

Magisterarbeit

Titel der Diplomarbeit

**Die Entwicklung eines Audio,- Visuellen Feedbacksystems zur
Erhebung des aktiven Range of Motion in der Halswirbelsäule für
den Einsatz in der Prävention und Rehabilitation mittels eMagine
z 800 3D Visor.
Ein Vergleich mehrerer Methoden**

Verfasser

Christian Schleimer

angestrebter akademischer Grad

Magister der Sportwissenschaften (Mag. rer. Nat)

Wien, November 2008

Matrikelnummer.:	0208429
Studienrichtung:	Magisterstudium Sportwissenschaft
Studienkennzahl.:	088625
Betreuer.:	Univ. Prof. Dr. Ramon Baron

Danksagung

Ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern, Christa und Rudolf Schleimer, die es mir ermöglicht haben dieses Studium zu absolvieren und ohne deren Unterstützung ich diesen Weg nicht hätte gehen können.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich auch bei meiner Schwester, die mich durch so viele schwierige Situationen begleitet hat.

Ebenso bedanken möchte ich mich bei Professor Arnold Baca und Professor Ramon Baron, die es mir möglich gemacht haben, mich an der Entwicklung dieses Systems zu beteiligen und die mich bei der Verfassung dieser Arbeit unterstützten.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	5
1.1	Zielstellung der Arbeit.....	5
2.	Abkürzungen, Erklärungen.....	7
3.	Anatomie, Aufbau und Funktion der Halswirbelsäule.....	8
3.1.	Die Halswirbelsäule.....	10
3.2.	Muskeln die auf die Halswirbelsäule wirken.....	12
3.3.	Bewegungen der Halswirbelsäule	16
3.4.	Biomechanik.....	18
4.	Messmethoden, eine Bestandsaufnahme	23
4.1.	Neutral Null Methode, nach Wolff.....	24
4.2.	Neutral- Null- Methode nach Schöps	27
4.3.	Isolierte Kopfgelenkbeweglichkeit	29
4.4.	Bewegungsfunktionsanalysesystem „zebris“	30
4.5.	CROM	32
4.6.	Isotrack System.....	34
4.7.	Beurteilung der HWS bei Funktionsstörung	35
5.	Messsystem E-Magin	38
5.1.	Technische Daten	39
5.1.1.	Sterovision.....	39
5.1.2.	Head Tracking	40
5.1.3.	Gyroskope	40
5.1.4.	Bewegungssensor.....	42
5.1.5.	Daten.....	43
5.2.	Einstellungsmöglichkeiten	43
5.2.1.	Systemanforderungen	44
5.3.	Menüführung	45
5.4.	Messaufbau.....	45

5.5.	Methodik.....	46
2.1.	Status quo	46
5.6.	Projektablauf	48
5.7.	Diskussion	49
6.	Range of Motion in der Halswirbelsäule, eine Bestandsaufnahme	52
6.1.	Die Beweglichkeit der HWS in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht.....	52
6.2.	Die segmentale Beweglichkeit	55
6.2.1.	Segmentale Winkelwerte.....	56
6.2.2.	HWS Beweglichkeit bei Kindern.....	58
6.3.	Werte des aktiven ROM	59
7.	Diagnostik und Therapie, ein Ausblick auf die Praxis	64
7.1.	Automobilisation	65
8.	Resümee	67
9.	Literaturverzeichnis	68
9.1.	Internetverzeichnis	69
10.	Abbildungsverzeichnis.....	70
11.	Tabellenverzeichnis.....	73

1. Einleitung

Der Kopf ist Träger der freien Sinnesorgane und frei beweglich. Dieses Privileg von höheren Wirbeltieren und selbstverständlich auch das des Menschen liegt an den Fähigkeiten der Halswirbelsäule. Durch das Zusammenspiel vieler Muskeln, die auf eine Vielzahl von Gelenken der Halswirbelsäule wirken, werden Bewegungen realisiert und durchgeführt. Die einzelnen Wirbelkörper erzeugen eine größte mögliche Beweglichkeit. (Neuhuber, W., 2007, S. 227)

1.1 Zielstellung der Arbeit

In dieser Arbeit wird zunächst die Halswirbelsäule im Allgemeinen erläutert. Zu diesem Zweck werden der Aufbau, die Funktionsweise, die Biomechanik und die dazu gehörige Muskulatur beschrieben. Vor allem die Funktionsweise der HWS, das Zusammenspiel der Kopfgelenke mit der restlichen HWS, soll besondere Beachtung erhalten. Zusätzlich werden die Hauptbewegungen wie Extension, Flexion, Lateralflexion und Rotation biomechanisch beschrieben und die Besonderheiten einzelner Bewegungsabläufe thematisiert.

Des Weiteren erfolgen Darstellungen verschiedenster Studien, die sich mit dem Ausmaß der Bewegungsmöglichkeiten in der Halswirbelsäule beschäftigen. Dies soll verdeutlichen wie sehr einzelne Ergebnisse voneinander abweichen, wenn es um eine genaue Einteilung von Bewegungsamplituden in der HWS geht.

Im späteren Verlauf dieser Arbeit kommt es zu einer Gegenüberstellung verschiedenster Messmethoden, die sich mit der Erhebung des aktiven Range of Motion in der Halswirbelsäule befassen. Zu diesem Zweck werden Forschungsdaten von vorgestellten Studien verglichen und die einzelnen Werte beschrieben.

Die Beschreibung und Entwicklung, eines auf eMagin basierendes Messsystems, stellt eine der wichtigsten Punkte dieser Arbeit dar. Sowohl der Aufbau des Systems, die Funktionsweise, sowie Vor,- und Nachteile sollen genau beschrieben werden. Dadurch soll die Frage geklärt werden in wie weit dieses System zur Messung des aktiven Range of Motion (ROM) in der HWS sinnvoll ist und wie die Messung der Beweglichkeit in der Praxis aussieht. Zusätzlich wird die Frage diskutiert ob eine Anwendung in der therapeutischen Praxis statt finden kann. Darüber hinaus erfolgt die Protokollierung des Projektablaufes, die Beschreibung des Status Quodes Systems sowie den bestehenden

Problemen. Zusätzlich wird das eMagin System mit den vorgestellten Messmethoden verglichen und Vor,- und Nachteile hinsichtlich der Praxis diskutiert.

Ebenso Therapeutische Richtlinien, diagnostische Kriterien, die die HWS betreffen, sollen beschrieben und vor dem Hintergrund diskutiert werden, in wie weit das e Magin- System für therapeutische Zwecke adaptierbar ist.

2. Abkürzungen, Erklärungen

Im folgenden Kapitel werden Abkürzungen und Begriffe aufgelistet, die für das Verständnis dieser Arbeit unumgänglich sind.

arcus	Bogen
foramen	Loch
articulatio	Gelenk
cervical (C)	Hals
C1-C7	Das jeweilige Segment betreffend
Dorsal	Rückenwärts
Dens	Zahn
HWS	Halswirbelsäule
Ipsilateral	auf derselben Seite gelegen
Kaudal	beckenwärts
Kranial	kopfwärts
Lateral	seitlich
Musculus (M.)	Muskel
Occiput	Kopf
processus (proc.)	Fortsatz
posterior	hinten
Range of Motion (ROM)	Bewegungsausmaß
superior	oberhalb
Thoracal	Brust
ventral	Bauchwärts
Zirkumduktion	Kreisbewegung
Zygapophysial	Facette

3. Anatomie, Aufbau und Funktion der Halswirbelsäule

Im folgenden Kapitel soll der Aufbau sowie die Funktionsweise der Halswirbelsäule erläutert werden. Was sind ihre Eigen,- und Besonderheiten, bzw. welche Muskeln sind am Bewegungsablauf beteiligt.

Um sich dem Thema der Halswirbelsäule hinreichend zu nähern sollte die gesamte Wirbelsäule kurz charakterisiert werden. Sie besteht aus 33-34 Wirbeln und gliedert sich wie folgt:

- 7 Halswirbel, vertebrae cervicalis
- 12 Brustwirbel, vertebrae thoracicae
- 5 Lendenwirbel, vertebrae lumbales
- 5 Kreuzwirbel, vertebrae sacrales
- 4- 5 Steißwirbel, vertebrae coccygeae

Da die Kreuzwirbel zum Os sacrum verschmelzen und die verwachsenen Steißwirbel das Os coccygis bilden, spricht man in beiden Fällen von unechten Wirbeln. (Platzer, W. 2003, S.36)



Abbildung 1: Schematischer Aufbau der Wirbelsäule: li. Im Bild Ansicht von dorsal, re. im Bild Ansicht von lateral, nach

(http://www.novotergum.de/pages/107_de__chronische_schmerzen.php)

Vergleicht man Lohmann, S. (2005), so besteht die Wirbelsäule aus drei Bereichen. Der vordere Teil, welcher eine tragende Aufgabe besitzt. Darüber hinaus muss dieser Bereich Stöße absorbieren, Bewegungen limitieren und zulassen, bestehend aus Wirbelkörpern und Bandscheiben. Die restlichen beiden Teile, welche ventral und lateral an der Wirbelsäule zu finden sind, setzen sich aus Wirbelbögen, Gelenks,- und Dornfortsätzen zusammen, welche als Ansatzpunkt für eine Vielzahl von Muskeln dienen.

Der typische Aufbau eines Wirbels gliedert sich wie folgt (ausgenommen sind Atlas und Axis):

- Wirbelkörper mit Grund,- und Deckplatte, zeigt nach ventral
- Wirbelbogen, arcus vertebra, setzt seitlich und nach dorsal an
- Wirbelloch, foramen vertebrale, wird gebildet von Wirbelkörper und Wirbelbogen
- 2 Querfortsätzen, processi transversi
- 1 Dornfortsatz, processus spinosus
- Obere und untere Gelenksflächen

(Putz, R., Pabst, R., 2004, S. 404)

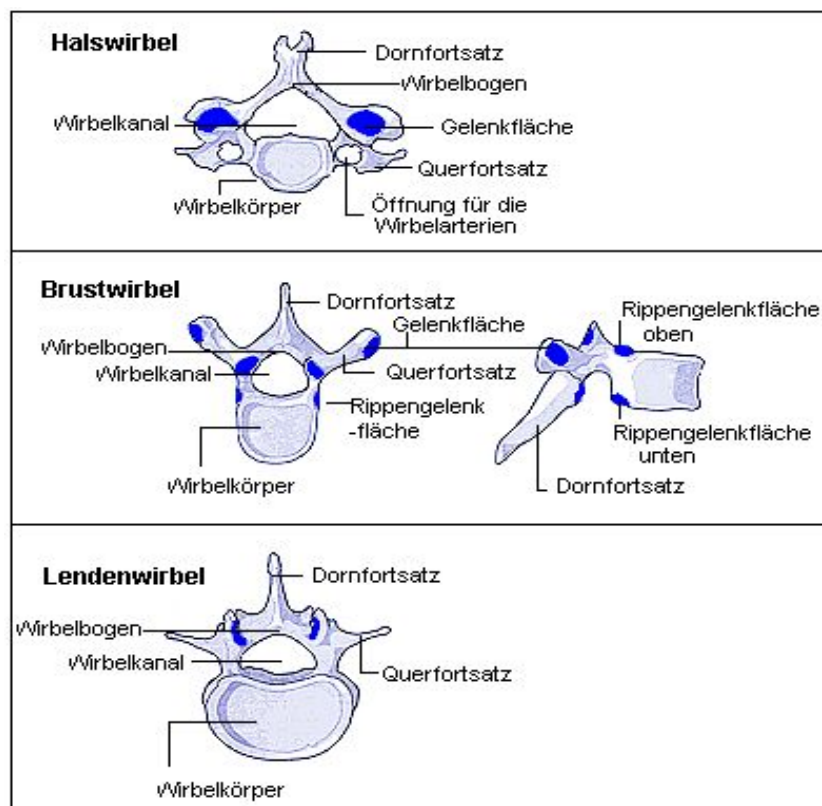


Abbildung 2: Schematischer Aufbau eines Wirbels, nach

(<http://www.medizininfo.de/ruecken/images/wirbel.jpg>)

Wie in in Abbildung (2) ersichtlich besitzen die einzelnen Wirbel abhängig vom Abschnitt in dem sie anzutreffen sind eine unterschiedliche Form. Im nächsten Teil dieser Arbeit wird deshalb die Halswirbelsäule, ihr Aufbau und die Besonderheiten erläutert.

3.1. Die Halswirbelsäule

Betrachtet man diesen Abschnitt der Wirbelsäule, so kann zwischen dem 1. Atlas, 2. Axis und dem 7. Halswirbel (vertebra prominens) von den restlichen Halswirbeln unterschieden werden. Der Atlas, der die direkte Verbindung zum Kopf darstellt, hat keinen Körper. Die gelenkige Verbindung des Kopfes zum Atlas erfolgt über die Hinterhauptskondylen, welche möglichst weit nach vorne ausgelagert sind, um den Schwerpunkt des Schädels neben den foramen magnum zu verschieben. (Wolff, H. D. 2005, S.78)

Der erste Halswirbel, Atlas, besitzt 2 Seitenstücke (massae lateralis) die durch den vorderen Bogen (arcus anterior) und den hinteren Bogen (Arcus posterior) verbunden sind. Die massae lateralis trägt 2 obere Gelenksflächen (articularis superior) für die Verbindung mit dem Kopf, Atlantooccipitalgelenk, die mit den Hinterhauptskondylen artikulieren (Nicken des Kopfes), und 2 untere Gelenksflächen (Articularis inferior) zum Axis. Atlas und Axis bilden somit das untere Kopfgelenk (Atlantoaxialgelenk). An der Innenseite des Arcus anterior befindet sich eine Gelenksfläche, die mit dem Dens axis in Verbindung tritt und Rotationsbewegungen („Nein- Sagen“) ermöglicht. Beide Kopfgelenke simulieren zusammen eine Art Kugelgelenk und ermöglichen Bewegungen im Sinne einer Zirkumduktion. Zwischen Occiput und Atlas, sowie zwischen Atlas und Axis finden sich keine Bandscheiben.

Der dens axis unterscheidet den 2. Halswirbel von der restlichen Halswirbelsäule. Die Wirbel 3-6 entsprechen dem prinzipiellen Aufbau eines gewöhnlichen Wirbels. Es ist noch zu bemerken, dass alle Halswirbel einen gespaltenen processus spinosus besitzen mit Ausnahme des 7. (vertebra prominens). Sein mächtiger Dornfortsatz, ist als erster durch die Haut tastbar. (Platzer, W. 2003, S.36- 38)

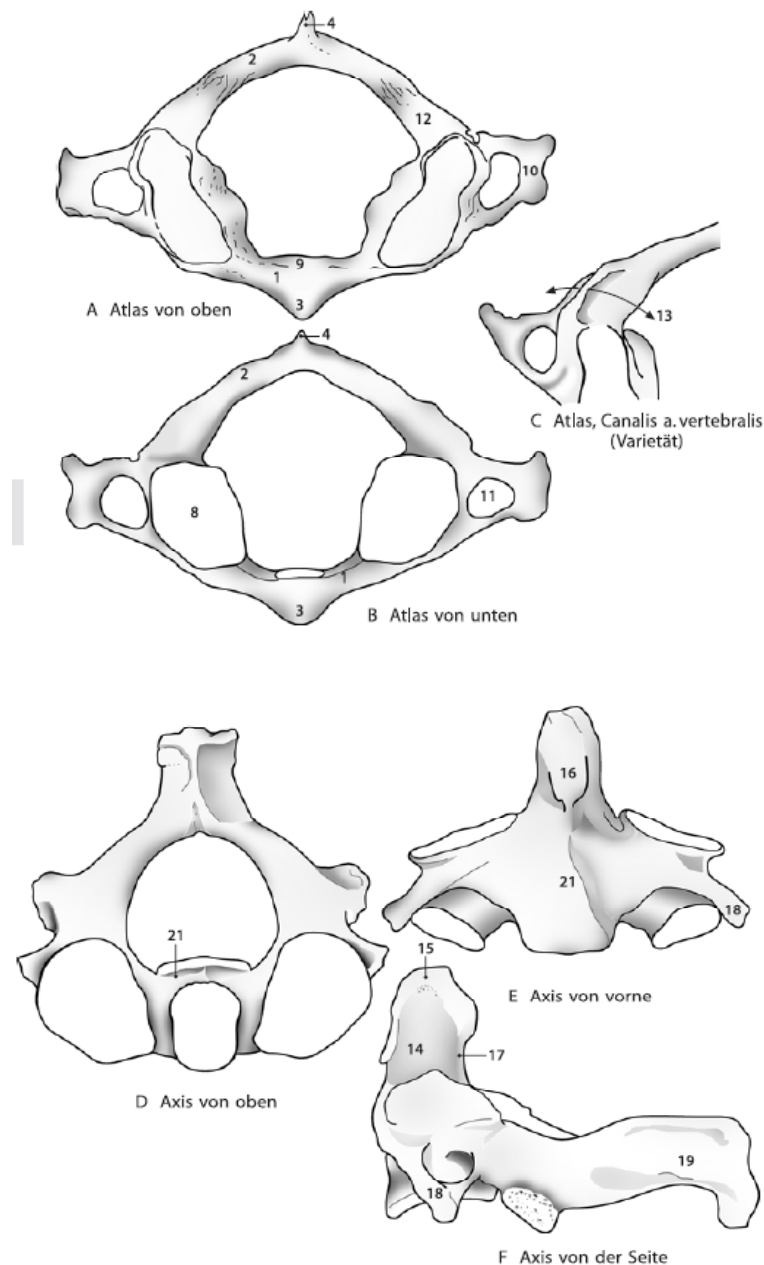


Abbildung 3: Schematische Ansicht von Atlas (oben) und Axis(unten), nach (Wolff, H. D., 2005, S. 80- 81)

Der 2. Halswirbel (C2) ist mit dem 3. (C3) relativ fest verbunden, was eine geringere Beweglichkeit in diesem Bereich zur Folge hat. Da die Verbindung von C3 zu C4 eine gute Beweglichkeit zulässt, wird die gelenkige Artikulation vom 2. zum 3. Halswirbel oft zum Kopfgelenksbereich gezählt. Man kann daher die HWS in 2 funktionelle Bereiche unterteilen, den Kopfgelenksbereich von occiput bis C1- C2/3 und der restlichen HWS von C4- C7. Somit kann die HWS mit einem oberen und unteren Abschnitt beschrieben werden. Vergleicht man Koch E. L., et al., (2003) so unterscheidet man nicht zwischen oberem und unterem Kopfgelenk, sondern fasst beide Gelenke als occipitoatlantoaxiale Funktionseinheit zusammen. Die kinematische Bewegungskette endet nach oben hin

jedoch nicht mit dem Atlas, sondern setzt sich über das Kiefergelenk weiter fort. (Neuhuber, W. Manuelle Medizin, 2007 S. 227)

Die enorme Beweglichkeit der HWS sieht Friedrich, I., (2005) in den intervertebralen Gelenken, die sich aus oberen und unteren Deckplatten der Wirbelkörper und den dazwischenliegenden Bandscheiben zusammen setzen. Erweitert werden diese Gelenkigen Verbindungen durch zygapophysiale Gelenke. Diese bestehen aus den rechten und linken Gelenksfortsätzen des einen weiter kranial liegenden Wirbels und den linken und rechten inneren Gelenksfortsätzen des benachbarten Wirbels, der weiter caudal liegt. Jedes Gelenk wird von einer Kapsel umgeben und durch Bänder gesichert. Da diese jedoch relativ locker sitzen, ist so ein großes Bewegungsausmaß möglich. (Friedrich I., Lühmann J., 2005, S. 62)

3.2. Muskeln die auf die Halswirbelsäule wirken

Um zunächst die Halswirbelsäule besser verstehen zu können, ist es wichtig die Muskeln zu beschreiben, welche auf diese wirken. Zu diesem Zweck erfolgt in diesem Kapitel eine Auflistung jener Muskeln die an Bewegungen in der HWS beteiligt sind.

Die Gelenke der Halswirbelsäule werden dorsal, ventral und lateral von einer Art Muskelkorsett umgeben. Wie bei der Rückenmuskulatur, gliedern sich die Muskeln in mehreren Schichten. Die Muskulatur des craniocervikalen Bereichs limitiert die Bewegungsausmaße der Gelenke nicht. Ihre Hauptaufgabe liegt in der Einleitung und Führung der Bewegung. (Menezes, A. H., et al. 2008)

Tabelle 1: Dorsale Muskeln der Halswirbelsäule

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion
M. trapezius pars transversus	C7- Th3	akromion	scapula nach medial ziehen
M. trapezius pars descendes	os occipitale	clavicula	Heben der scapula + clavicula
M. levator scapulae	C1- C4	angulus superior scapula	zieht scapula nach oben
M. rectus capitis posterior minor	Atlas	os occipitale	Einseitig: Drehen des Kopfes auf die gleiche Seite Beidseitig: Dorsalflexion
M. rectus capitis posterior major	proc. spinosus C2		
M. obliquuus capitis superior	proc. transversus atlantis		Einseitig: Lateralflexion Beidseitig: Dorsalflexion
M. obliquuus capitis inferior	proc. spinosus C2	proc. transversus atlantis	Einseitig :Lateraflexion Beidseitig: Dorsalflexion

Quelle: Platzer, W. (2003, S.77,146,328)

Tabelle 2: Ventrale Muskeln der Halswirbelsäule

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion
M. scalenus anterior	Querfortsätze C4-C6	1.Rippe	Heben der 1. Bzw. 2.Rippe
M. scalenus medius	Querfortsätze C2-C7	1.Rippe, membrana intercostalis der 1. Rippe	
M. scalenus posterius	Querfortsätze C5-C7	2-3 Rippe	
M. rectus capitis anterior	massae lateralis	os occipitalis	Vorneigen des Kopfes
M. longus capitis	Querfortsätze C3-C6	os occipitale	Vorneigen des Kopfes Kinn zur Brust
M. longus colli	Querfortsätze C5-C2, Wirbelkörper der unteren HWS Wirbelkörper Th1-Th3	HWS	Flexion der HWS
M. sternocleidomastoideus	sternum, clavicula	proc. mastoideus	Einseitig: dreht den Kopf zur Gegenseite, Neigung zur gleichen Seite Beidseitig: hebt den Kopf nach vorne, streckt Hals und Gesicht nach vorne

Quelle: Platzer, W. (2003, S.88,146-147,328)

Tabelle 3: Autochtone Rückenmuskeln der Halswirbelsäule

Muskel	Ursprung	Ansatz	Funktion
M. iliocostalis cervicis	6-3 Rippe	Querfortsätze C4-C6	Beidseitig: aufrichten bzw. Streckung der HWS Einseitig: Lateralflexion und Rotation zur gleichen Seite
M. longissimus cervicis	Querfortsätze Th1- Th6	Querfortsätze C2-C5	Beidseitig: aufrichten Streckung der HWS Einseitig: Lateralflexion und Rotation zur gleichen Seite
M. splenius cervicus	Dornfortsätze Th(3) 4- Th6	Querfortsätze C1- C2	Einseitig: Kopfdrehung zur gleichen Seite Beidseitig: Dorsalflexion
M. splenius capitis	Dornfortsätzen Th1- Th3 C7- C3	proc. mastoideus	
M. interspinalis cervicis	Dornfortsätze der HWS	Dornfortsätze der HWS	Segmentale Muskeln Einseitig: Rotation zur Gegenseite Beidseitig: Dorsalflexion
M. spinalis cervicis	Dornfortsätze Th2- C7	Dornfortsätze C4- C2	
M. semispinalis capitis, cervicis	Querfortsätze Th1- Th12	Dornfortsätze Th1-Th6 C7- 3	

Quelle: Platzer, W. (2003, S.72- 74)

3.3. Bewegungen der Halswirbelsäule

Bewegungen in der Halswirbelsäule sind keine isolierten Bewegungen aus jeweils nur einem Gelenk, sondern ein Zusammenspiel mehrere Bereiche. Betrachtet man zum Beispiel eine normale Flexionsbewegung in der HWS, wird die Gesamtbewegung durch eine Kombination einzelner Teilbewegungen umgesetzt.

Ausgehend von den 3 Hauptachsen, lassen sich 3 grundsätzliche Bewegungsebenen unterscheiden: Median, bzw. Sagittal oder Symmetrie,-, Frontal,- und Transversalebene: (Smolenski, U. C. et al. 2003, Manuelle Medizin, S. 365)

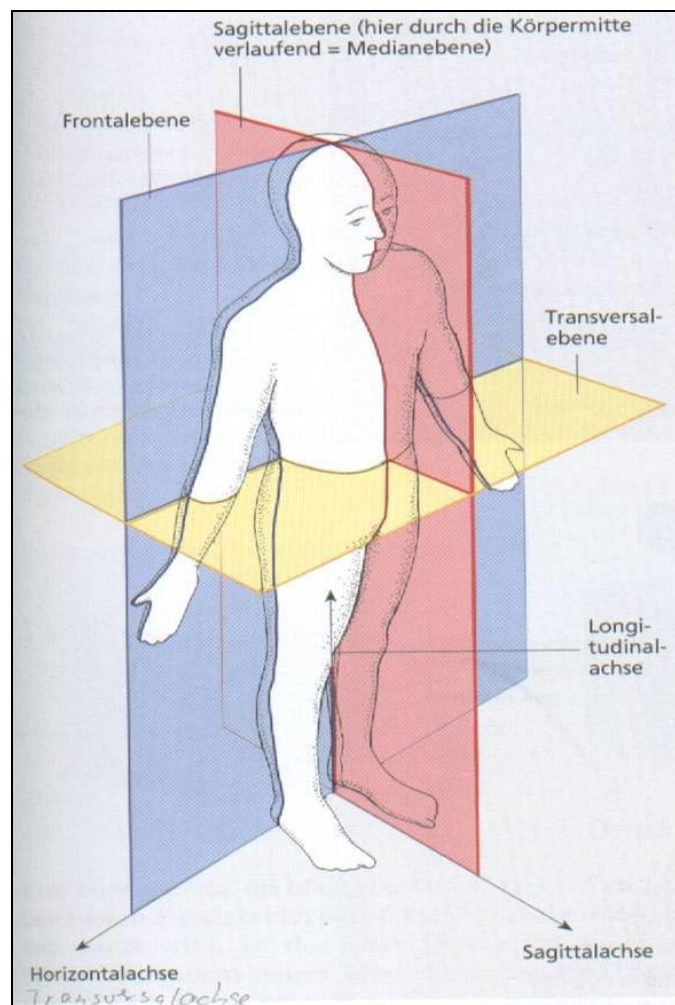


Abbildung 4: Darstellung der Ebenen im Menschen, nach

<http://www.altenpflegeschueler.de/pflege/richtungs-bezeichnungen.php>

Durch die Zweiseitigkeit jeder Ebene, man geht davon aus, dass der Koordinatenursprung im Zentrum des Menschen liegt, ergeben sich daraus 6 Hauptbewegungen, zwei Bewegungsrichtungen in jeweils einer Ebene:

- Flexions,- und Extensionsbewegungen in der Sagittalebene, sie teilt den Körper in 2 Hälften
- Rotationsbewegung nach links und rechts in der Transversalebene, sie steht senkrecht auf die Sagittalebene. Rotation in Anteflexion und Retroflexion, sie findet ebenfalls in der Transversalebene statt
- Lateralflexion oder Seitneigung des Kopfes in der Frontalebene, sie liegt parallel zur Stirn und teilt den Körper in einen vorderen und hinteren Bereich. Lateralflexion in Anteflexion und Retroflexion in der Frontalebene

(Platzer, W. 2003, S.2 -3)

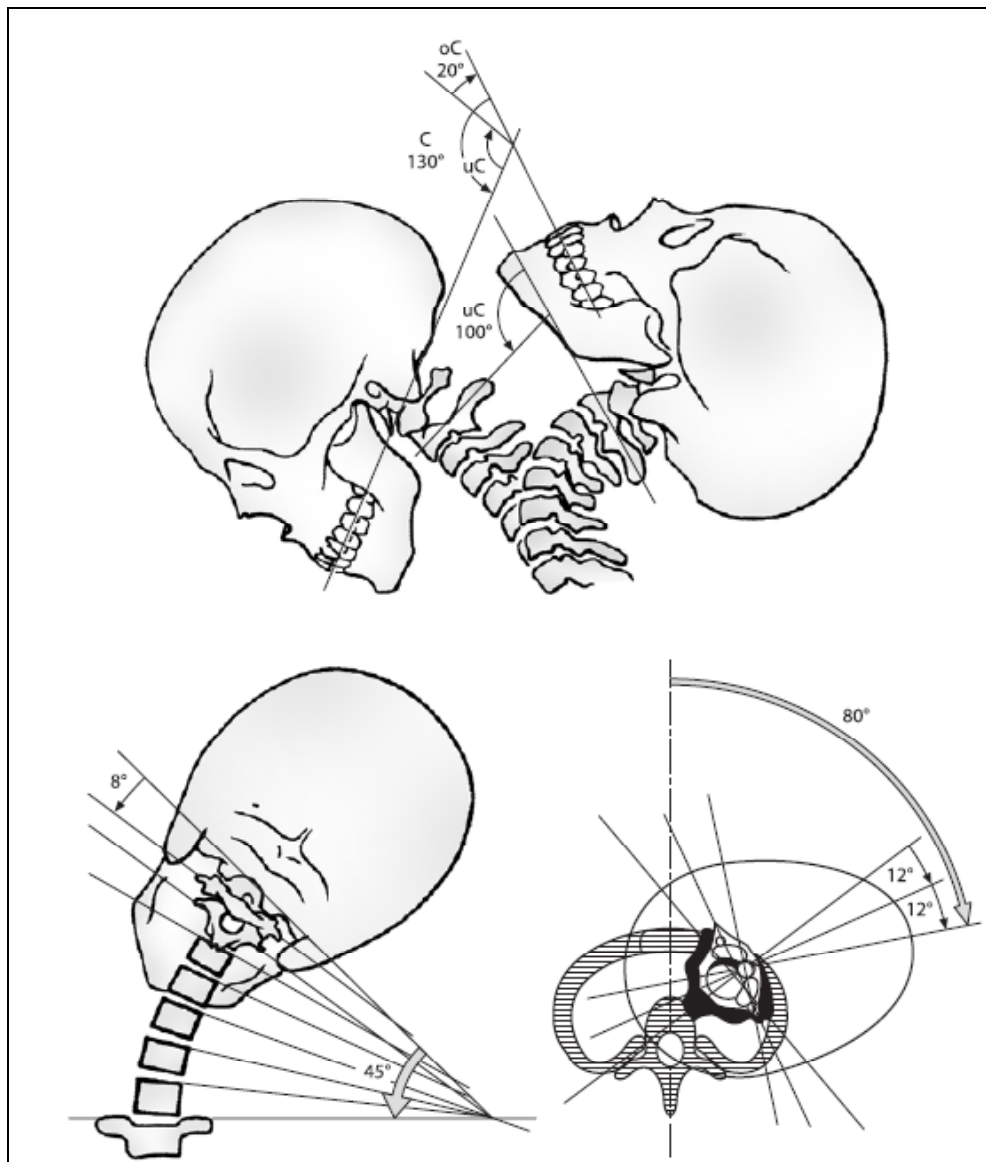


Abbildung 5: Schematische Ansicht von Extension, Flexion, Lateralflexion und Rotation in der HWS, nach (Wolff, H. D., 2005, S.82)

3.4. Biomechanik

Betrachtet man die Halswirbelsäule näher so muss im Zusammenspiel der Kopfgelenke weiter differenziert werden. Im Atlantooccipitalgelenk, dem oberen Kopfgelenk, findet hauptsächlich ein Vorwärts,- und Rückwärtsneigen, im unteren Kopfgelenk, dem Atlantoaxialgelenk, eine Rotationsbewegung statt. Neuhuber, W. (2004) schreibt, dass eine geringfügige Seitneigung im Gelenk zwischen Kopf und C1 ebenso möglich ist, wie eine minimale Extension und Flexion im unteren Kopfgelenk. Bei der Lateralflexion des Kopfes kommt es zusätzlich zu einer Rotation, welche durch eine Anspannung verschiedener Bänder ermöglicht wird. (Neuhuber, W. Manuelle Medizin, 2007 S. 227)

Ebenso Wolff, H. D. (2005) schreibt dem atlantooccipitalen Gelenk aufgrund seines Aufbaus nur eine sehr geringe Seitneigung zu, keine Rotation und gibt für das Bewegungsausmaß in der Ante,- und Retroflexion einen Beitrag von 70- 80 Grad an der Beteiligung der gesamten HWS an. In der Rotationsebene fungiert das Atlantooccipitalgelenk als eine Art Sperrgelenk. Das bedeutet, eine Aktive Bewegung ist in der Transversalebene nicht möglich. Lediglich passive Gleit,- und Federungen werden zugelassen. Somit ist dieser Bereich der HWS sehr anfällig, wenn starke äußere Kräfte, wie bei einem Verkehrsunfall, auf die drehende HWS einwirken. Wolff, H. D. 2005, S.80 ff.)

Die Flexion zwischen Kopf und Atlas ermöglicht die konvexe und konkave Struktur von Kopf und Pfanne. Die konvexen Hinterhauptskondylen gleiten dabei in den konkaven gelenkigen Verbindungen, massae lateralis, nach vorne und hinten. Die Beschaffenheit des Gelenks erklärt somit die möglichen Bewegungen. Bei der Flexion und Extension kommt es zu einem Rollgleiten. Würden die Kondylen des Hinterhauptes nur rollen, würden diese über die Pfanne hinaus rutschen. Nach vorne hin wird die Flexion durch die Spannung der Nackenmuskulatur begrenzt, nach hinten limitiert der Kopf durch den Druck auf die suboccipitalen Muskeln die Extension. (Bogduk, N., Mercer, S. 2000, S. 634)

Menezes, A. H., (2008) beschreibt das occipitalatlantoaxiale Gelenk als den beweglichsten Abschnitt des axialen Skelettes. Bei Rotationen ist das Atlantooccipitalgelenk auszuschließen. Die Bewegung in der Transversalebene erfolgt nur im restlichen Abschnitt der HWS. Den größten Rotationspunkt erreicht demnachman im Atlantoaxialgelenk. Eine Rotation und Seitneigung ist in der eigentlichen Bewegung des oberen Kopfgelenks nicht vorgesehen. Allerdings kann durch die Fixierung des Atlas der Kopf in die eben genannte Bewegungsrichtung gebracht werden. Die Rotation wird durch den Druck des kontralateralen Kondylen, des Hinterhauptes, gegen den vorderen Pfannenrand beschrieben. Zur gleichen Zeit erfolgt ein Druck des ipsilateralen Kondylen

gegen die hintere Wand der Pfanne. Damit eine Rotation möglich ist muss der Kopf durch das Erheben der Pfannenkante etwas vom Atlas abgehoben werden. Begrenzt wird dieses „Gelenksspiel“ durch die Kapselspannung. Für die Lateralflexion, in diesem Bereich, gilt das gleiche Prinzip wie bei der Rotation. (Menezes, A. H., et al. 2008, Bogduk, N., Mercer, S., 2000, S.634)

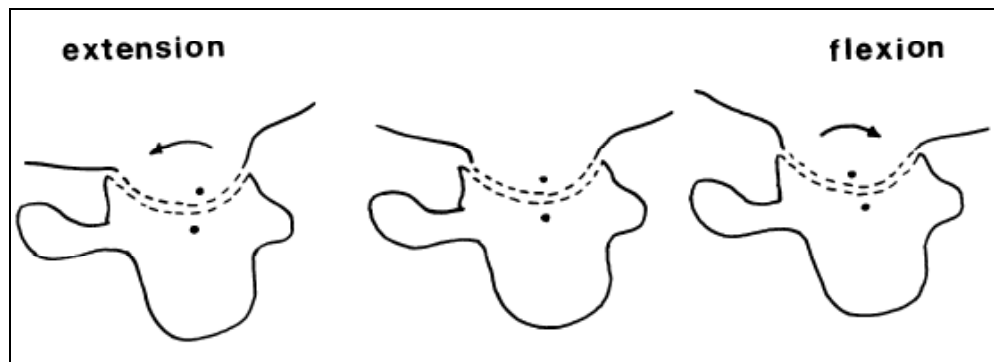


Abbildung 6: Ansicht einer Rotation des atlantooccipitalen Gelenks von lateral: Rotation erfordert eine Translation des jeweiligen Kondylen nach vorne und hinten. Dabei erfolgt ein Druckaufbau der Kondylen gegen die erhöhten Pfannenränder, nach (Bogduk, N., Mercer, S., 2000, S.634)

Die eigentliche axiale Rotation findet im atlantoaxialen Gelenk statt. Dies ermöglicht die Rotation des vorderen Atlasbogens um den dens Axis. Um die Drehbewegung tatsächlich realisieren zu können, muss zeitgleich der ipsilaterale massa lateralis des lateralen atlantoaxialen Gelenks dorsal wandern, während der kontralaterale massa lateralis des Atlas nach vorne gleitet. Betrachtet man diesen Vorgang genauer findet diese Bewegung durch eine Subluxation der lateralen Gelenkspartner zwischen Atlas und Axis statt. (Bogduk, N., Mercer, S., 2000, S.634)

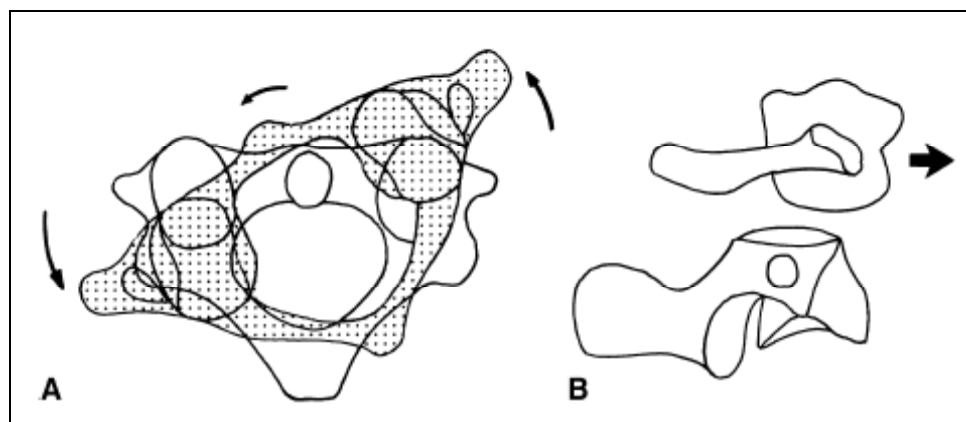


Abbildung 7: A: Ansicht der Rotation des Atlas um den dens Axis von oben. B: Subluxation des massa lateralis nach vorne, von lateral, nach (Bogduk, N., Mercer, S. 2000, S. 634)

In der unteren Halswirbelsäule findet man bei allen Bewegungssegmenten, von C3- C7, dieselbe Art der Beweglichkeit. Der maximale Bewegungsausmaß, im untern Teil der HWS, findet sich im Segment C5- C6 wieder. Im Unterschied zur oberen HWS können im unteren Abschnitt einzelne Segment aktiv nicht bewegt werden.

Die klassische Gelenkmechanik der unteren HWS arbeitet nach zwei Gesichtspunkten. Bei der Retroflexion, der Überstreckung des Halses, gleiten die schräg gestellten Facettengelenke wie Platten nach hinten unten übereinander, und bei der Anteflexion nach vorne oben. Die kranialen Gelenkspartner wandern dabei in die gleiche Richtung. So können Bewegungen realisiert werden, die äußerst leistungsfähig und widerstandsfähig sind. Funktionelle Defizite treten meist nur dann auf, wenn es zu posttraumatischen Verletzungen gekommen ist.

Bogduk, N. et al. (2000), beschreibt die ideale oder reine Form der Flexion so, dass der Kopf sich vom hinteren Bogen des Atlas ein wenig abhebt, welcher sich wiederum vom Axis ein wenig entfernt. Dieser Vorgang setzt sich durch die gesamte HWS fort. Je weiter in die Flexion gegangen wird, desto mehr nähern sich die Zwischenwirbelabstände einem gleichen Wert. Für die Extension gilt gleichermaßen dieselbe Funktionalität. Allerdings entfernen sich die Dornfortsätze nicht, sondern werden einander angenähert. Dieser Ansatz ist natürlich rein theoretisch und findet sich in der Praxis so gut wie kaum wieder. Laut Bogduk N, (2000) beginnt die Flexion in der unteren HWS in den Segmenten C4- C7. Er teilt die Anteflexion in verschiedenen Phasen. Den größten und ersten Beitrag an der Bewegung liefert der Abschnitt C6- C7 gefolgt von C5- C6. Den zweiten Teil der Bewegung übernimmt der Bereich von C0-C2 und anschließend C2- C4. Die Größe des Beitrages dieses Segments, scheint individuell variieren zu können. Gleichzeitig zu den Flexionsbewegungen von C2- C4 finden Gegensteuerungen statt. So kommt es zu einer leichten Extension bei C6- C7. Die Schlussphase der Flexion ist wieder in der unteren HWS zu verzeichnen, bei gleichzeitiger leichter Überstreckung in den Kopfgelenken. Eine Flexionsbewegung startet und endet demnach mit dem Segment C6- C7. (Bogduk, N., Mercer, S., 2000, S.643)

Bei der Extension verläuft der Vorgang ähnlich. Die Auslösebewegung findet in den unteren Segmenten, C4- C7, der HWS statt. Die genaue Reihenfolge der Aktivierung kann jedoch unterschiedlich sein. Im weiteren Verlauf ist, beginnend beim Kopf, abwärts verlaufend. Während dieser Phase der Bewegungsausführung erreicht der Kopfgelenksbereich sein größtes Bewegungsmoment. (Bogduk, N., Mercer, S., 2000, S.643)

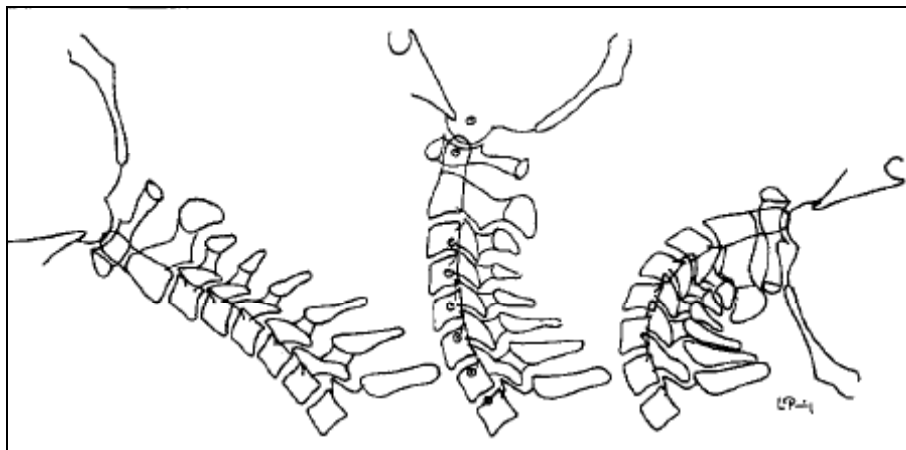


Abbildung 8: Schematische Darstellung der HWS von lateral. links in Flexion, mittig in Mittelposition und rechts in Extension, nach (Penning, L., 1995, S. 127)

Betrachtet man die Seitneigung und die Rotation so gibt es im Hinblick auf die Mechanik, verglichen mit der Extension und Flexion, Unterschiede. Bei der Lateralflexion gleitet der kraniale Gelenkpartner auf die Seite, nach der geneigt wird, hinten unten. Der Partner wandert allerdings nach vorne oben. Bei Seitneigungen kommt es daher auch zu einer gleichseitigen Rotation. Die Größe einer Rotationsbewegung ist abhängig von der Mittelachse auf der Gelenksfläche. Je nach Stellung des Gelenkpartners sind dann nur bestimmte Bewegungen möglich. Bei Frontaler Ausrichtung des kaudalen Partners ist nur eine Seitneigung, bei horizontaler Stellung nur eine Rotation möglich. Liegt die Drehachse der Gelenksflächen bei 45 Grad so sind beide Formen gleichermaßen an der Bewegung beteiligt. Die Gelenkspartner der Facettengelenke können in zwei Richtungen wandern, abhängig von der Bewegung entweder nach vorne oben in der Flexion und nach hinten unten in der Extension. Bei einer Seitneigung kommt es zu einer Kombination der möglichen Bewegungen der Gelenke. Wandern auf einer Seite die Gelenkpartner nach vorne oben und parallel dazu auf der anderen Seite nach hinten unten, so erklärt dies die Rotation in der unteren HWS. So ist beispielsweise ein Seitneigung nach rechts mit einer Rotation nach rechts gekoppelt und umgekehrt. (Wolff, H. D. 2005, S. 82, Penning, L. 1978, S.319-320)

Durch die Beschreibung solch kleinster Kombinationsbewegungen soll verdeutlicht werden, wie schwierig es scheint isolierte Bewegungen des Kopfes exakt zu messen da selten Bewegungen in nur einer Ebene stattfinden. Es kann immer vorkommen, dass kleine Zusatzbewegungen, wie beispielsweise die Seitneigung im atlantooccipitalen Gelenk, den tatsächlichen Range of Motion in einer Bewegungsrichtung beeinflussen. Die nächste Tabelle (4) zeigt einen Überblick der Einzelbewegungen der Kopfgelenke.

Tabelle 4: Werte des ROM der Kopfgelenke

Gelenk	Bewegung	Bewegungsausmaß in Grad
atlantooccipitales Gelenk	Flexion/Extension	13
	Lateralflexion	8
	Rotation	0
atlantoaxiales Gelenk	Flexion/Extension	10
	Lateralflexion	0
	Rotation	47

Quelle: Jofe, M., et al.(1994, S. 28)

Eine Rotation im atlantoaxialen Gelenk ist auch in Anteflexion möglich. Geht es beispielsweise um die Messung des Bewegungsausmaßes in der Rotationsebene, sind die Ausgangsstellung des Kopfes und der Bewegungsverlauf äußerst wichtig. Substitutionsbewegungen sollten in jeden Fall vermieden werden, da man sonst falsche Ergebnisse erhält. Um die Validität zu sichern, muss man hohe Anforderungen an das Messsystem stellen. Ist einzig die Rotation von Bedeutung müssen andere Bewegungen ausgeschaltet werden, da sonst die erhobenen Werte nicht zu anderen Daten in Bezug gesetzt werden können.

4. Messmethoden, eine Bestandsaufnahme

Im nächsten Kapitel soll ein Überblick ausgewählter Messmethoden erfolgen, die für die Erhebung des aktiven Bewegungsumfanges im Bereich der Halswirbelsäule eingesetzt werden. Ein Problem, dass bei den klinischen Befundnahmen des aktiven ROM besteht ist die schwierige Objektivierung sowie die Erfassung des funktionellen Bewegungsablaufes. (Tausendfreund, J. 2004, S. 1)

Für die HWS existieren in diesem Bereich unterschiedlichste Verfahren, dessen Bandbreite von röntgenologischen Verfahren, Ultraschallgesteuerten Messungen (Smolenski, U. C. et. Al. 2003 und Tausendfreund, J. 2004), Winkel, -und Distanzmessungen (Wolff, H. D. 2000), Lot,- und goniometrischen Maßen, (Schöps, P. 2000), speziell Wasser, und Blasengoniometer, Computertomographie (Youdas, J. W. et al. 1992), bis hin zu optoelektronischen und topometrischen Systemen reicht. Diese Systeme werden den Anforderungen an Genauigkeit, Sensitivität, Spezifität und Wirtschaftlichkeit gerecht. Jedes einzelne Messsystem bietet unterschiedliche Genauigkeiten und stellt bestimmte Anforderungen an die Praxis. (Smolenski, U.C., et al. 2003, S. 365)

Tausendfreund, J. (2004) beschreibt unterschiedliche Aspekte der einzelnen Methoden. Radiologische Verfahren belasten den Organismus durch eine hohe Strahlenexposition und sind nur für statische Untersuchungen geeignet und scheiden somit als relevante Messmethode für die Testung des aktiven ROM aus. Auch elektronische Goniometer scheinen nicht das richtige System zu sein. Eine aufwendige Apparatur, hohe Kosten und eine komplizierte Handhabung machen den Einsatz in der Praxis ebenfalls unökonomisch und somit unwahrscheinlich. (Tausendfreund, J. 2004, S. 1)

Ein wesentlicher Aspekt für den Einsatz in der Praxis scheint eine leichte Durchführbarkeit der Messung zur Erhebung des aktiven ROM zu sein. Darüber hinaus spielt die finanzielle Komponente eine ebenso wichtige Rolle. Je einfacher eine Testdurchführung aufgebaut und nicht durch eine große und schwere Apparatur örtlich gebunden ist, erfüllt sie eher die Anforderungen für einen Einsatz im Feld.

In den folgenden Unterkapiteln folgt eine Darstellung ausgewählter Messmethoden, auf unterschiedlichsten Systemen basierend. Zum einen differieren die im Anschluss angeführten Methoden nicht nur aufgrund ihrer technischen Funktionsweise, sondern ebenso im Hinblick auf Ökonomie, Wirtschaftlichkeit sowie finanziellem und zeitlichem Aufwand.

4.1. Neutral Null Methode, nach Wolff

Ziel dieses goniometrischen Verfahren soll es sein, eine für die Praxis leicht durchführbare Methode einzusetzen, die genaue Aufschlüsse über die Funktion der HWS geben soll. Anders als andere Verfahren hebt sich die Neutral- Null- Methode, adaptiert durch Wolff, H.D. (2000) durch eine relativ einfache Handhabung und geringe Kosten von anderen Messmethoden ab. Bei dieser Vorgehensweise sitzt der Proband aufrecht in einer neutralen Haltung. Als Bezugspunkte für dieses optische Verfahren dienen neben den Winkelgraden die Abstände zwischen Jugulum und Kinn, sowie Ohrläppchen und Schulter. Messgenauigkeit und Reliabilität sollen zu diesem Zeitpunkt noch nicht von Relevanz sein. (Hepp, W. Debrunner, H., 2004, S. 64)

Auf einem normalen Overheadprojektor wird ein Kreiswinkel gelegt, der mittels Kreutztisch in horizontaler und vertikaler Richtung parallel verschoben werden kann. Der Proband sitzt oder liegt, abhängig von der Bewegung die gemessen werden soll, zwischen dem Projektor und der Wand, an die der Schatten des Kreiswinkels projiziert wird. Der Abstand von der Wand zum Probanden sollte dabei 1,5 Meter betragen. Durch den Schattenwurf eines Zeigestabes, der am Kopf des Probanden fixiert ist, kann der aktive ROM an der Wand abgelesen werden. Wichtig hierbei ist die Parallelverschiebung des Kreiswinkels, da sonst ein Messfehler vorliegt.

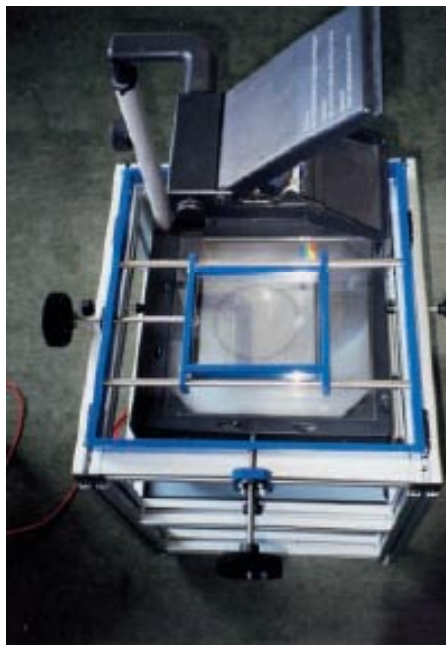


Abbildung 9: li: Ein Proband während einer Testung mit dem fixierten Zeigestab am Kopf in Nullstellung, re: der Overheadprojektor mit Kreutztisch und Kreiswinkel, nach (Wolff, H. D, 2000, S. 285)

Bei Seitneigung, Extension und Flexion durchläuft man den Test sitzend. Für Rotationsbewegungen liegt man auf dem Rücken, der Stab wird dabei an der Kopfdecke fixiert. Ein Problem, welches Messungenauigkeiten mit sich bringen kann, stellt die Fixierung des Oberkörpers dar. Wie in Abbildung 10 ersichtlich soll diese Ungenauigkeit durch das Sitzen auf den Handrücken minimiert werden. Durch die einfache Handhabung, der für die Testung erforderlichen Geräte, ist diese fast immer und überall durchführbar. Ein Vorteil, der vor allem in der Praxis zum Zug kommen kann, bedenkt man die Einfachheit, mit der Heilungsverläufe kontrolliert und protokolliert werden könnten.

Ein wichtiger Aspekt bei dieser Studie war der Messaufbau. Durch fünfmaliges Wiederholen der Bewegungen in allen Richtungen wollte man Objektivität und Reliabilität gewährleisten. Die physiologische Schwankungsbreite der Halswirbelsäule konnte so voll und ganz erfasst werden.

„Die 5-malige aktive Bewegung der HWS und die Bemühung der Patienten, diese Prozedur bis zum Messaugenblick einzuhalten, wirkt auf die Einheit Gelenk, Sehnen und Muskeln wie ein „Stretching“-Effekt. Zunehmend lockern sich die Gewebe, und der Exkursionsraum vergrößert sich um ca. 2–3° mit jeder Messung. Dieses Phänomen ist bei Jugendlichen sehr häufig aber auch noch bei 40- bis 50-Jährigen nachweisbar.“

(Wolff, H.D., Lonquich, Ch., 2000, S. 288)

Wolff, H. D. (2000), beschreibt diesen Vorgang als „Crescendo“. Im Gegensatz zur Vergrößerung des ROM durch den eben genannten Crescendo- Effekt, thematisiert er ebenso das Gegenteil: „Decrescendo“. Der krankhafte Zustand eines Bewegungssegmentes, oder Arthron, hat eine Schwellenerniedrigung der Schmerzrezeptoren, Nozizeptoren, der Gelenkscapsel zur Folge. Daraus ergibt sich ein erhöhter Tonus der betreffenden Muskulatur. Die mehrmalige Bewegungswiederholung hat hier den gegenteiligen Effekt. Die Bewegungsmöglichkeit des betroffenen Wirbelsegments verringert sich zunehmend.

Es ist festzuhalten, dass es bei dieser Studie, wie auch in der Literatur zu Schwankungen der endgradigen Winkel kommt. Wolff, H.D. (2000) erklärt diese Abweichungen durch die veränderte Beweglichkeit in Abhängigkeit von Alter Geschlecht, Laxheit oder Rigidität der Muskulatur. Vergleicht man Dvorak, J. (1999) und Schöps (2000), so ist eine Beweglichkeitsabnahme im Alter zwischen 20 und 50 Jahren pro Dekade um 10 Grad zu verzeichnen. Ausgehend von der Neutral Null Methode wären das 5 Grad auf jeder Seite.

Wolff, H.D. (2000) gibt zwar die Größe seiner Stichprobe mit, jeweils 50 Männern und Frauen, bekannt, allerdings fehlen Informationen zum Alter der Probanden. Aus diesem Grund sollten die erhobenen Werte für den Vergleich mit anderen Studien in Hinblick auf das Alter kritisch hinterfragt werden. Durch die Beweglichkeitsabnahme kann der

Unterschied des aktiven ROM zwischen 20 und 50 jährigen bis zu 30 Grad betragen, siehe auch Tabelle 11 auf S. 62. (Wolff, H.D., Lonquich, Ch., 2000, S. 284-288)

Hepp, W. Debrunner, H. (2004) beschreibt die Bewegungsumfänge nach der Neutral-Null- Methode der HWS wie folgt:

- Rotation als Summe der Kopfgelenksbewegung und der unteren Halswirbelsäule (60-80/0/60- 80 Grad)
- Lateralflexion der gesamten HWS (45/0/45 Grad)
- Extension, Flexion (35-45/0/ 35-45 Grad)

(Hepp, W. Debrunner, H.,2004, S. 64)

Will man die Winkel von Wolff (2000) und Debrunner (2004) vergleichen, so ist dies nur bedingt möglich. Zum einen Fehlen Angaben über das Alter, zum anderen wurden bei Wolff, H. D. (2000) Patienten mit einem HWS Trauma getestet. Hinzukommt, dass auch in der Beschreibung von Hepp, W. (2004) genaue Informationen über die Herkunft der angeführten Winkelgrade fehlen. Angaben über Kollektivgröße, Geschlecht und Gesundheitszustand sind ebenfalls nicht beschrieben. Lässt man diese Aspekte jedoch außen vor und stellt die Werte von Wolff, H. (2000) und Hepp, W. (2004) dennoch gegenüber lassen sich teilweise Übereinstimmungen feststellen, aber auch Abweichungen. Vor allem in der Extension und Flexion gibt es vehemente Unterschiede. Dies kann aber an der Testdurchführung selbst liegen. Eine unzureichende Fixierung des Probanden, oder ein anderer Testaufbau, kann unterschiedliche Ergebnisse hervorrufen.

Die eben beschriebene Studie, bzw. der Vergleich der Winkelwerte verdeutlicht gut, wie wichtig es ist, will man eigene Untersuchungen in diesem Bereich machen, ein eigenes Normkollektiv zu testen. Werte aus anderen Studien sollten lediglich als grobe Referenzwerte herangezogen werden und sind nur bedingt für Vergleiche geeignet. Gründe dafür liegen in unterschiedlichen Testgruppen, unterschiedlichen Versuchsaufbauten und an differenten Messmethoden.

Es wäre daher auch nicht möglich zu sagen, welche Methode für die Erhebung des ROM in der Halswirbelsäule die Richtige oder bessere sei. Man kann lediglich versuchen objektive Unterschiede heraus zu arbeiten und diese kritisch gegenüber stellen. Da der Versuchsaufbau in dieser Messreihe von Wolff, H.D., Lonquich, Ch. (2000) in der Praxis leicht anwendbar und für das eMagin Feedbacksystem gut adaptierbar scheint, sollten für nachfolgende Studien auf diesem Gebiet ein ähnlicher Messaufbau verwendet werden.

Allerdings stellt die Fixierung des Oberkörpers ein Problem dar. Es bleibt fraglich ob der Thorax, durch das Sitzen auf den Handrücken hinreichend fixiert ist.

4.2. Neutral- Null- Methode nach Schöps

Ziel dieser Studie war es im Bereich der HWS die Beweglichkeit zu messen. Insgesamt untersuchte man 240 Personen im Alter zwischen 20 und 90 Jahren, frei von Beschwerden im Bereich der HWS. Das Kollektiv unterteilte sich in 125 Frauen und 115 Männer. Die erhobenen Winkel wurden je nach Alter des Probanden in Gruppen eingeteilt: 20-29, 30-39, 40-49, 50-59, 60-69 und 70-79. Zusätzlich zur Erhebung des ROM interessierten die Unterschiede zwischen Männern und Frauen und die Veränderung der Beweglichkeit im Alter.

Darüber hinaus stellte man in einer im Zuge dieser Untersuchung, in einer Interraterstudie, die Werte von kranken und gesunden Menschen gegenüber. Des Weiteren maß man mittels Röntgenfunktionsdiagnostik die segmentalen Bewegungswerte der HWS.

Man erhob den ROM mittels Goniometer. Dieser bestand aus insgesamt drei Kreiswinkeln, auf denen jeweils ein Kompass montiert wurde. Der Goniometer war auf einer Plexiglasplatte montiert, die mit einem Beißring versehen war. Gemessen wurden die Bewegungen gemäß den drei Körperachsen

Die Probanden wurden sitzend auf einem Stuhl mit Lehne, bei einer Sitzhöhe von 40 cm, getestet. Der Kopf jedes Probanden wurde vor einer Messung laut einem Kompass und des Kreiswinkels, in der jeweiligen Achse in Nullstellung gebracht. (Schöps, P., 2000, S. 19)

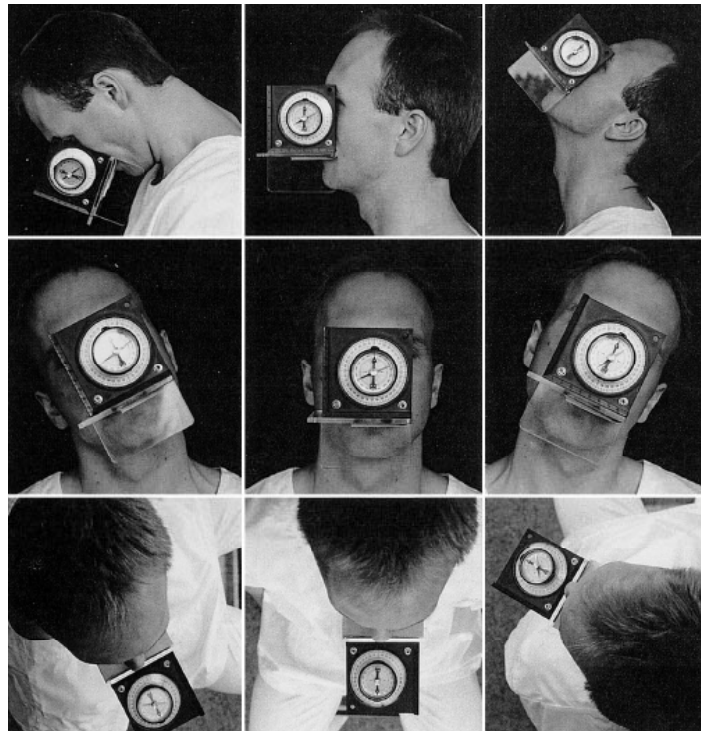


Abbildung 10: Darstellung der Messung in der jeweiligen Funktionsebene mittels Goniometer und eingelagertem Kompass. Hier die testdurchführung in der jeweiligen ebene nach der Neutral- Null-Methode, nach (Schöps, P., 2000, S. 19)

Angaben darüber wie oft eine Bewegung wiederholt, oder mit welcher Geschwindigkeit man diese absolvierte, wurden nicht gemacht. Ebenso die Fixierung des Oberkörpers ist nicht näher beschreiben. Es bleibt daher kritisch zu sehen in wie weit die gemessenen Winkel auch tatsächlich der HWS zuzuschreiben sind. Die erhobenen Werte sollen zu einem späteren Teil der Arbeit von Interesse sein.

Schöps, P. (2000) schrieb den Frauen einen höheren ROM verglichen mit Männern zu. Er gibt an, dass es bei der Lateralflexion und Rotation zu Kombinationsbewegungen kommt. Darüber hinaus beschreibt er die generelle Abnahme des ROM im Alter zwischen den 20-29 jährigen zu den über 60 jährigen folgendermaßen:

- Extension/ Flexion: Männer 33, Frauen 24 Grad
- Rotation: Männer 32, Frauen 27 Grad
- Lateralflexion: Männer 24, Frauen 18 Grad

Ein Vorteil dieser Methode ist mit Sicherheit die leichte Handhabbarkeit. Allerdings, vergleicht man Schöps, P. (2000), wird der Bewegungsverlauf und die Funktionalität einzelner Segmente nicht gemessen. Lediglich die tatsächlichen Endwerte sind protokollierbar. Es werden zwar Angaben darüber gemacht, dass es zu

Kombinationsbewegungen in der HWS kommt, diese sind aber mit dieser Methode nicht erfassbar.

4.3. Isolierte Kopfgelenkbeweglichkeit

Bei dieser Form der optischen Winkelmessung beschreibt Koch, E. L. (2003) einzig die isolierte Kopfrotation in maximaler Anteflexion. Für die Umsetzung diente ein Kopfring, an dem man einen Zeiger mittig anbrachte. Jedem Probanden wurde eine Halbwindrose-Messskala angelegt, der Kopf wurde dabei maximal nach vorne gebeugt und aus der Null Grad Position nach links und rechts rotiert. Durch Optisches Ablesen aus einer Entfernung von ungefähr drei Metern erhob man die Daten.

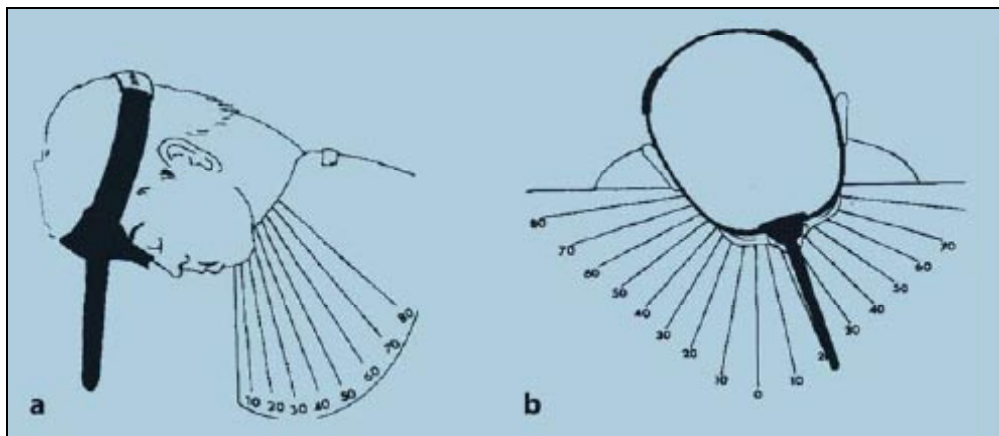


Abbildung 11: a: laterale Ansicht, b: frontale Ansicht der Messung, nach (Koch, L.E., et al, 2003, S. 31)

Die Fixierung des sitzenden Probanden erfolgte durch einen Untersucher, der entlang der Wirbelsäule bis zum cervicothoracalen Übergang Ausgleichsbewegungen ausschaltete. Die Testdurchführung erfolgte in maximaler Anteflexion, wobei die Rotation bis zum Endpunkt des möglichen aktiven ROM absolviert wurde. Koch, E. L. (2003), beschreibt die Legitimation dieser Methode durch einfache erhebbare und objektive Werte. Darüber hinaus ist sie kostengünstig und bietet die Möglichkeit Bewegungseinschränkungen aufzuzeigen. (Koch, E. L. et. al. 2003, S.31- 32)

Auf der einen Seite erfüllt diese Messmethode alle Anforderungen um in der Praxis erfolgreich eingesetzt zu werden, die Kosten sind gering, der Aufwand minimal und die Gütekriterien scheinen erfüllt. Aber diese Technik bietet nur eine Beurteilung der Beweglichkeit in den Kopfgelenken. Blockaden oder andere Einschränkungen der restlichen HWS bleiben außen vor. Durch das optische Ablesen der Werte findet sich wahrscheinlich eine gewisse Ungenauigkeit in den Messwerten wieder. Daher sollte man diese Möglichkeit der Funktionsanalyse lediglich verwenden um ungefähre Kontrollen

durchzuführen. Ob der Einsatz als genaue Beurteilung der Funktion der Halswirbelsäule herangenommen werden kann, bleibt fraglich. Ein weiterer Kritikpunkt ist das Fehlen von vergleichbaren Daten, die durch eine Studie erhoben wurden. Als Referenz dienen lediglich Daten von Panjabi, M.M. (1978), Vgl. Hepp, W. Debrunner, H, 2004, die einen Überblick der Kopfgelenksbeweglichkeit geben sollen. Koch, E. L. (2003) gibt keinerlei Angaben über eigene Messungen. Direkte Vergleiche sind daher kaum möglich.

4.4. Bewegungsfunktionsanalysesystem „zebris“

Für die Studie aus dem Jahr 2003 wurde das 3D Echtzeitultraschallgerät „zebris cervical spine“ verwendet, dass aufgrund von Laufzeitmessungen von Ultraschall dreidimensionale Bewegungen protokollieren kann. Dabei geben zwei Messsysteme, mit jeweils drei Ultraschallsendern, auf der Haut befestigt, Signale ab, die von einem statischen Messaufnehmer, Mikrofon, aufgenommen werden. Jeweils drei Sender sind an der fixierten Schultern angebracht und drei am Kopf. Die Berechnung der genauen Raumkoordinaten erfolgte durch eine Software.

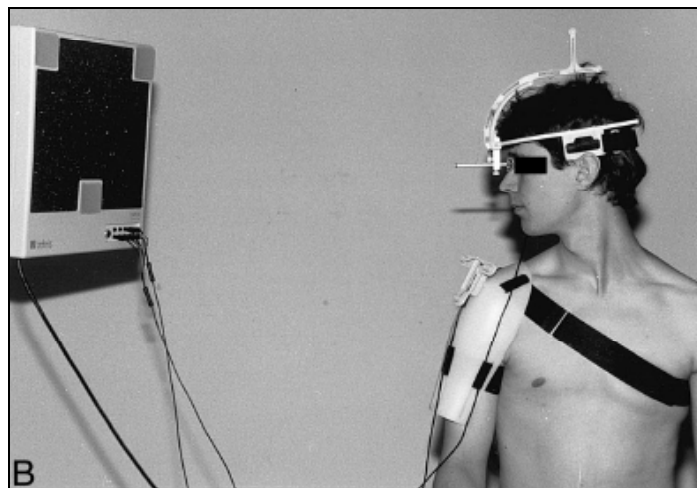


Abbildung 12: Darstellung des "zebris"- Systems mit den Ultraschallsensoren an Kopf und Schulter sowie dem Messaufnehmer, li. im Bild, nach (William, H. M., et al, 2000, S.444)

Dem gegenüber stellte man die Ergebnisse eines einfachen Winkelmessers, einem optischen Verfahren, nach der Neutral- null- Methode. Getestet wurden 30 Probanden im Alter zwischen 18- 30 Jahren, ohne klinische Symptome, frei von Schmerzen in der Zervikalregion, keine funktionellen Einschränkungen bezüglich Gelenkfunktion, Muskulatur oder Neurologie, für beide Methoden mit dem jeweils gleichen Protokoll. Der Winkelmesser wurde dabei immer parallel zur Bewegungsebene eingesetzt.

Die Probanden saßen zur Testung auf einem Stuhl:

- Neigung der Lehne 70 Grad, Höhe der Lehne 45 cm
- Tiefe der Sitzfläche 40 cm, Höhe der Fläche 45 cm

Bei dreimaliger Messwiederholung folgte man immer demselben Protokoll, für die Winkelmessung ebenso wie für das „zebris“- System: Anteflexion- Retroflexion, Rotation rechts- Rotation links und Seitneigung rechts- Seitneigung links.

Funktionsmessung HWS, 2. Messung, n=30 Grad	zebris		Winkelmaße		Korrelation
	MV	SD	MV	SD	
Flexion	68,77	10,41	62,33	5,98	0,36
Extension	79,30	11,12	75,67	9,71	0,57
Rotation rechts	80,10	7,14	79,33	6,66	0,53
Rotation links	79,27	6,46	80,17	7,71	0,55
Seitneige rechts	52,00	8,92	45,83	6,83	0,65
Seitneige links	44,50	8,99	45,67	7,04	0,60

Abbildung 13: Vergleich der beiden Messmethode „zebris“ und Winkelmessung und deren Korrelation, nach (Smolenski, U. C. et. al. 2003, S. 368)

In der oben angeführten Abbildung (13) ersichtlich, die weitgehend gute Übereinstimmung der Messung, beider Systeme. Diese Tatsache spiegelt auch der Korrelationskoeffizient wieder, der bei fast allen Bereichen eine gute Korrelation beschreibt. Allerdings ist die Stimmigkeit der Ergebnisse dennoch kritisch zu betrachten. Zwar liegen die Korrelationswerte beinahe zur Gänze über 0,5, was aber trotzdem noch keine sehr gute Übereinstimmung bedeutet. Der Grenzwert für einen sehr guten Zusammenhang beträgt bekannter Weise 0,8. Einzig in der Flexionsbewegung kommt es zu starken Abweichungen bezüglich der Korrelation. Betrachtet man die Mittelwerte sind Unterschiede leicht erkennbar. Man kann lediglich eine Tendenz festlegen, dass das optische Winkelverfahren ähnliche Endergebnisse liefert, wie das „zebris“ System. Welche Methode nun genauer ist, oder „richtigere“ Werte ausgibt, lässt sich nicht sagen. In jedem Fall hat das optische Winkelmesssystem aufgrund der einfachen Handhabung und den geringen Kosten Vorteile in der Praxis.

Smolenski U. C. (2003) beschreibt die, vor allem in den Flexionsbewegung auftretenden Unterschied dadurch, dass sie als erste durchgeführt wurde. Das subjektive Gefühl der aufrechten Ausgangsstellung wurde mit fortschreitender Messdauer besser, was sich

auch im Korrelationskoeffizienten zeigt. Diese Tendenz war bei beiden Methoden feststellbar.

Als Grundlage für ein eigenes Kategoriensystem können die Werte dieser Studie ebenfalls nicht dienen. Lediglich ungefähre Grenzen können aufgrund der Ergebnisse abgesteckt werden. Immerhin kann man eine grobe Richtung erkennen. Das getestete Kollektiv war gesund, frei von Beschwerden, aber die Stichprobengröße mit $n=30$ ist zu klein um generelle Aussagen über den ROM in der HWS im Allgemeinen zu treffen.

4.5. CROM

CROM (cervical range of motion) ist ein auf Magneten basierendes System. Gravitationsgoniometer nehmen Bewegungen in der Sagittal,- und Frontalebene wahr. Ein Kompass, auf dem Kopf. Über der Schädeldecke montiert, korrespondiert mit einem, auf den Schultern befestigten Magnetgürtel und registriert Rotationen. Im Zuge dieser Studie wurden 337 gesunde Probanden getestet, 171 Frauen und 166 Männer im Alter zwischen 11 und 97 Jahren. Die Stichprobe teilte man in 9 Altersgruppen mit je 40 Testkandidaten, in denen Männer und Frauen gleichverteilt waren. Lediglich die Altersgruppe von 90 bis 97 enthielt nur 14 Probanden.

Gemessen wurden die sechs Hauptbewegungen gemäß den Ebenen im Menschlichen Körper. Die Genauigkeit der Messskala lag bei Abstufungen von einem Grad. Jeder Proband saß in einem Aluminiumsessel. Die Schultern hatten flächigen Kontakt mit der Lehne. Die Lendenwirbelsäule wurde gegen die Lehne gedrückt wodurch eine Fixierung der gesamten Wirbelsäule gewährleistet werden sollte. Die Fußsohlen berührten den Boden mit der ganzen Sohle die Arme wurden auf den Armlehnen abgelegt. Für jede Richtung wurden drei Wiederholungen durchgeführt bis entweder eine Limitierung durch die Muskulatur eintrat, Ausgleichsbewegungen stattfanden, oder schmerzen einsetzten. Insgesamt gab es drei Durchläufe, wobei der erste zur Gewöhnung diente. Die Ausgangsposition des Kopfes wurde durch die Nullstellung eines Gravitationsmessers bestimmt.

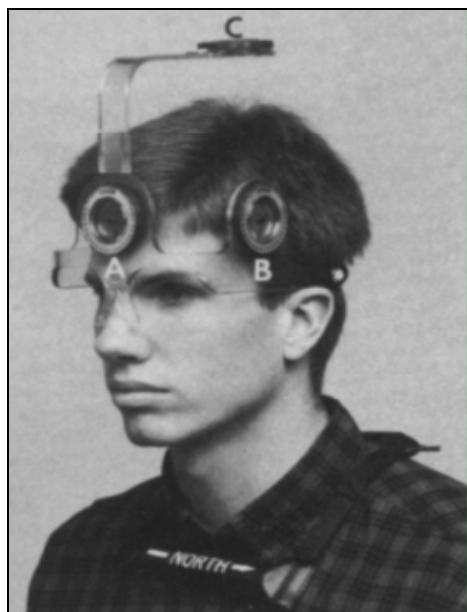


Abbildung 14: Ansicht des CROM Instruments im Messaufbau. Ziffernblatt A und B als Gravitationsgoniometer, Ziffernblatt C als Kompass parallel zur Schädeldecke, nach (Youdas J. W., 1992, S. 775)

Age Group (y)	No. of Subjects	Extension			AROM (°)					
					Left			Right		
		$\bar{X}$	SD	Range	$\bar{X}$	SD	Range	$\bar{X}$	SD	Range
11–19										
Male	20	85.6	11.5	61–106	46.3	6.7	33–60	44.8	7.7	30–66
Female	20	84.0	14.9	56–110	46.6	7.3	35–60	48.9	7.1	35–62
20–29										
Male	20	76.7	12.8	60–108	41.4	7.1	30–58	44.9	7.2	34–58
Female	22	85.6	10.6	65–111	42.8	4.6	34–56	46.2	6.7	30–56
30–39										
Male	20	68.2	12.8	36–92	41.2	10.3	20–60	42.9	8.5	27–58
Female	21	78.0	13.8	52–102	43.6	7.9	30–60	46.5	8.4	32–62
40–49										
Male	20	62.5	12.2	40–90	35.6	8.0	18–53	38.0	10.9	18–63
Female	22	77.5	13.2	45–102	40.8	9.3	20–58	42.5	9.2	30–65
50–59										
Male	20	59.9	10.4	39–74	34.9	6.6	22–48	35.6	5.4	26–44
Female	20	65.3	16.0	30–98	35.1	6.0	18–42	37.3	6.8	20–50
60–69										
Male	20	57.4	10.5	42–82	30.4	4.7	20–39	29.8	5.4	20–38
Female	20	65.2	13.3	44–90	34.4	8.1	22–50	32.7	9.6	12–49
70–79										
Male	20	53.7	14.4	20–86	25.0	8.4	10–38	25.8	7.3	16–39
Female	20	54.8	10.2	34–70	26.9	6.7	16–40	27.7	7.3	19–50
80–89										
Male	20	49.4	11.5	28–68	23.5	6.8	14–43	23.8	6.2	16–37
Female	18	50.3	14.5	20–72	22.6	7.1	10–40	26.3	5.7	16–38
90–97										
Male	6	52.3	17.2	22–68	22.0	6.6	14–30	22.2	9.1	11–30
Female	8	54.5	18.1	20–74	26.6	8.1	12–38	22.6	7.2	12–32

Abbildung 15: Darstellung der Messwerte der Altersgruppen bei Extension und Lateralflexion, gemessen mittels CROM- System, nach (Youdas, J. W. et. al 1992, S. 773)

Obwohl diese Studie bereits in das Jahr 1992 zurückreicht, ist sie dennoch für zukünftige Erhebungen des ROM in der HWS interessant. Zum einen bietet sie einen Überblick der, bis zu dem Erscheinungsdatum der Studie von Youdas, J. W. et al. (1992), wichtigsten Forschungsarbeiten auf diesem Gebiet, zum anderen werden verschiedene Altersgruppen mit ein und derselben Methode getestet. Aufgrund der hohen Validität und Reliabilität der Werte, können diese als Referenzwerte, verglichen mit anderen Studien, besser herangezogen werden. Als Einziger Schwachpunkt dieser Messungen wäre die fehlende Beurteilung der Funktionalität der einzelnen Segmente zu nennen.

Bei beiden, Männern und Frauen, ist der ROM in der Extension am größten. Dennoch sollte kritisch bemerkt werden, dass es bei der Überstreckung des Halses zu einer geringfügigen Abflachung der Brustkyphose kommen kann, wodurch der Kopf indirekt weiter nach hinten gebracht wird. Da der Thorax nur dorsal durch die Lehne fixiert wurde, sind Ausgleichsbewegungen und somit eine gewisse Verfälschung der Daten für die Extension vorstellbar. Vergleicht man die Werte der Extension dieser Studie mit denen von Smolenski, U. C. et al. (2003), so sind diese ungefähr gleich. Allerdings können diese Werte nur bedingt gegenüber gestellt werden, da das Alterskollektiv sich nur teilweise überschneidet und andere Methoden verwendet wurden.

Abschließend ist noch zu bemerken, dass Frauen generell einen höheren aktiven ROM aufweisen als Männer. Der größte Unterschied besteht in der Extension, mit ca. fünf Grad und ungefähr drei Grad bei den restlichen Bewegungen.

4.6. Isotrack System

Im Zuge dieser Studie aus dem Jahr 1996 wurden 30 gesunde Probanden (15 Männer, 15 Frauen), im Alter zwischen 20 und 59 Jahren mittels dem elektromagnetischen 3D Isotrack System, auf Radiographie basierend, getestet. Die Einteilung erfolgte in vier Stichproben (20- 29, 30-39, 40- 49, 50- 59). Im Gegensatz zum CROM Instrument, in Kapitel 4.4 genauer beschrieben, verwendet dieses System nur einen Sensor, an der Stirn befestigt, und einen Messaufnehmer, welcher über dem processus spinosus C7 platziert wurde. Beide waren mit einem Computer verbunden. Für die Messung der sechs Hauptbewegungen, nutzte das System Laufzeitmessungen zu verschiedenen Zeitpunkten, welche in weiterer Folge durch den Computer in Winkel umgerechnet wurden. Die Testungen fanden im Aufrechten Sitzen statt, wobei die Füße flächigen Kontakt zum Boden hatten, wodurch die Sitzhöhe automatisch für jeden Probanden standardisiert wurde.

Damit man in jeder Bewegungsrichtung den Kopf nur langsam bewegte, hatte man pro Seite für eine Bewegung 10 Sekunden zur Verfügung. Nach einem Testdurchlauf in jeder Richtung wiederholte man die Prozedur (Extension- Flexion, Lateralflexion nach links und rechts und Rotation nach links und rechts), dreimal. Der Probedurchlauf diente vor allem der Bekanntmachung des Ablaufes. (Trott, P.H., et al., 1996, S. 201 ff.)

Das besondere an dieser Studie ist das Aufzeigen von kombinierten Bewegungen. Das Isotrack System ermöglicht durch eine bestimmte Software, Bewegungen in allen drei Ebenen aufzuzeigen. Der Vorteil dieser Analyse liegt mit Sicherheit in der Bewegungskontrolle in der jeweiligen Achse.

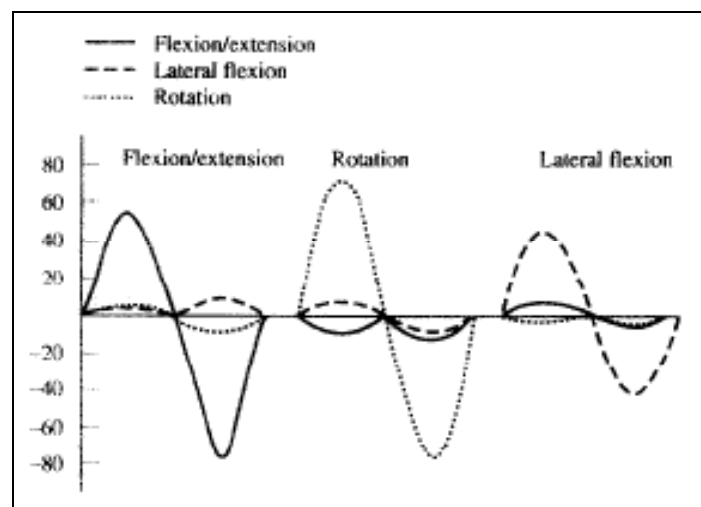


Abbildung 16: Darstellung der kombinierten Bewegungen, erhoben mittels Isotrack System, nach (Trott, P. H., et al. 1996, S. 202)

Allerdings gab man den Probanden keinerlei Bewegungsanweisung während der Testung. Natürlich war ein Ziel dieser Studie zu messen in wie weit einzelne Bewegungen, miteinander kombiniert, umgesetzt werden. Des Weiteren wird nicht beschrieben, wie der Thorax fixiert wurde. Ausgleichsbewegungen durch die Brustwirbelsäule, vor allem in Extension und Flexion könnten die Ergebnisse verfälschen.

4.7. Beurteilung der HWS bei Funktionsstörung

Ein wesentlicher Aspekt bei der Beurteilung der Funktion der HWS spielen Nozizeptoren, die im jeweiligen Segment reflektorische Antworten zur Folge haben können. Dabei verringert sich der ROM durch die erniedrigte Reizschwelle. Im weiteren Verlauf verändert sich das Bewegungsmuster der Muskulatur. Eine einwandfreie Inter,- und Intramuskuläre Koordination scheint nicht mehr gegeben zu sein. (Kittel, R. et al. 2002, S. 262)

Einschränkungen im HWS- Bereich wie beispielsweise durch zervikale Syndrome, oder andere Einschränkungen, sprechen genau diejenigen neuro-muskulären Mechanismen an, die im direkten funktionellen Zusammenhang mit den Schmerzrezeptoren stehen. Durch die veränderte Ansteuerung der Muskulatur, kann es zu folgenden Symptomen kommen:

- Muskulärer Hartspann
- Muskuläre Hemmung, sowie Veränderung des Bewegungsmusters
- Veränderte Zielmotorik
- Schmerzhaftes Periostrpunkte
- Triggerpunkte
- Kopfschmerzen

Kittel, R. et al. (2002), sieht durch Beseitigung des nozizeptiven Einflusses die Ursache dieses Problems behoben. Wird die Muskulatur in normaler Weise aktiviert und angesteuert, können sich Symptome zurück bilden und Bewegungsmuster normalisieren.

In der folgenden Studie von Kittel, R. et al. (2002), wurden zwei Kollektive miteinander verglichen. Die Referenzgruppe, 52 Sportstudenten, waren frei von Beschwerden. Die Testgruppe, 16 Personen, wiesen Gelenksblockaden in der mittleren HWS, in den Segmenten C3- C5 auf.

Für die Datenerhebung verwendete man das zebris- System CMS 70. Der Messaufbau sah 6 zyklische Rotationbewegungen vor. Besonders an dieser Studie war die Miteinbeziehung der Winkelgeschwindigkeiten. Diese wurden zu bestimmten Positionen erhoben und mit der maximalen Geschwindigkeit in Relation gesetzt. Dadurch konnten Beschleunigungs-, - und Bremsbereiche aufgezeigt werden.

Die Testgruppe wies generell niedrigere ROM Werte auf verglichen mit der Referenzgruppe. Allerdings muss beachtet werden, dass die Gruppen verglichen zueinander nicht Altershomogen waren. Die Gesunden beschleunigten darüber hinaus schneller aus dem Umkehrpunkt heraus, rotierten mit einer höheren Geschwindigkeit und erreichen diese auch schneller. Zudem ist die Bewegungspräzision bei der Referenzgruppe genauer. (Kittel, R. et al. 2002, S.264-266)

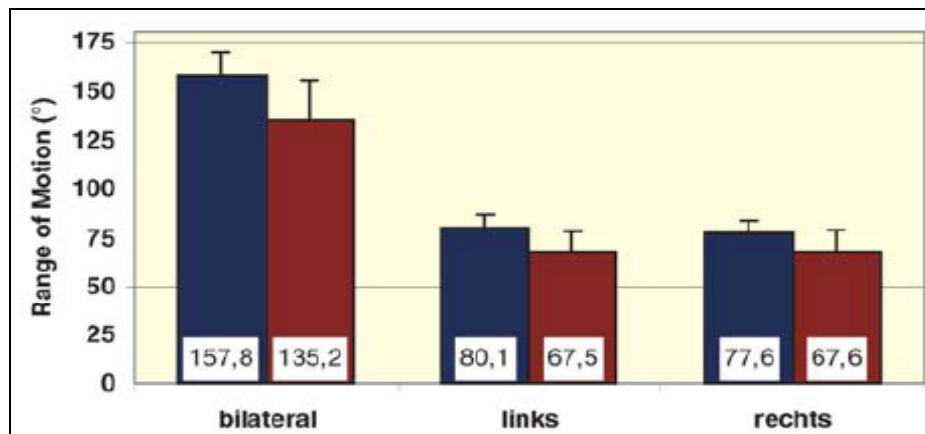


Abbildung 17: Vergleich des ROM in Rotation der beiden Gruppen. jeweils li: die Referenzgruppe, nach (Kittel, R., et al., 2002, S. 265)

Kittel, R., et al. (2002) sieht den Vergleich beider Testgruppen durch die lineare Abnahme des ROM im Alter kritisch. Zusätzlich scheint eine objektive Funktionsprüfung der HWS nur in Kombination mit der Beurteilung der Bewegungsgeschwindigkeit und Genauigkeit sinnvoll. Ebenso wird darauf hingewiesen, dass eine Analyse der segmentalen Beweglichkeit ebenso von Vorteil wäre. Hypomobile Bewegungselemente könnten durch Hypermobile Nachbarwirbel ausgeglichen werden.

Zum einen hat es den Anschein, wenn man Funktionsstörungen diagnostizieren und objektiv messen will, dies unter den Aspekten aktiver ROM, Bewegungsgeschwindigkeit und Propriozeption zu tun. (Kittel, R., et al., 2002, S. 265)

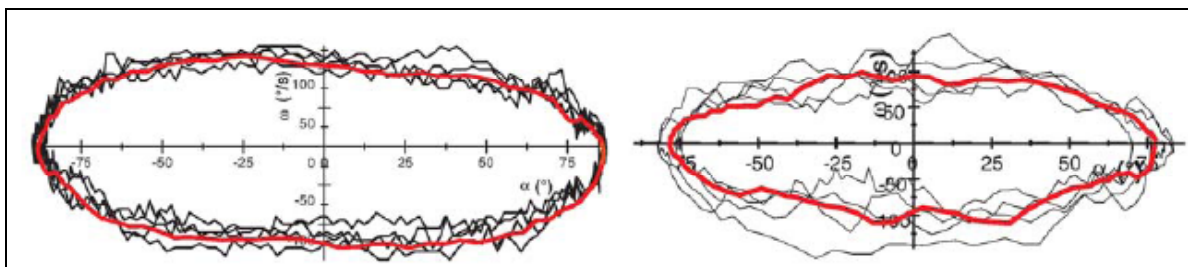


Abbildung 18: Bewegungszyklogramme.li: Referenzgruppe, re: Testgruppe. Rote li eine: Mittelwertzyklogramm, nach (Kittel, R., et al., 2002, S. 264)

5. Messsystem E-Magin

Das folgende Kapitel dient der Darstellung des eMagin System, wie es aufgebaut und wie der Einsatz in der Praxis aussieht. In weiterer Folge sollen Unterschiede zu anderen Methoden aufgezeigt und Vor-, und Nachteile diskutiert werden. Zusätzlich wird in diesem Kapitel der Projektablauf skizziert und die diversen Meilensteine eingeteilt.

Für dieses Messsystem wurde eine virtuelle 3D-Brille verwendet (Z800 3D Visor mit Controller, Fa. eMagin, siehe Abbildung (19), die aufgrund eines Head-Tracking-Verfahrens auf der Basis von Gyroskopen und Beschleunigungsmessern Bewegung des Kopfes in allen 3 Körperebenen erfasst. So ist es möglich durch die Brille, einen Mauszeiger auf einem Computermonitor zu bewegen. Dies ermöglicht vor allem folgendes:

- die Einbindung von allgemein anerkannten Übungsprogrammen für das Training des HWS-Bereiches (Dreher-Edelmann, 1997) in die Systemsoftware.
- die Erhebung des tatsächlichen aktiven Range of Motion der Halswirbelsäule in den verschiedenen Bewegungsebenen.

(Heller, M. et al. 2008)



Abbildung 19: Virtuelle 3D-Brille (Z800 3D Visor mit Controller, Fa. eMagin) mit 2 SVGA-Monitoren, Controller Head Tracker, Okulare, Stereoanschlüsse, stereo Earbuds und Riemen, nach (Heller, M. et al. 2007)

5.1. Technische Daten

In den folgenden Kapiteln erfolgt eine Beschreibung und Auflistung der wichtigsten technischen Eigenheiten dieses Systems. Die nachstehende Tabelle (6) gibt einen Überblick der technischen Besonderheiten des Z800 3D Visors.

Tabelle 5: Technische Spezifikationen des eMagin Z800 3d Visor

eMagin Z800 3D Visor	
Headtracking	360 Grad horizontal, >60 Grad vertikal
Auflösung	SVGA 800* 600
Farben	24 Bit, >16,7 Millionen
Kontrast	>200: 1
Gewicht in g	<230
Signalmodus	RGB, 24 Bit pro Pixelfarbe
Stromversorgung	USB oder 5 V geregelter GS

Quelle: (eMagin, 2007, S. 41)

5.1.1. Sterovision

Das eMagin System ermöglicht die Darstellung von Objekten im zwei,- oder dreidimensionalen Raum. Dreidimensionales Sehen, setzt voraus, dass jedes Auge ein bestimmtes Objekt zum gleichen Zeitpunkt aus verschiedenen Perspektiven sieht. Der Visor, siehe Abbildung (19), besitzt 2 kleine Monitore, einer für jedes Auge. Das Z800 3D Visor System verwendet SVGA 3D OLED- Mikrodisplays (organic light-emitting diode) der eMagin Corporation. Ein Vorteil des Visors liegt mit Sicherheit in einem Flimmer freiem Bild. Dies wird durch eine Datenpufferung an jeder Pixelstelle ermöglicht. Jeder Bildpunkt kann permanent nur die ihm zugedachten Farben und Helligkeiten wiedergeben. Darüber hinaus können die Displays separat voneinander verstellt werden, um eine optimale Anpassung an den Benutzer zu gewährleisten. (eMagin, 2007, S. 1, 2)

5.1.2. Head Tracking

Das Head Tracking System ermöglicht Bewegungen im 2- und 3 dimensionalen Raum. Der Tracker benützt Gyroskope und Beschleunigungsmesser für jede Dimension. Bewegt man also seinen Kopf in eine bestimmte Richtung folgt der Mauszeiger diesen Bewegungen aufgrund der Daten, die durch das mikro,- elektrisch- mechanische System weiter gegeben werden. Piezzoelemente wandeln durch die Geschwindigkeitsänderung Spannungen in ein Signal um, dass in Positionsdaten und Beschleunigungen ausgegeben wird. (eMagin 2007, S.3)

5.1.3. Gyroskope

Gyroskope, symmetrische Kreiselinstrumente, sind stets bestrebt ihre Ausrichtung beizubehalten, wodurch eine Lagebeziehung zum Raum möglich ist. Sie befinden sich in einem abgeschlossenen Raum, Inertialraum. Angreifende äußere Kraft wirken auf den Kreisel, der jeweils rechtwinkelig zu dieser ausweicht. Lageänderungen werden so messbar. Das System basiert demnach auf zwei Gesetzmäßigkeiten, dem der Massenträgheit und dem Satz des Drehimpulses.

Das eMagin System benutzt Cermaic Gyroskope. Diese messen mittel Piezzoelementen die Rotation in Form von Winkelgeschwindigkeit. Je nach Lageänderung wandeln sie diese Bewegung in Spannung um. Dabei ist das Grundprinzip die Koriolis Kraft, die sich in einem rotierenden Bezugssystem auf einen bewegten Körper wirkt.

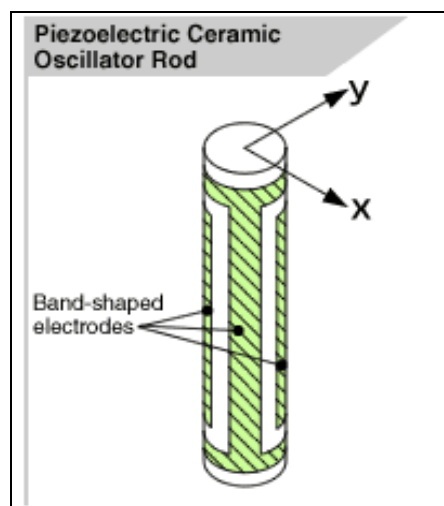


Abbildung 20: Schematische Ansicht eines Ceramic Gyroskops, nach (<http://www.nec-tokin.com/english/product/3d/glossary.html>)

Mittels Gyroskopen ist es daher möglich Rotationskräfte zu messen. Jen nach Anzahl der Gyroskope geschieht das im zwei, oder dreidimensionalen Raum. Für Messungen im 3D

Modus fungieren daher drei Gyroskope als eine einzelne Messeinheit. Darüber hinaus arbeitet das System mit Beschleunigungsmessern und Magneten. Der Magnetsensor arbeitet als eine Art Kompass und misst die Richtung des Erdmagnetfeldes. Zusätzlich erkennt der Beschleunigungssensor, woher die Gravitationskraft auf das System einwirkt. So ist es möglich die exakte Position eines Körpers in Echtzeit, im Falle des eMagin Systems, die des Kopfes, zu eruieren.

Für die Beschreibung einzelner Rotationsmessungen gibt das System Werte aus, welche in Yaw, Pitch und Roll eingeteilt werden. Yaw beschreibt jene Rotationen um die y Achse, Pitch die der x- Achse und Roll gibt die Werte um die z- Achse an. Für ein besseres Verständnis der Gyroskopo findet sich eine Auflistung der Eigenschaften in der nachstehenden Tabelle (6). (<http://www.nec-tokin.com/english/product/3d/structure.html>)

Tabelle 6: Übersicht der Applikationen der im eMagin verwendeten Gyroskope

Gegenstand		Spezifikation	
Dynamische Reichweite	x Achse	180 Grad +/-	Pitch
	y Achse	90 Grad +/-	Yaw
	z Achse	180 Grad +/-	Roll
Messskala	alle Achsen	1 Grad +/-	
Messfehler	x Achse	10 Grad +/-	
	y Achse		
	z Achse		
Abtastrate		125 Hz	
Interface		USB	
Maße in mm	Höhe	15	
	Breite	20	
	Tiefe	20	
Gewicht in g		6	
Verbrauch		100 mA	

Quelle: (<http://www.nec-tokin.com/english/product/3d/features.html>)

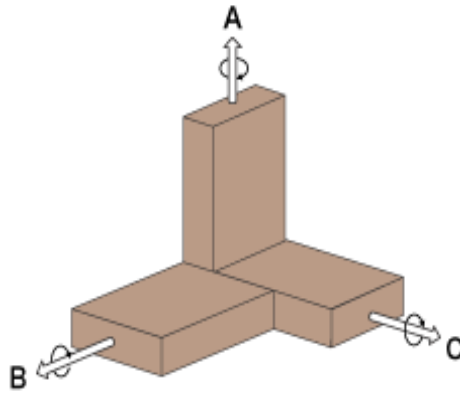


Abbildung 21: Schematische Darstellung von drei Gyroskopen als eine Messeinheit für 3D Bewegungen, nach (<http://www.nec-tokin.com/english/product/3d/structure.html>)

Wien in Abbildung (21) ersichtlich, misst je ein Gyroskop die Rotation um jeweils eine Achse. Nur durch die Kombination mehrerer Gyroskope sind Messungen im mehrdimensionalen Raum möglich.

5.1.4. Bewegungssensor

Das eMagin System bietet die Möglichkeit, wie bereits beschrieben, durch bestimmte Software Applikationen, den Mauszeiger mittels Kopfbewegungen zu steuern. Dies erfolgt durch eine Mausemulation. Der Sensor ist je nach Bedarf in Hinblick auf Geschwindigkeit und Empfindlichkeit einstellbar. Vor allem für das Üben mit der Brille ist diese Einstellungsmöglichkeit besonders wichtig. Zum einen scheint es für die Erhebung des ROM nötig langsame Bewegungen durchzuführen, auf der anderen Seite soll es auch möglich sein bei fortgeschrittenen Übungsprogrammen den Kopf schneller zu bewegen. Je nach Einstellung des Sensors bedeutet dies, dass die Geschwindigkeiten in der jeweiligen Achse mathematisch korrigiert, und der Mauszeiger, sich den Bewegungen entsprechend langsamer oder schneller bewegt. Das Programm unterscheidet im Grunde zwischen drei Geschwindigkeitsbereichen: langsame, schnelle und sehr schnelle Bewegungen. Abhängig vom eingestellten Bereich ist man in der Lage den Mauszeiger schneller oder langsamer zu bewegen.

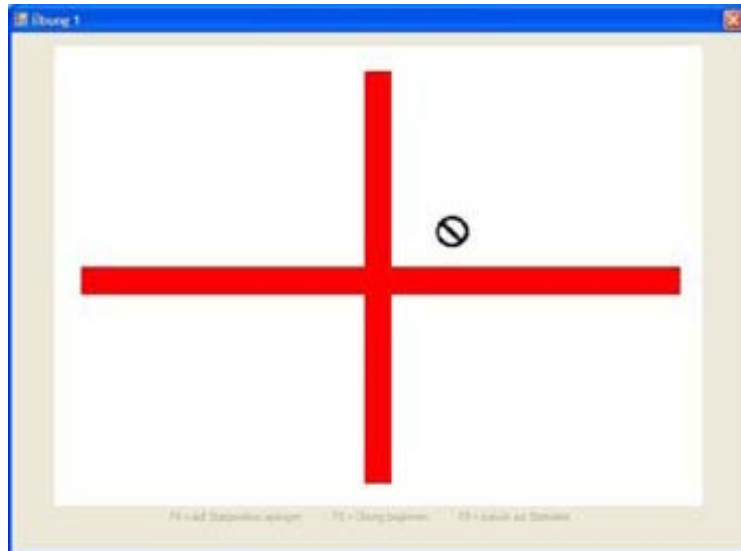


Abbildung 22: Ansicht einer Übung bei dem der Mauszeiger durch die Kopfbewegung nur innerhalb des Objektes gesteuert werden darf, hier dargestellt durch ein Verbotssymbol beim Hinausfahren aus dem Kreuz, nach (Heller, M. et al. 2008)

5.1.5. Daten

Das System gibt die ursprünglichen Daten in drei Formen an:

- Rad
- Beschleunigungen
- Winkelgeschwindigkeiten

Durch Umrechnungen ist es möglich Rad in Winkelgrad anzugeben. Diese werden gemäß Yaw, Pitch und Roll für die jeweilige Achse expliziert angeführt. Da in der Literatur hauptsächlich die ROM Werte in Grad angegeben werden, schien es sinnvoll dies auch für das eMagine System zu tun.

5.2. Einstellungsmöglichkeiten

Über die technischen Ausstattungen hinaus kann man auf einer einfachen Benutzeroberfläche unterschiedlichste Einstellungen auswählen und bearbeiten. Diese sind nötig für die einwandfreie Funktion einerseits und einer optimierten Ausführung andererseits. In Abbildung (23) findet sich die Darstellung dieser Benutzeroberfläche wieder. Die System Spezifikationen beinhalten dabei:

- Sensitivität, Geschwindigkeit des Sensors (steuert die Empfindlichkeit des Bewegungssensors, sowie die Geschwindigkeit in der jeweiligen Achse)

- Helligkeit, Kontrast (stellt die Leuchtkraft ein)
- Pixeltakt, Phase (regelt die Schärfe des Bildes und beseitigt Bildschwankungen wie bspw. ein Flimmern)
- Position: Horizontal, Vertikal (verschiebt den Sichtbereich auf dem Monitor in entweder horizontale oder vertikale Richtung)

(eMagin, 2007, S. 33-34)

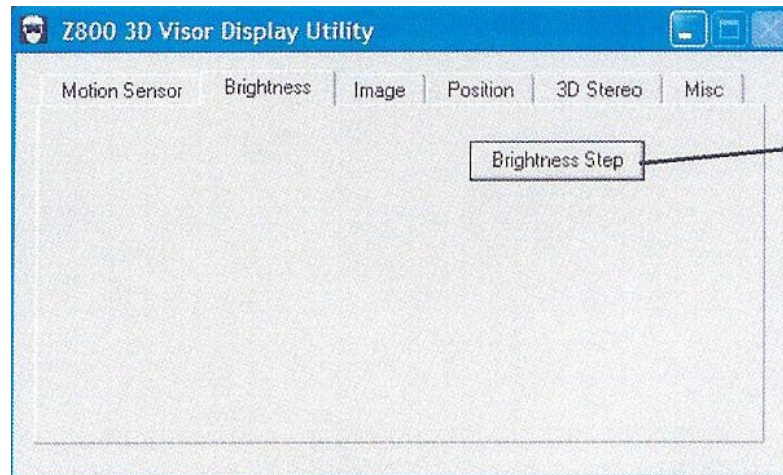


Abbildung 23 Darstellung der Benutzeroberfläche des eMagin Systems mit den verschiedenen Einstellungsmöglichkeiten, nach (eMagin, 2007, S. 29)

5.2.1. Systemanforderungen

Für eine einwandfreie Funktion benötigt das e Magin-System einen PC oder Laptop mit Windows XP Betriebssystem in der Home Edition oder Professional, mit oder ohne Service Pack zwei. Darüber hinaus wird ein freier Speicher von mindestens 10 MB gefordert. Die Installations-CD funktioniert sowohl über CD-ROM, als auch über DVD-Laufwerk. Eine einwandfreie Funktion ist nur in der Bildschirmauflösung von 800* 600 mit einer Aktualisierungsrate von 60 Hz gegeben. Der Z800 3D Visor arbeitet mit Grafikkarten von Intel, ATI, jedoch nur im 2D Raum. (eMagin, 2007, S. 5)



Abbildung 24: Der Verfasser beim Üben mit dem eMagin Sytem mit Z800 3D Visor und Controller, Fa. eMagin inkl. 2 SVGA-Monitoren, Controller Head Tracker, Okulare, Stereoanschlüsse, stereo Earbuds und Riemen.

Wie in Abbildung (24) ersichtlich, ist ein Proband in der Lage in Eigenregie ein Übungsprogramm zu absolvieren. Des weitern benötigt das System wenig Platz und bietet durch seine leichten Transportmöglichkeiten Vorteile für die Praxis. Darüber hinaus ist es durch die Einfachheit der Übungen die Bewegungsausführung selbsterklärend und gibt dem Probanden ein direktes Feedback bezüglich der Qualität der gemachten Bewegung.

5.3. Menüführung

Über eine Exe- Datei gelangt man auf die Benutzermanske des Programmes. Durch Mausklicke kann dann die jeweilige Übung ausgewählt und beübt werden. Um die Handhabung zu erleichtern, kann man zur erleichternden Nutzung mittels Funktionstasten zwischen den verschiedenen Übungsobjekten springen, diese neu starten und beenden.

5.4. Messaufbau

Für zukünftige Messungen zur Erhebung des aktiven Rom in der HWS wird in diesem Kapitel der Messaufbau beschrieben.

Als Grundlage der Methodik soll die Untersuchung von Wolff, H.D (2000) dienen, welche bereits ausführlich in Kapitel 4.1 beschrieben und diskutiert wurde. Einer der wichtigsten Aspekte bei der Messung des ROM sollte die Einfachheit des Versuchsaufbaus und die

der Durchführung sein. Dennoch darf die Qualität hinsichtlich der Gütekriterien nicht darunter leiden. Daher muss ein besonderes Augenmerk auf die Fixierung des Probanden gelegt werden. Eine Fixierung des Thorax von dorsal scheint nicht ausreichend zu sein, um Substitutionsbewegungen auszuschalten

5.5. Methodik

Durch die Montage der eMagin- Brille auf dem Kopf und die Tatsache, dass alle Bewegungen, Extension, Flexion, Rotation und Lateralflexion im Sitzen durchgeführt werden können, befindet sich der zu testende auf einem Stuhl. Dabei sollten die Fußsohlen den Boden flächig berühren, Knie und Hüfte einen Winkel von jeweils 90 Grad aufweisen und der Oberkörper aufrecht durch die Lehne gestützt sein. Durch die Fixierung des Thorax an der Sessellehne sollen Ausgleichsbewegungen ausgeschaltet werden. Der Kopf befindet sich in einer neutralen aufrechten Position, da die Höhe des ROM in der HWS vor allem von der Ausgangsposition des Kopfes abhängig ist, scheint es sinnvoll die Sesselmaße bezüglich Sitzhöhe, Sitztiefe und Neigung der Sessellehne gemäß Smolenski, U. C., et al. (2003) zu adaptieren.

In jeder Bewegungsrichtung sollen fünf Wiederholungen absolviert werden. Vergleicht man Wolff. H. D (2000), so wird so größte mögliche Objektivität und Reliabilität im Sinne des „Crescendo“- Effektes gewährleistet. Der Proband folgt bei den Bewegungen, den implementierten Objekten, wie in Abbildung (26) ersichtlich. Dadurch kann die Fehlerquelle bei der Bewegungsausführung minimiert werden. Das Nachfahren von bestimmten Objekten stellt sicher, nur einer bestimmten Ebene Kopfbewegungen durchzuführen. Das optische und akustische Signal, beim Verlassen des Objektes unterstützt den Versuchsaufbau hinsichtlich der Gütekriterien, durch ein direktes Feedback. Zusätzlich soll der Proband in einer aufrechten Position sitzen. Die Fixierung des Thorax soll durch die Sessellehne gewährleistet werden. Zusätzlich wäre eine Sicherung des Oberkörpers von ventral ebenfalls sinnvoll um ein Ausweichen nach vorne zu verhindern.

2.1. Status quo

Bis jetzt war es nicht möglich einen Messfehler, bei der Erhebung des ROM zu beseitigen. Erste Testläufe zeigten, dass es in Extension, Flexion sowie Lateralflexion zu Abweichungen kommt. Der Messaufbau entsprach dem von Wolff, H. D. (2000) gemäß der Neutral- Null- Methode. Die eMagin Brille wurde zu diesem Zweck auf einem Kamerastativ befestigt. Das Stativ verfügte über Winkeleinteilungen für jede Bewegungsebene.

Tabelle 7 Vergleich von schnellen und langsamen Bewegungen des eMagin Systems bei definierten Winkel

Dimension	Langsam eMagin Grad	Grad Stativ	Abweichung In Grad	Schnell eMagin Grad	Grad Stativ	Abweichun g In Grad
Yaw y- Achse	0,	0	0	0	0	0
	17,8	15	-2,8	15,9	15	-0,9
	1,9	0	-1,9	1,8	0	-1,8
	37,9	30	-7,9	30,7	30	-0,7
	-0,2	0	0,2	2,1	0	-2,1
Pitch x-Achse	0	0	0	0	0	0
	-11,5	15	3,4	-13,2	15	1,8
	-2,1	0	-2,1	0	0	0
	-21,9	30	8,1	-27,1	30	2,9
	3,5	0	3,5	-1,2	0	-1,2
Roll z- Achse	0	0	0	0	0	0
	-15,1	15	0,1	-13,2	15	1,7
	-1,3	0	-1,3	0,4	0	0,4
	-31,3	30	-1,3	-28,4	30	1,6
	-7,1	0	-7,1	2,6	0	2,6

Somit konnte getestet werden ob das eMagin System in einer bestimmten Ebene genau bei einem definierten Winkelwert, welcher auf dem Stativ festgelegt wurde, auch genau diesen ausgab. Zu Beginn jedes Testdurchlaufs wurde das System auf den Wert Null gestellt um Messobjektivität zu gewährleisten und um die Winkel vergleichbar zu machen. Die Winkel wurden in der Testposition und anschließend nach dem Zurückkommen in die Nullposition verglichen.

Die Messungen zeigten Unterschiede zwischen schnellen und langsamen Bewegungen, wobei die Abweichungen bei einer niedrigeren Geschwindigkeit größer waren. Prinzipiell lagen die Abweichungen der Daten nur in allen Ebenen vor. Der Unterschied wurde mit steigendem Winkelwert der Testposition größer-

Der wahrscheinlichste Grund des Messfehlers liegt in den Beschleunigungsmessern. Es ist vorstellbar, dass eine mögliche Fehlerquelle in der Umwandlung der Geschwindigkeitsänderung in eine Spannung liegt. Dies kann jedoch nicht der einzige Fehler sein, denn wenn die Geschwindigkeit Indikator für den Messfehler wäre, müsste der Unterschied zwischen langsamen und schnellen Bewegungen konstant sein bzw. sich gemäß einer Funktion verhalten, was aber nicht der Fall ist.

Des Weiteren ist zu bemerken, dass wenn die Erdbeschleunigung konstant bleibt, wie in der Rotationsebene, die Werte eher reproduzierbar waren. Lediglich in der Frontal,- und Sagittalebene kam es zu Abweichungen.

Ein weiteres Problem birgt der Bewegungssensor. Die Problematik liegt hierbei im zurückkommen des Mauszeigers zur Ausgangsposition, oder Mittelpunkt, eines nachzufahrenden Objektes. Das Programm bietet zwar die Möglichkeit mittels Funktionstaste zum Ursprungspunkt zurück zu gelangen, jedoch ist das nicht die Lösung des Problems. Geht man von einer fünf maligen Bewegungswiederholung für die Erhebung des ROM, in jeder Eben aus, würde dies bedeuten, dass ab einem bestimmten Zeitpunkt der Testung, die Bewegung nicht mehr gemäß der Neutral- Null- Methode durchgeführt werden kann. Dieses Problem liegt sowohl bei schnellen als auch bei langsamen Bewegungen vor.

5.6. Projektablauf

Die Entwicklung des Messsystems wurde im Zuge eines Forschungspraktikums gestartet. Zu diesem Zweck arbeiteten die Abteilung der Sportinformatik, Biomechanik und Bewegungswissenschaft gemeinsam mit der Abteilung für Sportmedizin zusammen. Ziel der Zusammenarbeit beider Abteilungen war es eine technisch einwandfreie Funktion des Gerätes herzustellen und gemäß den anatomisch physiologischen Bedürfnisse und Anforderungen an die Erhebung des ROM in der HWS anzupassen. Die nachstehende Tabelle (8) zeigt den Werdegang des Projektes auf und teilt diesen in die diversen Meilensteine ein.

Tabelle 8: Überblick über den Projektablauf des eMagin Systems

Datum	Meilenstein
Oktober WS 2007/08	Kick off Meeting: Vorstellung der Hardware und Erläuterung der Zielstellung, die Entwicklung des Feedbacksystems zur Erhebung des aktiven ROM
08 November 2007	Beginn der Literaturrecherchen zum Thema: Kraft und Beweglichkeit in der HWS, ROM in der HWS, Veränderungen der Beweglichkeit im Alter
27 November 2007	Beginn Literatursuche zum Thema: Messmethoden zur Erhebung des aktiven ROM in der HWS
10 Dezember 2007	Adaptierung der Neutral null Methode nach Wolff, H.D., (2000) für das eMagin System
10. Jänner 2008	Erste Probetestungen, Anwendung von eigens für das System programmierten Übungen, siehe Abbildung (22,24) Überprüfung der Messgenauigkeit mittels X-Sense Gerät
18. Jänner 2008	Einreichung des Projektes beim internationalen Symposium für Sportinformatik und Statistik in Augsburg

5.7. Diskussion

Ein wesentlicher Unterschied, bietet das eMagin System durch elektronische Messungen. Das optische Ablesen, wie bei Wolff, H. D (2000) praktiziert, bringt zwar keinen allzu großen Messfehler mit sich, dennoch könnte ein Fehler beim Ablesen passieren. Darüber hinaus ist eine geeignete Fixierung des Overheadprojektors ebenso fraglich wie die Parallelverschiebung des Kreismittelpunktes auf dem Projektor selbst.

Der einzige Schwachpunkt, den beide Methoden teilen ist die Fixierung des Probanden auf dem Sessel. Ob durch das Sitzen auf den Handrücken der Thorax genügend stabilisiert werden kann, Ausgleichsbewegungen somit ausgeschaltet werden, bleibt fraglich. Wie in dieser Arbeit bereits beschrieben, setzen sich Bewegungen in der HWS von Segment zu Segment fort. Vor allem in der Extension und Flexion kann es zu einer

Verschiebung der Bewegung in die Brustwirbelsäule kommen, was eine Verfälschung der Daten bedeuten würde.

In jedem Fall wäre eine Fixierung im Bereich des Brustkorbes und der Sessellehne sinnvoll, um vor allem ein Ausweichen der Brustwirbelsäule so gut wie möglich zu unterbinden. Ein möglicher Ansatz bietet eine Studie von Kristy B. et al. (2007). Sie untersuchten die spinale Beweglichkeit bei Kindern mit dem „zebris“ System im Sitzen. Die Fixierung des Oberkörpers wurde durch Gurte, an der Sessellehne montiert, unterstützt. Dennoch bleibt es fraglich ob diese Maßnahme eine ausreichende Stabilisation gewährleisten kann. Eigene Studien in diesem Bereich werden Klarheit schaffen müssen, in wie weit sich dieser Ansatz bewähren wird.

Im Gegensatz zur Neutral null Methode von Wolff, H.D. (2000) können alle Bewegungen im Sitzen absolviert werden. Dies erleichtert vor allem den Übungsaufbau und die Ökonomie der Testdurchführung, da keine Unterbrechungen für diverse Umbauten eingeplant werden müssen.

Zusätzlich ermöglicht das System die Erfassung einer Bewegung, welche hauptsächlich in der zu testenden Ebene stattfindet. Durch die Ausgabe der Yaw, Pitch und Roll Werte kann genau gesagt werden in wie weit bspw. eine Rotation wirklich in der Transversalebene ausgeführt wurde, oder ob sie mit einer Extension oder Flexion kombiniert war. Gibt das System für zwei Achsen jeweils den Wert Null an, so liegt eine Bewegung in genau nur einer Ebene vor. Darüber hinaus bietet das eMagin- System die optische und akustische Kontrolle. Diese wird durch die nachzufahrenden Objekte selbst gesteuert, siehe Abbildung (24). Geht man von dem Ansatz von Kittel, R., et al (2002) aus, die Bewegungsqualität hinsichtlich Genauigkeit und Geschwindigkeit zu messen, so bietet das eMagin System genau diese Möglichkeiten aufgrund der eben genannten Möglichkeiten. Andere Messsysteme messen zwar ebenfalls den aktiven ROM, jedoch ohne die Reinheit einer Bewegung zu beurteilen.

Abschließend ist zu sagen, dass es den Anschein hat, dass mit dieser Methode ein probates, effektives, ökonomisches, genaues und einfaches System entwickelt wurde, welches in der Praxis leicht anwendbar ist. Es bietet die Möglichkeit für die Erfassung des aktiven ROM, ein Aufzeigen von eventuellen Funktionsstörungen hinsichtlich des „Decrescendo“ Effekts von Wolff, H. D. (2000) und der Überprüfung und Protokollierung von Effekten diverser Übungsprogramme hinsichtlich der Amplitudenvergrößerung in der HWS. Ein Schwachpunkt der eMagin Brille ist allerdings, dass die Funktionalität einzelner Wirbelsegmente nicht erfasst werden kann.

Eine der größten Vorteile liegt mit Sicherheit in der Einfachheit der Handhabung des Systems und des dazugehörigen Programmes. Die leichte Transportierbarkeit ist ein weiterer Pluspunkt. Durch dieses System ist es leichter Patienten anzuleiten und direkte Überprüfungen etwaiger Therapieerfolge fest zu stellen.

6. Range of Motion in der Halswirbelsäule, eine Bestandsaufnahme

Das folgende Kapitel soll Klarheit schaffen, welche Winkel als Bewegungsausmaß in den einzelnen Bewegungsrichtungen am ehesten angenommen werden können. Zu diesem Zweck werden die Daten der vorgestellten Studien beschrieben. Für die Beschreibung der ROM Ausmaße in der HWS werden unter anderem aktuelle Studien, aber auch Arbeiten vorgestellt, die über das Jahr 1992 zurück reichen.

Wie bereits in dieser Arbeit angesprochen, ist der Vergleich von Studien wegen der sich nur teilweise überschneidenden Alterskollektive und der unterschiedlichsten Methoden nur bedingt möglich. Ebenso Abweichungen gibt es hinsichtlich Einschlusskriterien der Stichproben. So gibt es teilweise kranke oder verletzte, aber auch gesunde Probanden. Für die Gegenüberstellung der Daten sind sowohl Maxima, Minima als auch die Mittelwerte von Bedeutung. Für die Erstellung eines Überblicks über die Daten ist daher von besonderem Interesse wie sehr die Amplituden voneinander abweichen und ob man für die Praxis sinnvolle Winkelbereiche abstecken kann, die für das eMagin- System adaptierbar sind. Dabei sollen die Winkel der hier angeführten Untersuchungen nur als ungefähre Richtlinie für spätere Studien mit dem eMagin System dienen.

Damit die Daten einzelner Studien besser verstanden und interpretiert werden können, soll zunächst die Veränderung der Beweglichkeit der Halswirbelsäule in Hinblick auf Alter und Geschlecht von Bedeutung sein.

6.1. Die Beweglichkeit der HWS in Abhängigkeit von Alter und Geschlecht

In der Literatur beschreiben verschiedene Autoren eine Beweglichkeitsabnahme der HWS im Alter. Unabhängig von der Untersuchungsmethode, Ultraschall oder auf Magneten basierend, wurde dieser Umstand gemessen. William, H. (2000), beschreibt die größte Bewegungseinschränkung für die Altersgruppe zwischen 70 und 79 Jahren und Älter. Die folgenden Abbildungen sollen die Linearität des verminderten aktiven ROM verdeutlichen.

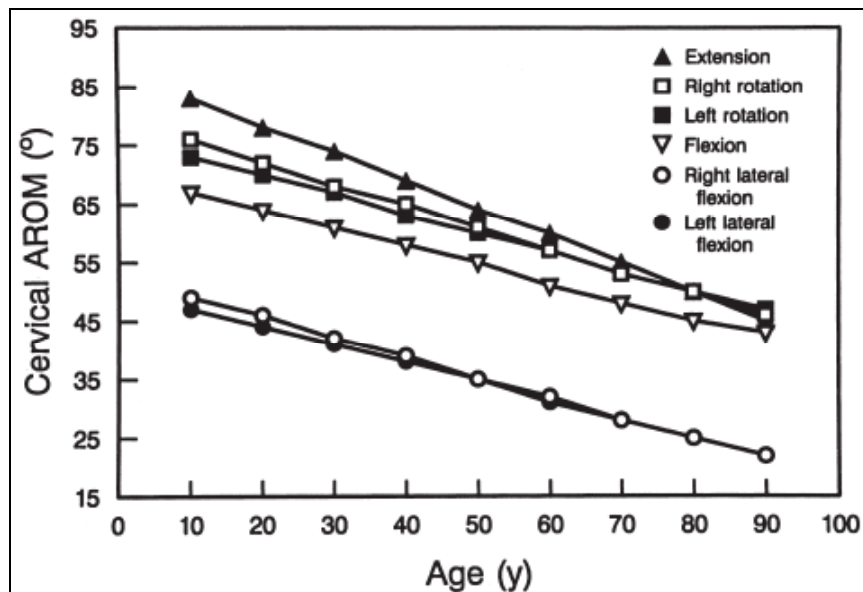


Abbildung 25: Das Verhalten des ROM im Alter bei Frauen nach (Youdas, W. J., et al. 1992, S. 779)

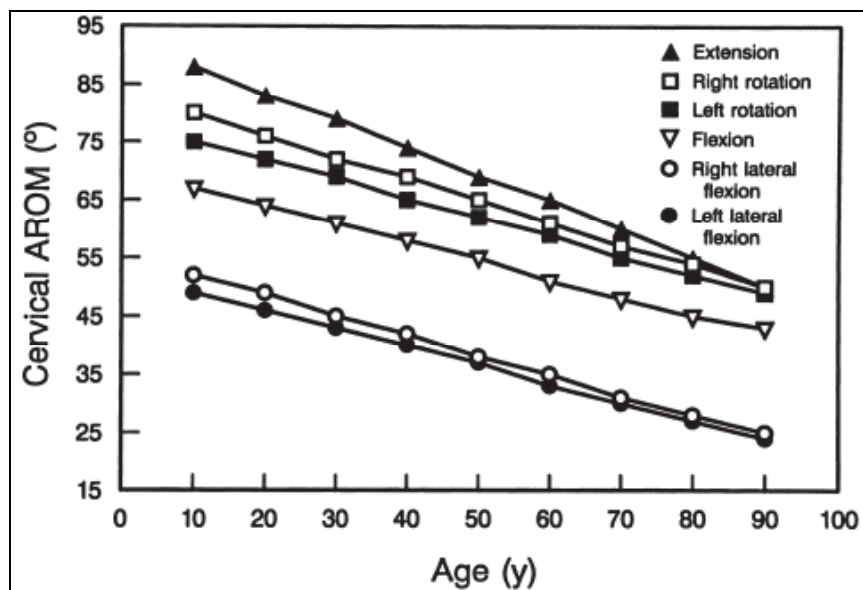


Abbildung 26: Das Verhalten des ROM im Alter bei Männern nach (Youdas, W. J., et al. 1992, S. 779)

Wie in den beiden oberen Abbildungen ersichtlich folgt die Beweglichkeitsabnahme der HWS einer gewissen Linearität. Dvorak, J. et al. (1992) schreibt ebenfalls, dass die Bewegungsausschläge in der HWS im Alter stetig abnehmen. Einzig die Rotation in der Flexion nimmt zu, da scheinbar das atlantoaxiale Gelenk am wenigsten von degenerativen Begleiterscheinungen im Alter betroffen ist und die verminderte Beweglichkeit der restlich cervikalen Region zu kompensieren versucht. (Dvorak, J. Grob, G., 1999, S. 56)

Auch Schöps, P. (2000) misst bei Männern und Frauen eine fortlaufende Abnahme des ROM in der HWS und gibt auch gleichzeitig an, dass Frauen höhere Bewegungsausschläge in der HWS aufwiesen. Er gab für die Winkel, welche mittels Goniometer erhoben wurden folgende Schneiden an:

- Extension- Flexion: 115- 140 Grad
- Lateralflexion links- rechts: 70- 100 Grad
- Rotation links- rechts: 140- 180 Grad

Ebenso Youdas, W. et al., (1992) protokollierte eine kontinuierliche Bewegungsabnahme des ROM. Frauen und Männer sind demnach gleichermaßen betroffen, jedoch ist bei Frauen der aktive Range of Motion generell höher.

Alter	20–29	30–39	40–49	50–59	über 60
<i>Flexion/Extension</i>					
Männer	152,7 (20,0)	141,1 (11,4)	131,1 (18,5)	163,3 (15,7)	116,3 (18,7)
Frauen	149,3 (11,7)	155,9 (23,1)	139,8 (13,0)	126,9 (14,8)	133,2 (7,6)
<i>Seitneigung</i>					
Männer	101,3 (13,3)	94,7 (10,0)	83,7 (13,9)	88,3 (29,1)	74,2 (14,3)
Frauen	100,0 (8,6)	106,3 (18,1)	88,2 (16,1)	76,1 (10,2)	79,6 (18,0)
<i>Axiale Rotation</i>					
Männer	183,8 (11,8)	175,1 (9,9)	157,4 (19,5)	166,2 (14,1)	145,6 (13,1)
Frauen	182,4 (10,0)	186,0 (10,4)	168,2 (13,6)	151,9 (15,9)	154,2 (14,6)
<i>Rotation aus Flexion</i>					
Männer	75,5 (12,4)	66,0 (13,6)	71,5 (10,9)	77,7 (17,1)	79,4 (8,1)
Frauen	72,6 (12,7)	74,6 (10,5)	85,2 (14,8)	85,6 (9,9)	81,3 (21,2)
<i>Rotation aus Extension</i>					
Männer	161,8 (15,9)	158,4 (16,4)	146,2 (33,3)	145,8 (21,2)	130,9 (24,1)
Frauen	171,5 (10,0)	165,8 (16,0)	153,9 (22,9)	132,4 (28,8)	154,5 (14,7)

Abbildung 27: ROM- Werte der Halswirbelsäule bei Männern und Frauen hinsichtlich des Alters, nach (Dvorak, J., Grob, G. 1999, S.56)

Vergleicht man die Aussage von Dvorak,J, et al., (1999) mit der von Youdas, W. et al., (1992), so kann man aufgrund der Werte von einer Stimmigkeit der Ergebnisse ausgehen, was die Abnahme des ROM im Alter und die höhere Beweglichkeit von Frauen betrifft.

In der Studie von Trott, P. H., et al. (1996), in Kapitel 4.5 beschrieben, wurden zusätzlich zum Effekt von Alter und Geschlecht Kombinationsbewegungen untersucht. Demnach gibt es keinen Zusammenhang von Geschlecht und steigendem Alter hinsichtlich einer verminderten Beweglichkeit in der HWS bei allen Bewegungsrichtungen inklusive der Kombinationsbewegungen, mit Ausnahme der Extension. Bestätigt wird aber der positive Zusammenhang von höherem Alter und niedrigeren Bewegungsamplituden. Hierbei unterschieden sich die 20- 29 jährigen signifikant von allen anderen Gruppen. Da für

diese Arbeit, Kombinationsbewegungen nicht weiter relevant sind, erhalten sie auch keine nähere Aufmerksamkeit. Obwohl die Biomechanik an sich Kombinationsbewegungen aufgrund der Anatomie vorsieht, welche auch bereits in Kapitel 3.4 vorgestellt wurden, sollen sie dennoch in dieser Arbeit nicht genauer diskutiert werden.

Für die Extension verzeichnete man bei den Frauen kontinuierliche abnehmende Werte bei steigendem Alter mit Ausnahme in der Gruppe der 50- 59 jährigen, wo die Winkelausschläge wieder zunahmen. Die nachstehende Tabelle (10) fasst die Werte der Studie zusammen. Durch die Angabe der Winkel kann die lineare Abnahme der Beweglichkeit gut erkannt werden. Der Aspekt des Geschlechtes wurde hierbei außer Acht gelassen. (Trott, P. H. et al. 1996, S. 203)

Tabelle 9: Darstellung der ROM Werte der jeweiligen Bewegung

Altersgruppe	Flexion	Extension	Lateralflexion li.	Lateralflexion re.	Rotation li	Rotation re.
20-29	57,5	76,1	45,5	47,6	71,7	78,0
30-39	46,8	64,8	40,3	44,8	71,1	77,5
40-49	47,4	61,2	38,8	39,4	64,2	73,9
50-59	45,1	60,0	32,4	35,4	63,4	70,4

Quelle: Trott, P. H., et al. (1996, S. 203)

6.2. Die segmentale Beweglichkeit

Wie das Kapitel 4 bereits zeigt, gibt es eine Vielzahl an Untersuchungsmethoden um den ROM in der HWS zu messen. Diverse Studien unterscheiden sich nicht nur hinsichtlich der Untersuchungsmethode, sondern auch durch das was sie messen. Hierbei geht es um die Gegenüberstellung des Bewegungsausmaßes in der HWS einerseits und der Funktionalität einzelner Bewegungssegmente andererseits. Für Koch, L. E, et al. (2003), stellt das Wissen um die Winkelgrade einzelner Wirbelsegmente einen elementaren Punkt in der Funktionsanalyse dar. Durch die Transparenz solcher Werte soll man bessere Rückschlüsse auf Funktionsstörungen und Gelenkblokaden, vor allem in den Kopfgelenken, ziehen können. Vergleicht man diese Meinung mit der von William, H. (2000), so dürfte diese schlüssig sein. Muss ein Segment ein anderes durch einen höheren ROM entlasten, kann es eher zu Abnützungen und Verschleißerscheinungen

kommen, was sich wiederum negativ auf die Bewegungsamplitude auswirken kann. (William, H. 2000, S. 446 f.)

Natürlich ist die Notwendigkeit der segmentalen Beweglichkeit von der Fragestellung einer Studie abhängig. Interessieren beispielsweise lediglich die absoluten ROM Werte ohne diese in Bezug zu einem normalen oder eingeschränkten Bewegungsausmaß setzen zu wollen, dürfte die Messung der segmentalen Beweglichkeit hinfällig sein. Nichts desto trotz sollte man in künftigen Studien mehr auf diesen Aspekt eingehen.

Die segmentale Beweglichkeit der HWS ist nicht nur für den ROM in den Kopfgelenken von Bedeutung. Die Biomechanik selbst erklärt die Wichtigkeit um das Wissen der Bewegungsmöglichkeiten einzelner Segmente in der HWS. Dennoch erhält der Kopfgelenksbereich eine besondere Stellung. Vor allem in der Anteflexion und Retroflexion, sowie der axialen Rotation ist der größte Bewegungsausschlag im Bereich der oberen HWS zu erwarten. (Vgl. Bogduk, N., Mercer, S., 200, S.640- 641)

Die mittlere und untere HWS kann den Bewegungsimpuls, abhängig vom Segment in einer unterschiedliche hohen Bewegungsamplitude fortsetzen. Betrachtet man die einzelnen Segmente genauer, mit Ausnahme von C0- C3, so liegt im Mittelpunkt der Bandscheibe das jeweilige Drehzentrum. (Lohmann, S. 2005, S. 70).

6.2.1. Segmentale Winkelwerte

Das folgende Unterkapitel soll einen Überblick der Bewegungsamplituden einzelner Segmente in der HWS geben. Dafür werden Werte von ausgewählten Studien herangezogen.

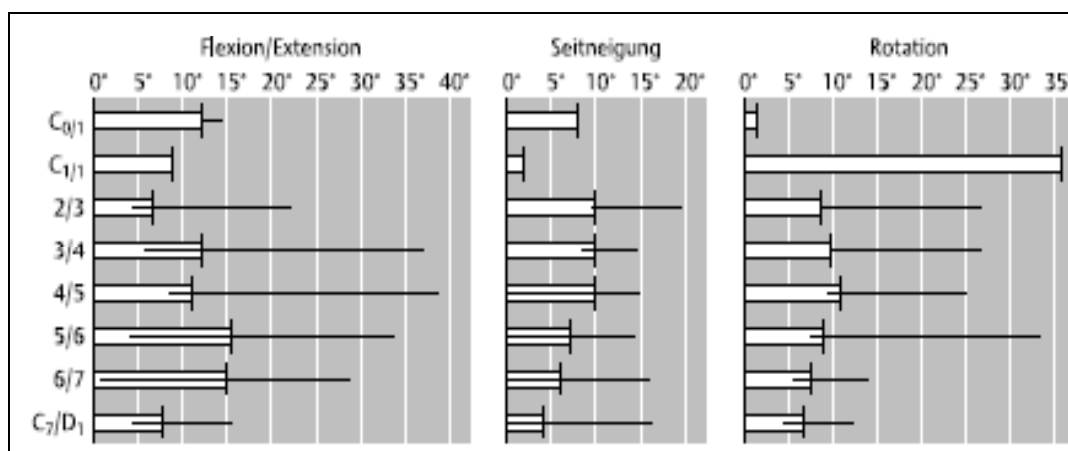


Abbildung 28: Bewegungen der einzelnen Segmente der Halswirbelsäule, nach (Vgl. Hepp, W. Debrunner, H, 2004, S.72)

Wien in Abbildung (28) ersichtlich, weisen unterschiedliche Segmente verschieden hohe Bewegungsamplituden auf. Diese sind aufgrund ihrer Anatomie und der Biomechanik der Wirbelgelenke größten Teils vorgegeben. Vergleicht man die Werte unterschiedlicher Autoren, so gibt es wie bei der Erhebung des gesamten ROM Abweichungen. Panjabi, M. M. et al. (2001) gibt zu diesem Zweck Werte eigener Studien an und stellt diese den Werten anderer Autoren gegenüber.

	C0-C1	C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7
<i>In vivo studies</i>							
Penning (1978)	30.0	30.0	12.0	18.0	20.0	20.0	15.0
Dvorak et al (1988)*5	—	12.0	10.0	15.0	19.0	20.0	19.0
Dvorak et al (1988)*5	—	15.0	12.0	17.0	21.0	23.0	21.0
Lind et al (1989) ²¹	14.0	13.0	10.0	14.0	16.0	15.0	11.0
Dvorak et al (1993)	—	14.1	12.0	17.2	21.1	22.6	21.4
Holmes et al (1994)	—	—	7.7	13.5	17.9	15.6	12.5
<i>In vitro studies</i>							
Panjabi et al (1986) ³⁹	—	—	9.9	9.9	9.9	9.9	9.9
Panjabi et al (1988)	24.5	22.4	—	—	—	—	—
Moroney et al (1988)	—	—	9.7	9.7	9.7	9.7	9.7
Present study	27.4	24.4	6.2	7.7	10.1	9.9	7.1
* Dvorak et al studied active (upper values) and passive (lower values) examinations of the cervical spine range of motion in a single study.							
	C0-C1	C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7
<i>In vivo studies</i>							
Dvorak et al (1987)	8.0	83.0	6.0	13.0	13.4	14.0	10.8
Penning and Wilmink (1987)	2.0	81.0	6.0	13.0	13.6	13.8	10.8
Mimura et al (1989)	—	—	7.4	5.8	4.2	5.4	6.4
Iai et al (1993)	8.0	76.0	9.0	7.0	7.0	6.0	6.0
<i>In vitro studies</i>							
Lysell (1969)	—	—	6.0	9.8	10.3	8.0	5.7
Panjabi et al (1988)	14.6	77.8	—	—	—	—	—
Moroney et al (1988)	—	—	3.7	3.7	3.7	3.7	3.7
Present study	9.9	56.7	3.2	5.1	6.8	5.1	2.9
	C0-C1	C1-C2	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7
<i>In vivo studies</i>							
Penning (1978)	5.0	—	6.0	6.0	6.0	6.0	6.0
<i>In vitro studies</i>							
Panjabi et al (1988)	11.0	13.4	—	—	—	—	—
Moroney et al (1988)	—	—	9.4	9.4	9.4	9.4	9.4
Present study	9.1	6.5	9.5	9.1	9.3	6.5	5.4

Abbildung 29: Segmentale Werte: Tabelle oben= Flexion/Extension, mittig = Rotation li/re und unten= Lateralflexion, nach (Panjabi, M.M., et al. 2001, S. 2698)

Vergleicht man Dvorak, J. et al. (1999), so beschreiben verschieden Autoren die Beweglichkeit im Segment C1-C2 in der Flexion und Extension von 0- 22,4 Grad. Für die Rotation beschreiben unterschiedliche Autoren eine Schneise von 14,4- 80 Grad und in Seitneigung ein Intervall von 0- 6,7 Grad. Die eben angegebenen Werte sind die jeweils größten und kleinsten Winkel aller Autoren zusammengefasst vergleicht man Dvorak et al. (1999). Diese Darstellung soll verdeutlichen, wie sehr Winkelwerte diverser Studien voneinander Abweichen können. Es scheint, dass wie beim gesamten Rom in der HWS

es nicht möglich ist ein generelles Bewegungsausmaß hinsichtlich der segmentalen Funktionalität anzugeben, oder es auf ein genaues Maß einzuschränken.

6.2.2. HWS Beweglichkeit bei Kindern

In der Literatur beschreiben viele Autoren die Veränderung der Beweglichkeit der HWS beim Erwachsenen ab einem Alter von 20 Jahren. Kristy, B. (2007), befasst sich mit der normalen Beweglichkeit im zervikalen Bereich bei Kindern zwischen drei und zwölf Jahren. Für den Vergleich der Daten wurden zwei Messmethoden verwendet. Ein Messsystem entsprach vom Prinzip, dem des zebris- Systems, das zweite war eine videotechnische Aufnahme von vorne und oben.

Die Probanden, 67 gesunde Kinder, saßen in aufrechter Position auf einem Stuhl, den Oberkörper mit Gurten fixiert. In jeder Bewegungsrichtungen wurden drei Wiederholungen durchgeführt. Für die Videographie wurde eine Digitalkamera für die Extension, Flexion und Lateralflexion in eineinhalb Meter Abstand frontal platziert. Für die Rotation filmte man die Kinder von oben. Der Messablauf war bei beiden Methoden der gleiche.

Generell konnte festgestellt werden, dass es zu einer Zunahme des ROM mit steigendem Kindesalter bei der Flexion und Rotation kam. Des Weiteren wurden mit der Videographie niedrigere Werte gemessen mit Ausnahme der Lateralflexion. Unterschiede zwischen dem Geschlecht wurden nicht beobachtet, dies galt bei beiden Methoden. Die folgende Abbildung soll einen Überblick der erhobenen Werte geben. Darüber hinaus werden diese mit anderen Studien verglichen. (Kristy, B., et al. 2007, S. E314)

	Method	Flexion (degree)	Extension (degree)	Lat Bending (degree)	Rotation (degree)	
					Left	Right
Current study (3–12 yr olds)	ROM instrument	57.3 + 7.1	75.9 + 8.6	49.4 + 6.3	72.5 + 9.8	72.5 + 9.8
Current study (3–12 yr olds)	Video method	68.3 + 15.3	90.2 + 16.9	45.2 + 9.6	79.4 + 10.8	78.3 + 9.3
Lewandowski and Szulc ¹⁰ 2003 (3–7 yr olds)	Tensiometric electrogoniometer	55.7 ± 5.1	57.8 ± 6.9	35.5 ± 9.3	70.3 ± 6.0–78.8 ± 6.2	70.4 + 5.3–78.4 + 6.5
Lynch-Caris <i>et al</i> ¹² 2006 (8–10 yr olds)	ROM instrument	68 ± 11.1	84 ± 15.6	58 ± 7.2	Average: 77 ± 7.1–80 ± 6.4	
Sforza <i>et al</i> ¹¹ 2002 (15–16 yr olds)	Optoelectronic instrument	49.7 + 12.3	81.8 + 14.8	41.0 + 7.7	81.4 + 8.0	78.9 + 6.1
Feipel <i>et al</i> ⁸ 1999 (14–19 yr olds)	Electrogoniometer	70 + 10	61 + 14	48 + 10	75 + 12	75 + 13
Chen <i>et al</i> ¹⁵ 1999 (meta analysis of adult data)	Various	52 + 7	71 + 5	43 + 1	73 + 11	73 + 11

Abbildung 30: Gegenüberstellung von ROM Werten bei Kindern bei verschiedenen Messmethoden, nach (Vgl. Kristy, B., et al. 2007, S. E314)

6.3. Werte des aktiven ROM

Im folgenden Kapitel erfolgt die Darstellung der Werte, der in Kapitel vier vorgestellten Untersuchungsmethoden. Zu diesem Zweck werden einerseits die Mittelwerte der Daten herangezogen und auf der anderen Seite Werteschneisen in denen der ROM gelegen ist angegeben.

Wien in Abbildung (31) gut ersichtlich differieren die Werte einzelner Untersuchungen. Alle Studien befassen sich zwar mit der Messung des aktiven ROM in der Halswirbelsäule, allerdings kann man aufgrund der nur teilweisen Überschneidungen in Methode und Kollektive, nur schwer generelle Aussagen treffen. Für die Gegenüberstellung werden die Aspekte der Alterskollektive, Stichprobengröße und Einschlusskriterien außen vor gelassen. Ebenso sollen hier die unterschiedlichen Untersuchungsmethoden nicht beachtet werden. Lediglich die Werte des aktiven Range of Motion sollen hier von Interesse sein

In der Flexion beschreiben Bennett et al. (1963), Buck et al. (1959) und Defibaugh (1964) einen Rom von 54- 69 Grad und für die Extension einen Bereich von 73- 93 Grad. Ferlic (1962), protokolliert die Bewegung, ebenso wie Leighton (1956) in der Medianebene als Summe von Extension und Flexion und gibt einen ROM von 127 Grad an. Diese Werte stimmen mit denen von Leighton relativ gut überein, der einen Winkelbereich von 123- 127 Grad angibt. Abweichungen zu diesen Werten messen Lind et al. (1989) mit 68-76 Grad und O`Driscoll und Tomeson (1982) mit 104- 109 Grad.

Kotke et al. (1953) gibt für die Seitneigung in beide Richtungen einen Bereich von 143 bis 153 Grad an. Alund und Larsson (1990) messen ähnlich wie Leighton et al. (1956), deren erhobene Werte in einem Intervall von 88- 97 Grad liegen, einen aktiven ROM von 91 Grad. Lediglich verglichen mit Lind et al. (1989), 45 Grad und O`Driscoll und Tomeson (1982) 170- 186 Grad gibt es große Unterschiede. (Vgl. Youdas, J. et. al., 1992, S.770)

Author	Method	Position	Subjects No. of Subjects	Age (y)	AROM (°)																	
					Sagittal Plane						Frontal Plane				Transverse Plane							
					Flex- ion		Exten- sion		Total		Left		Right		Total		Left		Right		Total	
					$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD	$\bar{X}$	SD
Ålund and Larsson ¹	Electrogoniometer compass	Sitting	4 female, 24–58 6 male						140	8					91	8					156	16
Bennett et al ²	Bubble goniometer	Sitting	50 female	18–24	54	8	93	12	148	12							75	4	76	3	151	6
Kottke and Blanchard ⁶	Hand-held goniometer	Sitting	121 male	15–19 20–24 25–29							76	78	154	40	43	83						
											76	75	151	39	43	82						
											72	71	143	37	41	78						
Buck et al ³	Bubble goniometer	Sitting	53 female, 18–23 47 male		69	10	81	9									74	4	73	6		
						66	8	73	9								74	4	72	5		
Defibaugh ⁴	Gravity goniometer	Sitting	30 male	20–40	58	8	79	11			46	9	49	11			86	9	78	13		
Ferlic ⁷	Protractor (football helmet with antennae casting shadows against illuminated grid)	Standing	94 female, 15–74 105 male						127	20					73	16					142	17
Leighton ⁵	Gravity goniometer	Supine and sitting	100 male 50 male 100 male 50 male 100 male	10 12 14 16 18					126	18					97	12					177	19
									138	13					97	9					162	16
									131	11					92	12					159	11
									123	12					88	10					158	12
									127	15					98	17					159	22
Lind et al ⁸	Radiographs and compass	Sitting	35 female, 12–79 35 male						76						45						145	
									68						45						139	
Mimura et al ⁹	Biplanar radiographs	Sitting	20 male	25–31																	105	
O'Driscoll and Tomenson ¹⁰	Hydrogoniometer	Erect and supine	80 female, 0–80 79 male						104	3					166	4					132	3
									109	9					170	5					130	3
Penning and Wilmink ¹¹	Computerized tomography	Supine	16 female, 20–26 10 male																		144	

Abbildung 31: Zusammenfassung von Studien bis zum Jahr 1992, nach (Vgl. Youdas, J. et. al., 1992, S.770)

In der Transversalebene beschreibt Leighton et al. (1956) für die Rotation den größten aktiven ROM mit 158-177 Grad. Ähnliche Daten liefern die Studie von Ålund et al. (1990), 156 Grad und Bennett et al. (1963) mit 151 Grad aktivem ROM. Ferlic (1962), Penning und Wilmink (1987) sowie Lind et al. (1989) geben für die Rotation einen Bereich von 139-145 Grad an. Bei O'Driscoll und Tomeson (1982) liegt der ROM bei 130- 132 und bei Mimura et al. (1989) nur bei 105 Grad. (Vgl. Youdas et al 1992, S. 772)

Prinzipiell kann man zwischen verschiedenen Studien Tendenzen für die Höhe des ROM feststellen. So liegen beispielsweise die Werte von O`Driscoll und Tomeson (1982) generell unter denen der verglichenen Studien. Grund dafür könnten Unterschiede in der Stichprobenwahl, ob sowohl Männer als auch Frauen oder beide getestet wurden, sein. In jedem Fall ist der Einfluss des Alters auf die Beweglichkeit in der Halswirbelsäule gegeben. Bei allen Untersuchungen lagen die Werte der Frauen generell höher als die der Männer. Ebenso wiesen jüngere Probanden einen höheren ROM auf als ältere Menschen.

Für die Beschreibung von Grenzwerten wird die Studie von Koch E. L, et al (2003) nicht beachtet, da in diesem Kapitel der gesamte ROM von Bedeutung ist und nicht die Bewegungsausmaße der Kopfgelenke alleine. Das eMagin System misst ebenfalls das Bewegungsausmaß der gesamten HWS. Daher würde Vergleich von absoluten ROM Werten der HWS mit denen von isolierten Kopfgelenken keinen Sinn machen.

Youdas et al. (1992) misst den aktiven Range of Motion an einem Alterskollektiv von 10 bis 90 Jahren. Die Streubreiten der Werte sind daher aufgrund der natürlichen Bewegungsabnahme in der HWS groß. So wird für die Extension ein Bereich von 20- 106 Grad, angegeben und für die Lateralflexion ein Bewegungsausmaß zwischen 12- 66 rechts und 12- 60 Grad links. Für die Rotation nach links gab man in dieser Studie ein Intervall von 26- 88 und nach rechts 26- 92 Grad an, siehe Abbildung (15).

Diese Werte sind die jeweils die kleinsten oder größten Messdaten von der jeweils jüngsten und ältesten Stichprobe des Gesamtkollektivs. Aufgrund der großen Probandenzahl und den verschiedenen Altersgruppen scheint es sinnvoller nicht die Mittelwerte der Daten alleine anzugeben. Zum einen kann bei dieser Studie ein einzelner Mittelwert nicht für die gesamte Stichprobe repräsentativ sein. Zum anderen erschwert dieser Umstand den Vergleich mit anderen Autoren, welche keine Bewegungsschneisen sondern jeweils nur die Mittelwerte angeben.

Bei der Studie von Wolff, H.D. (2000) interessierten nicht die Mittelwerte sondern die Minima und Maxima in den diversen Bewegungsrichtungen. Eine genaue Beschreibung der Untersuchung findet sich in Kapitel 4.1 wieder. Die folgende Tabelle soll einen Überblick dieser Werte geben:

Tabelle 10 Darstellung der Winkel in der jeweiligen Ebene

	Männer		Frauen	
	Links	Rechts	Links	Rechts
Lateralflexion Minima	41,8	43,0	43,0	44,7
Lateralflexion Maxima	49,7	49,7	49,1	50,3
Rotation Minima	79,9	80,6	77,8	79,9
Rotation Maxima	88,0	92,5	85,2	87,3
Retroflexion Minima	74,6		75,4	
Retroflexion Maxima	83,3		83,2	
Anteflexion Minima	68,8		67,3	
Anteflexion Maxima	77,7		76,0	

Quelle: Vgl. Wolff, H.D., Lonquich, Ch. (2000, S. 286)

Bei Untersuchungen mit dem „zebris“ System, erhoben durch Smolenski, U.C., et al. (2003), wurden keine Extremwerte, sondern lediglich die Mittelwerte bei 3 verschiedenen Testdurchläufen protokolliert. Die Mittelwertewerte lagen in den verschiedenen Richtungen bei:

- Extension: 69,27- 68,77 Grad
- Flexion: 81,10- 78,87 Grad
- Rotation re.: 80,10- 77,43 Grad
- Rotation li.: 79,27- 80,63 Grad
- Seitneigung re.: 50,90- 51,67 Grad
- Seitneigung li.: 44,50- 45,10 Grad

In einer weiteren Studie von Tausendfreund, J. (2004), mit dem gleichen System, wurden Männer und Frauen getrennt voneinander getestet. Für die Rotation nach links zeigten sich Werte von 75 Grad im Maximum und 57,9 Grad im Minimum und für die Rotation nach rechts ein Bereich von 75,7 Grad im Maximum und 59,4 Grad im Minimum bei Frauen. Bei den Männern zeigte sich bei der gleichen Bewegung auf die linke Seite eine Schneise von 64- 55,1 Grad und auf die rechte Seite 64,3- 54,2 Grad.

Für die Seitneigung maß man Winkel zwischen 38,5- 28,7 Grad links und 40,9 - 28,3 Grad rechts bei den Frauen und 34,0 - 26,7 Grad links und 32,9 - 26,3 Grad rechts, bei Männern.

Bei der Extension und Flexion gab man für die Frauen in Extension 67,0 Grad im Maximum und 53,7 Grad im Minimum, für die Flexion 35,3 Grad im Maximum und 26,6 Grad im Minimum an. Für Männer protokollierte man bei der HWS- Extension Winkel zwischen 60,8 -50,2 Grad und bei der HWS- Flexion Werte zwischen 32,3 Grad im Maximum und 25,7 Grad im Minimum. (Tausendfreund, J. 2004, S.)

7. Diagnostik und Therapie, ein Ausblick auf die Praxis

In diesem Teil der Arbeit soll die Relevanz der Therapie und Diagnostik für den Halswirbelsäulenbereich beschrieben werden und in wie weit diese für das eMagin System relevant sein könnten. Welche grundlegenden Richtlinien gibt es in der Praxis und ob man die Möglichkeit hat dieses für das eMagin Systems zu adaptieren.

Vergleicht man Hack, A. (2002), so sollte die Therapie bestimmten Grundsätzen unterliegen:

- Bewegungen sollten, für das jeweils betreffende Segment, automatisch ausgeführt werden.
- Die Bewegungsgeschwindigkeit sollte langsam sein, dabei ist Druck auf die Wirbelsäule zu vermeiden
- Die Bewegungsamplituden erfolgen von kleinen zu großen Bewegungen
- Bewegungen erfolgen immer in einem Bereich, in der der Patient schmerzfrei ist.
- Zusätzliche Widerstände sollten nur sehr langsam implementiert werden.

(Hack, A. 2002, S. 91)

Da die Therapie der Halswirbelsäule größten Risiken unterliegt, ist diese fast ausschließlich in der Physiotherapie an zu treffen. Trotzdem sollte sich die Behandlung nicht nur auf das Beseitigen von Traumata und degenerativen Erscheinungen beschränken, vielmehr wäre ein weiterführendes Training notwendig, um den Ansprüchen alltäglichen Anforderungen aber auch sportlichen Belastungen zu genügen.

Es ist nach wie vor Ärzten und Therapeuten vorbehalten eine Diagnose zu stellen, aufgrund derer eine geeignete Therapieform gewählt wird. Allerdings drängt sich ab dem Zeitpunkt der Diagnostik die Frage nach der richtigen Übungswahl auf. (Friedrich, I., Lüthmann, J., 2005, S.61,63)

Vor allem für die Trainingssteuerung und die Therapiebegleitung im Bereich der HWS, eignet sich das eMagin System hervorragend. Übungen können je nach Beeinträchtigung gewählt und geübt werden. Darüber hinaus erhält jeder Patient ein sofortiges Feedback über die Qualität einer Bewegung, optisch und akustisch. Somit kann diese Feedbackschleife gleichzeitig ein Indikator dafür sein, in wie weit sich die Bewegungsfähigkeit in der HWS in verschiedenen Bewegungsebenen verändert.

Ein weiterer Vorteil liegt noch dazu, dass beliebige Objekte, je nach den Bewegungsbedürfnissen des Patienten implementiert und ausgeführt werden können. Durch die Vereinigung von Testgerät zur Erhebung des ROM in der HWS und Trainingsgerät zur Kräftigung und Mobilisation des cervikalen Bereichs vereint das eMAGin System wichtige Vorteile. Für die Praxis bedeutet dies mehr Effizienz und Ökonomie im Sinne der Zeitersparnis.

Im nächste Kapitel wird der Ansatz eines Therapeutischen Konzeptes zur Behandlung der HWS unternommen und beschrieben in wie weit diese für das eMAGin System übernommen werden können.

7.1. Automobilisation

Bei der Automobilisation der HWS werden Bewegungen in einer geschlossenen Kette durchgeführt, deren Bewegungsmuster deutlich von pathologischen abweichen. Dabei wird Rücksicht auf die Besonderheiten der biomechanischen Eigenschaften der Kopfgelenke und der restlichen HWS genommen. Ziel soll es sein Dysfunktionen und Schmerzen zu bekämpfen. (Lingg. R. 2002, S.4)

Lingg. R., (2002), beschreibt dieses Konzept gemäß der manuellen Medizin als anerkannt. Es gibt keine Einschränkung bezüglich der Krankheitsbilder, welche mit diesem Ansatz verbessert oder beseitigt werden können.

Durch die Mobilisation in der geschlossenen Kette gibt es Auswirkungen auf folgende Bereiche:

- Bänder, Muskeln und Faszien
- Pharynx, Auskleidungen von Nasen,- und Mundraum
- N. vagus, N. glossopharyngeus, N. accessorius, N. hypoglossus
- Sympathischer Grenzstrang

Darüber hinaus werden bei Bewegungen in der geschlossenen Kette die ventralen Halsmuskeln anders beansprucht als wenn sich der Kopf in der freien Kette bewegen würde. Die Besonderheit der Automobilisation in der geschlossenen Kette besteht im reinen Rollen des Kopfes. Ling, R., (2002) sieht in diesem Aspekt die Beseitigung von schmerzhaften Bewegungen und in weiterer folge eine Erhöhung des ROM. Beschreibt man das reine Rollen aus der Sicht der arbeitenden Muskeln, so beginnen bei der Automobilisation die Kopfgelenksmuskeln die Bewegung und nicht die de unteren HWS. Zum Üben befindet sich der Patient in Rückenlage, den Mund in einer leicht geöffneten

Position und der Kopf auf einer rutschfesten Unterlage ruhend. Der Kopf ist gemäß einer Bewegungsanweisung, man geht davon aus er befindet sich im Mittelpunkt eines Ziffernblattes, langsam in Richtung drei, neun, sechs oder zwölf Uhr zu rollen. (Ling, R. 2002, S. 4-6)

Das e Magin System bietet alle Voraussetzungen um diese Konzept aufzunehmen. Der Brillengurt ermöglicht ein Liegen am Rücken wodurch ein wegrutschen verhindert werden soll. Da der Gurt relativ flach ist, ist die Auflage des Kopfes nicht beeinträchtigt. Darüber hinaus gleicht das System den fehlenden Mangel an Kontrolle der Bewegungsgenauigkeit durch nachzufahrende Objekte aus. Betrachtet man die Abbildung (28) so regelt das Kreuz die Rotation nach links und rechts sowie die Extension und Flexion. Das Objekt ist wesentlich größer als erforderlich, da nicht aus der gesamten HWS bewegt wird, sondern lediglich aus den Kopfgelenken. Eine mögliche Fehlerquelle liegt in der Verleitung, durch das größere Objekt über das Maß der Kopfgelenksbeweglichkeit hinaus zu üben. Allerdings könnte diese Problem nur beim derzeitigen Stand des Projektes bestehen. Durch eine Implementierung von kleineren Objekten wäre man in der Lage diesen Umstand zu beseitigen.

Dieses Beispiel verdeutlicht nur zu gut welche Möglichkeiten das eMagin System bietet. Es ist relativ leicht auf die gegebenen Anforderungen einstellbar. Da jedes mögliche Objekt in das Programm eingespielt werden kann, sind in diesem Bereich den Einsatzmöglichkeiten kaum Grenzen gesetzt.

8. Resümee

Betrachtet man das eMagin System, so hat es den Anschein ein probates System gefunden zu haben, welches den Ansprüchen in der Praxis gerecht wird. Die Vorteile liegen mit Sicherheit in der Einfachheit der Bedienung, selbsterklärenden Übungen und eine leichte Transportierbarkeit. Darüber hinaus erfüllt es Messobjektivität im Sinne der Gütekriterien. Andere Systeme, wie Röntgendiagnostik, goniometrische Apparate, Ultraschall,- oder auf Magneten basierende Systeme liefern zwar ebenso reproduzierbare und genaue Werte, allerdings sind sie oft mit hohem Aufwand und Kosten verbunden.

Die Darstellung der verschiedenen Untersuchungsmethode und deren Ergebnisse haben gezeigt, dass keine einheitlichen Romwinkel für die HWS angenommen werden können. Nachfolgende Untersuchungen mit dem eMagin System werden zeigen, in wie weit sich die Winkel von gemachten Studien auf diesem Gebiet mit zukünftigen Messungen überschneiden werden. Ein wichtiges Augenmerk bei der Erhebung des ROM stellt die Fixierung des Oberkörpers des Probanden dar, um Ausgleichsbewegungen zu verhindern. Die Literatur hat gezeigt, dass einen sitzende Testposition bei allen Methoden verwendet findet.

Ein wesentlicher Aspekt bei der Erhebung des aktiven ROM in der HWS ist die Berücksichtigung von Alter und Geschlecht. Die generelle Abnahme der Beweglichkeit im Alter, sowie die höheren Romwinkel bei Frauen, sollten in Zukunft mitberücksichtigt werden.

Weitere Testungen sollen Klarheit schaffen in wie weit die Erdbeschleunigung, die Beschleunigungsmesser und Gyroskope die Messgenauigkeit beeinflussen und wie die Fehlerquelle behoben werden kann.

9. Literaturverzeichnis

- Bogduk, N., Mercer, S. (2000). Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. *Clinical Biomechanics*, 15, S. 633- 648.
- Dreher-Edelmann, G. (1997). *Gymnastik für die Hals- und Brustwirbelsäule*. München: Urban & Fischer.
- Dvorak, J., Grob, D. (1999). *Halswirbelsäule. Diagnostik und Therapie*. Georg Thieme Verlag Stuttgart.
- Dvorak, J., et al. (1997). *Manuelle Medizin. Therapie*. 3.überarbeitete und erweiterte Auflage. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York
- eMagin, (2007). Z800 3DVisor Benutzerhandbuch 001-03266-01 EU.
- Friedrich, I., Lühmann, J. (2005). Die Halswirbelsäule in der Medizinischen Trainingstherapie MTT. Institut für Sportmedizin der Universität Leipzig. 6 (3): S. 61-68
- Hack, A. (2002). Die obere Wirbelsäule. Teil 5: Übungen zur Selbstbehandlung bei Beschwerden, die von der oberen Wirbelsäule ausgehen, *Manuelle Medizin*, 40, 80-93 Springer Verlag
- Heller, M. et al. (2008). Entwicklung eines audio-visuellen Feedbacksystems für den Einsatz in der Prävention und Rehabilitation im Bereich der Halswirbelsäule. Universität Wien, Symposium für Sportinformatik Augsburg
- Hepp, W. Debrunner, H. (2004). *Orthopädisches Diagnostikum*, Georg Thieme Verlag.
- Hülse, M., et al. (2005). *Die obere Halswirbelsäule. Pathophysiologie und Klinik*. Springer Verlag Heidelberg.
- Jofe, M. H., et al. (1994). Physiology and Biomechanics. Kinematics. *The Cervical Spine Research Society*. S. 23- 35 Lippincott Company, Philadelphia
- Kittel, R. et al., (2002). Objektivierte Beurteilung der aktiven zyklischen Halswirbelsäulenrotation bei Funktionsstörungen. Eine neue Mess- und Auswertemethodik zur Quantifizierung des zervikalen Bewegungsmusters. *Manuelle Medizin*, 40, S. 262- 266, Springer Verlag.
- Koch, L. E., Korbmacher, H. & Kahl-Nieke, B. (2003). Messmethode zur Darstellung der isolierten Kopfgelenkbeweglichkeit bei Kindern und Erwachsenen. *Manuelle Medizin*, 41, 30-32.
- Kristy, B. et al., (2007) Normal Cervical Spine Range of Motion in Children 3- 12 Years Old. *Spine* 32, S. E309- E 315.
- Ling, R., (2002) Advanced Movement: Automobilisation für Kopfgelenke und HWS. *Manuelle Medizin*. 40, S. 3- 6, Springer Verlag.
- Menezes, A., et al. (2008). anatomy and biomechanics of normal craniovertebral junction (a) and biomechanics of stabilization (b). *Childs Nerv Syst. Special annual Issue* Springer Verlag.
- Neuhuber, W. (2007). Anatomie und funktionelle Neuroanatomie der oberen Halswirbelsäule. *Manuelle Medizin* 45: 227-231, Springer Medizin Verlag.
- Panjabi, M.M., et al. (2001). Mechanical Properties of the Human Cervical spine as Shown by Three- dimensional Load- Displacement Curves. *Spine*, 26, S. 2692- 2700, Lippincott Williams& Wilkins, Inc..

- Penning, L. (1977). Normal Movement of the Cervical Spine. American Roentgen Ray Society, 130, S. 317- 326.
- Penning, L. (1995). Kinematics of cervical spine injury. A functional radiological hypothesis. *European Spine Journal*, 4, S. 126- 132.
- Platzer, W. (2003). Taschenatlas der Anatomie, Bewegungsapparat, (8.Auflage) Georg Thieme Verlag.
- Putz, R., Pabst, R. (2004). Atlas der Anatomie des Menschen. Sobotta, (21. Auflage) Urban& Fischer.
- Schöps, P., et al. (2000). Reliabilität nichtinvasiver diagnostischer Untersuchungsmethoden zur Erfassung schmerzhafter Halswirbelsäulensyndrome. *Manuelle Medizin*, 38, S. 17-32.
- Smolenski, U. C., et. al. (2003). Untersuchung der Halswirbelsäulenbeweglichkeit mittels Bewegungsfunktionsanalysesystem „zebris“ und Winkelmessung. *Manuelle Medizin*, 41, S. 365- 373 Springer Verlag.
- Tugendsam, J. (2004). Dreidimensional Bewegungsanalyse der Halswirbelsäule mit dem Zebris Ultraschallsystem. Marburg: akademisches Lehrkrankenhaus der Phillips- Universität Marburg
- Trott, P. H., et al. (1996) Three- dimensional analysis of active cervical motion:the effect of age and gender. *Clinical Biomechanics*, 11, (4), S. 201- 206, Elsevier Science Limited
- William, H. et al. (2000), Noninvasive Three- Dimensional Analysis of Cervical Spine Motion in Normal subjects in Relation to Age and Sex. An Experimental Examination. *Spine*, 25, (4),: S. 443- 449
- Wolff, H.D., Lonquich, Ch. (2000) Einfache Messmethode der HWS- Funktion nach der Neutral- Null- Methode. 38. 284- 288 Springer- Verlag
- Youdas, J.W., Garrett, T.R., Suman, V.J., Bogard, C.L., Hallman, H.O. & Carey, J.R. (1992). Normal range of motion of the cervical spine: an initial goniometric study. *Physical Therapy*, 72, 770-780.

9.1. Internetverzeichnis

- Altenplegerschüler, Darstellung der ebenen im Menschen, Zugriff am 10. September 2008 unter <http://www.altenpflegeschueler.de/pflege/richtungs-bezeichnungen.php>
- Aufbau und Funktion der Gelenke, Zugriff am 04. Jänner 2007 unter <http://www.arthros.de/Grundlagen/Anatomie/anatomie.html>
- Medizininfo, Aufbau eines Wirbels, Zugriff am 22. Juni 2008 unter <http://www.medizininfo.de/ruecken/images/wirbel.jpg>
- Nec/Tocin, Zugriff am 30. September 2008 unter <http://www.nec-tokin.com/english/product/3d/structure.html>
- Novotergum Physiotherapie, Aufbau der Wirbelsäule, Zugriff am 29. Oktober 2008 unter http://www.novotergum.de/pages/107_de__chronische_schmerzen.php

10. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematischer Aufbau der Wirbelsäule: li. Im Bild Ansicht von dorsal, re. im Bild Ansicht von lateral, nach	8
Abbildung 2: Schematischer Aufbau eines Wirbels, nach	9
Abbildung 3: Schematische Ansicht von Atlas (oben) und Axis(unten), nach (Wolff, H. D., 2005, S. 80- 81).....	11
Abbildung 4: Darstellung der Ebenen im Menschen, nach.....	16
Abbildung 5: Schematische Ansicht von Extension, Flexion, Lateralflexion und Rotation in der HWS, nach (Wolff, H. D., 2005, S.82)	17
Abbildung 6: Ansicht einer Rotation des atlantooccipitalen Gelenks von lateral: Rotation erfordert eine Translation des jeweiligen Kondylen nach vorne und hinten. Dabei erfolgt ein Druckaufbau der Kondylen gegen die erhöhten Pfannenränder, nach (Bogduk, N., Mercer, S., 2000, S.634)	19
Abbildung 7: A: Ansicht der Rotation des Atlas um den dens Axis von oben. B: Subluxation des masse lateralis nach vorne, von lateral, nach (Bogduk, N., Mercer, S. 2000, S. 634)	19
Abbildung 8: Schematische Darstellung der HWS von lateral. links in Flexion, mittig in Mittelposition und rechts in Extension, nach (Penning, L., 1995, S. 127)	21
Abbildung 9: li: Ein Proband während einer Testung mit dem fixierten Zeigestab am Kopf in Nullstellung, re: der Overheadprojektor mit Kreutztisch und Kreiswinkel, nach (Wolff, H. D, 2000, S. 285)	24
Abbildung 10: Darstellung der Messung in der jeweiligen Funktionsebene mittels Goniometer und eingelagertem Kompass. Hier die testdurchführung in der jeweiligen ebene nach der Neutral- Null-Methode, nach (Schöps, P., 2000, S. 19)	28
Abbildung 11: a: laterale Ansicht, b: frontale Ansicht der Messung, nach (Koch, L.E., et al, 2003, S. 31)	29
Abbildung 12: Darstellung des "zebris"- Systems mit den Ultraschallsensoren an Kopf und Schulter sowie dem Messaufnehmer, li. im Bild, nach (William, H. M., et al, 2000, S.444)	30
Abbildung 13: Vergleich der beiden Messmethode „zebris“ und Winkelmessung und deren Korrelation, nach (Smolenski, U. C. et. al. 2003, S. 368).....	31

Abbildung 14: Ansicht des CROM Instruments im Messaufbau. Ziffernblatt A und B als Gravitationsgoniometer, Ziffernblatt C als Kompass parallel zur Schädeldecke, nach (Youdas J. W., 1992, S. 775)	33
Abbildung 15: Darstellung der Messwerte der Altersgruppen bei Extension und Lateralflexion, gemessen mittels CROM- System, nach (Youdas, J. W. et. al 1992, S. 773)	33
Abbildung 16: Darstellung der kombinierten Bewegungen, erhoben mittels Isotrack System, nach (Trott, P. H., et al. 1996, S. 202).....	35
Abbildung 17: Vergleich des ROM in Rotation der beiden Gruppen. jeweils li: die Referenzgruppe, nach (Kittel, R., et al., 2002, S. 265).....	37
Abbildung 18: Bewegungszyklogramme.li: Referenzgruppe, re: Testgruppe. Rote li eine: Mittelwertzyklogramm, nach (Kittel, R., et al., 2002, S. 264).....	37
Abbildung 19: Virtuelle 3D-Brille (Z800 3D Visor mit Controller, Fa. eMagin) mit 2 SVGA-Monitoren, Controller Head Tracker, Okulare, Stereoanschlüsse, stereo Earbuds und Riemen, nach (Heller, M. et al. 2007).....	38
Abbildung 20: Schematische Ansicht eines Ceramic Gyroskopen, nach (http://www.nec-token.com/english/product/3d/glossary.html).....	40
Abbildung 21: Schematische Darstellung von drei Gyroskopen als eine Messeinheit für 3D Bewegungen, nach (http://www.nec-token.com/english/product/3d/structure.html)	42
Abbildung 22: Ansicht einer Übung bei dem der Mauszeiger durch die Kopfbewegung nur innerhalb des Objektes gesteuert werden darf, hier dargestellt durch ein Verbotssymbol beim Hinausfahren aus dem Kreuz, nach (Heller, M. et al. 2008)	43
Abbildung 23 Darstellung der Benutzermaske des eMagin Systems mit den verschiedenen Einstellungsmöglichkeiten, nach (eMagin, 2007, S. 29)	44
Abbildung 24: Der Verfasser beim Üben mit dem eMagin Sytem mit Z800 3D Visor und Controller, Fa. eMagin inkl. 2 SVGA-Monitoren, Controller Head Tracker, Okulare, Stereoanschlüsse, stereo Earbuds und Riemen.	45
Abbildung 25: Das Verhalten des ROM im Alter bei Frauen nach (Youdas, W. J., et al. 1992, S. 779)	53
Abbildung 26: Das Verhalten des ROM im Alter bei Männern nach (Youdas, W. J., et al. 1992, S. 779)	53
Abbildung 27: ROM- Werte der Halswirbelsäule bei Männern und Frauen hinsichtlich des Alters, nach (Dvorak, J., Grob, G. 1999, S.56).....	54

Abbildung 28: Bewegungen der einzelnen Segmente der Halswirbelsäule, nach (Vgl. Hepp, W. Debrunner, H, 2004, S.72)	56
Abbildung 29: Segmentale Werte: Tabelle oben= Flexion/Extension, mittig = Rotation li/re und unten= Lateralflexion, nach (Panjabi, M.M., et al. 2001, S. 2698).....	57
Abbildung 30: Gegenüberstellung von ROM Werten bei Kindern bei verschiedenen Messmethoden, nach (Vgl. Kristy, B., et al. 2007, S. E314).....	58
Abbildung 31: Zusammenfassung von Studien bis zum Jahr 1992, nach (Vgl. Youdas, J. et. al., 1992, S.770)	60

11. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Dorsale Muskeln der Halswirbelsäule	13
Tabelle 2: Ventrale Muskeln der Halswirbelsäule	14
Tabelle 3: Autochtone Rückenmuskeln der Halswirbelsäule	15
Tabelle 4: Werte des ROM der Kopfgelenke	22
Tabelle 6: Technische Spezifikationen des eMagin Z800 3d Visor	39
Tabelle 7: Übersicht der Applikationen der im eMagin verwendeten Gyroskope	41
Tabelle 8 Vergleich von schnellen und langsamen Bewegungen des eMagin Systems bei definierten Winkel	47
Tabelle 9: Überblick über den Projektablauf des eMagin Systems	49
Tabelle 10: Darstellung der ROM Werte der jeweiligen Bewegung	55
Tabelle 11 Darstellung der Winkel in der jeweiligen Ebene	62