

Universitätsklinikum Ulm
Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie
Zentrum für Chirurgie
Ärztlicher Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. Florian Gebhardt

**Auswirkung von konventionellem Widerstandstraining, Virtual Reality
gesteuertem Widerstandstraining und Virtual Reality gesteuertem
Bewegungstraining auf die cervikocephale Kinästhesie der Halswirbelsäule**

Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades
der Medizin der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

vorgelegt von
Severin Stephan Welter

geb. in Hamburg

2014

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Christoph Dehner

2. Berichterstatter: Prof Dr. Marko Kornmann

Tag der Promotion: 22.05.2015

**Meiner Frau, meinen Töchtern
und meinen Eltern
in Liebe und Dankbarkeit gewidmet**

INHALTSVERZEICHNIS

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	III
ABBILDUNGSVERZEICHNIS	V
TABELLENVERZEICHNIS	VI
1 EINLEITUNG	1
1.1 Ursprung und Begriffserklärung der cervikocephalen Kinästhesie	1
1.2 Cervikocephale Kinästhesie	2
1.2.1 Das somatosensorische System	2
1.2.2 Das visuelle System	3
1.2.3 Das vestibuläre System	4
1.3 Funktion der HWS	5
1.4 Eingeschränkte cervikocephale Kinästhesie nach HWS- Beschleunigungsverletzung	5
1.5 Fragestellung	6
2 MATERIAL UND METHODEN	7
2.1 Studiendesign	7
2.1.1 VR-gesteuerte optische Bewegungstriggerung	7
2.1.2 Training	8
2.2 Kollektivbeschreibung	9
2.2.1 Therabandgruppe	11
2.2.2 Trainingsgruppe	12
2.3 Messparameter cervikocephale Kinästhesie	16
2.3.1 Statischer Test	17
2.3.2 Dynamischer Test	17
2.4 Statistik	19
3 ERGEBNISSE	20
3.1 Statischer Test	20
3.2 Dynamischer Test	21
	I

3.2.1	Dynamischer Test vor und nach dem Training	21
3.2.2	Trainingsbedingte Veränderungen des dynamischen Testes	23
3.2.3	Prozentualer Unterschied der trainingsbedingten Veränderung des dynamischen Testes	24
4	DISKUSSION	28
4.1	Hinführung	28
4.2	Zusammenfassung der Hauptergebnisse	29
4.3	Interpretation der Ergebnisse des statischen Tests	30
4.4	Literaturvergleich der Ergebnisse des statischen Tests	30
4.4.1	auf das verwendete Testverfahren	31
4.4.2	auf die zugrundeliegende Messtechnik	33
4.4.3	auf die durchgeführten Trainingsmaßnahmen und	33
4.4.4	auf die Ergebnisse der Studien	35
4.4.4.1	Studienergebnis von Armstrong	35
4.4.4.2	Studienergebnis von Jull	37
4.5	Interpretation der Ergebnisse der visuellen Kopfkontrolle (dynamischer Test)	38
5	ZUSAMMENFASSUNG	42
6	LITERATURVERZEICHNIS	44
ANHANG		
	Danksagung	51
	Lebenslauf	52

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb.	Abbildung
Bsp.	Beispiel
bzw.	beziehungsweise
BWS	Brustwirbelsäule
BMI	Body-Mass-Index
ca.	circa
CK	cervikocephale Kinästhesie
CCF	craniocervikales Flexorentaining
DJRE	dynamic joint repositioning error
EMG	Elektromyographie
HMD	Head Mounted Display
HRT	head repositioning test
HWK	Halswirbelkörper
HWS	Halswirbelsäule
hor	horizontal
JRE	joint repositioning error
JPE	joint positive error
KI	Konfidenzintervall
kg	Kilogramm
BG	Bewegungsgruppe
LCD	Liquid crystal display
LWS	Lendenwirbelsäule
m ²	Meter im Quadrat
Max	Maximum
Med	Median
Min	Minimum
MRT	Magnetresonanztomographie
Mw	Mittelwert
n	Anzahl
S	Seite
SD	Standardabweichung
SJRE	static joint repositioning error

Std.	Stunde
Tab.	Tabelle
vgl.	vergleiche
VK	Visuelle Kopfkontrolle
VK°	Visuelle Kopfkontrolle, gemessen in Grad
ver	vertikal
VR	Virtual Reality
WAD	whiplash associated disorders
Wo	Woche
z.B.	zum Beispiel
°	Grad

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Virtuelle Szene

Abbildung 2: Proband beim Widerstandstraining mit Theraband, welches an einem Haken befestigt ist. Der Kopf wird über eine Bissschiene stabilisiert und die Schulter über zwei Bügel fixiert

Abbildung 3: Darstellung der Kraft/Dehnungskurve eines 50cm langen Therabandes. Die Farben der Kurven entsprechen den Farben der Bänder

Abbildung 4: Parallelkinematik Roboter System mit 2 Bügeln zur Fixation der Schulter

Abbildung 5: Sporthelm mit individuell angepasster Bissschiene und Head Mounted Display

Abbildung 6: Parallelkinematik Roboter System für Geräte- und Bewegungsgruppe, Helm mit zwei verbundenen Punktgelenken

TABELLENVERZEICHNIS

- Tabelle 1:** Bewegungsrichtung, Start- und Endposition der jeweiligen Trainingsbewegungen
- Tabelle 2:** Vergleich von Alter, Größe, Gewicht, BMI und Sporthäufigkeit der drei Gruppen
- Tabelle 3:** Prozentuale Anteile der Maximalkraft am Startpunkt, in der Neutralposition, der halben Strecke und der Endposition in Bezug auf die Trainingswiderstände
- Tabelle 4:** Winkelabweichung in ° [Grad] der statischen cervikocephalen Kinästhesie der Halswirbelsäule vor (T0) und nach (T1) Training
- Tabelle 5:** Veränderung der Winkelabweichung in ° [Grad] der statischen cervikocephalen Kinästhesie der Halswirbelsäule vor (T0) und nach (T1) Training
- Tabelle 6:** Mittelwerte und Standardabweichung des vertikalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule vor (T0) und nach (T1) Training, bezeichnet als visuelle Kopfkontrolle, gemessen in Grad
- Tabelle 7:** Mittelwerte und Standardabweichung des horizontalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule vor (T0) und nach (T1) Training, bezeichnet als visuelle Kopfkontrolle, gemessen in Grad
- Tabelle 8:** Trainingsbedingte Veränderung des vertikalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule

Tabelle 9: Trainingsbedingte Veränderung des horizontalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule

Tabelle 10 Prozentuale trainingsbedingte Veränderung $(T1-T0)/T0$ des vertikalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule

Tabelle 11: Prozentuale trainingsbedingte Veränderung $(T1-T0)/T0$ des horizontalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule

Tabelle 12: p-Werte für den Wilcoxon Test beim paarweisen Vergleich der prozentualen trainingsbedingten Veränderung des vertikalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule

Tabelle13: p-Werte für den Wilcoxon Test beim paarweisen Vergleich der prozentualen trainingsbedingten Veränderung des horizontalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule

1 Einleitung

1.1 Ursprung und Begriffserklärung der cervikocephalen Kinästhesie

Bevor der Begriff „cervikocephale Kinästhesie“ (CK) definiert wurde, erkannte Bell den sogenannten Muskelsinn als Ursache der Lage-Bewegungswahrnehmung (Bell 1826). 1872 wies dann Duchenne auf die Gelenke als Ort der Wahrnehmung hin (Duchenne 1883). Der Begriff „cervikocephale Kinästhesie“ wurde zum ersten Mal 1906 in der Arbeit „The integrative action of the nervous system“ von Sherrington eingeführt (Sherrington 1906) und wird seitdem unterschiedlich verwendet.

Sherrington definierte die cervikocephale Kinästhesie als Wahrnehmung von Positionen und Bewegungen der Körpersegmente in Bezug auf deren Stellung zueinander ohne die Hilfe der Sinnesorgane des Sehens, des Fühlens oder des Gleichgewichts. Die cervikocephale Kinästhesie wird seit 1973 in eine statische Komponente des Stellungssinns und in eine dynamische Komponente des Bewegungssinns (McCloskey 1973 und Sittig et al. 1985) unterteilt. McCloskey und Sittig konnten zeigen, dass die Probanden sowohl die passive Bewegungsgeschwindigkeit als auch die Position von Gelenken wahrnehmen konnten, obwohl deren muskuläre Informationsreize durch Vibrationen gestört wurden (McCloskey 1973 und Sittig et al. 1985). Die Bedeutsamkeit der cervikocephalen Kinästhesie wurde bereits früher an anderen Gelenken wie zum Beispiel Kniegelenk, oberes Sprunggelenk und Schultergelenk bestens untersucht (Allum und Honegger 1998, Bloem et al 2002, Lephart et al 1997, Jerosch und Bischof 1994).

In der Halswirbelsäule werden unter dem Begriff der „cervikocephalen Kinästhesie“ das Zusammenspiel und die Wechselwirkung mit anderen Sinnessystemen subsummiert (Heikkilä und Åström 1996; Heikkilä und Wenngren 1998; Kristjansson et al. 2001 und Otto 2004). So sind bei der Haltungs- und Standregulation beteiligt:

1. das somatosensorische System mit der Wahrnehmung des Zustandes des eigenen Körpers
2. das visuelle System und

3. das vestibuläre System.

1.2 Cervikocephale Kinästhesie

1.2.1 Das somatosensorische System

Das somatosensorische System kann in zwei Bereiche unterteilt werden. Einerseits wird die Außenwelt durch haptische Reize (z.B. Druck, Temperatur) wahrgenommen. Dies nennt man Exterozeption. Andererseits ist die Eigenwahrnehmung des Körpers die Aufgabe der cervikocephalen Kinästhesie. Die cervikocephale Kinästhesie ermöglicht dem Gehirn, in jedem Augenblick zu erkennen, wo sich jeder Körperteil befindet und wie der Körper sich bewegt.

Dabei wird die Spannung in den Golgi-Sehnenorganen, die Länge in den Muskelspindeln und die Stellung der Gelenke in den Winkelsensoren der Gelenkkapseln gemessen (Otto 2004). Weitere Mechanosensoren lassen sich in Ruffini-Rezeptoren, Vater-Pacini-Körperchen und andere nicht klassifizierbare Rezeptoren und Nervenendigungen aufteilen. Richmond's und Bakker's Untersuchungen haben jedoch deutlich gemacht, dass das periartikuläre Gewebe von einer Vielzahl dieser verschiedenen Propriozeptoren versorgt ist (Richmond und Bakker 1982).

In der Arbeit von Neuhuber 1998 wird über die Besonderheiten der Innervation des Kopf- und Halsbereiches berichtet. Er beschreibt, dass die Muskulatur der HWS mit vielen weiteren Sinnessystemen verschaltet ist (Neuhuber 1998). Dabei spielen visuelle und vestibuläre Wahrnehmungen, welche über Reflexmechanismen mit der cervikocephalen Kinästhesie der HWS verbunden sind, eine entscheidende Rolle (Barlow und Freedman 1980, Hikosaka und Maeda 1973, Kobayashi, Neuhuber 1998 und Holtmann 1989).

Besonders viele Muskelspindeln befinden sich in den tiefen, kurzen und intervertebralen Nackenmuskeln. Diese haben die Aufgabe die präzise Position und Geschwindigkeit des Kopfes zu messen (Richmond und Bakker 1982). In der Arbeit von Zenker wird die Auffassung bestätigt, dass an der exakten Registrierung von Positionsänderungen im cervikocephalen Übergang die Rezeptoren dieser Muskelgruppen entscheidend beteiligt sind. Seiner Meinung nach wird die grobe Arbeit bei Positionsänderungen des Kopfes jedoch in den oberflächlichen, kräftigen Nacken- und Halsmuskeln geleistet (Zenker 1988). Es

wurde in einigen Studien nachgewiesen, dass die oberflächlichen und tiefen Halsmuskeln sich in ihrer Funktion unterscheiden und ergänzen. Zu den tiefen Nackenmuskeln gehören der M. multifidus und der M. semispinalis cervicis.

Einige Autoren haben in ihren Arbeiten bestätigt, dass die extreme Dichte an Propriozeptionsorganen im Bereich der Nackenmuskulatur wichtig für die feinmotorische Koordination ist (Dutia 1991, Richmond und Abrahams 1975 und 1979, Richmond und Bakker 1982, Zenker 1988). Die oberflächlichen Muskeln, wie die Mm. splenii und der M. semispinalis capitis, haben die Aufgabe dem Kopf Stabilität zu geben und sind für die Grobmotorik des Halses verantwortlich (Boyd-Clark et al. 2001, Conley et al. 1995, Cooper und Daniel 1963, Liu et al. 2003 und Richmond und Abrahams 1975 und 1979). Die extreme Dichte an Propriozeptionsorganen im M. semispinalis capitis lässt trotz seiner Größe auch feinmotorische Aufgaben vermuten. Dieser Muskel besitzt den größten Querschnitt von allen Halsmuskeln (Rezasoltani et al. 1998). Aufgrund seiner Größe und seiner neurophysiologischen Verschaltungen spielt dieser Muskel eine bedeutende Rolle bei allen Bewegungen und Reflexmechanismen des Kopfes. Des Weiteren haben Boyd-Clark et al. (2002) herausgefunden, dass sich im Kopf-Halsbereich mehr Muskelspindeln befinden als an anderen Segmenten der Wirbelsäule.

Nach Taylor (1992) und Neuhuber (1998) haben die Halspropriozeptoren eine große Bedeutung bei der Kontrolle der Kopf-, Körper-, Augen- und Extremitätenstellung. Auch bei normalen Halsbewegungen spielt die cervikocephale Kinästhesie eine wichtige Rolle. (Allison und Fukushima 2003). Dutia schreibt 1991, dass vor allem Afferenzen der Mechanosensoren für die Aufrechterhaltung der richtigen Position und Bewegung der HWS verantwortlich sind. Die Haltungskontrolle ist ebenfalls mit der engen Beziehung zum visuellen und vestibulären System verknüpft (Dutia 1991, Gimse 1996).

1.2.2 Das visuelle System

Das visuelle System ist für die Raumorientierung, Blickstabilisierung und die posturale Kontrolle verantwortlich. Die Augen können über den sogenannten optokinetischen Reflex eine Bild-Folgebewegung eines bewegten Gegenstandes

erzeugen, die von schnellen nystagmischen Rückstellbewegungen unterbrochen ist (Otto 2004). Die Steuerung der Augenbewegung bei verschiedenen Kopfpositionen und Kopfdrehungen hängt dabei von den visuellen und vestibulären Einflüssen ab (Holtmann und Reiman 1989).

Bereits im Jahre 1906 stellte Bárány anhand von Tierversuchen mit Kaninchen eine tonische Änderung der Augenstellung in kompensatorischer Richtung bei Drehungen des Rumpfes um die eigene Achse fest. Bárány hatte in seinen Versuchen den Kopf fixiert und den Rumpf um verschiedene Achsen gedreht und somit, ohne Überlagerungen vestibulärer Reize, Augenbewegungen durch Bewegungen in der HWS ausgelöst (Bárány 1906). Bikeles und Ruttin (1915) berichteten über ähnliche Augenreflexe.

Der sogenannte „Cerviko-Okuläre Reflex“ ruft Muskelkontraktionen der Nackenmuskulatur hervor (Barlow und Freedman 1980), die als Folge afferenter Informationen wie optische Reize und Augenbewegungen ausgelöst werden können (Keshner et al 1995). Dieser Reflex ist in die komplexe Koordination von Augen- und Kopfbewegungen eingebunden. Bei der visuellen Fixierung eines Gegenstandes erfolgt zunächst eine Sakkade in Richtung des Sehzieles, gefolgt von einer Kopfbewegung entgegen dem Ziel und einer entgegengesetzten Augenbewegung. Ist der Gegenstand weiter als 30° von der Primärposition entfernt, erfolgt zuerst die Kopfwendebewegung und danach die Sakkade (Uemura 1980).

Verschiedene Autoren (Biamond und de Jong 1969, Hikosaka und Maeda 1973 und McCouch et al. 1951) behaupten, dass die Rezeptoren für den „Cerviko-Okulären Reflex“ in den ersten 3 Wirbelkörpern positioniert sind.

1.2.3 Das vestibuläre System

Der Einfluss des vestibulären Systems für die Haltungskontrolle wurde erst Ende des 19. Jahrhunderts erkannt (Bechterew 1883). Das Gleichgewichtsorgan unterstützt die Kopfstabilisierung durch aktivierende und inhibitorische Stimuli. Die Verschaltungen des vestibulären Apparates gewährleisten die kinetische Kontrolle des Kopfes zum Körperstamm als Antwort der Kopfbewegung im Raum. Es handelt sich dabei um den sogenannten „Vestibulo-Collic Reflex“ (Peng et al 1999, Shinoda et al 1997).

Darunter versteht man in den benachbarten Halsregionen reflexartig ausgelöste Muskelkontraktionen, die durch die komplexe Verschaltung in der Halsmuskulatur zwischen Muskelspindeln und Golgi-Sehnenorganen ermöglicht werden. Außerdem ist dieser Reflex maßgeblich an der Aufrechterhaltung der Kopfbalance beteiligt (Dutia 1988; Goldberg und Peterson 1986; Peterson et al. 1985; Ramsey et al. 2003).

Er hat auch eine enge Verbindung mit dem „Cerviko-Okulären Reflex“ (Hikosaka und Maeda 1973). So sind Augenbewegungen sowohl durch den „Vestibulo-Collic Reflex“ als auch den „Cerviko-Okulären Reflex“ auslösbar.

1.3 Funktion der HWS

Neben willkürlichen Kopfbewegungen liegen die Hauptfunktionen der HWS in der statischen und dynamischen Stabilisierung des Kopfes im Raum (Conley et al. 1997). Um nun den Kopf zum Beispiel bei der Fortbewegung balancieren zu können, werden durch die HWS kompensierende Bewegungen in sagittaler und horizontaler Ebene durchgeführt (Cromwell et al. 2001). Des Weiteren ist eine ruhige Kopfhaltung Voraussetzung, um einen Gegenstand während einer Bewegung visuell fixieren zu können. Hierfür ist eine optimale feinmotorische Steuerung erforderlich. Dies wird durch das komplexe Zusammenspiel des visuellen, vestibulären und somato-sensorischen Systems im Rahmen der bereits beschriebenen CK gewährleistet (Taylor und McCloskey 1988).

1.4 Eingeschränkte cervikocephale Kinästhesie nach HWS-Beschleunigungsverletzung

Chester und Hinoki vertreten die Auffassung, dass die Ursache für den cervikogenen Schwindel in einer verminderten propriozeptiven Leistung der HWS liegen könnte (Chester 1991, Hinoki 1985). Es wird vermutet, dass der Schwindel durch unterschiedliche Stellungsangaben des vestibulo-collaren, cerviko-okularen und somato-sensorischen Systems des Halses bedingt ist.

Heikkilä und Wenngren wiesen 1998 in ihrer Arbeit nach, dass Personen mit HWS-Beschleunigungsverletzung aufgrund einer gestörten cervikocephalen Kinästhesie eine signifikant reduzierte CK gegenüber Gesunden haben. Bereits 1996 stellten Heikkilä und Åström in einer Vergleichsstudie zwischen Patienten mit HWS-Beschleunigungsverletzung und gesunden Probanden, die einem 5-wöchigen Rehabilitationstraining unterzogen wurden, das Gleiche fest.

1.5 Fragestellung

In dieser Arbeit soll untersucht werden, ob sich durch gezieltes propriozeptives Training eine Verbesserung der CK erreichen lässt. Als Studienhypothesen werden formuliert, dass sich durch visuelle Reize während des Muskeltrainings die cervikocephale Kinästhesie beeinflussen lässt und dass sensomotorisches Bewegungstraining konventionellem Widerstandstraining der Nackenmuskulatur überlegen ist. Hierzu sollen im Rahmen einer experimentellen Trainingsstudie an gesunden Probanden drei verschiedene Trainingskonzepte (konventionelles Widerstandstraining, Virtual Reality (VR)-gesteuertes Widerstands- und Bewegungstraining) verglichen werden. Die Trainingseffekte auf die CK sollen anhand eines statischen und einer neu entwickelten dynamischen Propriozeptionstests gemessen werden.

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign

Die vorliegende Studie handelt von einer experimentellen Trainingsstudie mit drei Trainingsgruppen. Hierbei wird der Einfluss eines Widerstandstrainings und die Auswirkung einer durch VR-gesteuerten Bewegungstriggerung untersucht. Die drei Trainingsgruppen haben drei verschiedene Trainingskonzepte, die miteinander verglichen werden.

1. Konventionelles Widerstandstraining (Therabandgruppe): Der Trainingswiderstand erfolgt durch die elastischen Kräfte eines Therabandes ohne optische Bewegungssteuerung.
2. VR-gesteuertes Widerstandstraining (Trainingsgruppe): Durch Software gesteuerte Magnetmotoren und eine speziell angeordnete Parallelkinematik liefern den Trainingswiderstand. Durch VR-Techniken werden die Bewegungen optisch getriggert.
3. VR-gesteuertes Bewegungstraining (Bewegungsgruppe): In dieser Gruppe werden gleiche Bewegungen ohne einen Trainingswiderstand durchgeführt. Die Steuerung der Bewegung erfolgt in der Trainingsgruppe durch VR-Techniken.

Nachfolgend werden die Gruppen, die VR-gesteuerte optische Bewegungstriggerung, die Trainingseinzelheiten, die in der Studie verwendeten Parameter und die Art der Auswertung erläutert.

2.1.1 VR-gesteuerte optische Bewegungstriggerung

Beim VR-gesteuerten Widerstandstraining und beim VR-gesteuerten Bewegungstraining erfolgt eine optische Bewegungstriggerung. Hierbei wird der „joint repositioning error“ (JRE) im statischen Test und die „visuellen Kopfkontrolle“ (VK) im dynamischen Test ermittelt.

Zur Anwendung kommt das „Head Mounted Displays“ [(HMD), 5DT HMD 800-26 2D, 5. Dimension Technologie, Irvine, United States of America], das an einem Sporthelm (Uvex Wing Pro Race, Uvex Sport GmbH &

Co. KG, Fürth, Deutschland) befestigt ist. Hierbei wird der Proband in ein virtuelles Weltall (Abbildung 1, Hasenecker 2012) versetzt.

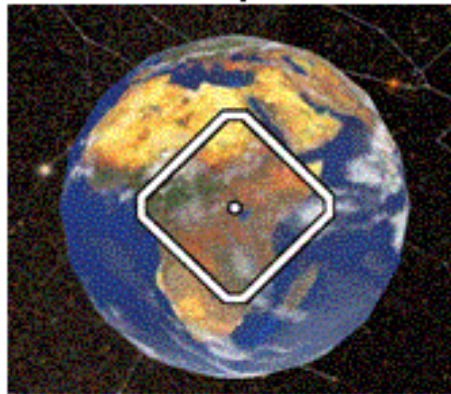


Abbildung 1: Virtuelle Szene

Durch das kleine Blickfeld des HMD sind die Probanden gezwungen Kopfbewegungen und nicht nur Augenbewegungen durchzuführen, um die Bahnen der virtuellen Weltallkugel zu verfolgen.

Die Kopfposition und die Kopforientierung werden durch die Stellung der magnetischen Stangen in den Magnet-Motoren mit Hilfe einer speziellen Steuerungssoftware zeitgleich erfasst.

2.1.2 Training

Die Probanden haben über eine Zeitspanne von zehn Wochen zweimal wöchentlich an den gruppenspezifischen Übungen teilgenommen. Das Training wurde so geplant, dass zwischen den Trainingsphasen mindestens ein bis vier Tage Pause waren.

Der Trainingsumfang umfasste jeweils zwei Sätze mit mindestens zehn Wiederholungen für Rotation nach rechts und links, für Flexion und Extension. Für alle Bewegungsrichtungen wurde ein Start und ein Ende festgelegt (Tabelle 1, Hasenecker 2012).

Tabelle 1: Bewegungsrichtung, Start- und Endposition der jeweiligen Trainingsbewegungen

Bewegungsrichtung	Startposition	Endposition
Rechtsrotation	35° Linksrotation	70° Rechtsrotation
Linksrotation	35° Rechtsrotation	70° Linksrotation
Flexion	20° Extension	40° Flexion
Extension	20° Flexion	40° Extension

°: Grad

2.2 Kollektivbeschreibung

Die Studie wurde der Ethikkommission der Universität Ulm vorgelegt und genehmigt. Es wurde eine Klasse der Physiotherapieschule „Ulm Kolleg“ ausgewählt, die das Training über einen zehn wöchigen Zeitraum begleitend zum Ausbildungsprogramm durchführte. Alle Teilnehmer der Studie willigten nach ausführlicher Aufklärung schriftlich ein. Dabei wurde bei der Auswahl der Probanden darauf geachtet, dass keiner in der Vergangenheit Beschwerden an der HWS hatte.

Diesen Kriterien entsprechend wurden 37 gesunde Schülerinnen in die Studie aufgenommen, die ein Durchschnittsalter von 21 Jahren (Min/Max: 19 Jahre/ 27 Jahre) hatten. Von der Teilnahme an der Studie wurden Probanden ausgeschlossen, die Sportarten mit hohen Belastungen der Nackenmuskulatur betrieben.

Es wurde den Probanden durchschnittlich zwei Stunden Ausgleichssport pro Woche gewährt. Dabei wurden Sportarten wie Schwimmen, Aerobic, Joggen und Snowboarden angegeben. Es erfolgte eine Randomisierung in drei Trainingsgruppen: Therabandgruppe, Trainingsgruppe und Bewegungsgruppe.

Aufgrund der höheren Belastung und der dadurch vermuteten größeren Ausfallrate wurden der Therabandgruppe und der Trainingsgruppe jeweils dreizehn und der Bewegungsgruppe elf Probanden zugeteilt.

Es bestehen keine Unterschiede in Bezug auf Alter, Größe, Gewicht, BMI und Sporthäufigkeit. (Tabelle 2, Hasenecker 2012).

Tabelle 2: Vergleich von Alter, Größe, Gewicht, BMI und Sporthäufigkeit der drei untersuchten Gruppen

	Therabandgruppe			Bewegungsgruppe			Trainingsgruppe		
	Median	Min.	Max.	Median	Min.	Max.	Median	Min.	Max.
Alter [Jahre]	20,5	18,0	23,0	22,0	18,0	27,0	21,0	18,0	27,0
Größe [Meter]	1,67	1,56	1,82	1,66	1,58	1,73	1,67	1,63	1,80
Gewicht [kg]	60,5	53,0	68,0	59,0	48,0	68,0	60,0	52,0	70,0
Sport [Std./Wo.]	2,5	0,0	6,0	2,0	0,0	6,0	3,0	0,0	6,5
BMI [kg/m ²]	21,3	18,5	25,1	21,2	17,6	24,1	21,4	18,5	23,6

Kg: Kilogramm, Std.: Stunde, Wo: Woche, BMI: Body-Mass-Index, m²: Meter im Quadrat

2.2.1 Therabandgruppe

In dieser Trainingsgruppe wurde der Trainingswiderstand bei Durchführung der Bewegungen durch Dehnung eines an dem Sporthelm befestigten Therabandes (Theraband, Thera-Band® GmbH, Hadamar, Deutschland) aufgebaut (Abbildung 2, Hasenecker 2012).



Abbildung 2: Proband beim Widerstandstraining mit Theraband, welches an einem Haken befestigt ist. Der Kopf wird über eine Bisschiene stabilisiert und die Schulter über zwei Bügel fixiert

In dieser Trainingsgruppe erfolgte keine optische Triggerung durch VR-Technik. Während des Trainings wurden Bewegungen in der BWS und LWS verhindert, da die auf einem Stuhl sitzenden Teilnehmer mit Hilfe zweier Bügel an der Schulter festgehalten wurden. Zur Vermeidung des Verrutschens des Helmes erfolgte zusätzlich noch eine Fixierung des Helmes über eine individuell angepasste Bisschiene. Diese ist über einen Bügel mit dem Helm verbunden. Aufgrund der spezifischen elastischen Dehnungseigenschaften ist ein zunehmender Kraftaufwand von der Start- bis zur Endposition erforderlich (Abbildung 3, Hasenecker 2012).

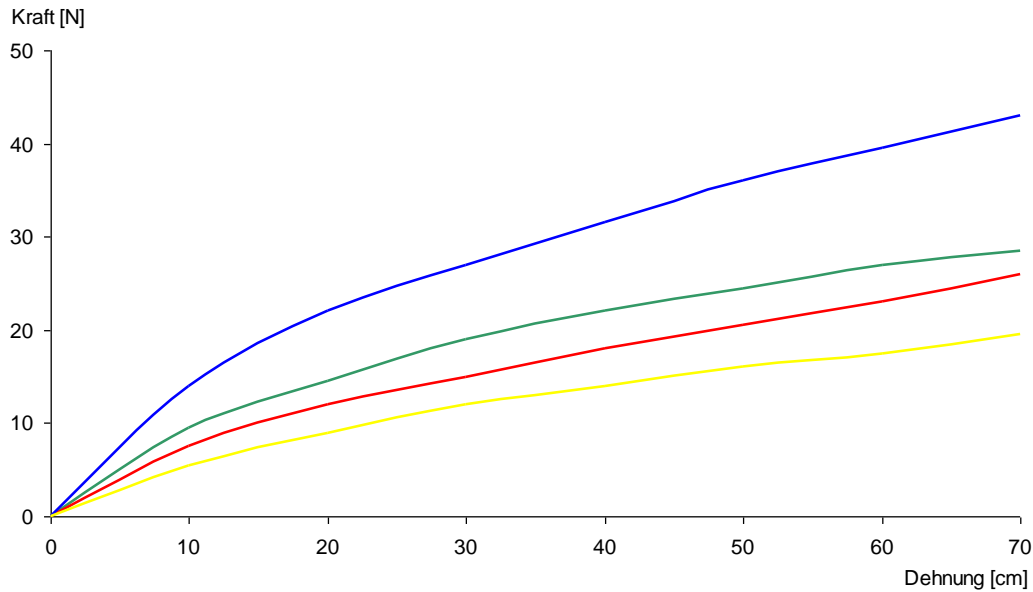


Abbildung 3: Darstellung der Kraft/Dehnungskurve eines 50cm langen Therabandes. Die Farben der Kurven entsprechen den Farben der Bänder

Durch eine Vorspannung des Therabandes bei Trainingsbeginn konnte ein linearer Zusammenhang der Dehnung und der Kraftentwicklung erreicht werden (Abbildung 3, Hasenecker 2012).

Vor dem Training wurde bei den Probanden die Maximalkraft bestimmt. Nun wurde beim Trainingsbeginn das Theraband in eine Vordehnung gebracht, die 15 % der Maximalkraft entsprach. Im Weiteren wurde die Vordehnung des Bandes individuell je nach Entwicklung der Leistungsfähigkeit angepasst.

Sobald ein Proband im zweitem Trainingssatz zwölf Wiederholungen schaffte, erfolgte eine Steigerung durch Änderung der Vordehnung oder indem im Verlauf ein kräftigeres Band genommen wurde.

2.2.2 Trainingsgruppe

In der Trainingsgruppe wurde ein Widerstandstraining mit der bereits erwähnten VR-Steuerung durchgeführt. Des Weiteren wurden die Trainingswiderstände mit einer speziellen Software über eine Parallelkinematik gesteuert.

Während eines Bewegungszykluses wurde der Trainingswiderstand der physiologischen Kraft/Bewegungskurve der Muskulatur angepasst (Tabelle 3, Hasenecker 2012).

Beim Trainingsbeginn wurde wie bei der Therabandgruppe mit 15% der Maximalkraft bei der Neutralposition begonnen.

Des Weiteren wurde die Geschwindigkeit zur Optimierung des Trainingsreizes verändert. Dies konnte durch eine Verlangsamung in der exzentrischen Bewegung und eine Erhöhung in der konzentrischen Phase erreicht werden.

Tabelle 3: Prozentuale Anteile der Maximalkraft am Startpunkt, in der Neutralposition, der halben Strecke und der Endposition in Bezug auf die Trainingswiderstände

	Start	Neutral	½ Position	Endposition
Flexion	80%	100%	90%	80%
Rotation	90%	100%	90%	80%
Extension	100%	100%	120%	130%

Ähnlich wie bei dem Therabandtraining wurde die Fixierung der Probanden an Schulter, Kopf und Kiefer mit individuell angepasster Bisschiene durchgeführt. (Abbildung 4 und 5).



Abbildung 4: Parallelkinematische Robotik und Stuhl mit zwei Bügeln zur Fixation der Schulter

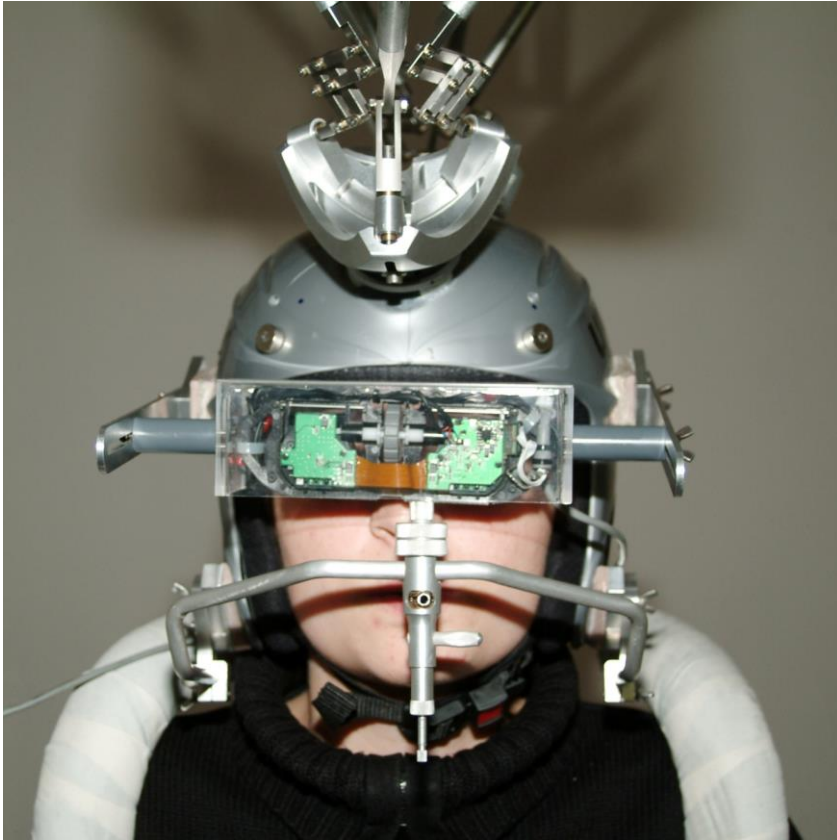


Abbildung 5: Sporthelm mit individuell angepasster Bisschiene und Head Mountain Display

An dem Helm gab es ein vorderes (Abbildung 5) und ein hinteres Punktgelenk, in die jeweils drei Metallstangen in Kombination mit je einem kardanisch gelagerten Magnetmotor (Linmot P01-23Sx80, NTI AG, Spreitenbach, Schweiz) vorne und hinten mündeten.

Diese Magnetmotoren erzeugten die Widerstandskraft, die auf die Stangen und dementsprechend auf den Probanden übertragen wird.

Diese Anordnung gewährleistet eine optimale Kraftübertragung auch in Bezug auf den Bewegungsradius und ermöglicht Bewegungen in sechs Freiheitsgraden in jeder Position (Abbildung 6).

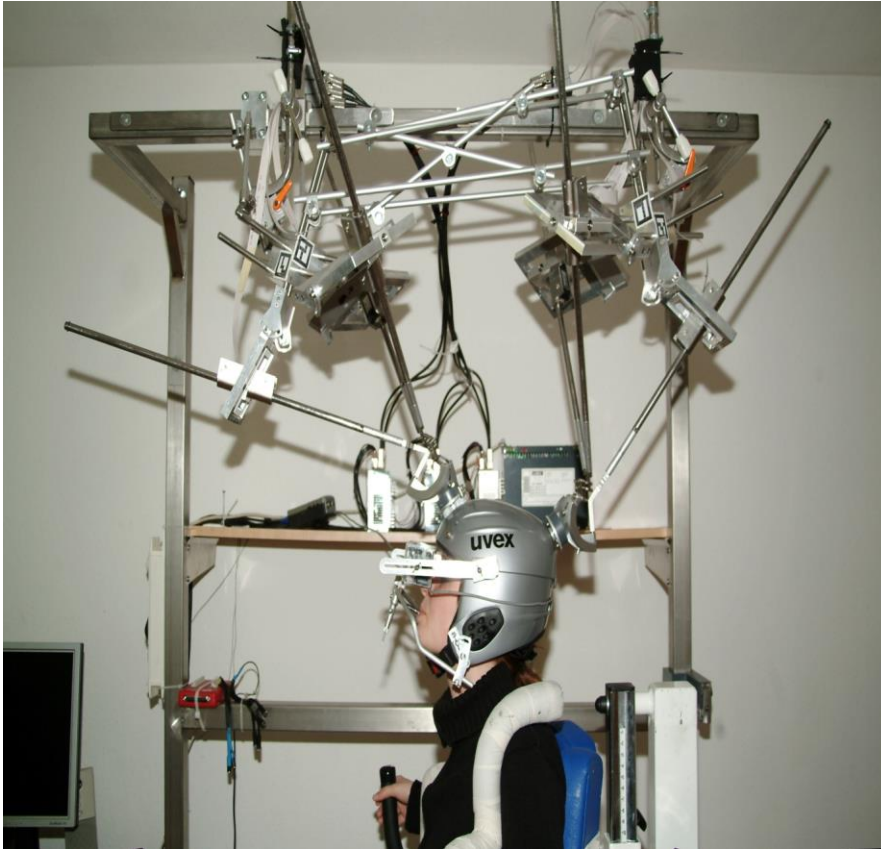


Abbildung 6: Verbindung der Parallelkinematik mit dem Helm über zwei Punktgelenke

2.2.3 Bewegungsgruppe

Die Bewegungsgruppe ist charakterisiert durch die VR-Steuerung der Kopfbewegungen mit Hilfe eines optischen Signals. Ein Trainingswiderstand zum Muskelaufbau wurde dabei nicht eingesetzt.

2.3 Messparameter cervikocephale Kinästhesie

Es wurde vor Beginn und nach zehn Wochen Training der JRE des statischen Stellungssinnes und die VK des dynamischen Bewegungssinnes bestimmt. Vor jeder Messung wurden die maximalen Bewegungsauslässe der HWS der Probanden in Flexion, Extension, Rechts- und Linksrotation sowie den Zwischenpositionen aus den genannten Richtungen bestimmt.

2.3.1 Statischer Test

Durch das HMD wurden den Probanden sechs Aufgaben gestellt. Sie wurden in eine virtuelle Szene versetzt, die das Weltall darstellt, in dem die Weltkugel schwebt. Der geringe Augenabstand zu dem Liquid crystal display (LCD) ermöglicht der Testperson nicht, die Weltkugel durch Augenbewegungen zu verfolgen. Um der Bewegungsbahn folgen zu können, muss die Testperson den Kopf bewegen. Die Probanden hatten das Ziel die Erdkugel mit ihrem Kopf zu verfolgen.

Von der Neutralposition des Kopfes wird die Erdkugel in jedem Sektor zu einem Punkt geflogen, der zwischen 50 und 80% des maximalen Bewegungsumfanges zufällig gewählt wurde. Die Erdkugel führt den Probanden zu diesem Ziel und verharrt eine Sekunde. Anschließend wird der Proband mit der Erdkugel wieder in die Neutralstellung zurückgebracht. Zwischen diesem Ziel und der Neutralstellung befand sich einer von sechs Messsektoren. Danach wird die Erdkugel aus dem Szenario entfernt und der Teilnehmer muss die Zielvorgabe ohne Hilfe aufsuchen.

Die gewählten Distanzen von 50-80% des maximalen Bewegungsausschlages begründen sich darin, dass die maximale Auslenkung durch die vorgegebene physiologische Begrenzung limitiert und dadurch leichter wieder aufgefunden werden kann. Gemessen wird der Differenzwinkel zwischen der vorgegebenen und der ohne Zielvorgabe eingenommenen Position. Von jedem Probanden wurden danach das Minimum (0%), Median (50%) und das Maximum (100%) des „joint repositioning error“ (JRE) bestimmt.

Die Parameter „vor Training“ (T0) heißen: $JRE_{0\% T0}$, $JRE_{50\% T0}$, $JRE_{100\% T0}$.

Die Parameter „nach Training“ (T1) heißen: $JRE_{0\% T1}$, $JRE_{50\% T1}$, $JRE_{100\% T1}$.

Die Parameter der Differenz „nach Training“ zu „vor Training“ heißen: $JRE_{0\% T1-T0}$, $JRE_{50\% T1-T0}$, $JRE_{100\% T1-T0}$.

2.3.2 Dynamischer Test

Dabei werden unter Verwendung des HMD und der gleichen virtuellen Szene Bewegungsbahnen in Form einer „Acht“ in vertikaler und horizontaler Ausrichtung vorgegeben. Die Bewegungsbahn beschreibt insgesamt 1,5 „Achter“, wobei die erste halbe Acht wegen der Eingewöhnungsphase nicht ausgewertet wurde.

Bestimmt wurde die Abweichung der tatsächlichen Istkurve von der vorgegebenen Sollkurve in Grad. Während eines kompletten Bewegungszyklus wurden 600 Messwerte aufgezeichnet. Zum Vergleich wurde jeweils das Minimum (0%), die 5%-Perzentile, die 10%-Perzentile, das 1. Quartil (25%), der Median (50%), das 3. Quartil (75%), die 90%-Perzentile, die 95%-Perzentile und das Maximum (100%) herangezogen.

Die Parameter während der vertikalen (ver) Bewegungsphase heißen:

$VK_{\text{ver } 0\%}$, $VK_{\text{ver } 5\%}$, $VK_{\text{ver } 10\%}$, $VK_{\text{ver } 25\%}$, $VK_{\text{ver } 50\%}$, $VK_{\text{ver } 75\%}$, $VK_{\text{ver } 90\%}$, $VK_{\text{ver } 95\%}$,
 $VK_{\text{ver } 100\%}$.

Werden die Parameter im Text genannt und beziehen sich auf einen Zeitpunkt, so wird für den Zeitpunkt „vor Training“ der Zusatz „T0“ und für den Zeitpunkt „nach Training“ „T1“ zu der Bezeichnung hinzugefügt (Bsp.: $VK_{\text{ver } 0\% \text{ T0}}$, $VK_{\text{ver } 0\% \text{ T1}}$).

Die Parameter der Differenz „nach Training“ zu „vor Training“ während der vertikalen Bewegungsphase heißen:

$VK_{\text{ver } 0\% \text{ T1-T0}}$, $VK_{\text{ver } 5\% \text{ T1-T0}}$, $VK_{\text{ver } 10\% \text{ T1-T0}}$, $VK_{\text{ver } 25\% \text{ T1-T0}}$, $VK_{\text{ver } 50\% \text{ T1-T0}}$,
 $VK_{\text{ver } 75\% \text{ T1-T0}}$, $VK_{\text{ver } 90\% \text{ T1-T0}}$, $VK_{\text{ver } 95\% \text{ T1-T0}}$, $VK_{\text{ver } 100\% \text{ T1-T0}}$.

Die Parameter der prozentualen Differenz „nach Training“ zu „vor Training“ während der vertikalen Bewegungsphase heißen:

$VK_{\text{ver } 0\% (T1-T0)/T0}$, $VK_{\text{ver } 5\% (T1-T0)/T0}$, $VK_{\text{ver } 10\% (T1-T0)/T0}$, $VK_{\text{ver } 25\% (T1-T0)/T0}$,
 $VK_{\text{ver } 50\% (T1-T0)/T0}$, $VK_{\text{ver } 75\% (T1-T0)/T0}$, $VK_{\text{ver } 90\% (T1-T0)/T0}$, $VK_{\text{ver } 95\% (T1-T0)/T0}$,
 $VK_{\text{ver } 100\% (T1-T0)/T0}$.

Die Parameter während der horizontalen (hor) Bewegung werden in gleicher Weise benannt (Bsp. $VK_{\text{hor } 0\% \text{ T0}}$, $VK_{\text{hor } 0\% \text{ T1}}$, $VK_{\text{hor } 0\% \text{ T1-T0}}$,
 $VK_{\text{hor } 0\% (T1-T0)/T0}$).

2.4 Statistik

Alle erhobenen Daten wurden in Excel- Tabellen registriert und verarbeitet. Es wurde der Median, der Mittelwert und die Standardabweichung von allen Daten errechnet. Alle Parameter werden im zeitlichen Verlauf innerhalb der Gruppen und im Gruppenvergleich zu allen Messzeitpunkten deskriptiv und teststatistisch ausgewertet und verglichen.

Die Trainingsgruppen wurden mit dem Kruskal-Wallis-Test auf Unterschiede untersucht. Das Signifikanzniveau wurde mit $p < 0,05$ definiert.

Wurde bei einem Parameter das Signifikanzniveau ($p < 0,05$) erreicht, wurde zusätzlich der Wilcoxon-Test für unverbundene Stichproben verwendet, um jeweils zwei Trainingsgruppen gegeneinander zu testen.

3 Ergebnisse

3.1 Statischer Test

Im statischen Test liegen in den drei Trainingsgruppen die Winkelabweichungen der sechs Messwerte in $JRE_{0\% T1-T0}$ und $JRE_{50\% T1-T0}$ unter 1° . In $JRE_{100\% T1-T0}$ gibt es im Vergleich zu „vor dem Training“ Ausreißer bis zu 3° Unterschied. In den drei Trainingsgruppen wurde das Signifikanzniveau in $JRE_{0\% T1-T0}$, $JRE_{50\% T1-T0}$ und $JRE_{100\% T1-T0}$ nicht erreicht (Tabelle 4).

Tabelle 4: Winkelabweichung in ° [Grad] der statischen cervikocephalen Kinästhesie der Halswirbelsäule vor (T0) und nach (T1) Training

	Therabandgruppe				Bewegungsgruppe				Trainingsgruppe			
	Vor Training		Nach Training		Vor Training		Nach Training		Vor Training		Nach Training	
	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD
JRE_{0%}	2,7	1,9	3,2	1,6	3,2	1,3	2,9	1,4	2,2	1,5	2,3	1,1
JRE_{50%}	6,8	2,0	7,0	2,3	7,2	2,2	8,0	1,6	5,6	1,5	6,4	1,7
JRE_{100%}	12,8	4,5	15,7	7,3	13,3	4,1	16,3	8,0	11,5	3,1	10,6	3,3

Mw: Mittelwert; SD: Standardabweichung; JRE: joint repositioning error

Tabelle 5: Veränderung der Winkelabweichung in ° [Grad] der statischen cervikocephalen Kinästhesie der Halswirbelsäule vor (T0) und nach (T1) Training

	Therabandgruppe		Bewegungsgruppe		Trainingsgruppe		Alle Gruppen
	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	p-Wert
JRE_{0%} (T1-T0)	0,4	2,4	0,1	1,8	0,1	2,0	0,9937
JRE_{50%} (T1-T0)	0,2	3,0	0,8	1,9	0,8	2,1	0,6517
JRE_{100%} (T1-T0)	2,9	8,3	3,0	4,9	-0,9	3,6	0,1453

Mw: Mittelwert; SD: Standardabweichung; JRE: joint repositioning error

3.2 Dynamischer Test

3.2.1 Dynamischer Test vor und nach dem Training

Tabelle 6 und 7 beschreiben Mittelwerte mit Standardabweichung der VK der drei Trainingsgruppen vor und nach dem Training.

Tabelle 6: Mittelwerte und Standardabweichung des vertikalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule vor (T0) und nach (T1) Training, bezeichnet als visuelle Kopfkontrolle, gemessen in Grad

	Therabandgruppe				Bewegungsgruppe				Trainingsgruppe			
	Vor Training		Nach Training		Vor Training		Nach Training		Vor Training		Nach Training	
	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD
VK ver 0%	0,3	0,4	0,7	1,0	0,8	1,2	0,6	1,2	0,2	0,1	0,5	0,6
VK ver 5%	1,4	0,5	2,0	1,1	1,8	1,2	1,6	1,3	1,2	0,5	1,5	1,0
VK ver 10%	1,9	0,6	2,6	1,1	2,3	1,3	1,9	1,3	1,6	0,6	2,1	1,1
VK ver 25%	2,8	0,7	3,7	1,3	3,5	1,8	2,6	1,4	2,5	0,7	3,0	1,2
VK ver 50%	4,2	1,0	5,2	1,4	4,8	2,2	3,7	1,3	3,8	1,0	4,1	1,3
VK ver 75%	5,5	1,3	7,0	1,7	6,6	2,5	4,9	1,3	5,4	1,2	5,4	1,9
VK ver 90%	6,7	1,6	8,7	2,5	9,5	5,5	6,4	2,5	6,7	1,5	6,7	2,2
VK ver 95%	7,4	1,6	9,8	3,1	10,7	6,6	6,9	2,8	7,5	1,6	7,3	2,4
VK ver 100%	9,8	1,9	13,9	7,2	13,3	7,0	8,5	3,1	9,9	1,7	8,7	2,7

Mw: Mittelwert; SD: Standardabweichung; VK: Visuelle Kopfkontrolle; ver: vertikal

Tabelle 7: Mittelwerte und Standardabweichung des horizontalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule vor (T0) und nach (T1) Training, bezeichnet als visuelle Kopfkontrolle, gemessen in Grad

	Therabandgruppe				Bewegungsgruppe				Trainingsgruppe			
	Vor Training		Nach Training		Vor Training		Nach Training		Vor Training		Nach Training	
	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD
VK hor 0%	0,0	0,0	0,0	0,0	0,1	0,3	0,0	0,0	0,1	0,2	0,2	0,7
VK hor 5%	1,0	0,2	1,6	0,5	1,3	0,6	1,0	0,7	1,0	0,3	1,4	1,0
VK hor 10%	1,4	0,2	2,3	0,7	1,8	0,8	1,5	0,8	1,4	0,4	2,0	0,9
VK hor 25%	2,5	0,8	3,4	0,9	2,8	1,5	2,2	1,0	2,4	0,7	3,0	0,9
VK hor 50%	3,9	1,3	4,9	1,4	4,1	2,0	3,4	1,4	3,9	1,1	4,3	1,1
VK hor 75%	5,4	1,6	7,2	3,3	5,7	2,3	4,5	1,7	5,3	1,3	5,7	1,4
VK hor 90%	6,7	2,0	9,1	4,0	7,5	3,0	6,0	2,5	6,6	1,5	7,0	1,9
VK hor 95%	7,8	2,2	10,5	4,5	8,4	3,3	6,7	2,8	7,4	1,7	7,6	2,2
VK hor 100%	10,7	3,2	13,8	5,9	11,1	4,1	8,5	2,9	9,8	2,2	9,5	2,4

Mw: Mittelwert; SD: Standardabweichung; VK: Visuelle Kopfkontrolle;
hor: horizontal

3.2.2 Trainingsbedingte Veränderungen des dynamischen Testes

(VK_{ver T1-T0}, VK_{hor T1-T0})

Das konventionelle Widerstandstraining führt zu einer Verschlechterung der VK_{ver T1-T0} (Tabelle 8) und der VK_{hor T1-T0}. (Tabelle 9). In der Bewegungsgruppe zeigt sich eine Verbesserung der VK_{ver T1-T0} und der VK_{hor T1-T0}, während in der Trainingsgruppe keine eindeutige Änderungen der VK_{ver T1-T0} und der VK_{hor T1-T0} beobachtet werden können.

Die drei Trainingsgruppen unterscheiden sich im Kruskal-Wallis-Test signifikant in den Parametern VK_{ver 75% T1-T0} bis VK_{ver 100% T1-T0} und VK_{hor 5% T1-T0} bis VK_{hor 25% T1-T0} und VK_{hor 90% T1-T0} bis VK_{hor 100% T1-T0}. VK_{ver 50% T1-T0} verfehlt das Signifikanzniveau knapp.

Tabelle 8: Trainingsbedingte Veränderung des vertikalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule

	Therabandgruppe		Bewegungsgruppe		Trainingsgruppe		Alle Gruppen p-Werte
	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	
VK _{ver 0% T1-T0}	0,4	1,0	-0,1	1,8	0,2	0,6	0,6981
VK _{ver 5% T1-T0}	0,6	1,4	-0,2	2,0	0,3	1,1	0,6302
VK _{ver 10% T1-T0}	0,7	1,4	-0,4	2,1	0,5	1,1	0,3641
VK _{ver 25% T1-T0}	0,9	1,6	-0,9	2,4	0,5	1,2	0,0813
VK _{ver 50% T1-T0}	1,0	1,8	-1,1	2,6	0,3	1,4	0,0589
VK _{ver 75% T1-T0}	1,6*	2,0	-1,7*	2,7	0,0*	1,9	0,0172
VK _{ver 90% T1-T0}	2,0*	2,6	-3,1*	6,1	0,0*	2,3	0,0197
VK _{ver 95% T1-T0}	3,1*	3,1	-2,6*	6,2	0,5*	2,5	0,0181
VK _{ver 100% T1-T0}	4,1*	6,6	-4,8*	8,3	-1,1*	2,5	0,0033

(* = p < 0,05)

Mw: Mittelwert; SD: Standardabweichung; VK: Visuelle Kopfkontrolle; ver: vertikal

Tabelle 9: Trainingsbedingte Veränderung des horizontalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule

	Therabandgruppe		Bewegungsgruppe		Trainingsgruppe		Alle Gruppen
	Mw	SD	Mw	SD	Mw	SD	p-Werte
VK hor 0% T1-T0	0,0	0,0	-0,1	0,3	0,2	0,7	0,5175
VK hor 5% T1-T0	0,7*	0,6	-0,3*	0,9	0,4*	1,0	0,0160
VK hor 10% T1-T0	0,9*	0,7	-0,3*	1,2	0,6*	0,9	0,0287
VK hor 25% T1-T0	0,9*	0,8	-0,6*	1,9	0,6*	1,0	0,0393
VK hor 50% T1-T0	1,1	1,3	-0,7	2,4	0,5	1,3	0,1181
VK hor 75% T1-T0	1,8	3,2	-1,1	2,7	0,4	1,7	0,0837
VK hor 90% T1-T0	2,4*	4,0	-1,5*	3,5	0,4*	2,1	0,0483
VK hor 95% T1-T0	3,8*	4,5	-0,8*	3,7	1,0*	2,3	0,0335
VK hor 100% T1-T0	3,1*	6,3	-2,5*	4,8	-0,3*	2,4	0,0215

(* = $p < 0,05$)

Mw: Mittelwert; SD: Standardabweichung; VK: Visuelle Kopfkontrolle;
hor: horizontal

3.2.3 Prozentualer Unterschied der trainingsbedingten Veränderung des dynamischen Testes

Das konventionelle Widerstandstraining bedingt eine signifikante Verschlechterung der $VK_{\text{ver } 0\% (T1-T0)/T0}$ und $VK_{\text{ver } 75\% (T1-T0)/T0}$ bis $VK_{\text{ver } 100\% (T1-T0)/T0}$ (Tabelle 10). $VK_{\text{ver } 25\% (T1-T0)/T0}$ und $VK_{\text{ver } 50\% (T1-T0)/T0}$ verfehlen das Signifikanzniveau knapp.

In der Bewegungsgruppe und in der Trainingsgruppe werden keine signifikanten Änderungen beobachtet. Allerdings zeigt die Bewegungsgruppe einen Trend hin zur diskreten Verbesserung, während in der Trainingsgruppe nahezu keine Veränderungen der Werte „vor Training“ zu „nach Training“ beobachtet werden. $VK_{\text{ver } 75\% (T1-T0)/T0}$ der Bewegungsgruppe und $VK_{\text{ver } 10\% (T1-T0)/T0}$ der Trainingsgruppe verpassen das Signifikanzniveau knapp.

Auch bei der horizontalen Bewegung führt das konventionelle Widerstandstraining zu einer Verschlechterung, die zwischen $VK_{hor 5\% (T1-T0)/T0}$ bis $VK_{hor 95\% (T1-T0)/T0}$ signifikant ist (Tabelle 11). Bei der Bewegungsgruppe lassen sich bis auf $VK_{hor 100\% (T1-T0)/T0}$ keine signifikanten Verbesserungen feststellen. In der Trainingsgruppe sind keine eindeutigen Veränderungen zu beobachten. Das Signifikanzniveau ist bei $VK_{hor 10\% (T1-T0)/T0}$ erfüllt und wird knapp verfehlt bei $VK_{hor 5\% (T1-T0)/T0}$ und $VK_{hor 25\% (T1-T0)/T0}$.

Tabelle 10: Prozentuale trainingsbedingte Veränderung (T1-T0)/T0 des vertikalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule

	Therabandgruppe			Bewegungsgruppe			Trainingsgruppe		
	Mw	SD	p-Wert	Mw	SD	p-Wert	Mw	SD	p-Wert
VK ver 0% (T1-T0)/T0	130*	213	0,0137	267	844	0,4922	209	358	0,1416
VK ver 5% (T1-T0)/T0	70	133	0,1748	26	118	0,6953	39	78	0,1465
VK ver 10% (T1-T0)/T0	53	97	0,1016	05	81	0,9219	38	67	0,0681
VK ver 25% (T1-T0)/T0	41	69	0,0537	-11	54	0,4316	25	45	0,1099
VK ver 50% (T1-T0)/T0	34	52	0,0674	-14	36	0,3750	10	34	0,3396
VK ver 75% (T1-T0)/T0	36*	44	0,0186	-19	28	0,0645	2	30	1,0000
VK ver 90% (T1-T0)/T0	36*	47	0,0322	-21	33	0,1309	1	29	0,8926
VK ver 95% (T1-T0)/T0	35*	43	0,0420	-23	34	0,1055	-2	26	0,6355
VK ver 100% (T1-T0)/T0	42*	58	0,0137	-24	39	0,1055	-11	22	0,0942

(* = $p < 0,05$)

Mw: Mittelwert; SD: Standardabweichung; VK: Visuelle Kopfkontrolle; ver: vertikal

Tabelle 11: Prozentuale trainingsbedingte Veränderung ((T1-T0)/T0) des horizontalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule

	Therabandgruppe			Bewegungsgruppe			Trainingsgruppe		
	Mw	SD	p-Wert	Mw	SD	p-Wert	Mw	SD	p-Wert
VK hor 0% (T1-T0)/T0	-18	40	0,5000	157	497	1,0000	388	114	0.3125
VK hor 5% (T1-T0)/T0	72*	52	0,0049	-7	67	0,6250	49	82	0.0574
VK hor 10% (T1-T0)/T0	65*	49	0,0029	-5	58	0,6953	49*	56	0.0105
VK hor 25% (T1-T0)/T0	41*	45	0,0029	-9	44	0,6250	33	46	0.0574
VK hor 50% (T1-T0)/T0	34*	44	0,0049	-9	37	0,7695	18	36	0.0942
VK hor 75% (T1-T0)/T0	38*	56	0,0098	-14	29	0,2324	12	31	0.1909
VK hor 90% (T1-T0)/T0	40*	53	0,0322	-15	29	0,1934	9	31	0.4143
VK hor 95% (T1-T0)/T0	39*	51	0,0420	-16	28	0,0840	6	29	0.7354
VK hor 100% (T1-T0)/T0	37	64	0,3203	-18*	26	0,0371	-1	27	0.5879

(* = $p < 0,05$)

Mw: Mittelwert; SD: Standardabweichung; VK: Visuelle Kopfkontrolle;
hor: horizontal

Aufgrund des Erreichens des Signifikanzniveaus $p < 0,05$ werden in Tabelle 12 und 13 die Werte der drei Gruppen der Perzentilen 75% bis 100% des vertikalen und horizontalen dynamischen Testes mit dem Wilcoxon-Test überprüft.

Der Vergleich der Therabandgruppe in Tabelle 12 mit der Trainingsgruppe ergibt einen signifikanten Unterschied in dem $VK_{\text{ver } 95\% (T1-T0)/T0}$ und $VK_{\text{ver } 100\% (T1-T0)/T0}$.

In $VK_{\text{ver } 75\% (T1-T0)/T0}$ und $VK_{\text{ver } 90\% (T1-T0)/T0}$ wurde das Signifikanzniveau knapp verfehlt.

Beim Vergleich der gleichen Gruppen während horizontaler Bewegung besteht kein signifikanter Unterschied (Tabelle 13).

Zwischen Trainings- und Bewegungsgruppe bestehen weder bei horizontaler noch bei vertikaler Bewegung signifikante Unterschiede.

Im Gegensatz dazu lassen sich beim Vergleich der Therabandgruppe mit der Bewegungsgruppe von $VK_{\text{ver } 75\% (T1-T0)/T0}$ bis $VK_{\text{ver } 100\% (T1-T0)/T0}$ und $VK_{\text{hor } 75\% (T1-T0)/T0}$ bis $VK_{\text{hor } 95\% (T1-T0)/T0}$ signifikante Unterschiede beobachten. Bei $VK_{\text{hor } 100\% (T1-T0)/T0}$ wird das Signifikanzniveau knapp verpasst.

Tabelle 12 : p-Werte für den Wilcoxon Test beim paarweisen Vergleich der prozentualen trainingsbedingten Veränderung des vertikalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule

	Vergleich Therabandgruppe mit Trainingsgruppe	Vergleich Trainingsgruppe mit Bewegungsgruppe	Vergleich Therabandgruppe mit Bewegungsgruppe
	p-Werte	p-Werte	p-Werte
$VK_{\text{ver } 75\% (T1-T0)/T0}$	0,0684	0,2394	0,0072*
$VK_{\text{ver } 90\% (T1-T0)/T0}$	0,0610	0,2169	0,0115*
$VK_{\text{ver } 95\% (T1-T0)/T0}$	0,0429*	0,1768	0,0084*
$VK_{\text{ver } 100\% (T1-T0)/T0}$	0,0062*	0,2895	0,0084*

(* = $p < 0,05$)

Mw: Mittelwert; SD: Standardabweichung; VK: Visuelle Kopfkontrolle; ver: vertikal

Tabelle 13 : p-Werte für den Wilcoxon Test beim paarweisen Vergleich der prozentualen trainingsbedingten Veränderung des horizontalen dynamischen Testes der Halswirbelsäule.

	Vergleich Therabandgruppe mit Trainingsgruppe	Vergleich Trainingsgruppe mit Bewegungsgruppe	Vergleich Therabandgruppe mit Bewegungsgruppe
	p-Werte	p-Werte	p-Werte
$VK_{\text{hor } 75\% (T1-T0)/T0}$	0,2585	0,1429	0,0247*
$VK_{\text{hor } 90\% (T1-T0)/T0}$	0,1610	0,0809	0,0157*
$VK_{\text{hor } 95\% (T1-T0)/T0}$	0,1065	0,1022	0,0134*
$VK_{\text{hor } 100\% (T1-T0)/T0}$	0,3079	0,1429	0,0585

(* = $p < 0,05$)

Mw: Mittelwert; SD: Standardabweichung; VK: Visuelle Kopfkontrolle;
hor: horizontal

4 Diskussion

4.1 Hinführung

Trotz zahlreicher Studien bei Patienten mit HWS-Beschwerden, wie beispielsweise nach einer HWS-Beschleunigungsverletzung, sind die Kenntnisse über die Auswirkungen von verschiedenen Arten von Nackenmuskeltraining auf die Propriozeption bei diesem Patientengut begrenzt. Noch deutlich geringere Kenntnisse über die Auswirkung von Training auf die Propriozeption der Hals-Nacken-Region liegen bei gesunden Probanden vor.

Im Vordergrund der heutigen Trainingsmöglichkeiten in den zugrundeliegenden Studien steht seit Jahren das Widerstandstraining (Kraemer und Ratamess 2004). Dieses Trainingsprogramm berücksichtigt verschiedene Variablen wie u.a. betroffene Muskelgruppen, Höhe des benutzten Widerstands, Umfang des Trainingsprogramms, Trainingsfrequenz und Ruhepausen. Jedoch sind die Auswirkungen von anderen Variablen wie Reichweite der Bewegung, Geschwindigkeit der Wiederholung oder Kraft-Längen-Verhältnis nur schwer adäquat zu berücksichtigen.

Bei Untersuchungen bei Patienten mit Nackenschmerzen, die nach Heikkilä und Wenngren 1998 und Jull 2007 eine signifikant geringere cervikocephale Kinästhesie besitzen, führt Nackenmuskeltraining zu einer signifikanten Verbesserung der cervikocephalen Kinästhesie (Heikkilä und Aström 1996, Jull 2007), zu einer Verbesserung des Bewegungsumfangs und der Kraft (Jull et al. 2007 und Ylinen et al. 2006) und zu einer Schmerzerleichterung (Bovim et al. 1994, Conley et al. 1997, Jordan et al. 1998, Jull et al. 2007 Kikukawa et al. 1994, Kitai 1989, Ylinen et al. 2006, Leggett et al. 1991).

Um die Qualität des Bewegungsmusters zu verbessern, werden häufig sensomotorische Übungen durchgeführt, jedoch ohne zu wissen, ob auch die cervikale Kinästhesie dadurch beeinflusst werden kann .

Bekannt ist, dass visuell kontrolliertes Widerstandstraining eine signifikant höhere Muskelhypertrophie hervorruft, wie Hasenecker (2012) in einer Parallelstudie mit gleichen gesunden Probandinnen und gleichem Studienablauf nachweisen konnte.

Bis jetzt ist jedoch ungeklärt, ob sich durch ein visuell gesteuertes Bewegungstraining bzw. Widerstandstraining im Vergleich zum Therabandtraining die cervikocephale Kinästhesie bei Gesunden während des Muskeltrainings verbessert, ob sie gleichbleibt oder ob sie sich sogar verschlechtert.

Um diese Fragestellung näher abzuklären, wurde die vorliegende Studie durchgeführt.

4.2 Zusammenfassung der Hauptergebnisse

In der Auswertung meines statischen Testergebnisses ergab sich, dass in keiner der drei Trainingsgruppen sich im Trainingsverlauf eine signifikante Veränderung des JRE zeigte. Hinsichtlich des Stellungssinnes der CK lässt sich somit weder ein positiver Effekt durch gezieltes VR-gesteuertes Bewegungstraining als auch kein negativer Effekt durch isoliertes konventionelles Widerstandstraining feststellen.

Im dynamischen Test wurde bezüglich der VK aufgezeigt, dass durch das VR-gesteuerte Bewegungstraining eine Verbesserung möglich ist. Während sich nach konventionellem Widerstandstraining eine Verschlechterung der VK einstellte, konnte dies durch ein VR-gesteuertes Widerstandstraining verhindert werden, so dass die VK gleich blieb. Hinsichtlich des Bewegungssinnes der CK zeigt sich somit, dass durch isoliertes konventionelles Widerstandstraining ein negativer Effekt durch Anwendung der VR-Technik in den beiden anderen Trainingsgruppen positiv beeinflusst werden konnte. Hiermit werden die anfänglich aufgestellten Hypothesen bestätigt, nämlich dass sich durch visuelle Reize während des Muskeltrainings die cervikocephale Kinästhesie beeinflussen lässt und dass das sensomotorische Bewegungstraining dem konventionellen Widerstandstraining überlegen ist.

4.3 Interpretation der Ergebnisse des statischen Tests

Im statischen Test zeigt sich nach einem zehnwöchigen Training bei der Theraband-, Bewegungs- und Trainingsgruppe in Bezug auf den Positionssinn keine signifikante Veränderung. Versucht man Erklärungen für dieses Ergebnis zu finden, so könnte die Ursache darin liegen, dass gesunde Menschen bereits einen guten Positionssinn besitzen. Folglich kann dieser wohl nicht verbessert werden oder die Messunterschiede sind so gering, dass diese bei der hier vorliegenden Fallzahl nicht erfasst werden konnten. Nach Laube und Müller (2004) soll es sogar kein propriozeptives Training geben, da Rezeptoren nicht trainierbar seien und auch bei einer Ausweitung des Begriffs auf die afferente Leitung und Verarbeitung der sensiblen und sensorischen Informationen bleibe der efferente Anteil unbeeinflusst. Trainierbar seien grundsätzlich nur die Muskelspindeln, denn deren Empfindlichkeit werde entsprechend der Innervation der Gamma-Motoneurone durch die Kontraktion der intrafusalen Muskelfasern eingestellt. Nur diese Effektoren seien entweder trainierbar oder würden den atrophischen Veränderungen infolge Inaktivität unterliegen. Nach dieser Aussage wäre es auch folgerichtig, dass wir nach dem Training keine Veränderungen im statischen Test finden konnten.

4.4 Literaturvergleich der Ergebnisse des statischen Tests

In der Literatur lässt sich nur eine Studie mit vergleichbaren Untersuchungen der cervikalen Kinästhesie bei gesunden Probanden unter Trainingsbedingungen finden- und zwar von Armstrong et al. (2005). Wegen ähnlicher Trainingsbedingungen wird auch die Arbeit von Jull et al. (2007) vorgestellt und zum Vergleich herangezogen, obwohl die Untersuchungen bei Patienten durchgeführt wurden. Infolgedessen lassen deren Ergebnisse nur annäherungsweise auf Veränderungen der cervikocephalen Kinästhesie der HWS bei Probanden unter Trainingsbedingungen schließen. Weitere Referenzdaten über die Trainierbarkeit der cervikalen Kinästhesie liegen bisher nicht vor.

Um eine Vergleichbarkeit zu ermöglichen, wird auf folgendes der zwei Studien näher eingegangen:

- 4.4.1 auf das verwendete Testverfahren**
- 4.4.2 auf die zugrundeliegende Messtechnik**
- 4.4.3 auf die durchgeführten Trainingsmaßnahmen und**
- 4.4.4 auf die Ergebnisse der Studien**

Abschließend werden die Ergebnisse der zwei Studien zu Erklärungen der eigenen Ergebnisse herangezogen, wobei gegebenenfalls auf die Unterschiede zu den Studien näher eingegangen wird.

4.4.1 Das verwendete Testverfahren

In der Studie von Armstrong et al. (2005) wurde ein nach Revel (1994) entwickelter „head repositioning test“ (HRT) verwendet, der auch als „cervicocephalic kinesthetic sensibility test“ (Teng et al. 2007) bezeichnet wird, um die Trainingsergebnisse zu evaluieren. Der „head repositioning test“ (HRT) misst die Fähigkeit eines Probanden, nach einer Bewegung der Halswirbelsäule den Kopf wieder in die neutrale Ausgangsposition zurückzuführen.

Hierbei sitzt die Testperson auf einem Stuhl und soll mit seinem Kopf eine von ihr subjektiv als neutral empfundene Mittelstellung einnehmen. Der Proband soll ein Ziel für ein paar Sekunden anvisieren und sich die Kopf-Hals-Position merken. Danach muß er seine Augen schließen und eine maximale Drehung des Kopfes ausführen. Anschließend versucht der Proband, so genau wie möglich, die Ausgangsposition wieder zu finden und öffnet erst zuletzt die Augen.

Der Unterschied zwischen der vorab eingestellten Neutralposition (Sollposition) und der wieder eingenommenen Kopfposition (Istposition) nach Bewegung „head repositioning error“ (HRE) dient zur Bestimmung der quantitativen Beurteilung des Positionssinns.

Später wurde von Loudon et al. (1997) der HRT zu einem komplexeren Test, dem „head to target test“ (HTT) weiterentwickelt. Die Ausgangsposition beim HTT entspricht der Ausgangsstellung beim HRT. Hierbei führt man den Kopf des sitzenden Probanden aus einer Neutralstellung in eine bestimmte Position (z.B. 30 Grad Rotation). Diese Lage soll sich der Proband merken. Danach bewegt der

Proband den Kopf wieder in die Neutralstellung. Das Testverfahren besteht nun darin, dass der Proband die zuvor eingestellte Position (z.B. 30 Grad) unter visueller Kontrolle wieder einnehmen soll. Hierbei wird der Unterschied zwischen Soll- und Istwert der Kopfposition als Maß zur quantitativen Beurteilung des Positionssinns herangezogen und als „joint repositioning error“ (JRE) bezeichnet. Mit Hilfe des HTT-Tests kann also überprüft werden, wieweit es möglich ist, den Kopf zu einem bestimmten Zeitpunkt zu einem Ziel außerhalb der Neutralstellung zu lenken. Es wird davon ausgegangen, dass der HTT durch die visuelle Komponente in der Lage ist, den Positionssinn differenzierter darzustellen als der HRT. Kristjansson (2001) geht davon aus, dass mit Hilfe des HTT besser Ungenauigkeiten bei der Positionsfindung nachgewiesen werden können.

In einem zweiten Teil der Studie von Armstrong et al. (2005) wurde die Fähigkeit des einzelnen gemessen, aktiv Kopf und Hals aus der Neutralposition zurückzubewegen auf einen durch den Untersucher ausgewählten Zielpunkt innerhalb der mittleren Reichweite der Flexion, der Links- und Rechtsrotation und der inneren Reichweite für Extension. Dieser Test entspricht dem von Loudon et al. entwickelten HTT-Test. Durch die Kombination der Testverfahren ist es Armstrong möglich, sowohl den HRT als auch den HTT zu bestimmen und somit Veränderungen des Positionssinns genauer zu erfassen.

Dieser HTT-Test ist am ehesten unserem Test vergleichbar, da durch die visuelle Komponente alle drei Sinnessysteme angesprochen werden.

In der Studie von Jull et al. (2007) wurde wie bei Armstrong et al. (2005) der HRT-Test nach Revel durchgeführt und dadurch der „joint positioning error“ JPE bestimmt. Bei Jull et al. ist der „joint positioning error“ ein Maßstab für die Fähigkeit, die Neutralposition durch aktive Halsbewegungen aus der linken und rechten Rotations- und Extensionsstellung wieder einzunehmen und entspricht somit dem HRE.

Bei Jull et al. (2007) wurde wie im ersten Teil der Studie von Armstrong et al. (2005) also der HRT-Test verwendet, so dass die zwei Studien miteinander und unter Berücksichtigung der Unterschiede zum HTT-Test, der bei

Armstrong et al. in einem zweitem Teil seiner Studie zusätzlich verwendet wurde, auch mit meiner Studie verglichen werden können.

4.4.2 Die zugrundeliegende Messtechnik.

Nicht nur die Testverfahren, mit deren Hilfe die Trainingsergebnisse evaluiert werden, sind für einen Vergleich von ausschlaggebender Bedeutung, sondern auch die zugrunde liegenden Messtechniken.

Armstrong et al. (2005) verwendete zur Messung der aktiven Reichweite der Bewegung und des Lagesinns von Kopf und Hals ein 3-Space-Fastrak-Modell. Das Fastrak-System ist ein nichtinvasives elektromagnetisches Messinstrument, mit dem die Kopfposition kontinuierlich erfasst wird und das die Ergebnisse an einen Computer weiterleitet. Zur Erfassung der Daten wurden Rezeptoren auf der Stirn und oberflächlich auf den Dornfortsätzen C3 und T1 angebracht. Mit Hilfe spezieller Computerprogramme wurden die Daten gesammelt und ausgewertet. Bei Jull et al. (2007) wurden die Bewegungen des Kopfes ebenfalls mit einem 3-Space-Fastrak und mit Hilfe von Rezeptoren auf der Stirn und über dem Dornfortsatz von C7 erfasst.

Bei Armstrong et al. und Jull et al. (2007) wurden also die Messwerte wie bei mir mit Hilfe eines 3D-Fastrak-Modells ermittelt. In meiner Studie wurde jedoch eine andere Ansteuerung der Messpunkte, nämlich eine Virtual Reality–Steuerung (VR-Steuerung), gewählt. Die exakte Erfassung der Daten mit Hilfe eines Computers erleichtert die Vergleichbarkeit der Ergebnisse von Armstrong et al. (2005) und Jull et al. (2007) mit den Ergebnissen meiner Studie.

4.4.3 Die durchgeführten Trainingsmaßnahmen

Bei Armstrong et al. (2005) wurden Personen mit Beschleunigungsverletzung wie auch eine Kontrollgruppe ohne Vorerkrankung der HWS- Region teils einer Interventionsgruppe mit craniocervikalem Flexorentaining (CCF) teils einer

Gruppe ohne Training zugeteilt. In der CCF-Trainingsgruppe wurde ein Widerstandstraining der craniocervikalen Flexoren nach Jull et al. (2007) durchgeführt. Bei dieser Übung werden verstärkt die tiefen Beuger der oberen cervikalen Region (M. longissimus capitis und cervicis) sowie die oberflächlichen Muskeln (M. sternocleidomastoideus und Mm. scaleni) beansprucht. Die Teilnehmer der Untersuchungen liegen auf dem Rücken und werden aufgefordert, eine Nickbewegung des Kopfes (craniocervikale Flexion) durchzuführen. Diese Position soll dann bei entspannten oberflächlichen Muskeln in fünf Positionen in zunehmender Flexionsstellung fünf bis zehn Sekunden gehalten werden. Die Durchführung wird durch einen suboccipital gelegenen Druckmesser kontrolliert, der das Abflachen der cervikalen Lordose, die durch Kontraktionen des M. longus colli erzeugt wird, registriert (Mayoux-Benhamou et al 1994)

Am Schluß wird jede Person angehalten, dieses neue Bewegungsmuster beizubehalten, während gleichzeitig die Bewertungstests durchgeführt wurden zuerst der HRT, also zurück zur Neutralposition, und dann folgend der HTT- Test, wobei aus der Neutralposition die Zielposition angestrebt wird. Das craniocervikale Flexionstraining nach Jull et al. (2007) entspricht einem motorischen Training und ist dementsprechend dem Theraband- Training in meiner Therabandgruppe vergleichbar.

Jull et al. (2007) führte eine Studie an Patienten mit chronischen Nackenschmerzen durch, um die Effekte eines propriozeptiven Trainings mit den Auswirkungen von craniocervikalem Flexionstraining nach Jull et al. (2007) vergleichen zu können. Aufgrund ihrer Krankheitsursache wurden die Patienten in zwei Therapiegruppen eingeteilt. Entweder waren die Beschwerden idiopathisch bedingt oder sie waren durch ein mindestens drei Monate zurückliegendes Trauma verursacht. Eine Gruppe führte ein Propriozeptionstraining durch, dessen Grundlagen von Revel (1991) beschrieben wurden. Hierzu gehörten in dieser Studie individuelle Augen-Nacken-Koordinationsübungen, das gezielte Zurücksetzen des Kopfes aus einer Position in die Ausgangsstellung zuerst mit offenen, dann mit geschlossenen Augen. Hierbei wurden alle aktiven Bewegungen der HWS wie Flexion, Extension, Rotation und Lateralflexion genutzt. Auch okulomotorische Übungen wurden durchgeführt, wobei die Augen ein Ziel verfolgten, fixierten und der Kopf nachfolgte. Die Übungen wurden noch ergänzt

durch Vergrößern der Geschwindigkeit, der Reichweite der Bewegungen und Veränderungen des visuellen Ziels.

In der zweiten Gruppe erfolgte ein craniocervikales Flexorentaining (CCF) nach Jull et al. (2007) mit einem geringen Widerstand. Diese Übung zielt mehr auf die tiefen Beuger der oberen Halsregion als auf die oberflächlichen Flexoren, welche den Hals beugen, aber nicht den Kopf. Für die Evaluation verwendete er den „head reposition test“ (HRT), um den cervikalen „joint reposition error“ (JRE) zu bestimmen. Obwohl Patienten und keine gesunde Probanden in der Studie trainiert wurden, wurde die Studie wegen grundlegender Erkenntnisse über die cervikocephale Kinästhesie unter propriozeptiven Trainingsbedingungen auch im Vergleich zu den Auswirkungen von craniocervikalem Flexionstraining nach Jull et al. (2007) herangezogen.

4.4.4 Ergebnisse der beiden Studien

4.4.4.1. Studienergebnis von Armstrong

Im Vergleich zu gesunden Probanden wurde bei Patienten mit Beschleunigungsverletzung eine signifikante Einschränkung bei Flexion, Extension und der Rotation nach links und nach rechts- also im Bewegungsumfang- festgestellt.

Bei Gegenüberstellung von gesunden Probanden und Patienten mit Beschleunigungsverletzung ohne CCF-Training wurden im HRT und auch im HTT keine signifikanten Unterschiede wahrgenommen.

Letztendlich gab es auch nach CCF-Training bei Patienten mit Beschleunigungsverletzung und gesunden Probanden bei den Tests keine signifikanten Unterschiede. Dementsprechend gab es auch keine Unterschiede beim „joint repositioning error“ JRE in beiden Gruppen. Die fehlende Veränderung der cervikocephalen Kinästhesie bei Patienten und der gesunden Kontrollgruppe zeigt, dass sich kein Einfluss durch den Trainingsreiz ergeben hat. Das entspricht dem statischen Testergebnis der Therabandgruppe in meiner Untersuchung.

Armstrong et al. (2005) schließt aus den oben erwähnten Ergebnissen seiner Arbeit, dass bei Patienten mit Beschleunigungsverletzung der Bewegungsumfang gegenüber Gesunden signifikant eingeschränkt, das HWS-Syndrom jedoch ohne Einfluss auf die cervikocephale Kinästhesie ist. Die Autoren Heikkila und Aström (1996), von Heikkila und Wenngren (1998), Jull et al. (2007) und Treleaven et al. (2003 und 2006) stellten jedoch in ihren Untersuchungen fest, dass Patienten mit HWS-Syndrom eine eingeschränkte cervikocephale Kinästhesie besitzen. Bei Armstrong et al. (2005) verbesserte sich trotz craniocervikalem Flexionstraining (CCF) der Positionssinn weder bei Patienten noch bei der gesunden Kontrollgruppe signifikant. Diese Ergebnisse widersprechen den Mitteilungen von mehreren Untersuchern, nämlich von Heikkila und Aström (1996), von Heikkila und Wenngren (1998) und Jull et al. (2007). Von Heikkila und Aström (1996) und von Heikkila und Wenngren (1998) untersuchten den Kopfpositionssinn bei Gesunden und bei Patienten mit Hals-Nackenbeschwerden. Sie fanden eine eingeschränkte cervikocephale Kinästhesie bei Patienten, die sich unter Trainingsbedingungen verbessert haben soll. Die Ergebnisse sind jedoch nicht vergleichbar mit den Ergebnissen von Armstrong et al. (2005) und Jull et al. (2007), da die Trainingsform weder dem propriozeptiven Training noch dem craniocervikalen Flexionstraining nach Jull et al. (2007) entspricht. Armstrong et al. (2005) führen die Ergebnisse ihrer Untersuchungen auf die geringen Einschränkungen ihrer Patientengruppe zurück. Sie vertreten die Auffassung, dass durch den direkten Einfluss der Muskelkontraktion auf die Muskelspindeln ein innerer Spannungsmechanismus entsteht, der den Lagesinn beeinflussen könnte. In Untersuchungen an betäubten peripheren Gelenken konnten Konradsen et al. (1993) während Muskelkontraktionen einen verminderten Positionssinn feststellen. Ob diese Feststellung einen Hinweis dafür gibt, dass Muskelkontraktionen zu einer Beeinträchtigung der Propriozeption führen, ist fraglich. In meiner Studie kam es auf jeden Fall zu keiner Veränderung des Positionssinns trotz des Trainings mit einem Widerstand in der VR-Trainingsgruppe., so dass meine Ergebnisse den Resultaten von Armstrong entsprechen.

Meiner Meinung nach ist ausschlaggebend, dass die nicht eingeschränkte cervikocephale Kinästhesie beim Gesunden sich nicht durch beim statischen Training mit und ohne Widerstand entstehende Reize beeinflussen lässt.

Unterschiede zum Studienverlauf von Armstrong bestanden z.B. in der stabilen, kontrollierten Sitzmöglichkeit in meiner Studie mit optimierter Bewegungsübertragung und der visuellen Bewegungssteuerung. Bei Armstrong wird beim craniocephalem Flexionstraining nach Jull et al. (2007) dem Probanden das Bewegungsmuster mit offenen Augen gezeigt, was er dann auch mit verdeckten Augen ausführt. In meiner Studie erfolgt ein ständiger visueller Reiz bei der Trainingsgruppe und bei der Bewegungsgruppe durch die virtuell gesteuerte Bewegungsführung, was ja das Besondere meiner Studie darstellt, da es diesen Trainingsreiz bisher nicht gab. Dies führt zu einem effektiven sensomotorischen Training und ermöglicht somit weitergehende Erkenntnisse in der craniocephalen Kinästhesie.

Mein Ergebnis der fehlenden Beeinflussbarkeit der statischen cervikocephalen Kinästhesie durch Training bei Gesunden wird durch Armstrong`s Untersuchungen bestätigt.

4.4.4.2 Studienergebnis von Jull

Bei den an HWS-Beschwerden schmerzhaft erkrankten Patienten wurden von Jull initial Defizite im Bereich des „joint repositioning error“ JRE festgestellt, woraus auf eine eingeschränkte cervikocephale Kinästhesie geschlossen werden kann. Sowohl bei der Gruppe mit Propriozeptionstraining als auch bei der Gruppe mit craniocervikalem Flexionstraining nach Jull wurde nach dem Training eine signifikante Verringerung des „joint positive error“ JPE gefunden, was einer Verbesserung der cervikocephalen Kinästhesie entspricht. Bemerkenswert ist, dass Patienten mit größerer Ausgangsabweichung des JPE eine ausgeprägtere Verbesserung erfuhren und dass das Propriozeptionstraining eine deutlich größere Reduktion des JPE bei der Rechtsrotation als das CCF-Training ergab. Außerdem waren für alle 3 Richtungen, nämlich für Flexion, Extension und Rotation, die Unterschiede zwischen Ausgangs- JPE und JPE nach dem Training beim propriozeptiven Training ausgeprägter als beim CCF-Training. Da beim CCF-Training speziell die Sagittalebene als Ebene der Bewegung betont wird, ist es überraschend, dass dieses Trainingsprogramm die cervikocephale Kinästhesie sowohl in der sagittalen wie auch in der transversalen Ebene verbessert. Dies

könnte bedingt sein durch direkten Einfluss des CCF-Trainings auf die tiefe Beugemuskulatur, welche eine relativ hohe Dichte von Muskelspindeln hat (Boyd-Clark et al. 2002.).

Die wiederholten Kontraktionen beim CCF-Training unter Anwendung von visuellem Feedback könnten nun die Funktion der Muskelspindeln und dadurch die cervikocephale Kinästhesie verbessern.

Als Nebenergebnis wurde gefunden, dass bei beiden Interventionsgruppen ein signifikanter Rückgang des Schmerzempfindens erreicht wurde, wobei hierbei kein Unterschied zwischen den beiden Gruppen auftrat. Außerdem war der Bewegungsumfang eingeschränkt, der sich bei beiden Trainingsarten besserte.

Durch diese Studie wird gezeigt, dass ein propriozeptives Trainingsprogramm dem CCF-Training deutlich überlegen ist. Man fragt sich, worin der bedeutende Unterschied der beiden Trainingsmethoden bestehen mag. Im Vordergrund stehen wohl beim propriozeptiven Trainingsprogramm die Augen- Kopf-Koordinationsübungen, die okulomotorischen Übungen und ein sich wiederholendes genaues Zielen und Wiederauffinden einer bestimmten Position unter visueller Kontrolle („retraining“). Beim CCF-Training wurden die Patienten durch visuelles Feedback zu neuen Positionen geführt, die sie im Rahmen des Trainings erreichen sollten. Bei jeder neuen Bewegungsrichtung war ausschlaggebend, dass der Trainingsteilnehmer in der Lage war, die Ausgangsposition mit den Augen zurückzuzentrieren, bevor die Augen wieder verbunden wurden. Der visuelle Einfluß war also gegenüber der propriozeptiven Trainingsgruppe deutlich geringer ausgeprägt. In dieser Studie wird erneut betont, dass der intensivere visuelle Einfluß bei der propriozeptiven Trainingsgruppe für die Überlegenheit des Propriozeptionstraining gegenüber dem CCF-Training ausschlaggebend war. Gesteigert wird der visuelle Einfluss noch durch die in meiner Studie angewandte Virtual-Reality-Steuerung und dennoch reichen die Reize bei der statischen cervikocephalen Kinästhesie nicht aus, um eine Verbesserung der cervikocephalen Kinästhesie in der Bewegungsgruppe zu erreichen.

4.5. Interpretation der Ergebnisse der visuellen Kopfkontrolle (dynamischer Test)

Während der statische Test bei den drei Gruppen meiner Studie keine Veränderung der cervikocephalen Kinästhesie der Halswirbelsäule ergab, zeigt der dynamische Test auf, dass die cervikocephale Kinästhesie durch virtuell gesteuertes Training positiv beeinflusst wird.

Ein Literaturvergleich erscheint nicht möglich, da es bisher keine beschriebenen dynamischen Testverfahren gibt, die meinem Testverfahren entsprechen. Bei mir dienten ja die registrierten Winkelabweichungen bei den virtuell gesteuerten Bewegungsfolgen als Maß für die propriozeptive Koordinationsfähigkeit. Das einzige bisher beschriebene dynamische Testverfahren wurde von Kristjansson et al (2004) entwickelt und „the Fly“ genannt. In einer Studie von ihm konnte er aufzeigen, dass Patienten, die traumatisch bedingt chronische Nackenschmerzen haben, eine signifikant schlechtere visuelle Kopfkontrolle als Gesunde besitzen. In dieser Studie wurde jedoch kein Training gemacht, sondern es wurden Kranke mit Gesunden verglichen, so dass die Ergebnisse seiner dynamischen Studie nur dazu dienen können, die statischen Ergebnisse früherer Untersucher wie z.B. von Armstrong bei Kranken zu ergänzen.

Beim Gegenüberstellen der Ergebnisse der visuellen Kopfkontrolle der Therabandgruppe nach konventionellem Widerstandstraining und der Ergebnisse der visuellen Kopfkontrolle der durch Virtual Reality gesteuertem Widerstandstraining (VR-Trainingsgruppe) meiner Studie ergeben sich signifikante Unterschiede. Die visuelle Kopfkontrolle nach zehnwöchigem Widerstandstraining mit Theraband ohne visuelle Kontrolle weist eine signifikante Reduktion der cervikalen Kinästhesie auf. Werden die Kopfbewegungen beim sensomotorischen Training durch Verfolgen des Ziels mit den Augen visuell gesteuert, erfolgt jedoch keine signifikante Veränderung der cervikocephalen Kinästhesie. Man fragt sich, wodurch dieser Unterschied bedingt sein kann. Sowohl die Form des Widerstandstrainings als auch der visuelle Reiz während des Trainings können dafür verantwortlich sein. Beim Therabandtraining ist die Widerstandskurve für die Muskulatur unphysiologisch, da durch die elastischen Fähigkeiten des

Therabandes die Widerstandskraft mit steigender Spannung zunimmt. Folglich ist die Trainingsintensität am Anfang der Bewegungsausführung relativ zu gering und am Ende relativ zu hoch. Diese Form des Widerstandstrainings könnte die negative Auswirkung auf die cervikocephale Kinästhesie mitbedingen, während das virtuell gesteuerte Widerstandstraining meiner Studie, vor allem sicherlich durch den visuellen Einfluss bedingt, sich positiv auswirkt. Diese Annahme wird unterstützt durch die Ergebnisse einer gleichzeitig zu meiner Studie durchgeführten Untersuchung von Hasenecker beim gleichen Patientengut und gleichem Studienprogramm über „Auswirkungen eines progressiven, virtuell gesteuerten Widerstandstrainings auf Kraft und Muskelquerschnitt der Nackenmuskulatur“. Von ihm wurde nachgewiesen, dass ein visuell gesteuertes Widerstandstraining im Vergleich zu einem Therabandtraining einen signifikant größeren Kraftzuwachs und eine signifikant größere Hypertrophie der untersuchten Nackenmuskulatur bewirkt. Sowohl Kraftzuwachs wie auch Hypertrophie der Nackenmuskulatur führen beim Therabandtraining in meiner Studie jedoch zu einer Einschränkung der dynamischen cervikocephalen Kinästhesie (Hasenecker 2012). Nach Hasenecker bewirkt das Widerstandstraining einen isolierten signifikanten Hypertrophieeffekt in den großen oberflächlichen Muskeln (M. splenius und M. semispinalis capitis), während bei den kleineren und tieferen Muskeln (M. multifidus und beim M. semispinalis cervicis) keine Hypertrophiezeichen auftraten. Von zahlreichen Autoren wie Boyd-Clark (2002), Conley et al. (1997) und Cooper et al. (1963) ist nachgewiesen worden, dass die oberflächlichen Muskeln für die grobmotorische Kraft zuständig sind, während die tieferen Halsmuskeln für die feinmotorische Kontrolle verantwortlich sind (Dutja 1991, Richmond und Abrahams 1975 und 1979, Richmond und Baker 1982, Zenker 1988, Farmer et al. 1999 und Bovim et al. 1994). Es kommt also zu unterschiedlichen Hypertrophieeffekten der oberflächlichen und tiefen Muskelsegmente im HWS- Bereich. Das Missverhältnis zwischen der gesteigerten Muskelkraft, der Hypertrophie und den neurophysiologischen Auswirkungen könnte also die Abnahme der propriozeptiven Leistung in meiner Studie beim Therabandtraining erklären. Ich konnte nachweisen, dass es jedoch zu keinem Verlust an cervikaler Kinästhesie bei einem virtuell gesteuerten Widerstandstraining kommt, da die sensomotorischen Stimuli eines solchen Programmes bei der VR-Gerätegruppe in

der Lage sind, einen signifikant größeren Kraftzuwachs und eine ebenfalls signifikant größere Hypertrophie der Nackenmuskulatur zu bewirken und die Einschränkung des Therabandtrainings auf die cervikale Kinästhesie auszugleichen. Es ist also vorstellbar, dass die visuelle Kontrolle beim Bewegungstraining mit und ohne Widerstand nicht nur die muskulären, sondern auch die neurophysiologischen Strukturen positiv beeinflusst. Beweisend hierfür könnte die Verbesserung der cervikocephalen Kinästhesie in der Bewegungsgruppe meiner Studie sein, da ja die negativen Auswirkungen des Widerstandstrainings mit Theraband entfallen. Auch in dieser Bewegungsgruppe kommt es nach Hasenecker (2012) zu einer deutlichen Hypertrophie der tiefen Halsmuskulatur, so dass anzunehmen ist, dass durch das virtuell gesteuerte Training ohne Widerstand es einen Trainingseffekt auf die Propriozeptororgane der Sehnen, Bänder und Muskeln der tiefen Halsmuskulatur mit ihren zahlreichen Muskelspindeln (Boyd-Clark et al 2002) gegeben hat. Folglich könnten die wiederholten Muskelkontraktionen die Muskelspindelfunktion verbessern. Dies könnte auf einer erhöhten Muskelspindelsensitivität beruhen, die durch das sympathische Nervensystem vermittelt sein könnte. Die intrafusalen Fasern der Muskelspindeln könnten als zweite Reaktionsschleife fungieren (Hubbard und Berrkoff 1993). Zusätzlich trägt vielleicht die verbesserte Interneuron- zu Motoneuron- Verbindung im Rückenmark dazu bei, die Muskelspannung zu erhöhen (Carlsson und Pelletieri 1982). Die verbesserte Muskelspindelfunktion und erhöhte Muskelspannung könnte die cervikocephale Kinästhesie beeinflussen und wie in unserer Studie in der Bewegungsgruppe zur Verbesserung der cervikalen Kinästhesie beitragen. Vorteilhaft für die Bewegungsgruppe wirkt sich sicherlich auch aus, dass durch fehlendes Widerstandstraining es auch nicht zu einer vermehrten Belastung der Gelenke und Propriozeptororgane kommen kann. Taylor und Mc Closkey 1991 vertraten ja die Auffassung, dass durch „Gelenkstress“ cervikale Afferenzen gestört werden können.

5. Zusammenfassung

In einer klinischen Studie über die Auswirkungen von drei verschiedenen Trainingsprogrammen auf die Propriozeption des Halses wurden zwei Gruppen mit Widerstandstraining und eine Gruppe ohne Widerstandstraining miteinander verglichen. Als Probandinnen wurden 37 gesunde Schülerinnen aus einer Klasse einer Physiotherapieschule ausgewählt. Voraussetzungen für die Teilnahme waren Schmerzfreiheit und uneingeschränkte Beweglichkeit der Halswirbelsäule (HWS) in allen Freiheitsgraden. Ausschlußkriterien waren frühere Verletzungen der HWS, neurologische Symptome und Operationen im Bereich der HWS.

Die Probandinnen trainierten zweimal pro Woche mit maximal zwei Stunden Ausgleichssport über einen Zeitraum von zehn Wochen. Die 37 Probandinnen wurden randomisiert in drei Gruppen mit drei verschiedenen HWS-Trainingsprogrammen eingeteilt und zwar in eine Widerstandsgruppe mit Therabandtraining als Therabandgruppe, in eine Gruppe mit sensomotorischem Virtual Reality-gesteuertem Widerstandstraining als Trainingsgruppe und in eine Gruppe mit sensomotorischem Virtual Reality-gesteuertem Training ohne Widerstand als Bewegungsgruppe. Die Trainings- und Bewegungsgruppe trainierten im Vergleich zur Therabandgruppe mit einer optischen Triggerung, indem die Probandinnen über ein Head Mounted Display (HMD) in ein virtuelles Weltall versetzt wurden. In dieser virtuellen Welt wurden sie aufgefordert den Bewegungsbahnen einer Erdkugel als Ziel zu folgen. Bei der Theraband- und Trainingsgruppe wurde jeweils ein Widerstandstraining durchgeführt. Die Trainingseffekte auf die cervikale Kinästhesie (CK) wurden mit Hilfe eines statischen und eines neuentwickelten dynamischen Tests gemessen.

In dieser Arbeit sollte untersucht werden, ob sich durch gezieltes propriozeptives Training eine Verbesserung der CK erreichen lässt. Als Studienhypothese nahmen wir an, dass sich durch visuelle Reize während des Muskeltrainings die CK beeinflussen lässt und dass sensomotorisches Bewegungstraining konventionellem Widerstandstraining der Nackenmuskulatur überlegen ist. Als Ergebnis stellte sich nach dem zehnwöchigen Training heraus, dass sich die Propriozeption nur in der Bewegungsgruppe deutlich verbessert hatte. Die Werte der Trainingsgruppe

blieben auf dem Ausgangsniveau und die Therabandgruppe wies sogar eine Verschlechterung der Propriozeption auf.

Eine Ursache für die Verschlechterung der Propriozeption bei der Therabandgruppe könnte die fehlende visuelle Bewegungstriggerung sein. Gegenüber der Therabandgruppe liegt bei der Trainings- und der Bewegungsgruppe eine bessere Propriozeption vor. Die besseren Ergebnisse der Bewegungsgruppe gegenüber der Trainingsgruppe lassen sich vermutlich auf das bei der Bewegungsgruppe fehlende Widerstandstraining zurückführen.

Insgesamt zeigt sich, dass aufgrund des sensomotorischen Widerstandstrainings bei der Trainingsgruppe sich die Visuelle Kopfkontrolle nicht signifikant verändert hat.

In einer Parallelstudie von Hasenecker mit gleichen Probandinnen und gleichem Studienablauf konnte nachgewiesen werden, dass visuell kontrolliertes Widerstandstraining eine signifikant höhere Muskelhypertrophie hervorruft.

Diese Studie zeigt also, dass sich durch visuelle Reize während des Muskeltrainings die CK beeinflussen lässt und dass visuell kontrolliertes Training dem konventionellen Widerstandstraining mit dem Theraband überlegen ist.

6. Literaturverzeichnis

1. Allison G T, Fukushima S: Estimating Three-Dimensional Spinal Repositioning Error: The Impact of Range, Posture and Number of Trials. *Spine* 28: 2510-2516 (2003)
2. Allum J H, Honegger F: Interactions between vestibular and proprioceptive inputs triggering and modulating human balance-correcting responses differ across muscles. *Exp Brain Res* 121: 478-494 (1998)
3. Armstrong B S, McNair P J, Williams M: Head and neck position sense in whiplash patients and healthy individuals and the effect of the cranio-cervical-flexion action. *Clin Biomech* 20: 675-684 (2005)
4. Bárány R: Augenbewegungen durch Thoraxbewegungen ausgelöst. *ZBI Physiol* 20: 298-302 (1906)
5. Barlow D, Freedman W: Cervico-ocular reflex in the normal adult. *Acta Otolaryngol* 89: 487-96 (1980)
6. Bechterew W: Ergebnisse der Durchschneidung des Nervus acusticus, nebst Erörterung der Bedeutung der semicirkulären Kanäle für das Körpergleichgewicht. *Pflügers Arch ges Physiol* 30: 312-347 (1883)
7. Bell C: On the nervous circle which connects the voluntary muscles with the brain. *Pilos Trans* 116: 163-173 (1826)
8. Biemond A, De Jong J M B V: On cervical nystagmus and related disorders. *Brain* 92: 437-458 (1969)
9. Bikeles G, Ruttin E: Über die reflektorischen kompensatorischen Augenbewegungen beiderseitiger Ausschaltung des N. vestibularis. *Neurol ZBI* 34: 807-810 (1915)
10. Bloem B R, Allum J H, Carpenter M G, Verschuuren J J G M, Honegger F: Triggering of balance corrections and compensatory strategies in a patient with total leg proprioceptive loss. *Exp Brain Res* 142: 91-107 (2002)
11. Bovim G, Schrader H, Sand T: Neck pain in the general population. *Spine* 19: 1307-1309 (1994).

12. Boyd-Clark L C, Galea M P, Briggs C A: Comparative histochemical composition of muscle fibers in a pre- and postvertebral muscle of the cervical spine. *J Anat* 199: 709-716 (2001).
13. Boyd-Clark L C, Briggs C A, Galea M P: Muscle spindle distribution, morphology, and density in longus colli and multifidus muscles of the cervical spine. *Spine* 27: 694-701 (2002)
14. Carlsson C, Pellettieri L: A clinical view on pain physiology. *Acta Chir Scand* 148: 305-313 (1982)
15. Chester J B J R: Whiplash, postural control, and the inner ear. *Spine* 16: 716-720 (1991)
16. Conley M S, Meyer R A, Bloomberg J J, Feedback D L, Dudley G A: Noninvasive analysis of human neck muscle function. *Spine* 20: 2505-2512 (1995)
17. Conley M S, Stone M H, Nimmons M, Dudley G A: Resistance training and human cervical muscle recruitment plasticity. *J Appl Physiol* 83: 2105-2111 (1997)
18. Conley MS, Stone MH, Nimmons M, Dudley G A: Specificity of resistance training responses in neck muscle size and strength. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 75: 443-448 (1997)
19. Cooper S, Daniel P M: Muscles spindles in man: Their morphology in the lumbrical and the deep muscle of the neck. *Brain* 86: 563-586 (1963)
20. Cromwell R L, Newton R A, Carlton L G: Horizontal plane head stabilization during locomotor tasks. *J Mot Behav* 33: 49-58 (2001)
21. Duchenne G B: Paralysis of the muscular and articular sensibility, 1872. In: Poore, G V (Hrsg) Selections from the clinical works of Dr. Duchenne 472-484 (1883)
22. Dutia M B: Interaction between vestibulocollic and cervicocollic reflexes: automatic compensation of reflex gain by muscle afferents. *Prog Brain Res* 76: 173-180 (1988)
23. Dutia M B: The muscles and joints of the neck their specialisation and role in head movement. *Prog in Neurobiol* 37: 165-178 (1991)
24. Gimse R, Tjell C, Bjørgen la Saunte C: Disturbed eye movements after whiplash due to injuries to the postural control system. *J Clin Exp Neuropsychol* 18: 178-186 (1996)

25. Goldberg J, Peterson B W: Reflex and mechanical contributions to head stabilization in alert cats. *J Neurophysiol* 56: 857-875 (1986)
26. Hasenecker J M H: Auswirkungen eines optisch gesteuerten Widerstandstrainings auf Kraft und Muskelquerschnitt der Nackenmuskulatur Med Dissertation, Universität Ulm (2012)
27. Heikkilä H, Åström P G: Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with whiplash injury. *Scand J Rehab Med* 28: 133-138 (1996)
28. Heikkilä H, Wenngren B I: Cervicocephalic kinesthetic sensibility, active range of cervical motion, and oculomotor function in patients with whiplash injury. *Arch Phys Med Rehabil* 79: 1089-1094 (1998)
29. Hikosaka O, Maeda M: Cervical effects on abducens motoneurons and their interaction with vestibulo-ocular reflex. *Exp Brain Res* 18: 512-530 (1973)
30. Holtman S, Reiman V: Cervikale Afferenzen und ihre Einbindung in die Gleichgewichtsregulation. *Laryngo-Rhino-Otol.* 68: 72-77 (1989)
31. Hubbard D R, Berrkoff G M: Myofacial trigger points show spontaneous needle EMG activity. *Spine* 18:1803-1807 (1993)
32. Jerosch J, Bischof M: Der Einfluß der Propriozeptivität auf die funktionelle Stabilität des oberen Sprunggelenkes unter besonderer Berücksichtigung von Stabilisierungshilfen. *Sportverletz Sportschad* 8: 111-121 (1994)
33. Jordan A, Bendix T, Nielsen H, Hansen F R, Høst D, Winkel A: Intensive training, physiotherapy, or manipulation for patients with chronic neck pain. A prospective, single-blinded, randomized clinical trial. *Spine* 23: 311-318 (1998)
34. Jull G, Falla D, Treleaven J, Hodges P, Vicenzino B: Retraining Cervical Joint Position Sense: The effect of two exercise Regimes. *J orthopaedic res* 25: 404-412 (2007)
35. Keshner E A, Cromwell R L, Peterson B W: Mechanisms controlling human head stabilization. II. Head-neck characteristics during random rotations in the vertical plane. *J Neurophysiol* 73: 2302-2312 (1995)
36. Konradsen L, Ravn J B, Sorensen A L: Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg Br* 75: 433-436 (1993)

37. Kikukawa A, Tachibana S, Yagura S: G-related musculoskeletal spine symptoms in Japan Air Self Defense Force F-15 pilots. *Aviat Space Environ Med* 65: 269-272 (1994)
38. Kitai T A, Sale D G: Specificity of joint angle in isometric training. *Eur J Appl Physiol* 58: 744-748 (1989)
39. Kraemer W J, Ratamess N A: Fundamentals of Resistance Training Progression and Exercise Prescription. *Med Science in Sports Exercise* 36: 674-688 (2004)
40. Kristjansson E, Dallalba P, Jull G: Cervicocephalic kinaesthesia:reliability of a new test approach. *Physiother Res Int* 6: 224-235 (2001)
41. Kristjansson E, Hardardottir L, Asmundardottir M, Gudmundsson K: A new clinical test for cervicocephalic kinesthetic sensibility: "The Fly". *Arch Phys Med Rehabil* 85: 490-495 (2004)
42. Laube W, Müller K: Der passive Muskeltonus als biophysikalische und der aktive Muskeltonus als neurophysiologische Zustandsgröße aus physio-logischer und pathophysiologischer Sicht. *Österr. Z. Phys. Med. Rehabil* 14: 10-28 (2004)
43. Leggett S H, Graves J E, Pollock M L, Shank M, Carpenter DM, Holmes B, Fulton M: Quantitative assessment and training of isometric cervical extension strength. *Am J Sports Med* 19: 653-659 (1991).
44. Lephart S M, Pincivero D M, Giraldo J L, Fu F H: The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med* 25: 130-137 (1997)
45. Liu J, Thornell L, Pedrosa D F: Muscle spindles in the deep muscles of the human neck: a morphological and immunocytochemical study. *J Histochem Cytochem* 41: 1755-186 (2003)
46. Loudon J, Ruhl M, Field E: Ability to reproduce head position after whiplash injury. *Spine* 22: 865-868 (1997)
47. Mansell J, Tierney R T, Sitler M R, Swanik K A, Stearne D: Resistance training and head-neck segment dynamic stabilization in male and female collegiate soccer players. *J Athl Train* 40: 310-319 (2005).
48. Mayoux-Benhamou M A, Revel M, Vallée C, Roudier R, Barbet J P, Bargy F: Longus colli has a postural function on cervical curvature. *Surg Radiol Anat* 16: 367-371 (1994)

49. Mc Closkey D I: Differences between the senses of movement and position shown by the effects of loading and vibration of muscles in man. *Brain Res* 61: 119-131 (1973)
50. McCouch G P, Deering I E, Ling T H: Location of receptors for tonic neck reflexes. *J Neurophysiol* 14: 191-195 (1951)
51. Neuhuber W L: Characteristics of the innervation of the head and neck. *Orthopade* 27: 794-801 (1998)
52. Otto M N: Achillessehnen-Vibration als spezifische Störreizung der propriozeptiven Rückmeldung bei der Standkontrolle des Menschen. *Bio Dissertation*, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg (2004)
53. Peng G C, Hain T C, Peterson B W: Predicting vestibular, proprioceptive, and biomechanical control strategies in normal and pathological head movements. *IEEE Trans Biomed Eng* 46: 1269-1280 (1999)
54. Peterson B W, Goldberg J, Bilotto G: Cervicocollic reflex: its dynamic properties and interaction with vestibular reflexes. *J Neurophysiol* 54, S 90-109 (1985)
55. Ramsey D K, Wretenberg P F, Lamontagne M: Electromyographic and biomechanic analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18: 28-34 (2003)
56. Revel M, André-Deshays C, Minguet M: Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with cervical pain. *Arch Phys Med Rehabil* 72: 288-291 (1991)
57. Revel M, Minguet M, Gergoy P, Vailant J, Manuel J L: Changes in cervicocephalic kinaesthesia after a proprioceptive rehabilitation program in patients with neck pain: A randomized controlled study. *Arch. Phys Med Rehab* 75: 895-899 (1994).
58. Rezasoltani A, Kallinen M, Malkia E, Vihko v: Neck semispinalis capitis muscle size in sitting and prone positions measured by real-time ultrasonography. *Clin Rehabil* 12: 36-44 (1998)
59. Richmond F J R, Abrahams V C: Physiological properties of muscle spindles in dorsal neck muscles of the cat. *J Neurophysiol* 42: 604-617 (1979)
60. Richmond F J R, Bakker D A: Anatomical organization and sensory receptor content of soft tissues surrounding upper cervical vertebrae in the cat. *J Neurophysiol* 48: 49-61 (1982)

61. Sherrington C S: The integrative action of the nervous system. New Haven, Yale University Press, S. 150-180 (1906)
62. Shinoda Y, Sugiuchi Y, Futami T, Ando N, Yagi J: Input patterns and pathways from the six semicircular canals to motoneurons of neck muscles. II. The longissimus and semispinalis muscle groups. *J Neurophysiol* 77: 1234-1258 (1997)
63. Sittig A C, Denier van der Gon J J, Gielen C C: Separate control of arm position and velocity demonstrated by vibration of muscle tendon in man. *Exp Brain Res* 60: 445-453 (1985)
64. Taylor J L, McCloskey D I: Proprioception in the neck. *Exp Brain Res* 70: 351-360 (1988)
65. Taylor J L, McCloskey D I: Illusion of head and visual target displacement induced by vibration of neck muscles. *Brain* 114: 755-759 (1991)
66. Taylor J L: Perception of the orientation of the head on the body in man. In: Berthoz A, Vidal PP, Graf W (eds) *The head-neck sensory motor system*. Oxford University Press, New York, S. 488-490 (1992)
67. Teng C C, Chai H, Lai D M, Wang S F: Cervicocephalic kinesthetic sensibility in young and middle-aged adults with or without a history of mild neck pain *Man Ther* 12: 22-28 (2007)
68. Treleaven J, Jull G, Sterling M: Dizziness and unsteadiness following whiplash injury: characteristic features and relationship with cervical joint position error. *J Rehabil Med* 35: 36-43 (2003)
69. Treleaven J, Jull G, LowChoy N: The relationship of cervical joint position error to balance and eye movement disturbances in persistent whiplash. *Man Ther* 11: 99-106 (2006)
70. Uemura, T, Arai Y, Shimazaki C: Eye-Head coordination during lateral gaze in normal subjects. *Acta Otolaryngol* 90: 191-198 (1980)
71. Ylinen J, Ruuska J: Clinical use of neck isometric strength measurement in rehabilitation. *Arch Phys Med Rehabil* 75: 465-469 (1994)
72. Ylinen J, Hakkinen A H, Takala E P, Nykänen M J, Kautiainen H J, Mälkiä E A, Pohjolainen T H, Karppi S L, Airaksinen O V: Effects of neck muscle training in women with chronic neck pain: one-Year follow up study. *J Strength Cond Res* 20: 6-13 (2006)

73. Zenker W: Anatomische Überlegungen zum Thema Nackenschmerz. Schweiz Rundschau Med (Praxis) 77: 333-339 (1988)

Danksagung

Abschließend möchte ich mich bei Herrn PD Dr. C. Dehner für die Überlassung des Themas meiner Doktorarbeit sowie für die Hinführung, Betreuung, kritische Durchsicht, Hilfe bei der Auswertung und Interpretation der gefundenen Werte bedanken.

Des Weiteren möchte ich meinen Eltern und vor allem meiner Frau sowie meinen Töchtern danken, die immer für mich da waren und mich seelisch unterstützt haben.

Ihnen ist diese Arbeit gewidmet.

Lebenslauf

„Der Lebenslauf wurde aus Gründen des Datenschutzes geändert.“

Persönliche Daten

Name: Severin Welter
Geburtsdatum: 11.11.1981
Geburtsort: Hamburg

Schulische Ausbildung

09/1988 – 07/1992 Friedrich-Glück-Grundschule
09/1992 – 06/2001 Max-Planck-Gymnasium

Universitäre Ausbildung

10/2001 – 07/2003 Volkswirtschaft, Universität Konstanz
10/2001 – 2009 Humanmedizin, Universität Ulm
Abschluss: Staatsexamen 2009
08/08 – 07/09 Praktisches Jahr, Klinik am Eichert, Göppingen
1. Tertial: Anästhesie
2. Tertial: Innere Medizin in der Gastroenterologie
3. Tertial: Unfallchirurgie/ Viszeralchirurgie
01/2010 - 03/2013 Assistenzarzt in der Orthopädie und Unfallchirurgie,
Klinik am Eichert, Göppingen
04/2014 bis heute Assistenzarzt in der Orthopädie und Unfallchirurgie in den
Kreiskliniken Esslingen/ Nürtingen

Außercurriculäre Aktivitäten

2001 - 2003	Jugendtennistrainer, Radolfzell,
2006 - 2008	Wissenschaftliche Hilfskraft, Klinik für Chirurgie, Ulm
2006 - 2008	Jugendtennistrainer, Jungingen
WS 2006/2007	Tutor Schweine- und Nahtoperationskurs, Ulm
WS 2006/2007	Tutor Notfall-Operationskurs für Studenten, Ulm

Famulaturen

2006	Anästhesie, Kreiskliniken Esslingen-Kirchheim-Nürtingen, Nürtingen
2006	Gynäkologie, Praxis für Frauenheilkunde/Geburtshilfe, Wendlingen
2007	Urologie, Bundeswehrkrankenhaus, Ulm

Fort- und Weiterbildungen

12/2012	Erlangung der Zusatzbezeichnung für Notfallmedizin Seither aktiver Notarzt.
01/2014	Erlangung Fachkunde Strahlenschutz für Notfalldiagnostik.
03/2014	Abschluß der Manuelle Therapie-Ausbildung bei der MWE

Bad Boll, den 20.05.2014

Severin Welter