

1. Einleitung:

Immer wieder suchen Menschen mit rezidivierenden und zum Teil sehr quälenden Spannungs- und Schmerzzuständen im Hals- und Nackenbereich Hilfe bei Ärzten, Physiotherapeuten und Heilpraktikern. Gängige Praxis ist es, diesen Patienten manuelle Therapie, angeleitete Krankengymnastik, Chiropraktik, eine Mobilisationstherapie o.ä. zu verordnen, die dann von ausgebildeten Spezialisten durchgeführt wird. 1997 wurden laut Statistischem Jahrbuch 2000 [91] 287.170 Patienten mit einer Diagnoseverschlüsselung der Dorsopathien (ICD-9: Nr. 720-724) aus einer vollstationären Krankenhausbehandlung entlassen. Dies ist mit einem enormen Kostenaufwand verbunden.

Nach den neuesten verfügbaren Zahlen des statistischen Bundesamtes sind so im Jahre 1994 allein für die stationäre Behandlung der Dorsopathien (nach ICD-9: Nr. 720-724) 20 Milliarden Mark an direkten Krankheitskosten angefallen. Außerdem stellen diese Dorsopathien einen wichtigen Faktor (9,7%) bei der Berechnung des Verlustes an Erwerbstätigkeitsjahren insgesamt dar und ermöglichen damit die Berechnung von zusätzlich indirekt angefallenen Krankheitskosten. Dies entspricht einem nicht ausgezahltem Lohn von ca. 25 Milliarden Mark. Damit wurden nur durch Dorsopathien im weitesten Sinne Kosten von 45 Milliarden Mark im Jahre 1994 verursacht [90].

In dieser Studie soll die Effektivität von speziellen Dehnungs- und Stabilisierungsübungen (s. Anlage 1) für die Halswirbelsäule (HWS) untersucht werden, die auch jederzeit von den Patienten selber durchgeführt werden können. Mit Hilfe dieser Bewegungsübungen sollen die drei Hauptfunktionen der Wirbelsäule verbessert bzw. wiederhergestellt werden:

Verbesserung der

1. Funktion als Bewegungsachse des Körpers,
2. Aufrechterhaltung der Muskelbalance und
3. Kräftigung der Stütz- und Schutzfunktion.

Ziel der Mobilisations- und Stabilisationstherapie der HWS ist es, den jeweils herrschenden Ansprüchen gerecht zu werden. Meist findet man die Situation vor, dass die Ist-Belastung viel größer ist, als die aktive Muskulatur tatsächlich dauerhaft zu leisten imstande ist. Infolgedessen ist dann die Muskulatur oft um so weniger in der Lage, eine Fehlstatik oder mangelhafte Hebetchnik zu kompensieren. Die Folge sind belastende Körperhaltungen infolge von Ermüdungszuständen der HWS-Muskulatur [31]. Durch Dehnungs- und Stabilisierungsübungen der HWS soll dieser Circulus Vitiosus zu durchbrechen sein. Außerdem soll ein Körperbewußtsein entwickelt werden, das die Teilnehmer an solchen Selbstmobilisationsprogrammen befähigen soll, extreme

Belastungen der HWS zu erkennen und wahrzunehmen, bevor sich Schmerzzustände der HWS einstellen.

Diese theoretischen Ansichten zur Behandlung rezidivierender Schmerz- und Spannungszuständen im Nackenbereich sind jedoch bisher in nicht ausreichendem Maße durch klinische Studien bewiesen worden. Zur weiteren Aufklärung der Wirksamkeit von spezifischen Dehnungs- und Stabilisierungsübungen der HWS soll eine klinische Evaluation durch die Erhebung von objektivierbaren Bewegungsanalysedaten dienen.

Dabei werden die Probanden in die Techniken eingewiesen und in unregelmäßigen Abständen auf die Richtigkeit der Übungen kontrolliert. In der durchgesehenen Literatur wurde eine solche Methode bis jetzt nicht beurteilt. Immer waren professionelle Therapeuten beteiligt, die unterschiedlichste Programme an Patienten anwandten [6, 9, 10, 32, 33, 38, 39, 42, 43, 44, 45, 81, 94], die aber nur in zwei Studien ansatzweise näher beschrieben wurden [6,9]. Dabei wurden Schmerzfragebögen ausgewertet.

Auf der Grundlage der oben beschriebenen Erkenntnisse und Erfordernisse sollen folgende Themenkomplexe bearbeitet werden:

1. Vergleich der Probanden mit vorhandenen Normwerten
2. Entwicklung des aktiven HWS-Bewegungsausmaßes
3. Betrachtung der subjektiven Schmerzsymptomatik
4. Korrelationsberechnung zwischen Abnahme der Schmerzsymptomatik und Zunahme der Bewegungsfähigkeit der HWS nach Mobilisationstherapie
5. Subjektiver Nutzen für den einzelnen Probanden

In der Problemstellung werden die einzelnen Inhalte jeweils genau vorgestellt werden.

Damit die gemessenen Bewegungsabläufe besser vorstellbar werden, soll hier kurz auf die anatomischen Besonderheiten und die Grundlagen der funktionellen Biomechanik der Halswirbelsäule eingegangen werden.

1.1. Funktionelle Anatomie:

In Übersichtsarbeiten zur Biomechanik und Anatomie der Halswirbelsäule (HWS) [36, 49] wird intensiv darauf hingewiesen, dass das zentrale Achsenorgan Wirbelsäule einen gegliederten Aufbau aus baulichen und funktionellen Einheiten aufweist, die als Bewegungssegmente bezeichnet werden [36, 49].

Nach einer Definition von Junghanns besteht ein solches Bewegungssegment der Wirbelsäule aus „segmental zwischen den Wirbeln eingeschalteten Bewegungseinheiten“ [36]. Unter diesen „Bewegungseinheiten“ werden im Wesentlichen das Ligamentum longitudinale anterius und posterius, das Ligamentum flavum, die Wirbelkörpergelenke, die Disci intervertebrales, die Venengeflechte des Wirbelkanals, alle Nerven und Gefäße in den Zwischenwirbelkanälen, die Bänder im Bereich der Dorn- und Querfortsätze sowie sämtliche entspringende und ansetzende Muskeln verstanden. Damit beschreibt ein Bewegungssegment die kleinste Bewegungseinheit („functional spine unit“) der Wirbelsäule [49, 99]. Es wird durch Angabe der beiden benachbarten Wirbel bezeichnet.

Sobald irgendwo innerhalb des Bewegungssegmentes ein pathologischer Prozeß auftritt, ist aufgrund der wechselseitigen Beeinflussung der Elemente eines Bewegungssegmentes die komplette Funktionseinheit betroffen. Aufgründessen ist die Bewegungs-, Leistungs- und Belastungsfähigkeit der Wirbelsäule insgesamt von der Intaktheit der einzelnen Bewegungssegmente abhängig. Störungen eines Bewegungssegmentes ziehen aufgrund des anatomischen und funktionellen Zusammenhanges folgerichtig die benachbarten Bewegungssegmente in Mitleidenschaft, die dann häufig zu einer kompensatorischen Mehrarbeit gezwungen sind.

Nachfolgende Darstellung erfolgt gemäß den Aussagen, Untersuchungen und Literaturhinweisen von White und Panjabi et al. [99] sowie Dvorak und Grob et al. [17]. Die aufgeführten Winkel beziehen sich dabei immer auf ein Bewegungssegment, sowie keine abweichenden Angaben dazu gemacht werden. Im weiteren wurden dabei folgende Lagebezeichnungen verwendet:

Um die Sagittalachse erfolgt eine Lateralflexion (z-Achse), rotiert wird um die Rotationsachse (Körperlängsachse, y-Achse). Drehung um die Transversalachse (x-Achse) ermöglicht die Flexion und Extension.

Folgendes Bild dient der Verdeutlichung:

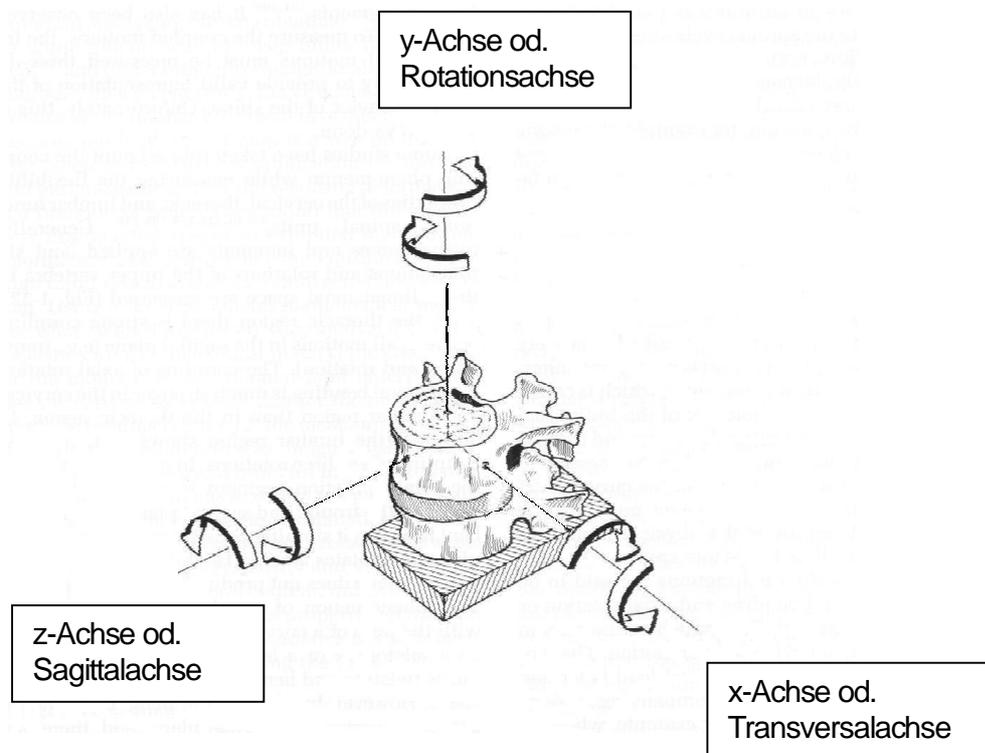


Abb.: 1.1.1
Darstellung der Bewegungsachsen, modifiziert nach White und Panjabi [99]

Grundsätzlich wird zwischen oberer und unterer HWS unterschieden. Dabei versteht man unter oberer HWS den Occipito-Atlanto-Axialen Komplex (C0-C1-C2). In der Literatur werden für das C0-C1 Bewegungssegment folgende Bewegungsmöglichkeiten mit zugehöriger Winkelangabe angegeben (Winkelangaben geben jeweils repräsentative Winkel, zusammengefaßt aus folgenden Studien, an: Fick [24], Poirier et al.[74], Weme [98], Penning et al. [74, 75], Dvorak et al. [18, 19, 20], Clark et al. [13], Panjabi et al. [72, 73, 74, 75], Worth [101], Depreaux et al. [14]):

Bewegungssegment	Kombinierte Flexion/Extension	Lateralflexion jeweils pro Seite	Rotation jeweils pro Seite
C0-C1	25°	5°	5°

Tab.: 1.1.1
Darstellung repräsentativer Winkel des Bewegungssegmentes C0-C1.

Diese geringe Beweglichkeit um die Körperlängs- und Transversalachse wird bedingt durch die anatomische Konstruktion der Gelenkflächen [13, 14, 17, 18, 19, 20, 72, 73, 74, 75, 101]. Die Flexionsbewegung wird begrenzt durch knöchernen Anschlag der Spitze des Dens axis (C2) am

ventralen Rand des Foramen magnum [24, 80, 98]. Demgegenüber wird die Extension durch Anspannung der Membrana tectoria (der Verlängerung des Lig. longitudinale posterius) limitiert. Eine Rotation wird weitgehend durch die vorhandenen Bandstrukturen und das schlüssige, tassenförmige Ineinandergreifen der Massae laterales beidseits von C1 und beider Kondylen des Occiput verhindert. Die Bewegungsbegrenzung der Lateralflexion wird durch die Ligg. alaria bedingt, die entsprechend bei Seitneigung angespannt werden [99].

Das Bewegungssegment C1-C2 ermöglicht ein noch größeres Bewegungsausmaß (Winkelangaben geben jeweils repräsentative Winkel, zusammengefaßt aus folgenden Studien, an: Fick [24], Poirier et al. [80], Weme [98], Penning et al. [78, 79], Dvorak et al. [17, 18, 19, 20], Clark et al. [13], Panjabi et al. [72, 73, 74, 75], Worth [101], Depreaux et al. [14]).

Bewegungssegment	Kombinierte Flexion/Extension	Lateralflexion jeweils pro Seite	Rotation jeweils pro Seite
C1-C2	20°	5°	40°

Tab.: 1.1.2
Darstellung repräsentativer Winkel des Bewegungssegmentes C1-C2.

Im Vergleich zur Beweglichkeit des Bewegungssegmentes C0-C1 fällt die große Bewegungsfreiheit um die y-Achse auf, die maßgeblich durch die bikonvexe Ausformung der Massae laterales von C1 und C2 hervorgerufen wird [17, 18, 19, 20, 72, 73, 74, 75]. Außerdem begünstigt das Fehlen jeglicher Bandstrukturen - das Lig. flavum ist erst ab C2-C3 vorhanden - im hinteren Anteil der Wirbelkörper die große Beweglichkeit. Eine Stabilität wird durch die Membrana atlanto-axialis posterior erreicht. Besondere Erwähnung sollen hier die Arbeiten von Weme et al. [98] und Dvorak et al. [17, 18, 19, 20] finden, die maßgeblich bei der Beschreibung und Messung der Beweglichkeit um die y-Achse beteiligt waren. Die Flexion wird begrenzt durch zunehmende Spannung der Membrana tectoria, die ebenso die Extension limitiert. Die Rotationsbewegung zwischen Atlas und Axis wird durch die Ligg. alaria begrenzt, die vom Ursprung am Dens axis (C2) durch einen günstigeren Winkel der Ansatzstelle am Atlas einen größeren Bewegungsspielraum erlauben als der Ansatz der Ligg. alaria am Occiput, der relativ bald die Rotationsbewegung im Bewegungssegment C0-C1 limitiert. Die Lateralflexion wird ebenso wie beim Bewegungssegment C0-C1 durch Spannung der Ligg. alaria beim Seitneigen des Kopfes erreicht. Disci intervertebrales sind erst in den Bewegungssegmenten kaudal von C3 vorhanden. Lediglich von der Gelenkkapselwand der Articulationes atlantoaxiales laterales zwischen C1 und C2 ragt medial

eine durchblutete Synovialfalte in den Gelenkspalt hinein und gleicht dort Gelenkinkongruenzen aus [96].

Die nachfolgende Tabelle gibt einen Überblick über Bewegungsmöglichkeiten der unteren Halswirbelsäule, die die Bewegungssegmente C2-Th1 umfaßt. Auch hier gelten die angegebenen Winkel als repräsentative Zusammenfassung folgender Studien: Dvorak et al. [17, 18, 19, 20], Lysell [54], Moroney et al. [62], Penning et al. [78, 79], White und Panjabi [99].

Bewegungs-segmente	Kombinierte Flexion/ Extension	Lateralflexion jeweils pro Seite	Rotation jeweils pro Seite
C2-C3	10°	10°	3°
C3-C4	15°	11°	7°
C4-C5	20°	11°	7°
C5-C6	20°	8°	7°
C6-C7	17°	7°	6°
C7-Th1	9°	4°	2°

Tab.: 1.1.3

Darstellung repräsentativer Winkel der unteren Halswirbelsäule, angegeben jeweils für die unterschiedlichen Bewegungssegmente (nach White und Panjabi 1990 [99])

Weiterhin kann bei In-vitro-Messungen der einzelnen Bewegungsmöglichkeiten [54, 62, 72, 73, 74, 75] beobachtet werden, dass im Rahmen der kombinierten Flexions-/ Extensionsbewegung um so mehr Bewegungsausschlag möglich ist, desto größer die Dicke der Zwischenwirbelscheibe ist und desto weniger der antero-posteriore Durchmesser beträgt. Bei der Betrachtung der Lateralflexion gilt entsprechendes: Je höher die Zwischenwirbelscheibe und je schmaler der laterale Durchmesser ist, desto größere Bewegungsausmaße sind möglich. Außerdem verringern sich die Bewegungsausschläge, je steifer die Disci intervertebrales sind [24, 40, 53, 100]. Zur Untermauerung der Beobachtungen können die anatomischen Verhältnisse der thorakalen und lumbalen Wirbelsäule herangezogen werden, die entsprechend einer geringeren Beweglichkeit der einzelnen Bewegungssegmente auch geringere Durchmesser der Zwischenwirbelscheiben in der Sagittal- und Körperlängsachse aufweisen.

Gemäß der Studie von Dvorak et al. [16] sowie Lehrbüchern der Wirbelsäulenmedizin [17, 49] kann davon ausgegangen werden, dass die Rotation in maximaler Flexion eine Aussage über das Rotationsvermögen der oberen HWS (d.h. Occiput bis C2) gestattet. Grund dafür ist die infolge einer Divergenzstellung der Gelenke und Spannung der Bänder kaudal von C2 auftretende Verriegelung der unteren HWS. Entsprechendes gilt bei maximaler Extension und Rotation: Durch eine Anspannung der Ligg. alaria, die zusätzlich zur maximalen Reklination die obere HWS

stabilisieren, kann die relativ isolierte Rotationsfähigkeit der unteren HWS (d.h. C2-C7) beurteilt werden.

Es folgt die Problemstellung, in der die spezifisch bei dieser Studie betrachteten Schwerpunkte im Detail erörtert werden sollen.

1.2. Problemstellung:

Die Bewegungsmodule der Dehnungs- und Stabilisierungsübungen, die in der vorliegenden Studie von den Probanden durchgeführt wurden, sind aus verschiedenen, bereits vorhandenen Bewegungsprogrammen entnommen worden [5, 31, 51, 65, 82, 95]. Ausgehend von diesen vielfältigen Mobilisationsvorschlägen haben wir die unserer Meinung nach wirksamsten, effektivsten und einprägsamsten ausgewählt und in einem eigenen Bewegungsprotokoll zusammengestellt, das sowohl isometrische Bewegungskomponenten (Übungen 1-4, 6) als auch Dehnungsübungen (Übungen 5, 7, 8) enthält (s. Anlage 1).

1.2.1. Vergleich der Probanden mit vorhandenen Normwerten

Um die in dieser Studie gemessenen Werte der HWS-Beweglichkeit nach Abschluß der Dehnungs- und Stabilisierungsübungen überhaupt einschätzen zu können, haben wir die am ehesten mit unseren Studienbedingungen übereinstimmenden Arbeiten aus der Literatur herangezogen, um alters- und geschlechtsabhängig eine Einordnung der aktiven HWS-Beweglichkeit in normal beweglich, hypo- oder hypermobil durchzuführen (Youdas et al. [103] und Castro et al. [11]).

Ziel dieses Vergleiches sollte sein, nach Ende der Übungsphase eine Zuordnung treffen zu können, inwiefern sich die unterschiedlichen Bewegungsfähigkeiten der HWS relevant verändert haben. Außerdem war von Interesse, ob grundsätzlich bei Probanden eine relevante Steigerung ihrer HWS-Beweglichkeit durch Dehnungs- und Stabilisierungsübungen provoziert werden kann, und in welchem Umfang dies auch prognostisch verwendet werden kann.

1.2.2. Entwicklung des aktiven HWS-Bewegungsausmaßes

Eine Darstellung aller absoluten Werte der Bewegungsebenen – Flexion, Extension, Rotation nach links und rechts, Lateralflexion nach links und rechts, Rotation in Flexion nach links und rechts, Rotation in Extension nach links und rechts, sowie komplett nach rechts und links

überstrichene Winkel in Flexion/ Extension, Rotation, Lateralflexion, Rotation in Flexion und Extension - nach Durchführung einer Dehnungs- und Stabilisierungstherapie ist gegenwärtig in der durchgesehenen Literatur nicht vorhanden. Diese Lücke soll durch die vorliegende Studie geschlossen werden. Zusätzlich wird durch eine getrennte Auswertung der gemessenen Werte nach rechts und links bei Rotation in maximaler Flexion und Extension eine differenzierte Betrachtung der oberen und unteren HWS möglich (s. 1.1.). Damit soll versucht werden, einen Anhalt darüber zu gewinnen, in welcher HWS-Etage die beobachteten Bewegungsverbesserungen möglich werden. Dies stellt eine diagnostische Möglichkeit dar, die in der gegenwärtigen Literatur bisher kaum diskutiert wird [38, 39, 42-46].

1.2.3. Betrachtung der subjektiven Schmerzsymptomatik

Die Schmerzstärke, charakterisiert durch eine visuelle, analoge Schmerz Skala (VAS-Skala), stellt den eigentlichen Globalparameter dar, mit dem der Erfolg der Dehnungs- und Stabilisationstherapie neben der Bewegungsentwicklung gemessen werden kann. Dies ist auch in verschiedene Studien bereits durchgeführt worden [6, 9, 10, 38, 39, 42-46]. Neu ist, daß den Probanden beim Ausfüllen der VAS-Skala nach Ende der Durchführung der Mobilisationsübungen Gelegenheit gegeben wurde, ihre alte Markierung auf der VAS-Skala einzusehen, so dass eine relative Verbesserung oder Verschlechterung angegeben werden konnte. Dies stellt mit einen entscheidenden Faktor zur Beurteilung der Schmerzdynamik dar.

1.2.4. Korrelationsberechnung zwischen Abnahme der Schmerzsymptomatik und Zunahme der Bewegungsfähigkeit der HWS nach Mobilisationstherapie

Nachdem das Bewegungsverhalten der Probanden vor und nach den Dehnungs- und Stabilisierungsübungen analysiert worden ist, bleibt der Zusammenhang zwischen Bewegungszunahme und Schmerzabnahme von besonderem Interesse. Ausgangspunkt dieser Frage war die Überlegung, ob mit Zunahme der Bewegungsfähigkeit der HWS die Schmerzempfindung abnimmt. Damit wäre die These, dass die Durchführung von Dehnungs- und Stabilisierungsübungen eine objektivierbare Schmerzabnahme bewirkt, erheblich gestützt. Durch die Berechnung eines Pearson-Korrelationskoeffizienten einschließlich einer Überprüfung auf statistische Signifikanz für $p < 0,05$ soll dieser Zusammenhang bearbeitet werden. Dieser Themenkomplex wird bisher nur bei Cassidy et al. [9, 10] und ansatzweise bei Koes et al. [42-46] beschrieben, steht aber als Erklärungsmodell zum potentiellen Nutzen solcher Therapieformen häufig im Vordergrund.

1.2.5. Subjektiver Nutzen für den einzelnen Probanden

Als subjektiver Nutzen für den Probanden wird in der vorliegenden Studie die Abnahme des Schmerzempfindens betrachtet. Dazu werden die individuelle Entwicklung der HWS-Beweglichkeit, dargestellt in Bezug auf die zugrundegelegten Normwerte von Youdas [103] und Castro [11], sowie die absolute Bewegungsveränderung in Grad ($^{\circ}$), vor und nach den Dehnungs- und Stabilisierungsübungen, mit betrachtet. Die gemessenen Bewegungsverbesserungen sollen mit einer Abnahme der Schmerzsymptomatik korrelieren.

Zusätzlich sollte Ziel der Untersuchung sein, Hinweise darauf zu erhalten, welche Übungen bzw. Übungskomponenten als wahrscheinlich maßgebliche Ursache einer Bewegungsverbesserung angesehen werden können. Aus diesen Erkenntnissen soll sich die Möglichkeit der Durchführung einer individuellen Therapie bei Patienten mit vorhandener HWS-Bewegungseinschränkung und Schmerzen im Hals- und Nackenbereich ableiten.

1.3. Bewegungsmessung:

Um Bewegungswerte der HWS zu erhalten, sollte das Ultraschall-Meßsystem Zebris CMS 70P benutzt werden, das bisher nicht in anwendungsbezogenen Studien zum Einsatz kam.

Die Qualität des Untersuchungsgerätes wurde von Natalis et al. [63, 64] untersucht. Nachfolgend eine kurze Zusammenfassung seiner Ergebnisse:

Die Wiederholbarkeit wurde überprüft, indem auf einer verstellbaren Schiene sowohl das Ultraschallgerät (US-Gerät) als auch ein Präzisions-Winkelmesser installiert wurde. Dann sind 20 mal Winkel von 60° am US-Gerät eingestellt und mit dem Präzisions-Winkelmesser verglichen worden. Anschließend wurde eine exakte Winkeleinstellung am Präzisions-Winkelmesser vorgenommen und mit dem US-Gerät überprüft. Zusätzlich wurden noch Kippungen der Metallplatte eingestellt, die eine potentielle Re- oder Inklinationsbewegung beim Menschen simulieren sollten. Bei den Betrachtungen der Winkeldifferenzen zwischen Präzisions-Winkelmesser und US-Gerät ergab sich eine maximale Winkeldifferenz von 0.6° . Die mittlere Winkeldifferenz war 0.3° und die errechnete Standardabweichung betrug 0.1° . Zwei Untersucher haben an zwei aufeinanderfolgenden Tagen bei 20 Probanden mit Hilfe des US-Gerätes die HWS-Beweglichkeit bestimmt und dabei die Vergleichbarkeit der Messungen festgestellt. Dabei ergab sich für jeden Untersucher getrennt jeweils ein Korrelationskoeffizient nach Pearson von 0.84 bis 0.96 für alle mehrfach gemessenen Bewegungsachsen, was eine gute Wiederholbarkeit an verschiedenen Tagen dokumentiert. Beim Vergleich der jeweils an beiden

Tagen gemessenen Werte der zwei Untersucher untereinander ergab sich ein Korrelationskoeffizient nach Pearson von 0.89 bis 0.91, ebenfalls für alle gemessenen Bewegungsebenen.

Eine zweite Qualitätsüberprüfung wurde von Castro et al [11] durchgeführt: Zehn Personen (fünf Frauen und fünf Männer im Alter zwischen 20 und 30 mit Durchschnittsalter 22,2 Jahren) wurden vom selben Untersucher an drei verschiedenen Tagen mit dem US-Gerät gemessen. Dabei ergaben sich für die gemessenen Bewegungsachsen Variationskoeffizienten von 3,80% (Flexion/Extension) bis 12,67% (Rotation in Extension). Anschließend wurde eine Überprüfung der Wiederholbarkeit durchgeführt: Zwei Untersucher unternahmen jeweils eine komplette Messung mit vollständiger Neuanpassung des Messsystems. Dabei ergaben sich keine signifikant unterschiedlichen Ergebnisse, was mit einem Mann-Whitney-Test für unabhängige Stichproben für $p > 0,05$ bestätigt wurde. Die intraindividuelle Variabilität wurde durch zwei aufeinander folgende Messungen betrachtet, wobei die Messanordnung nicht verändert wurde. Dabei ergab sich lediglich für die Rotation in maximaler Flexion ein signifikanter Unterschied zwischen erster und zweiter Messung (Wilcoxon-Test mit $p < 0,05$).

Mannion et al [56] verglich 2000 die beiden Geräte CA 6000, mit dem Dvorak et al 1992 eine große Normwerte-Studie aufstellte, und das System Zebris. Ergebnis dieser Arbeit war, dass beide Geräte sehr zuverlässige und genaue Ergebnisse produzieren, die jedoch beim System Zebris mit einem größeren Komfort beim Probanden – dank der berührungslosen US-Messung – verbunden war. Eine erneute Überprüfung des Systems Zebris fand jedoch nicht statt.

Die von der Firma Zebris beim Fraunhofer Institut für Produktionstechnik und Automatisierung in Auftrag gegebene Studie zur Überprüfung der Genauigkeit der Positionsbestimmung des Zebris Ultraschall-Messsystems ergab folgende Ergebnisse:

Zunächst wurde der durchschnittliche lokale Fehler bei Bewegungen um ± 50 mm und $\pm 10^\circ$ bei verschiedenen Sendewandlern und Empfangsmikrofonen bestimmt. Anschließend wurde die Genauigkeit der Positionsbestimmung nach der Triangulation berechnet. Dabei ergab sich ein durchschnittlicher lokaler Gesamtfehler im Messbereich von 0.21 mm. Der maximale lokale Gesamtfehler im Messbereich lag komponentenabhängig bei 1.5 mm. Damit wurde die Fähigkeit des Messsystems, exakt zu messen, gezeigt. Bei auftretenden Bewegungsunregelmäßigkeiten im Rahmen von klinischen Studien sind diese somit wahrscheinlich durch die individuelle Bewegungsdynamik der Patienten bedingt und rühren nicht von einer systematisch vorhandenen Fehlerquelle her.

Die erhaltenen Meßwerte wurden entsprechend den Vergleichsstudien alters- und geschlechtsabhängig ausgewertet.

Da die vorhandene Studie primär ohne Kontrollgruppe durchgeführt wurde, können die Ergebnisse nur als Anhalt für einen potentiell vorhandenen, statistisch signifikanten Effekt angesehen werden.