu, E. (1965). Beitrag zum Studium der Entwicklung einiger Charakteristiken der höheren Nerventätigkeit bei 7 - 11jährigen Kindern. Wissenschaftliche Zeitschrift der Humboldt-Universität Berlin, Mathematisch-naturwissenschaftliche Reihe. 14, 2, 255-257.
- ten Bruggencate, G., et al. (Hrsg.). (1980). Allgemeine Neurophysiologie. München, Wien, Baltimore.
- Tittel, K. (2003). Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. München.
- Toren, V. (2002). Zur Entwicklung invasiver Behandlungsmethoden der Beinlängendifferenz. Ludwig-Maximilians-Universität München.
- Ungerer, D. (1977). Zur Theorie des sensomotorischen Lernens. Schorndorf.
- van den Berg, F. (1999). Angewandte Physiotherapie, Band 1: Das Bindegewebe des Bewegungsapparates verstehen und begreifen. Stuttgart.
- Veronica, A. & Castillo, P. (2002, 30. Mai). Körperhaltungsausgleich aus Augenursprung. Zugriff am 28.01.2007 unter <http://www.ksitalia.it/de/compPosturale.htm>
- Whiting, H.T.A. (Hrsg.). (1984). Human motor actions. Amsterdam.
- Wilke, C. & Froböse, I. (2003). Quantifizierung propriozeptiver Leistungen von Kniegelenken. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 54, 2, 49-54.
- Wilke, C., Froböse, I. & Schulz, A. (1993). Einsatzmöglichkeiten des Posturomed im Rahmen des sensomotorischen Trainings für die untere Extremität. Gesundheitssport und Sporttherapie 19, 9-14.
- Willimczik, K. (1992). Statistik im Sport. Ahrensburg.
- Willimczik, K. (1996). Sportmotorische Entwicklung – Vorabversion. Universität Bielefeld.
- Willimczik, K., Meierarend, E.-M., Pollmann, D. & Reckeweg, R. (1997). Das „beste motorische Lernalter“ – Forschungsergebnisse zu einem pädagogischen Postulat und zu kontroversen empirischen Befunden. Unveröffentlichte Arbeit. Universität Bielefeld.
- Willimczik, K. & Roth, K. (1991). Bewegungslehre. Reinbek bei Hamburg.
- Winter, D. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. New York.

- Winter, R. (1987). Die motorische Entwicklung des Menschen von der Geburt bis ins hohe Alter. In: Meinel, K. / Schnabel, G.: Bewegungslehre. Berlin, 293-410.
- Zilles, K. & Rehkämper, G. (1998). Funktionelle Neuroanatomie. Berlin, Heidelberg, New York.
- Zimmermann, E. (1989). Funktionelle Anatomie. Schorndorf.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.1	Der schiefe Turm von Pisa aus http://www.host800.de/imgServer/tumb-der-schiefe-turm-von-pisa.jpg . Zugriff 27. Februar 2007.....	1
Abb. 1.2	Körperhaltungen aus http://www.dr-kornwachs.de/mayr.html . Zugriff 14. Dezember 2003.....	1
Abb. 2.1	Venedig aus http://www.bacher-reisen-at/images/venedig.jpg . Zugriff 27. Februar 2007.....	6
Abb. 2.2	Körpermodell von Brügger aus http://www.rollstuhltanz.de/index2.htm . Zugriff 22. Februar 2007.....	9
Abb. 2.3	Körpermodell von Schramm in Anlehnung an das Körpermodell von Brügger (1990).....	10
Abb. 2.4	Lotlinie nach Kempf aus Kempf, 1995, S. 131.....	11
Abb. 2.5	Körperneigungen aus Aich, 1997, S. 9.....	14
Abb. 2.6	Körpertorsionen aus Aich, 1997, S. 12.....	15
Abb. 2.7	Riss im Türsturz (Privatfoto Schramm 2004).....	16
Abb. 2.8	Zentrale Kräftegruppe im Gleichgewicht aus http://mechanima.upb.de/Statik/3.%20Kraftangriff/ 3.4%20Kr%C3%A4ftegruppe/intro.jpg . Zugriff 15. Februar 2007	17
Abb. 2.9	Brückeneinsturz aus http://mechanima.upb.de/Statik/1.%20Einordnung/intro.jpg . Zugriff 15. Februar 2007.....	18

Abb. 2.10	Becken aus http://l.yimg.com/us.yimg.com/i/edu/ref/ga/s/319.jpg . Zugriff 03. Mai 2007	19
Abb. 2.11	Teufelskreis der Schonhaltung aus http://mechanima.upb.de/statik/4.%20Kraftsysteme/intro.jpg . Zugriff 15. Februar 2007.....	21
Abb. 2.12	Skoliose aus http://www.ebenbach- dr.com/Schulereite/Skoliose/Skoliose/Skoliose_Unters.jpg . Zugriff 03. Mai 2007.....	22
Abb. 2.13	Schiefhals aus http://www.manmed.de/seiten/themen/manual/pics/KISSIklein.jpg . Zugriff 03. Mai 2007.....	24
Abb. 2.14	Unterschiedliche Traglasten aus http://mechanima.upb.de/Statik/5.%20Schwerpunkt 5.3%20Massenschwerpunkt/intro.jpg . Zugriff 15. Februar 2007.....	25
Abb. 3.1	Verarbeitung der propriozeptiven Informationen im zentralen Nervensystem.....	39
Abb. 3.2	Informationswege.....	40
Abb. 3.3	Sensomotorische Adaptation bei jüngeren und älteren Probanden aus Bock, 2001, S. 339	43
Abb. 3.4	Muskelketten nach Bourdiol aus Orthopädieschuhtechnik, 9/2001,16....	71
Abb. 4.1	Körperabbildung vom 3D-Körperscanner aus http://www.diers.de/images/formetricII/vrs_back02.gif . Zugriff 28. Januar 2007.....	73

Abb. 4.2	Diers „formetric II“ aus http://www.zpm-ms.de/media/image/pic/diers1.jpg . Zugriff 10. Juni 2010.....	75
Abb. 4.3	Dynamische Fußabdrücke (Privataufnahme Schramm 2003).....	82
Abb. 4.4	propriozeptive Teilchen aus http://www.storp-mantius.de/bilder/therapiesohlen004.jpg . Zugriff 07. Juni 2010.....	84
Abb. 4.5	2D-Fußscanner aus http://careshop.de/blog/wp-content/upload/Fudiagnosemit2DScanner_E317/Scanner12.jpg . Zugriff 07. Juni 2010.....	84
Abb. 4.6	propriozeptive Einlagen aus http://www.hoerenz-orthopaedie.de/2005/assets/einlegesohlen_neu_orange.jpg . Zugriff 07. Juni 2010.....	85
Abb. 4.7	Mittelwerte der Körperstatik (Statik0) und der Summe der Schmerzen (SchmerzE) bei der Erstanalyse, sowie die Mittelwerte der Behaltensleistung (DSchmerz) und der Schmerzverbesserung (DSchmerz) nach 6 Monaten.....	90
Abb. 4.8	Mittelwerte der Summe der Schmerzen (SchmerzE) und der Schmerzverbesserung (DSchmerz) nach 6 Monaten bei Frauen und Männern.....	95

Abb. 4.9	Profildiagramm von dem geschätzten Randmittel für die Statik bei den beiden Altersgruppen.....	99
Abb. 4.10	Profildiagramm von dem geschätzten Randmittel für die Statik bei den Frauen der beiden Altersgruppen.....	101
Abb. 4.11	Profildiagramm von dem geschätzten Randmittel für die Schmerzproblematik bei den beiden Geschlechtern.....	104
Abb. 4.12	Mittelwerte des Beckenschiefstandes im Vergleich von der Erstanalyse zur Zweitanalyse.....	109
Abb. 4.13	Mittelwerte der Lotabweichung im Vergleich von der Erstanalyse zur Zweitanalyse.....	110
Abb. 4.14	Mittelwerte der Oberflächenrotation im Vergleich von der Erstanalyse zur Zweitanalyse.....	111
Abb. 4.15	Mittelwerte der Seitabweichung im Vergleich von der Erstanalyse zur Zweitanalyse.....	112
Abb. 4.16	Mittelwerte der Rumpfeigung im Vergleich von der Erstanalyse zur Zweitanalyse.....	113
Abb. 4.17	Gesamtdarstellung der Körperstatik von der Erstanalyse zur Zweitanalyse.....	114
Abb. 4.18	Mittelwerte des Beckenschiefstandes im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	115
Abb. 4.19	Mittelwerte der Lotabweichung im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	116
Abb. 4.20	Mittelwerte der Oberflächenrotation im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	117

Abb. 4.21	Mittelwerte der Seitabweichung im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	118
Abb. 4.22	Mittelwerte der Rumpfeigung im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	119
Abb. 4.23	Gesamtdarstellung der Körperstatik von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	120
Abb. 4.24	Mittelwerte der Lendenwirbelsäule im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	122
Abb. 4.25	Mittelwerte des Iliosacralgelenkes im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	123
Abb. 4.26	Mittelwerte der Brustwirbelsäule im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	124
Abb. 4.27	Mittelwerte der Halswirbelsäule im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	125
Abb. 4.28	Mittelwerte des Kopfschmerzes im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	126
Abb. 4.29	Mittelwerte der Hüfte im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	127
Abb. 4.30	Mittelwerte der Knie im Vergleich von der Erstanalyse zur Nachkontrolle.....	128
Abb. 4.31	Gesamtdarstellung der Schmerzproblematik.....	129

Abb. 4.32	Altersbedingte Rückbildung der Verästelung von Dendriten: a) ausgereifte Zelle b) vereinzelte Spinesverluste c) zunehmender Dendritenverlust d) Verlust von basilaeren Dendriten e) totaler Dendritenverlust aus Granacher, 2003, S. 55.....	138
Abb. 4.33	Grenzwerte (Richtwerte) für das Heben und Tragen von Lasten unter Optimalbedingungen aus http://arbmed.med.uni-rostock/lehrbrief/arbphys.htm . Zugriff 03. Mai 2007.....	142

9 Tabellenverzeichnis

Tab. 3.1	Charakterisierung der Mechanorezeptoren anhand ihrer Lokalisation, neurophysiologischen Eigenschaften und ihrer Funktion aus Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin 50,10 (1999), 307	35
Tab 3.2	Schmerzstärke nach einem Jahr Tragezeit von propriozeptiven Einlagen aus http://www.mcvsa.nl/English/profession.htm . Zugriff 14. Dezember 2003.....	52
Tab. 4.1	Korrelation nach Pearson zwischen dem Alter und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerz (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz)	92
Tab. 4.2	Korrelation nach Pearson zwischen dem Geschlecht und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerzwert (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz).....	94
Tab. 4.3	Tests der Innersubjektkontraste von dem Geschlecht bei der Erstanalyse und der Nachkontrolle.....	97
Tab. 4.4	Tests der Innersubjektkontraste von den Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.....	98
Tab. 4.5	Tests der Innersubjektkontraste von den Frauen in beiden Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.....	100

Tab. 4.6	Tests der Innersubjektkontraste von den Männern in beiden Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.....	102
Tab. 4.7	Tests der Innersubjektkontraste von dem Geschlecht mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.....	103
Tab. 4.8	Tests der Innersubjektkontraste von den Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.....	105
Tab. 4.9	Tests der Innersubjektkontraste von den Frauen in beiden Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.....	106
Tab. 4.10	Tests der Innersubjektkontraste von den Männern in beiden Gruppen mit der Erstanalyse und der Nachkontrolle.....	107
Tab. 4.11	Korrelation nach Pearson zwischen den Parametern Anfangsstatik (Statik0) und Behaltensleistung (DStatik), sowie Anfangsschmerz (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz)	130
Tab. 4.12	Korrelation nach Pearson zwischen der sportlichen Aktivität und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerz (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz)	132
Tab. 4.13	Korrelation nach Pearson zwischen der beruflichen Aktivität und den Parametern Anfangsstatik (Statik0), Behaltensleistung (DStatik), Anfangsschmerz (SchmerzE) und Schmerzverbesserung (DSchmerz)	134
Tab. 4.14	Entwicklung der koordinativen Leistungsfähigkeit im Alter aus Roth & Winter, 1994, S.192	137

Anhang

Inhalt:

A I	Abb. A1:	Persönlicher Fragebogen
A II	Abb. A2:	3D-Rekonstruktion der WS-Mittellinie
A III	Abb. A3:	Formanalyse des Sagitalprofils
A IV	Abb. A4:	Transversalprofile mit WS-Modell
A V	Abb. A5:	VRS Visual Spine 2.3 Ansicht der 3D-Rekonstruktion der WS-Mittellinie
A VI	Abb. A6:	VRS Visual Spine 2.3 Ansicht der Formanalyse des Sagitalprofils

Fragebogen

Vorname / Nachname: _____

Geburtsdatum: _____

Berufliche Tätigkeit: körperliche Tätigkeit wechselnde Tätigkeit
 keine körperliche Tätigkeit



Sportliche Aktivität: Walken, Joggen ___ x pro Woche Schwimmen ___ x p.W.
 Muskeltraining ___ x p.W. Golf ___ x p.W.
 Fußball ___ x p.W. Tennis ___ x p.W.
 Bergwandern ___ x p.W. Radfahren ___ x p.W.
sonstiges _____ x p.W. _____ x p.W.

	kein Schmerz	gering							sehr schmerzhaft	
	0	1	2	3	4	5	6	7		
SCHMERZ: Kopf	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	
← HWS (Halswirbelsäule)	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	
Schulter	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	
← BWS (Brustwirbelsäule)	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	
LWS (Lendenwirbelsäule)	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	
ISG (Kreuz-Darmbein-G.)	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	
Hüfte	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	
Oberschenkel	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	
Knie	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	
Unterschenkel	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	
Knöchel	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	
Fuß	0	1	2	3	4	5	6	7	seit _____ Monaten/Jahren	

Nur für die Nachkontrolle:

Durchschnittliche Tragezeit der Sohlen pro Tag: _____ Std.

Anzahl der Tage an denen die Sohlen nicht getragen wurden: ca. _____ Tage

Abb. A1 Persönlicher Fragebogen

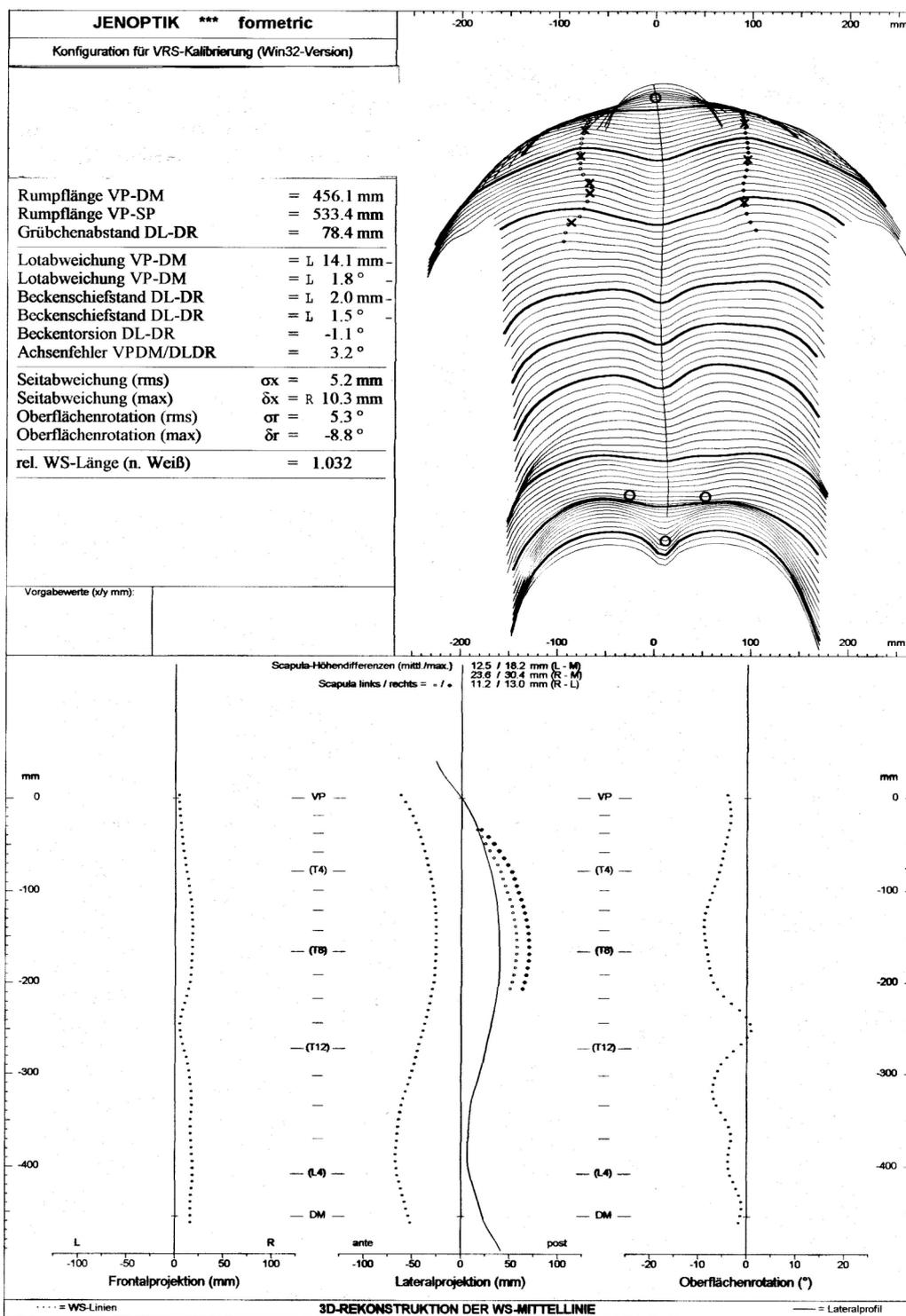


Abb. A2 3D-Rekonstruktion der WS-Mittellinie

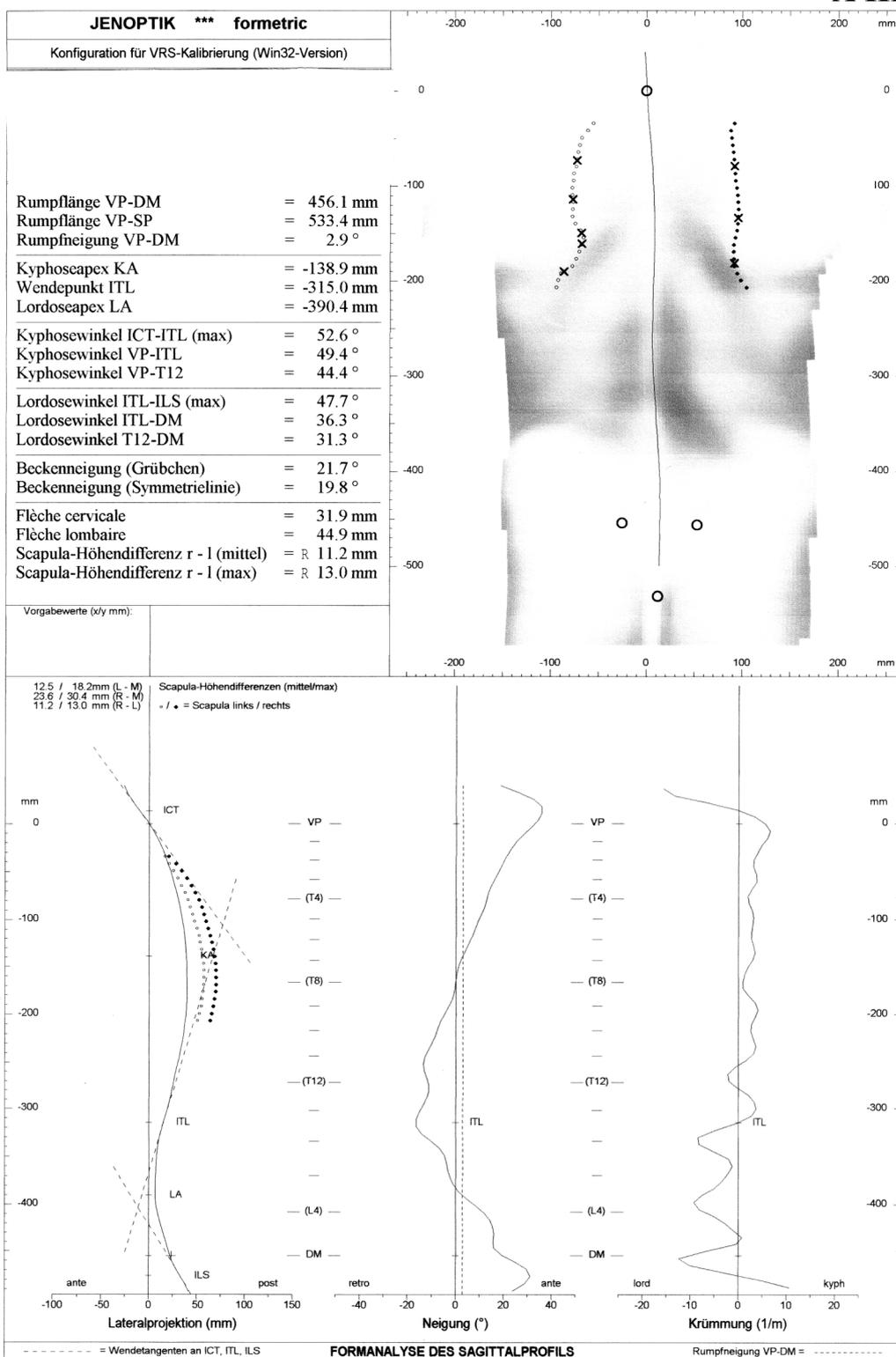


Abb. A3 Formanalyse des Sagittalprofils

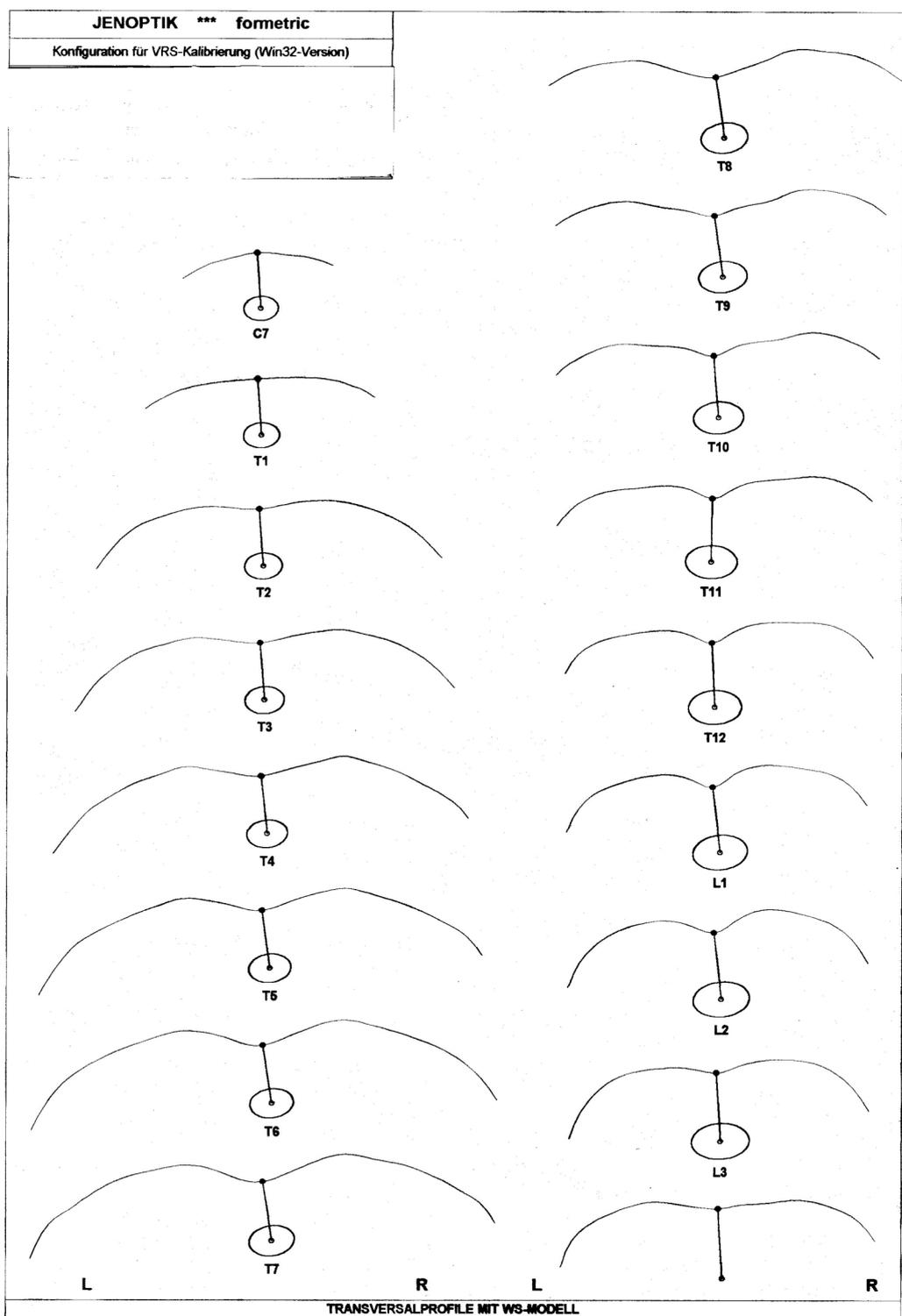


Abb. A4 Transversalprofile mit WS-Modell

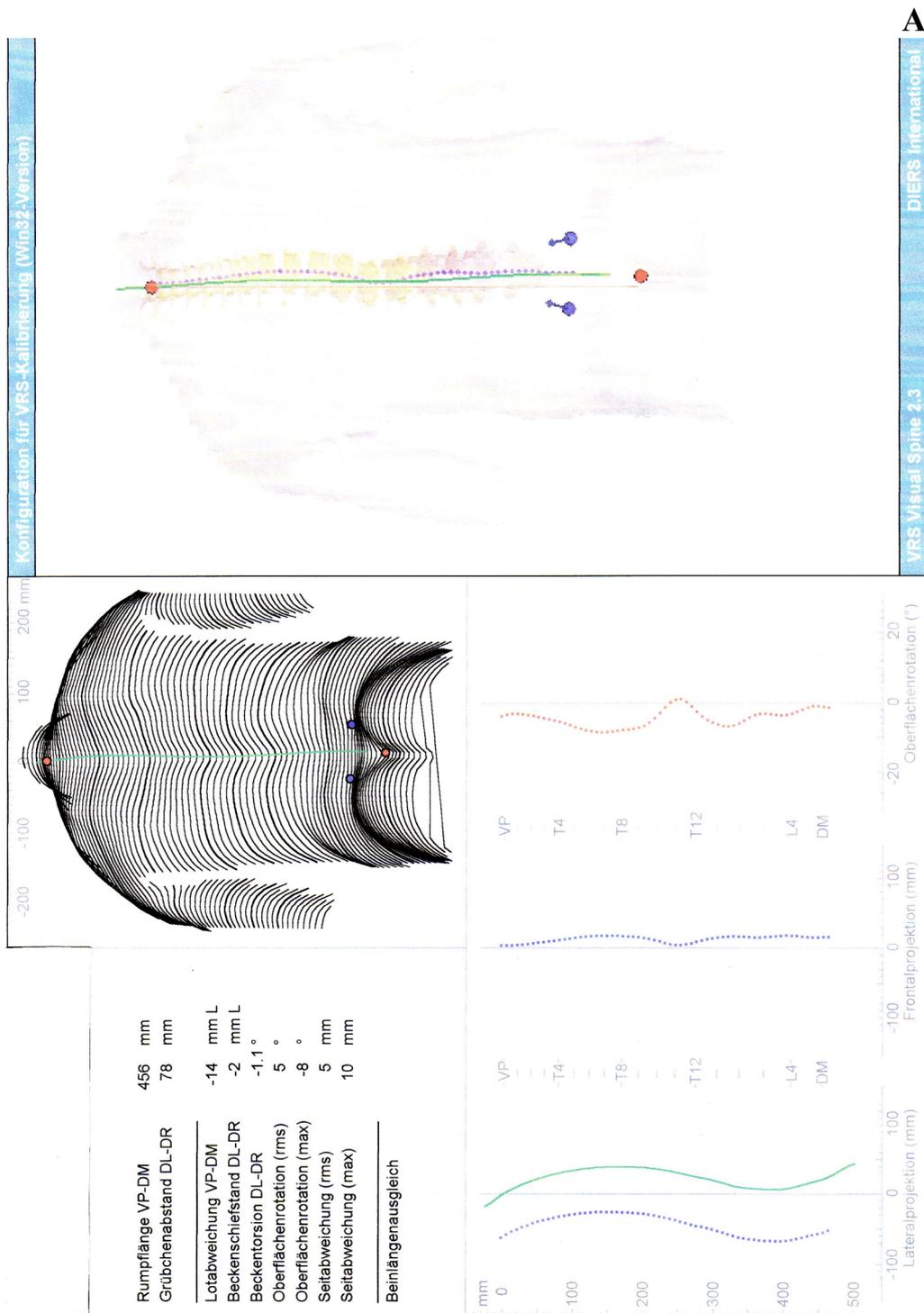


Abb. A5 VRS Visual Spine 2.3 Ansicht der 3D-Rekonstruktion der WS-Mittellinie

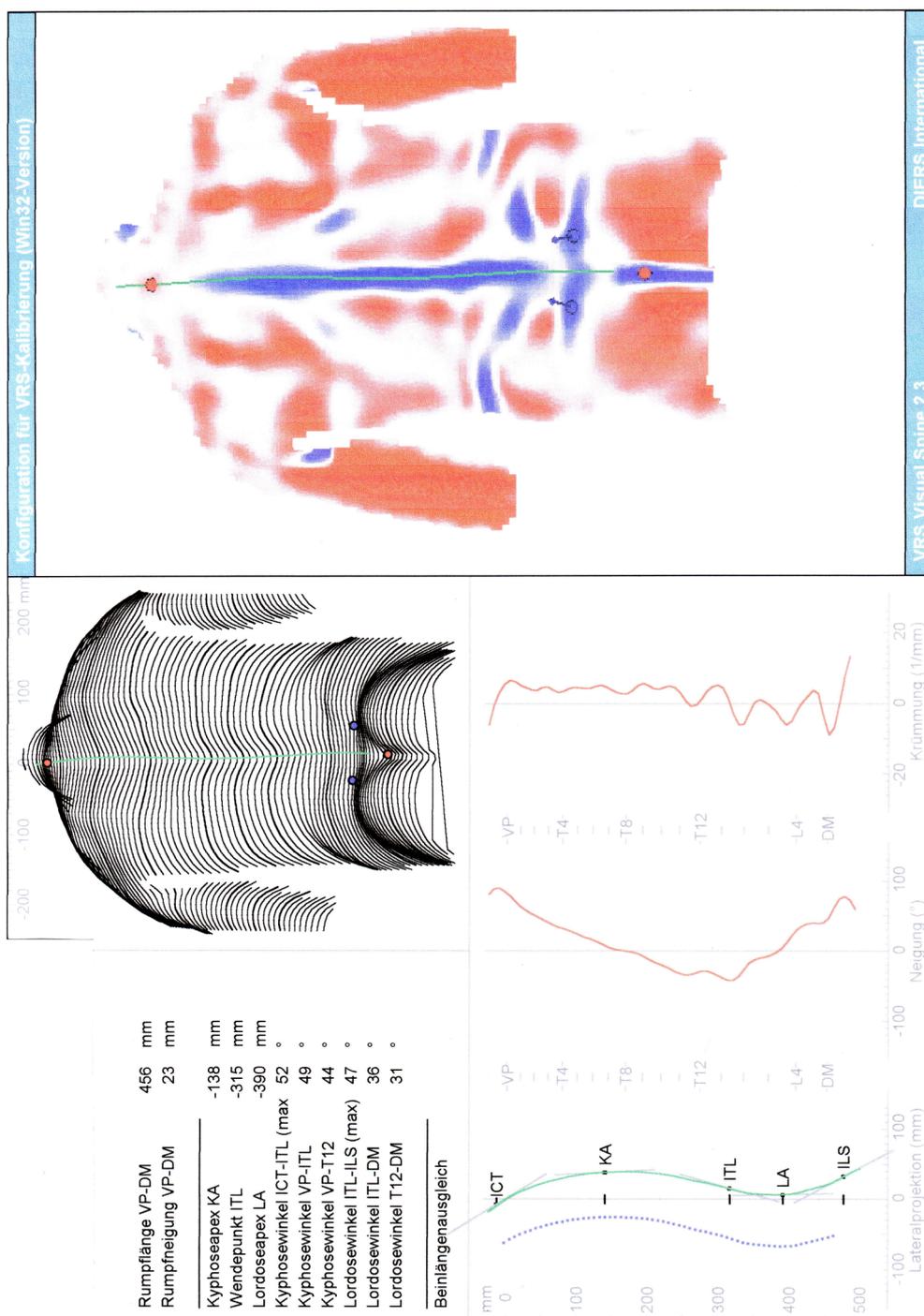


Abb. A6 VRS Visual Spine 2.3 Ansicht der Formanalyse des Sagittalprofils