

**Die Auswirkung eines funktionellen Krafttrainings  
auf die muskuläre und subjektive Beanspruchung  
der Hals-, Nacken – und Schultermuskulatur unter  
dem Einfluss hoher Beschleunigungskräfte  
in der Humanzentrifuge**

Inaugural–Dissertation

Zur Erlangung der Doktorwürde der

Fakultät für Humanwissenschaften

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

Vorgelegt von

Monika Rausch

aus Hennef

2018



Erstgutachter: Prof. Dr. Billy Sperlich  
Zweitgutachter: Prof. Dr. Harald Lange  
Drittgutachter: Priv-Doz. Dr. Frank Weber

Tag der Disputation: 19.07.2019

**Hinweise zur Sprache:**

Im Folgenden wird zumeist die männliche Form gebraucht, um beide Geschlechter zu bezeichnen, z.B. „Sportler“ für männliche und weibliche „Sportler und Sportlerinnen“. Dies soll keinesfalls Geschlechterungerechtigkeit ausdrücken, sondern dient lediglich der besseren Lesbarkeit des Textes.

## **Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Univ. Prof. Dr. Billy Sperlich, der mir das Vertrauen und den Freiraum geschenkt hat Aspekte der Sportwissenschaft und der Flugmedizin interdisziplinär zusammenzuführen. Auch möchte ich mich bei seinem Mitarbeiter Herrn Dr. Christoph Zinner bedanken, der mir vor allem bei Projektbeginn beratend zur Seite gestanden hat.

Außerdem gilt mein Dank Herrn Univ. Prof. Dr. Harald Lange, der sich bereit erklärt hat, mein Vorhaben zu unterstützen.

Weiterhin möchte ich ganz besonders meinem Betreuer Herrn Priv-Doz. Dr. Frank Weber danken, der mir von der ersten Begegnung an das Vertrauen und die Unterstützung geschenkt hat, meine Vision und Ideen in die Tat umzusetzen. Er gab mir die notwendige persönliche als auch militärische Sicherheit bundeswehrinterne Herausforderungen zu lösen. Mit seiner beeindruckenden fachübergreifenden Kompetenz, seiner pragmatischen Herangehensweise und seiner Affinität zur Statistik stand er mir jederzeit konstruktiv zur Seite, bereitete mir viele arbeitsreiche Nächte und trug maßgeblich am Gelingen dieser Arbeit bei.

Ein solch umfangreiches Unternehmen ist nur mit einem starken Team möglich. Deshalb gilt ein großer Dank meinen Kollegen der Forschungsabteilung des Zentrums für Luft- und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe Frau Priv-Doz. Dr. Carla Ledderhos und Herrn Dipl. Ing. André Gens, die mir bei allen Messungen in der Humanzentrifuge zur Seite standen und mit ihren flugmedizinischen Erfahrungen die Grundlagen für die Studie schafften. Auch Dr. Sven Kühn und seinem Team der Radiologie gilt mein Dank. Sie alle haben sehr viel Zeit und Empathie in die Untersuchungen investiert. Den Kollegen in Königsbrück danke ich recht herzlich, für die sowohl personelle als auch technische Unterstützung und Beratung. Hervorheben möchte ich Herrn Dr. Peter Lindner für die notwendigen Einbaumaßnahmen in der Humanzentrifuge.

Herrn Dr. Bernd Johannes vom Deutschen Zentrum für Luft- und Raumfahrt danke ich für die Zeit, die er sich für meine statistischen Fragen genommen hat und die Einführung in den Umgang mit komplexen multivariaten Modellen.

Weiterhin möchte ich mich bei unserer Kooperationspartnerin Frau Dr. Stephanie Nilkens von der Wehrtechnischen Dienststelle der Bundeswehr bedanken, die uns für das Projekt das Material zur Verfügung gestellt hat.

Die hier vorliegende Arbeit verlangte von allen Teilnehmenden viel Zeit, viele Kilometer, die durch die Bundesrepublik Deutschland zurückgelegt werden mussten und ein hohes Maß an intrinsischer Motivation. Deshalb möchte ich mich bei den Probanden der Studie bedanken, die sich bereit erklärt haben an den Untersuchungen teilzunehmen. Auch danke ich den Studierenden der Universität der Bundeswehr in München, die im Rahmen ihrer Abschlussarbeit einen Beitrag in diesem Projekt geleistet haben.

Der Führung des ZentrLuRMedLw, Herrn Prof. Dr. Rafael Schick und seinem Stellvertreter Herrn Dr. Thilo Zweigner möchte ich für die Schaffung der Rahmenbedingungen innerhalb der Dienststelle danken. Meinem militärischen Disziplinarvorgesetzten Herrn Dr. Lothar Bressemer danke ich, dass seine Tür immer offen gestanden hat und er die Entscheidung der fachbereichsübergreifenden Zusammenarbeit mitgetragen hat.

Zuletzt möchte ich meiner Familie und meinem Lebensgefährten danken, die immer an mich glaubten und besonders im letzten Jahr viel auf mich verzichten mussten.

---

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>10</b>
1.1	Anforderungen und technische Besonderheiten von modernen Hochleistungsflugzeugen .....	14
1.1.1	Das Luftfahrzeug MRCA PA-200 Tornado .....	14
1.1.2	Das Luftfahrzeug Eurofighter EF 2000 „Typhoon“ .....	15
1.1.3	Schutzausrüstung für Besatzungen moderner Hochleistungsflugzeuge.....	17
1.1.4	Die Humanzentrifuge als Labormodell zur Messung der muskulären Beanspruchung unter Beschleunigungskräften .....	19
1.2	Forschungsstand – Muskuläre Beanspruchung unter dem Einfluss hoher Beschleunigungskräfte .....	20
1.2.1	Die Oberflächenelektromyographie als biomechanische Messmethode zur Ermittlung der physiologischen Beanspruchung der Muskulatur .....	21
1.2.2	Muskuläre Aktivität der Hals-, Nacken- und Schultermuskulatur unter Beschleunigungskräften .....	26
1.2.3	Präventionsstrategien zur Reduzierung der muskulären Beanspruchung unter Beschleunigungskräften .....	31
1.3	Resultierende forschungsleitende Fragestellungen .....	40
1.4	Aufbau der Experimentellen Phase .....	41
<b>2</b>	<b>Experiment I: Ermittlung der physiologischen Beanspruchung im Bereich der Halswirbelsäule unter positiver <math>G_z</math>-Beschleunigung und deren Beeinflussung durch verschiedene Helmsysteme</b> .....	<b>42</b>
2.1	Die untersuchte Muskulatur .....	43
2.2	Das Probandenkollektiv .....	43
2.3	Versuchsvorbereitung und Durchführung von Experiment I.....	44
2.3.1	Oberflächenelektromyographiegerät und Auswertesoftware.....	45
2.3.2	Hautvorbereitung und Elektrodenpositionierung .....	46
2.3.3	MVC-Normalisierung .....	47
2.4	Belastungsprofil in der Humanzentrifuge .....	50

---

2.5	Versuchsdurchführung .....	51
2.5.1	Ermittlung der muskulären Aktivität unter Beschleunigungskräften.....	51
2.5.2	OEMG- Signalverarbeitung .....	53
2.5.3	Ermittlung des subjektiven Belastungsempfindens während der Fahrten in der Humanzentrifuge .....	54
2.5.4	Statistische Auswerteverfahren .....	56
2.6	Ergebnisse Experiment I .....	58
2.6.1	Auswirkung von Beschleunigung und Helm auf die muskuläre Aktivität bei statischer Haltung des Kopfes (Setting I und II) .....	58
2.6.2	Auswirkung der verschiedenen Helmsysteme auf die muskuläre Aktivität bei Bewegungen des Kopfes (Setting III und IV) .....	63
2.6.3	Ergebnisse des Fragebogens zum subjektiven Belastungsempfinden während der Fahrten in der Humanzentrifuge .....	68
<b>3</b>	<b>Diskussion Experiment I .....</b>	<b>73</b>
3.1	Interpretation und Diskussion der Ergebnisse von Experiment I.....	73
3.1.1	Physiologische Beanspruchung der Muskulatur unter Beschleunigungskräften - Vergleich der OEMG-Ergebnisse mit dargelegtem Forschungsstand .....	74
3.1.2	Quantifizierbarkeit der muskulären Beanspruchungen unter Beschleunigungskräften .....	77
3.2	Limitationen der angewandten Methoden.....	78
3.2.1	Messmethode der Oberflächenelektromyographie.....	78
<b>4</b>	<b>Experiment II: Der Einfluss eines 12-wöchigen Trainings auf die muskuläre Beanspruchung unter Beschleunigungskräften.....</b>	<b>80</b>
4.1	Versuchsvorbereitung und Durchführung von Experiment II.....	81
4.2	Anthropometrische Datenerhebung und Maximalkraftmessungen .....	83
4.3	Muskelvolumetrie mit Hilfe der Magnetresonanztomographie (MRT).....	84
4.3.1	Ablauf der Muskelvolumetrie .....	85
4.4	Ermittlung der muskulären Aktivität unter Beschleunigungskräften mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie .....	90

---

4.5	Einfluss der Trainingsintervention auf das subjektive Belastungsempfinden .....	90
4.6	Das Training .....	91
4.6.1	Die Trainingsmittel .....	97
4.6.2	Statistische Auswerteverfahren .....	99
4.7	Ergebnisse Experiment II .....	100
4.7.1	Anthropometrie und Maximalkraftmessungen Pre-Post .....	100
4.7.2	Ergebnisse der MRT-Messungen Pre-Post .....	104
4.7.3	Einfluss der Maximalkraftwerte auf die Muskelvolumina.....	109
4.7.4	Ergebnisse der OEMG-Messungen unter Beschleunigungskräften Pre-Post ....	112
4.7.5	Einfluss der Kraft und des Muskelvolumens auf die EMG-Werte .....	127
4.7.6	Fragebogenauswertung.....	129
<b>5</b>	<b>Diskussion Experiment II.....</b>	<b>130</b>
5.1	Interpretation und Diskussion der Ergebnisse von Experiment II .....	130
5.1.1	Die Trainingsintervention .....	134
5.2	Limitationen der angewandten Methoden.....	136
5.2.1	Messmethode der Oberflächenelektromyographie und Muskelvolumetrie .....	138
<b>6</b>	<b>Konglomerat beider Experimente und Ausblick.....</b>	<b>140</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>142</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>144</b>
<b>9</b>	<b>Anlagen .....</b>	<b>152</b>

## Abkürzungsverzeichnis

+G <sub>z</sub>	+G <sub>z</sub> - Beschleunigung
CES	<i>M. erector spinae</i>
C4	4. Halswirbel
Dez	Dezernat
FG	Fachgruppe
HPE	Human Performance Enhancement
HWK	Halswirbelkörper
HWS	Halswirbelsäule
HZF	Humanzentrifuge
EDS	Electronic Combat and Reconnaissance
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyographie
IDS	Interdiction Strike
KG	Kontrollgruppe
LME	Linear Mixed Effects
MA	Muskuläre Aktivität
MH	Setting mit Helm
MH + NVG	Setting mit Helm und NVG
MRT	Magnetresonanztomographie
MVC	Maximum Voluntary Contraction Maximale Willkürkontraktion
OEMG	Oberflächenelektromyographie
OH	Setting ohne Helm
SCM	<i>M. sternocleidomastoideus</i>
SD	Standardabweichung
SE	Standardfehler
TG	Trainingsgruppe
UniBw	Universität der Bundeswehr
UTR	<i>M. trapezius Pars descendens</i>
ZentrLuRMedLw	Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Wirkrichtungen der Beschleunigung.....	11
Abb. 2:	Kopfposition in einem Jet .....	12
Abb. 3:	Moderne Hochleistungsflugzeuge: A: Tornado-Waffensystem; B: Cockpit eines Eurofighters; C: Eurofighter des Taktischen Luftwaffengeschwaders 73.....	16
Abb. 4:	In Deutschland genutzte Helmsysteme. A: HGU-55; B: HGU-55/IG mit Nachtsichtvorrichtung; C: Gentex „Air Combat“; B <sub>1</sub> : Nachtsichtgerät für Helm HGU-55/IG ...	18
Abb. 5:	Humanzentrifuge des ZentrLuRMedLw in Königsbrück bei Dresden .....	19
Abb. 6:	Muskeln, die bei OEMG-Studien unter Beschleunigungskräften analysiert werden..	23
Abb. 7:	MRT-Darstellung des <i>M. sternocleidomastoideus</i> links .....	24
Abb. 8:	Gesamtheit der Nackenmuskulatur: <i>M. erector spinae</i> (blau) und <i>M. trapezius pars descendens</i> (gelb).....	25
Abb. 9:	<i>M. trapezius Pars descendens</i> .....	26
Abb. 10:	Muskuläre Aktivitäten unter verschieden hohen Beschleunigungsexpositionen .....	29
Abb. 11:	Zeitachse der durchgeführten Studie.....	41
Abb. 12:	Versuchsablauf Experiment I.....	45
Abb. 13:	Darstellung der Elektrodenpositionierung bei einem Probanden.....	47
Abb. 14:	MVC-Messung des <i>M. sternocleidomastoideus</i> links.....	48
Abb. 15:	MVC-Messung des <i>M. erector spinae</i> .....	49
Abb. 16:	MVC-Messung des <i>M. trapezius Pars descendens</i> .....	49
Abb. 17:	Eingewöhnungsprofil (Fahrt I) in der Humanzentrifuge.....	51
Abb. 18:	Setting ohne Helm, Kopf neutral und Kopfbewegung nach oben (nur das Kopfgewicht).....	52
Abb. 19:	Setting mit Helm, Kopf neutral und Kopfbewegung nach links (Kopfgewicht + 1,4 kg) .....	52
Abb. 20:	Setting mit Helm + NVG, Kopf neutral und Kopfbewegung nach rechts (Kopfgewicht + 2,3 kg).....	52
Abb. 21:	Darstellung des verarbeiteten EMG-Signals des LUTR während einer linearen Beschleunigung in der Humanzentrifuge.....	54

Abb. 22:	Ausschnitt aus dem Fragebogen zum subjektiven Belastungsempfinden während der Zentrifugenfahrten.....	55
Abb. 23:	MA des SCM bilateral in allen drei Settings bei +1,4 G <sub>z</sub> und +3 G <sub>z</sub> in Relation zum MVC-Wert (n = 17).....	59
Abb. 24:	MA des CES bilateral in allen drei Settings bei +1,4 G <sub>z</sub> und +3 G <sub>z</sub> in Relation zum MVC-Wert (n = 17).....	61
Abb. 25:	MA des UTR bilateral in allen drei Settings bei +1,4 G <sub>z</sub> und +3 G <sub>z</sub> in Relation zum MVC-Wert (n = 17).....	63
Abb. 26:	MA des SCM bilateral während Bewegungen der HWS bei +3 G <sub>z</sub> in allen drei Settings (n = 17).....	64
Abb. 27:	MA des CES bilateral während Bewegungen der HWS bei +3 G <sub>z</sub> in allen drei Settings (n = 17).....	65
Abb. 28:	MA des UTR bilateral während Bewegungen der HWS bei +3 G <sub>z</sub> in allen drei Settings (n = 17).....	67
Abb. 29:	A: Belastungsempfinden des Nackens, B: Belastungsempfinden der Schultern während der Zentrifugenfahrten (N = 18).....	68
Abb. 30:	C: Belastungsempfinden des oberen Rückens (N = 18), D: Belastungsempfinden des unteren Rückens (n = 17) während der Zentrifugenfahrten.....	69
Abb. 31:	E: Belastungsempfinden der Beine während der Zentrifugenfahrten (N = 18).....	69
Abb. 32:	Belastungsempfinden nach Aufsetzen des Helmes (n = 11).....	70
Abb. 33:	Belastungsempfinden nach Aufsetzen des Helmes + NVG (n = 15).....	71
Abb. 34:	Vergleich von statischer Haltung und Bewegungen des Kopfes im CES (bilateral) bei +3 G <sub>z</sub> (n = 17).....	74
Abb. 35:	Versuchsablauf Experiment II.....	82
Abb. 36:	Kraftmessgeräte.....	84
Abb. 37:	MRT-generierte Darstellungen der Muskelvolumina des <i>M. sternocleidomastoideus</i> (pink), des <i>M. trapezius Pars descendens</i> (gelb) & der autochthonen Nackenmuskulatur (blau).....	85
Abb. 38:	Umrisse der drei untersuchten Muskeln.....	87
Abb. 39:	Ablauf der Muskelvolumetrie des <i>M. trapezius Pars descendens</i> .....	88
Abb. 40:	Ablauf der Volumetrie der autochthonen Nackenmuskulatur im Bereich HWK 4.....	89

Abb. 41:	Darstellung des Volumetrie­prozesses aller drei Muskeln.....	89
Abb. 42:	Einfluss der Trainingsintervention auf das subjektive Belastungsempfinden.....	90
Abb. 43:	Ausschnitt aus der zweiten Trainingsphase, Teil Bravo (Plan 1) in der Kurzfassung.	94
Abb. 44:	Übung: „Neck Extension ProBand“ .....	95
Abb. 45:	Übung: „Neck Rotation“ .....	95
Abb. 46:	Übung: „Neck Flexion“ .....	96
Abb. 47:	Übung: „Neck Extension Neck Trainer“ .....	96
Abb. 48:	Übung: „Resistance Walk Neck Trainer“ .....	97
Abb. 49:	Darstellung einiger Geräte des Trainings .....	98
Abb. 50:	Maximalkraftwerte der HWS Pre-Post in beiden Gruppen .....	103
Abb. 51:	A: Volumetrie des <i>M. sternocleidomastoideus</i> (links) Pre-Post in beiden Gruppen, N = 18 (12 TG, 6 KG) .....	105
Abb. 52:	B: Volumetrie des rechten <i>M. trapezius Pars descendens</i> Pre-Post in beiden Gruppen, N = 18 (12 TG, 6 KG) .....	106
Abb. 53:	C: Volumetrie der autochthonen Nackenmuskulatur Pre-Post in beiden Gruppen, N = 18 (12 TG, 6 KG) .....	108
Abb. 54:	Der Zusammenhang von Muskelvolumen und Kraft des <i>M. sternocleidomastoideus</i> (links) und der Maximalkraft der HWS-Rotation (rechts) Pre-Post, N = 18.....	109
Abb. 55:	Der Zusammenhang von Muskelvolumen und Kraft des <i>M. trapezius Pars</i> <i>descendens</i> (rechts) und der Maximalkraft der HWS-Extension Pre-Post, N = 18...	110
Abb. 56:	Der Zusammenhang von Muskelvolumen und Kraft der autochthonen Nack­en­mus­kulatur im Bereich HWK4 und der Maximalkraft der HWS-Extension Pre-Post, N = 18 .....	111
Abb. 57:	MA des SCM bei +1,4 G <sub>z</sub> und +3 G <sub>z</sub> Pre-Post in beiden Gruppen, Setting „ohne Helm“, N = 17 (TG: 11, KG: 6).....	113
Abb. 58:	MA des SCM bei +1,4 G <sub>z</sub> und +3 G <sub>z</sub> Pre-Post in beiden Gruppen, Setting „mit Helm“, N = 17 (TG: 11, KG: 6) .....	114
Abb. 59:	MA des CES bei +1,4 G <sub>z</sub> und +3 G <sub>z</sub> Pre-Post in beiden Gruppen, Setting „ohne Helm“, N = 12 (TG: 11, KG: 6).....	116
Abb. 60:	MA des CES bei +1,4 G <sub>z</sub> und +3 G <sub>z</sub> Pre-Post in beiden Gruppen, Setting „mit Helm“, N = 12 (TG: 11, KG: 6) .....	117

---

Abb. 61:	MA des UTR bei +1,4 G <sub>z</sub> und +3 G <sub>z</sub> Pre-Post in beiden Gruppen, Setting „ohne Helm“, N = 17 (TG: 11, KG: 6).....	118
Abb. 62:	MA des UTR bei +1,4 G <sub>z</sub> und +3 G <sub>z</sub> Pre-Post in beiden Gruppen, Setting „mit Helm“, N = 17 (TG: 11, KG: 6).....	119
Abb. 63:	MA des SCM Pre-Post in den Settings OH & MH in beiden Gruppen, HWS dynamisch bei +3 G <sub>z</sub> , N = 17 (TG: 11, KG: 6) .....	121
Abb. 64:	MA des CES Pre-Post in den Settings OH & MH in beiden Gruppen, HWS dynamisch bei +3 G <sub>z</sub> , N = 17 (TG: 11, KG: 6) .....	122
Abb. 65:	MA des UTR Pre-Post in den Settings OH & MH in beiden Gruppen, HWS dynamisch bei +3 G <sub>z</sub> , N = 17 (TG: 11, KG: 6) .....	123
Abb. 66:	Kumulierte muskuläre Aktivitäten Pre-Post in beiden Gruppen, N = 102 (TG: 66; KG: 36).....	125
Abb. 67:	Kumulierte muskuläre Aktivitäten des Posttests im Setting MH + NVG in beiden Gruppen, N = 51, (TG: 33; KG: 18).....	125

---

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Im Forschungsstand genutzte Quellen .....	37
Tab. 2:	Einfluss von Beschleunigung auf die MA im SCM innerhalb der einzelnen Settings..	58
Tab. 3:	Einfluss von Beschleunigung auf die MA im CES innerhalb der einzelnen Settings..	60
Tab. 4:	Einfluss der Helme auf die MA im CES .....	61
Tab. 5:	Einfluss von Beschleunigung auf die MA im UTR innerhalb der einzelnen Settings.	62
Tab. 6:	Einfluss der Helme auf die MA im UTR .....	62
Tab. 7:	Einfluss der Helme auf die MA im CES bei +3 G <sub>z</sub> , HWS dynamisch.....	65
Tab. 8:	Einfluss der Helme auf die MA im UTR bei +3 G <sub>z</sub> , HWS dynamisch .....	66
Tab. 9:	Gesamtübersicht der muskulären Aktivitäten .....	72
Tab. 10:	Anthropometrische Daten der Trainings- und der Kontrollgruppe Pre-Post.....	100
Tab. 11:	Volumetrie des linken <i>M. sternocleidomastoideus</i> Pre-Post.....	104
Tab. 12:	Volumetrie des rechten <i>M. trapezius Pars descendens</i> Pre-Post .....	105
Tab. 13:	Volumetrie der autochthonen Nackenmuskulatur Pre-Post .....	107
Tab. 14:	Zu- und Abnahmen der MA vom Pre- zum Posttest in den einzelnen Muskeln, HWS statisch.....	124
Tab. 15:	Gesamtübersicht aller muskulären Aktivitäten Pre-Post in beiden Gruppen .....	126
Tab. 16:	Sportverhalten & dessen Einfluss auf das Belastungsempfinden im Nackenbereich während der HZF-Fahrten in der Trainingsgruppe (n = 12).....	129

## 1 EINLEITUNG

Die Leistungsfähigkeit moderner Militärflugzeuge hat mittlerweile ein Ausmaß erreicht, das hohe Anforderungen an die psycho-physische Belastbarkeit des fliegenden Personals stellt. Durch neuartige Werkstoffe, Herstellungstechniken und erhöhte Triebwerksleistungen können Beschleunigungen erreicht werden, deren Auswirkungen für den Menschen ohne zusätzliche technische Hilfsmittel nicht tolerierbar sind (Pongratz, 2006).

Bei modernen Hochleistungsflugzeugen ist besonders die Auswirkung der kopfwärts gerichteten Beschleunigung im Zusammenspiel des Mensch-Maschinesystems entscheidend. Sie kommt bei modernen wendigen Flugzeugen häufig vor, beispielsweise beim Fliegen von Kurven mit hohen Geschwindigkeiten oder beim Looping. Die Beschleunigung bewirkt dabei eine Trägheitskraft auf den im Cockpit sitzenden Piloten, die Zentrifugalkraft (Fliehkraft) genannt wird und der Größe der Beschleunigung entgegengesetzt ist. Wird also bei konstant hoher Geschwindigkeit durch ein Wendemanöver die Bewegungsrichtung des Flugzeuges geändert, wird der Pilot kopfwärts entlang der Körperlängsachse beschleunigt, die Wirkung der Beschleunigung ist aufgrund oben genannter Trägheitskraft fußwärts gerichtet (+G<sub>z</sub>) (Abb. 1).

Inzwischen sind Piloten moderner Kampfflugzeuge in der Lage, während des Kurvenfliegens mit hohen Geschwindigkeiten, Beschleunigungskräfte von bis zu +9 G<sub>z</sub> zu tolerieren. „G“ beschreibt dabei die Größe der Beschleunigung und ist als Vielfaches der Erdbeschleunigung „g“ ( $g = 9,81 \text{ m/s}^2$ ) definiert (Ledderhos, 2015). Ein 70 kg schwerer Pilot wäre demnach bei einer Beschleunigung von +9 G<sub>z</sub> um das 9-fache seines Körpergewichts schwerer (630 kg).

Kritisch dabei ist, dass es zu einer Blutvolumenverschiebung in Richtung der unteren Extremitäten und somit zu einer Minderdurchblutung des Gehirns kommt. Überschreitet die G-Beschleunigung die natürliche „G-Toleranz“ eines Menschen, die üblicherweise bei positiven Beschleunigungskräften im Durchschnitt zwischen +3,5 und +4,5 G<sub>z</sub> liegt, kommt es zu Seheinschränkungen bis hin zum Bewusstseinsverlust der Person (Ledderhos, 2015). Dieser extrem gefährliche Zustand kann verzögert werden, indem spezielle Kleidung getragen wird und Techniken angewandt werden, um dem aufkommenden Druckgefälle entgegen zu wirken. Somit wird ermöglicht, dass ein sicheres Manövrieren des Luftfahrzeuges auch bei höheren Beschleunigungskräften möglich ist (Pongratz, 2006).

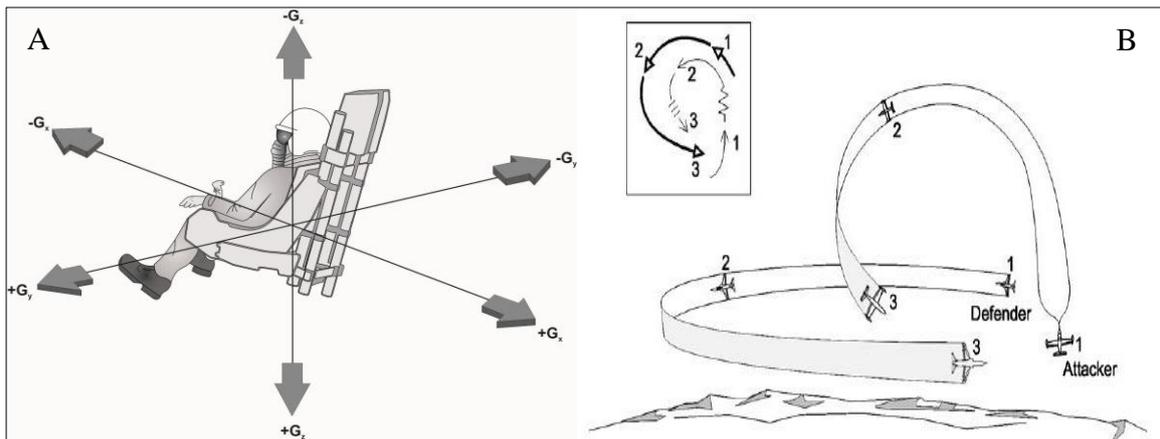


Abb. 1: Wirkrichtungen der Beschleunigung

(aus: A: Ledderhos, 2015 & B: <http://navyflightmanuals.tpub.com/P-821/Figure-10-15-High-Yo-Yo-248.htm>)

Im muskuloskelettalen System führen ansteigende  $+G_z$ -Beschleunigungen zu zunehmenden Beeinträchtigungen in der Stützmotorik und Zielmotorik. Durch die Zunahme des Eigengewichtes werden Bewegungen schwieriger und weniger präzise (Ledderhos, 2015).

Auch die Anzahl von Wirbelsäulenbeschwerden und Erkrankungen bei Luftfahrzeugbesatzungen so genannter „High Performance Aircrafts“ haben in den letzten Jahrzehnten signifikant zugenommen (Green & Brown, 2004; Lange, Torp-Svendsen & Toft, 2011). Dabei wurden wesentliche Risikofaktoren identifiziert: Der kumulative Effekt von positiver Beschleunigungskraft über  $+4 G_z$ , unvorhersehbare Beschleunigungsänderungen und die Einnahme nicht-neutraler Positionen der Halswirbelsäule durch Kopfdrehungen unter positiven Beschleunigungskräften als grundlegende Faktoren, die in Verbindung mit Flugstunden, Alter und vor allem modernen Helmen und Nachtsichtgeräten noch intensiviert werden (Green, 2003; Thoolen & van den Oord, 2015). Den meisten Beschwerden liegen dabei keine krankhaften Prozesse zugrunde, sondern äußern sich in muskulären – nicht spezifischen – Nacken- und Rückenschmerzen (Newman, 1997a; Wagstaff, Jahr & Rodskier, 2012).

Befinden sich die Piloten in einer aufrechten Position und haben den Blick nach vorn gerichtet (neutrale Position der Halswirbelsäule), könnte das muskuloskelettale System im Bereich der Halswirbelsäule theoretisch bis zu  $+30 G_z$  verletzungsfrei standhalten (Coakwell, Bloswick & Moser, 2004). Bei einem durchschnittlichen Kopfgewicht (etwa 5 kg), inklusive Helm und Schutzausrüstung (etwa 7 kg) würden bei dieser Beschleunigung ca. 210 kg auf der Halswirbelsäule lasten. Bedingt durch schwere Helme, Flugmanöver und andere

äußere Einflussfaktoren befindet sich der Kopf aber nur selten in einer neutralen stabilisierten Position (Abb. 2). Bei nicht neutraler Position der HWS nimmt die Widerstandsfähigkeit immens ab. Viele kleinere Verletzungen der Muskulatur oder des Gewebes treten schon bei relativ geringen Beschleunigungskräften (ca.  $+4 G_z$ ) auf, vor allem wenn die Beschleunigungsänderung unerwartet ausgeführt werden muss (Newman, 1997a). Wie bereits erwähnt, ist der Mensch mit Hilfe der heutigen Technik in der Lage ein Luftfahrzeug bei bis zu  $+9 G_z$  zu manövrieren. Umgerechnet wäre dies ein Gewicht von ca. 63 kg, das die Muskulatur im Bereich der Halswirbelsäule stützen und stabilisieren muss.



Abb. 2: Kopfposition in einem Jet  
(aus: <https://i.ytimg.com/vi/guk1jOv1h-A/hqdefault.jpg>)

Wie viele Studien darlegen, ist das Risiko, in diesem Arbeitsumfeld unter Wirbelsäulenbeschwerden zu leiden, deutlich erhöht (Lawson et al., 2014; Rintala, Häkkinen, Siitonen & Kyröläinen, 2015). Unabhängig davon sind Beschwerden der Wirbelsäule in unserer westlichen Gesellschaft eine der häufigsten Gesundheitsstörungen, denen eine komplexe Problematik aus multifaktoriellen Einflussfaktoren zugrunde liegt (Raspe, 2012). Ebenso gibt es verschiedene Ansätze und Möglichkeiten um die Beschwerden zu minimieren. Da Luftfahrzeugbesatzungen an ihrer Haltung und den äußeren Einflussfaktoren im Cockpit eines Flugzeuges marginal bis nichts verändern können, muss der Faktor Mensch im Mensch-Maschinensystem besonders analysiert und optimiert werden.

Physiologische Messinstrumente in ein Hochleistungsflugzeug zu integrieren, stellen besondere zulassungstechnische Herausforderungen dar, die bis heute nur in internationalen

Experimenten umgesetzt werden konnten. Die meisten Experimente werden in Humanzentrifugen durchgeführt, bei denen Beschleunigungsexpositionen in flugähnlichen Settings abgebildet werden können. Bezüglich dieser Thematik befassen sich Wissenschaftler häufig mit verschiedenen Beanspruchungsanalysen des muskuloskelettalen Systems im Bereich der Halswirbelsäule, bei denen sie die Muskulatur mit Hilfe der Methode der Oberflächenelektromyographie untersuchen (Hämäläinen, 1993; Green & Brown, 2004).

Ein Großteil der flugmedizinischen Studien kommt dabei zu dem Schluss, dass ein Schwerpunkt zukünftiger Forschung die Analysen präventiver Trainingsmaßnahmen beinhalten sollte, um herauszufinden, ob verschiedene Trainingsformen- und methoden einen Einfluss auf die Beanspruchung im Bereich der Wirbelsäule unter realitätsnahen Settings haben können (Coakwell et al., 2004).

Auch in Deutschland wird mit dem Konzept „Human Performance Enhancement“ im fliegerischen Dienst der Bundeswehr ein präventivmedizinischer Ansatz verfolgt, der unter anderem die Steigerung der körperlichen Leistungsfähigkeit als grundlegenden Faktor für eine langfristige Gesunderhaltung und Einsatzfähigkeit des fliegenden Personals als Ziel hat (Stab Inspekteur der Luftwaffe, 2012). In der Umsetzung weisen wissenschaftliche Grundlagen bzgl. der muskulären Beanspruchung unter realen/ flugähnlichen Bedingungen und die Validierung von zielführenden Interventionsprogrammen aber noch Lücken auf.

Diese Arbeit hat das Ziel, muskuläre Beanspruchung unter Beschleunigungskräften zu ermitteln und weiterhin zu analysieren, ob ein funktionelles Ganzkörpertraining, mit Schwerpunkt des Muskelaufbaus im Hals-, Nacken- und Schulterbereich einen Einfluss auf die Beanspruchung speziell unter Beschleunigungsexpositionen haben kann.

Um das Verständnis für die Thematik zu intensivieren, werden nachfolgend die in Deutschland genutzten Luftfahrzeugmuster und relevanten Ausrüstungsgegenstände vorgestellt und im Anschluss daran der aktuelle Forschungsstand zur muskulären Beanspruchung während positiver Beschleunigungsexpositionen dargelegt.

Den Hauptteil der Arbeit stellt die experimentelle Phase dar, die der Übersichtlichkeit halber in zwei Subphasen gegliedert ist. Im ersten Teil dieser Arbeit wird die muskuläre Beanspruchung ausgewählter Muskeln des Hals-, Nacken- und Schulterbereiches während unterschiedlich hohen Beschleunigungsexpositionen in einer Humanzentrifuge ermittelt. Dabei werden sowohl Kopfbewegungen als auch der Einfluss von in Deutschland genutzten Helmsystemen analysiert. Darauf aufbauend wird überprüft, ob ein Training einen Einfluss auf die muskuläre Beanspruchung unter flugähnlichen Bedingungen haben kann.

Nach der Darstellung der Ergebnisse werden die angewandten Methoden kritisch bewertet, die Ergebnisse diskutiert und interpretiert.

## **1.1 Anforderungen und technische Besonderheiten von modernen Hochleistungsflugzeugen**

Um die Kernaufgaben der Bundeswehr, welche sämtliche Maßnahmen der Landes- und Bündnisverteidigung im Rahmen der NATO und der EU umfassen (Bundesministerium der Verteidigung, 2016), sicherzustellen, verfügt die Bundeswehr und insbesondere die Teilstreitkraft Luftwaffe über verschiedene Luftfahrzeugmuster. Grob können die Flugzeugtypen in Kampfflugzeuge, Transport- und Verbindungsflugzeuge und Hubschrauber unterteilt werden (Pongratz, 2006).

Die Kampfflugzeuge, auch „High Performance Fighter Aircraft“ genannt, sind strahlgetriebene Hochleistungsflugzeuge, die sich vor allem durch ihre Wendigkeit und die Fähigkeit, hohe Beschleunigungen bis in den Überschallbereich fliegen zu können, auszeichnen. Die Kampfflugzeuge können sehr flexibel eingesetzt werden. Hauptsächlich werden sie für die Überwachung und Aufklärung des deutschen Luftraumes sowie den der Bündnispartner eingesetzt (Pongratz, 2006; Presse und Informationszentrum der Luftwaffe, 2016).

### **1.1.1 Das Luftfahrzeug MRCA PA-200 Tornado**

Das „Multi Role Combat Aircraft PA-200 Tornado“ (Abb. 3) ist ein allwetterfähiges zweisitziges Kampfflugzeug, das ab 1980 von Großbritannien, Italien und Deutschland in die Streitkräfte eingeführt wurde und von den Nationen in unterschiedlichen Rollen genutzt wird. Die deutsche Luftwaffe verfügt über 85 Tornados, deren Einsatzgebiete sich in den Taktischen Luftangriff, die Luftaufklärung als auch die Elektronische Kampfführung und Ausschaltung gegnerischer Radaranlagen einteilen lassen. Der Tornado ist in der Lage Maximalbeschleunigungen von bis zu +7 G<sub>z</sub> zu erreichen. Die Tornadoflotte teilt sich in den „Jagdbomber IDS“ (Interdiction Strike) und den TORNADO ECR (Electronic Combat and Reconnaissance).

Der IDS-Tornado ist die Basisversion des Jagdbombers. Er ist für die Unterstützung der Bodentruppen aus der Luft (auch „Luftnahunterstützung“), die Gefechtsfeldabriegelung

(Verhindern von Eintreffen neuer Bodentruppen) und den Luftangriff auf feindliche Einrichtungen und Stellungen tief im Raum des Gegners befähigt. Der IDS-Tornado führt umfangreiche Mittel und Ausrüstungen zur Selbstverteidigung mit.

Die ECR Version wurde aus der IDS- Variante entwickelt. Der ECR dient zur Lokalisierung, Identifizierung und gegebenenfalls Bekämpfung von Radaranlagen und radargesteuerten Luftverteidigungssystemen (Pongratz, 2006; Presse und Informationszentrum der Luftwaffe, 2016).

### **1.1.2 Das Luftfahrzeug Eurofighter EF 2000 „Typhoon“**

Der Eurofighter (Abb. 3) ist ein allwetterfähiges zweistrahliges Mehrzweckkampfflugzeug und eines der modernsten Kampfflugzeuge im Militär, das aus einer deutsch-britisch-italienisch-spanischen Kooperation entstanden ist. Neben seiner Hauptrolle als Luftüberlegenheitsjäger, umfassen seine Einsatzgebiete den taktischen Luftangriff, die Luftaufklärung und Überwachung als auch eine zukünftig neue Rolle, die Bekämpfung von Zielen am Boden. Durch seine Fähigkeiten zur vernetzten Operationsführung, ist er in einem engen Verbund sowohl mit den eigenen Luft-, Land- und Seestreitkräften als auch mit Bündnispartnern einsetzbar.

Der Eurofighter ist ohne Leistungseinschränkung in der Lage, Manöver mit einer Beschleunigung von bis zu +15 G<sub>z</sub> zu fliegen. Den limitierenden Faktor stellt hier der Mensch dar, da ein sicheres Manövrieren des Luftfahrzeuges mit Hilfe der aktuellen Technik bis maximal +9 G<sub>z</sub> möglich ist. Weiterhin ist der Eurofighter in der Lage, ohne Nachbrenner in den Überschallbereich zu beschleunigen und über längere Zeit mit Überschall fliegen zu können. Über diese Möglichkeit, die mit "Supercruise" bezeichnet wird, verfügen aktuell nur wenige Kampfflugzeuge. Ziel ist es, in absehbarer Zukunft den Tornado durch den Eurofighter zu ersetzen (Presse und Informationszentrum der Luftwaffe, 2016).



Abb. 3: Moderne Hochleistungsflugzeuge: A: Tornado-Waffensystem; B: Cockpit eines Eurofighters; C: Eurofighter des Taktischen Luftwaffengeschwaders 73 „Steinhoff“

(aus: <http://www.luftwaffe.de/portal/a/luftwaffe/start/serv/bgal/b2014/> und [b2009](http://www.luftwaffe.de/portal/a/luftwaffe/start/serv/bgal/b2009/))

### 1.1.3 Schutzausrüstung für Besatzungen moderner Hochleistungsflugzeuge

Wie bereits in der Einleitung erwähnt, führen hohe positive Beschleunigungen und/oder Richtungsänderungen zu einer Volumenverschiebung des Blutes in die unteren Körperpartien und damit zu einer Minderdurchblutung des Gehirns. Um diesem Druckgefälle und einhergehendem Bewusstseinsverlust entgegen zu wirken, trägt die fliegende Besatzung spezielle Anti-G-Schutzkleidung. Dabei gibt es – je nach Luftfahrzeugmuster – Anti-G-Hosen, Westen und Ganzkörperanzüge, die durch eine Sauerstoffdruckbeatmung noch ergänzt werden. Die Bekleidung besteht aus Luftkammern, die manschettenartig aufgebaut sind und über einen Gummischlauch mit dem Druckluftsystem des Flugzeuges verbunden sind. Ab einer Beschleunigung von  $+2 G_z$  bläst sich die Kleidung automatisch auf. Der dabei entstehende erhöhte Außendruck verringert das Versacken des Blutes in die unteren Körperpartien, verbessert den venösen Rückstrom zum Herzen und hebt somit das Schlagvolumen des Herzens an, damit die zerebrale Sauerstoffversorgung aufrechterhalten werden kann. Weiterhin wird das  $+G_z$ -bedingte Absinken des Zwerchfells vermindert, wodurch die Atmung verbessert wird. Bei perfekt angepasster Anti-G-Schutzkleidung, kann die individuelle G-Toleranz um  $+1 G_z$  bis  $+1,5 G_z$  erhöht werden (Pongratz, 2006).

#### Helm inklusive Atemmaske

In Deutschland wird der Fliegerhelm HGU-55 der Firma Gentex genutzt (Abb. 4). Er ist in verschiedenen Variationen erhältlich und hat ein Grundgewicht (Ohne Maske und Helmvisier) von 1,01 kg (Größe M), 1,08 kg (Größe L) und 1,13 kg (Größe XL) (Gentex Corporation, 2006). Für die hier durchgeführten Experimente wurde einmal das Standardmodell des HGU-55 und eine weitere Version (HGU-55/IG), welches eine Vorrichtung für ein Nachtsichtgerät inkludiert hat, verwendet. Die Version des HGU-55/IG wiegt im Grundgewicht 1,4 kg (Größe XL). Im Eurofighter wird eine Version genutzt, bei der ein sehr großes und technologisch fortgeschrittenes Helmvisier verbaut ist (Gentex Air Combat).

Über ein Druckknopfsystem am Helm wird die Atemmaske angebracht, die inklusive des Schlauches zusätzlich 0,33 kg wiegt (HGU-55/IG). Das Sauerstoffluftgemisch gelangt beim Einatmen über den Schlauch und das Ventil in das Innere der Atemmaske. Die Ausatemluft gelangt durch die Atemschlitz des Ventils nach außen.

## Nachtsichtgerät

Das Fliegen bei Nacht wird durch die fortschreitenden Einsatzszenarien der Bundeswehr in Zukunft zunehmen. Für den aufgeführten Helm (HGU-55/IG) wird das in Abbildung 4 aufgeführte Nachtsichtgerät (AN/AVS-9) genutzt (IEA Mil-Optics GmbH, o.J.). Dies wird im vorderen Drittel des Helmes an einer speziellen Vorrichtung befestigt und kann bei Bedarf vor die Augen geklappt werden. Der Helm (HGU-55/IG) inklusive Maske und Nachtsichtgerät wiegt ca. 2,4 kg. Hauptsächlich wird dieser Helm im Luftfahrzeugmuster „Tornado“ verwendet. Neben der Potenzierung des Gewichtes durch Zunahme der Beschleunigung, analysieren Studien gehäuft die Schwerpunktlage des Kopfes, da von der Annahme ausgegangen wird, dass durch die nachtsichtbedingte Vorverlagerung des Kopfes, die Beanspruchung auf die Stützmuskulatur im Bereich der Halswirbelsäule noch deutlich erhöht wird (Lange et al., 2011). Wie in der Einleitung dargelegt, haben Nacken- und Rückenbeschwerden mit Einführung neuer Technologien an den Helmsystemen zugenommen (Thoolen & van den Oord, 2015).



Abb. 4: In Deutschland genutzte Helmsysteme. A: HGU-55; B: HGU-55/IG mit Nachtsichtvorrichtung; C: Gentex „Air Combat“ (aus: Gentex Corporation, 2006); B<sub>1</sub>: Nachtsichtgerät für Helm HGU-55/IG (aus: IEA Mil-Optics GmbH, o.J.)

### 1.1.4 Die Humanzentrifuge als Labormodell zur Messung der muskulären Beanspruchung unter Beschleunigungskräften

Zur Simulation von Beschleunigungskräften, die bei Richtungs- und/oder Geschwindigkeitänderungen des Flugzeuges auftreten, werden Humanzentrifugen genutzt (Abb. 5), um das fliegende Personal flugphysiologisch zu untersuchen, auszubilden und für bestimmte Luftfahrzeugmuster zu qualifizieren. Für die Forschung, Entwicklung und Erprobung sind sie essentiell, da die fortschreitende Technologisierung und Performance-Verbesserung in der Luft- und Raumfahrt nur durch möglichst realitätsnahe Simulation erreicht werden kann.

Die in Deutschland genutzte Humanzentrifuge (kurz: HZF) steht am Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe in Königsbrück. Die Kabine der Zentrifuge besteht aus einem nachgestellten Cockpit, dessen Mittelpunkt sich in einem Abstand von 9,5 m von der Drehachse des Gesamtsystems befindet. Die HZF verfügt über drei rotatorische Freiheitsgrade, die unabhängig voneinander programmiert und überlagert werden können, sodass frei wählbare Zeitfunktionen [ $G_x(t)$ ,  $G_y(t)$  und  $G_z(t)$ ] erzeugt werden können. Zur Variation der Wirkrichtung des resultierenden Kraftvektors auf die Probanden, kann das Cockpit der Zentrifuge Drehungen um zwei Achsen (Roll- und Nickachse) ausführen. Dabei können  $G_x$ -Beschleunigungen (Brust  $\rightarrow$  Rücken) von  $-15 G_x$  bis  $+15 G_x$ ,  $G_y$ -Beschleunigungen (links  $\rightarrow$  rechts) von  $-3 G_y$  bis  $+3 G_y$  und  $G_z$ -Beschleunigungen (Kopf  $\rightarrow$  Becken) von  $-3 G_z$  bis  $+15 G_z$  erreicht werden (Flugmedizinisches Institut der Luftwaffe - Abteilung Flugphysiologie, 2010).



Abb. 5: Humanzentrifuge des ZentrLuRMedLw in Königsbrück bei Dresden  
(aus: Flugmedizinisches Institut der Luftwaffe - Abteilung Flugphysiologie, 2010).

## 1.2 Forschungsstand – Muskuläre Beanspruchung unter dem Einfluss hoher Beschleunigungskräfte

Durch die fortschreitende Technologisierung und damit verbundene Gewichtszunahme der Helmsysteme haben unterschiedliche Studien den kumulativen Einfluss von Helmen und Beschleunigungskräften auf die muskuläre Beanspruchung im Bereich der Halswirbelsäule analysiert. Dabei wird in den meisten Fällen die muskuläre Beanspruchung mit Hilfe der Methode der Oberflächenelektromyographie (OEMG) ermittelt. Die durchgeführten OEMG-Studien beschränken sich in der Regel auf drei große Schwerpunkte. Sie befassen sich allgemein mit dem Einfluss positiver  $G_z$ -Kräfte auf die wirbelsäulenstabilisierende Muskulatur und im Speziellen auf den Bereich der Halswirbelsäule, weiterhin werden unterschiedliche Helmsysteme und mögliche Kopfbewegungen analysiert. Die Bezüge zu Flugstunden/Erfahrungen und körperlicher Leistungsfähigkeit sind dabei Einflussfaktoren, die im Rahmen der Ursachenforschung als auch in Bezug zu präventiven Trainingsmaßnahmen zur Vorbeugung und Verhinderung von Nacken- und Rückenbeschwerden (Verletzungen) untersucht werden. Der Analyse der muskulären sowie zentralen Ermüdung wird ein weiterer Forschungsschwerpunkt beigemessen, der aber in dieser Thematik nicht analysiert werden soll.

Allgemein ist noch anzumerken, dass Studien, die Oberflächenelektromyographiemessungen in diesem speziellen Kontext durchführen, differenziert betrachtet werden müssen, da sich die verschiedenen Luftfahrzeugmuster in Ergonomie, Technik, Schutzausrüstungen (Helme, Masken, Anti-G-Schutzbekleidung etc.) etc. unterscheiden. Neben ergonomischen und technischen Gegebenheiten haben auch die Flugintensität, Dauer der Expositionen und die Bewegungen der Probanden Einflüsse auf die Datengenerierung. Werden bestimmte Normalisierungsmethoden bei den Messungen eingehalten und weisen die Studien sehr ähnliche Untersuchungsdesigns auf, können durchaus objektive Aussagen zur Beanspruchung getätigt werden, allerdings schränkt es die Menge an vergleichbarer Literatur auch ein (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000).

Kapitel 1.2 legt die aktuelle Studienlage bzgl. Untersuchungen zur Messung der muskulären Beanspruchung der Hals-, Nacken- und Schultermuskulatur unter Beschleunigungskräften mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie dar. Weiterhin werden Studien vorgestellt, die sich mit Formen des Trainings (hauptsächlich des Krafttrainings) in diesem Umfeld befassen.

Folgende Kriterien wurden bei der Literaturrecherche ausgewählt (Studien, die nicht unter diese Kriterien fallen, wurden nicht mit einbezogen):

- Studien, die sich mit Beanspruchungsanalysen der Hals-, Nacken- und Schultermuskulatur unter positiven Beschleunigungskräften befassen und dabei
  - die Methode der Oberflächenelektromyographie als biomechanische Messmethode unter Beschleunigungskräften nutzen und weiterhin die Normalisierungsmethode zur maximalen Willkürkontraktion (kurz: MVC) anwenden;
- Studien, die den Einfluss von Training/ körperlicher Fitness auf muskuläre Aktivität/ muskuläre Beanspruchung unter Beschleunigungsexpositionen analysieren.

Zur Literaturrecherche wurde hauptsächlich die Metadatenbank „PubMed“ und das Archiv des Journals „Aerospace Medicine and Human Performance“ der Aerospace Medical Association genutzt, da in dieser Community die meisten Artikel publiziert wurden. Dabei wurden die nachfolgenden Schlagworte einzeln als auch in Kombination bei der Suchanfrage verwendet:

„High Performance Fighter Aircraft“, „neck muscles“, „neck muscle strain“, „emg“, „fighter pilots“, „neck pain“, „high g“, „night vision goggles“, „strength training“, „muscle thickness“, „acceleration“, „head worn equipment“, „neck discomfort“, „head posture“, „muscular strain“, „neck exercise“, „helmet“, „neck training“ „g-forces“, „superficial emg“.

### **1.2.1 Die Oberflächenelektromyographie als biomechanische Messmethode zur Ermittlung der physiologischen Beanspruchung der Muskulatur**

Die Oberflächenelektromyographie leitet sich von der aus der Neurowissenschaft stammenden Elektromyographie ab, eine Technik, welche die myoelektrischen Signale, die Muskeln bei ihren Kontraktionsvorgängen erzeugen, erfassen kann (Freiwald, Baumgart & Konrad, 2007). Trifft ein Nervenimpuls am Axonende eines Motoneurons ein, löst dieser die Freisetzung des Neurotransmitters Acetylcholin aus, der wiederum ein Muskelaktionspotential auslöst. Mit Hilfe von (Nadel-) Elektroden können die Potentiale der motorischen Einheiten registriert werden. Eine motorische Einheit besteht aus einem Motoneuron und denjenigen Muskelfasern eines Muskels, die von diesem Motoneuron versorgt werden. (Tortora & Derrickson, 2006).

In experimentellen Studien der angewandten Forschung wird meist die Form der Oberflächenelektromyographie gewählt, da sie eine nichtinvasive, objektive Methode darstellt, die neuromuskuläre Aktivierung zu erfassen und zu bewerten (Konrad, 2011). Dabei werden

die Potentialschwankungen mit Hilfe von Oberflächenelektroden auf der Haut des untersuchten Muskels registriert.

In der Arbeitsmedizin wird die Methode unter anderem angewandt, um eine Beanspruchung der Muskulatur im Rahmen ergonomischer oder bewegungsspezifischer Arbeitsabläufe zu untersuchen und die „physiologischen Kosten“ zu bestimmen (Strasser & Ernst, 1992; Kluth, Göbel, Bopp & Strasser, 2013). Unter den physiologischen Kosten wird der physiologische Aufwand verstanden, den ein Muskel leisten muss, um die Arbeit, die er verrichten soll, auch ausführen zu können. (Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V. [DGAUM], 2013; Strasser & Ernst, 1992). Das Verständnis der muskulären Beanspruchung in der hier vorliegenden Arbeit lehnt sich an das Konzept der physiologischen Kosten der Muskulatur von Strasser und Ernst (1992) an.

Da ein Oberflächen-EMG-Signal stochastischer Natur ist und deshalb kein zweites Mal exakt gleich reproduziert werden kann, gibt es unterschiedliche Normalisierungsmethoden, die es ermöglichen, intra- und interindividuelle Vergleiche durchzuführen und quantitative Ergebnisse zu generieren. Die häufigste und nach aktuellen Standards empfohlene Normalisierungsmethode zu einem Referenzwert ist die Normalisierung zu einer vorgeschalteten maximalen Willkürkontraktion der zu messenden Muskeln (kurz: MVC-Normalisierung, aus dem engl.: „maximum voluntary contraction“) (Sousa & Tavares, 2012). Die zu untersuchende Muskulatur wird zunächst willkürlich maximal kontrahiert. Dabei werden die Muskelaktionspotentiale (gemessen in  $\mu\text{V}$ ) als Feldpotentiale registriert und über eine Dauer von 1000 ms wird die Fläche unter der Kurve der Maxima der Aktionspotentiale bestimmt. Dieser Wert (Dimension  $\mu\text{V}^2/\text{ms}$ ) wird als MVC-Wert bezeichnet und als 100% festgelegt. Er dient als Referenzwert für die physiologische Beanspruchung der Muskulatur, die im Anschluss an die MVC-Messung bei der eigentlichen Datenerhebung ermittelt wird (Merletti, 1999; Freiwald, Baumgart & Konrad, 2007).

### 1.2.1.1 Analyisierte Muskulatur unter Beschleunigungsexpositionen mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie

Wie der Name der Methodik schon beschreibt, können nur oberflächlich gelegene Muskeln analysiert werden. Im Kontext dieser Thematik umfassen die Analysen meist den *M. sternocleidomastoideus* (SCM), den *M. erector spinae* im Bereich des 4. Halswirbelkörpers (C4) (CES) und den *M. trapezius Pars descendens* (UTR) (Abb. 6 schwarz umrandete Muskeln). Der *M. erector spinae* wird in einigen Untersuchungen noch in einen oberen und unteren Bereich unterteilt.

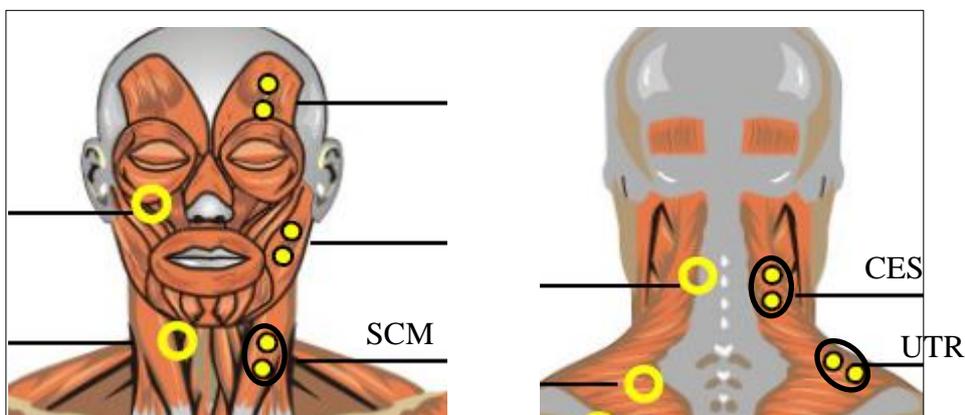


Abb. 6: Muskeln, die bei OEMG-Studien unter Beschleunigungskräften analysiert werden (aus: Konrad, 2011)

#### *M. sternocleidomastoideus* (SCM)

Der *M. sternocleidomastoideus* (Abb. 7), auch „großer Kopfnicker“ benannt, ist ein zweiköpfiger Muskel der oberflächlichen Halsmuskulatur. Das Caput laterale hat seinen Ursprung an der Clavicula (Schlüsselbein), das Caput mediale am Sternum (Brustbein). Die Fasern der beiden Muskelabschnitte verlaufen nach hinten oben, vereinigen sich in der Mitte und setzen dann am Os temporale (Schläfenbein) und Os occipitale (Hinterhauptsbein) an.

Neben der Stabilisation des Kopfes besteht die Funktion des Muskels hauptsächlich darin eine Flexion, Lateralflexion und Rotation des Kopfes durchzuführen. Bei stabilisiertem Hals und Kopf fungiert er weiterhin als Atemhilfsmuskel (Pastanga & Soames, 2015).

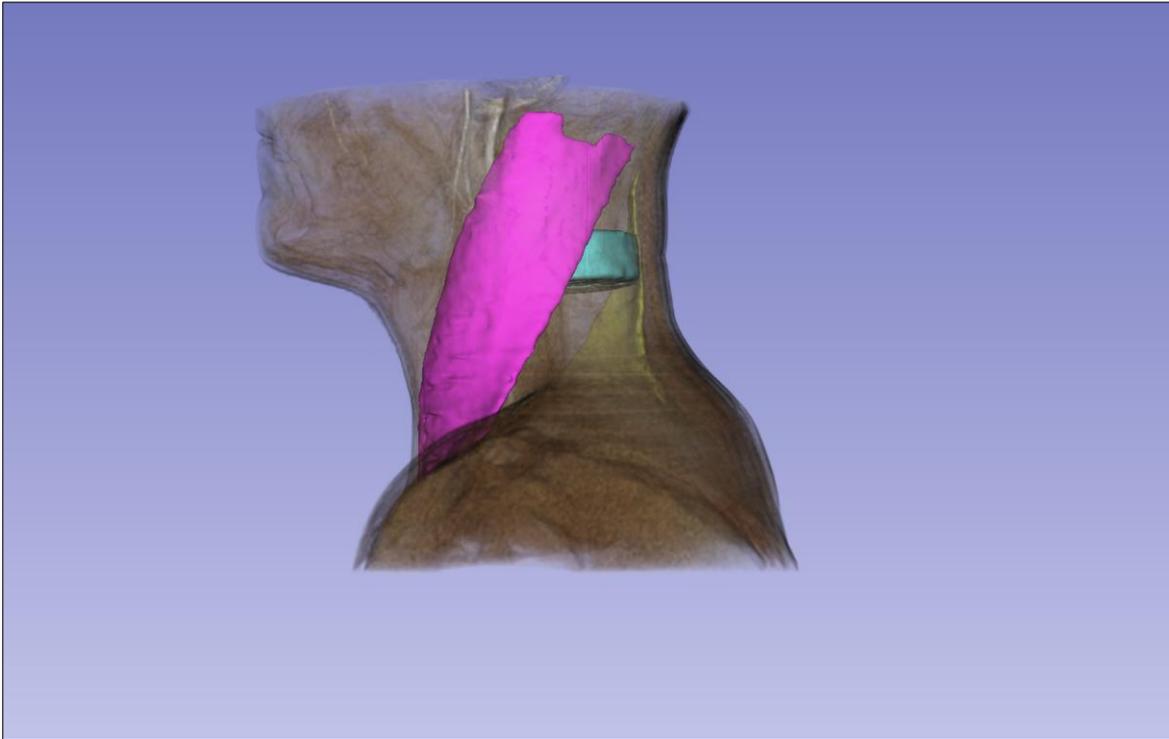


Abb. 7: MRT-Darstellung des *M. sternocleidomastoideus* links (Kühn, 2018)

### ***M. erector spinae* (CES)**

Der *M. erector spinae* (Abb. 8) auch „Rückenstrecker“ oder „primäre Rückenmuskulatur“ genannt, bezeichnet die Gesamtheit der Rückenmuskulatur und stellt eine ganze Reihe von Muskelgruppen dar, die sich in unterschiedliche Segmente einteilen lassen. Die Nackenmuskulatur ist eine funktionelle Weiterführung der Rückenmuskulatur. Sie ist maßgeblich für die Extension, Rotation und Lateralflexion der HWS zuständig und kann in eine vordere (*M. rectus capitis lateralis* und *M. rectus capitis anterior*) und hintere Gruppe (*M. obliquus capitis superior*, *M. obliquus capitis inferior*, *M. rectus capitis posterior minor*, *M. rectus capitis posterior major*) gegliedert werden. Da die Nackenmuskulatur viele kleine Muskeln umfasst, die nah beieinander und übereinander liegen, wird dieser Bereich als *M. erector spinae* zusammengefasst. Als äußerste Schicht hat die Pars descendens des Trapezius am Hinterhauptsbein an der linea nuchalis superior (obere Nackenlinie) ihren Ursprung und verläuft absteigend zu ihren Ansatzstellen (Tortora & Derrickson, 2006; Pastanga & Soames, 2015).

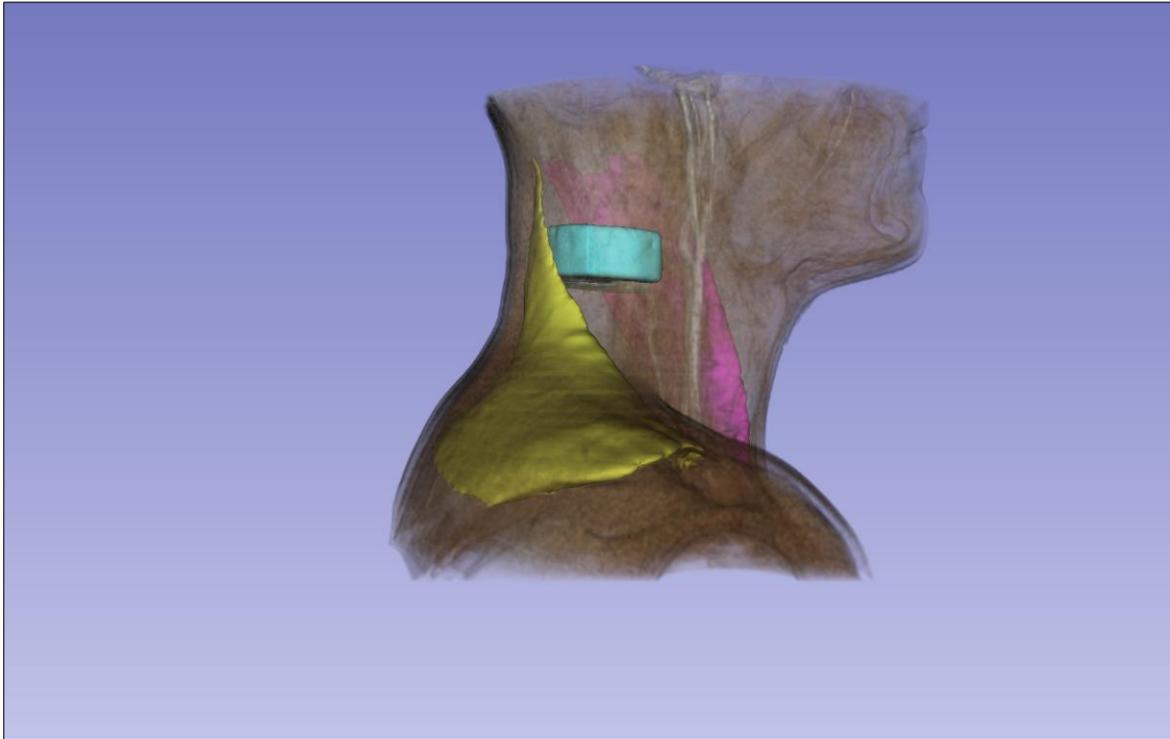


Abb. 8: Gesamtheit der Nackenmuskulatur: *M. erector spinae* (blau) und *M. trapezius Pars descendens* (gelb) (Kühn, 2018)

### ***M. trapezius Pars descendens* (UTR)**

Der *M. trapezius Pars descendens* (Abb. 9), auch „Trapezmuskel“ genannt, hat seinen Ursprung am Hinterhauptstbein an der linea nuchalis superior (obere Nackenlinie), am Dornfortsatz des 7. Halswirbels, verläuft absteigend und setzt an der Clavicula (Schlüsselbein) und am Acromion (Schulterblatt) jeweils im seitlichen Drittel an. Die Funktion der Pars descendens liegt hauptsächlich im Anheben der Schultern. Werden die oberen Fasern gleichzeitig kontrahiert kommt es zu einer Nackenstreckung. Bei einseitiger Kontraktion arbeitet der Muskel bei Rotation und Lateralflexion des Kopfes mit. Weiterhin dient er als Stabilisator des Kopfes und der Halswirbelsäule (Pastanga & Soames, 2015).

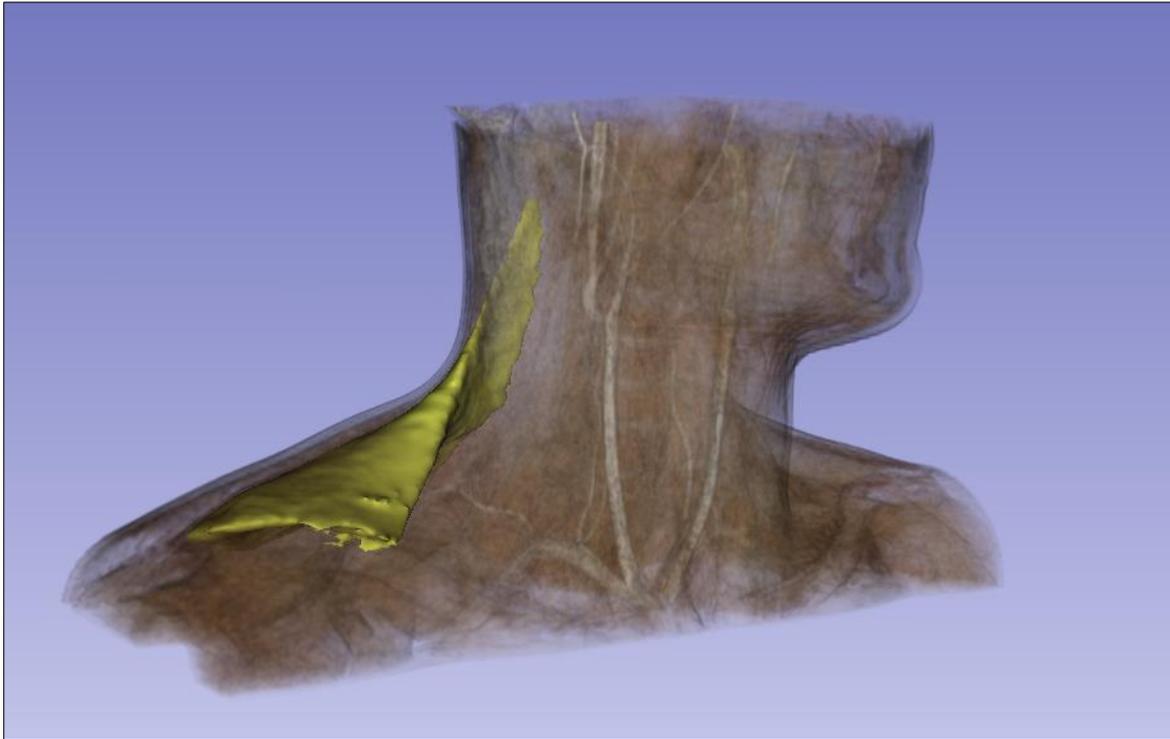


Abb. 9: *M. trapezius Pars descendens* (Kühn, 2018)

### 1.2.2 Muskuläre Aktivität der Hals-, Nacken- und Schultermuskulatur unter Beschleunigungskräften

Die Daten, die in den letzten Jahren bei Beanspruchungsanalysen unter Beschleunigungskräften gesammelt wurden, können orientierend in vier „Settings“ eingeteilt werden:

- Setting I: Messwerte, wenn HWS in neutraler Position ohne Schutzausrüstung;
- Setting II: Messwerte, wenn HWS in neutraler Position mit Schutzausrüstung;
- Setting III: Messwerte, wenn HWS in nicht neutraler Position ohne Schutzausrüstung;
- Setting IV: Messwerte, wenn HWS in nicht neutraler Position mit Schutzausrüstung;
- Setting I – IV inflight-Messungen vs. Datenerhebungen in Humanzentrifugen.

Die für den hier vorliegenden Forschungsstand ausgewählten Studien sind in Tabelle 1 aufgeführt.

2017 publizierten Honkanen, Oksa, Mäntysaari, Kyröläinen und Avela eine Studie, bei der sie die muskuläre Aktivität (nachfolgend als MA bezeichnet) vom *M. sternocleidomastoideus* (nachfolgend auch als SCM bezeichnet), vom *M. erector spinae* (nachfolgend als CES bezeichnet) und der Pars descendens des Trapezius (nachfolgend als UTR bezeichnet) bei 29 Probanden während zunehmender Beschleunigung einer Humanzentrifuge untersuchten (Analyseperiode von 5 s). Die Probanden hatten keine Helme auf und die Wirbelsäule befand sich in einer neutralen Position (Setting I).

Bei +1,4 G<sub>z</sub>, eine Beschleunigung, die in Humanzentrifugenstudien die so genannte „Baseline“ (die Grundbeschleunigung, von der aus die Beschleunigungen erhöht werden) darstellt, betrug die MA im SCM im Durchschnitt 1,5% der MVC, bei +3 G<sub>z</sub> (+2,9 bis +3,4 G<sub>z</sub>) 3% der MVC, bei +6 G<sub>z</sub> (+5,9 bis +6,4 G<sub>z</sub>) 18,2% der MVC und bei der höchsten Beschleunigung bei +7,5 G<sub>z</sub> (+7,4 bis +7,9 G<sub>z</sub>) 25,3% der MVC.

Auf Baseline (+1,4 G<sub>z</sub>) betrug die MA im CES 4,2%, bei +3 G<sub>z</sub> 8,4%, bei +6 G<sub>z</sub> 31,8% und bei der höchsten Beschleunigung bei +7,5 G<sub>z</sub> 39,2% der MVC.

Auf Baseline (+1,4 G<sub>z</sub>) betrug die MA des UTR 3,1%, bei +3 G<sub>z</sub> 8,4%, bei +6 G<sub>z</sub> 24,7% und bei der höchsten Beschleunigung bei +7,5 G<sub>z</sub> 29,7% der MVC.

Ebenfalls bei neutraler Position der HWS, diesmal aber mit Schutzausrüstung (Setting II), kamen Hämäläinen und Vanharanta (1992) bei inflight-Messungen bei 10 Probanden im CES auf Baseline (+1,4 G<sub>z</sub>) im Durchschnitt auf 6,4% der MVC, bei 6 G<sub>z</sub> auf 15,6% und 37,9% bei 7 G<sub>z</sub>. (Analyseperiode zwischen 5 und 20 s). Hier war der Kopf der Probanden durch die Anti-G-Schutzausrüstung und den getragenen Helmen um ca. 1,8 kg schwerer. In der gleichen Studie führten sie zusätzlich noch Kopfbewegungen durch (Setting IV). Bei +4 G<sub>z</sub> lag die physiologische Beanspruchung der Muskulatur im Nackenbereich während der Flexion-Extensionsbewegung bei 55% der MVC, bei Rotationsbewegungen sogar bei 79,5%. Wurde der Kopf am Cockpitdach abgestützt, verringerte sich die muskuläre Aktivität um die Hälfte.

Green und Brown (2004) analysierten bei 6 Probanden Luftkampfmanöver (Durchschnittszeit: 3:50 min) mit Beschleunigungskräften zwischen -0,4 bis +7,5 G<sub>z</sub> in einem Übungsjet der Klasse „Hawk T1“ bzgl. der muskulären Beanspruchung im *M. erector spinae* und im *M. sternocleidomastoideus* (Setting IV). Im Durchschnitt befand sich der Kopf 67,4% der Zeit in einer nicht-neutralen Position, 30,3% davon in einer Extensions- bzw.

Rotations- plus Extensionsbewegung. Die muskuläre Aktivität des CES betrug in der Extensionsbewegung im Mittel 53,3% (SD: 5,4%) (40 bis 80%) der MVC. Die MA des *M. sternocleidomastoideus* wies ähnliche Aktivitäten auf 30% (min) bis 60% (max) der MVC.

2006 führten Netto und Burnett ebenfalls bei sechs Probanden inflight-Messungen durch, bei denen die Probanden den Kopf bei +1 G<sub>z</sub>, +3 G<sub>z</sub> und +5 G<sub>z</sub> in einer neutralen Position, in einer Extensionsbewegung, Rotationsbewegung und „Check-Six-Bewegung“ (Proband schaut nach schräg hinten hinter das Flugzeug, um mögliche Gegner zu sehen) halten bzw. bewegen mussten (Setting III & IV). Die Analyseperiode betrug dabei jeweils 3 s. Während der verschiedenen Positionen wurde u.a. bilateral die muskuläre Aktivität des *M. sternocleidomastoideus*, des *M. erector spinae* und der Pars descendens des Trapezius abgeleitet. Die Probanden trugen während der Versuche das Helmmodell Gentex HGU-55/P und eine Sauerstoffmaske. Insgesamt betrug das Helmgewicht inkl. Maske 1,7 kg.

Die genauen zentralen Tendenzen der EMG-Auswertungen der einzelnen Muskeln in den jeweiligen Bewegungen und Beschleunigungsexpositionen gaben die Autoren in ihrer Publikation in Form der in Abbildung 10 aufgeführten Darstellung an. Kumulativ lag die muskuläre Aktivität aller Muskeln über alle Bewegungen der Halswirbelsäule auf Baseline (+1,4 G<sub>z</sub>) im Schnitt bei 16% der MVC, während +3 G<sub>z</sub> bei 24% und während +5 G<sub>z</sub> bei 33% der MVC. Weiterhin gaben die Autoren an, dass mit zunehmender Beschleunigung als auch durch die Bewegungen des Kopfes die muskuläre Aktivität signifikant stieg. Auch verwiesen sie auf ähnliche Ergebnisse, die Green und Brown (2004) in der oben aufgeführten Studie publizierten.

Aufgrund der Verletzungsgefahr im Bereich der HWS gibt es relativ wenige Studien, die Kopfbewegungen im Beschleunigungsbereich von über +4 G<sub>z</sub> untersuchen (können) (Green, 2003).

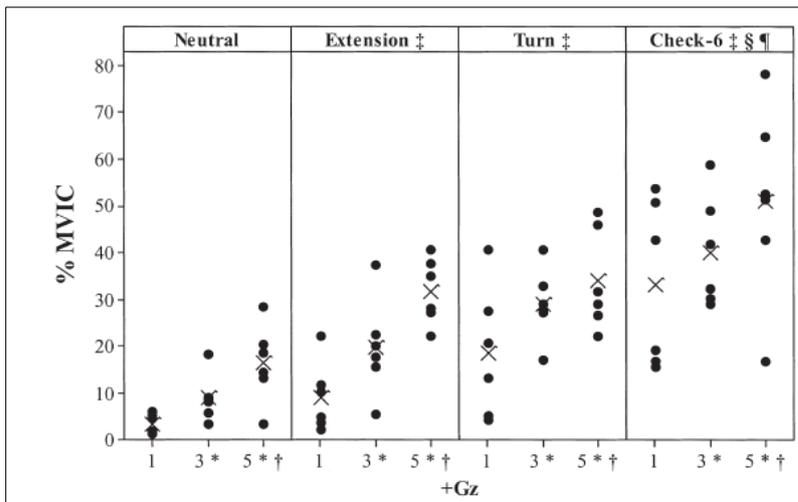


Abb. 10: Muskuläre Aktivitäten unter verschiedenen hohen Beschleunigungsexpositionen (aus: Netto & Burnett, 2006a)

In Abbildung 10 sind die normalisierten muskulären Aktivitäten aller gemessenen Muskeln in der Studie von Netto und Burnett (2006a) während unterschiedlich hohen Beschleunigungsexpositionen in variierenden Kopfpositionen dargestellt (Neutral, Extension, Rotation und „Check-6“, eine Kombination aus Extensions- und Rotationsbewegung). Die Y-Achse stellt die muskuläre Aktivität zum vorher erhobenen Referenzwert dar, die X-Achse die Höhe der  $+G_z$ -Beschleunigung. Die muskuläre Aktivität stieg sowohl durch Beschleunigungszunahme signifikant an, als auch durch die Bewegungen des Kopfes (\*; †).

Bei einigen älteren inflight-Messungen, während dynamischer Bewegungen des Kopfes, überstiegen die muskulären Aktivitäten die vorher durchgeführten Maximalkontraktionen der Muskulatur. Oksa, Hämäläinen, Rissanen, Myllyniemi und Kuronen (1996) führten inflight-Messungen mit sechs Probanden durch, bei denen sie Beschleunigungen bis zu  $+7 G_z$  erreichten. Grundsätzlich lag die muskuläre Aktivität zwischen 5,2 und 19,8% der MVC, wobei die Beanspruchung im Nackenbereich die höchsten Aktivitäten aufwies (im Mittel bei 18% der MVC). In ihren Untersuchungen wurden Maximalwerte von bis zu 257% der MVC ermittelt. Auch Hämäläinen und Vanharanta (1992) ermittelten bei inflight-Messungen Spitzenwerte von bis zu 189,7% der MVC. Bei jüngeren Publikationen wurden solche Spitzenwerte auch bei inflight-Messungen nicht mehr erreicht.

Zusätzlich zum Gewicht des Helmes untersuchten Äng und Kristoffersson (2013) in einer jüngeren Studie den Einfluss von Nachtsichtgeräten auf die muskuläre Beanspruchung bei sechs Probanden während Simulationsflügen in einer Humanzentrifuge. Sie untersuchten

dabei alle schon aufgeführten Muskeln der Halswirbelsäule und teilten den Nacken noch in einen oberen und unteren Teil ein. Die Beschleunigungsexpositionen variierten zwischen +1,4 G<sub>z</sub> und +7 G<sub>z</sub>, wobei im höheren Beschleunigungsbereich aufgrund der Verletzungsgefahr Kopfbewegungen vermieden wurden. Auch wenn sich die Helme nicht signifikant voneinander unterschieden, wurde ein Trend erkennbar, dass die muskuläre Aktivität durch das Nachtsichtgerät zusätzlich erhöht war (10% vs 8%). Die muskulären Aktivitäten variierten dabei zwischen 20% (+7 G<sub>z</sub>), 10% (+5 G<sub>z</sub>) und 6% (+3 G<sub>z</sub>) der MVC bei neutraler Position der HWS und 20%, 10% und 9% der MVC bei „Luftkampfmanövern zwischen +3 und +5 G<sub>z</sub>. Der untere Nackenbereich war auch in diesen Untersuchungen am meisten beansprucht (37% der MVC bei +7 G<sub>z</sub>). Pousette, Lo Martire, Linder, Kristoffersson und Äng (2016) bestätigten diese Erkenntnisse ebenfalls.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass alle durchgeführten Studien zu dem Ergebnis kommen, dass es einen positiven Zusammenhang zwischen Beschleunigung und muskulärer Aktivität im Hals-, Nacken – und Schulterbereich gibt, nämlich, dass mit zunehmender +G<sub>z</sub>-Beschleunigung auch die muskuläre Aktivität zunimmt (Hämäläinen, 1993; Netto & Burnett, 2006a). Befindet sich der Kopf bei den Expositionen in einer neutralen Position, liegt die Beanspruchung je nach Muskel bei der geringsten Beschleunigungsexposition der „Baseline“ während +1,4 G<sub>z</sub> bei ca. 1,4 bis 4% der MVC. Die muskulären Aktivitäten steigen zwischen 25 bis 40% der MVC, bei ca. +7 G<sub>z</sub> an, abhängig davon, welcher Muskel gemessen wurde und ob Helmsysteme getragen wurden. Die höchsten Aktivitäten weisen der Nackenbereich und der obere Anteil des Trapezius auf (Oksa et al., 1996; Äng & Kristoffersson, 2013). Auch das zusätzliche Gewicht durch die Helmsysteme erhöht die muskuläre Aktivität signifikant.

Weiterhin besteht Konsens darüber, dass die muskuläre Aktivität deutlich erhöht ist, wenn sich die Halswirbelsäule in einer nicht-neutralen Position befindet, z.B. wenn Kopfdrehungen oder Flugmanöver durchgeführt werden. Hier stieg in einigen Untersuchungen die muskuläre Aktivität auf bis zu 80% der MVC an (Netto & Burnett, 2006a). Die so genannte „Check-6“-Bewegung, bei welcher die Luftfahrzeugführer nach schräg hinten durch das Dach des Cockpits schauen müssen und dabei eine Kombination aus Extension und Rotation des Kopfes durchführen, stellt die Bewegung dar, bei der die muskuläre Aktivität und daran gemessen auch die muskuläre Beanspruchung am höchsten ist (Coakwell, et. al, 2004).

Auch überschreiten die muskulären Aktivitäten vor allem im Nackenbereich die ergonomischen Vorgaben für statische Arbeit.

„The mean muscle strain in the lateral neck and the back exceed the ergonomic recommendations for static work. (...) The level of peak strain and its frequent occurrence set higher demands for the fighter pilots' maximal muscle strength and muscle endurance than for the average population" (Oksa et al., 1996, S. 1143).

Was die Autoren schon 1996 postulierten wird durch die Modernisierung der Waffensysteme noch evident. Bis heute gibt es in Deutschland weder umfangreiche Arbeitsplatzanalysen, noch einen Konsens über ergonomische Veränderungen des Cockpits oder effektiv validierte Trainingsprogramme in diesem speziellen Umfeld.

### **1.2.3 Präventionsstrategien zur Reduzierung der muskulären Beanspruchung unter Beschleunigungskräften**

Coakwell et al. (2004) fassten in einem umfangreichen Review präventive Strategien zur Verringerung von Schmerzen und Verletzungen im Bereich des Nackens in drei Strategietypen zusammen. Die Primärprävention, die alle vorbeugenden Maßnahmen umfasst und die Sekundär- und Tertiärprävention, die alle Maßnahmen umfassen, die sich mit akuten und auch degenerativen Verletzungen und Beschwerden im Rahmen medizinischer Maßnahmen und Therapien der Rehabilitation befassen.

Zu den primären Strategien zählen ergonomische Veränderungen des Cockpits zur Stabilisierung der Wirbelsäule, Optimierung der persönlichen Schutzausrüstung und physiologisch konstitutionelle Aspekte wie ein Wirbelsäulenscreening und spezielle Trainingsformen (Hämäläinen, Toivakka-Hämäläinen & Kuronen, 1999; Alricsson, Harms-Ringdahl, Larsson, Linder & Werner, 2004). Da die Entwicklung und Erprobung ergonomischer Veränderungen der Ausrüstung und Luftfahrzeugmuster prozessbedingt sehr lange dauern kann, liegt ein Schwerpunkt in der Begutachtung der Wirbelsäule mittels MRT-Bildgebung und in speziellen Techniken und Trainingsprogrammen zur Mobilisation und Stärkung der wirbelsäulenstabilisierenden Muskulatur (Schall, 1989; Kikukawa, Tachibana & Yagura, 1995).

Etabliert haben sich so genannte „Preflight-Warm-ups“ oder auch „G-Warm-ups“, bei denen die Piloten vor und/oder im Flug den Nacken mobilisieren und sich damit auf bevorstehende Manöver oder Kopfbewegungen vorbereiten (Newman, 1997b; Albano & Stanford, 1998). Auch die Einnahme bestimmter Kopfpositionen zur Entlastung der Wirbelsäule sind Strategien, die in der Praxis Anwendung finden (Newman, 1997b).

### **1.2.3.1 Der Einfluss von Kraft und Training auf die muskuläre Beanspruchung der HWS unter Beschleunigungskräften im Rahmen der Primärprävention**

#### **Einfluss von Beschleunigung auf die Maximalkraft**

Burnett, Naumann und Burton (2004) führten eine Untersuchung durch, in der sie den Einfluss von einem Flugtraining auf die Nackenmuskulatur analysierten. Dabei wurden die Maximalkraftwerte der HWS-Extension, Flexion, Lateralflexion und Rotation vor und nach einem acht Monate andauernden Flugtraining erhoben. Insgesamt nahmen 19 Probanden an der Untersuchung teil, 9 davon in der Trainingsgruppe, 10 in der Kontrollgruppe. Der Großteil des Flugtrainings wurde im Beschleunigungsbereich zwischen +1 G<sub>z</sub> und +2 G<sub>z</sub> geflogen. In den letzten fünf Wochen wurden dann Manöver zwischen +3 G<sub>z</sub> und +4 G<sub>z</sub> geflogen. Die Probanden trugen während des Flugtrainings Helme und dazugehörige Masken von insgesamt etwa 2,2 kg. Es wurden nach den acht Monaten weder signifikante Unterschiede in den anthropometrischen Daten der beiden Gruppen gefunden, noch erhöhten sich in der Trainingsgruppe die Kraftwerte signifikant. Lediglich in der HWS-Flexion wurde vom Pre- zum Posttest ein signifikanter Kraftzuwachs in der Trainingsgruppe festgestellt ( $p = 0.03$ ). Die Autoren begründeten den Zuwachs der Kraft damit, dass bedingt durch die Gewichtszunahme des Kopfes durch die Helmsysteme die Flexoren trainiert werden, da sie maßgeblich an der Stabilisation einer aufrechten Kopfhaltung beteiligt sind und dieser Bereich im Alltag nur geringfügig beansprucht wird.

Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch schon Seng, Lam und Lee (2003), die in ihrer Studie untersuchten, ob sich die Maximalkraftwerte im Bereich der Halswirbelsäule von 10 Jetpiloten (durchschnittliche Flugstunden pro Pilot von 1375) und 10 Probanden einer Kontrollgruppe unterscheiden. Auch sie kamen zu dem Ergebnis, dass weder die Nackenmuskulatur der Piloten signifikante Unterschiede zur Kontrollgruppe aufweist, noch wiederholte Beschleunigungsexpositionen einen Einfluss auf den Kraftzuwachs im Bereich der Halswirbelsäule haben. Sie begründeten ihre Ergebnisse damit, dass die Piloten bestimmte Positionen einnehmen, welche die Halswirbelsäule entlasten, beispielsweise das Abstützen am Kabinendach bei hohen Beschleunigungsmanövern.

## Trainingsinterventionen

Sovellius et al. (2006) verglichen zwei verschiedene Trainingsinterventionen mit der Fragestellung, ob ein klassisches Kraftausdauertraining oder ein koordinativ Balance-orientiertes Trainingsprogramm auf dem Trampolin die muskuläre Beanspruchung unter Beschleunigungskräften eher verringern kann. Dabei wurden 16 Probanden in zwei Gruppen unterteilt. In beiden Gruppen verringerte sich nach 6 Wochen Training die muskuläre Beanspruchung bei inflight-Messungen im *M. sternocleidomastoideus* und *M. erector spinae*. Einen Unterschied, ob eine Trainingsform besser sei als die andere, konnten die Autoren aber nicht feststellen. Es gab in dieser Untersuchung weder eine Kontrollgruppe, noch wurde ein standardisiertes Flugprofil für die Posttestmessungen angegeben. Während der Literaturrecherche wurde keine weitere Studie gefunden, die Trainingsprogramme unter flugähnlichen Bedingungen validiert hat.

Eine weitere Studie, die sich mit verschiedenen Trainingsformen in diesem Umfeld beschäftigte, führten Burnett, Naumann, Price und Sanders (2005) durch. Dabei teilten sie 32 Probanden in drei Gruppen. Die erste Gruppe (12 Probanden) führte ein Training der Nackenmuskulatur an einem Kraftgerät durch, bei dem die Muskulatur der Halswirbelsäule in der Flexion, Extension und Lateralflexion isoliert mit verschiedenen einstellbaren Widerständen trainiert werden konnte. Die zweite Gruppe (9 Probanden) führte ein Training mit Hilfe eines Therabandes durch, welches durch ein Kopfband an einer Wand o.ä. befestigt wurde, sodass der Kopf in allen Ebenen bewegt werden konnte. Der Widerstand und damit die Intensität wurden durch unterschiedliche Farben der Bänder, die unterschiedliche Härtegrade darstellten, variiert. Die dritte Gruppe (11 Probanden) diente als Kontrollgruppe und führte kein spezifisches Training durch. Das Trainingsprotokoll war für beide Gruppen gleich. Mit den vorhandenen Geräten wurde ein intensives Kraftausdauertraining durchgeführt, das aus zwei bis drei Sätzen mit 10 Wiederholungen bestand. Die Intensität wurde beim Großgerät anhand der vorher ermittelten Maximalkraftwerte berechnet. Bei den Therabändern wurden unterschiedliche Farben für die Intensitäten genutzt. Das Training wurde zwei Mal pro Woche durchgeführt. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass der höchste Kraftzuwachs in der ersten Trainingsgruppe erzielt wurde, die ein isoliertes Training mit definierten Widerständen an einem Großgerät durchführte. Dabei war die Zunahme der Kraft sowohl in der Extension, Flexion als auch in der Lateralflexion links vom Pre- zum Posttest signifikant. In der Therabandtrainingsgruppe war nur die Zunahme in der Flexion signifikant.

Eine ähnliche Untersuchung mit aber einer anderen Zielsetzung führten Netto, Burnett und Coleman (2007) zwei Jahre später durch, indem sie inflight-Messungen durchführten und von bestimmten Muskeln mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie die MA ermittelten. Diese Daten verglichen sie mit den muskulären Aktivitäten des Trainings an den Kraftgroßgeräten und Therabändern. Sie wollten dabei der Frage nachgehen, ob ein Krafttraining an einem Großgerät mit definierbaren Widerständen oder ein Krafttraining mit Hilfe von Therabändern ähnliche muskuläre Aktivitäten aufweist, wie OEMG-Daten bei inflight-Messungen während eines Luftkampfmanövers, um daraus gezielte Interventionen abzuleiten. Die Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass bei einem Training mit 30% der Maximalkraft an dem Kraftgroßgerät ähnliche muskuläre Aktivitäten gemessen wurden, wie unter einer Beschleunigung von  $+3 G_z$  und  $+5 G_z$  während des oben beschriebenen Manövers. Bei 70 bis 90% der Maximalkraft an den Kraftgeräten überstieg die muskuläre Aktivität beim Training die Aktivität während des Fluges. Nur die muskuläre Aktivität des *M. sternocleidomastoideus* bei einer Beschleunigung von  $+5 G_z$  überstieg die MA bei Intensitäten zwischen 70 und 90% der Maximalkraft an den Kraftmaschinen. Die muskulären Aktivitäten während des Trainings mit dem Theraband konnten mit den EMG-Aktivitäten während Bewegungen des Kopfes unter einer Beschleunigung von  $+1 G_z$  und mit den muskulären Aktivitäten unter einer Beschleunigung von  $+3 G_z$  und  $+5 G_z$  verglichen werden, allerdings nur, wenn sich die HWS in einer neutralen Position befand. Die Autoren gaben an, dass ein Training mit den Therabändern für Piloten geeignet wäre, die keinen hohen Beschleunigungskräften ausgesetzt sind und den Kopf eher in einer neutralen Position beim Fliegen halten (z.B. Transportflieger). Für Luftfahrzeugmuster mit einer höheren Beschleunigung empfahlen sie ein Training an den Kraftgeräten mit etwa 50% der Maximalkraft, um die Muskulatur ähnlich hoch zu beanspruchen.

### **Einfluss von Training auf Nackenbeschwerden**

Thoolen und van den Oord (2015) untersuchten mit Hilfe von zwei Fragebögen aus dem Jahr 2007 und 2014 ( $N = 59$ ) den Verlauf bzw. das Vorhandensein von Nacken- und Rückenbeschwerden bei F-16 Piloten und den Einfluss des Arbeitsumfeldes in Bezug auf technologische Veränderungen der Helmsysteme, Ausrüstungen etc. Neben der Zunahme der Nackenbeschwerden nahm auch das Fliegen mit Nachtsichtgeräten zu. In Bezug auf Trainingsmaßnahmen bzw. präventiver Maßnahmen zur Vermeidung/Verringerung von Nackenbeschwerden gaben 61% der Befragten in 2014 an, dass sie in Vorbereitung des Fliegens die schon angesprochenen „Preflight“ Mobilisationsübungen durchführten. 86% nahmen verschiedene Kopfpositionen ein, um die HWS vor hohen  $+G_z$ -Manövern so zu positionieren, dass sie

möglichst wenig beansprucht wird (bspw. das schon beschriebene Anlehnen des Kopfes am Cockpitdach). Ein Krafttraining führten nur 7% der Befragten zur Verringerung von Nacken- und Rückenbeschwerden durch. 12% gaben an, dass sie nichts zur Vorbeugung unternahmen.

Auch Rintala et al. (2015) analysierten in einer Studie mit 195 Teilnehmern den Zusammenhang zwischen Nackenbeschwerden, Flugstunden, physischer Leistungsfähigkeit und dem Aktivitätsverhalten von Luftfahrzeugführern. Dabei befanden sich 113 Personen in der „High-G“ Gruppe, 43 in der „Low-G“ Gruppe und 39 in einer Kontrollgruppe, die sich aus nicht-fliegendem Personal zusammensetzte. 85% der Teilnehmer aus der „High-G“ Gruppe gaben an, dass sie in den letzten sechs Monaten flugdienstinduzierte muskuläre Beschwerden hatten. Allerdings fanden sie weiterhin heraus, dass die körperlich fittesten Luftfahrzeugführer signifikant weniger Beschwerden hatten, als ihre weniger sportlichen Kollegen.

Ein Großteil der publizierten Artikel kommt zu dem Entschluss, dass präventive Trainingsmaßnahmen zur Vorbeugung von Erkrankungen und Verletzungen der Wirbelsäule zielführend seien, da angenommen und allgemein akzeptiert wird, dass ein funktionell stärkerer Nacken den Kopf unter hohen Beschleunigungskräften auch besser stabilisieren kann (Harrison, Forde, Albert, Croll & Neary, 2016; United States Air Force, 2016). Über die Formen, Dauer und Methoden sind sich die Autoren nicht gänzlich einig. Einige postulieren isolierte Kräftigungsübungen, andere verfolgen den Ansatz eines ganzheitlichen Trainings. Grundsätzlich existiert keine Evidenz, die einer speziellen Form des Trainings Präferenz einräumt. Bewegungstherapie verringert aber nachweislich den Schmerz und die funktionelle Beeinträchtigung von Patienten mit chronischen unspezifischen Rückenschmerzen (Berg, Berggren & Tesch, 1994; Haag, Beck, Korthals, Handel & Schneider, 2018). Auch im flugmedizinischen Kontext stützen Ang, Monnier und Harms-Ringdahl (2009) mit einer durchgeführten Trainingsstudie zur Stärkung der Muskulatur im Bereich der Halswirbelsäule diese Erkenntnis. Rintala et al. (2015) fanden weiterhin heraus, dass körperlich leistungsstärkere Luftfahrzeugführer subjektiv an weniger Nacken- und Rückenbeschwerden leiden, als ihre weniger sportlichen Kollegen.

Zusammenfassend kann für dieses Kapitel festgehalten werden, dass bedingt durch die Entwicklung neuer Technologien an den Helmsystemen auch die muskuläre Beanspruchung und damit verbundenen Beschwerden der Wirbelsäule zugenommen haben. Weiterhin sind Ansätze für präventive Maßnahmen zur Vorbeugung von Nacken- und Rückenbeschwerden vorhanden, strukturierte und detailliert dargelegte Trainingsprogramme für Piloten von

„High Performance“ – Flugzeugen sind sowohl objektiv wissenschaftlich noch zu wenig analysiert als auch in der Praxis und im Dienstbetrieb zu wenig integriert und präsent.

„As yet, no aircrew neck strengthening programs have been validated. (...), it seems that neck strength conditioning may be warranted, but further research is needed to define a conditioning program that is effective.” (Green & Brown, 2004, S. 680).

Tab. 1: Im Forschungsstand genutzte Quellen

Autor(en)	Titel	Zeitschrift/Zeitung	Band	Nr.	Seiten
Albano & Stanford, 1998	Prevention of minor neck injuries in F-16 pilots.	Aviation, Space, and Environmental Medicine	69	12	1193-1199
Alricsson et al., 2004	Neck muscle strength and endurance in fighter pilots: effects of a supervised training program	Aviation, Space, and Environmental Medicine	75	1	23-28
Äng & Kristoffersson, 2013	Neck muscle activity in fighter pilots wearing night-vision equipment during simulated flight	Aviation, Space, and Environmental Medicine	84	2	125–133
Äng et al., 2009	Neck/shoulder exercise for neck pain in air force helicopter pilots: a randomized controlled trial	Spine	34	16	E544-51
Berg et al., 1994	Dynamic neck strength training effect on pain and function	Archives of Physical Medicine and Rehabilitation	75	6	661-665
Burnett, et al., 2004	Flight-training effect on the cervical muscle isometric strength of trainee pilots	Aviation, Space, and Environmental Medicine	75	7	611–615
Burnett et al., 2005	A comparison of training methods to increase neck muscle strength.	A Journal of Assessment, Prevention and Rehabilitation	25	3	205–210
Burton et al., 1999	Cervical spine injury from repeated exposure to sustained acceleration.	NATO Research and Technology Organization (Technical Report 4)		4	11-15
Coakwell et al., 2004	High-risk head and neck movements at high G and interventions to reduce associated neck injury	Aviation, Space, and Environmental Medicine	75	1	68–80
United States Air Force, 2016	Fighter Aircrew Conditioning Program (FACP)	Internetdokument: <a href="http://www.e-publishing.af.mil/">http://www.e-publishing.af.mil/</a>			

<b>Autor(en)</b>	<b>Titel</b>	<b>Zeitschrift/Zeitung</b>	<b>Band</b>	<b>Nr.</b>	<b>Seiten</b>
Green & Brown, 2004	Head positioning and neck muscle activation during air combat	Aviation, Space, and Environmental Medicine	75	8	676–680
Haag et al., 2018	The evidence of physical activity and training for the therapy of chronic non-specific back pain	Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin	69	7-8	255–261
Hämäläinen et al., 1999	+Gz associated stenosis of the cervical spinal canal in fighter pilots	Aviation, Space, and Environmental Medicine	70	4	330-334
Hämäläinen, 1993	Flight helmet weight, +Gz forces, and neck muscle strain	Aviation, Space, and Environmental Medicine	64	1	55–57
Hämäläinen & Vanharanta, 1992	Effect of Gz forces and head movements on cervical erector spinae muscle strain	Aviation, Space, and Environmental Medicine	63	8	709–716
Harrison et al., 2016	Posture and helmet load influences on neck muscle activation	Aerospace Medicine and Human Performance	87	1	48–53
Honkanen et al., 2017	Neck and shoulder muscle activation among experienced and inexperienced pilots in +Gz exposure	Aerospace Medicine and Human Performance	88	2	90–95
Jonsson, 1982	Measurement and evaluation of local muscular strain in the shoulder during constrained work	Journal of human ergology	11	1	73–88
Kikukawa et al., 1995	G-related musculoskeletal spine symptoms in Japan Air Self Defense Force F-15 pilots.	Aviation, Space, and Environmental Medicine	66	3	269-272
Netto & Burnett, 2006	Neck muscle activation and head postures in common high performance aerial combat maneuvers	Aviation, Space, and Environmental Medicine	77	10	1049–1055
Netto et al., 2007	Neck exercises compared to muscle activation during aerial combat maneuvers	Aviation, Space, and Environmental Medicine	78	5	478–484
<b>Autor(en)</b>	<b>Titel</b>	<b>Zeitschrift/Zeitung</b>	<b>Band</b>	<b>Nr.</b>	<b>Seiten</b>

Pousette et al., 2016	Neck muscle strain in Air Force pilots wearing night vision goggles	Aerospace Medicine and Human Performance	87	11	928–932
Rintala et al., 2015	Relationships between physical fitness, demands of flight duty, and musculoskeletal symptoms among military pilots	Military Medicine	180	12	1233–1238
Schall, 1989	Non-ejection cervical spine injuries due to +Gz in high performance aircraft	Aviation, Space, and Environmental Medicine	60	5	445-456
Seng et al., 2003	Acceleration effects on neck muscle strength: pilots vs. non-pilots	Aviation, Space, and Environmental Medicine	74	2	164–168
Sovelius et al., 2006	Trampoline exercise vs. strength training to reduce neck strain in fighter pilots	Aviation, Space, and Environmental Medicine	77	1	20–25
Thoolen & van den Oord, 2015	Modern air combat developments and their influence on neck and back pain in F-16 pilots	Aerospace Medicine and Human Performance	86	11	936–941

### **1.3 Resultierende forschungsleitende Fragestellungen**

Basierend auf dem aktuellen Forschungsstand ergeben sich folgende forschungsleitende Fragestellungen:

- Wie hoch ist die physiologische Beanspruchung der Muskulatur im Bereich der Halswirbelsäule unter dem Einfluss positiver Beschleunigungskräfte?
  - Welchen Einfluss haben verschiedene Helmsysteme?
  - Welchen Einfluss haben Kopfbewegungen?
  - Kann die Beanspruchung quantifiziert werden?
- Kann ein - speziell für das Umfeld der Jetfliegerei entwickeltes - Trainingsprogramm die physiologische Beanspruchung der Muskulatur unter Beschleunigungskräften verringern?

## 1.4 Aufbau der Experimentellen Phase

Um die zwei übergeordneten Fragestellungen zu analysieren, wurde die experimentelle Phase der Übersichtlichkeit halber in zwei Subphasen (Experiment I & Experiment II) gegliedert, die jeweils eine der aufgeführten Fragestellungen analysieren. Die hier aufgeführte Zeitachse (Abb. 11) beschreibt den Gesamtaufbau der vorliegenden Arbeit.

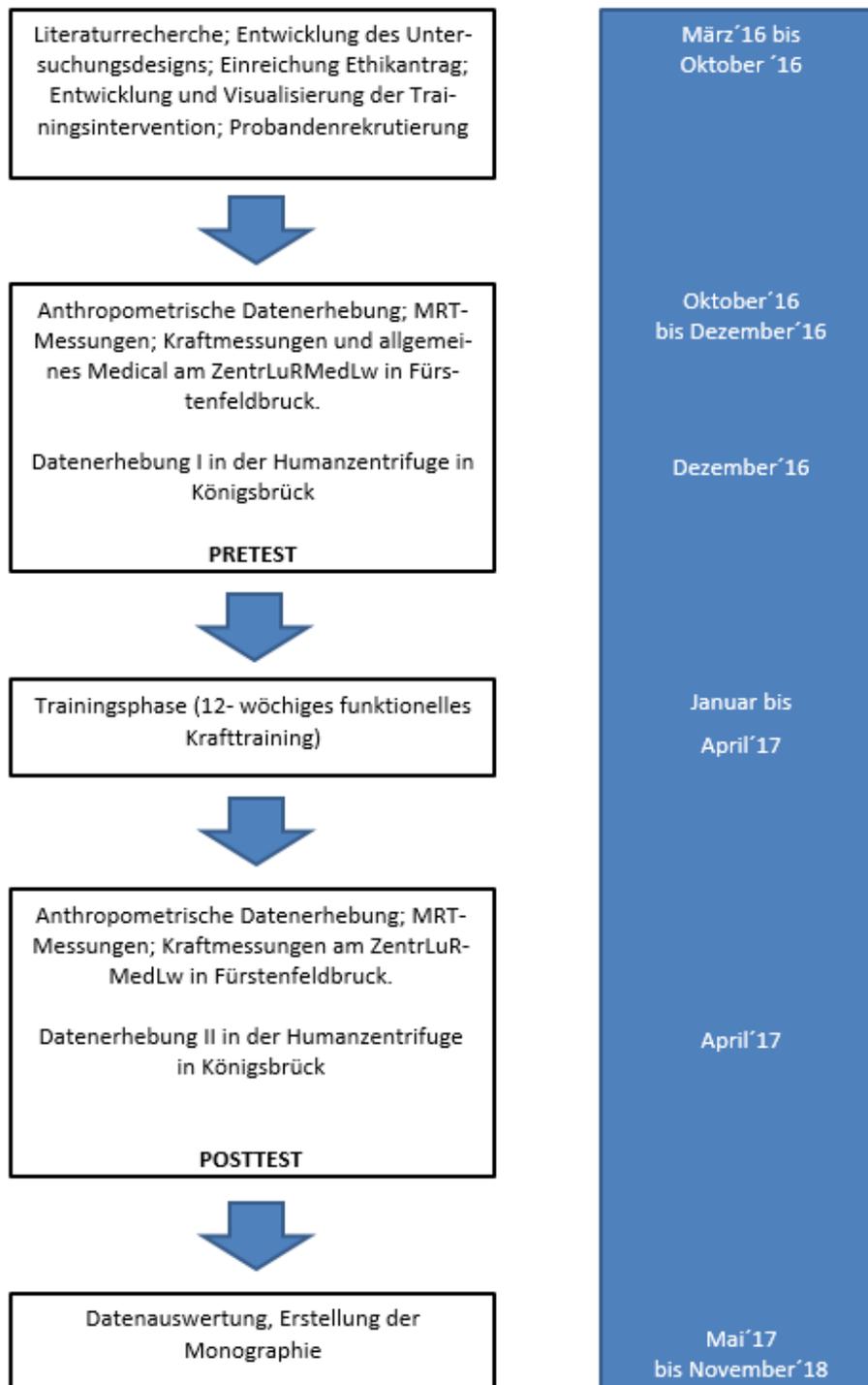


Abb. 11: Zeitachse der durchgeführten Studie

## **2 EXPERIMENT I: ERMITTLUNG DER PHYSIOLOGISCHEN BEANSPRUCHUNG IM BEREICH DER HALSWIRBELSÄULE UNTER POSITIVER $G_z$ -BESCHLEUNIGUNG UND DEREN BEEINFLUSSUNG DURCH VERSCHIEDENE HELMSYSTEME**

Nachdem der aktuelle Forschungsstand deutlich macht, dass die muskuläre Beanspruchung durch Gewichtszunahme der Helmsysteme und zusätzlicher Nachtsichtausrüstung im muskuloskelettalen Bereich der Halswirbelsäule zugenommen hat, liegt die Relevanz für dieses Experiment darin, die Beanspruchung von den in Deutschland genutzten Helmen unter dem Einfluss positiver Beschleunigungskräfte zu ermitteln und mit vorhandener Literatur zu vergleichen.

In diesem Experiment wurde der aktuell genutzte Helm HGU 55/P (Gewicht: 1,8 kg) und HGU 55/IG inklusive Nachtsichtgerät (Gewicht 2,3 kg) unter verschiedenen hohen Beschleunigungsexpositionen in unterschiedlichen Settings mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie analysiert. Flugsicherheitsrelevante Auflagen in Deutschland lassen keine inflight-Messungen in militärischen Luftfahrzeugen zu, deshalb wurden die Untersuchungen in der Langarm-Humanzentrifuge der Bundeswehr in Königsbrück bei Dresden durchgeführt.

Weiterhin wurde das subjektive Belastungsempfinden in Bezug auf die unterschiedlichen Helmsysteme und Beschleunigungsexpositionen mit Hilfe eines Fragebogens ermittelt. Im Forschungsstand wurden die erhobenen Daten in unterschiedliche Settings (neutrale Position der HWS, Kopfbewegungen, Schutzausrüstung) eingeteilt. Um die Daten mit der vorhandenen Literatur vergleichen zu können, wurde sich an diesen Settings bei der Datenerhebung orientiert.

Die dargelegten forschungsleitenden Fragestellungen wurden in Experiment I wie folgt differenziert:

- Wie hoch ist die muskuläre Aktivität bei einer Beschleunigung von  $+1,4 G_z$  und  $+3 G_z$ , wenn sich die HWS in einer neutralen Position befindet (i.A.a. Setting I)?
  - Wie verändert sich die muskuläre Aktivität unter Beschleunigungszunahme von  $+1,4 G_z$  auf  $+3 G_z$  und welchen Einfluss haben dabei verschieden schwere Helmsysteme (i.A.a. Setting II)?

- Wie hoch ist die muskuläre Aktivität unter einer Beschleunigung von +3 G<sub>z</sub>, wenn Kopfdrehungen durchgeführt werden und sich die HWS in einer nicht-neutralen Position befindet?
  - Wie verändert sich die muskuläre Aktivität dabei durch verschieden schwere Helmsysteme (i.A.a. Setting III und IV)?
- Wie verhält sich das subjektive Belastungsempfinden während der Zentrifugenfahrten und wie verändert es sich durch die verschieden schweren Helmsysteme und unterschiedlich hohen Beschleunigungsexpositionen?

## 2.1 Die untersuchte Muskulatur

Zur Messung der physiologischen Beanspruchung im Hals-, Nacken- und Schulterbereich haben sich der *M. sternocleidomastoideus*, Anteile des *M. erector spinae* (im Bereich des vierten Halswirbelkörpers) und die Pars descendens des Trapezius in schon durchgeführten Studien als valide Muskeln bewährt (z.B. Honkanen et al., 2017). Die ausgewählten Muskeln sind sowohl für die Stabilisation als auch für die Bewegung des Kopfes zuständig. Die in Kapitel 1.2.1.1 dargestellten Muskeln wurden auch in der hier vorliegenden Arbeit analysiert.

## 2.2 Das Probandenkollektiv

Das Probandenkollektiv bestand aus 18 Probanden (16 männlich, 2 weiblich) mit einem Durchschnittsalter von 31 Jahren (SD: 10) und einem BMI von 24 (SD: 2,5). Unter den 18 Probanden befanden sich drei aktive Jetpiloten, die als Testpiloten an der Wehrtechnischen Dienststelle der Bundeswehr in Manching verschiedene Luftfahrzeugmuster erproben. Ansonsten bestand das Kollektiv aus Fluganfängern, die marginal bis keine Erfahrungen bzgl. positiver Beschleunigungsexpositionen hatte.

Der Ethikantrag dieser Untersuchungen wurde vor Beginn der Studie an der Universität Würzburg eingereicht und genehmigt.

Um an der Studie teilzunehmen, mussten alle Probanden im Vorfeld eine flugmedizinische Tauglichkeitsuntersuchung bestehen, die sich aus den nachfolgenden Parametern zusammensetzte:

- Ruhe- und Belastungs-EKG;
- Allgemeine internistische Untersuchung;
- Lungenfunktionstest;
- MRT der Wirbelsäule;
- Neurologisch- psychiatrische Untersuchung;
- Anthropometrische Untersuchung;
- Orthopädische Untersuchung;
- Blut- und Urintestung;
- Seh- und Hörtest;
- Zahnkontrolle

Dies ist das „normale“ Procedere im Rahmen einer flugmedizinischen Tauglichkeitsüberprüfung. Wenn alle aufgeführten Untersuchungen unauffällig sind, bzw. der Norm entsprechen sind die Teilnehmer medizinisch „flugtauglich“.

### **2.3 Versuchsvorbereitung und Durchführung von Experiment I**

In Abbildung 12 werden die einzelnen „Stationen“ des ersten Experimentes dargestellt. Nach Ankunft der Probanden am ZentrLuRMedLw in Fürstenfeldbruck wurden an Tag I die flugmedizinische Tauglichkeitsuntersuchung sowie – in Vorgriff auf den zweiten Teil der Studie – Maximalkraftmessungen im Bereich der HWS als auch Muskelvolumenbestimmungen mit Hilfe der Magnetresonanztomographie (MRT) durchgeführt.

Im Anschluss an die Untersuchungen in Fürstenfeldbruck führen die Teilnehmenden nach Königsbrück bei Dresden, um an den Oberflächenelektromyographiemessungen in der Humanzentrifuge teilzunehmen. Die Vorbereitung sowie Durchführung wird in diesem Kapitel erläutert.

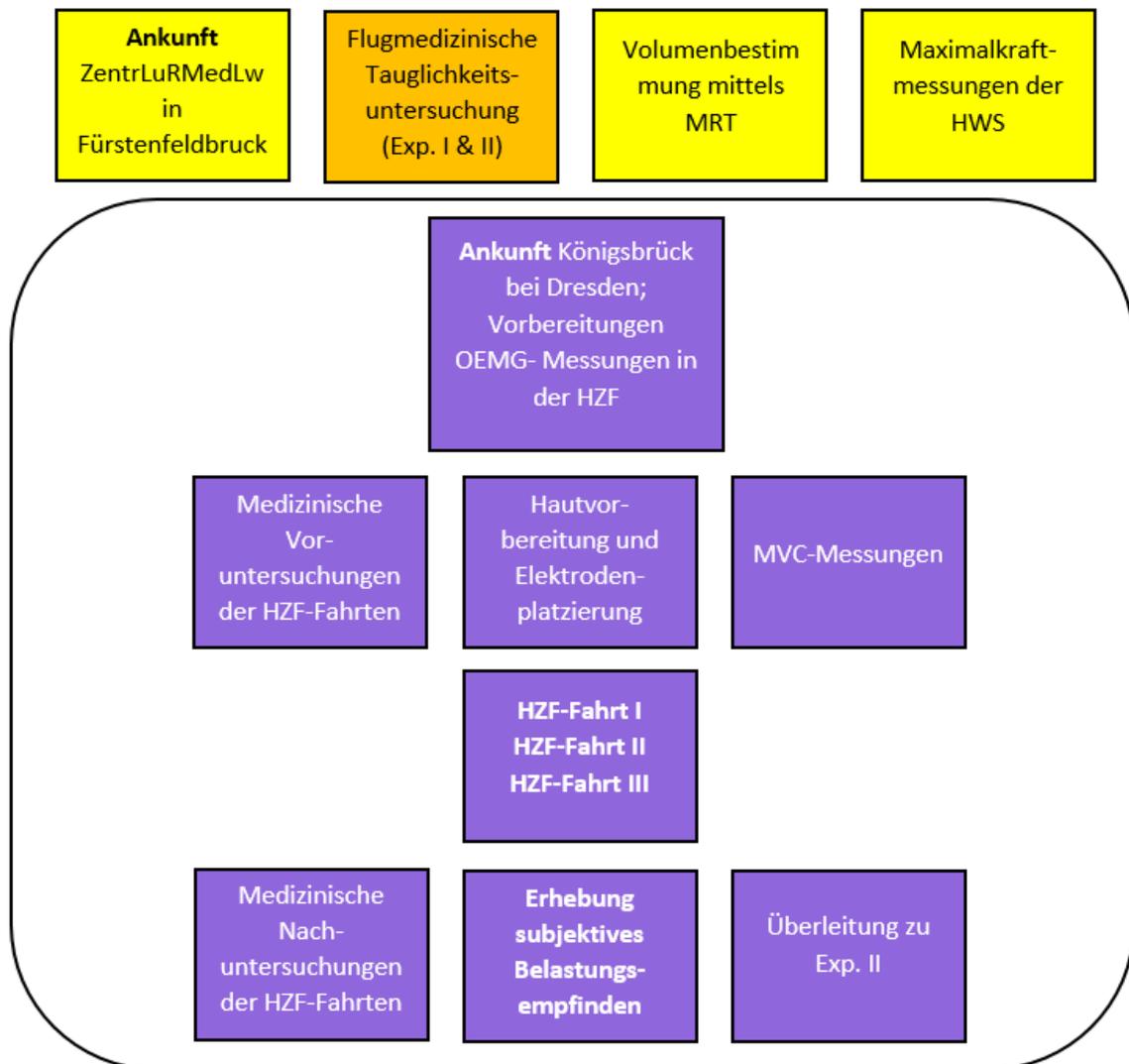


Abb. 12: Versuchsablauf Experiment I

### 2.3.1 Oberflächenelektromyographiergerät und Auswertesoftware

Für das Experiment wurde ein kabelloses 16-Kanal-EMG Gerät der Firma Noraxon genutzt (Telemetry-DTS, Velamed, Köln, Deutschland). Die Daten wurden mittels einer Speicherkarte auf dem „Belt Receiver“ des Gerätes gespeichert und nach den Zentrifugenfahrten ausgelesen (Noraxon U.S.A., 2017). Anlehnend an die empfohlenen wissenschaftlichen Standards für OEMG-Messungen in der Arbeitswissenschaft (Hermens, 2000; Merletti, 1999) wurde das Gerät folgendermaßen eingestellt:

- Bandpassfilter: 10 – 500 Hz
- Abtastrate: 1500 Hz

Weiterhin wurden zwei Akzelerometer der Firma Noraxon (DTS 3D Accelerometer, Velamed, Köln, Deutschland) verwendet, die ähnlich den EMG-Sensoren die Daten auf der Speicherkarte des Belt Receivers speichern.

Es wurden Silber/Silberchlorid basierte Einmalelektroden (Noraxon Dual-EMG Elektroden), mit einem Interelektrodenabstand von 1,75 cm verwendet.

Zur Aufzeichnung und Verarbeitung der Rohdaten wurde mit der Analysesoftware „MyoResearch 3.0 (MR3)“ und im Speziellen dort dem EMG-Modul „MyoMuscle“ (Noraxon U.S.A., 2017) gearbeitet. Diese Software hat den Vorteil, dass sie - anlehnend an die empfohlenen wissenschaftlichen Standards – voreingestellte EMG-Signalverarbeitungsschritte und Auswertungsmodule zur Verfügung stellt.

### **2.3.2 Hautvorbereitung und Elektrodenpositionierung**

Sofern die Haut nicht vollständig von Haaren befreit war, wurde die Haut rasiert, mit einer alkoholischen Lösung gereinigt und einer speziellen abrasiven Reinigungspaste nochmals behandelt. Nach den Empfehlungen zur Elektrodenpositionierung (Konrad, 2011) wurden die Elektroden parallel zum Muskelfaserverlauf geklebt. Um die Elektroden bei allen Untersuchungen exakt gleich zu positionieren, wurde die Positionierung bei allen Probanden von einer erfahrenen Physiologin durchgeführt. In diesem Experiment sah dies wie folgt aus:

#### ***M. sternocleidomastoideus* links und rechts (LSCM, RSCM)**

Bei Rotation des Kopfes in die entgegengesetzte Richtung der zu platzierenden Elektroden-seite wurden die Elektroden bilateral mittig über den Muskelbauch an der dicksten Stelle des Muskels positioniert (Abb. 13) (Sommerich et al., 2000; Netto & Burnett, 2006a).

#### ***M. erector spinae* links und rechts (LCES, RCES)**

Die Elektroden wurden bilateral mittig, auf Höhe des vierten Halswirbelkörpers (HWK4), über den *M. splenius capitis* geklebt (Abb.13) (Netto & Burnett, 2006a; Harrison et al., 2011).

#### ***M. trapezius Pars descendens* links und rechts (LUTR, RUTR)**

Bei abduzierter Schulter wurden die Elektroden bilateral mittig über den Muskelbauch an der dicksten Stelle des Muskels positioniert. Die anatomischen Bezugspunkte waren von cranial nach caudal der Dornfortsatz der HWS in Höhe C7 und das Acromion, als höchste Stelle des Schulterblattes (Abb. 13) (Netto & Burnett, 2006a; Harrison et al., 2011).

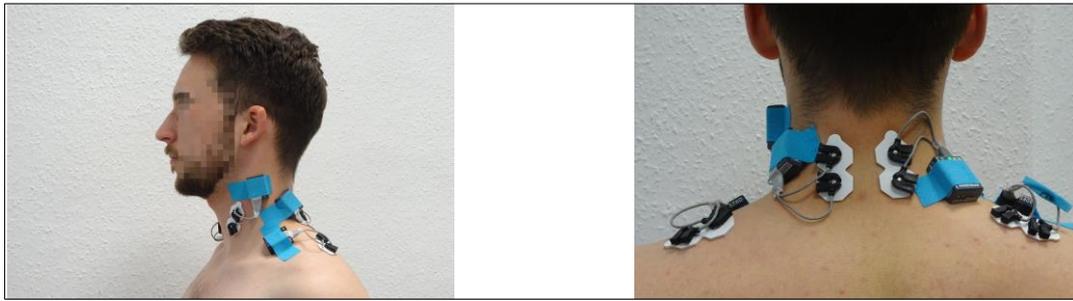


Abb. 13: Darstellung der Elektrodenpositionierung bei einem Probanden

### 2.3.3 MVC-Normalisierung

Wie im Forschungsstand bzgl. Beanspruchungsanalysen mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie beschrieben, müssen die Daten zu einem Referenzwert normalisiert werden. Dafür werden in einer vorher definierten Position die zu untersuchenden Muskeln maximal willkürlich kontrahiert. Während der Kontraktion werden die Muskelaktionspotentiale (gemessen in  $\mu\text{V}$ ) als Feldpotentiale registriert und über eine Dauer von 1000 ms wird die Fläche unter der Kurve der Maxima der Aktionspotentiale bestimmt. Dieser Wert (Dimension  $\mu\text{V}^2/\text{ms}$ ) wird als MVC-Wert bezeichnet und als 100% festgelegt.

Nach einer kurzen Erwärmung wurden die Probanden in diesem Experiment aufgefordert, innerhalb von 3 bis 5 s maximal isometrisch gegen die unüberwindbare Vorrichtung der einzelnen Testpositionen zu drücken.

Folgende Positionen wurden im Vorfeld als besonders geeignet für maximale Willkürkontraktionen ermittelt und für die gemessenen Muskeln ausgewählt:

***M. sternocleidomastoideus:***

Die Probanden lagen in Rückenlage auf einer Liege, der Kopf wurde seitlich in die entgegengesetzte Richtung des zu messenden Muskels positioniert. Mit Hilfe eines Spanngurtes wurde der Kopf anschließend auf der Liege festgeschnallt, sodass ein unüberwindbarer Widerstand gegeben war. Die maximale Willkürkontraktion des *M. sternocleidomastoideus* wurde durchgeführt, indem der Kopf maximal gegen den Spanngurt gedreht und abduziert wurde (Abb. 14).



Abb. 14: MVC-Messung des *M. sternocleidomastoideus* links

***M. erector spinae:***

Die Probanden saßen mit dem Rücken zur Wand, die Füße wurden gegen einen umgedrehten Hocker gestemmt, sodass man bei Übungsausführung nicht wegrutschte und mehr Kraft aufbringen konnte. Das Gesäß befand sich eine handbreit von der Wand entfernt, der Kopf wurde an die Wand angelehnt. Die maximale Willkürkontraktion des *M. erector spinae* wurde durchgeführt, indem die Probanden den Kopf leicht überstreckten, einen Punkt an der Decke fixierten und maximal den Kopf in dieser Position (in) gegen die Wand drückten (Abb. 15).



Abb. 15: MVC-Messung des *M. erector spinae*

### ***M. trapezius Pars descendens***

Die Probanden saßen aufrecht auf einem Hocker, die Zurrgurte wurden auf die Schultern gelegt und so festgespannt, dass die Schultern nicht heruntergezogen wurden, aber auch keine Bewegungsfreiheit mehr gegeben war (Abb. 16). Die maximale Willkürkontraktion des *M. trapezius Pars descendens* wurde durchgeführt, indem die Probanden die Schultern maximal nach oben abduzierten.



Abb. 16: MVC-Messung des *M. trapezius Pars descendens*

## 2.4 Belastungsprofil in der Humanzentrifuge

In der ersten der drei Zentrifugenfahrten wurde ein so genanntes „Eingewöhnungsprofil“ eingespielt, bevor das eigentliche Profil der Untersuchung gestartet wurde. Beim Eingewöhnungsprofil beschleunigt die Zentrifuge in einem ersten Schritt von  $+1\text{ G}_z$  auf  $+1,4\text{ G}_z$ . Eine Beschleunigung von  $+1,4\text{ G}_z$  stellt die so genannte Baseline dar und ist Ausgangspunkt für jede Beschleunigungsexposition. Im Eingewöhnungsprofil steigert sich die Beschleunigung alle 20 s um  $+0,5\text{ G}_z$  bis eine Beschleunigung von  $+3\text{ G}_z$  für 20 s erreicht ist. Anschließend entschleunigt die Zentrifuge wieder auf Baseline. Im Anschluss daran wird die Zentrifuge von Baseline direkt mit  $0,5\text{ G}_z/\text{s}$  auf  $+3\text{ G}_z$  beschleunigt und für 20 s auf diesem Niveau gehalten (Abb. 17). In dieser Phase wurden dann auch die im weiteren Verlauf beschriebenen Kopfdrehungen durchgeführt.

In der zweiten und dritten Zentrifugenfahrt wurde nach Erreichen der Baseline direkt mit  $0,5\text{ G}_z/\text{s}$  auf  $+3\text{ G}_z$  beschleunigt und für 20 s das Niveau gehalten. Im Anschluss daran wurde die Zentrifuge abgebremst und zum Stehen gebracht, um die Helmsysteme zu wechseln, bzw. die Fahrten zu beenden.

Es konnten keine höheren Beschleunigungsexpositionen als  $+3\text{ G}_z$  gewählt werden, da das Probandenkollektiv teilweise noch keine Erfahrung mit positiven Beschleunigungen und Zentrifugenläufen hatte. Außerdem stand keine Anti-G-Schutzausrüstung zur Verfügung. Weiterhin wurden die Probanden angewiesen den Kopf zu drehen. Aufgrund der publizierten Studien, die ein erhöhtes Verletzungsrisiko bei Kopfdrehungen im hohen Beschleunigungsbereich beschreiben (Lange, Torp-Svendsen & Toft, 2011; Wagstaff et al., 2012), wurden für die hier vorliegenden Messungen Maximalbeschleunigungen von  $+3\text{ G}_z$  gewählt.

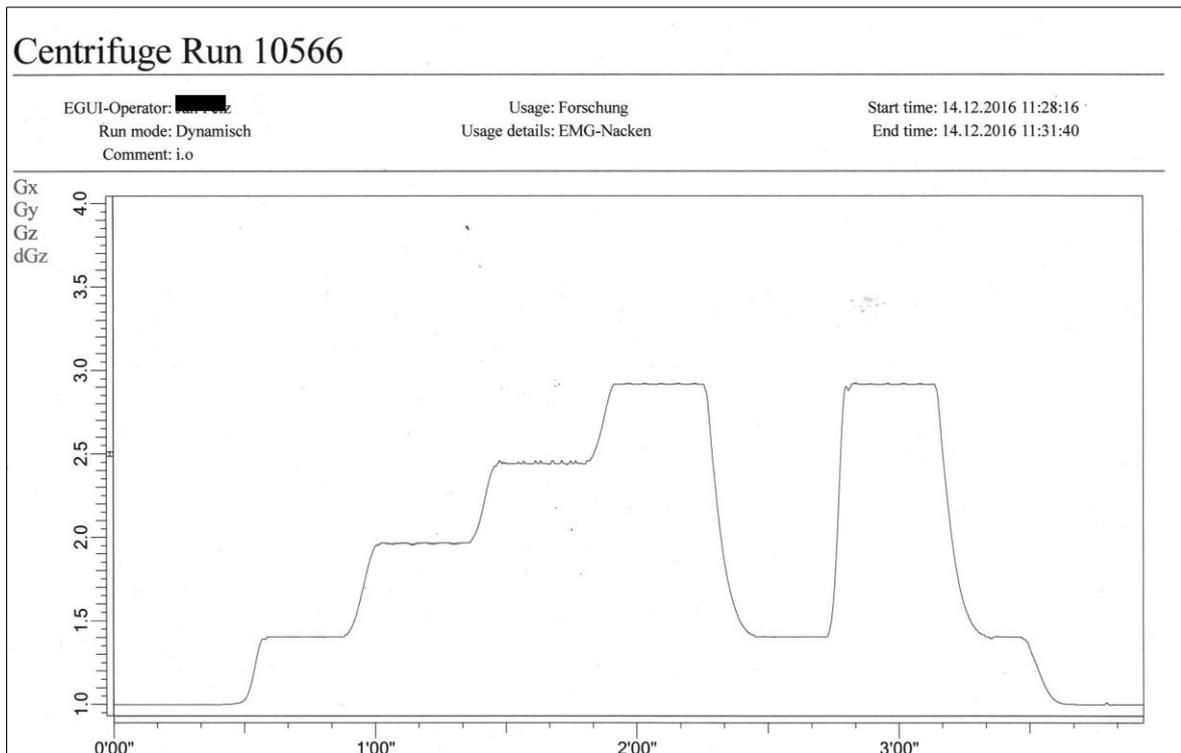


Abb. 17: Eingewöhnungsprofil (Fahrt I) in der Humanzentrifuge

Auf der X-Achse wird die Zeit in Minuten dargestellt, die Y-Achse beschreibt die Höhe der  $+G_z$ -Beschleunigung.

## 2.5 Versuchsdurchführung

### 2.5.1 Ermittlung der muskulären Aktivität unter Beschleunigungskräften

18 Probanden durchliefen hintereinander drei Humanzentrifugenfahrten mit einer positiven Beschleunigung von  $+1,4 G_z$  bis  $+3 G_z$  in drei verschiedenen Settings:

- Ohne Helm (nur das Kopfgewicht)
- Mit Helm (HGU 55/P, Kopfgewicht + 1,4 kg)
- Mit Helm (HGU 55/IG), Visier + Maske und Nachtsichtgerät (Kopfgewicht + 2,3 kg)

Während dieser drei Fahrten sollten die Probanden von  $+1,4 G_z$  bis  $+3 G_z$  den Kopf in einer neutralen Position halten (Kopf gerade, Blick nach vorn gerichtet). Dabei wurde das elektromyographische Signal über 3 s bei  $+1,4 G_z$  und  $+3 G_z$  aufgezeichnet.

Im Anschluss daran wurden sie bei  $+3 G_z$  aus dem Steuerstand per Sprechverbindung angewiesen folgende Bewegungen auszuführen:

- Kopfbewegung nach oben – neutrale Position (Abb. 18);
- Kopfbewegung nach links – neutrale Position (Abb. 19);
- Kopfbewegung nach rechts – neutrale Position (Abb. 20).



Abb. 18: Setting ohne Helm, Kopf neutral und Kopfbewegung nach oben (nur das Kopfgewicht)



Abb. 19: Setting mit Helm, Kopf neutral und Kopfbewegung nach links (Kopfgewicht + 1,4 kg)



Abb. 20: Setting mit Helm + NVG, Kopf neutral und Kopfbewegung nach rechts (Kopfgewicht + 2,3 kg)

Um die Kopfbewegungen auch standardisiert ausführen zu können, wurde im Vorfeld der Untersuchung die Bewegungsreihenfolge festgelegt und das „Kommando“ („1-2; 1-2; 1-2“) besprochen. Somit entstand eine Analyseperiode von 6 s, während der Kopf bei +3 G<sub>z</sub> gedreht werden sollte.

Weiterhin wurden alle Zentrifugenläufe gefilmt und im Nachhinein mit den Oberflächenelektromyographiedaten synchronisiert.

## 2.5.2 OEMG- Signalverarbeitung

Mit Hilfe der Analysesoftware Myo-Research (Modul MyoMuscle) (Noraxon U.S.A., 2017) wurde das Rohsignal bearbeitet. In Anlehnung an EMG-Signalverarbeitungsschritte bei wissenschaftlichen Studien, wurde das Signal in einem ersten Schritt rektifiziert (vollgleichgerichtet). Alle negativen Signalanteile wurden durch Betragsbildung positiviert, um Standardamplitudenparameter wie Mittelwert, Maximum, Minimum sowie das Integral berechnen zu können (Konrad, 2011).

In einem zweiten Schritt wurde das Signal durch den „Root Mean Square“ für ein Zeitfenster von 100 ms geglättet. Der RMS ist ein empfohlener Glättungsalgorithmus. Er reflektiert die mittlere Leistung des Signals (gemittelter Signaltrend) auch Hüllkurve oder „linear envelope“ genannt (Merletti & Parker, 2005; Freiwald et al., 2007).

Die Analyseperioden in den einzelnen Settings wurden markiert und mit Hilfe der Software wurden die  $\mu$ V-basierten Mittelwerte der Analyseperioden generiert (rote Linie Abb. 21).

In einem letzten Schritt wurden die  $\mu$ V-basierten Daten mit Hilfe der Software zum zuvor erhobenen MVC-Wert in Relation gesetzt. Die nun prozentualen Mittelwerte der einzelnen Analyseperioden wurden für die statistische Auswertung genutzt und werden in den Übersichtstabellen auch als „Mean-Wert“ angegeben.

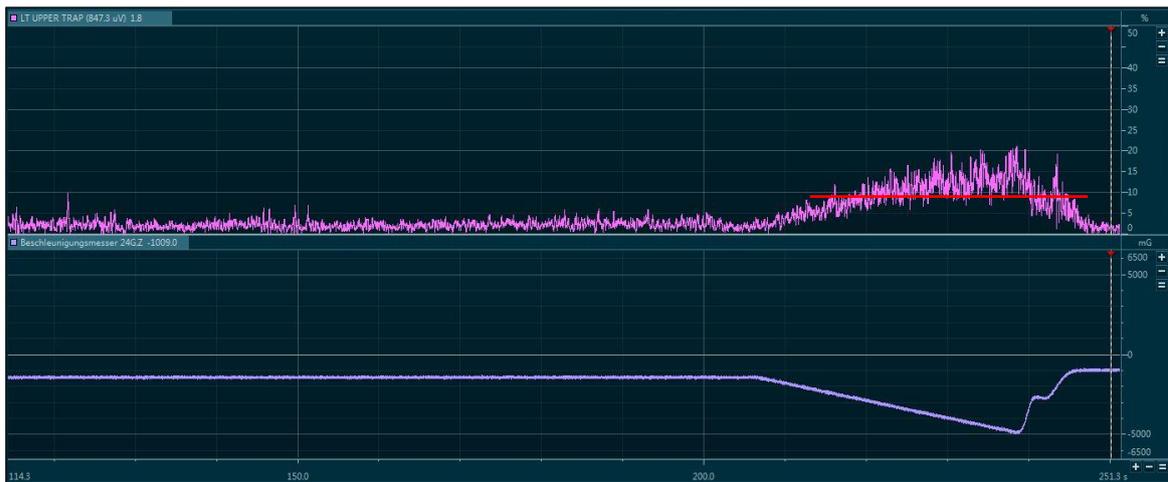


Abb. 21: Darstellung des verarbeiteten EMG-Signals des LUTR während einer linearen Beschleunigung in der Humanzentrifuge.

Auf der X-Achse in Abbildung 21 wird die Zeit in ms dargestellt. Im oberen Abschnitt des Bildes verdeutlicht die Y-Achse die zunehmende muskuläre Aktivität des linken *M. trapezius Pars descendens*, im unteren Abschnitt des Bildes stellt die Y-Achse die zunehmende  $G_z$ -Beschleunigung dar. Die rote Linie beschreibt dabei die mittlere Amplitude (Mittelwert) (aus: Noraxon U.S.A., 2017).

### 2.5.3 Ermittlung des subjektiven Belastungsempfindens während der Fahrten in der Humanzentrifuge

Unmittelbar im Anschluss an die drei Zentrifugenfahrten erhielten die Teilnehmenden einen Fragebogen zur Ermittlung des subjektiven Belastungsempfindens während ihrer Beschleunigungsexpositionen und dem möglichen Einfluss der verschiedenen Helmsysteme. Der Fragebogen zum subjektiven Belastungsempfinden setzte sich aus einer Modifikation des „Nordischen Fragebogens“ und des „Brief Pain Inventory“ zusammen. Der Nordische Fragebogen ist ein vom Institut für Arbeitsmedizin, Sicherheitstechnik und Ergonomie e.V. (ASER, Wuppertal) erstelltes und anerkanntes Tool zur Ermittlung von Beschwerden am Bewegungsapparat in einem Arbeitsumfeld (Rückenkompass, o.J.). Teile aus diesem Fragebogen wurden übernommen und dem Design dieser Untersuchung angepasst. Weiterhin diente die deutsche Version des „Brief Pain Inventory“ von Loick, Radbruch, Kiencke und Sabatowski (o.J.) als Grundlage zur Erstellung des Fragebogens.

Die Einschätzung des subjektiven Belastungsempfindens während der Beschleunigungsexpositionen wurde in 5 Kategorien unterteilt (1 = „stark belastet“, 2 = „belastet“, 3 = „wenig belastet“, 4 = „nicht belastet“ und 5 = „kann ich nicht beurteilen“).

Der gesamte Fragebogen kann in den Anlagen eingesehen werden. Abbildung 22 zeigt einen Ausschnitt aus der ersten Seite.

**3. Im Folgenden sehen Sie verschiedene Bereiche des Körpers. Bitte legen Sie ihr persönliches Belastungsempfinden der aufgeführten Bereiche während der Zentrifugenfahrten fest.**  
Die Ziffern können Sie direkt in die Kästchen schreiben.  
Die Grenzen zwischen den Körperregionen können auch ineinander übergehen. Sie entscheiden bitte selbst, welche Körperbereiche betroffen sind.

1 stark belastet  
2 belastet  
3 wenig belastet  
4 nicht belastet  
5 kann ich nicht beurteilen

Schultern

Nacken

Oberer Rücken

Unterer Rücken

Beine:

Sonstige Bereiche:  
\_\_\_\_\_

Abb. 22: Ausschnitt aus dem Fragebogen zum subjektiven Belastungsempfinden während der Zentrifugenfahrten (modifiziert aus: Loick et al., o.J.; Rückenkompass, o.J.)

### 2.5.4 Statistische Auswerteverfahren

Alle dargestellten Ergebnisse stellen die prozentualen Werte in Relation zur vorgeschalteten maximalen Willkürkontraktion dar. Es werden immer die Mittelwerte der einzelnen Analyseperioden, also der prozentuale Bruttooutput, den die Muskeln leisten mussten, um die ihnen gestellte Aufgabe zu bewältigen, dargestellt. Zur Ergänzung der deskriptiven Ergebnisdarstellung wurden Boxplots erstellt, welche die zentralen Tendenzen der Daten verdeutlichen. Der Übersichtlichkeit halber werden die Muskeln bei der Ergebnisdarstellung bilateral dargestellt. Aufgrund einer technischen Störung des EMG-Gerätes bei einem Probanden während der Zentrifugenfahrten, belaufen sich die Analysen auf 17 Datensätze.

In einer ersten Analyse wurden die Daten graphisch dargestellt, analysiert und mit Hilfe nichtparametrischer Testverfahren für verbundene Stichproben (Wilcoxon-Test und Friedman-Test) ausgewertet. Aufgrund der multivariaten Datenstruktur und zur Vermeidung von vielen einzelnen Tests, wurden zur finalen Auswertung lineare „Mixed Effects“ Modelle (LME) angewandt (Pinheiro & Bates, 2000; Backhaus, Erichson & Weiber, 2015; Backhaus, Erichson, Plinke & Weiber, 2016). Ein LME Modell hat den Vorteil, dass es robust gegenüber fehlenden Werten ist, also auch unbalancierte Daten analysieren kann und für Wiederholungsmessungen wie im vorliegenden Fall gut geeignet ist. Die abhängigen Variablen des Modells stellen jeweils die drei Muskeln dar. Als feste Effekte wurden Beschleunigung, Helm und Bewegung des Kopfes, als zufälliger Effekt die Probanden in das Modell eingeschlossen. Die Mehrfachvergleiche wurden nach Bonferroni korrigiert. Das Akaike Informationskriterium wurde zur Modellauswahl genutzt. Sofern die Residuen normalverteilt waren, wurden die Modelle akzeptiert. Bei Nichtnormalverteilung der Residuen wurde eine Box-Cox Transformation der Rohdaten durchgeführt. Sofern die Residuen nach der Transformation weiterhin nicht normalverteilt waren, wurde das Modell abgelehnt und die Daten mit den oben genannten nichtparametrischen Testverfahren ausgewertet. Um auch die einzelnen Settings untereinander vergleichen und darstellen zu können, wurde eine dreifach-Interaktion zwischen den drei festen Effekten in das Modell einbezogen. Zur Datenanalyse wurde die Statistiksoftware SPSS 22 genutzt. Als Anlage sind die gerechneten Modelle in SPSS-Notation sowie die von den Modellen für die einzelnen Messwerte geschätzten Werte und deren Standardfehler angefügt.

Die Effektstärken wurden beim Effekt „Beschleunigung“ anhand des F-Wertes berechnet (Thalheimer & Cook, 2002), beim Effekt „Helm“ anhand der Gruppenmittelwerte. Die Höhe der Effektstärken werden nach Cohen interpretiert (Lenhard & Lenhard, 2016).

Das Signifikanzniveau wurde auf  $p \leq 5\%$  festgelegt (signifikantes Ergebnis \*). Ein p-Wert von  $\leq 1\%$  beschreibt ein sehr signifikantes Ergebnis \*\*, ein p-Wert  $\leq 0,1\%$  beschreibt ein hoch signifikantes Ergebnis \*\*\*.

## 2.6 Ergebnisse Experiment I

### 2.6.1 Auswirkung von Beschleunigung und Helm auf die muskuläre Aktivität bei statischer Haltung des Kopfes (Setting I und II)

Zur Beantwortung der Fragestellung, wie sich die muskuläre Aktivität unter Beschleunigungszunahme ändert und welchen Einfluss verschieden schwere Helme bei neutraler Position der Halswirbelsäule haben, wurden die Mittelwerte aus Analyseperioden von 3 s ausgewertet, bei der die Probanden unter einer Beschleunigung von  $+1,4 G_z$  und  $+3 G_z$  die HWS in einer neutralen Position halten mussten. Somit wurden bei jedem Probanden, für jeden Muskel bilateral drei Werte generiert: Der Mittelwert ohne Helm (OH), mit Helm (MH) und mit Helm und NVG (MH + NVG).

#### *M. sternocleidomastoideus* bilateral (SCM)

Bei einer Beschleunigung von  $+1,4 G_z$  betrug im Setting OH die muskuläre Aktivität des SCM 1,8% (SD: 0,7%), im Setting MH 1,6% (SD: 0,6%) und im Setting MH + NVG 1,8% (SD: 0,8%) der MVC.

Bei einer Beschleunigung von  $+3 G_z$  betrug im Setting OH die muskuläre Aktivität des SCM 2,1% (SD: 3,1%), im Setting MH 2% (SD: 1%) und im Setting MH + NVG 2,6% (SD: 1,3%) der MVC (Abb. 23).

Grundsätzlich hatte die Beschleunigung einen hoch signifikanten Einfluss auf die muskuläre Aktivität im SCM [df: num 1, denum: 122,76,  $F = 19.05$ ,  $p < 0.001$ ,  $d = 0.51$  (mittlerer Effekt)]. In Tabelle 2 werden die p-Werte der festen Effekte des LME-Modells vom Effekt „Beschleunigung“ innerhalb der einzelnen Settings dargestellt.

Tab. 2: Einfluss von Beschleunigung auf die MA im SCM innerhalb der einzelnen Settings

Helm	Effekt	df (Zähler)	dn (Nenner)	F-Wert	p-Wert
Ohne Helm	Beschleunigung	1	122,74	3.41	0.07
Mit Helm	Beschleunigung	1	122,74	5.26	0.02
Helm + NVG	Beschleunigung	1	122,66	11.68	0.001

Durch die verschiedenen Helmsysteme verringerte sich bei +1,4 G<sub>z</sub> im Mittel die MA um 0,2% vom Setting OH zu MH und stieg um 0,2% vom Setting MH zu MH + NVG.

Bei einer Beschleunigung von +3 G<sub>z</sub> verringerte sich im Mittel die MA um 0,1% vom Setting OH zu MH und stieg um 0,6% vom Setting MH zu MH + NVG.

Der Einfluss der unterschiedlichen Helme auf die muskuläre Aktivität im SCM war nicht signifikant.

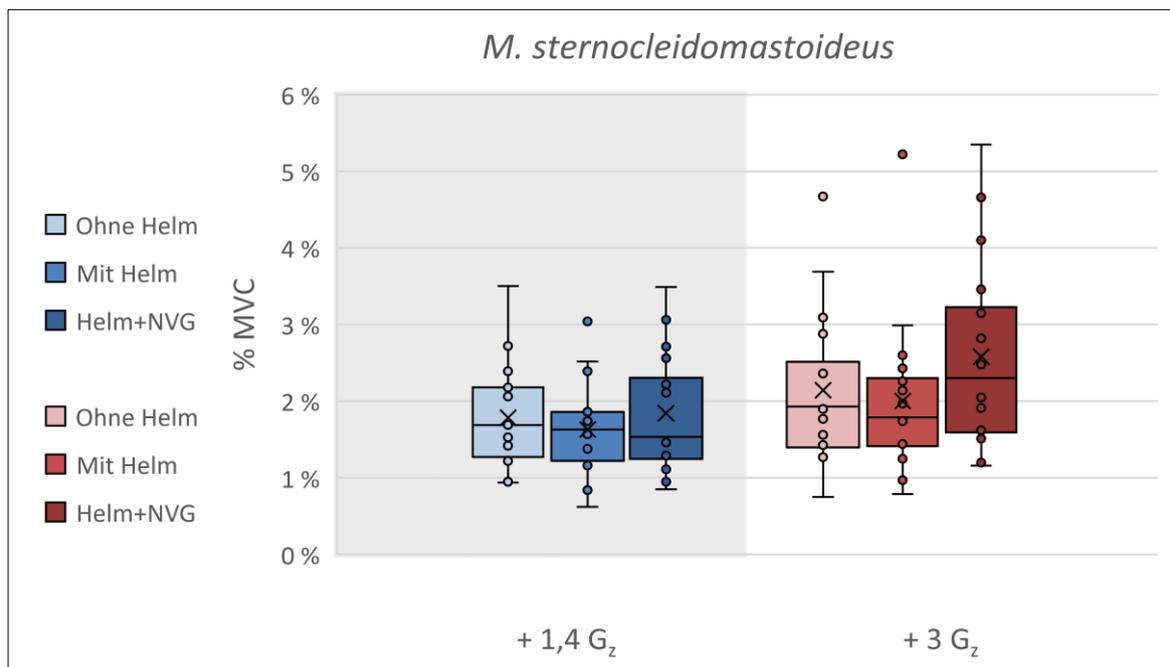


Abb. 23: MA des SCM bilateral in allen drei Settings bei +1,4 G<sub>z</sub> und +3 G<sub>z</sub> in Relation zum MVC-Wert (n = 17)

Abbildungen 23 bis 25 zeigen die muskulären Aktivitäten der drei untersuchten Muskeln in Relation zum vorher erhobenen MVC-Wert. Auf der X-Achse werden die muskulären Aktivitäten der gemessenen Muskeln in den einzelnen Settings (ohne Helm, mit Helm, Helm + NVG) bilateral dargestellt. Die Y-Achse stellt die Höhe der muskulären Aktivität in Relation zum vorher erhobenen MVC-Wert dar. Mit „X“ sind die Mittelwerte gekennzeichnet. Auf der linken Seite der Abbildungen befinden sich die muskulären Aktivitäten bei einer Beschleunigung von +1,4 G<sub>z</sub>, auf der rechten Seite die muskulären Aktivitäten bei einer Beschleunigung von +3 G<sub>z</sub>.

### ***M. erector spinae bilateral (CES)***

Bei einer Beschleunigung von +1,4 G<sub>z</sub> betrug im Setting OH die muskuläre Aktivität des CES 4% (SD: 1,5%), im Setting MH 4,6% (SD:1,4%) und im Setting MH + NVG 6,4% (SD: 2,3%) der MVC.

Bei einer Beschleunigung von +3 G<sub>z</sub> betrug im Setting OH die muskuläre Aktivität des CES 6,4% (SD: 3,2%), im Setting MH 7,8% (SD: 3,3%) und im Setting MH + NVG 11,1% (SD: 5,1%) der MVC.

Grundsätzlich hatte die Beschleunigung einen hoch signifikanten Einfluss auf die muskuläre Aktivität im CES [df: num 1, denum: 125,036, F = 17.4, p < 0.001, d = 0.5 (mittlerer Effekt)].

In Tabelle 3 werden die p-Werte der festen Effekte des LME-Modells vom Effekt „Beschleunigung“ innerhalb der einzelnen Settings dargestellt.

Tab. 3: Einfluss von Beschleunigung auf die MA im CES innerhalb der einzelnen Settings

Helm	Effekt	df (Zähler)	dn (Nenner)	F-Wert	p-Wert
Ohne Helm	Beschleunigung	1	125,04	2.90	0.09
Mit Helm	Beschleunigung	1	125,04	4.1	0.03
Helm + NVG	Beschleunigung	1	125,04	10.64	< 0.001

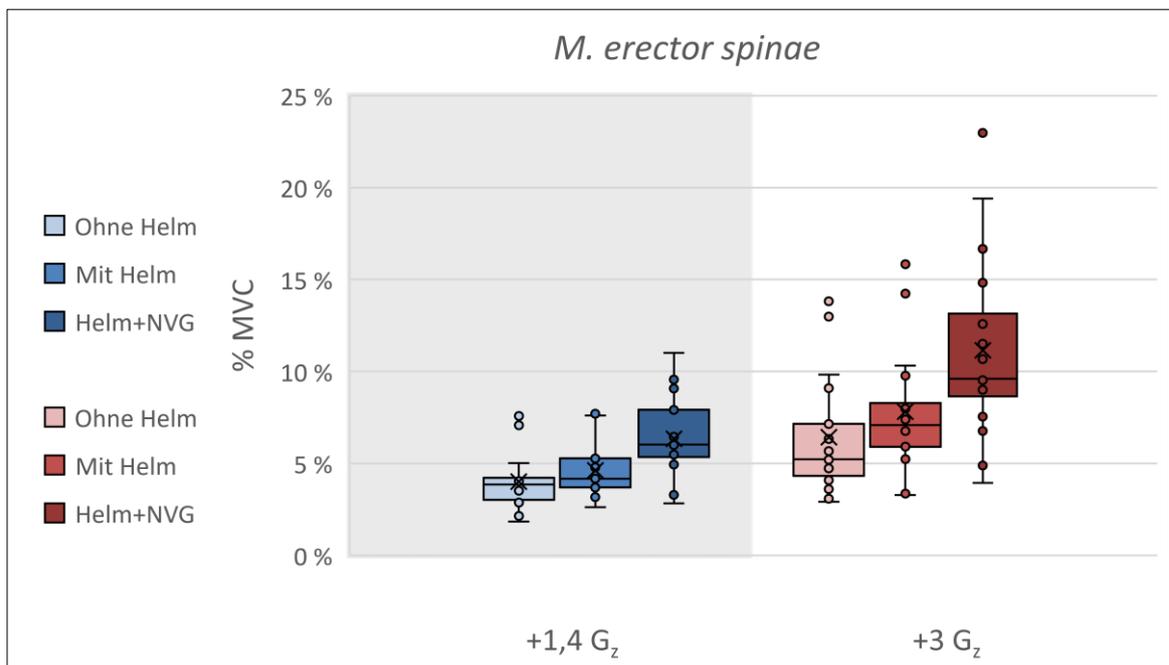
Durch die verschiedenen Helmsysteme stieg bei +1,4 G<sub>z</sub> im Mittel die MA um 0,6% vom Setting OH zu MH und stieg weiter um 1,7% vom Setting MH zu MH + NVG.

Bei einer Beschleunigung von +3 G<sub>z</sub> stieg im Mittel die MA um 1,4% vom Setting OH zu MH und stieg weiter um 3,3% vom Setting MH zu MH + NVG.

Grundsätzlich hatten die Helme einen hoch signifikanten Einfluss auf die muskuläre Aktivität im CES [(df: num 2, denum: 125,396, F = 13.67, p < 0.001, d = 0.47 (mittlerer Effekt)]. In Tabelle 4 werden die p-Werte der festen Effekte des LME-Modells vom Effekt „Helm“ zwischen den einzelnen Settings dargestellt.

Tab. 4: Einfluss der Helme auf die MA im CES

Helm	Effekt	df (Zähler)	dn (Nenner)	F-Wert	p-Wert
Ohne Helm	Mit Helm	2	125,04	13.67	0.09
Ohne Helm	Helm + NVG	2	125,58	13.67	< 0.001
Mit Helm	Helm + NVG	2	125,58	13.67	0.01

Abb. 24: MA des CES bilateral in allen drei Settings bei +1,4 G<sub>z</sub> und +3 G<sub>z</sub> in Relation zum MVC-Wert (n = 17)

### ***M. trapezius Pars descendens* bilateral (UTR)**

Bei einer Beschleunigung von +1,4 G<sub>z</sub> betrug im Setting OH die muskuläre Aktivität des UTR 2,4% (SD:1,5%), im Setting MH 2,9% (SD: 1,4%) und im Setting MH + NVG 4% (SD: 2,8%) der MVC.

Bei einer Beschleunigung von +3 G<sub>z</sub> betrug im Setting OH die muskuläre Aktivität des UTR 6,6% (SD: 4,3%), im Setting MH 6,8% (SD: 4,1%) und im Setting MH + NVG 8,1% (SD: 4,8%) der MVC (Abb. 25).

Grundsätzlich hatte die Beschleunigung einen hoch signifikanten Einfluss auf die muskuläre Aktivität im UTR [df: num 1, denum: 114,17, F = 82.84, p < 0.001, d = 1.1 (starker

Effekt)]. In Tabelle 5 werden die p-Werte der festen Effekte des LME-Modells vom Effekt „Beschleunigung“ innerhalb der einzelnen Settings dargestellt.

Tab. 5: Einfluss von Beschleunigung auf die MA im UTR innerhalb der einzelnen Settings

Helm	Effekt	df (Zähler)	dn (Nenner)	F-Wert	p-Wert
Ohne Helm	Beschleunigung	1	113,66	29.21	< 0.001
Mit Helm	Beschleunigung	1	115,21	27.62	< 0.001
Helm + NVG	Beschleunigung	1	113,66	26.13	< 0.001

Durch die verschiedenen Helmsysteme stieg bei +1,4 G<sub>z</sub> im Mittel die MA um 0,6% vom Setting OH zu MH und stieg weiter um 1,1% vom Setting MH zu MH + NVG.

Bei einer Beschleunigung von +3 G<sub>z</sub> stieg im Mittel die MA um 0,2% vom Setting OH zu MH und steigt weiter um 1,4% vom Setting MH zu MH + NVG (Abb.25).

Grundsätzlich hatten die Helme einen sehr signifikanten Einfluss auf die muskuläre Aktivität im UTR [df: num 2, denum: 114,2, F = 6.55, p = 0.002, d = 0.36 (kleiner Effekt)]. In Tabelle 6 werden die p-Werte der festen Effekte des LME-Modells vom Effekt „Helm“ zwischen den einzelnen Settings dargestellt.

Tab. 6: Einfluss der Helme auf die MA im UTR

Helm	Effekt	df (Zähler)	dn (Nenner)	F-Wert	p-Wert
Ohne Helm	Mit Helm	2	114,22	6.55	0.18
Ohne Helm	Helm + NVG	2	113,94	6.55	0.001
Mit Helm	Helm + NVG	2	114,45	6.55	0.27

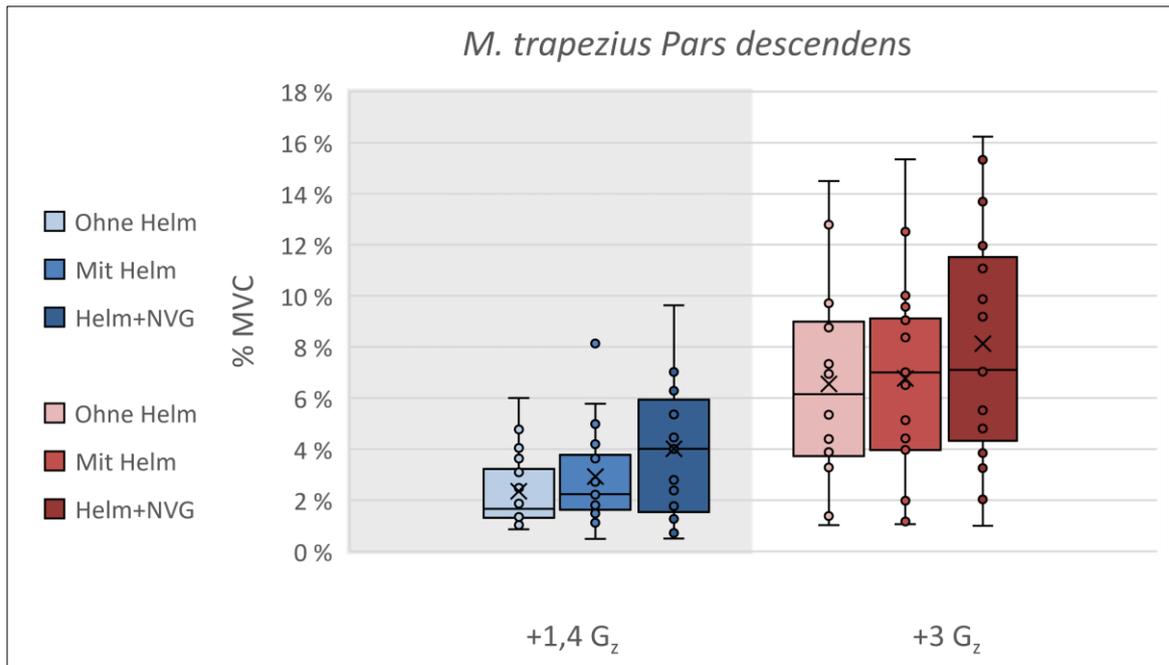


Abb. 25: MA des UTR bilateral in allen drei Settings bei +1,4 G<sub>z</sub> und +3 G<sub>z</sub> in Relation zum MVC-Wert (n = 17)

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass bei statischer Haltung der Wirbelsäule die muskuläre Aktivität sowohl durch Beschleunigungszunahme als auch durch Gewichtszunahme der unterschiedlichen Helme signifikant anstieg. Einzig im *M. sternocleidomastoideus* waren die Unterschiede zwischen den Helmen nicht signifikant. Die höchste muskuläre Aktivität wies unter diesen Bedingungen der *M. erector spinae* auf.

### 2.6.2 Auswirkung der verschiedenen Helmsysteme auf die muskuläre Aktivität bei Bewegungen des Kopfes (Setting III und IV)

Um die muskuläre Aktivität der drei zu analysierenden Muskeln während Kopfdrehungen mit unterschiedlich schweren Helmsystemen durchgeführt wurden zu ermitteln, wurden die Mittelwerte aus Analyseperioden von 6 s ausgewertet, in denen die Probanden bei +3 G<sub>z</sub> den Kopf nach oben, nach links und nach rechts bewegten. Somit wurden bei allen Probanden, für jeden Muskel, bilateral drei Werte generiert. Der Mittelwert OH, MH und MH + NVG.

### ***M. sternocleidomastoideus* bilateral (SCM)**

Wenn der Kopf bei  $+3 G_z$  gedreht wurde, lag die muskuläre Aktivität im Mittel im Setting OH bei 9,9% (SD: 4,5%) der MVC, im Setting MH bei 10,3% (SD: 5,7%) und im Setting MH + NVG bei 10,5% (SD: 5%) der MVC (Abb. 26).

Im Vergleich zur statischen Haltung hatte die Bewegung des Kopfes in allen drei Settings einen hoch signifikanten Einfluss auf die muskuläre Aktivität im SCM [df: num 1, denum: 122,76,  $F = 509.1$ ,  $p < 0.001$ ,  $d = 2.6$  (starker Effekt)]. Die verschiedenen Helme wiesen während Bewegungen des Kopfes untereinander keine signifikanten Unterschiede auf.

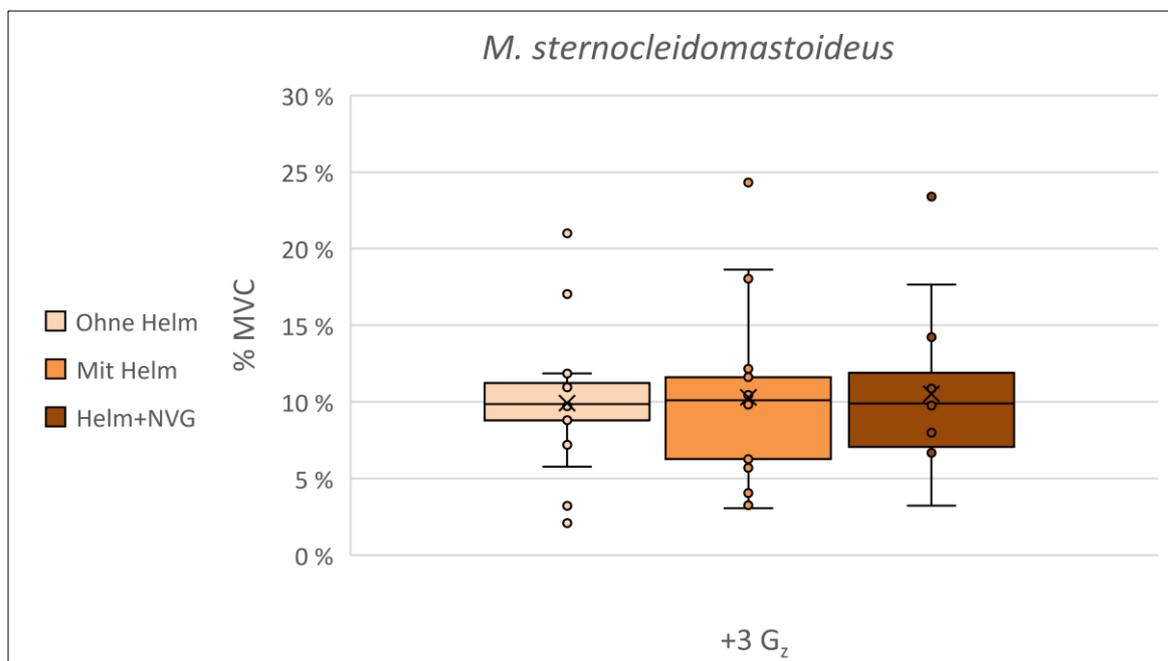


Abb. 26: MA des SCM bilateral während Bewegungen der HWS bei  $+3 G_z$  in allen drei Settings ( $n = 17$ )

### ***M. erector spinae* bilateral (CES)**

Wenn der Kopf bei  $+3 G_z$  gedreht wurde, lag die muskuläre Aktivität im Mittel im Setting OH bei 18,2% (SD: 7,7%) der MVC, im Setting MH bei 21,6% (SD: 9%) und im Setting MH + NVG bei 24,9% (SD:10,2%) der MVC (Abb. 27).

Im Vergleich zur statischen Haltung hatte die Bewegung des Kopfes einen hoch signifikanten Einfluss auf die muskuläre Aktivität im CES [df: num 1, denum: 125,04,  $F = 248.71$ ,  $p < 0.001$ ,  $d = 1.8$  (starker Effekt)].

Weiterhin wiesen die Helme bei Bewegungen des Kopfes unter einer Beschleunigung von  $+3 G_z$  einen hoch signifikanten Einfluss auf die muskuläre Aktivität im CES auf [df: num 2, denum: 125,16,  $F= 9.95$ ,  $p < 0.001$ ,  $d = 0.7$  (mittlerer Effekt)].

In Tabelle 7 werden die p-Werte der festen Effekte des LME-Modells vom Effekt „Helm“ zwischen den einzelnen Settings dargestellt.

Tab. 7: Einfluss der Helme auf die MA im CES bei  $+3 G_z$ , HWS dynamisch

Helm	Effekt	df (Zähler)	dn (Nenner)	F-Wert	p-Wert
Ohne Helm	Mit Helm	2	125,16	9.95	0.06
Ohne Helm	Helm + NVG	2	125,04	9.95	< 0.001
Mit Helm	Helm + NVG	2	125,22	9.95	0.11

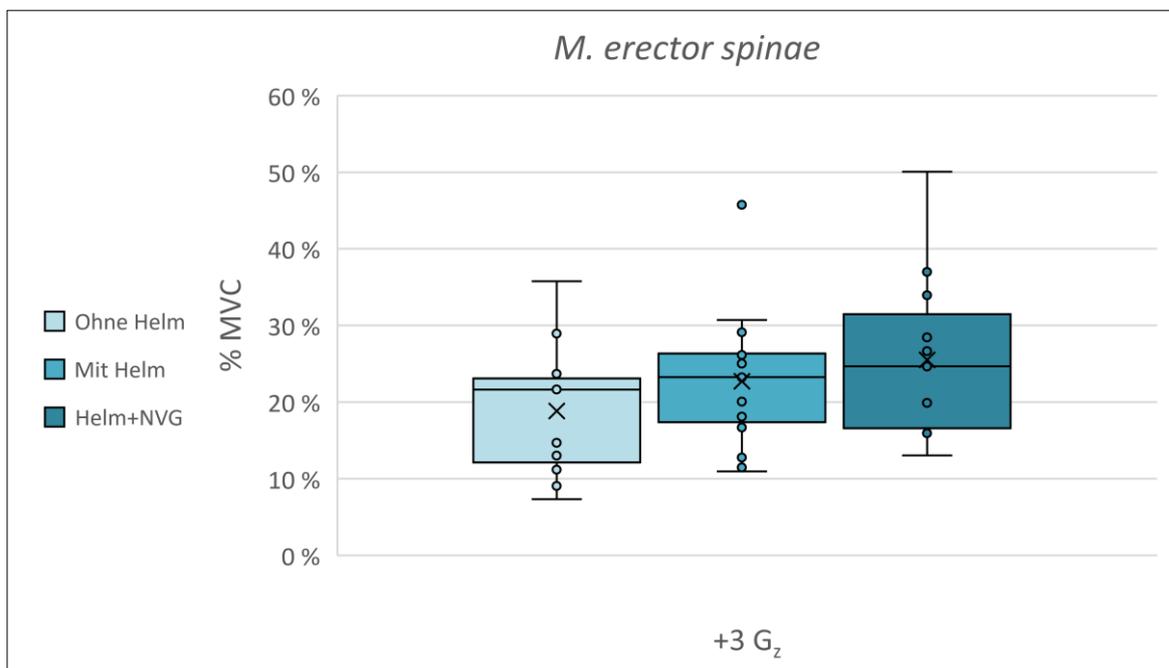


Abb. 27: MA des CES bilateral während Bewegungen der HWS bei  $+3 G_z$  in allen drei Settings (n = 17)

### ***M. trapezius Pars descendens bilateral (UTR)***

Wenn der Kopf bei +3  $G_z$  gedreht wurde, lag die muskuläre Aktivität im Mittel im Setting OH bei 7,9% (SD: 4,2%) der MVC, im Setting MH bei 9,9% (SD: 5,1%) und im Setting MH + NVG bei 10,2% (SD: 5%) der MVC (Abb. 28).

Im Vergleich zur statischen Haltung hatte die Bewegung des Kopfes einen hoch signifikanten Einfluss auf die muskuläre Aktivität im UTR [df: num 1, denum: 114,19,  $F = 17.07$ ,  $p < 0.001$ ,  $d = 0.5$  (mittlerer Effekt)].

Weiterhin wiesen die Helme bei Bewegungen des Kopfes unter einer Beschleunigung von +3  $G_z$  einen signifikanten Einfluss auf die muskuläre Aktivität im UTR auf [df: num 2, denum: 113,83,  $F = 3.84$ ,  $p = 0.02$ ,  $d = 0.46$  (kleiner Effekt)].

In Tabelle 8 werden die p-Werte der festen Effekte des LME-Modells vom Effekt „Helm“ zwischen den einzelnen Settings dargestellt.

Tab. 8: Einfluss der Helme auf die MA im UTR bei +3  $G_z$ , HWS dynamisch

Helm	Effekt	df (Zähler)	dn (Nenner)	F-Wert	p-Wert
Ohne Helm	Mit Helm	2	113,82	3.84	0.16
Ohne Helm	Helm + NVG	2	113,8	3.84	0.03
Mit Helm	Helm + NVG	2	113,87	3.84	1

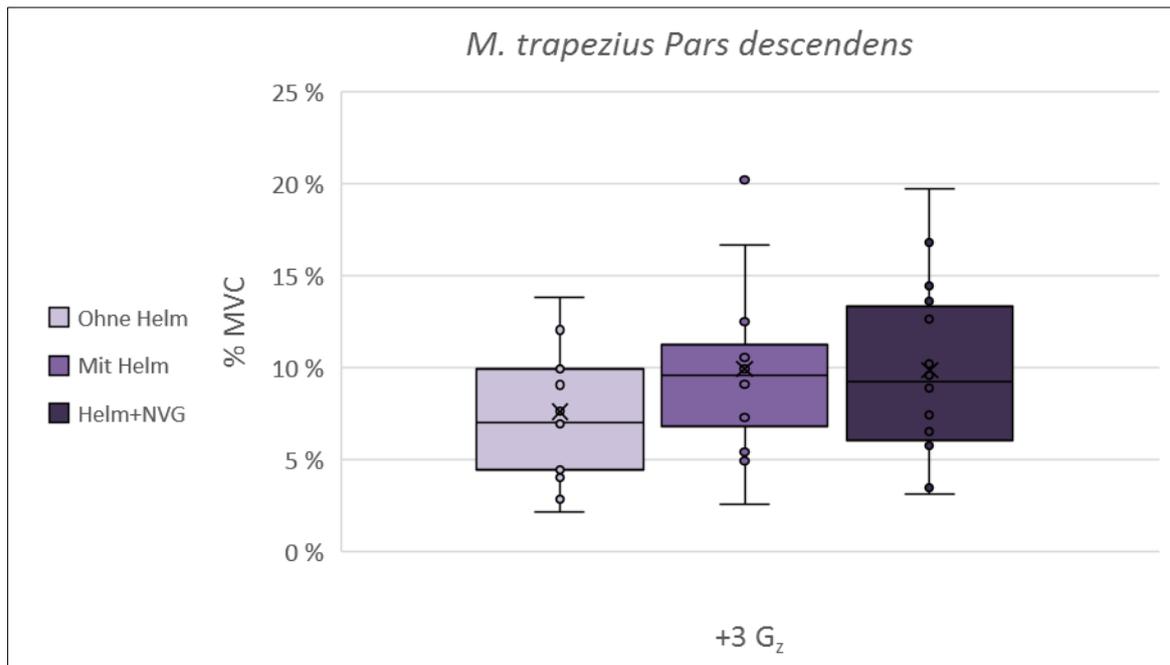


Abb. 28: MA des UTR bilateral während Bewegungen der HWS bei +3 G<sub>z</sub> in allen drei Settings (n = 17)

### 2.6.3 Ergebnisse des Fragebogens zum subjektiven Belastungsempfinden während der Fahrten in der Humanzentrifuge

Insgesamt nahmen alle Teilnehmer an der Befragung teil (N = 18). Den Bereich des Nackens (A) schätzten 11,8% (2) der Probanden als „stark belastet“, 70,6% (12) als „belastet“ und 17,6% (3) als „wenig belastet“ ein. Den Bereich der Schultern (B) schätzten 5,6% (1) der Probanden als „stark belastet“, 50% (9) als „belastet“ und 44,4% (8) als „wenig belastet“ ein (Abb. 29).

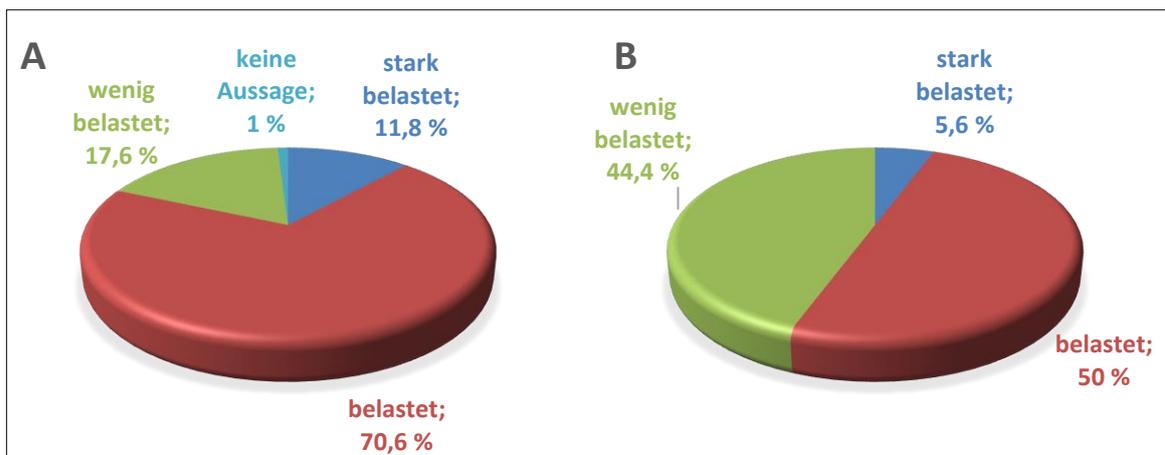


Abb. 29: A: Belastungsempfinden des Nackens, B: Belastungsempfinden der Schultern während der Zentrifugenfahrten (N = 18)

Den Bereich des oberen Rückens (C) schätzten 5,6% (1) der Probanden als „stark belastet“, 33,3% (6) als „belastet“ und 61,1% (11) als „wenig belastet“ ein. Den Bereich des unteren Rückens (D) schätzten 35,3% (6) der Probanden als „belastet“, 47,1% (8) als „wenig belastet“ und 5,9% (1) als „nicht belastet“ ein. 11,8% (2) konnten den Bereich nicht beurteilen (n = 17) (Abb. 30).

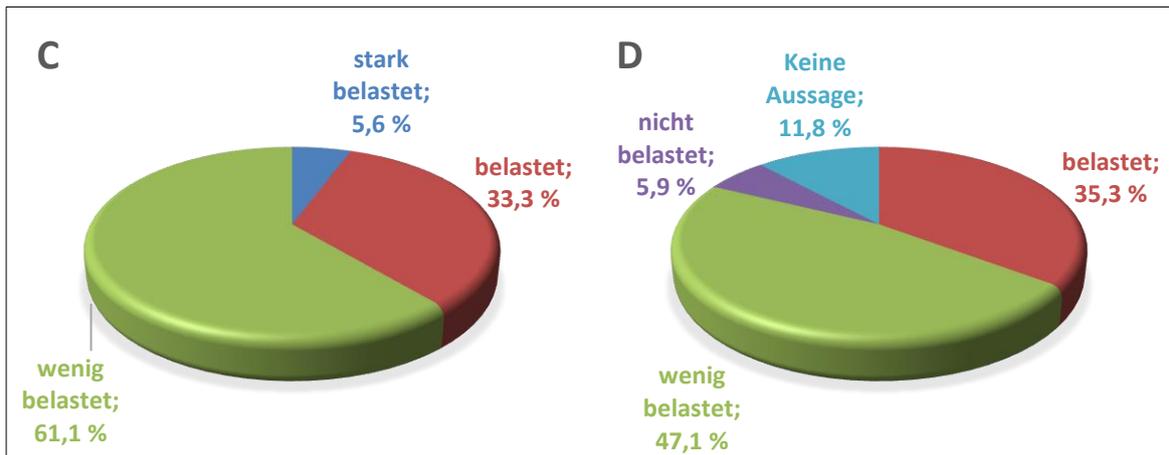


Abb. 30: C: Belastungsempfinden des oberen Rückens (N = 18), D: Belastungsempfinden des unteren Rückens (n = 17) während der Zentrifugenfahrten

Den Bereich der Beine (E) schätzten 5,6% (1) der Probanden als „stark belastet“, 50% (9) als „belastet“, 33,3% (6) als „wenig belastet“ und 11,1% (2) als „nicht belastet“ ein (Abb. 31).

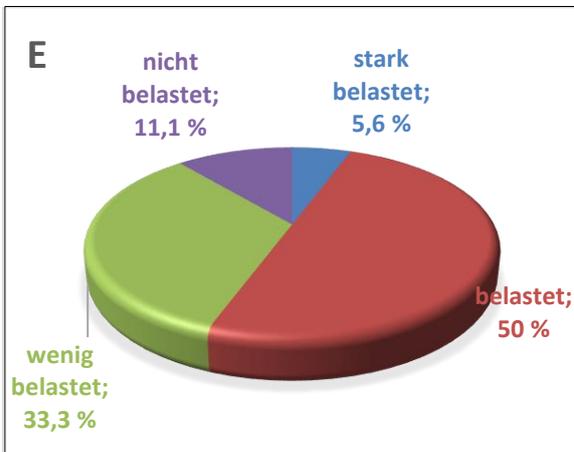


Abb. 31: E: Belastungsempfinden der Beine während der Zentrifugenfahrten (N = 18)

Nach Aufsetzen des Helmes gaben 61,1% (11) der Probanden an, dass sich das Belastungsempfinden erhöht hat. Die restlichen 38,9% (7) stellten keine Veränderung durch den Helm fest. Abbildung 32 stellt die Einschätzung der 11 Personen in den fünf Bereichen dar. Bei keinem der Probanden hat sich nach Aufsetzen des Helmes das Belastungsempfinden verringert.

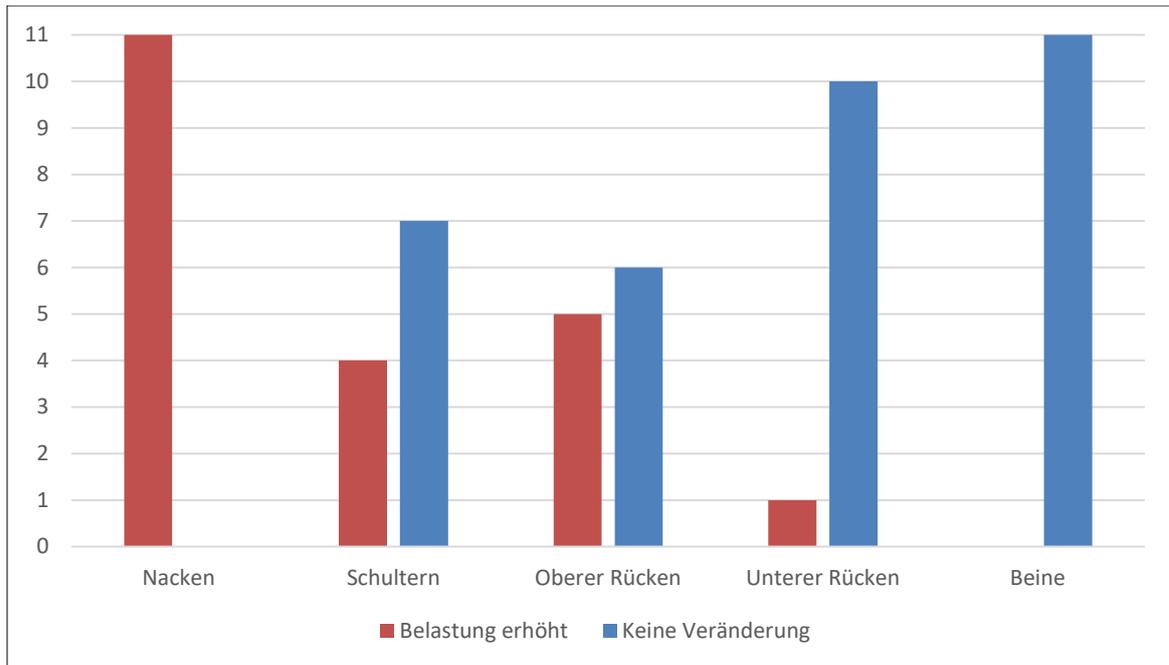


Abb. 32: Belastungsempfinden nach Aufsetzen des Helmes (n = 11)

Nach Aufsetzen des Helmes inkl. Nachtsichtgerät gaben 83,3% (15) der Probanden an, dass sich das Belastungsempfinden erhöht hat. Die restlichen 11,1% (2) stellten keine Veränderung durch den Helm inkl. Nachtsichtgerät fest. Ein Proband fiel aufgrund von Übelkeit bei diesem Teil der Untersuchung aus. Abbildung 33 stellt die Einschätzung der 15 Probanden in den fünf Bereichen dar.

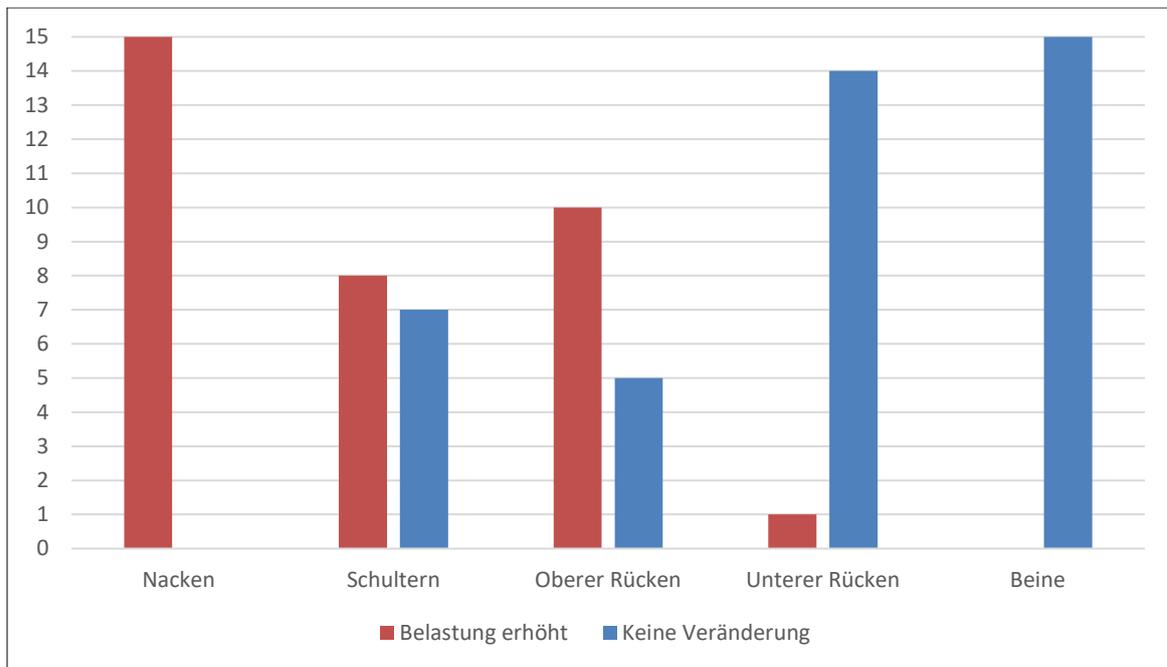


Abb. 33: Belastungsempfinden nach Aufsetzen des Helmes + NVG (n = 15)

Bei keinem der Probanden hat sich nach Aufsetzen des Helmes inkl. Nachtsichtgerät das Belastungsempfinden verringert.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass mit zunehmendem Gewicht durch Veränderung der Helmsysteme auch das subjektive Belastungsempfinden stieg. Dabei waren der Nacken und die Schultern die Bereiche, welche von den Probanden als am meisten belastet eingeschätzt wurden.

### 2.6.3.1 Der Vergleich des subjektiven Belastungsempfindens und der EMG-Werte

Das Belastungsempfinden im Nackenbereich korrelierte signifikant mit den EMG-Werten im *M. erector spinae*.  $r = 0.62$ ,  $p = 0.01$ ,  $n = 16$ . Dabei handelt es sich nach Cohen (1992) um einen starken Effekt.

In allen anderen Bereichen und Muskeln wurden keine signifikanten Korrelationen festgestellt.

Tab. 9: Gesamtübersicht der muskulären Aktivitäten

%MVC		EMG-Werte des <i>M. sternocleidomastoideus</i> Posttest																	
		+1,4 G <sub>z</sub> , HWS statisch						+3 G <sub>z</sub> , HWS statisch						+3 G <sub>z</sub> , HWS dynamisch					
		Ohne Helm		Mit Helm		Helm + NVG		Ohne Helm		Mit Helm		Helm + NVG		Ohne Helm		Mit Helm		Helm + NVG	
	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	
N	17	17	17	17	16	16	16	16	16	16	16	16	16	17	17	17	17	16	16
Mean	1,48	2,08	1,45	1,81	1,45	2,24	2,00	2,28	1,82	2,19	2,27	2,89	9,33	10,57	9,71	10,86	9,79	11,26	
Peak	3,64	3,94	3,76	3,57	3,40	3,71	5,14	4,40	4,26	3,78	4,93	5,43	56,11	74,27	56,79	67,74	64,14	74,79	
Mean bilateral	1,78		1,60		1,84		2,85		2,00		2,58		9,93		10,29		10,53		
Peak bilateral	3,79		3,67		3,56		4,77		4,02		5,18		65,19		62,27		69,47		
%MVC		EMG-Werte des <i>M. erector spinae</i> Posttest																	
		+1,4 G <sub>z</sub> , HWS statisch						+3 G <sub>z</sub> , HWS statisch						+3 G <sub>z</sub> , HWS dynamisch					
		Ohne Helm		Mit Helm		Helm + NVG		Ohne Helm		Mit Helm		MH + NVG		Ohne Helm		Mit Helm		Helm + NVG	
	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	
N	17	17	17	17	16	16	17	17	17	17	16	16	17	17	17	17	16	16	
Mean	3,63	4,38	4,50	4,74	6,39	6,31	6,30	6,57	8,05	7,57	11,62	10,67	18,45	18,03	21,84	21,42	25,89	23,89	
Peak	8,03	6,01	9,59	7,10	10,60	8,81	10,70	9,75	13,15	11,46	18,42	15,77	77,48	77,22	90,26	97,55	89,89	97,57	
Mean bilateral	4,00		4,62		6,35		6,44		7,81		11,14		18,24		21,63		24,89		
Peak bilateral	7,02		8,35		9,71		10,23		12,31		17,10		77,35		93,91		93,73		
%MVC		EMG-Werte des <i>M. trapezius Pars descendens</i> Posttest																	
		+1,4 G <sub>z</sub> , HWS statisch						+3 G <sub>z</sub> , HWS statisch						+3 G <sub>z</sub> , HWS dynamisch					
		Ohne Helm		Mit Helm		Helm + NVG		Ohne Helm		Mit Helm		Helm + NVG		Ohne Helm		Mit Helm		Helm + NVG	
	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	
N	17	16	17	16	16	15	17	16	17	17	16	15	17	15	16	15	16	15	
Mean	2,44	2,19	2,59	3,20	3,62	4,28	5,55	7,34	6,09	7,43	6,67	9,30	6,80	8,79	7,56	11,07	8,71	11,21	
Peak	5,00	3,73	4,57	5,61	5,99	6,40	8,64	10,91	9,58	12,00	10,26	14,81	22,97	23,13	21,04	27,16	29,95	27,95	
Mean bilateral	2,32		2,93		4,02		6,56		6,76		8,13		7,88		9,88		10,16		
Peak bilateral	4,37		5,09		6,20		9,78		10,79		12,54		23,05		24,10		28,95		

### 3 DISKUSSION EXPERIMENT I

#### 3.1 Interpretation und Diskussion der Ergebnisse von Experiment I

Die wesentlichen Ergebnisse des ersten Experimentes lauten:

1. Beschleunigung und Bewegung des Kopfes hatten die höchsten Einflüsse auf die muskuläre Aktivität aller gemessenen Muskeln.
2. Wenn die Belastung der HWS durch die Helme und vor allem durch das Nachtsichtgerät erhöht wurde, stieg die muskuläre Aktivität im *M. erector spinae* und *M. trapezius Pars descendens* signifikant an. Im *M. sternocleidomastoideus* gab es keine signifikanten Aktivitätszunahmen durch die Helmsysteme.
3. Befand sich die Halswirbelsäule in einer neutralen Position, lagen die muskulären Aktivitäten des *M. sternocleidomastoideus* im Durchschnitt auf Baseline zwischen 1,5 bis 1,8% der MVC und 2,8 bis 2,6% der MVC bei +3 G<sub>z</sub>. Die muskulären Aktivitäten des *M. erector spinae* C4 lagen zwischen 4 bis 6,4% der MVC auf Baseline und 6,4 bis 11,1% der MVC bei +3 G<sub>z</sub>. Die muskulären Aktivitäten des *M. trapezius Pars descendens* lagen zwischen 2,4 und 4% der MVC auf Baseline und 6,6 bis 8,1% der MVC bei +3 G<sub>z</sub>.
4. Bei Bewegungen des Kopfes betrug die muskuläre Aktivität unter einer Beschleunigung von +3 G<sub>z</sub> im Mittel im *M. sternocleidomastoideus* 10,2%, im *M. erector spinae* 21,6% und im *M. trapezius Pars descendens* 9,3% der MVC.
5. Grundsätzlich wurde im Mittel die höchste muskuläre Aktivität in allen Settings und unter jeder Beschleunigungsstufe im *M. erector spinae* erreicht.
6. Wurden die Bewegungen und die statische Haltung des Kopfes verglichen, lagen in allen Muskeln und Settings hoch signifikante Anstiege der muskulären Aktivität vor. Exemplarisch ist in Abbildung 34 der Vergleich der statischen Haltung und der Bewegungen des Kopfes bei +3 G<sub>z</sub> des *M. erector spinae* bilateral dargestellt.
7. Der Bereich des Nackens wurde subjektiv als am meisten beansprucht empfunden.

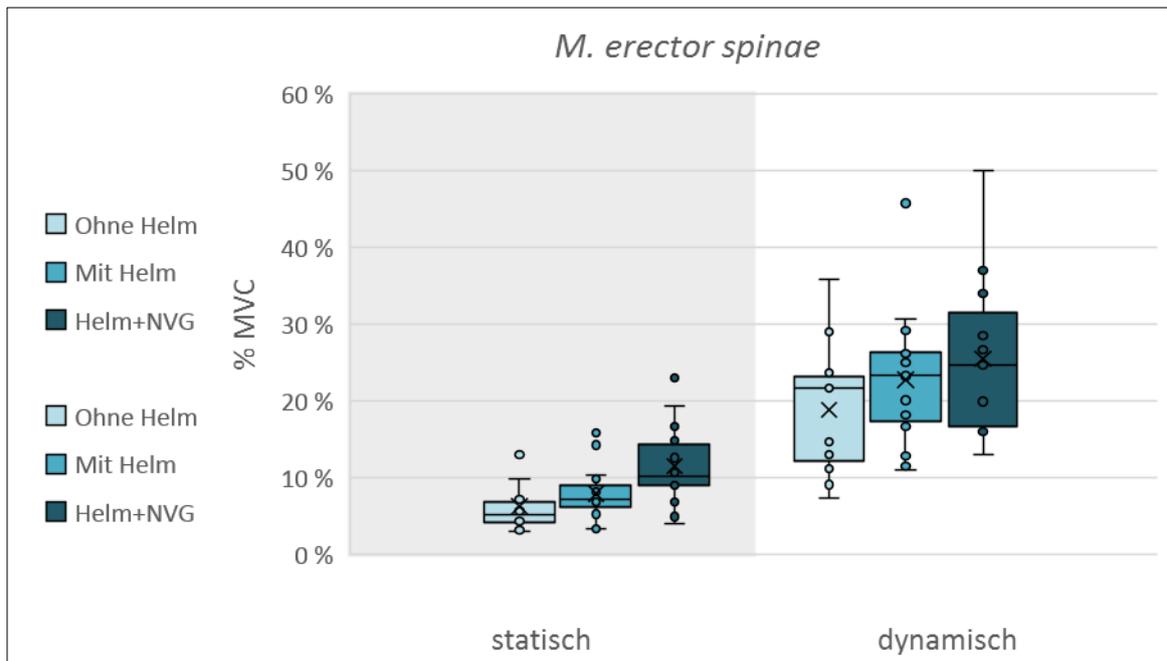


Abb. 34: Vergleich von statischer Haltung und Bewegungen des Kopfes im CES (bilateral) bei +3 G<sub>z</sub> (n = 17)

### 3.1.1 Physiologische Beanspruchung der Muskulatur unter Beschleunigungskräften - Vergleich der OEMG-Ergebnisse mit dargelegtem Forschungsstand

#### Beschleunigung und Bewegung des Kopfes

Im Forschungsstand wurde dargelegt, dass die Beschleunigung und Bewegung des Kopfes maßgeblichen Einfluss auf die muskuläre Aktivität im Bereich der HWS haben (Hämäläinen, 1993; Netto & Burnett, 2006a). Dies wird durch die hier vorliegenden Ergebnisse bestätigt.

#### Einfluss der Helmsysteme

Die Helme haben – anlehnend an den Forschungsstand - einen signifikanten Einfluss auf die MA. In dieser Untersuchung allerdings hauptsächlich auf die Aktivität des *M. erector spinae* und *M. trapezius Pars descendens*.

Bei statischer Haltung des Kopfes lag die muskuläre Aktivität des *M. erector spinae* im Setting MH + NVG während einer Beschleunigung von +3 G<sub>z</sub> bei 11,14% der MVC. Im Vergleich zum Setting MH (6,81% der MVC) lag fast eine Verdopplung der MA vor (p = 0.008). Bei dynamischen Bewegungen lag solch ein hoher Aktivitätsunterschied zwischen den beiden Settings nicht vor (ca. + 3% der MVC vom Setting MH zum Setting MH + NVG).

Äng und Kristoffersson untersuchten 2013 bei fünf Probanden den Einfluss von Nachtsichtgeräten auf die muskuläre Aktivität bei inflight-Messungen und kamen zu ähnlichen Ergebnissen. Die muskuläre Aktivität nahm nach Aufsetzen des Helmes inklusive Nachtsichtgerät zu, signifikant waren ihre Ergebnisse aber nicht. Allerdings ist die Aussagekraft der Untersuchung aufgrund der geringen Stichprobengröße kritisch zu bewerten.

Eine publizierte Studie von Harrison et al. (2016) stützt die signifikanten Aktivitätszunahmen durch Aufsetzen des Nachtsichtgerätes, hier allerdings vor allem auch bei Bewegungen des Kopfes. Sie führten die Untersuchungen bei 16 Probanden unter standardisierten Bedingungen in einem Hubschraubercockpit durch. Äußere Einflussfaktoren unter realen Bedingungen wie bspw. Vibrationsbewegungen des Luftfahrzeuges wurden eliminiert. Somit konnte rein das Gewicht des Helmes in den verschiedenen Settings untersucht werden, ohne andere Einflussfaktoren mit einzubeziehen. In der hier vorliegenden Studie hatten bei Bewegungen des Kopfes das Setting „mit Helm“ und auch das Setting „Helm + NVG“ im Vergleich zum Setting „ohne Helm“ im Nacken und Schulterbereich einen signifikanten Einfluss auf die muskuläre Aktivität. Zwischen den beiden Settings gab es aber keine signifikanten Unterschiede. Werden die Ergebnisse mit den oben aufgeführten Studien verglichen, könnte es allgemein ein „Effekt“ der äußeren Einflussfaktoren sein. Während bei statischer Haltung des Kopfes bei inflight-Messungen oder Untersuchungen in Humanzentrifugen die muskulären Aktivitäten der einzelnen Muskeln vergleichbar sind, variieren bei Bewegungen des Kopfes die Daten sehr viel mehr. Neben der Stabilisationsarbeit bei statischer Haltung des Kopfes, erhöht sich die neuromuskuläre Aktivierung bei Bewegungen zwangsläufig, da die gesamte Muskulatur im Bereich der Halswirbelsäule an diesem Prozess beteiligt ist. Der Gewichtsunterschied zwischen den Settings „mit Helm“ und „Helm + NVG“ liegt bei etwa 400 Gramm. Differenziert bei Bewegungen des Kopfes unter Beschleunigungskräften darzulegen, wie stark der Einfluss bei solch geringen Gewichtsunterschieden ist, kann die Methode der Oberflächenelektromyographie in einem kleinen Areal wie der Muskulatur der Halswirbelsäule nur schwer leisten.

Da aber die Differenz zwischen den Settings MH und MH + NVG bei statischer Haltung des Kopfes im Nackenbereich sehr viel höher war als bei Bewegungen des Kopfes, liegt weiterhin die Annahme nahe, dass die erhöhte muskuläre Aktivität speziell im Nackenbereich nach Aufsetzen des Helmes inklusive Nachtsichtgerät eher an der Schwerpunktverlagerung des Kopfes nach vorn und nicht am höheren Gesamtgewicht liegt. Die Muskulatur im Nackenbereich ist maßgeblich dafür verantwortlich den Kopf zu stabilisieren und in einer

aufrechten Position zu halten. Durch die Befestigung des Nachtsichtgerätes vorne im Bereich der Stirn, muss die Muskulatur gegen den Zug nach vorne arbeiten. Auch der Zusammenhang zwischen dem gesteigerten subjektiven Belastungsempfinden im Nackenbereich nach Aufsetzen des Nachtsichtgerätes und der Zunahme der muskulären Aktivität stützt die Ergebnisse.

### **Einfluss von Bewegungen des Kopfes**

Hämäläinen und Vanharanta führten 1992 während inflight-Messungen dynamische Bewegungen des Kopfes durch. Dabei sollten fünf Probanden unter anderem bei einer Beschleunigung von +5 G<sub>z</sub> die „Check-6“ Bewegung durchführen, indem sie nach hinten über die Schulter schauten (Rotations- + Extensionsbewegung). Die MA des *M. erector spinae* betrug dabei etwa 50% der MVC. Ähnlich hohe EMG-Werte des CES fanden auch Green und Brown (2004) während inflight-Messungen heraus. Während eines 50 min Fluges mit verschiedenen Manövern lag die MA des CES im Mittel bei 20 bis 40% der MVC (N = 5). In der hier vorliegenden Studie wurde im CES bei Kopfdrehungen im Setting „Helm + NVG“ im Mittel eine MA von 25% der MVC gemessen. Der *M. sternocleidomastoideus* und *M. trapezius Pars descendens* wiesen mit Aktivitäten von 10,53% und 10,16% wesentlich geringere Werte auf. Durch die standardisierten Bewegungen in dieser Untersuchung ist davon auszugehen, dass unter realen Flugbedingungen die MA deutlich höher gewesen wäre.

Unabhängig des starken Einflusses von Bewegungen des Kopfes auf die muskuläre Aktivität, können die hier erhobenen Daten als auch die Ergebnisse der im Forschungsstand dargelegten Studien belegen (bspw. Oksa et al., 1996), dass die größte Beanspruchung der Muskulatur der HWS im hinteren Nackenbereich liegt.

### **Subjektives Belastungsempfinden**

Grundsätzlich empfanden die Probanden den Bereich der Schultern und vor allem den Bereich des Nackens subjektiv als am meisten beansprucht. Wie bereits erwähnt, decken sich diese Ergebnisse auch mit den im Forschungsstand vorgestellten Studien. Den Bereich der Beine schätzten über 50% der Probanden als belastet während der Zentrifugenfahrten ein. Um dem aufkommenden Druckgefälle durch die Beschleunigungskraft entgegen zu wirken, wird häufig die Beinmuskulatur kontrahiert, um die zerebrale Sauerstoffversorgung aufrecht zu erhalten und die natürliche G-Toleranz zu erhöhen. Auch wenn die Muskelgruppen der unteren Extremitäten in der hier vorliegenden Arbeit nicht analysiert wurden, sollte in zukünftigen Studien der kumulative Effekt in Bezug auf die muskuläre Gesamtermüdung des

Organismus durch positive  $+G_z$ -Kräfte untersucht werden, um geeignete Präventionsstrategien abzuleiten.

### 3.1.2 Quantifizierbarkeit der muskulären Beanspruchungen unter Beschleunigungskräften

Werden die Richtlinien für OEMG-Messungen eingehalten und weisen die durchgeführten Studien ähnliche Untersuchungsdesigns auf, können die EMG-Daten quantifiziert werden, sofern sich die Halswirbelsäule in einer neutralen Position befindet. Bei nicht-neutraler Position der HWS schwanken die Werte in den einzelnen Studien so, dass eine objektive Vergleichbarkeit nicht sichergestellt werden kann. In Tabelle 9 wurden die Mittel- und Peakwerte der einzelnen Muskeln dieser Untersuchung dargestellt. Die Ergebnisse der hier vorliegenden Arbeit unterschieden sich bei statischer Haltung des Kopfes zu der zitierten Studie von Honkanen et. al (2017) auf Baseline und  $+3 G_z$ , nur um maximal zwei Prozent der MVC.

Kumulativ kann festgehalten werden, dass – nach aktueller Forschungslage - bei statischer Haltung des Kopfes unter einer Beschleunigung von  $+1,4 G_z$  im Mittel eine Beanspruchung von ca. 2,5 bis 3% (ohne Helm), 3 bis 3,5% (Mit Helm) und 4 bis 4,5% (Helm + NVG) der MVC vorliegt. Bei  $+3 G_z$  erreichen die Werte im Mittel 5 bis 5,5% (ohne Helm), 5,5 bis 6% (mit Helm) und 7 bis 7,5% (Helm + NVG) der MVC. Diese kumulativen Werte sollten bei speziellen Fragestellungen aber in die einzelnen Muskeln differenziert werden, da die Muskulatur im Nackenbereich deutlich höhere Werte aufweist als die Muskulatur des Halses und Schultern (siehe Tabelle 9).

Die Quantifizierbarkeit wird weiterhin dadurch bestätigt, dass sowohl die hier vorliegende Studie als auch die von Honkanen et al. (2017) mit einer Probandenanzahl von 18 bzw. 29 Probanden die zwei Humanzentrifugenstudien sind, welche das größte Probandenkollektiv bei Oberflächenelektromyographiemessungen aufweisen.

Wie Oksa et al. (1996) beschrieben haben, sollte bedacht werden, dass die Beanspruchung der Muskulatur schon bei  $+3 G_z$  die Empfehlungen bzgl. ergonomischer Arbeitsplatzgestaltungen in Bezug auf statische Muskelarbeit überschreitet.

## 3.2 Limitationen der angewandten Methoden

Es wäre wünschenswert gewesen, auch im höheren Beschleunigungsbereich Daten erheben zu können. Da aber die natürliche G-Toleranz zwischen  $+3 G_z$  und  $+4 G_z$  liegt, die Probanden keinerlei Anti-G-Schutzbekleidung besaßen und sie vor allem den Kopf drehen sollten, konnten keine höheren Beschleunigungen als  $+3 G_z$  gewählt werden. Kopfbewegungen unter hohen Beschleunigungsexpositionen durchzuführen sind nicht nur wegen der Verletzungsgefahr der Halswirbelsäule problematisch (Green, 2003). Um positive Beschleunigungen zu simulieren, rotiert das Cockpit der Zentrifuge in einem bestimmten Winkelbereich um die 9,5 m entfernte Drehachse. Die Bogengänge, die Bestandteile des Gleichgewichtsorgans sind, haben die Aufgabe Drehbewegungen um alle möglichen Raumachsen wahrzunehmen (nicken, wenden, seitwärtsneigen des Kopfes). Dreht sich das Cockpit in Ruhelage des Kopfes, so bewegen sich auch die Bogengänge zwangsläufig mit und registrieren die Impulse kurzzeitig als Drehung des Kopfes. Rotiert die Zentrifuge aber über einen längeren Zeitraum mit konstanter Geschwindigkeit, wie es bei der Simulation von Beschleunigungskräften üblich ist, stabilisieren sich die Bogengänge und das Gehirn empfängt die „Falschmeldung“ der Ruhelage des Körpers. Wird nun aber der Kopf entgegen der Drehrichtung der Zentrifuge bewegt, werden alle Bogengänge gleichzeitig stimuliert und es entsteht der Eindruck von Drehbewegungen des Kopfes um alle Körperachsen, die aber faktisch nicht vorhanden sind. Diese – vor allem im Flugbetrieb sehr gefährliche – vestibuläre Täuschung (auch Coriolis Illusion genannt) kann eine völlige Desorientierung hervorrufen, bei der Übelkeit und Erbrechen auftreten kann (Pongratz, 2006). Um das Risiko dieser unangenehmen Begleiterscheinung so gering wie möglich zu halten, wurde nur bei  $+3 G_z$  und nicht schon bei  $+1,4 G_z$  der Kopf bewegt.

### 3.2.1 Messmethode der Oberflächenelektromyographie

Die Oberflächenelektromyographie und im Speziellen die Normalisierungsmethode zur maximalen Willkürkontraktion, ist aktuell eine der wenigen nichtinvasiven Methoden, um eine objektive Beanspruchungsmessung der oberflächlichen Muskulatur durchzuführen und die Probanden inter- als auch intraindividuell an unterschiedlichen Testzeitpunkten zu vergleichen. Um die Studienergebnisse mit der aktuell vorhandenen Literatur vergleichen zu können, wurde sich bei der Auswahl der zu messenden Muskulatur als auch bei der Elektrodenplatzierung an den im Forschungsstand vorgestellten Studien orientiert, die ein sehr ähnliches Procedere aufwiesen. Die bereits beschriebene publizierte Studie von Honkanen et. al

(2017), wies neben den sehr ähnlichen Ergebnissen, auch eine ähnliche Methodik wie die hier vorliegende Arbeit auf, obwohl aufgrund des Datums der Veröffentlichung keine Kenntnis von der Studie vorhanden war. Bis heute existiert keine Normalisierungsmethode, die hochreliable Ergebnisse zwischen mehreren Probanden produzieren kann. Allerdings ist die Normalisierungsmethode der maximalen Willkürkontraktion, die am häufigsten angewandte und anerkannte Methodenwahl bei gesunden Probanden (Sousa & Tavares, 2012).

Zur Stabilisierung des Kopfes gehört maßgeblich die schwer zu analysierende autochthone Muskulatur der Halswirbelsäule. Hier ist die Methodik eindeutig durch die ausschließlich oberflächlich ableitbaren muskulären Aktivitäten begrenzt. Weiterhin muss davon ausgegangen werden, dass besonders im hinteren Teil des Nackens die elektromyographische Aktivität durch Crosstalks der tiefer gelegenen Muskeln beeinflusst wird.

Im Vergleich mit schon durchgeführten EMG-Studien, verdeutlichen die Ergebnisse, dass die hier gewählte Vorgehensweise als valide Methode angesehen werden kann, die muskuläre Beanspruchung unter Beschleunigungskräften zu ermitteln, sofern sich die Halswirbelsäule in einer neutralen Position befindet.

## **4 EXPERIMENT II: DER EINFLUSS EINES 12-WÖCHIGEN TRAININGS AUF DIE MUSKULÄRE BEANSPRUCHUNG UNTER BESCHLEUNIGUNGSKRÄFTEN**

Nachdem der Einfluss von Beschleunigung und unterschiedlichen Helmsystemen auf die muskuläre Beanspruchung dargestellt wurde, sollte nun untersucht werden, ob die muskuläre Beanspruchung durch ein Trainingsprogramm zur Stärkung der Hals-, Nacken- und Schultermuskulatur beeinflusst werden kann. Dafür wurde ein Pre-Post-Test Design gewählt, welches mit den nachfolgenden Kriterien ein Training überprüfen sollte:

- Anthropometrische Datenerhebung und isometrische Maximalkraftmessungen in allen Bewegungsrichtungen der HWS;
- Oberflächenelektromyographiemessungen unter Beschleunigungskräften in der HZF;
- Muskelvolumenbestimmung mittels MRT-Bildgebung;
- Fragebogenerhebung zum subjektiven Belastungsempfinden.

Die Stichprobe wurde dafür in eine Trainings- und eine Kontrollgruppe aufgeteilt. Die Trainingsgruppe führte für 12 Wochen ein spezifisches Training zur Stärkung der Hals-, Nacken- und Schultermuskulatur durch, die Kontrollgruppe kein spezifisches Training. (Trainingsgruppe = 12 Personen, Kontrollgruppe = 6 Personen).

Im Experiment II wurde den folgenden forschungsleitenden Fragestellungen nachgegangen:

- Gibt es einen Unterschied zwischen den Maximalkraftwerten im Pre- und Posttest in der Trainings- und Kontrollgruppe?
  - Wie verändern sich die Kraftwerte innerhalb der beiden Gruppen vom Pre- zum Posttest?
- Gibt es einen Unterschied zwischen den Volumina der untersuchten Muskulatur im Pre- und Posttest in der Trainings- und Kontrollgruppe?
  - Wie verändern sich die Volumina der untersuchten Muskulatur innerhalb der beiden Gruppen vom Pre- zum Posttest?
- Gibt es einen Unterschied zwischen den EMG-Werten im Pre- und Posttest in der Trainings- und Kontrollgruppe?

- Wie verändern sich die EMG-Werte innerhalb der beiden Gruppen vom Pre- zum Posttest?
- Gibt es einen Unterschied im subjektiven Belastungsempfinden während der Humanzentrifugenfahrten im Pre- und Posttest in der Trainings- und Kontrollgruppe?
  - Wie verändert sich das subjektive Belastungsempfinden innerhalb der beiden Gruppen vom Pre- zum Posttest?

#### **4.1 Versuchsvorbereitung und Durchführung von Experiment II**

In Abbildung 35 werden wie in Kapitel 2.3 die einzelnen „Stationen“ beider Experimente dargestellt. Nach Ankunft der Probanden am ZentrLuRMedLw in Fürstfeldbruck wurden an Tag I die flugmedizinische Tauglichkeitsuntersuchung sowie die Muskelvolumenbestimmung mittels MRT-Bildgebung als auch die Maximalkraftmessungen durchgeführt, die in den nachfolgenden Kapiteln näher erläutert werden.

Im Anschluss an die Untersuchungen in Fürstfeldbruck führen die Teilnehmenden nach Königsbrück bei Dresden, um an den Oberflächenelektromyographiemessungen in der Humanzentrifuge teilzunehmen (Block I, Pretestung).

Nach dem Pretest führte die Trainingsgruppe für 12 Wochen ein Krafttraining durch, die Kontrollgruppe kein spezielles Training.

Nach 12 Wochen wurden die gesamten Messungen in der Humanzentrifuge als auch die Volumenbestimmungen und Maximalkraftmessungen wiederholt. Lediglich die flugmedizinische Tauglichkeitsüberprüfung wurde nicht nochmals durchgeführt, da die Untersuchung für ein Jahr gültig ist.

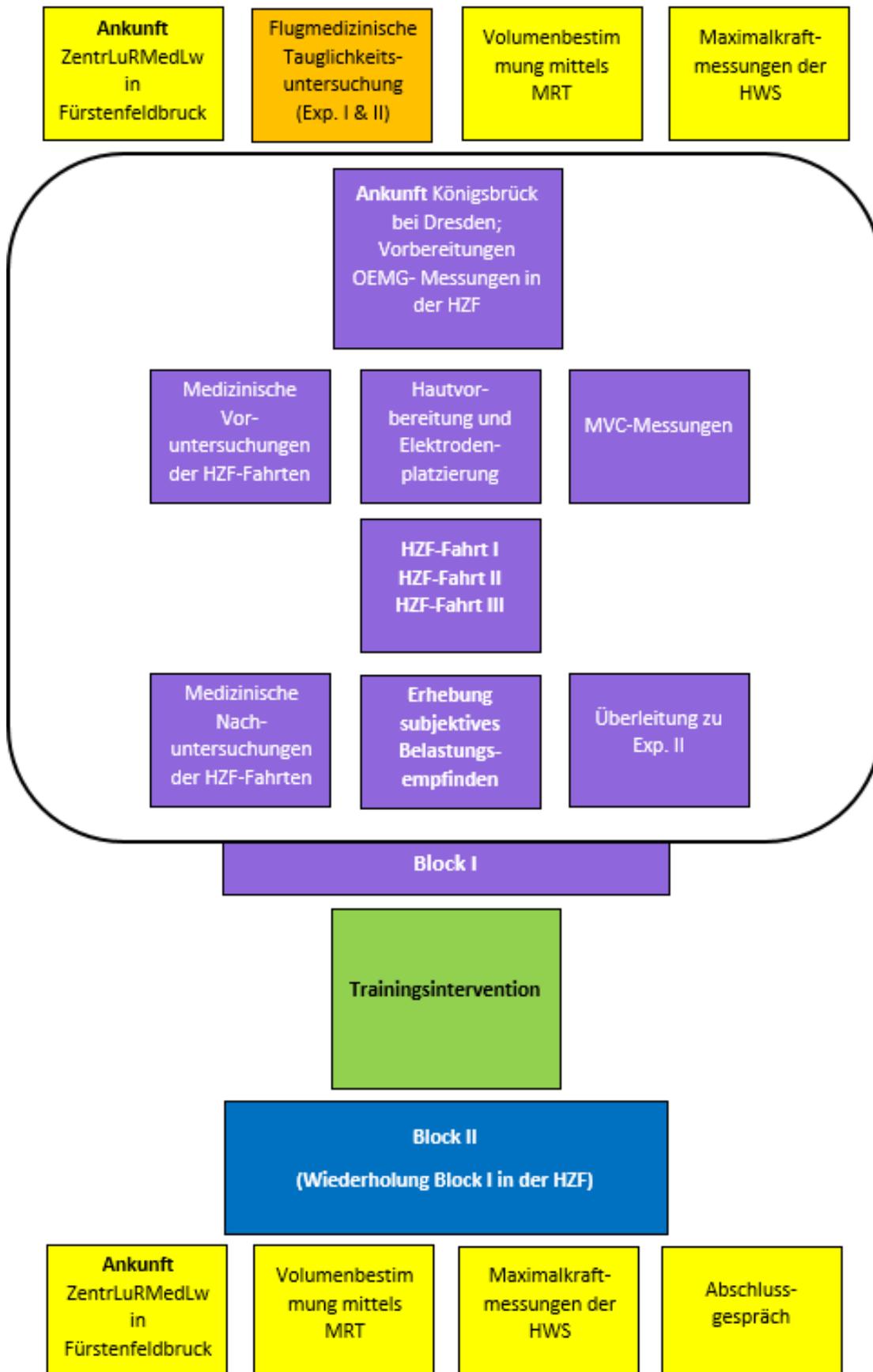


Abb. 35: Versuchsablauf Experiment II

## 4.2 Anthropometrische Datenerhebung und Maximalkraftmessungen

Am ZentrLuRMedLw in Fürstentufbruf wurden allgemeine anthropometrische Daten (Geschlecht, Alter, Körpergröße) und das Sportverhalten der Probanden erhoben.

Um eine mögliche Kraftzunahme durch das Training zu ermitteln, wurden mit Hilfe von Kraftmessgeräten (DiagnosMed 2000) (SCHNELL Trainingsgeräte GmbH, 2018) in allen Hauptbewegungsrichtungen der Halswirbelsäule isometrische Maximalkraftmessungen durchgeführt. Bedingt durch die Gerätespezifikation der Kraftmessgeräte wurden die Werte der Maximalkraftmessungen in Newtonmetern (N\*m) ausgegeben. Eine Umrechnung in Newton war nicht möglich, da es keine genauen Hebelarmwerte für die einzelnen Geräte gab. Die Kraftwerte wurden zur Validierung des Trainings genutzt, um intraindividuell eine mögliche Kraftänderung vom Pre- zum Posttest darzustellen. In den nachfolgenden Bewegungsrichtungen wurden die Werte ermittelt:

- HWS Extension;
- HWS Flexion;
- HWS Lateralflexion rechts und links;
- HWS Rotation rechts und links.

Die Kraftmessungen liefen folgendermaßen ab: Nach einer kurzen Erwärmung wurden die Probanden auf den Kraftmessgeräten (Abb. 36) in Anlehnung an die Vorgaben des Herstellers positioniert. Die Positionseinstellungen wurden notiert, um möglichst standardisierte Bewegungen im Pre- als auch Posttest abbilden zu können. Nach einer kurzen bewegungsspezifischen Erwärmung ohne zusätzlichem Gewicht, wurden die isometrischen Maximalkraftmessungen begonnen. Dabei wurde von den Testleitern der Messungen laut von eins bis fünf gezählt. Die Probanden sollten – bei eins beginnend – langsam Kraft aufbauen und zwischen drei und fünf maximal gegen den unüberwindbaren Widerstand drücken. Nach einer kurzen Erholung wurden die Messungen noch zweimal wiederholt. In der Systemsoftware wurden die Werte gespeichert und in eine Excel-Datei exportiert. Die Reihenfolge der Messungen war vorgegeben und bei allen Probanden gleich.



Abb. 36: Kraftmessgeräte (aus: SCHNELL Trainingsgeräte GmbH, 2014)

### 4.3 Muskelvolumetrie mit Hilfe der Magnetresonanztomographie (MRT)

Die Magnetresonanztomographie ist ein bildgebendes Verfahren zur Darstellung von Strukturen, Gewebe und Funktionen im Körper. Dabei werden mit Hilfe spezifischer Wichtungen Bildkontraste erzeugt und dreidimensionale Abbildungen des untersuchten Areals generiert (Abb. 37). In der Sportmedizin wird das Verfahren hauptsächlich im Rahmen der Traumatologiediagnostik angewandt, um durch den Sport induzierte Muskel- und Sehnenverletzungen sichtbar zu machen. In sportmedizinischen Studien wird die Methode genutzt, um beispielsweise Strukturveränderungen durch Trainingsinterventionen und funktionelle Bewegungsabläufe darzustellen (Pabst, 2013).

Im Rahmen dieser Studie wurden mit Hilfe der MRT Muskelvolumina des *M. sternocleidomastoideus*, der Pars descendens des Trapezius sowie querschnittlich der Nackenmuskulatur im Bereich des vierten Halswirbelkörpers (HWK 4) vor und nach der Intervention bestimmt. Die Methodik und Durchführung der Muskelvolumetrie wurde in Zusammenarbeit mit Dr. Sven Kühn, aus dem Dezernat II 3g „Bildgebende Diagnostik“ des ZentrLuR-MedLw erarbeitet.

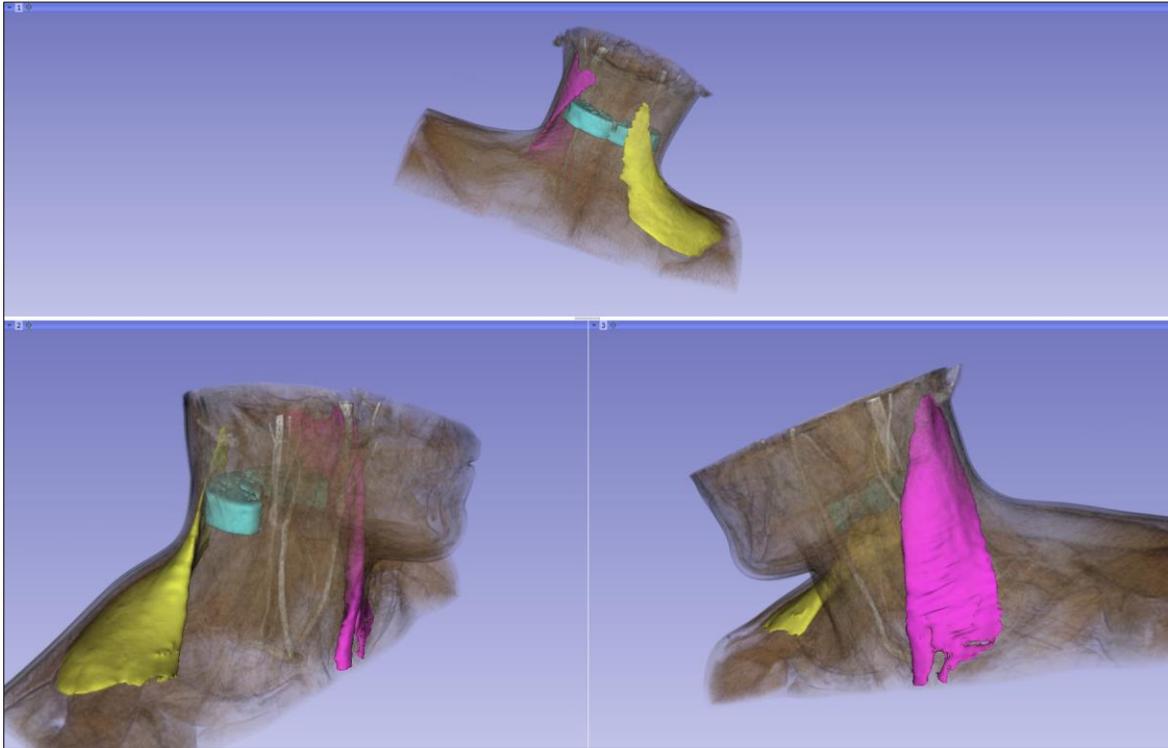


Abb. 37: MRT-generierte Darstellungen der Muskelvolumina des *M. sternocleidomastoideus* (pink), des *M. trapezius Pars descendens* (gelb) & der autochthonen Nackenmuskulatur (blau) (Kühn, 2018)

#### 4.3.1 Ablauf der Muskelvolumetrie

Zur Bildakquisition wurde ein 3 Tesla Magnetom Prisma-MRT-System der Firma Siemens (Erlangen, Germany) mit einer 64 Kanal Kopf-Nacken-Spule genutzt (Sequenz: 3D isotrope T1-vibe-DIXON *water-only*, Parameter: Auflösung: 1 x 1 x 1 mm, Field of view 384 x 216 mm, 176 Schichten, Orientierung transversal, TE: 2,46 ms, TR: 5,6 ms).

Um eine möglichst identische Lage bei der Vor- und Nachuntersuchung zu sichern, wurde versucht, entlang der „Deutschen Horizontale“ (Lehmann & Hellwig, 2005) perpendicular zur Tischebene zu lagern. Zusätzlich wurde der Abstand zwischen Jugulum und Kinnspitze bei der Voruntersuchung gemessen und bei der Nachuntersuchung entsprechend eingestellt.

Um die Zielsequenz (T1-vibe-Dixon *water-only*) durchführen zu können, wurde im Vorfeld eine sagittale T2w gewichtete Sequenz gescannt, um sicherzugehen, dass Ursprung und Ansatz der gemessenen Muskulatur vollständig erfasst werden.

Die Bildanalyse wurde mittels semiautomatisierter manueller Segmentierung durchgeführt. Dabei wurden die MRT-Bilder pseudonymisiert auf eine Workstation (Windows 10) transferiert und zur Muskelvolumetrie einzeln in das Bildverarbeitungsprogramm 3D Slicer (Version 4.8) geladen (Fedorov et al., 2012; Jolesz, Kikinis, Pieper & Vosburgh, 2014).

Ein im Bildverarbeitungsprogramm von Radiologen trainierter technischer Assistent übernahm verblindet zur Identität und Gruppenzugehörigkeit der Probanden die manuelle Volumetrie. Anschließend wurde der Prozess von einem muskuloskelettal erfahrenen Radiologen überprüft und ggf. korrigiert.

Um eine Abgrenzung zum intermuskulären Fettgewebe und Zugehörigkeit der einzelnen Voxel (Volumenelemente) zum Muskel zu sichern, wurden Schwellenwerte der Signalintensitäten von Muskel und Fett definiert. Die definierten Schwellenwerte für Muskelgewebe wurden als „Maske“ den MRT-Aufnahmen hinterlegt. Auf diese Weise konnten für alle Messungen nur zum Muskel zugehörig definierte Volumenelemente markiert werden. Ansatz und Ursprung der zu volumetrierenden Muskeln wurden mittels einer Markierung festgelegt.

In einem ersten Schritt wurde manuell in transversaler Orientierung Schicht für Schicht der Umriss des Muskels umfahren (Abb. 38). Anschließend wurden in sagittaler und coronarer Richtung mögliche Korrekturen der Umfahrung vorgenommen. Um ein realistisches Ergebnis in Bezug auf die anatomisch korrekte glatte Kontur des Muskels darzustellen, wurde abschließend ein Algorithmus zur Glättung der Kontur angewandt, der die natürlich flache Oberfläche der Muskelfaszie simuliert. Zur Volumenbestimmung wurden sämtliche innerhalb der dreidimensional entstandenen Form enthaltenen Voxel ( $1 \text{ mm}^3$ ) automatisiert berechnet.

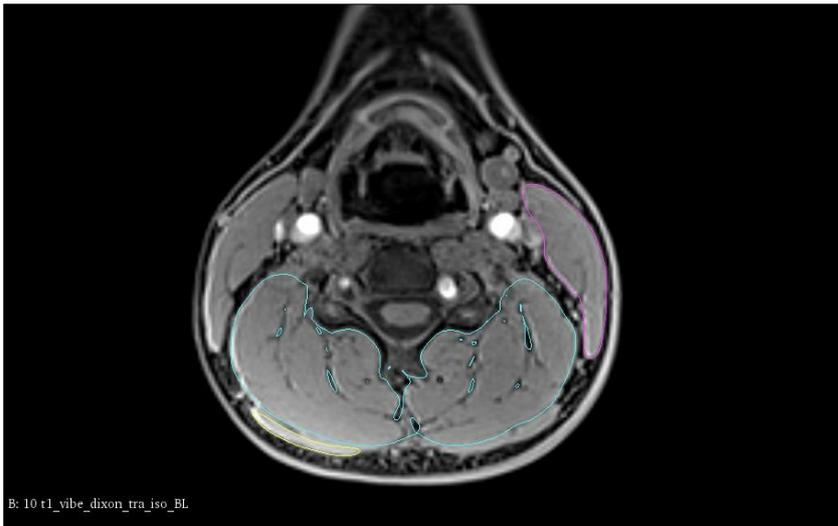


Abb. 38: Umrise der drei untersuchten Muskeln (Kühn, 2018)

Da bei der Volumetrie des *M. trapezius* hauptsächlich die cranialen Anteile (Pars descendens, Pars transversa) bestimmt werden sollten und der caudale Anteil (Pars ascendens) nicht vollständig bei der Bildakquise erfasst wurde, mussten als untere Grenze fixe Markierungen definiert werden, um bei allen Probanden und insbesondere innerhalb der Verlaufsmessungen sicherzustellen, dass die gleichen Muskelanteile volumetriert wurden.

Da die Schulterposition nicht bei jeder Messung gleich eingestellt werden konnte, wurden die jeweils medialsten Ansatzpunkte des *M. trapezius* an der lateralen Clavicula und an den Spinae scapulae aufgesucht und markiert. Anschließend wurde der äußerste lateral gelegene Punkt des Muskel-Sehnen-Übergangs der Pars transversa zu den Dornfortsätzen der oberen BWS markiert (Abb. 39). Dieser Ansatz beruht auf der Annahme, dass sich jegliche konnectierte Muskelanteile bei Bewegung der Ansatzpunkte entsprechend mit verlagern und die Volumina trotz möglicher Abweichung der Schulterposition gleich bleiben.

Die Ebene, die zur schichtweisen Konturierung verwendet werden sollte, wurde anschließend durch die mit den drei Markierungspunkten gebildete Ebene gekippt und rekonstruiert. Die Schicht, die dann alle drei Punkte beinhaltete, wurde als unterste Schicht zur Konturierung des Muskels gewählt. Als der am kranial gelegene Punkt wurde die Schicht gewählt, auf welcher der *M. trapezius* noch klar zu erkennen und trennen war.

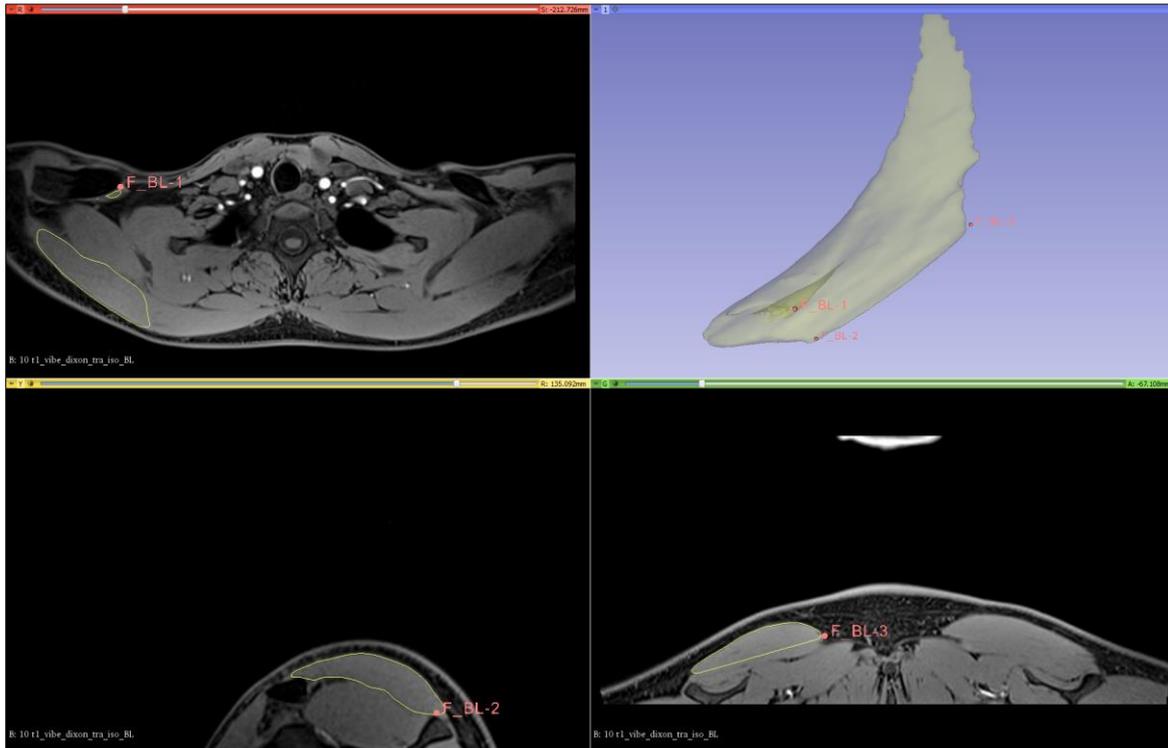


Abb. 39: Ablauf der Muskelvolumetrie des *M. trapezius Pars descendens* (Kühn, 2018)

Um einen in Vor- und Nachuntersuchung identischen Abschnitt der paravertebralen autochthonen Nackenmuskulatur auf Höhe des HWK 4 volumetrieren zu können, wurde zunächst in der Voruntersuchung lokal ein entsprechender dreidimensionaler Abschnitt aus dem Gesamtbilddatensatz markiert und extrahiert. Die Ausrichtung dieses Abschnitts erfolgte entlang den Wirbelkörperkanten des HWK 4 in sagittaler und frontaler Orientierung (Abb. 40). Nachdem auf diesem Abschnitt in der Voruntersuchung die Volumetrie gemäß oben beschriebener Methodik durchgeführt wurde, konnte die verwendete Maske zur Extraktion des Abschnitts auf die Nachuntersuchung übertragen werden. Auf diese Weise konnte sichergestellt werden, dass die exakt gleiche Schnittanzahl zur Volumetrie herangezogen wird. Vor der Markierung der Muskulatur in der Nachuntersuchung, wurde die Extraktionsmaske in gleicher Weise entlang der Wirbelkörperkanten von HWK 4 ausgerichtet, um auf diese Weise ebenfalls sicherzustellen, dass die gleichen Muskelabschnitte verglichen werden. Während des gesamten Volumetrieprozesses eines Probanden wurden zwischen den Vor- und Nachuntersuchungen mehrfach visuelle Qualitätskontrollen durchgeführt. (Kühn, 2018).

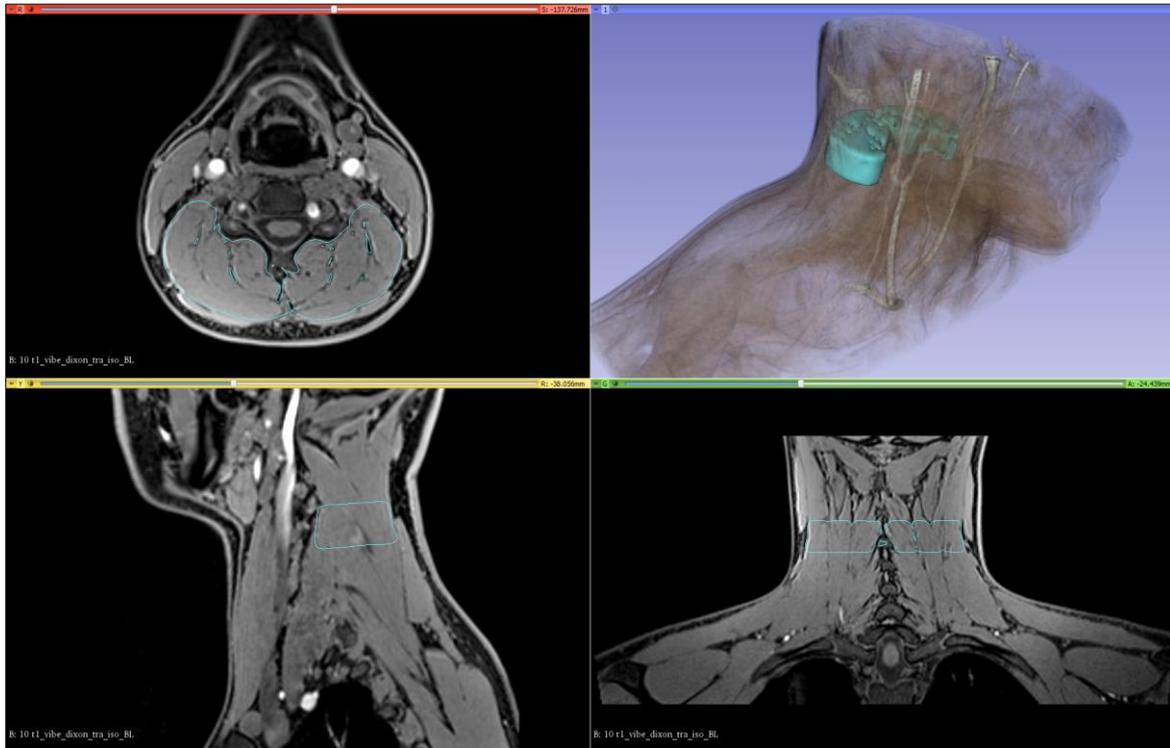


Abb. 40: Ablauf der Volumetrie der autochthonen Nackenmuskulatur im Bereich HWK 4 (Kühn, 2018)

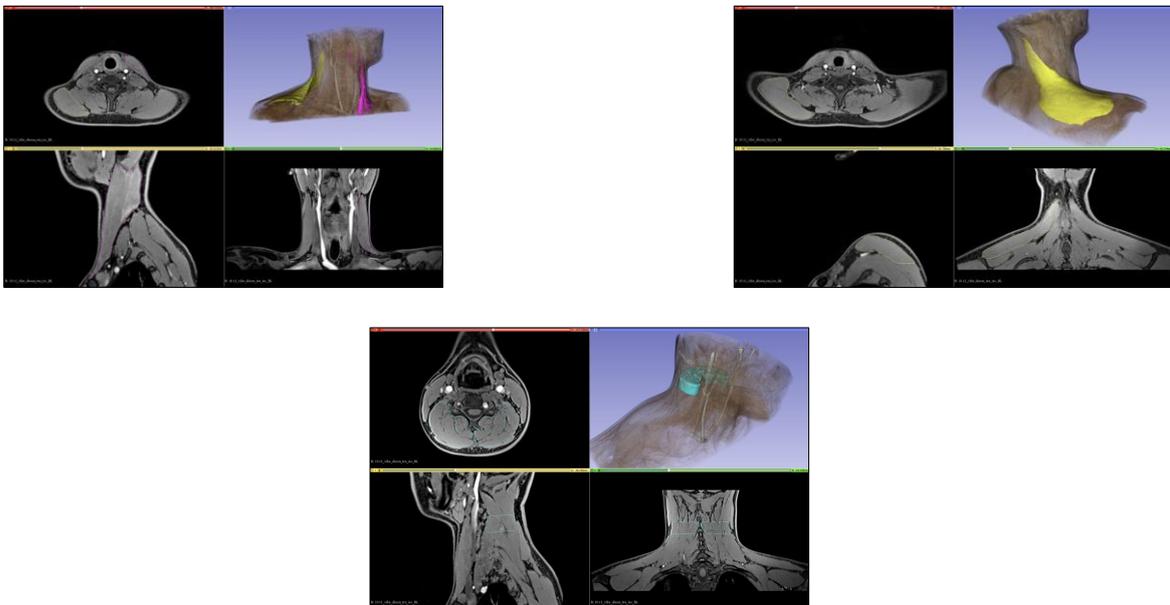


Abb. 41: Darstellung des Volumetrieprozesses aller drei Muskeln (Kühn, 2018)

#### 4.4 Ermittlung der muskulären Aktivität unter Beschleunigungskräften mit Hilfe der Oberflächenelektromyographie

Da die Versuchsvorbereitung und Durchführung zur Bestimmungen der muskulären Aktivitäten sowohl im Experiment I als auch in diesem Experiment identisch sind, können sie in Kapitel 2.3 bis 2.5.3 eingesehen werden. Aus organisatorischen Gründen musste im Pretest auf das Nachsichtgerät verzichtet werden, somit können nur die Pre- und Posttestwerte der muskulären Aktivität im Setting „ohne Helm“ und „mit Helm“ analysiert und verglichen werden.

#### 4.5 Einfluss der Trainingsintervention auf das subjektive Belastungsempfinden

Der Aufbau des Fragebogens zum subjektiven Belastungsempfinden während der Zentrifugenfahrten wurde im Experiment I in Kapitel 2.5.3 schon dargelegt. Im Posttest erhielten die Probanden nach den Zentrifugenfahrten drei Fragen bzgl. Ihres Sportverhaltens und des möglichen Einflusses der Trainingsintervention auf das subjektive Belastungsempfinden (Abb. 42).

Version 1.0	Anamnesebogen Posttest	22.03.2017
<p><b>3.2 Hatten Sie das Gefühl, dass Ihr Sportverhalten der letzten 10 Wochen einen Einfluss auf Ihr Belastungsempfinden - speziell im Hals- und Nackenbereich - während der Zentrifugenfahrten hatte?</b></p> <p><input type="checkbox"/> Ja, ich bin der Meinung, dass mein Sportverhalten der letzten Wochen einen Einfluss auf das Belastungsempfinden hatte</p> <p><input type="checkbox"/> Nein, ich bin der Meinung, dass mein Sportverhalten der letzten Wochen keinen Einfluss auf das Belastungsempfinden hatte</p> <p><b>3.2.1 Hat sich Ihr Sportverhalten in den letzten 10 Wochen im Vergleich zum Pretest im Dezember geändert?</b></p> <p><input type="checkbox"/> Ja, ich habe mehr Sport betrieben</p> <p><input type="checkbox"/> Ja, ich habe weniger Sport betrieben</p> <p><input type="checkbox"/> nein</p> <p><b>4. Waren Sie in der Kontroll-, oder Trainingsgruppe?</b></p> <p><input type="checkbox"/> Kontrollgruppe</p> <p><input type="checkbox"/> Trainingsgruppe</p>		

Abb. 42: Einfluss der Trainingsintervention auf das subjektive Belastungsempfinden

## 4.6 Das Training

Wie im Kapitel 1.2 dargelegt, gibt es aktuell keine nachgewiesenen präferierte Trainingsmethode, die angewandt wird, wenn unspezifische Rückenbeschwerden vorliegen (Haag et al., 2018). Auch existieren im flugmedizinischen Kontext noch keine Trainingsempfehlungen um die Systemperformance des Mensch-Maschinesystems zu erhöhen. Allgemein wird angenommen, dass eine kräftige Muskulatur eher in der Lage ist die Halswirbelsäule bei hohen Beschleunigungskräften zu schützen, als eine weniger kräftige Muskulatur (Seng, Lam & Lee, 2003; United States Air Force, 2016). Eine Grundvoraussetzung um einen Trainingseffekt zu erzielen, liegt darin, dass ein Training regelmäßig (ca. 3x pro Woche) durchgeführt werden muss (Harre, Krug & Schnabel, 2014). Neben motivationalen Aspekten der Probanden in Bezug auf das Training, müssen auch die äußeren Voraussetzungen geschaffen werden, um eine Regelmäßigkeit im Training gewährleisten zu können.

Für das Arbeitsumfeld von Luftfahrzeugbesatzungen ergeben sich folgende Voraussetzungen, die erfüllt werden müssen, damit die Teilnehmenden innerhalb sowie außerhalb der Dienstzeit als auch in Einsatzgebieten trainieren können:

- Das Training sollte ortsunabhängig durchführbar sein;
- Das Material sollte in einer gängigen Sporttasche transportiert werden können;
- Das Training sollte eigenständig durchführbar sein;
- Die Trainingszeit sollte 60 Minuten nicht übersteigen;
- Aufgrund der Dislozierung der Probanden müssen die Übungsausführungen verständlich und detailliert nachvollziehbar sein;
- Aufgrund unterschiedlicher körperlicher Leistungsfähigkeit muss die Intensität individuell variiert werden können.

Werden Flugzeiten, Flugprofile und Manöver betrachtet und mit trainingswissenschaftlichen Aspekten verglichen, ergeben sich weitere Komponenten, die bei der Gestaltung des Trainings beachtet werden sollten. Bei hohen Beschleunigungsprofilen müssen die Luftfahrzeugbesatzungen zusätzlich zur Anti-G-Schutzbekleidung bestimmte Atemtechniken und submaximale bis maximale Kontraktionen der unteren Extremitäten und des Rumpfes durchführen, um dem aufkommenden Druckgefälle entgegen zu wirken (Pongratz, 2006). Dabei liegt die Annahme nahe, dass sowohl aerobe als auch anaerobe Stoffwechsellagen erreicht werden können. Da sich die Piloten häufig über 45 Minuten in der Luft befinden, müssen

die Kraftausdauerkomponente und eine schnelle Regenerationsfähigkeit des Organismus ebenfalls betrachtet werden. Auch sind sie im Arbeitsalltag Soldaten und müssen über eine solide Ganzkörperkraft als auch Ausdauer verfügen. Auf Basis dieser Aspekte wurde das Training auf funktionelle ganzheitliche Bewegungsabläufe aufgebaut, allerdings mit dem Schwerpunkt des Muskelaufbaus im Hals-, Nacken- und Schulterbereich.

Bei der Umsetzung des Trainings wurde versucht sich an Sportarten zu orientieren, bei denen der Hals-, Nacken- und Schulterbereich ebenfalls beansprucht wird. Während der Literaturrecherche wurden weder im Bereich des Bobsports, Boxsports noch im Rennsport Bücher oder Artikel zu einem methodischen Trainingsaufbau gefunden. Einzig im Rennsport existieren im Internet in Form von Videoaufzeichnungen und Interviews Beiträge zu spezifischer Stärkung der Nackenmuskulatur. Die Aussagen beschränken sich allerdings meist darauf, dass die Stärkung des Nackens und Rumpfes sehr wichtig sind und die Athleten fast täglich trainieren, detaillierte Beschreibungen des Trainings existieren nicht (Vettel, 2015; Zimmermann, 2017).

Grundsätzlich wurde sich in dieser Studie an der Hypertrophietrainingsmethode orientiert, mit dem Ziel, durch eine Muskelquerschnittsvergrößerung die Kraft zu erhöhen und die inter- und intramuskuläre Koordination zu verbessern (Harre, Krug & Schnabel, 2014).

Die klassische Hypertrophietrainingsmethode beinhaltet Pausenzeiten zwischen 120 und 180 s (Hottenrott & Neumann, 2016). Da das Training in den Arbeitsalltag integriert werden sollte, sollte eine maximale Trainingszeit von 60 min pro Einheit nicht überschritten werden. Außerdem und vor allem wegen oben genannter Aspekte wurde die Trainingsform des Zirkeltrainings gewählt. Durch die geringen bis fehlenden Pausenzeiten zwischen den Übungen wird gleichzeitig die kardiorespiratorische Fitness verbessert, indem die durchschnittliche Herzfrequenz während des gesamten Trainings erhöht ist. Neben den Übungen für den Muskelaufbau im Hals-, Nacken- und Schulterbereich wurden Ganzkörperübungen integriert, um ganzheitliche Bewegungsabläufe abzubilden, muskulären Dysbalancen vorzubeugen und die Kraftausdauer zu verbessern.

Das Training bestand aus zwei Trainingsphasen von jeweils sechs Wochen. Die erste Phase diente der Steigerung der allgemeinen körperlichen Leistungsfähigkeit durch überwiegend Ganzkörperübungen. In der zweiten Phase wurden die Übungen spezieller auf den Nacken- und Schulterbereich ausgelegt. In jeder Trainingsphase gab es drei verschiedene Workouts, die jeweils einmal in der Woche durchgeführt werden sollten. Jede Einheit dauerte ca. 60 min und setzte sich aus 3 Phasen zusammen:

**Erwärmung und Mobilisation (Alpha):** Die einzelnen Mobilisationsübungen sollten sieben bis zehnmal wiederholt werden. Da es rein zur Mobilisation und Erwärmung der Strukturen diente, sollten keine bis minimale Widerstände gewählt werden. In diesem Teil wurden Körpergewichtsübungen bzw. Übungen mit den „ProBands light“ (siehe Anlagen und Abb. 49) in einer vorgegebenen Reihenfolge wiederholt.

**Muskelaufbautraining (Bravo):** Der Hauptteil setzte sich aus 8 bis 10 Übungen zusammen, die als Zirkel aufgebaut waren, der viermal hintereinander absolviert werden sollte. Die Trainierenden sollten die Intensität so wählen, dass ca. 8 bis 12 Wiederholungen von jeder Übung bis zur lokalen Muskelermüdung möglich waren. Je nach Aufbau der Übungen betrug alternativ zur Wiederholungsanzahl die „Time under Tension“ (Zeit, bei welcher der Muskeln angespannt/trainiert werden sollte) 30 s. Auch hier sollte die Intensität so gewählt werden, dass nach den 30 s der Muskel vollständig ermüdet war. Die „Pause“ setzte sich dabei aus dem Übungswechsel zusammen. Da die gleiche Muskelgruppe nicht zweimal hintereinander trainiert wurde, konnte die benötigte Regenerationszeit eingehalten werden, das gesamte Training aber dennoch in relativ kurzer Zeit absolviert werden.

**Rumpfstabilisationsübungen (Charlie):** Dieser Teil setzte sich aus meist drei statischen Halteübungen zur Rumpfstabilisation zusammen, die hintereinander ohne Pause für 30 s gehalten werden sollten.

Aus zeitlichen und organisatorischen Gründen wurden in Kooperation mit dem Department für Sportwissenschaft der Universität der Bundeswehr in München zwei Studierende bei der Erstellung und Visualisierung des Trainings integriert. Im Rahmen ihrer Abschlussarbeit leisteten sie einen Beitrag bei der Erarbeitung der Workouts, führten die Kraftmessungen durch und halfen bei der Visualisierung in Form von Video- und Fotodokumentationen.

Die Vermittlung der Übungen wurde (sofern die Teilnehmenden im süddeutschen Raum stationiert waren) durch persönliche Anleitung realisiert. Weiterhin erhielten die Trainierenden Trainingspläne mit ausführlichen Übungsbeschreibungen (Start-, Bewegungs- und Endposition). In Form von Videodokumentationen von jeder Übung konnten sie die korrekte Ausführung und Körperhaltung ebenfalls jederzeit einsehen. Alle Trainingsphasen und Workouts sind den Anlagen beigelegt.

Bis zum Posttest sollten alle Teilnehmenden mindestens 30 Einheiten absolviert haben. Exemplarisch ist in Abbildung 43 ein Ausschnitt aus dem Bravo-Teil aus einem der Workouts in der Kurzfassung dargestellt. Die Pläne wurden mit einer Software zur Erstellung von Trainingsplänen der Firma „evoletics“ (Science on field GmbH, 2017) generiert.

**BRAVO: Funktionelles Krafttraining**

FÜR GENAUE ÜBUNGS AUSFÜHRUNG SIEHE VIDEOS ODER PLAN IN DER LANGFASSUNG.  
 Dauer: 4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen,  
 30 s Pause zwischen den Runden.

8 Back Extension Row FTS				9 Push Ups MedBall				10 ProBand High Pulls			
Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s	Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s	Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s

11 Bent Over Row (rotate) rechts				12 Neck Extension Neck Trainer				13 Bent Over Row (rotate) links			
Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s	Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s	Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s

Kontakt Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe, Fotoquellen: Studierende UniBw München  
 Rechtlicher Hinweis "3 Stripes" and the "3-Bars logo" are registered trademarks of the adidas Group, used with permission.

**evoletics®**

Abb. 43: Ausschnitt aus der zweiten Trainingsphase, Teil Bravo (Plan 1) in der Kurzfassung (modifiziert aus: Science on field GmbH, 2017)

Da das Training speziell den Hals-, Nacken- und Schulterbereich hypertrophieren sollte, werden die Übungen zur Stärkung des Nackens in Abb. 44 bis 48 dargestellt.

### Neck Extension ProBand

12 Neck Extension ProBand



**Ausgangsposition:** ProBand und Nackentrainer unten an einer Türe o.ä. befestigen. Der Stand ist schulterbreit, die Knie sind leicht gebeugt, der Oberkörper ist leicht nach vorne geneigt. Die Arme liegen locker auf den Oberschenkeln auf. Der Nacken ist leicht gebeugt.

**Bewegungsablauf:** Der Kopf wird gegen den Widerstand des ProBands gerade nach hinten geführt. Der Körper bleibt ansonsten stabil und gespannt. Achtung: Der Rumpf bewegt sich nicht mit. Es ist eine "nickende" Bewegung.

**Endposition:** Die Position der Beine und des Oberkörpers sind unverändert, der Nacken ist maximal nach hinten geneigt.

**Notiz:** Befestigung des ProBands und Nackentrainers: Das ProBand durch die Schlinge des Door-Ankers ziehen und durch eine eigene Schlinge im ProBand das Band in der Schlinge befestigen. Dann mit Hilfe der Karabinerhaken am Nackentrainer das Proband dort befestigen und mittig vor die Wand/Tür stellen, sodass kein einseitiger Zug entsteht. Den Nackentrainer fest am Kopf befestigen.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

Abb. 44: Übung: „Neck Extension ProBand“ (modifiziert aus: Science on field GmbH, 2017)

### Neck Rotation

15 Neck Rotation



**Ausgangsposition:** Rückenlage, Schultern berühren den Boden, Kopf ist leicht angehoben, Blick senkrecht zur Decke. Die Gewichtsmanschette ist um den Kopf befestigt.

**Bewegungsablauf:** Drehen des Kopfes 90° nach rechts, Blick geht zur rechten Wand des Raumes, dann Drehen des Kopfes über die Ausgangsposition nach links. Gesamter Körper ist gespannt, unteren Rücken vom Gefühl her in den Boden drücken.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

Abb. 45: Übung: „Neck Rotation“ (modifiziert aus: Science on field GmbH, 2017)

## Neck Flexion

**15 Neck Flexion**



**Ausgangsposition:** Sitzende Position rückwärts zum Door Anker oder zu einer anderen Befestigung des ProBands. Die Beine sind gestreckt, Arme stützen sich nach hinten ab und der Kopf ist nach hinten geneigt.

**Bewegungsablauf:** Beugen des Nackens nach vorne gegen den Widerstand des ProBands, restlicher Körper bleibt gespannt und bewegt sich nicht.

**Endposition:** Körperposition unverändert, Nacken maximal gebeugt.

**Notiz:** Dies ist eine "nickende Bewegung". Der Oberkörper bewegt sich dabei nicht mit nach vorne. Das ProBand ist am Neck Trainer befestigt, der fest um den Kopf gelegt ist.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

Abb. 46: Übung: „Neck Flexion“ (modifiziert aus: Science on field GmbH, 2017)

## Neck Extension Neck Trainer

**12 Neck Extension Neck Trainer**



**Ausgangsposition:** Stand hüftbreit, Füße parallel, Knie leicht gebeugt, Hüfte leicht gebeugt, Oberkörper leicht nach vorne gerichtet. Arme stützen auf den Knien ab, Kopf leicht nach unten gebeugt. Der SSB ist mit dem Neck Trainer am Kopf befestigt und hängt vor dem Körper.

**Bewegungsablauf:** Führen des Kopfes - durch Strecken des Nackens gegen den Widerstand des SSB - nach oben.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition, Nacken ist maximal gestreckt.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

Abb. 47: Übung: „Neck Extension Neck Trainer“ (modifiziert aus: Science on field GmbH, 2017)

## Resistance Walk Neck Trainer

11 Resistance Walk Neck Trainer



***Ausgangsposition:*** Gerader aufrechter Stand, Kopf aufrecht. Das Proband ist mittig um die Stirn gelegt und an einem festen Punkt fixiert (z.B. einem Tor, mit dem Dooranker an einer Tür befestigt o.ä.).

***Bewegungsablauf:*** Es wird mit einem Fuß ein Schritt nach vorne gemacht. Rumpf, Nacken und Hals bleiben dabei gespannt und arbeiten dem Zug entgegen. Die Position wird kurz gehalten. Der Fuß wird in die Ausgangsposition zurück gebracht und gewechselt.

***Endposition:*** Aufrechter Stand in Schrittstellung, Kopf aufrecht. Das Proband ist an der Stirn und einem festen Punkt fixiert.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

Abb. 48: Übung: „Resistance Walk Neck Trainer“ (modifiziert aus: Science on field GmbH, 2017)

### 4.6.1 Die Trainingsmittel

Die Geräte wurden so ausgewählt, dass das Training ortsungebunden und platzsparend durchgeführt werden konnte. Auch in Bezug auf die praktische Umsetzung im Dienstbetrieb oder die Durchführung in Einsatzgebieten wurde darauf geachtet, dass fast alle Geräte in einer gängigen Sporttasche mitgeführt werden konnten (Abb. 49). Es wurden funktionelle Kleingeräte beschafft, die durch verschiedene Kombinationsmöglichkeiten unterschiedliche Muskelgruppen trainieren können. Die genaue Handhabung der Geräte ist den Probanden durch die Trainingspläne, durch individuelle Anleitung und Videoaufnahmen vermittelt worden. Folgende Geräte der Firma SKLZ wurden beschafft (SKLZ EMEA GmbH, 2017):

- Super Sandbag (SSB) (Tasche mit Griffen und vier Gewichtsbeuteln);
- Training Cable medium, heavy und extra heavy (Stretchband mit Befestigungsmöglichkeiten für Griffe, Wand- und Türhalterungen);
- Dual Handles und Universal Anchor (Griffe und Türbefestigung mit Anschlussstelle für die Training Cables);
- Pro Bands light, medium (Gummibänder mit verschiedenen Härtegraden);
- Medizinball (Gewicht: 4,5 kg);
- CoreWheels (Räder zum Rumpfabrollen mit ergonomischer Griffstange);

- Necktrainer (Nackentrainer) (Kopfteil aus Nylon mit Stahlkette (65 cm) und Karabinerhaken);
- Hand-/Fußgewichte (2 kg);
- Speed Rope (Springseil);
- Fitnessmatte.



Abb. 49: Darstellung einiger Geräte des Trainings (aus: SKLZ EMEA GmbH, 2017)

#### 4.6.2 Statistische Auswerteverfahren

Zunächst werden auch in diesem Experiment die Daten, die zur Validierung des Trainings erhoben wurden deskriptiv dargestellt und im Anschluss daran ausgewertet. Dabei werden jeweils die Pre- und Posttest Daten gegenübergestellt. Sofern möglich wurden auch in diesem Teil der Arbeit multivariate Modelle zur Auswertung der Ergebnisse genutzt. Die angewandten statistischen Verfahren werden vor jeder Ergebnisdarstellung angegeben.

Das Signifikanzniveau wurde auf  $p \leq 5\%$  festgelegt (signifikantes Ergebnis \*). Ein p-Wert von  $\leq 1\%$  beschreibt ein sehr signifikantes Ergebnis \*\*, ein p-Wert  $\leq 0,1\%$  beschreibt ein hoch signifikantes Ergebnis \*\*\*.

## 4.7 Ergebnisse Experiment II

### 4.7.1 Anthropometrie und Maximalkraftmessungen Pre-Post

#### Anthropometrie

In Tabelle 10 werden die wesentlichen anthropometrischen Daten des Pre- und Posttests dargestellt. Die Probanden der Trainingsgruppe waren im Mittel ca. 6 cm größer und 11 kg schwerer. Im Schnitt führte die Trainingsgruppe in den letzten 12 Monaten 105 min/Woche ein Krafttraining durch, die Kontrollgruppe im Schnitt 35 min/Woche. Es befanden sich jeweils in der Trainings- und Kontrollgruppe eine weibliche Probandin, ansonsten bestanden die Gruppen aus männlichen Probanden. Das Durchschnittsalter betrug 31 Jahre in der Trainingsgruppe und 29 Jahre in der Kontrollgruppe. Es wurden weder vor noch nach der Intervention signifikante Unterschiede in den hier vorliegenden anthropometrischen Daten zwischen den beiden Gruppen festgestellt (t-Test für unabhängige Stichproben).

Tab. 10: Anthropometrische Daten der Trainings- und der Kontrollgruppe Pre-Post

Zeitpunkt	Trainingsgruppe, n = 12		Kontrollgruppe, n = 6	
	Pre	Post	Pre	Post
<b>Alter (Jahren)</b>	31		29	
<b>Min   Max</b>	23   52		24   46	
<b>Größe (cm)</b>	182		177	
<b>Min   Max</b>	172,2   189,7		160,9   183,8	
<b>Gewicht (kg)</b>	81,9	83,2	70,3	70,7
<b>Min   Max</b>	63,9   100,6	64,2   101,5	49,6   84,7	50   82,2
<b>Krafttraining min/Wo</b>	105		35	
<b>Min   Max</b>	4   0		2,5   0	

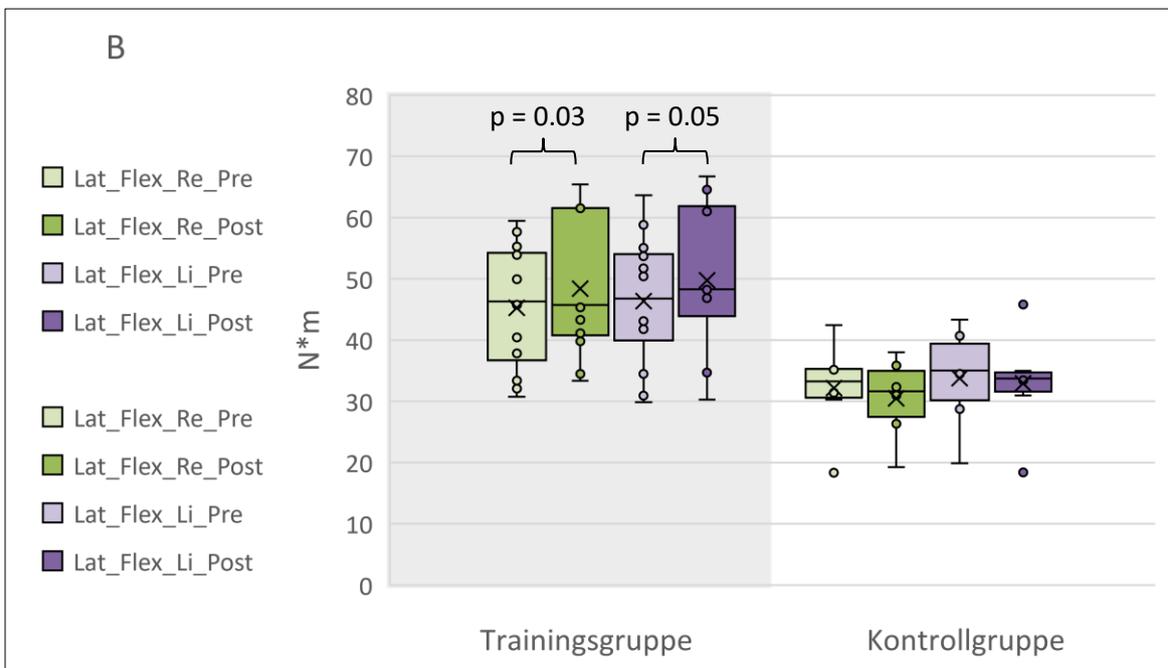
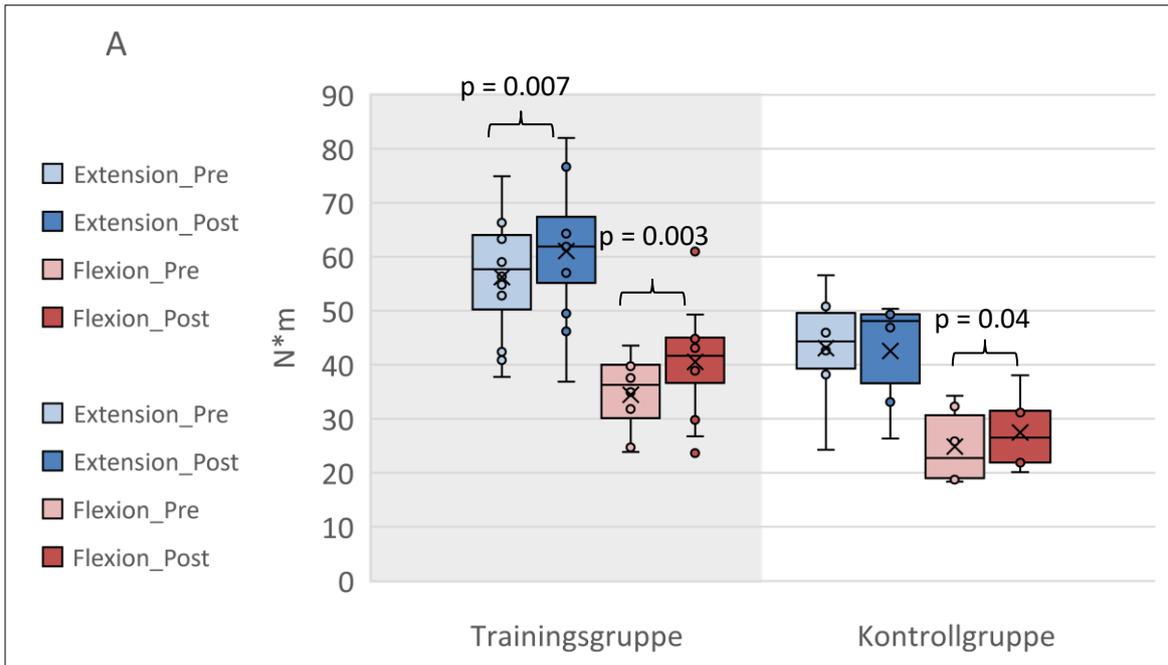
## Maximalkraftmessungen

Nach dem Shapiro-Wilk-Test und Analyse der graphischen Darstellung waren die Daten in beiden Gruppen normalverteilt. Zur Ermittlung von signifikanten Unterschieden innerhalb der beiden Gruppen vom Pre- zum Posttest wurde bei den Kraftwerten in den einzelnen Halswirbelsäulenpositionen ein t-Test für verbundene Stichproben angewandt und mit Hilfe der Analysesoftware SPSS 22 ausgewertet. Die Gruppenunterschiede wurden nicht getestet, da die Kraftmessungen rein zur intraindividuellen Vergleichbarkeit dienen sollten.

Die Effektstärken wurden anhand des t-Wertes und der Korrelationen berechnet und werden nach Cohen interpretiert (Borenstein, 2009; Lenhard & Lenhard, 2016).

In der Trainingsgruppe nahm vom Pre- zum Posttest in allen gemessenen Positionen der Halswirbelsäule die Maximalkraft signifikant zu (Abb. 50). Dabei stieg die Kraft in der HWS Extension um 6,8% ( $d = 0.37$ , kleiner Effekt), in der Flexion um 17,74% ( $d = 0.58$ , mittlerer Effekt), in der Lateralflexion rechts um 6,94% ( $d = 0.28$ , minimaler Effekt), in der Lateralflexion links um 7,34% ( $d = 0.28$ , minimaler Effekt), in der Rotation rechts um 22,73% ( $d = 0.58$ , mittlerer Effekt) und in der Rotation links um 23,21% ( $d = 0.58$ , mittlerer Effekt).

In der Kontrollgruppe wurde in der HWS-Flexion vom Pre- zum Posttest ein signifikanter Kraftzuwachs festgestellt, dabei stieg die Kraft um 10,5% ( $d = 0.37$ , kleiner Effekt). In allen anderen Positionen gab es keine signifikanten Unterschiede vom Pre- zum Posttest (Abb. 50).



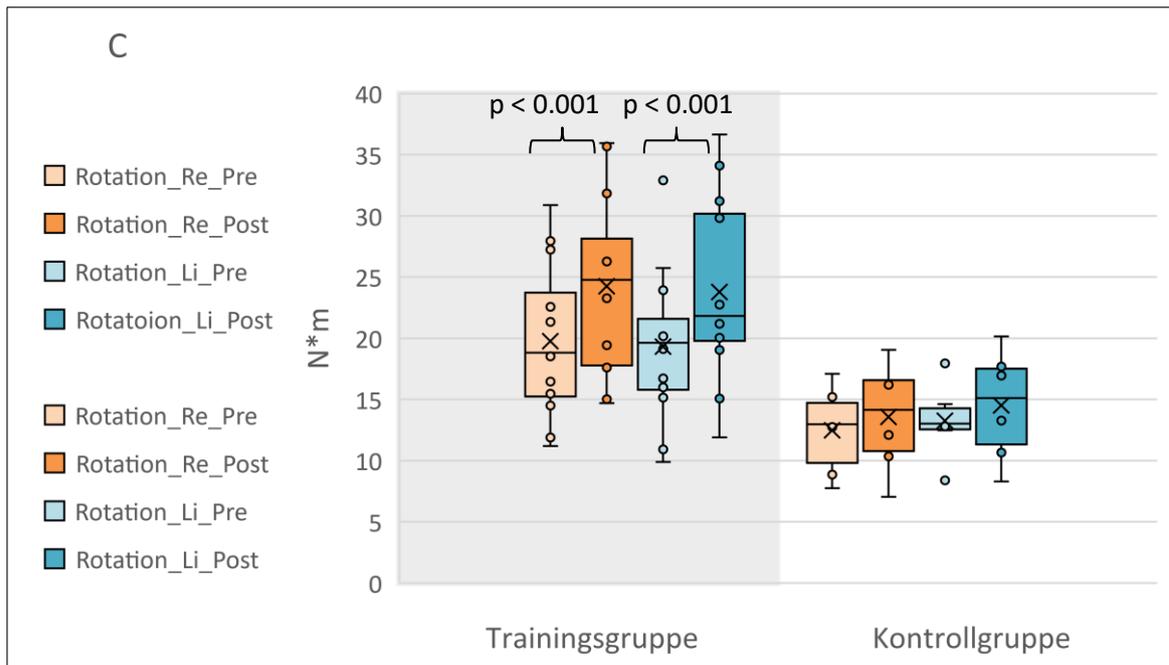


Abb. 50: Maximalkraftwerte der HWS Pre-Post in beiden Gruppen

Die Y-Achse beschreibt die Ergebnisse der Maximalkraftmessungen ausgedrückt in N\*m. Auf der X-Achse werden die Halswirbelsäulenpositionen dargestellt, bei denen die Daten in der Trainings- und Kontrollgruppe erhoben wurden. V.l.n.r.: Extension, Flexion (Abb. 50 A); Lateralflexion rechts, Lateralflexion links (Abb. 50 B); Rotation rechts, Rotation links (Abb. 50 C) jeweils im Pretest (Pre) und Posttest (Post).

#### 4.7.2 Ergebnisse der MRT-Messungen Pre-Post

Nach dem Shapiro-Wilk-Test und Analyse der graphischen Darstellung waren die Daten in beiden Gruppen normalverteilt. Zur Ermittlung von signifikanten Unterschieden zwischen bzw. innerhalb der beiden Gruppen vom Pre- zum Posttest wurde ein t-Test für unabhängige bzw. verbundene Stichproben angewandt und mit Hilfe der Analysesoftware SPSS 22 ausgewertet. Die Effektstärken wurden anhand der t-Werte und Korrelationen berechnet und werden nach Cohen interpretiert (Borenstein, 2009; Lenhard & Lenhard, 2016).

#### Volumetrie des *M. sternocleidomastoideus* (links)

Tab. 11: Volumetrie des linken *M. sternocleidomastoideus* Pre-Post

	Trainingsgruppe, n = 12		Kontrollgruppe, n = 6	
Volumen	Pre (cm <sup>3</sup> )	Post (cm <sup>3</sup> )	Pre (cm <sup>3</sup> )	Post (cm <sup>3</sup> )
Mittelwert	58,1	62,4	46,8	47,4
SD	12,92	12,2	7,4	7,5
Median	59,1	62,4	48,6	48,1
Min	32,3	42	32,5	34,2
Max	76,5	79,3	53,2	57,3
	p- Wert vom Pre- zum Posttest: 0.001 (t-Test für verbundene Stichproben)			

Vor der Interventionsphase unterschieden sich die Volumina des linken *M. sternocleidomastoideus* zwischen den beiden Gruppen nicht signifikant, im Posttest wurde ein signifikanter Unterschied deutlich [p-Wert im Pretest: 0.07, p-Wert im Posttest: 0.01, t-Test für zwei unabhängige Stichproben,  $d = 1.38$  (starker Effekt)].

Innerhalb der Gruppen wurde vom Pre- zum Posttest in der Trainingsgruppe ein signifikanter Volumenzuwachs festgestellt [p = 0.001, t-Test für zwei verbundene Stichproben,  $d = 0.33$  (kleiner Effekt)]. Dabei stieg im Mittel das Volumen des linken Sternocleidomastoideus um 7,4% (4,3 cm<sup>3</sup>, SD: 3,2 cm<sup>3</sup>) an.

In der Kontrollgruppe wurde kein signifikanter Unterschied vom Pre- zum Posttest festgestellt (Abb. 51).

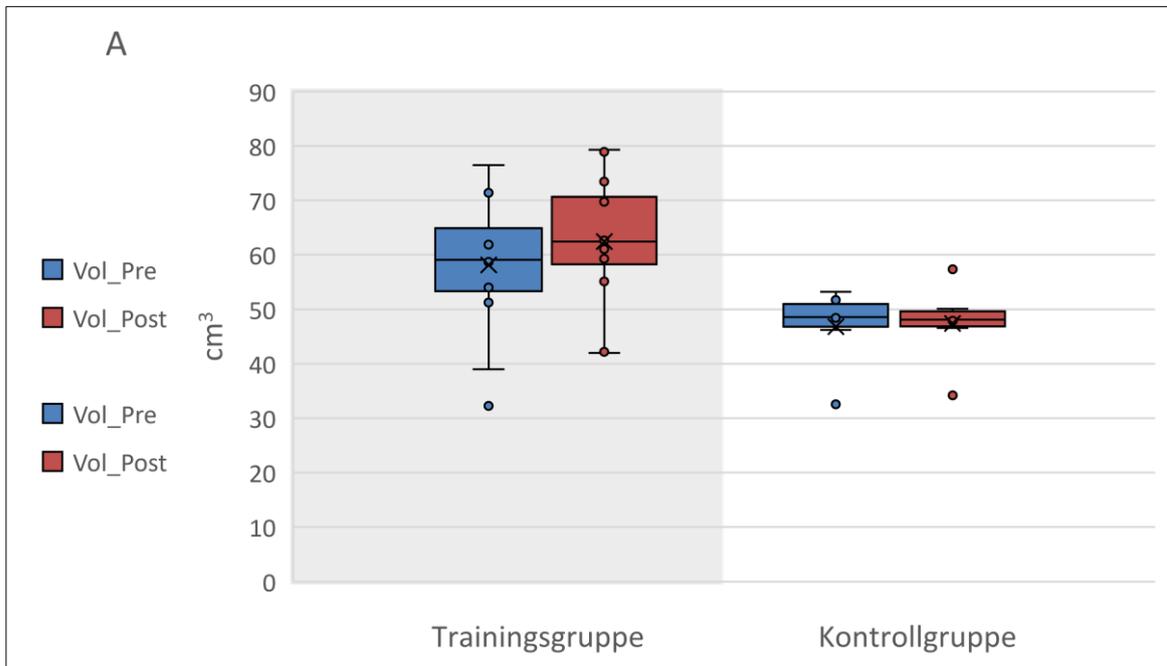


Abb. 51: A: Volumetrie des *M. sternocleidomastoideus* (links) Pre-Post in beiden Gruppen, N = 18 (12 TG, 6 KG)

### Volumetrie des *M. trapezius Pars descendens* (rechts)

Tab. 12: Volumetrie des rechten *M. trapezius Pars descendens* Pre-Post

Volumen	Trainingsgruppe, n = 12		Kontrollgruppe, n = 6	
	Pre (cm³)	Post (cm³)	Pre (cm³)	Post (cm³)
Mittelwert	125,4	135,8	103,7	105,8
SD	22,3	26,1	26,8	22,3
Median	124,2	128,8	100,3	103,2
Min	78,1	98,3	78,2	82,8
Max	168,2	196,9	140,1	132,9
	p-Wert vom Pre- zum Posttest: 0.002 (t-Test für verbundene Stichproben)			

Vor der Interventionsphase unterschieden sich die Volumina des rechten *M. trapezius Pars descendens* zwischen den beiden Gruppen nicht signifikant, im Posttest wurde ein signifikanter Unterschied deutlich [p-Wert im Pretest: 0.08, p-Wert im Posttest: 0.02, t-Test für zwei unabhängige Stichproben,  $d = 1.2$  (starker Effekt)].

Innerhalb der Gruppen wurde in der Trainingsgruppe ein signifikanter Volumenzuwachs festgestellt [p = 0.002, t-Test für verbundene Stichproben,  $d = 0.4$  (kleiner Effekt)]. Dabei stieg im Mittel das Volumen um 8,3% (10,5 cm<sup>3</sup>, SD: 9,2 cm<sup>3</sup>) an. In der Kontrollgruppe wurde kein signifikanter Volumenzuwachs vom Pre- zum Posttest festgestellt (Abb. 52).

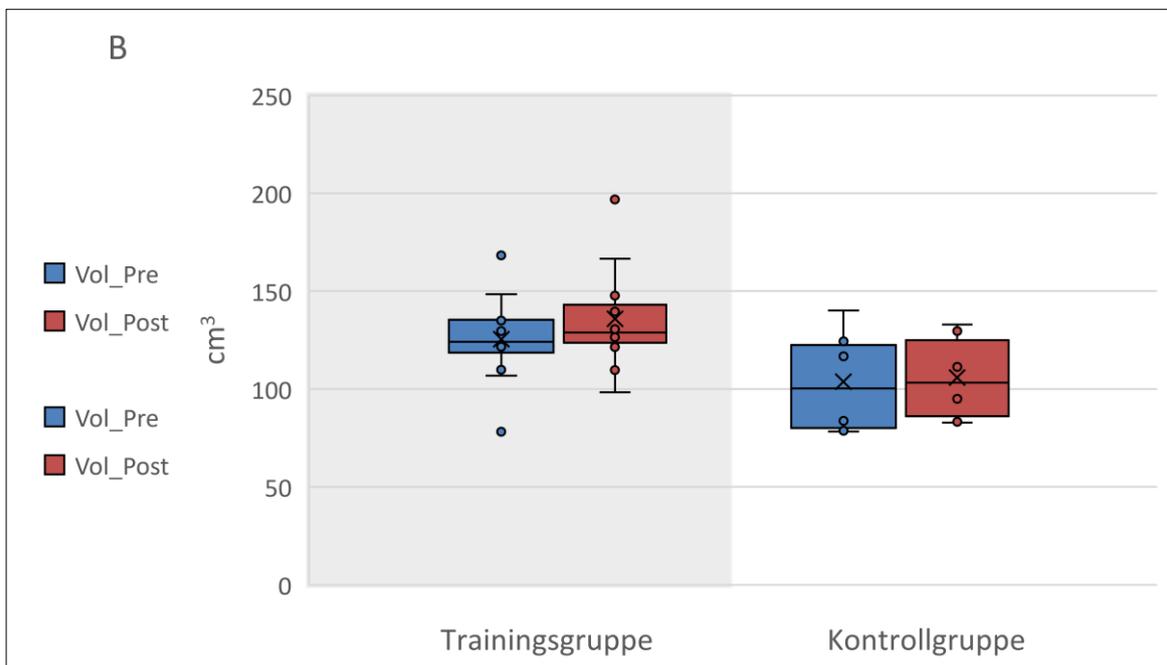


Abb. 52: B: Volumetrie des rechten *M. trapezius Pars descendens* Pre-Post in beiden Gruppen, N = 18 (12 TG, 6 KG)

## Volumetrie der autochthonen Muskulatur im Bereich HWK 4

Tab. 13: Volumetrie der autochthonen Nackenmuskulatur Pre-Post

Volumen	Trainingsgruppe, n = 12		Kontrollgruppe, n = 6	
	Pre (cm <sup>3</sup> )	Post (cm <sup>3</sup> )	Pre (cm <sup>3</sup> )	Post (cm <sup>3</sup> )
<b>Mittelwert</b>	60,5	64,5	51,3	52,5
<b>SD</b>	14,5	17,8	7,9	8,1
<b>Median</b>	67	69,2	51,1	55,4
<b>Min</b>	30,2	34,8	41,6	42,2
<b>Max</b>	77,5	86,9	61,5	60,8
	p-Wert vom Pre- zum Posttest: 0.02 (t-Test für verbundene Stichproben)			

Sowohl vor als auch nach der Interventionsphase unterschieden sich die Volumina der autochthonen Nackenmuskulatur im Bereich HWK 4 (Abb. 53) zwischen den beiden Gruppen nicht signifikant.

Innerhalb der Gruppen wurde in der Trainingsgruppe ein signifikanter Volumenzuwachs festgestellt ( $p = 0.02$ , t-Test für verbundene Stichproben,  $d = 0.2$  (minimaler Effekt)]. Dabei stieg im Mittel das Volumen um 6,7% ( $3,8 \text{ cm}^3$ , SD:  $5 \text{ cm}^3$ ) an.

In der Kontrollgruppe wurde kein signifikanter Volumenzuwachs vom Pre- zum Posttest festgestellt.

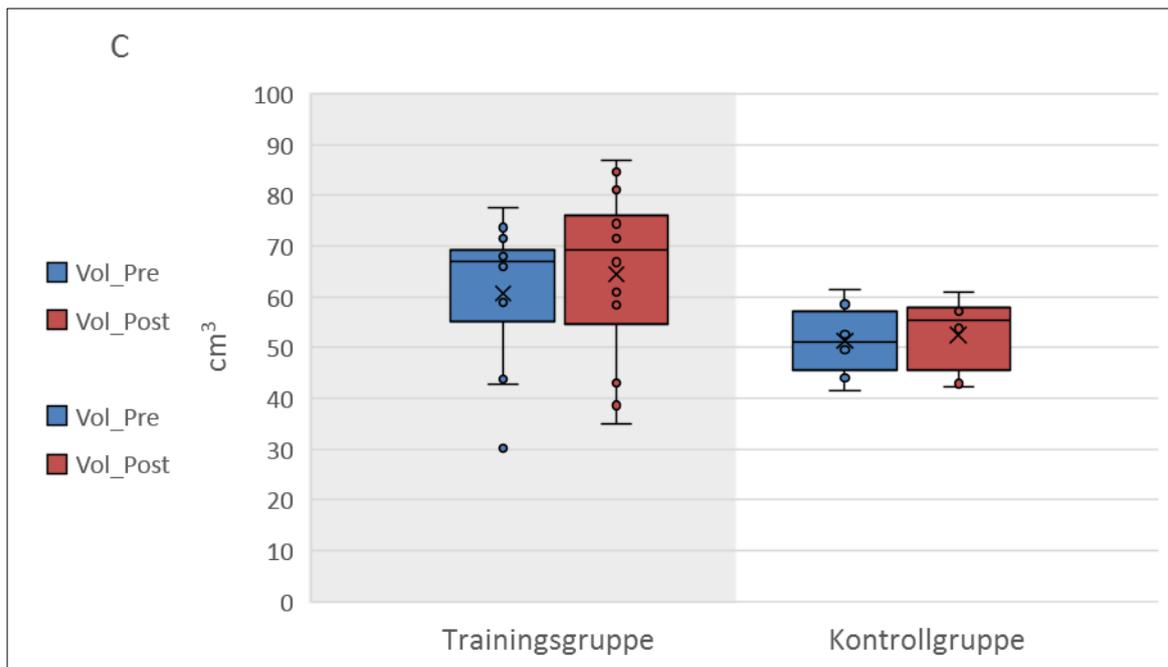


Abb. 53: C: Volumetrie der autochthonen Nackenmuskulatur Pre-Post in beiden Gruppen, N = 18 (12 TG, 6 KG)

### 4.7.3 Einfluss der Maximalkraftwerte auf die Muskelvolumina

Nachfolgend werden die Zusammenhänge der Volumina und Maximalkraftwerte der untersuchten Muskulatur dargestellt. Es wurden jeweils die Muskeln mit den Kraftwerten verglichen, an denen der Muskel bei der Maximalkraftmessung maßgeblich beteiligt war.

#### *M. sternocleidomastoideus* (links)

Da der linke *M. sternocleidomastoideus* hauptsächlich an der Rotation des Kopfes nach rechts beteiligt ist, wurde überprüft ob es einen signifikanten Zusammenhang zwischen der Maximalkraft der HWS Rotation rechts und des Muskelvolumens gibt (Abb. 54). Dieser Zusammenhang bestätigte sich sowohl im Pre- als auch im Posttest [Pretest:  $r = 0.74$ ,  $R^2 = 0.55$ ,  $p < 0.001$ ; Posttest:  $r = 0.85$ ,  $R^2 = 0.72$ ,  $p < 0.001$ ,  $N = 18$  (starker Zusammenhang)]. Mit Vergrößerung des Muskelvolumens wurde der Zusammenhang im Posttest stärker.

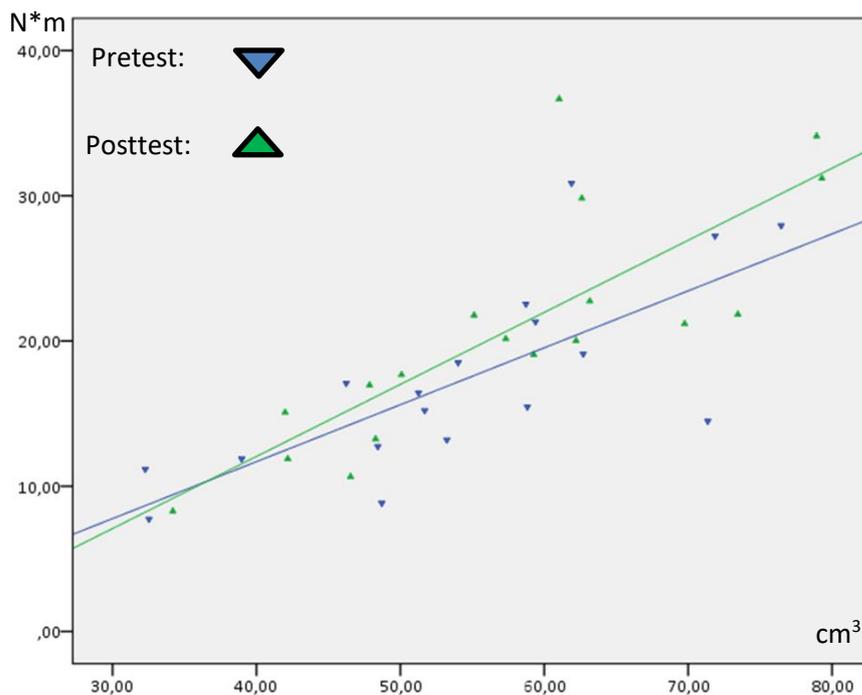


Abb. 54: Der Zusammenhang von Muskelvolumen und Kraft des *M. sternocleidomastoideus* (links) und der Maximalkraft der HWS-Rotation (rechts) Pre-Post,  $N = 18$ .

### *M. trapezius Pars descendens*

Der *M. trapezius Pars descendens* ist sowohl bei der Stabilisation der HWS als auch bei Bewegungen in allen Richtungen – maßgeblich der Extensionsbewegung – beteiligt. Deshalb wurde überprüft, ob es einen Zusammenhang zwischen dem Volumen und der Maximalkraft der HWS-Extension gibt (Abb. 55). Dieser Zusammenhang bestätigte sich sowohl im Pre- als auch im Posttest [Pretest:  $r = 0.66$ ,  $R^2 = 0.43$ ,  $p = 0.003$ ; Posttest:  $r = 0.77$ ,  $R^2 = 0.59$ ,  $p < 0.001$ ,  $N = 18$  (starker Effekt)]. Mit Vergrößerung des Muskelvolumens wurde der Zusammenhang im Posttest stärker.

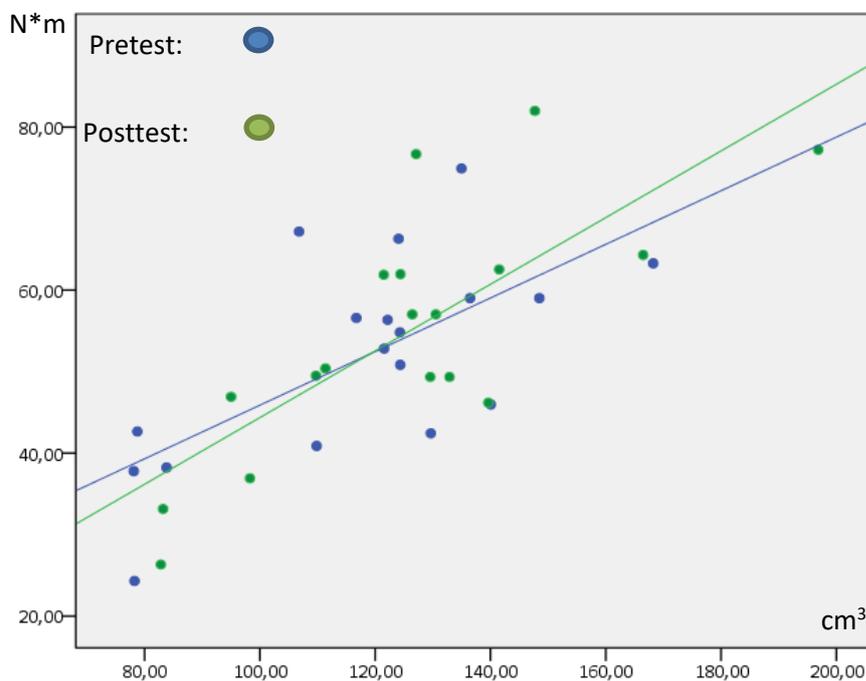


Abb. 55: Der Zusammenhang von Muskelvolumen und Kraft des *M. trapezius Pars descendens* (rechts) und der Maximalkraft der HWS-Extension Pre-Post,  $N = 18$

### Autochthone Muskulatur im Bereich HWK 4

Die autochthone Nackenmuskulatur ist für die Stabilisation des Kopfes verantwortlich, arbeitet aber auch bei allen Bewegungen des Kopfes mit. Im Vorfeld wurde überprüft, bei welcher Bewegung der Zusammenhang zwischen Volumen und Kraft am höchsten ist. Der stärkste Zusammenhang wurde zwischen der HWS-Extension und der autochthonen Nackenmuskulatur im Bereich HWK 4 ermittelt (Abb. 56) [Pretest:  $r = 0.89$ ,  $R^2 = 0.8$ ,  $p < 0.001$ ; Posttest:  $r = 0.85$ ,  $R^2 = 0.72$ ,  $p < 0.001$ ,  $N = 18$  (starker Effekt)].

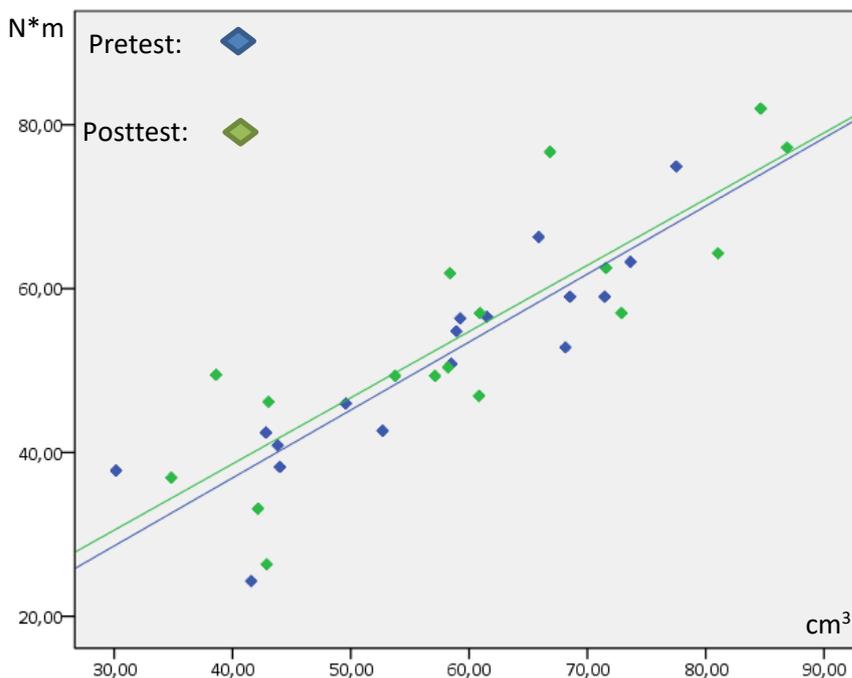


Abb. 56: Der Zusammenhang von Muskelvolumen und Kraft der autochthonen Nackenmuskulatur im Bereich HWK4 und der Maximalkraft der HWS-Extension Pre-Post,  $N = 18$

Die Vergleiche der Volumina der gemessenen Muskeln und den entsprechenden Maximalkraftwerten zeigen bei allen untersuchten Muskeln, dass die Muskelkraft mit dem Muskelvolumen zunimmt.

#### 4.7.4 Ergebnisse der OEMG-Messungen unter Beschleunigungskräften Pre-Post

Die statistische Auswertung und Darstellung der Ergebnisse lehnt sich an den ersten Teil der OEMG-Messungen dieser Studie an. Zur Auswertung der Daten wurde auch hier wieder das LME-Modell genutzt und um einige Parameter ergänzt. Die abhängigen Variablen des Modells stellen jeweils die drei Muskeln dar. Als feste Effekte wurden Beschleunigung, Helm, Gruppenzugehörigkeit, Testzeitpunkt (prepost) und Bewegung des Kopfes, als zufälliger Effekt wurden die Probanden definiert. Als Kovariaten wurden jeweils das Volumen der gemessenen Muskeln und die zugehörige Maximalkraft festgelegt. Das Akaike Informationskriterium wurde zur Modellauswahl genutzt. Sofern die Residuen normalverteilt waren wurden die Modelle akzeptiert. Bei Nichtnormalverteilung der Residuen wurde eine Box-Cox Transformation durchgeführt. Sofern die Residuen nach der Transformation weiterhin nicht normalverteilt waren, wurde das Modell abgelehnt und die Daten mit univariaten nichtparametrischen Testverfahren ausgewertet. Um auch die einzelnen Settings untereinander vergleichen und darstellen zu können, wurde eine Gesamtinteraktion zwischen den festen Effekten in das Modell einbezogen. Die Mehrfachvergleiche wurden nach Bonferroni korrigiert. Zur Datenanalyse wurde die Statistiksoftware SPSS 22 genutzt. In Anlage 4 sind die gerechneten Modelle in SPSS-Notation sowie die von den Modellen für die einzelnen Messwerte geschätzten Werte und deren Standardfehler angefügt. Die Effektstärken wurden anhand des F-Wertes berechnet (Thalheimer & Cook, 2002) und werden nach Cohen interpretiert (Lenhard & Lenhard, 2016).

Das Signifikanzniveau wurde auf  $p \leq 5\%$  festgelegt (signifikantes Ergebnis \*). Ein p-Wert von  $\leq 1\%$  beschreibt ein sehr signifikantes Ergebnis \*\*, ein p-Wert  $\leq 0,1\%$  beschreibt ein hoch signifikantes Ergebnis \*\*\*.

Da im Pretest kein Nachtsichtgerät zur Verfügung stand werden nur die Settings „ohne Helm“ und „mit Helm“ dargestellt.

#### 4.7.4.1 Einfluss von Beschleunigung bei statischer Haltung des Kopfes (Setting I und II) Pre-Post

##### *M. sternocleidomastoideus* bilateral (SCM)

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des SCM bilateral im Setting OH in der Trainingsgruppe 1,2% (SD: 0,6%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 1,6% (SD: 0,7%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des SCM bilateral im Setting OH in der Trainingsgruppe 1,7% (SD: 1%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 1,6% (SD: 0,5%) der MVC.

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des SCM bilateral im Setting OH in der Kontrollgruppe 1,6% (SD: 0,3%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 2% (SD: 0,5%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des SCM bilateral im Setting OH in der Kontrollgruppe 2,7% (SD: 1,4%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 3,1% (SD: 1%) der MVC (Abb. 57).

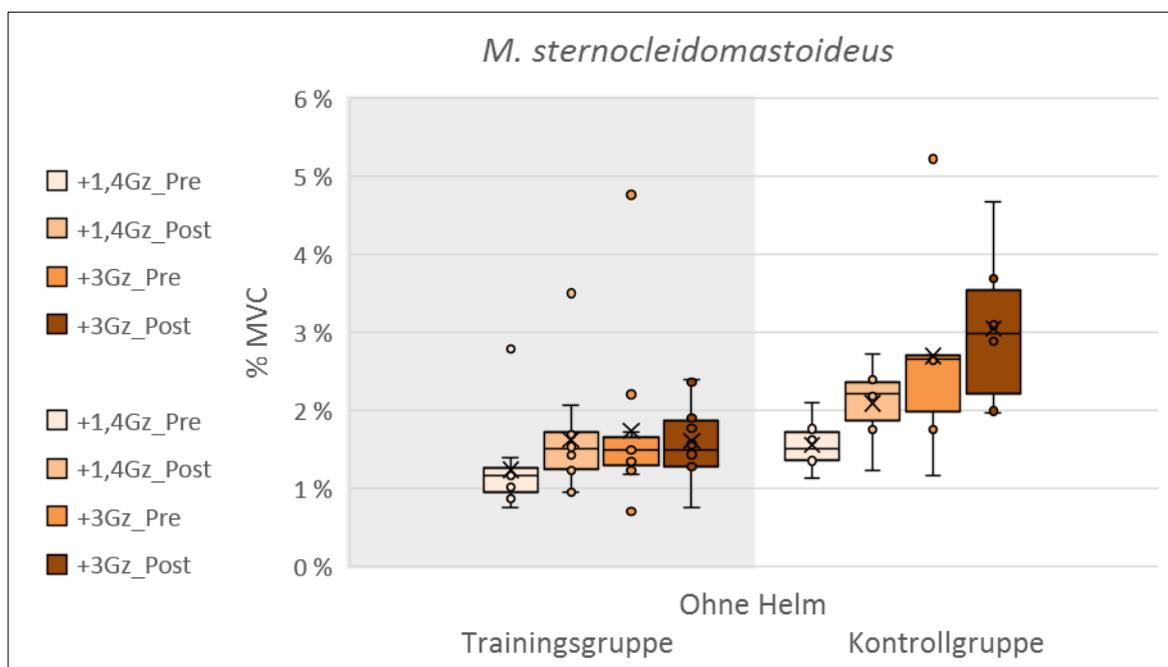


Abb. 57: MA des SCM bei +1,4 G<sub>z</sub> und +3 G<sub>z</sub> Pre–Post in beiden Gruppen, Setting „ohne Helm“, N = 17 (TG: 11, KG: 6)

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des SCM bilateral im Setting MH in der Trainingsgruppe 1,1% (SD: 0,2%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 1,4% (SD: 1,2%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des SCM bilateral im Setting MH in der Trainingsgruppe 1,8% (SD: 1,2%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 1,6% (SD: 0,5%) der MVC.

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des SCM bilateral im Setting MH in der Kontrollgruppe 1,5% (SD: 0,6%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 2% (SD: 0,8%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des SCM bilateral im Setting MH in der Kontrollgruppe 2,8% (SD: 2%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 2,6% (SD: 1,4%) der MVC (Abb. 58).

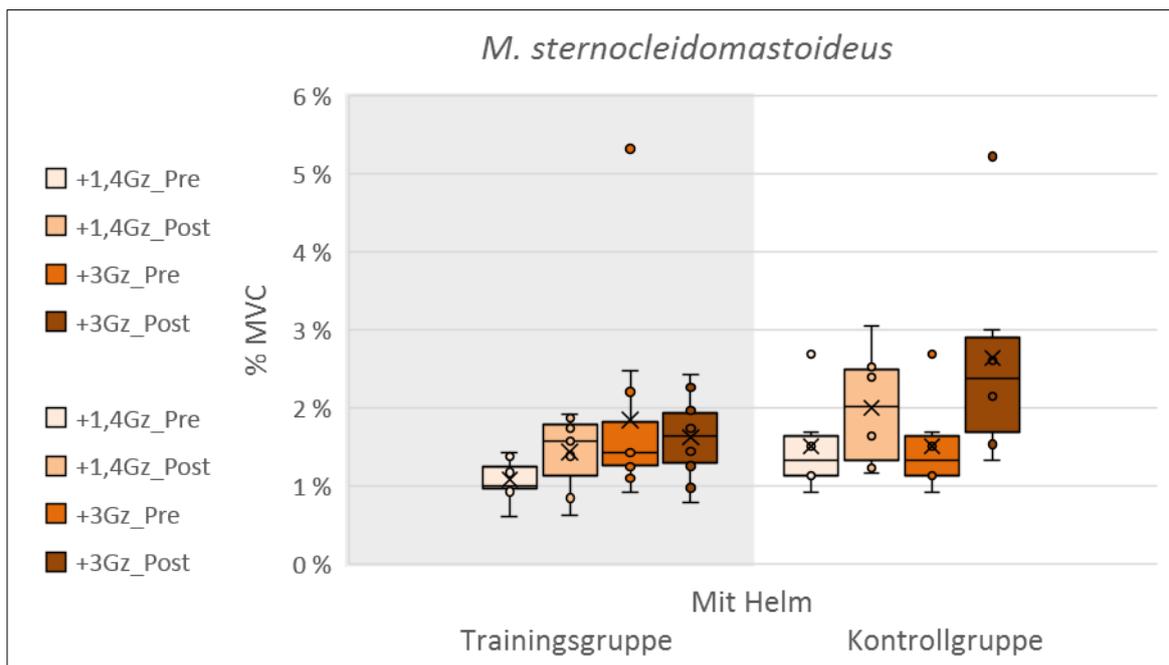


Abb. 58: MA des SCM bei +1,4 G<sub>z</sub> und +3 G<sub>z</sub> Pre–Post in beiden Gruppen, Setting „mit Helm“, N = 17 (TG: 11, KG: 6)

Weder im Pre- noch im Posttest unterschieden sich die Gruppen in den einzelnen Settings und Beschleunigungsexpositionen signifikant voneinander.

In beiden Gruppen erhöhte sich bei +1,4 G<sub>z</sub> die muskuläre Aktivität vom Pre- zum Posttest signifikant [TG: df: num 1, denum: 202,4, F = 4.2, p = 0.04, d = 0.25 (kleiner Effekt); KG: df: num 1, denum: 211,82, F = 4.7, p = 0.03, d = 0.35 (kleiner Effekt)].

In der Kontrollgruppe gab es weiterhin eine signifikante Aktivitätszunahme vom Pre- zum Posttest im Setting „ohne Helm“ [df: num 1, denum: 213, F = 5.2, p = 0.02, d = 0.37 (kleiner Effekt)].

### ***M. erector spinae bilateral (CES)***

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des CES bilateral im Setting OH in der Trainingsgruppe 4,3% (SD: 2%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 3,6% (SD: 1%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des CES bilateral im Setting OH in der Trainingsgruppe 6,7% (SD: 3,8%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 5,7% (SD: 2,3%) der MVC.

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des CES bilateral im Setting OH in der Kontrollgruppe 4,4% (SD: 1,3%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 4,7% (SD: 2,1%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des CES bilateral im Setting OH in der Kontrollgruppe 8,1% (SD: 3,9%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 7,8% (SD: 4,4%) der MVC (Abb. 59).

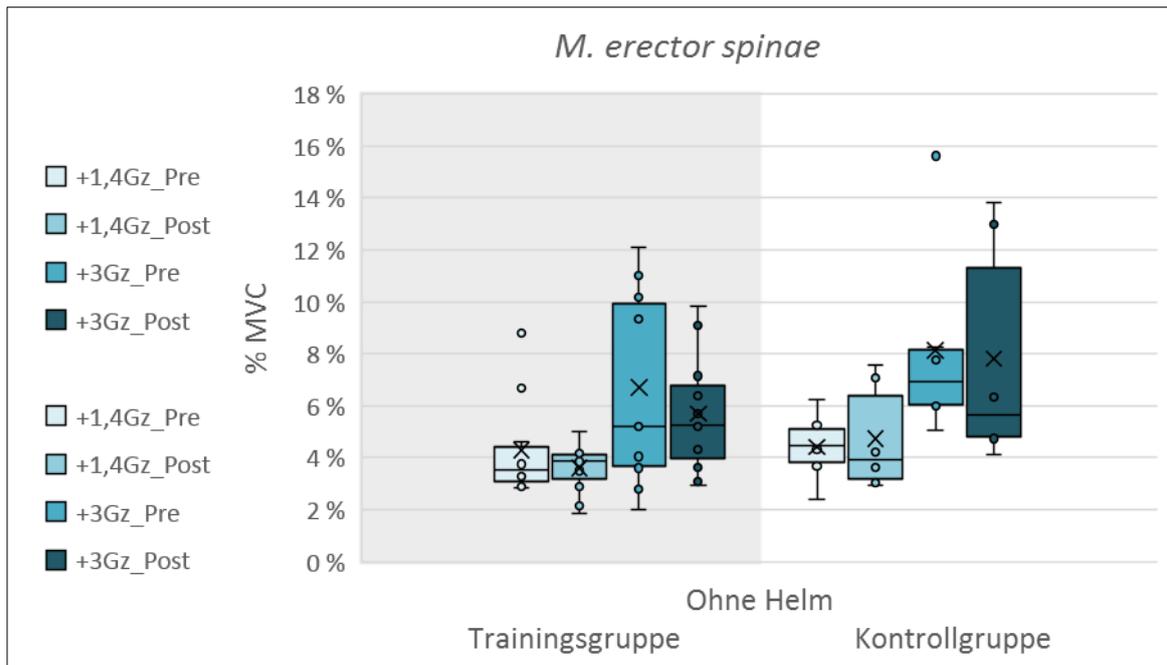


Abb. 59: MA des CES bei +1,4 G<sub>z</sub> und +3 G<sub>z</sub> Pre-Post in beiden Gruppen, Setting „ohne Helm“, N = 12 (TG: 11, KG: 6)

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des CES bilateral im Setting MH in der Trainingsgruppe 5% (SD: 2,81%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 4,54% (SD: 1,37%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des CES bilateral im Setting MH in der Trainingsgruppe 8,6% (SD: 5,6%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 7,1% (SD: 2,3%) der MVC.

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des CES bilateral im Setting MH in der Kontrollgruppe 6,2% (SD: 3,8 %) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 4,8% (SD: 1,6%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des CES bilateral im Setting MH in der Kontrollgruppe 10,4% (SD: 6,8%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 9,2% (SD: 4,6%) der MVC (Abb. 60).

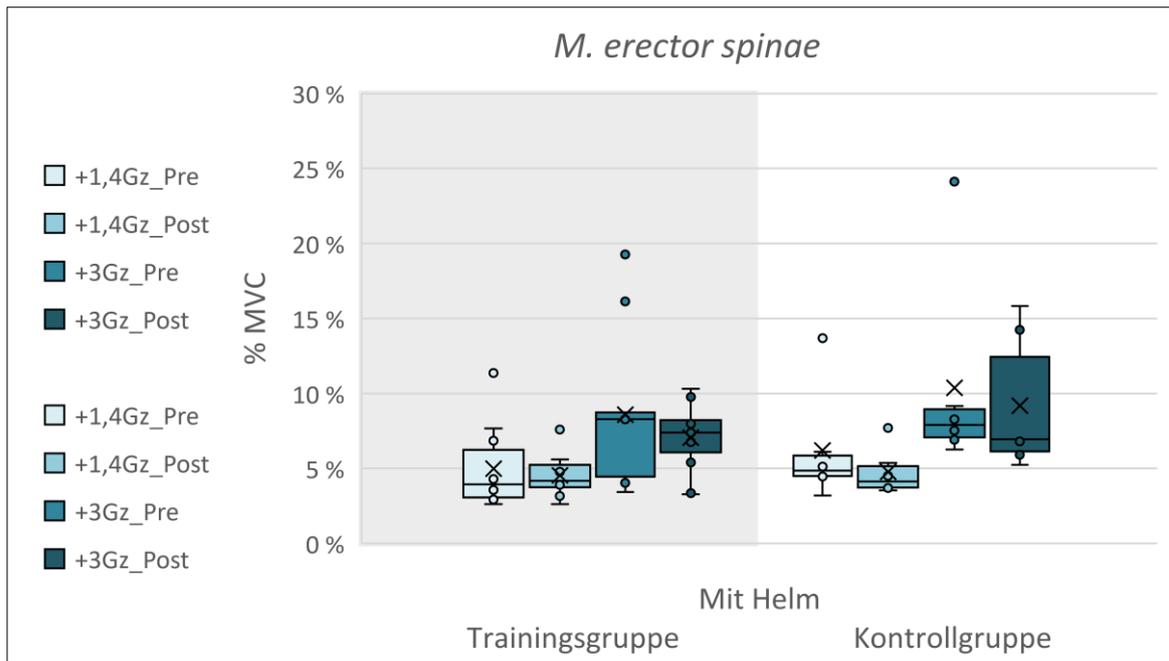


Abb. 60: MA des CES bei +1,4 G<sub>z</sub> und +3 G<sub>z</sub> Pre-Post in beiden Gruppen, Setting „mit Helm“, N = 12 (TG: 11, KG: 6)

Im *M. erector spinae* wurden weder innerhalb der Gruppen noch zwischen den Gruppen im Pre- als auch im Posttest signifikante Unterschiede deutlich. Allerdings war die MA des CES im Posttest in der Trainingsgruppe in allen Settings geringer als im Pretest.

### ***M. trapezius Pars descendens bilateral (UTR)***

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des UTR bilateral im Setting OH in der Trainingsgruppe 1,3% (SD: 1%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 1,7% (SD: 1%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des UTR bilateral im Setting OH in der Trainingsgruppe 4% (SD: 3,7%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 5,9% (SD: 4,2%) der MVC.

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des UTR bilateral im Setting OH in der Kontrollgruppe 2,6% (SD: 1,8%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 3,5% (SD: 1,7%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des UTR bilateral im Setting OH in der Kontrollgruppe 6,8% (SD: 3,5%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 7,7% (SD: 4,5%) der MVC (Abb. 61).

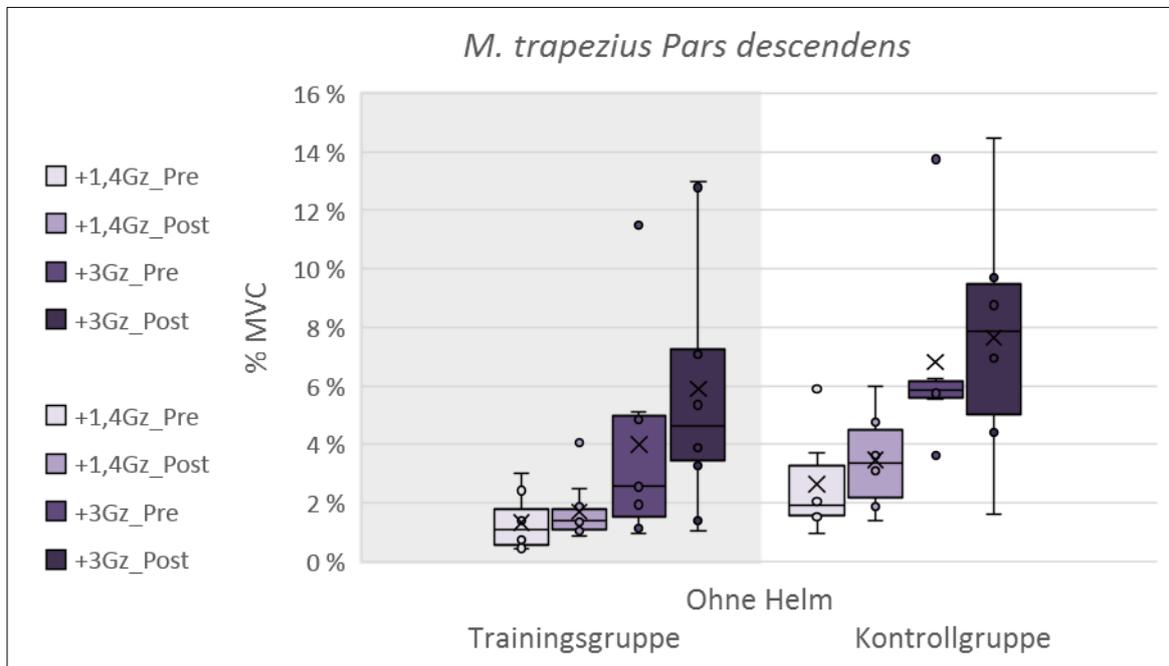


Abb. 61: MA des UTR bei +1,4 G<sub>z</sub> und +3 G<sub>z</sub> Pre-Post in beiden Gruppen, Setting „ohne Helm“, N = 17 (TG: 11, KG: 6)

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des UTR bilateral im Setting MH in der Trainingsgruppe 1,9% (SD: 1,4%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 2,5% (SD: 1,7%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des UTR bilateral im Setting MH in der Trainingsgruppe 5,4% (SD: 3,6%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 5,4% (SD: 3,9%) der MVC.

Im Pretest bei +1,4 G<sub>z</sub> betrug die MA des UTR bilateral im Setting MH in der Kontrollgruppe 3,8% (SD: 2,8%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 3,7% (SD: 2,3%) der MVC.

Im Pretest bei +3 G<sub>z</sub> betrug die MA des UTR bilateral im Setting MH in der Kontrollgruppe 7% (SD: 4,5%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 9,3% (SD: 3,7%) der MVC (Abb. 62).

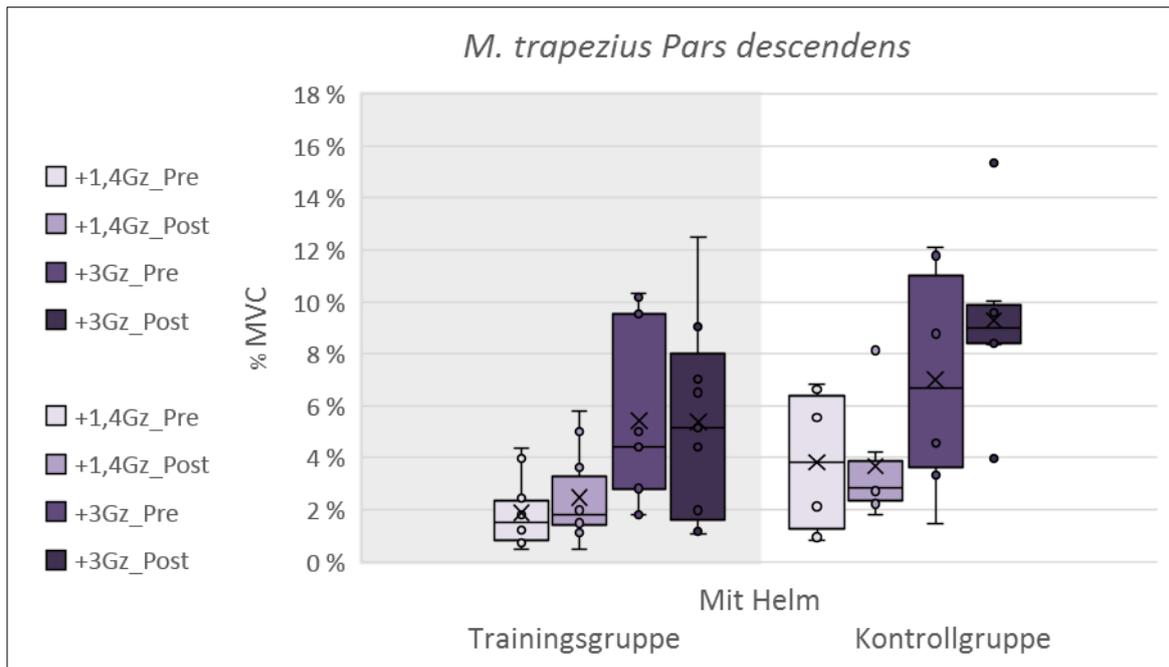


Abb. 62: MA des UTR bei +1,4 G<sub>z</sub> und +3 G<sub>z</sub> Pre-Post in beiden Gruppen, Setting „mit Helm“, N = 17 (TG: 11, KG: 6)

Weder im Pre- noch im Posttest unterschieden sich die Gruppen in den einzelnen Settings und Beschleunigungsexpositionen signifikant voneinander.

Innerhalb der Gruppen wurde in der Trainingsgruppe bei +3 G<sub>z</sub> im UTR ein signifikanter Anstieg der muskulären Aktivität vom Pre- zum Posttest deutlich [df: num 1, denum: 155,67, F = 9.35, p = 0.003, d = 0.34 (kleiner Effekt)].

In der Kontrollgruppe war dieser Anstieg ebenfalls bei +3 G<sub>z</sub> signifikant [df: num 1, denum: 193,02, F = 18.93, p < 0.001, d = 0.6 (starker Effekt)].

Auch nahm in der Trainingsgruppe die muskuläre Aktivität im Setting OH vom Pre- zum Posttest signifikant zu [df: num 1, denum: 195,29, F = 5.56, p = 0,02, d = 0.26 (kleiner Effekt)].

In der Kontrollgruppe war dieser Anstieg im Setting MH vom Pre- zum Posttest signifikant [df: num 1, denum: 191,9, F = 5.56, p = 0.04, d = 0.38 (kleiner Effekt)].

#### 4.7.4.2 Auswirkung der Helme bei +3 G<sub>z</sub> auf die muskuläre Aktivität bei Bewegungen des Kopfes (Setting III und IV) Pre-Post

Für die Fragestellung wie sich die MA bei +3 G<sub>z</sub>, während Kopfdrehungen durchgeführt wurden, vom Pretest zum Posttest veränderte, wurden die Mittelwerte der Analyseperiode von 6 s genutzt, in denen die Probanden bei +3 G<sub>z</sub> den Kopf nach oben, nach links und nach rechts bewegten. Somit wurden bei allen Probanden, für jeden Muskel bilateral vier Werte generiert. Der Mittelwert OH und MH jeweils im Pretest und Posttest.

##### *M. sternocleidomastoideus bilateral (SCM)*

Im Pretest betrug die MA des SCM bilateral im Setting OH in der Trainingsgruppe im Mittel 9,3% (SD: 4%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 9,3% (SD: 5%) der MVC.

Im Pretest betrug die MA des SCM bilateral im Setting MH in der Trainingsgruppe im Mittel 8,4% (SD: 3%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 9,5% (SD: 5,8%) der MVC.

Im Pretest betrug die MA des SCM bilateral im Setting OH in der Kontrollgruppe im Mittel 11,6% (SD: 9,3%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 11,1% (SD: 3,3%) der MVC.

Im Pretest betrug die MA des SCM bilateral im Setting MH in der Kontrollgruppe im Mittel 11,4% (SD: 8,1%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 11,7% (SD: 5,8%) der MVC.

Weder im Pre- noch im Posttest unterschieden sich die Gruppen in den einzelnen Settings und Beschleunigungsexpositionen signifikant voneinander. Auch innerhalb der Gruppen wurden keine signifikanten Veränderungen vom Pre- zum Posttest im *M. sternocleidomastoideus* festgestellt (Abb. 63).

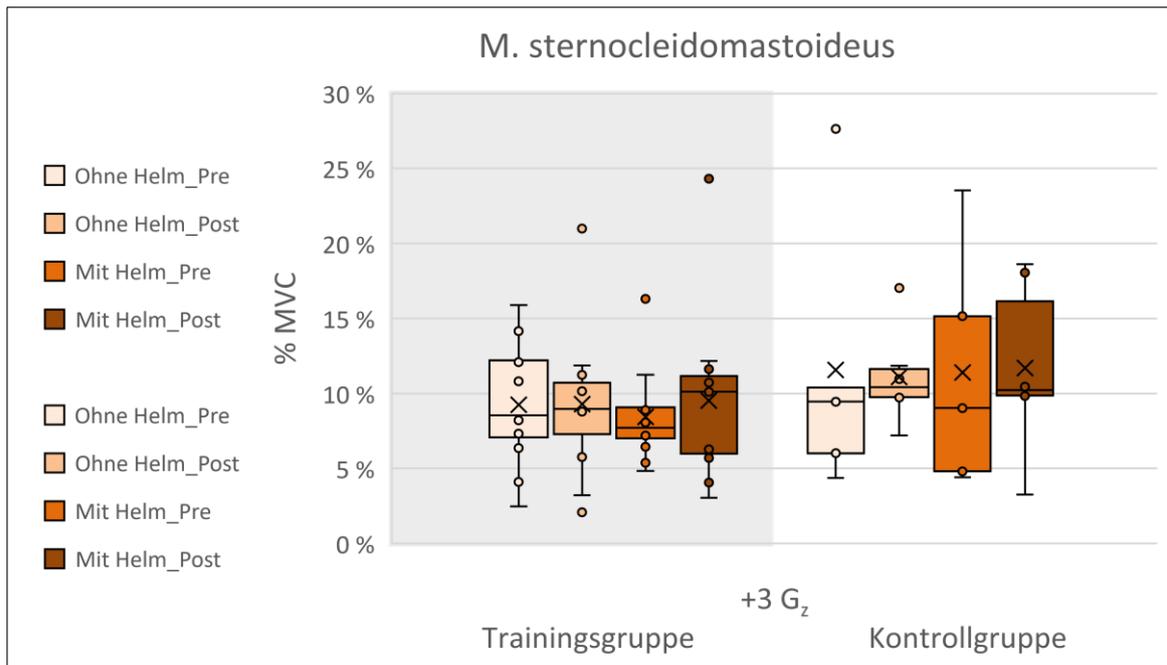


Abb. 63: MA des SCM Pre-Post in den Settings OH & MH in beiden Gruppen, HWS dynamisch bei +3 G<sub>z</sub>, N = 17 (TG: 11, KG: 6)

### ***M. erector spinae bilateral (CES)***

Im Pretest betrug die MA des CES bilateral im Mittel im Setting OH in der Trainingsgruppe 16,8% (SD: 6,7%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 16,5% (SD: 5,8%) der MVC.

Im Pretest betrug die MA des CES bilateral im Mittel im Setting MH in der Trainingsgruppe 16,5% (SD: 6,3%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 18,9% (SD: 5,9%) der MVC.

Im Pretest betrug die MA des CES bilateral im Mittel im Setting OH in der Kontrollgruppe 23,6% (SD: 12%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 21,5% (SD: 10,2%) der MVC.

Im Pretest betrug die MA des CES bilateral im Mittel im Setting MH in der Kontrollgruppe 23,7% (SD: 9,4%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 26,6% (SD: 11,9%) der MVC.

Weder im Pre- noch im Posttest unterschieden sich die Gruppen in den einzelnen Settings und Beschleunigungsexpositionen signifikant voneinander. Auch innerhalb der Gruppen

wurden keine signifikanten Veränderungen vom Pre- zum Posttest im *M. erector spinae* festgestellt (Abb. 64).

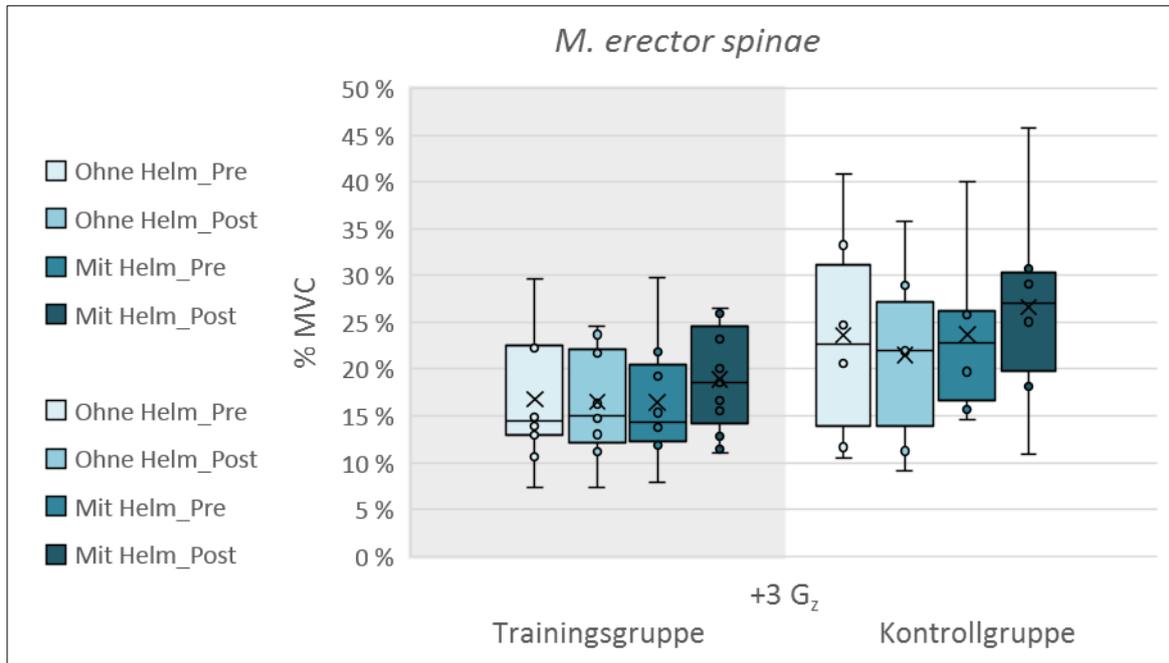


Abb. 64: MA des CES Pre-Post in den Settings OH & MH in beiden Gruppen, HWS dynamisch bei +3 G<sub>z</sub>, N = 17 (TG: 11, KG: 6)

### *M. trapezius Pars descendens bilateral (UTR)*

Im Pretest betrug die MA des UTR bilateral im Mittel im Setting OH in der Trainingsgruppe 6% (SD: 4,2%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 6,5% (SD: 4,6%) der MVC.

Im Pretest betrug die MA des UTR bilateral im Mittel im Setting MH in der Trainingsgruppe 7,4% (SD: 4,5%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 7,8% (SD: 4,2%) der MVC.

Im Pretest betrug die MA des UTR bilateral im Mittel im Setting OH in der Kontrollgruppe 7,9% (SD: 3,4%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 9,9% (SD: 2,6%) der MVC.

Im Pretest betrug die MA des UTR bilateral im Mittel im Setting MH in der Kontrollgruppe 8,8% (SD: 4%) der MVC. Im Posttest lag die MA im Mittel bei 12,6% (SD: 5,2%) der MVC.

Weder im Pre- noch im Posttest unterschieden sich die Gruppen in den einzelnen Settings und Beschleunigungsexpositionen signifikant voneinander.

Innerhalb der Gruppen wurde in der Kontrollgruppe während Bewegungen des Kopfes eine signifikante Aktivitätszunahme im *M. trapezius Pars descendens* vom Pre- zum Posttest festgestellt [df: num 1, denum: 191,47,  $F = 5.7$ ,  $p = 0.02$ ,  $d = 0.38$  (kleiner Effekt)].

In der Trainingsgruppe wurde eine signifikante Aktivitätsabnahme im *M. trapezius Pars descendens* während Bewegungen des Kopfes vom Pre- zum Posttest festgestellt [df. num 1, denum: 202,1,  $F = 3.79$ ,  $p = 0.05$ ,  $d = 0.22$  (kleiner Effekt)] (Abb. 65).

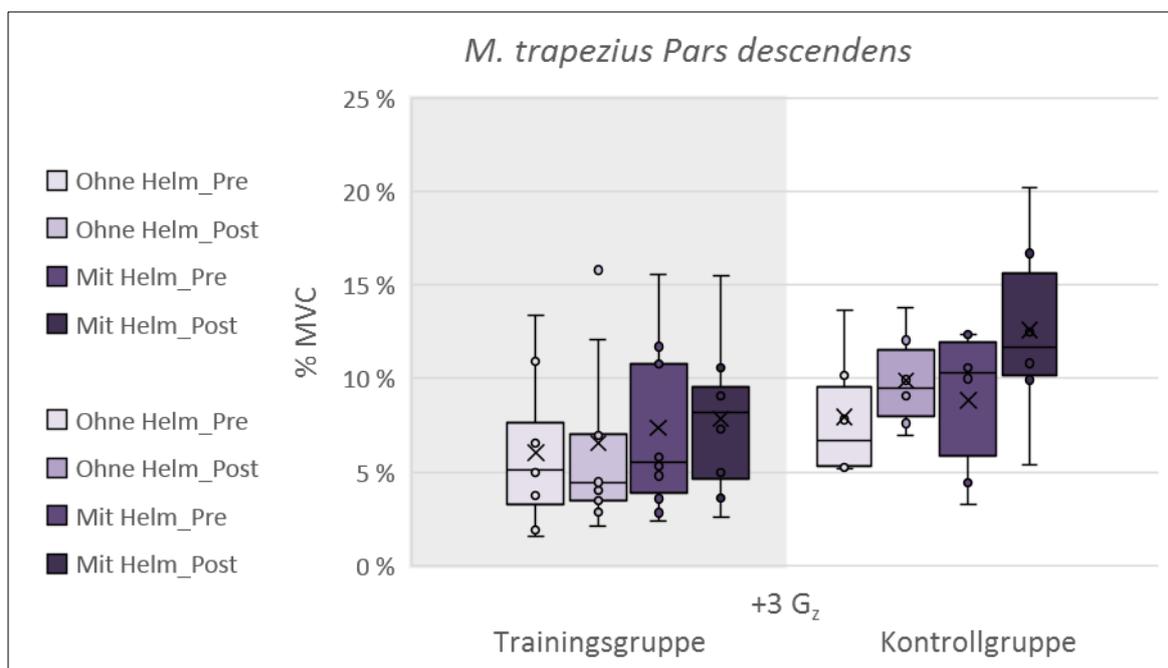


Abb. 65: MA des UTR Pre-Post in den Settings OH & MH in beiden Gruppen, HWS dynamisch bei +3 G<sub>z</sub>, N = 17 (TG: 11, KG: 6)

#### 4.7.4.3 Zusammenfassung der OEMG-Ergebnisse Pre- und Post in beiden Gruppen

Bei beiden Gruppen waren die EMG-Werte im *M. sternocleidomastoideus* und *M. trapezius Pars descendens* sowohl im Setting OH als auch im Setting MH bei statischer Haltung des Kopfes im Posttest bei einer Beschleunigung von +1,4 G<sub>z</sub> höher als im Pretest.

In der Trainingsgruppe waren bei einer Beschleunigung von +3 G<sub>z</sub> die muskulären Aktivitäten, bis auf das Setting OH im *M. trapezius Pars descendens*, geringer als im Pretest. In

der Kontrollgruppe war ein solches Muster nicht erkennbar. In Tabelle 14 wird pro Muskel zusammengefasst, in welchem Setting die Werte bei statischer Haltung des Kopfes höher oder geringer als im Pretest waren.

Tab. 14: Zu- und Abnahmen der MA vom Pre- zum Posttest in den einzelnen Muskeln, HWS statisch

Beschleunigung	Setting ohne Helm		Setting mit Helm	
	Trainingsgruppe	Kontrollgruppe	Trainingsgruppe	Kontrollgruppe
+1,4 G <sub>z</sub>	+ - +	+ + +	+ - +	+ - -
+3 G <sub>z</sub>	- - +	+ - +	- - -	- - +
SCM; CES; UTR				

Bei Bewegungen des Kopfes wurde eine signifikante Aktivitätsabnahme in der Trainingsgruppe im *M. trapezius Pars descendens* festgestellt.

Abbildung 66 zeigt die Summe der muskulären Aktivitäten aller gemessenen Muskeln Pre und Post in der Trainings- und Kontrollgruppe in den Settings OH und MH. Die Summe wurde durch Addition der Mittelwerte der drei gemessenen Muskeln von jedem Probanden gebildet. Werden die einzelnen Gruppen Pre-Post verglichen, nahm die MA vom Pre- zum Posttest in der Trainingsgruppe im Setting MH signifikant ab (Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben,  $p = 0.01$ ,  $n = 24$ ). Auch unterschieden sich die Gruppen im Pretest in keinem der beiden Settings voneinander. Im Posttest war mit einem  $p$ -Wert von  $p = 0.05$  (t-Test für unabhängige Stichproben) ein signifikanter Unterschied feststellbar.

Auch wenn keine Pretestdaten des Settings Helm + NVG vorhanden sind, war die muskuläre Aktivität in der Kontrollgruppe im Posttest signifikant höher als in der Trainingsgruppe ( $p = 0.003$ , t-Test für unabhängige Stichproben) (Abb. 67). In Tabelle 15 werden alle Aktivitäten in den einzelnen Settings und Gruppen zu beiden Testzeitpunkten dargestellt.

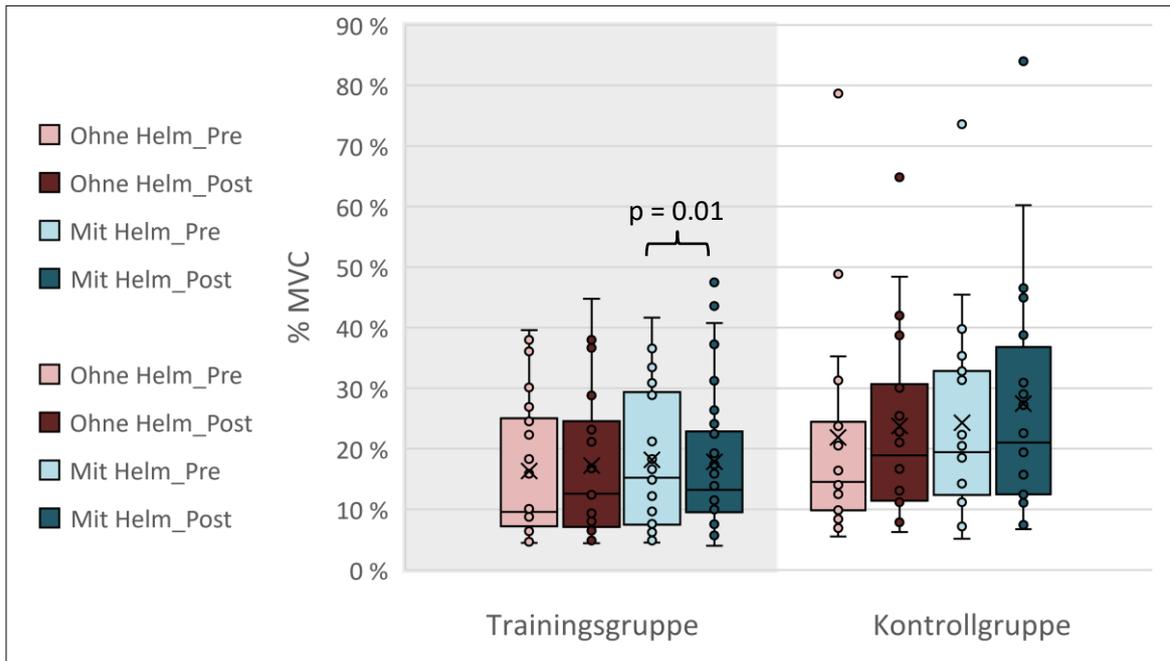


Abb. 66: Kumulierte muskuläre Aktivitäten Pre-Post in beiden Gruppen, N = 102 (TG: 66; KG: 36)

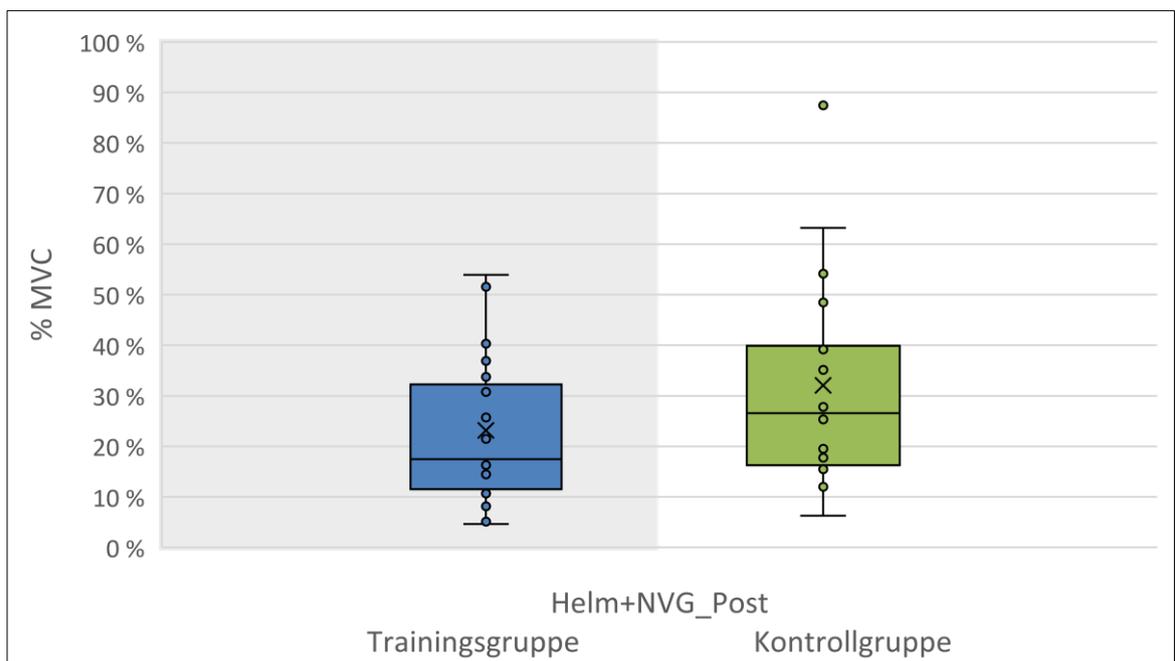


Abb. 67: Kumulierte muskuläre Aktivitäten des Posttests im Setting MH + NVG in beiden Gruppen, N = 51, (TG: 33; KG: 18)

Tab. 15: Gesamtübersicht aller muskulären Aktivitäten Pre-Post in beiden Gruppen

EMG-Werte des <i>M. sternocleidomastoideus</i> bilateral													
%MVC	+1,4 G <sub>z</sub> , HWS statisch				+3 G <sub>z</sub> , HWS statisch				+3 G <sub>z</sub> , HWS dynamisch				
	Ohne Helm		Mit Helm		Ohne Helm		Mit Helm		Ohne Helm		Mit Helm		
Gruppe	TG	KG	TG	KG	TG	KG	TG	KG	TG	KG	TG	KG	
Pre_Post	N	11   11	6   6	11   11	6   6	11   10	6   6	11   10	6   6	11   11	5   6	11   11	5   6
Mean_Pre		1,23	1,56	1,08	1,51	1,74	2,70	1,84	2,82	8,81	11,56	8,17	11,39
Mean_Post		1,62	2,09	1,43	1,99	1,60	3,05	1,62	2,63	9,29	11,11	9,52	11,70
Peak_Pre		2,59	3,70	2,29	3,20	3,82	5,85	3,54	5,40	67,20	61,83	56,44	64,50
Peak_Post		3,35	4,60	3,12	4,68	3,32	7,18	3,21	5,36	63,73	67,86	63,19	60,58

EMG-Werte des <i>M. erector spinae</i> bilateral													
%MVC	+1,4 G <sub>z</sub> , HWS statisch				+3 G <sub>z</sub> , HWS statisch				+3 G <sub>z</sub> , HWS dynamisch				
	Ohne Helm		Mit Helm		Ohne Helm		Mit Helm		Ohne Helm		Mit Helm		
Gruppe	TG	KG	TG	KG	TG	KG	TG	KG	TG	KG	TG	KG	
Pre_Post	N	10   11	6   6	10   11	6   6	11   11	6   6	9   11	6   6	10   11	6   6	10   11	6   6
Mean_Pre		4,30	4,41	5,00	6,20	6,70	8,14	8,59	10,38	17,09	23,60	16,58	23,69
Mean_Post		3,60	4,74	4,54	4,77	5,68	7,81	7,06	9,19	16,47	21,48	18,91	26,62
Peak_Pre		7,62	7,85	8,06	9,78	10,68	14,71	12,69	18,28	67,33	87,15	66,90	84,15
Peak_Post		6,19	8,66	8,37	8,30	8,80	12,84	11,02	14,66	71,81	87,50	88,30	104,17

EMG-Werte des <i>M. trapezius Pars descendens</i> bilateral													
%MVC	+1,4 G <sub>z</sub> , HWS statisch				+3 G <sub>z</sub> , HWS statisch				+3 G <sub>z</sub> , HWS dynamisch				
	Ohne Helm		Mit Helm		Ohne Helm		Mit Helm		Ohne Helm		Mit Helm		
Gruppe	TG	KG	TG	KG	TG	KG	TG	KG	TG	KG	TG	KG	
Pre_Post	N	8   10	6   6	10   10	6   6	7   10	6   6	9   11	6   6	7   9	6   6	9   8	6   6
Mean_Pre		1,32	2,64	1,88	3,82	4,00	6,81	5,42	7,00	5,33	7,94	6,86	8,84
Mean_Post		1,68	3,46	2,48	3,67	5,90	7,65	5,39	9,29	6,53	9,90	7,84	12,59
Peak_Pre		2,29	4,94	3,04	5,89	6,23	12,50	8,15	11,21	14,81	22,67	14,81	20,80
Peak_Post		3,42	6,08	4,44	6,22	8,89	11,68	8,51	14,97	14,88	35,84	18,37	34,47

#### 4.7.5 Einfluss der Kraft und des Muskelvolumens auf die EMG-Werte

Um den möglichen Einfluss von Kraft und Muskelvolumina auf die muskuläre Aktivität zu analysieren, wurden die jeweils den Muskeln zugehörigen Volumina und Kraftwerte als Kovariaten in das LME-Modell eingeschlossen (Siehe Anlage 4, SPSS-Notation Ergebnisse Experiment II). Um weiterhin eine Vergleichbarkeit der Kraftmessungen zwischen den Probanden herzustellen, wurden die Differenzen der Kraftwerte vom Pre- zum Posttest berechnet und ebenfalls als Kovariaten in das Modell eingefügt. Gleiches wurde mit den Muskelvolumina vom Pre- zum Posttest durchgeführt. Es wurde überprüft ob die Kovariaten einen Einfluss auf die EMG-Ergebnisse haben, anschließend wurden die Korrelationen zwischen den EMG-Ergebnissen, der Kraft und den Volumina berechnet. Die Effektstärken wurden nach Cohen interpretiert (Lenhard & Lenhard, 2016).

##### *M. sternocleidomastoideus*

Im LME-Modell wiesen die eingeschlossenen Kovariaten HWS-Rotation rechts, die Differenz der HWS-Rotation rechts, das Volumen des linken SCM und die Differenz des Volumens des linken SCM keine signifikanten Einflüsse auf die muskuläre Aktivität des SCM auf.

Wurden die Korrelationen zwischen der Kraft und der Kraftdifferenz mit den EMG-Werten des SCM berechnet, zeigte sich ein signifikanter, aber sehr geringer negativer Zusammenhang [HWS Rotation\_rechts:  $r = -0.15$ ,  $p = 0.02$ ; HWS Rotation\_Differenz:  $r = -0.14$ ,  $p = 0.02$  (kleiner Effekt)]. Das Volumen und auch die Differenz des Volumens wiesen keine signifikanten Korrelationen mit den EMG-Werten auf.

##### *M. trapezius Pars descendens*

Im LME-Modell wiesen die eingeschlossenen Kovariaten HWS-Extension, die Differenz der HWS-Extension, das Volumen des UTR und die Differenz des Volumens keine signifikanten Einflüsse auf die muskuläre Aktivität des UTR auf.

Wurden die HWS-Extension und die MA des UTR korreliert, zeigte sich ein signifikanter, wenn auch nur geringer negativer Zusammenhang [ $r = -0.26$ ,  $p < 0.001$  (kleiner Effekt)]. Gleiches galt für die Differenz des Kraftwertes und der muskulären Aktivität. Hier war der Zusammenhang mit  $r = -0.31$ ,  $p < 0.001$  (kleiner Effekt) geringfügig größer.

Das Muskelvolumen des UTR wies ebenfalls eine sehr geringe, aber signifikante negative Korrelation mit den EMG-Ergebnissen auf [ $r = -0.18$ ,  $p = 0.01$  (kleiner Effekt)]. Auch hier

war der Zusammenhang zwischen der Differenz des Volumens und der MA des UTR höher [ $r = -0.37$ ,  $p < 0.001$  (kleiner Effekt)].

### ***M. erector spinae***

Im LME-Modell wiesen die eingeschlossenen Kovariaten HWS-Extension, die Differenz der HWS-Extension, das Volumen des UTR und die Differenz des Volumens keine signifikanten Einflüsse auf die muskuläre Aktivität des CES auf.

Wurden die HWS-Extension und die MA des CES korreliert, zeigte sich ein signifikanter, wenn auch nur geringer negativer Zusammenhang [ $r = -0.24$ ,  $p < 0.001$  (kleiner Effekt)]. Gleiches galt für die Differenz des Kraftwertes und der muskulären Aktivität. Hier war der Zusammenhang mit  $r = -0.28$ ,  $p < 0.001$  (kleiner Effekt) geringfügig größer.

Das Muskelvolumen der autochthonen Nackenmuskulatur wies ebenfalls eine sehr geringe, aber signifikante negative Korrelation mit den EMG-Ergebnissen auf [ $r = -0.24$ ,  $p < 0.001$  (kleiner Effekt)]. Der Zusammenhang zwischen der Differenz des Volumens und der MA des CES war ebenfalls signifikant, wenn auch sehr gering [ $r = -0.16$ ,  $p = 0.01$  (kleiner Effekt)].

#### 4.7.6 Fragebogenauswertung

Das Antwortverhalten bzgl. des subjektiven Belastungsempfinden während der Beschleunigungsexpositionen in der HZF im Vergleich zum Pretest war heterogen. Ein Proband aus der Trainingsgruppe und zwei Probanden aus der Kontrollgruppe empfanden die Expositionen im Posttest belastender als im Pretest. Sechs Probanden aus der Trainingsgruppe und zwei Probanden aus der Kontrollgruppe empfanden die Expositionen als leichter. Vier Probanden aus der Trainingsgruppe, zwei Probanden aus der Kontrollgruppe nahmen keine Veränderung der Beanspruchung zum Pretest wahr. Ein Proband aus der Trainingsgruppe konnte die Frage nicht beurteilen. (Trainingsgruppe n = 12, Kontrollgruppe n = 6).

Speziell im Hals- und Nackenbereich empfanden ein Proband aus der Trainingsgruppe und ein Proband aus der Kontrollgruppe die Beanspruchung im Posttest höher als im Pretest. Acht Probanden aus der Trainingsgruppe und ein Proband aus der Kontrollgruppe empfanden die Beanspruchung geringer in diesem Bereich, zwei Probanden aus der Trainingsgruppe und vier Probanden aus der Kontrollgruppe stellten keine Veränderung fest. Ein Proband aus der Trainingsgruppe konnte die Frage nicht beurteilen. Tabelle 16 stellt das Antwortverhalten der Teilnehmenden aus der Trainingsgruppe von den drei erweiterten Fragen des Posttests bzgl. des Sportverhaltens aus Kapitel 4.5 dar.

Tab. 16: Sportverhalten & dessen Einfluss auf das Belastungsempfinden im Nackenbereich während der HZF-Fahrten in der Trainingsgruppe (n = 12)

		Änderung des Sportverhaltens	
		Mehr Sport betrieben	Weniger Sport betrieben
Empfinden, dass das Sportverhalten einen positiven Einfluss auf das Belastungsempfinden im Nackenbereich hatte	ja	10	1
	nein	1	0

## 5 DISKUSSION EXPERIMENT II

### 5.1 Interpretation und Diskussion der Ergebnisse von Experiment II

Die wesentlichen Ergebnisse des zweiten Experimentes lauten:

1. In allen Bewegungsrichtungen der Halswirbelsäule nahm die Maximalkraft in der Trainingsgruppe signifikant zu. In der Kontrollgruppe gab es lediglich in der HWS-Flexion eine signifikante Zunahme der Kraft im Posttest.
2. Bei allen untersuchten Muskeln nahmen die Volumina in der Trainingsgruppe nach der Interventionsphase signifikant zu. Die Muskelvolumina in der Kontrollgruppe veränderten sich nicht signifikant.
3. Mit Hilfe der Methode der Oberflächenlektromyographie wurde nachgewiesen, dass sich die physiologische Beanspruchung der Muskulatur unter positiven Beschleunigungskräften in der Trainingsgruppe verringert hat. Allerdings wurde dieses Ergebnis nur im Setting „mit Helm“ signifikant, wenn alle Muskeln kumuliert betrachtet wurden. Einzeln betrachtet, konnte eine signifikante Abnahme der muskulären Aktivität nur während Kopfdrehungen bei + 3 G<sub>z</sub> im *M. trapezius Pars descendens* in der Trainingsgruppe festgestellt werden. Im *M. erector spinae* wurde in fast allen Settings in der Trainingsgruppe eine Abnahme der MA festgestellt, signifikant waren diese Ergebnisse aber nicht. In allen anderen Muskeln und Settings wurden keine eindeutigen Ergebnisse beobachtet.
4. Es ergaben sich signifikante – wenn auch nur sehr geringe – negative Korrelationen zwischen den EMG-Werten und den Kraft- und Volumenwerten der zugehörigen Muskeln.
5. Im subjektiven Vergleich des Belastungsempfindens der Humanzentrifugenfahrten empfanden mehr Probanden aus der Trainingsgruppe die Posttestung als weniger belastend, statistisch signifikant waren die Ergebnisse aber nicht. Grundsätzlich betrieben 10 von 12 Personen aus der Trainingsgruppe mehr Sport als vor der Interventionsphase. Auch empfanden sie, dass ihr Sportverhalten einen positiven Einfluss auf das Belastungsempfinden im Nackenbereich während der Fahrten in der Humanzentrifuge hatte.

### **Maximalkraft und Muskelvolumetrie:**

Der signifikante Anstieg der Maximalkraft in allen Bewegungsrichtungen der HWS (zwischen 3 und 6%) in der Trainingsgruppe verdeutlicht, dass das Trainingsziel, durch Hypertrophie der Muskulatur im Hals-, Nacken – und Schulterbereich einen Kraftzuwachs zu erhalten, erreicht wurde. Auch nahmen in allen untersuchten Muskeln die Volumina in der Trainingsgruppe signifikant zu: 6,65% in der autochthonen Nackenmuskulatur, 7,36% im linken *M. sternocleidomastoideus* und 8,34% im rechten *M. trapezius Pars descendens*. Die starken Zusammenhänge zwischen dem Muskelvolumen und der dazugehörigen Maximalkraft, unterlegen ebenfalls das Ziel des Hypertrophietrainings, durch eine Vergrößerung der Muskulatur, die Kraft zu erhöhen. Portero et al. (2001) führten mit sieben Probanden ebenfalls ein Krafttraining für den Bereich der Halswirbelsäule durch, mit dem Ziel, die neuromuskulären Anpassungsmechanismen zu quantifizieren. Zur Validierung nutzten sie Muskelquerschnittsbestimmungen mit Hilfe der Magnetresonanztomographie, Maximalkraftmessungen der HWS-Lateralflexion mit Hilfe isokinetischer Kraftmessgeräte und die Oberflächenelektromyographie zur Bestimmung der Muskelermüdung (Spektrumsanalyse). Die Muskelquerschnittszunahmen lagen zwischen 6,4% (Bereich C7) und 8,8% (Bereich C4) beim *M. sternocleidomastoideus* und bei 12,2% beim *M. trapezius Pars descendens*. Auch wenn es eine andere Methode der Volumenbestimmung darstellt, sind die prozentualen Zunahmen im Vergleich zu den in dieser Arbeit volumetrierten Muskeln ähnlich. Die Kraftzunahmen lagen in der durchgeführten Studie von Portero et al. (2001) bei den isometrischen Maximalkraftmessungen der Lateralflexion bei ca. 35% und damit wesentlich höher als die in dieser Studie erreichten Zunahmen der Lateralflexion (7%). Die Probanden dieser Studie hatten im Mittel aber auch einen wesentlich höheren Ausgangswert als die Probanden in der Studie von Portero et. al (47 N\*m vs. 34,1 N\*m). Weiterhin bestand das hier vorliegende Training nicht isoliert aus Kräftigungsübungen für den Hals- und Nackenbereich und wurde mit funktionellen Kleingeräten durchgeführt. In der Studie von Portero et al. (2001) wurde ein spezielles Nackentrainingsgerät genutzt, um die Muskeln zu trainieren. Auch konnten die Autoren mit Hilfe der OEMG belegen, dass sich im *M. sternocleidomastoideus*, der maßgeblich an der HWS Lateralflexion beteiligt ist, die Ermüdungstoleranz erhöht hat. Da die Kraftausdauerkomponente eine wesentliche Rolle bei Flugzeiten über 45 Minuten spielt, ist dies ein weiterer Beweis, dass die hier gewählte Trainingsmethode zielführend für dieses Arbeitsumfeld ist.

Es wurde mit Hilfe der MRT-Bildgebung belegt, dass durch das Training die tiefe autochthone Muskulatur der Halswirbelsäule gestärkt wurde. Da die Hauptaufgabe der autochthonen Muskulatur der Wirbelsäule hauptsächlich in der Aufrichtung des Kopfes liegt und somit der Stabilisation dient, leistet sie maßgeblich einen protektiven Beitrag, wenn äußere Kräfte wie positive Beschleunigungsexpositionen auf die Wirbelsäule wirken. In einem umfangreichen Review bzgl. verschiedener Trainingsinterventionen für die tiefe Nackenmuskulatur im Rahmen von unspezifischen Schmerzen der Wirbelsäule, verwiesen Amiri Arimi, Mohseni Bandpei, Javanshir, Rezasoltani und Biglarian (2017) auf eine Studie von Lee, Park und Kim (2013), die zu dem Entschluss kamen, dass die Kräftigung der tiefen Halsmuskulatur wichtig für die Stabilität und Haltung des Kopfes ist, die sich auf mögliche Beschwerden wie bspw. Schmerzen auswirken kann. Die durchgeführten Untersuchungen stützen ebenfalls die hier vorliegende Arbeit, die einen Beitrag zur aufwendig zu analysierenden tiefen Halsmuskulatur leistet.

### **Oberflächenelektromyographiedaten**

Im Pretest unterschieden sich die beiden Gruppen bei den OEMG-Messungen nicht signifikant. Im Posttest war mit einem p-Wert von 0.05 ein geringer signifikanter Unterschied feststellbar. Innerhalb der Trainingsgruppe nahm bei +3 G<sub>z</sub> vom Pre- zum Posttest die muskuläre Aktivität bei allen gemessenen Muskeln bis auf das Setting OH ab, signifikant waren die Abnahmen aber nicht. Wurden alle Muskeln und Settings kumulativ betrachtet, gab es einen signifikanten Rückgang der muskulären Aktivität in der Trainingsgruppe im Setting „mit Helm“. Da die Unterschiede zwischen den zwei Beschleunigungsexpositionen grundsätzlich relativ gering sind, ist anzunehmen, dass bei höheren Beschleunigungskräften deutlichere Unterschiede zu sehen gewesen wären. Dies war aber aufgrund der Bewegungen des Kopfes und der fehlenden Anti-G-Schutzausrüstung in diesem Experiment nicht möglich. Auch wurde im Posttest zwischen den beiden Gruppen ein signifikanter Unterschied im Setting „Helm + NVG“ nachgewiesen. Hier war die muskuläre Aktivität in der Kontrollgruppe signifikant höher als in der Trainingsgruppe ( $p = 0.003$ ). Allgemein wies die Kontrollgruppe im Mittel sowohl im Pre- als auch im Posttest leicht höhere EMG-Werte als die Trainingsgruppe auf. Auch die Kraftmessungen und Muskelvolumenbestimmungen im Pretest verdeutlichen, dass die Trainingsgruppe schon vor der Interventionsphase muskulär stärker als die Kontrollgruppe gewesen ist. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass ein funktionell kräftigerer Muskel, bei einer standardisierten Bewegung unter Beschleunigungskräften, neuromuskulär weniger stark beansprucht ist, als ein funktionell schwächerer Muskel, dass also

der physiologische Aufwand, der aufgebracht werden muss, geringer ist. Die zwar sehr geringen aber signifikanten Korrelationen zwischen den Kraftwerten, dem Muskelvolumen und den EMG-Werten unterlegen die Annahme ebenfalls. Auch in der Studie von Sovelius et al. (2006) war die elektromyographische Aktivität im Posttest nach einer Trainingsintervention bei inflight-Messungen geringer als im Pretest. Da diese Studie aber kritisch betrachtet werden muss, wurde in dieser Arbeit schon mehrfach verdeutlicht. Für die teilweise signifikant höhere Aktivität während der Posttestung beim *M. sternocleidomastoideus* und *M. trapezius Pars descendens* (bei statischer Haltung der HWS) in der Trainingsgruppe im Setting OH, lässt sich keine eindeutige Erklärung finden. Werden die Settings und Muskeln aber kumulativ betrachtet, sind die Unterschiede nicht mehr signifikant. Es könnte sein, dass mit steigendem Gewicht, die autochthone Muskulatur mehr an der Stabilisation der HWS beteiligt ist, als die oberflächlich gelegenen Muskeln. Durch das Training wurde die intra- als auch intermuskuläre Koordination verbessert. Ohne Gewichtszunahme und geringen Beschleunigungskräften könnte dies bei statischer Haltung der HWS im Setting OH, in den am geringsten beanspruchten Muskeln, eine Zunahme der MA erklären, da sie neuromuskulär besser angesteuert werden können. Die Stagnation im *M. erector spinae* könnte an der grundsätzlich höheren Beanspruchung des Muskels liegen und die Abnahmen der MA im Setting „mit Helm“ und beim *M. trapezius Pars descendens* während Bewegungen des Kopfes, würden sich durch die hypertrophierte autochthone Muskulatur erklären, welche die Aufgabe der Stabilisation des Kopfes übernimmt und die oberflächlich gelegenen Muskeln entlastet. Dies ist aber nur eine Hypothese. Um sie zu überprüfen, müsste die Kollektivgröße deutlich erhöht werden und die Messung der tiefen Muskulatur müsste durch Nadelelektroden gewährleistet werden. Eine invasive Methode ist unter Beschleunigungsexpositionen in der Praxis aber nicht vertretbar. Da OEMG-Signale mit Bedacht interpretiert werden müssen und die Testungen an unterschiedlichen Tagen stattgefunden haben, könnte es auch ein zufälliger Effekt sein. Weitere Untersuchungen wären notwendig, um diese Unklarheit zu analysieren.

### **Subjektives Belastungsempfinden**

Grundsätzlich war bei der Mehrheit der Trainingsteilnehmer das Belastungsempfinden im Nackenbereich während der Humanzentrifugenfahrten im Posttest geringer als im Pretest. Im Rahmen des Abschlussgespräches gaben alle Probanden aus der Trainingsgruppe an, dass sich durch das Training allgemein das Wohlbefinden verbessert hat. 70% davon gaben weiterhin an, dass sie sich durch das Training - speziell für die flugdienstspezifischen Belastun-

gen - besser vorbereitet fühlen. Das Führen eines modernen Hochleistungsflugzeuges verlangt ein hohes Maß an Eigenverantwortung und persönlicher Resilienz, da es meist von einer, maximal zwei Personen geflogen wird. Fehler dürfen in diesem Umfeld nicht passieren und können verheerende Folgen haben. Umso wichtiger ist dieses Ergebnis, da sich die physische und psychische Komponente gegenseitig beeinflussen und die Systemperformance des Mensch-Maschine-Systems durch ein gesteigertes Vertrauen in die eigenen Fähigkeiten verbessert wird.

### **5.1.1 Die Trainingsintervention**

Ein „klassischer“ Trainingsaufbau mit definierten Methoden, wie es im Spitzensport - beispielsweise im Marathonlauf - die Norm ist, wäre auch in dieser Untersuchung wünschenswert gewesen, aufgrund der limitierenden äußeren Einflussfaktoren und der Vielseitigkeit des Arbeitsplatzes aber nicht umsetzbar. Auf der einen Seite sind Luftfahrzeugbesatzungen – ähnlich wie Spitzensportler – hohen physischen Belastungen ausgesetzt. Auf der anderen Seite sind sie Soldaten und meist auch Akademiker, deren Arbeitsalltag bevorzugt im Sitzen stattfindet. Die Zeit, die Topathleten in ihr notwendiges Training investieren, kann in diesem Umfeld nicht ansatzweise geleistet werden. Weiterhin gibt es im Spitzensport definierte und messbare Ziele. Für diese Ziele muss auch der Organismus bestimmte Eigenschaften aufweisen, um die Ziele erreichen zu können. Dabei wird sich an Spitzenathleten und ihren physiologischen Kennzahlen wie beispielsweise der aeroben und anaeroben Schwelle orientiert. Um diesen „Idealzustand“ zu erreichen, gibt es definierte und evidenzbasierte trainingswissenschaftliche Methoden, die in der Praxis Anwendung finden (bspw. Zinner & Sperlich, 2016). Diese detaillierte leistungsphysiologische bzw. arbeitsmedizinische „Arbeitsplatzanalyse“ ist im Umfeld der „High Performance Aircrafts“ noch nicht vorhanden. Auch gibt es keine Normwerte an denen sich orientiert werden könnte, da die Grundlagenforschung noch nicht so weit fortgeschritten ist, dass sich trainingswissenschaftliche Methoden in Gänze davon ableiten lassen. Bei der Erstellung des Trainingsprogramms wurde versucht, sich an Sportarten zu orientieren, die ebenfalls mit verschiedenen Arten der Beschleunigung konfrontiert sind. Bevorzugt wurde im Bereich des Bobsports, Motorsports und im Boxsport recherchiert. Fundierte Trainingsmethoden zur Prävention von beschleunigungsinduzierten Verletzungen in den einzelnen Sportarten sind nicht vorhanden. Einzig die schon erwähnten Zeitungsberichte über durchgeführtes Training existieren in einigen Internetforen. Im Bereich des Motorsports gibt es Studien, die durch einen Aufprall beschleunigungsinduzierte Verletzungen im Bereich des Nackens analysieren, allerdings beziehen sich die Studien nicht

auf die Minimierung der Verletzungen durch sportliches Training, sondern auf die Verletzungsmuster die durch den Aufprall entstehen.

Wie auch im Forschungsstand dargelegt, gibt es weiterhin weder Präferenzen zu speziellen Formen des Trainings im Rahmen der Prävention von Rückenbeschwerden (Haag et al., 2018), noch weisen die durchgeführten Trainingsstudien im Umfeld der Jetfliegerei nach, dass es präferierte Methoden des Trainings zur Optimierung der Leistung im Mensch-Maschine-System und im speziellen zur Reduzierung von Nacken- und Rückenbeschwerden gibt. Dass Training aber einen Einfluss auf die Reduzierung von Beschwerden an der Wirbelsäule haben kann, beweisen unter anderem die im Forschungsstand aufgeführten Studien.

Allgemein wird die Annahme anerkannt, dass ein kräftiges muskuläres Korsett im Bereich der Halswirbelsäule einen protektiven und stabilisierenden Einfluss bei positiven Beschleunigungsexpositionen hat (Harrison, Coffey, Albert & Fischer, 2015). Demnach war es auch bei der hier vorliegenden Untersuchung wichtig, dass ein Programm erstellt wird, welches sich auf die Stärkung der Muskulatur im Bereich der Halswirbelsäule fokussiert.

Da die Zielgruppe in diesem Arbeitsumfeld bezüglich der körperlichen Leistungsfähigkeit sehr heterogen ist und mit grundlegenden Folgen eines überwiegend sitzenden Arbeitsplatzes und mangelnder Bewegung konfrontiert ist, wurde die hier beschriebene Trainingsmethode ausgewählt, die neben der Kräftigung der Hals-, Nacken – und Schultermuskulatur bevorzugt ganzheitliche Bewegungsabläufe, ganzheitliche Stabilisationsübungen und vor allem eine kardiorespiratorische Komponente beinhaltet.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass ein funktionelles Ganzkörpertraining, bei welchem ein Schwerpunkt auf die Hypertrophie der Muskulatur der Halswirbelsäule gelegt wird, im Umfeld der „High Performance Aircrafts“, objektiv nachweisbar, einen protektiven Beitrag zur Gesunderhaltung und Steigerung der Leistung des Mensch-Maschine-System erbringen kann.

## 5.2 Limitationen der angewandten Methoden

Bei der Darstellung der physiologischen Beanspruchung der Muskulatur im Experiment I, wurde sich für die Daten aus der Posttestung entschieden, da erst in diesen Untersuchungen das Nachtsichtgerät zur Verfügung stand. Der mögliche Einfluss der absolvierten 12-wöchigen Trainingsintervention konnte bei dieser Fragestellung insofern vernachlässigt werden, da beide Gruppen als eine Stichprobe bewertet wurden und sich die Daten aus Pre- und Posttest in ihrer Gesamtheit nicht signifikant voneinander unterschieden.

Bedingt durch die vorhandenen Strukturen in der Bundeswehr, war es weiterhin nicht möglich, nicht-militärisches Personal in die Studie mit einzubinden. Die zeitliche und personelle Verfügbarkeit von militärischem Personal, die durch die Trainingsintervention ein hohes Maß an intrinsischer Motivation voraussetzte, stellte ebenfalls eine Herausforderung dar. Die Dislozierung der Probanden, der Humanzentrifuge und der Testungen am ZentrLuRMedLw in Fürstenfeldbruck führten zu einem erheblichen logistischen als auch organisatorischen Aufwand und einer limitierten Anzahl an Probanden. Im Fokus der Untersuchung stand die Trainingsintervention, deshalb wurde mehr Wert darauf gelegt, am Ende der Studie mindestens 10 vollständige Datensätze der Probanden in der Trainingsgruppe zu generieren, als zu gewährleisten, dass die beiden Gruppengrößen homogen sind. Eine homogenere Verteilung der Gruppen wäre wünschenswert gewesen, aufgrund oben genannter Aspekte war dies aber nicht umsetzbar.

Weiterhin basierte die Teilnahme an der Trainingsintervention auf Freiwilligkeit, somit konnte keine Randomisierung der Gruppen durchgeführt werden. Dies erklärt mit hoher Wahrscheinlichkeit bereits vor der Intervention auch die grundsätzlich höhere Fitness der Trainingsgruppe gegenüber der Kontrollgruppe. Um den Einfluss der Trainingsintervention zu analysieren, spielte das Probandenkollektiv jedoch eine untergeordnete Rolle, da der intraindividuelle zeitliche Verlauf ausschlaggebend war und die Gruppenunterschiede als weniger relevant betrachtet werden konnten.

Unabhängig der aufgeführten Kritikpunkte, ist die hier vorliegende Studie eine der größten Humanzentrifugenstudien in der vorhandenen Literatur, die mit Hilfe von Oberflächenelektromyographiemessungen muskuläre Beanspruchung unter Beschleunigung erfasst hat. Weiterhin findet sich in der Literatur keine Publikation, die ein Training für Jetpiloten detailliert beschreibt und in einem Posttest unter einem standardisierten Profil in der Hu-

manzentrifuge überprüft. Einzig die schon erwähnte Studie von Sovelius et al. (2006) überprüfte zwei Interventionen bei inflight-Messungen, allerdings wurden die Oberflächenelektromyographiemessungen während normalen Flugtrainings und nicht unter standardisierten Bedingungen durchgeführt. Auch flogen die Teilnehmer zwischen den Untersuchungen regelmäßig, sodass nicht ausgeschlossen werden kann, dass auch diese Parameter die Posttestergebnisse beeinflusst haben.

Die autochthone tiefe Muskulatur zu analysieren, stellt in experimentellen Studien eine Herausforderung dar, weil die Nutzung von beispielsweise Nadelelektroden in der Fliegerei nicht praktikabel ist. Mit Hilfe der Volumetrie mittels MRT-Bildgebung, konnte auch die autochthone Muskulatur des Nackens vor als auch nach der Intervention dargestellt werden. Allerdings ist auch dies – ähnlich wie die OEMG-Messungen - ein sehr aufwändiges Verfahren, welches viel Zeit, Personal und vor allem hohe Anschaffungs- und Durchführungskosten mit sich bringt.

Sowohl Fragebogen als auch Maximalkraftmessungen sind keine gänzlich objektiven Verfahren, da die Ergebnisse unter anderem von der Motivation der Probanden, als auch bei den Fragebogen, von der Selbsteinschätzung abhängig sind. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass eine Person, die sich in der Trainingsgruppe befand, von dem Wissen, dass sie ein Training durchgeführt hat, bei der Beantwortung der Fragen zum subjektiven Empfinden voreingenommen war. Zur interindividuellen Vergleichbarkeit der Maximalkraftmessungen wäre es wünschenswert gewesen, wenn die tatsächlichen Kraftwerte (ausgedrückt in Newton) von den Geräten direkt erhoben worden wären. Dies war mit den vorhandenen Geräten nicht möglich. Einzig die Messung des Drehmoments (ausgedrückt in  $N*m$ ) war umsetzbar. Die Geräte wurden zwar auf die Probandengröße eingestellt, eine exakte Vergleichbarkeit war aber wegen der unterschiedlichen Körperkonstitutionen nicht möglich. Um dennoch eine grobe Vergleichbarkeit zu gewährleisten, wurde pro Proband die Differenz des Kraftwertes zwischen Post- und Pretest berechnet. Somit konnte ein Wert generiert werden, der die Abnahmen bzw. Zunahmen der Kraftwerte unabhängig von Größe und Gewicht der Personen widerspiegelte.

Ein großes Problem in der Ursachenforschung bei Wirbelsäulenbeschwerden sind die multifaktoriellen Gründe, die Beschwerden begünstigen. Ziel der vorliegenden Untersuchung bestand nicht darin, Ursachen für Wirbelsäulenbeschwerden zu finden. Dieser Bereich wurde schon von vielen Autoren thematisiert (Burton et al., 1999; Coackwell et al., 2004). Das Ziel bestand darin, zu analysieren, wie hoch die physiologische Beanspruchung

der Muskulatur unter positiven Beschleunigungsexpositionen ist und objektive Messmethoden zu nutzen, um nachweisen zu können, dass ein Training in diesem speziellen Umfeld einen positiven Effekt im Rahmen der Primärprävention (vorbeugende Maßnahmen) haben kann. Auf Basis dieser Grundlagenerkenntnisse können anforderungsspezifische Interventionen für verschiedene Luftfahrzeugmuster abgeleitet werden.

Weiterhin war es für die Sensibilisierung des Forschungsfeldes wichtig zu beweisen, dass ein Training auch objektiv nachweisbar einen positiven Effekt auf die physiologische Beanspruchung der Muskulatur hat. Viele der aufgeführten Studien im Forschungsstand empfehlen, evidenzbasierte Trainingsinterventionen zu etablieren, um Nacken- und Rückenbeschwerden vorzubeugen. Um diesen Empfehlungen Rechnung zu tragen, wurden die sehr umfangreichen Methoden der Oberflächenelektromyographie und die Volumetrie der Muskulatur mittels MRT-Bildgebung gewählt.

### **5.2.1 Messmethode der Oberflächenelektromyographie und Muskelvolumetrie**

Auf die grundsätzlichen Limitationen der Messmethode der Oberflächenelektromyographie wurde im ersten Experiment schon Bezug genommen. Netto, Angus und Burnett untersuchten im Jahr 2006 (b) verschiedene Methoden bzgl. der Reliabilität von Normalisierungsmethoden bei Oberflächenelektromyographiemessungen der Nackenmuskulatur. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass die MVC-Methode auch an verschiedenen Testtagen eine reliable Messmethode zur Erhebung der muskulären Aktivität sei. Allerdings betonten die Autoren, dass versucht werden sollte in experimentellen Studien mit portablen Dynamometern zu arbeiten, um die Maximalkraftmessungen ebenfalls möglichst standardisiert durchführen zu können. Dies war in dieser Studie aufgrund von fehlendem Budget nicht möglich.

Auch wenn die Ergebnisse darauf schließen lassen, dass die OEMG-Methode einen Trainingseffekt unter Beschleunigungskräften nachweisen kann, sollte in zukünftigen Studien versucht werden, das Probandenkollektiv möglichst groß zu halten und die Gruppengrößen homogener zu gestalten, als es in dieser Untersuchung möglich war. Auch wenn die Daten zur maximalen Willkürkontraktion normalisiert wurden, ist die Methode aufgrund des stochastischen OEMG-Signals an unterschiedlichen Testtagen dennoch mit Bedacht zu bewerten. Größere Probandengruppen würden mehr Stabilität in die Daten bringen.

Grundsätzlich war die umfangreiche Methodenwahl für die hier vorliegenden Fragestellungen als zielführend und sinnvoll zu bewerten. Da die Literatur in Bezug auf die Validierung von Trainingsinterventionen im flugspezifischen Kontext noch Lücken aufweist, war

---

es wichtig, wesentliche Grundlagenerkenntnisse zu generieren, um daraus weitere Fragestellungen abzuleiten. Auch zur Volumetrie der untersuchten Muskulatur – und im speziellen zu der ausgewählten Methodik – liegen nur wenige Studien vor. In Bezug auf weiterführende Untersuchungen, sollte allerdings abgewogen werden, ob nicht auch methodisch weniger aufwendige Verfahren in der MRT-Bildgebung, wie bspw. das Verfahren zur Bestimmung des Muskelquerschnitts, ausreichend sind (Portero, Bigard, Gamet, Flageat & Guézennec, 2001).

## 6 KONGLOMERAT BEIDER EXPERIMENTE UND AUSBLICK

Die hier generierten Ergebnisse, die mit Hilfe der Methode der Oberflächenelektromyographie im Umfeld von den in Deutschland genutzten „High Performance Luftfahrzeugen“ ermittelt wurden, können als Basis angesehen werden, physiologische Beanspruchung unter positiven Beschleunigungsexpositionen zu quantifizieren und zu bewerten. Auch für andere Luftfahrzeugmuster lassen sich Trainingsinterventionen ableiten und könnten (wünschenswerterweise) mit ähnlichem Untersuchungsdesigns und Messmethoden überprüft werden. Um die Leistung bei gezielten Manövern zu trainieren und zu verbessern, würde es sich anbieten - wie auch Netto, Burnett und Coleman (2007) analysiert haben - verschiedene Trainingsprogramme mit muskulären Aktivitäten unter Beschleunigungsexpositionen zu vergleichen und anhand der Ergebnisse die notwendige Intensität der Interventionen abzuleiten.

Wünschenswert wäre es, auch in Deutschland inflight-Messungen durchzuführen und die generierten Ergebnisse mit den hier vorliegenden zu vergleichen. Auch für die Weiterentwicklung von Sitzpositionen und Helmen sind diese Ergebnisse von Bedeutung. Um die muskuläre Beanspruchung bei der Entwicklung neuer Systeme möglichst gering zu halten, könnte man sich an den hier vorliegenden physiologischen Kennzahlen orientieren. Sofern sich die Luftfahrzeuge in ihrer Leistung stetig weiterentwickeln, sollten ergonomische Konstruktionen, welche die Halswirbelsäule auch bei Luftkampfmanövern möglichst lange in einer neutralen Position halten (ähnlich wie bereits im Rennsport etabliert), ebenfalls in Betracht gezogen werden, um die Verletzungsgefahr der Strukturen zu minimieren.

Die Analyse der Muskulatur stellt aber nur einen kleinen Teilbereich der notwendigen Arbeitsplatzanalyse in diesem Umfeld dar. Um den Gesamtbereich abzudecken, wären weitere physiologische Parameter wie z.B. der Einfluss kardiorespiratorischer Leistungsparameter auf die natürliche G-Toleranz zu analysieren (Bateman, Jacobs & Buick, 2006). Um allgemein ein Beispiel aufzuführen, es wird angenommen und allgemein akzeptiert, dass ausdauertrainierte Personen niedrigere G-Toleranzbereiche aufweisen, als weniger ausdauernde Kameraden, da sie durch mögliche Bradykardien dem aufkommenden Druckgefälle durch positive Beschleunigungskräfte weniger gut standhalten können (Pongratz, 2006). Dem gegenüber steht aber bei ausdauertrainierten Personen bspw. eine wesentlich höhere Kapillarisation des Organismus und damit einhergehende bessere Gesamtsauerstoffversorgung, die sich wiederum positiv bei aufkommendem Druckgefälle auswirken könnte. Auch

---

nivellieren sich die Bradykardien bei Belastung. Werden also die angesprochenen „Pre-flight-s“ durchgeführt, nimmt die Herzfrequenz grundsätzlich zu. Allgemein gibt es noch keine evidenzbasierten Empfehlungen welche Leistungsparameter für eine Person im Umfeld von „High Performance Aircrafts“ ausschlaggebend sind, um die Leistung des Menschen an die des Luftfahrzeuges anzupassen, zu optimieren und vor allem vorhandenen beschleunigungsinduzierten Beschwerden vorzubeugen. Die durchgeführten Untersuchungen leisten einen ersten wesentlichen Beitrag der Sportwissenschaft für eine Arbeitsplatzanalyse in diesem hoch spezialisierten Umfeld.

## 7 ZUSAMMENFASSUNG

Die hier vorliegende Arbeit hatte in einem ersten Schritt das Ziel, die physiologische Beanspruchung ausgewählter Muskeln des Hals-, Nacken – und Schulterbereiches unter positiven Beschleunigungskräften zu ermitteln und den Einfluss unterschiedlicher Helmsysteme sowie Bewegungen des Kopfes zu analysieren. Dafür wurde die Methode der Oberflächenelektromyographie genutzt, eine Technik, welche myoelektrische Signale, die Muskeln bei ihren Kontraktionsvorgängen erzeugen, erfassen kann. Im Speziellen wurde die Normalisierungsmethode der maximalen Willkürkontraktion (MVC-Normalisierung) gewählt, bei der das mikrovoltbasierte Signal zu einer vorher durchgeführten Maximalkontraktion der zu messenden Muskulatur (Referenzwert = 100%) in Relation gesetzt wird. Somit wird ein prozentualer, quantifizierbarer Wert generiert. In der Humanzentrifuge der Bundeswehr, die am Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe in Königsbrück bei Dresden steht, wurden 18 Probanden unterschiedlich hohen Beschleunigungsexpositionen ausgesetzt. Dabei wurden die muskulären Aktivitäten bilateral des *M. sternocleidomastoideus*, des *M. trapezius Pars descendens* und des *M. erector spinae* ermittelt. Im Anschluss daran, wurden die Daten mit vorhandener Literatur im flugmedizinischen Kontext verglichen. Weiterhin wurde das subjektive Belastungsempfinden der Probanden während der Beschleunigungsexpositionen erhoben.

Diese Studie zeigt, dass die muskuläre Beanspruchung der HWS-Muskulatur, während positiver Beschleunigung, im Wesentlichen durch die Beschleunigung selbst und durch Kopfbewegungen beeinflusst wird. Weiterhin erhöhen zusätzliche Helmsysteme in Verbindung mit Beschleunigung und Bewegung die muskuläre Beanspruchung signifikant. Die höchsten muskulären Aktivitäten wurden im hinteren Nackenbereich durch das Tragen des Helmes inklusive Nachtsichtgerät erreicht. Auch das subjektive Belastungsempfinden nahm mit zunehmender Beschleunigung und Gewichtszunahme durch die Helmsysteme zu und war im Nackenbereich am höchsten.

Insgesamt erwies sich die Methode der Oberflächenelektromyographie als valide Messmethode zur Bestimmung der physiologischen Beanspruchung der Muskulatur unter Beschleunigungskräften, allerdings nur, sofern sich die Halswirbelsäule in einer neutralen Position befand.

In einem weiteren Schritt, sollte nun überprüft werden, ob die physiologische Beanspruchung im Bereich der Halswirbelsäule unter positiven Beschleunigungskräften durch ein -

speziell für das Umfeld der Jet-Fliegerei konzipiertes - Trainingsprogramm verringert werden kann. Dafür wurden die 18 Probanden in eine Trainings- (12 Personen) und Kontrollgruppe (6 Personen) unterteilt und mit Hilfe unterschiedlicher Validierungskriterien wurde ein 12-wöchiges funktionelles Ganzkörpertraining - mit Schwerpunkt des Muskelaufbaus im Hals-, Nacken- und Schulterbereich - in einem Pre-Posttest-Design überprüft.

Die Validierungskriterien setzten sich sowohl aus qualitativen als auch quantitativen Methoden zusammen. Es wurden grundsätzliche anthropometrische Daten erhoben, Fragebögen erarbeitet als auch Maximalkraftmessungen in allen Bewegungsrichtungen der Halswirbelsäule durchgeführt. Zusätzlich zu den „gängigen“ Methoden, wurden die schon beschriebenen Oberflächenelektromyographiemessungen in der Humanzentrifuge angewandt, um zu analysieren, ob objektiv nachgewiesen werden kann, dass ein Training einen positiven Einfluss auf die physiologische Beanspruchung der Muskulatur unter positiven Beschleunigungskräften haben kann. Diese Validierungsmethode wurde in der gesichteten Literatur im flugmedizinischen Kontext in diesem Umfang noch nicht angewandt. Weiterhin wurden die analysierten Muskeln vor als auch nach der Interventionsphase mit Hilfe der Magnetresonanztomographie volumetriert. Somit konnte auch die autochthone schwer zu analysierende Nackenmuskulatur untersucht werden.

Insgesamt konnte mit allen gewählten Methoden nachgewiesen werden, dass durch das Training die physiologische Beanspruchung der Muskulatur subjektiv als auch objektiv verringert wurde. Speziell unter Beschleunigung wurden in der Trainingsgruppe - während die Probanden einen Helm trugen - signifikante Abnahmen der muskulären Aktivität im Posttest festgestellt. Auch das Muskelvolumen nahm in der Trainingsgruppe bei allen untersuchten Muskeln signifikant zu.

Die hier vorliegende Studie stellt eine validierte Möglichkeit dar, die Gesunderhaltung des fliegenden Personals nachweislich zu unterstützen und leistet einen Beitrag in der komplexen Thematik zur Verringerung von Wirbelsäulenbeschwerden bei Luftfahrzeugbesatzungen. Weiterhin können auf Grundlage der Ergebnisse anforderungsspezifische Trainingsinterventionen für verschiedene Luftfahrzeugmuster abgeleitet werden, die aktuell in der Luftfahrt nur marginal vorhanden sind.

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

- 1 Albano, J.J. & Stanford, J. B. (1998). Prevention of minor neck injuries in F-16 pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 69 (12), 1193-1199.
- 2 Alricsson, M., Harms-Ringdahl, K., Larsson, B., Linder, J. & Werner, S. (2004). Neck muscle strength and endurance in fighter pilots. Effects of a supervised training program. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 75 (1), 23-28.
- 3 Amiri Arimi, S., Mohseni Bandpei, M.A., Javanshir, K., Rezasoltani, A. & Biglarian, A. (2017). The Effect of Different Exercise Programs on Size and Function of Deep Cervical Flexor Muscles in Patients With Chronic Nonspecific Neck Pain: A Systematic Review of Randomized Controlled Trials. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 96 (8), 582-588.
- 4 Ang, B.O., Monnier, A. & Harms-Ringdahl, K. (2009). Neck/Shoulder exercise for neck pain in air force helicopter pilots: a randomized controlled trial. *Spine*, 34 (16), 544-51.
- 5 Äng, B.O. & Kristoffersson, M. (2013). Neck muscle activity in fighter pilots wearing night-vision equipment during simulated flight. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 84 (2), 125-133.
- 6 Appell, H.-J. & Stang-Voss, C. (2008). *Funktionelle Anatomie. Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung* (4., vollständig überarbeitete Aufl.). Heidelberg: Springer Medizin.
- 7 Backhaus, K., Erichson, B., Plinke, W. & Weiber, R. (2016). *Multivariate Analysemethoden. Eine anwendungsorientierte Einführung* (14., überarbeitete und aktualisierte Aufl.). Berlin: Springer Gabler.
- 8 Backhaus, K., Erichson, B. & Weiber, R. (2015). *Fortgeschrittene Multivariate Analysemethoden. Eine anwendungsorientierte Einführung* (3., überarbeitete und aktualisierte Aufl.). Berlin: Springer Gabler.
- 9 Bateman, W.A., Jacobs, I. & Buick, F. (2006). Physical conditioning to enhance +Gz tolerance: issues and current understanding. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 77 (6), 573-580.
- 10 Berg, H.E., Berggren, G. & Tesch, P.A. (1994). Dynamic neck strength training effect on pain and function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75 (6), 661-665.

- 11 Borenstein, M. (2009). Effect Sizes for Continuous Data. In H. Cooper, L.V. Hedges & J.C. Valentine (Eds.), *The Handbook of Research Synthesis and Meta-Analysis* (Second Edition, pp. 221-237). New York: Russell Sage Foundation.
- 12 Bundesministerium der Verteidigung (Hrsg.). (2016). *Weissbuch 2016. Zur Sicherheitspolitik und zur Zukunft der Bundeswehr*. Zugriff am 03. Januar 2018 unter <https://www.bmvg.de/de/themen/weissbuch>
- 13 Burnett, A.F., Naumann, F.L. & Burton, E.J. (2004). Flight-training effect on the cervical muscle isometric strength of trainee pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 75 (7), 611-615.
- 14 Burton, R., Hämäläinen, O., Kuronen, P., Hanada, R. & Tachibana, S. (1999). Cervical spine injury from repeated exposures to sustained acceleration. RTO Technical Report 4. *NATO Research And Technology Organization Neuilly-Sur-Seine (France)*, 11-15.
- 15 Coakwell, M.R., Bloswick, D.S. & Moser, R. (2004). High-risk head and neck movements at high G and interventions to reduce associated neck injury. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 75 (1), 68-80.
- 16 Cohen, J. (1992). A Power Primer. *Psychological Bulletin*, 112 (1), 155.
- 17 Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V. (DGAUM) (Hrsg.). (2013). *Oberflächen-Elektromyographie in der Arbeitsmedizin, Arbeitsphysiologie und Arbeitswissenschaft*. Zugriff am 12. August 2017 unter [https://www.dgaum.de/fileadmin/PDF/Leitlinien/Leitlinienentwurf\\_Oberflaechen\\_Elektromyographie.pdf](https://www.dgaum.de/fileadmin/PDF/Leitlinien/Leitlinienentwurf_Oberflaechen_Elektromyographie.pdf)
- 18 Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J.-C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J.V., Pieper, S., Kikini, R. (2012). 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic resonance imaging*, 30 (9), 1323-1341.
- 19 Flugmedizinisches Institut der Luftwaffe - Abteilung Flugphysiologie (Hrsg.). (2010). *Der Pilot unter Extrembedingungen. Training und Forschung in Hochleistungszentrifuge, Höhen-Klima-Simulationsanlage und Desorientierungstrainer* (Informationsbroschüre). Königsbrück: Flugmedizinisches Institut der Luftwaffe, Abteilung Flugphysiologie.
- 20 Freiwald, J., Baumgart, C. & Konrad, P. (2007). *Einführung in die Elektromyographie. Sport - Prävention - Rehabilitation*. Balingen: Spitta GmbH & Co.

- 21 Gentex Corporation. (2006). *HGU-55/IG*. Zugriff am 06. Mai 2017 unter <http://www.gentexcorp.com/findaircrewcommunications/fixed-wing/gentex-hgu-55-ig-fixed-wing-aircrew-helmet-system-featuring-ejection-safe-nvg-mount>
- 22 Green, N.D.C. (2003). Acute soft tissue neck injury from unexpected acceleration. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 74 (10), 1085-1090.
- 23 Green, N.D.C. & Brown, L. (2004). Head positioning and neck muscle activation during air combat. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 75 (8), 676-680.
- 24 Haag, T., Beck, H., Korthals, I., Handel, M. & Schneider, C. (2018). The Evidence of Physical Activity and Training for the Therapy of Chronic Non-Specific Back Pain. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 69 (7-8), 255-261.
- 25 Hämäläinen, O., Toivakka-Hämäläinen, S.K. & Kuronen, P. (1999). +Gz associated stenosis of the cervical spinal canal in fighter pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 70 (4), 330-334.
- 26 Hämäläinen, O. (1993). Flight helmet weight, +Gz forces, and neck muscle strain. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 64 (1), 55-57.
- 27 Hämäläinen, O. & Vanharanta, H. (1992). Effect of Gz forces and head movements on cervical erector spinae muscle strain. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 63 (8), 709-716.
- 28 Harre, H.-D., Krug, J. & Schnabel, G. (2014). *Trainingslehre – Trainingswissenschaft: Leistung – Training – Wettkampf* (3. Aufl.). Aachen: Meyer & Meyer.
- 29 Harrison, M.F., Coffey, B., Albert, W.J. & Fischer, S.L. (2015). Night Vision Goggle-Induced Neck Pain in Military Helicopter Aircrew. A Literature Review. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 86 (1), 46-55.
- 30 Harrison, M.F., Forde, K.A., Albert, W.J., Croll, J.C. & Neary, J.P. (2016). Posture and Helmet Load Influences on Neck Muscle Activation. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 87 (1), 48-53.
- 31 Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10 (5), 361-374.
- 32 Honkanen, T., Oksa, J., Mäntysaari, M.J., Kyröläinen, H. & Avela, J. (2017). Neck and Shoulder Muscle Activation Among Experienced and Inexperienced Pilots in +Gz Exposure. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 88 (2), 90-95.

- 33 Hopkins, W.G., Marshall, S.W., Batterham, A.M. & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41 (1), 3-13.
- 34 Hottenrott, K. & Neumann G. (2016). Trainingswissenschaft. Ein Lehrbuch in 14 Lektionen (3. überarbeitete Aufl.). In W. D. Brettschneider & D. Kuhlmann (Hrsg.), *Sportwissenschaft studieren (Band 7)*. Aachen: Meyer & Meyer.
- 35 IEA Mil-Optics GmbH (Hrsg.). (o.J.). AN/AVS-9. Zugriff am 13. April 2017 unter <http://www.night-tronic.de/131/Binokular/ANAVS9/M949>
- 36 Jolesz, F., Kikinis, R., Pieper, S.D. & Vosburgh, K.G. (2014). *Intraoperative imaging and image-guided therapy. 3D Slicer: A Plattform for Subject-Specific Image Analysis, Visualization, and Clinical Support*. New York: Springer.
- 37 Kikukawa, A., Tachibana, S. & Yagura, S. (1995). G-related musculoskeletal spine symptoms in Japan Air Self Defense Force F-15 pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 66 (3), 269-272.
- 38 Kluth, K., Göbel, M., Bopp, V. & Strasser, H. (2013). Anwendung der Oberflächen-Elektromyographie zur Beanspruchungsermittlung bei der arbeitsphysiologischen Beurteilung von Arbeitsplätzen und Arbeitsmitteln. *Zentralblatt für Arbeitsmedizin, Arbeitsschutz und Ergonomie*, 63 (5), 286-292.
- 39 Konrad, P. (2011). *EMG-FIBEL*. Zugriff am 04. April 2016 unter <http://www.ve-lamed.com/wp-content/uploads/EMG-FIBEL-V1.1.pdf>
- 40 Kühn, S. (2018). *Muskelvolumenbestimmungen mittels MRT*. E-Mail: [sven3kuehn@bundeswehr.org](mailto:sven3kuehn@bundeswehr.org) (05.07.2018).
- 41 Lange, B., Torp-Svendsen, J. & Toft, P. (2011). Neck pain among fighter pilots after the introduction of the JHMCS helmet and NVG in their environment. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 82 (5), 559-563.
- 42 Lawson, B.K., Scott, O., Egbulefu, F.J., Ramos, R., Jenne, J.W. & Anderson, E.R. (2014). Demographic and Occupational Predictors of Neck Pain in Pilots. Analysis and Multinational Comparison. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 85 (12), 1185-1189.
- 43 Lee, M.-H., Park, S.-J. & Kim, J.-S. (2013). Effects of neck exercise on high-school students' neck-shoulder posture. *Journal of physical therapy science*, 25 (5), 571-574.
- 44 Ledderhos, C. (2015). Beschleunigung. In J. Siedenburger, T. Küpper (Hrsg.), *Moderne Flugmedizin. Handbuch für Ärzte, Piloten, Fluglehrer, Flugschüler, Flugbegleiter und Flugreisende* (S. 136-151). Stuttgart: Gentner.

- 45 Lehmann, K.M. & Hellwig, E. (2005). *Zahnärztliche Propädeutik* (10., überarb. Aufl.). München: Elsevier Urban & Fischer.
- 46 Lehnhard, W. & Lenhard, A. (2016). *Berechnung von Effektstärken*. Zugriff am 30. Oktober 2018 unter <https://www.psychometrica.de/effektstaerke.html>
- 47 Loick, G., Radbruch, L., Kiencke, P. & Sabatowski, R. (o.J.). *Fragebogen Schmerz. Brief Pain Inventory. Deutsche Version*. Köln: Universitätsklinik, Klinik für Anästhesie. Zugriff am 10. November 2016 unter <http://www.drk-schmerz-zentrum.de/mz/pdf/downloads/bpianamnese.pdf>
- 48 Merletti, R. (1999). Standards for Reporting EMG Data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9 (1), 3-4.
- 49 Merletti, R. & Parker, P. (2005). *Electromyography. Physiology, engineering, and non-invasive applications* (IEEE press series on biomedical engineering, vol. 13). Piscataway, New Jersey: Wiley-Interscience IEEE.
- 50 Netto, K.J. & Burnett, A.F. (2006a). Neck muscle activation and head postures in common high performance aerial combat maneuvers. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 77 (10), 1049-1055.
- 51 Netto, K.J. & Burnett, A.F. (2006b). Reliability of normalisation methods for EMG analysis of neck muscles. *Work (Reading, Mass.)*, 26 (2), 123-130.
- 52 Netto, K. J., Burnett, A. F. & Coleman, J. L. (2007). Neck exercises compared to muscle activation during aerial combat maneuvers. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 78 (5), 478-484.
- 53 Newman, D.G. (1997a). +Gz-induced neck injuries in Royal Australian Air Force fighter pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 68 (6), 520-524.
- 54 Newman, D.G. (1997b). Head positioning for high +Gz loads: an analysis of the techniques used by F/A-18 pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 68 (8), 732-735.
- 55 Noraxon U.S.A. (Hrsg.). (2017). *MyoResearch. Biomechanics Research Software*. Zugriff am 05. Mai 2016 unter <https://www.noraxon.com/our-products/myoresearch/>
- 56 Oksa, J., Hämmäläinen, O., Rissanen, S., Myllyniemi, J. & Kuronen, P. (1996). Muscle strain during aerial combat maneuvering exercise. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 67 (12), 1138-1143.
- 57 Pabst, C. (2013). *Magnetresonanz-Tomographie: Lernskript für Mediziner. Grundlagen der Magnetresonanz-Tomographie*. Marburg: Universitätsklinikum Giessen und Mar-

- burg, Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie. Zugriff am 05. September 2018 unter [https://www.ukgm.de//ugm\\_2/deu/umr\\_rdi/Teaser/Grundlagen\\_der\\_Magnetresonanztomographie\\_MRT\\_2013.pdf](https://www.ukgm.de//ugm_2/deu/umr_rdi/Teaser/Grundlagen_der_Magnetresonanztomographie_MRT_2013.pdf)
- 58 Pastanga, N. & Soames, R. (2015). *Anatomie und menschliche Bewegung. Strukturen und Funktionen* (1. Auflage auf Grundlage der 6. englischen Auflage). München: Elsevier Urban & Fischer.
- 59 Pinheiro, J.C. & Bates, D.M. (2000). *Mixed-Effects Models in S and S-Plus* (Statistics and Computing). New York: Springer.
- 60 Pongratz, H. (Hrsg.). (2006). *Kompendium der Flugmedizin*. Fürstenfeldbruck: Flugmedizinisches Institut der Luftwaffe.
- 61 Portero, P., Bigard, A.-X., Gamet, D., Flageat, J.-R. & Guézennec, C.-Y. (2001). Effects of resistance training in humans on neck muscle performance, and electromyogram power spectrum changes. *European Journal of Applied Physiology*, 84 (6), 540-546.
- 62 Pousette, M.W., Lo Martire, R., Linder, J., Kristoffersson, M. & Äng, B.O. (2016). Neck Muscle Strain in Air Force Pilots Wearing Night Vision Goggles. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 87 (11), 928-932.
- 63 Presse und Informationszentrum der Luftwaffe (Bundesministerium der Verteidigung, Hrsg.). (2017). *Kampfflugzeuge. Tornado; Eurofighter*. Zugriff am 10. April 2017 unter <http://www.luftwaffe.de/portal/a/luftwaffe/start/waff/jets>
- 64 Raspe, H.-H. (2012). Rückenschmerzen. [Themenheft]. *Gesundheitsberichterstattung des Bundes*, 53, RKI, Berlin.
- 65 Rintala, H., Häkkinen, A., Siitonen, S. & Kyröläinen, H. (2015). Relationships Between Physical Fitness, Demands of Flight Duty, and Musculoskeletal Symptoms Among Military Pilots. *Military Medicine*, 180 (12), 1233-1238.
- 66 Rückenkompass (Institut für Arbeitsmedizin, Sicherheitstechnik und Ergonomie e.V. (ASER), Initiative Neue Qualität der Arbeit, Hrsg.). (o.J.). *Fragebogen über Beschwerden am Bewegungsapparat (Nordischer Fragebogen)*. Zugriff am 10. November 2016 unter [http://www.rueckenkompass.de/download\\_files/doc/Fragen-Nordischer.pdf](http://www.rueckenkompass.de/download_files/doc/Fragen-Nordischer.pdf)
- 67 Schall, D.G. (1989). Non-ejection cervical spine injuries due to +Gz in high performance aircraft. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 60 (5), 445-456.
- 68 SCHNELL Trainingsgeräte GmbH (2014). *FPZ Systems - Geräteübersicht. HWS-Kombi-Maschine; HWS-Rotation*. Zugriff am 05. Mai 2016 unter [https://www.schnell-online.de/de/fpz/?product\\_search\[categories\]\[\]=2&product\\_search\[subcategories\]\[\]=22](https://www.schnell-online.de/de/fpz/?product_search[categories][]=2&product_search[subcategories][]=22)

- 69 Science on field GmbH (Hrsg.). (o.J.). Evoletics: Trainingsplanung für Sport und Therapie. Zugriff am 12. Oktober 2016 unter <https://www.evoletics.de/> (limitierter Zugriff)
- 70 Seng, K.-Y., Lam, P.-M. & Lee, V.-S. (2003). Acceleration effects on neck muscle strength: pilots vs. non-pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 74 (2), 164-168.
- 71 SKLZ EMEA GmbH (Hrsg.). (2017). *Trainingsgeräte*. Zugriff am 12. Oktober 2016 unter <https://www.sklz.de/de/performance/strength-power>
- 72 Sommerich, C.M., Joines, S.M.B., Hermans, V. & Moon, S.D. (2000). Use of surface electromyography to estimate neck muscle activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10 (6), 377-398.
- 73 Sousa, A.S.P. & Tavares, J.M.R.S (2012). Surface electromyographic amplitude normalization methods: A review. In H. Takada (Hrsg.), *Electromyography: New Developments, Procedures and Applications* (S. 85-102). Hauppauge New York: Nova Biomedical.
- 74 Sovelius, R., Oksa, J., Rintala, H., Huhtala, H., Ylinen, J.J. & Siitonen, S. (2006). Trampoline exercise vs. strength training to reduce neck strain in fighter pilots. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 77 (1), 20-25.
- 75 Stab Inspekteur der Luftwaffe. (2012). *Human Performance Enhancement (HPE) im fliegerischen Dienst der Bundeswehr*. Bonn: BMVg (limitierter Zugriff).
- 76 Strasser, H. & Ernst, J. (1992). Physiological cost of horizontal materials handling while seated. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 9 (4), 303-313.
- 77 Thalheimer, W. & Cook, S. (2002). How to calculate effect sizes from published research articles: A simplified methodology. Zugriff am 19. November 2018 unter [http://www.bwgriffin.com/gsu/courses/edur9131/content/Effect\\_Sizes\\_pdf5.pdf](http://www.bwgriffin.com/gsu/courses/edur9131/content/Effect_Sizes_pdf5.pdf)
- 78 Thoolen, S.J.J. & van den Oord, M.H.A.H. (2015). Modern Air Combat Developments and Their Influence on Neck and Back Pain in F-16 Pilots. *Aerospace Medicine and Human Performance*, 86 (11), 936-941.
- 79 Tortora, G.J. & Derrickson, B.H. (2006). *Anatomie und Physiologie*. Weinheim: WILEY-VCH GmbH & Co. KGaA.
- 80 United States Air Force (Hrsg.). (2016). *Fighter Aircrew Conditioning Program (FACP)*. Zugriff am 11. Dezember 2017 unter <http://static.e-publishing.af.mil/production/1/aetc/publication/aetci11-406/aetci11-406.pdf>
- 81 Vettel, S. (2015). *Offizielle Website Sebastian Vettel*. Zugriff am 10. Oktober 2018 unter <https://www.sebastianvettel.de/index.php/training>

- 
- 82 Wagstaff, A.S., Jahr, K.I. & Rodskier, S. (2012). +Gz-induced spinal symptoms in fighter pilots: operational and individual associated factors. *Aviation, Space, and Environmental Medicine*, 83 (11), 1092-1096.
- 83 Zimmermann, R. (Formel1.de, Hrsg.). (2017). *Hülkenberg: Vorbereitung auf neue Saison „so intensiv wie nie“*. Zugriff am 10. Oktober 2018 unter <https://www.formel1.de/news/news/2017-01-08/huelkenberg-vorbereitung-auf-neue-saison-so-intensiv-wie-nie>
- 84 Zinner, C. & Sperlich, B. (2016). *Marathon Running. Physiology, Psychology, Nutrition and Training Aspects*. Switzerland: Springer International Publishing.

## **9 ANLAGEN**

**Anlage 1 Trainingspläne in der Langfassung**

**Anlage 2 Trainingspläne in der Kurzfassung**

**Anlage 3 Fragebogen Pre-Post**

**Anlage 4 SPSS-Notationen und Parameterschätzungen der Ergebnisse**

## Anlage I: Trainingspläne in der Langfassung

### Trainingsplan

Trainer **Monika Rausch** Kunde Trainingsgruppe Studie

# evoletics®

## Trainingsplanung

### Allgemeine Angaben

**Beschreibung:** Trainingsphase 1 & 2  
**Phasen:** 1: 09.01.2017 – 15.02.2017  
 2: 15.02.-10.04.2017  
**Trainer:** Monika Rausch  
**Ziel:** Ganzheitliche Kräftigung & Verbesserung der Koordination mit Schwerpunkt der Hals-, Nacken- und Schultermuskulatur.  
**Frequenz:** 3 bis 4 mal pro Woche  
**Dauer:** 45 bis 60 Minuten pro Einheit.  
**Aufbau:** Jede Einheit besteht aus drei Teilen: **ALPHA:** Warm-Up und Mobilisation, **BRAVO:** Ganzheitliches funktionelles Krafttraining, **CHARLIE:** Verbesserung der Körperkernkraft.

### Ablauf

Das Trainingsprogramm ist darauf ausgelegt – bis auf die Teileinheit ALPHA - in Zirkeln durchgeführt zu werden. Die Teileinheit BRAVO setzt sich immer aus **4 Zirkeln mit 30 s Belastung – 10 s Pause** (zum Übungswechsel) zwischen den Übungen zusammen. Wenn ein Zirkel abgeschlossen ist, sind bis zu Beginn der nächsten Runde des Zirkels 30 s Pause angesetzt. Die Teileinheit CHARLIE setzt sich immer aus **3 Zirkeln mit 30 s Belastung und 10 s Pause** (zum Übungswechsel) zusammen. Eine Pause zwischen den Runden des Zirkels existiert hier nicht. Es bietet es sich an, die einzelnen Stationen vor Beginn des Trainings vorzubereiten, also beispielsweise das FTS (Functional Training System) bereits an der Tür zu befestigen usw.

### Intensität

Die Intensität bzw. das Gewicht sollte immer so gewählt werden, dass in diesen **30 s etwa 8-12 Wiederholungen** möglich sind. Danach soll sich der trainierte Bereich submaximal beansprucht fühlen. Sollte es mit einem Gerät zu leicht werden (bspw. zu geringer Widerstand beim ProBand), kann das Gerät gewechselt werden. Die Intensität ist beim Trainingsaufbau berücksichtigt und wird im Verlauf der Workouts und Trainingsphasen erhöht. Vorgesehen und wichtig ist, dass die drei Trainingsprogramme innerhalb einer Woche durchgeführt werden und möglichst auch die Reihenfolge eingehalten wird. Empfohlen wird ein Zwei-Tages Rhythmus, sodass ein optimales Verhältnis von Belastung und anschließender Regenerationszeit gewährleistet ist. 30 bis 35 Einheiten sind bis zum Posttest anzustreben. Sollte eine Einheit in der Woche ausfallen, können in der darauffolgenden Woche vier Einheiten durchgeführt werden. Im Krankheitsfall bitte beim Testleiter melden.

### Geräte

Das **Functional Training System (FTS)** setzt sich aus dem Door-Anker, Dual Handles und den Cables zusammen. Bei vielen Übungen wird es zusammen mit den **ProBands** und dem Nackentrainer genutzt. Wie die Geräte zusammengebaut werden, ist selbsterklärend, bei komplexen Übungen werden dazu Hinweise aufgeführt. Der **SandBag** kann beliebig gefüllt werden (Flaschen, Vogelsand, Steine etc.). Darauf achten, dass 8-12 Wdh. möglich sind.

Bei den **Gewichtsmanschetten** ist es wichtig, dass ggf. ein Band verwendet wird, um die Manschetten zu verlängern, damit sie um den Kopf passen.

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 1. Workout

### Material

Springseil, ProBands, Functional Training System (FTS), MedBall, Core Wheels, SuperSandBag (SSB), Gewichtsmanschetten, Matte

### ALPHA: Warm-Up und Mobilisation

#### 1 Seilspringen



Ausgangsposition: Wie vorgegeben.

Bewegungsablauf: Wie vorgegeben.

Endposition: Wie vorgegeben.

Notiz: Niedrige Intensität, mit Pausen so viele wie benötigt werden. Alternativ kann auch eine 10 minütige Erwärmung selbst gewählt werden.

Dauer: 10 Min  
Sätze: 1

#### 2 Armkreisen vorwärts und rückwärts



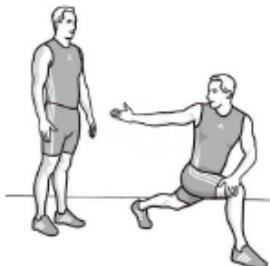
Ausgangsposition: Aufrechter Stand, Arme hängen seitlich am Körper, Blick nach vorn gerichtet.

Bewegungsablauf: Ausgangsposition einnehmen und Arme vorwärts und rückwärts kreisen.

Endposition: Wie Ausgangsposition.

Wdh.: 10 pro Seite  
Sätze: 1

#### 3 Ausfallschritt vorwärts mit Eindrehen des Rumpfes (einseitig)



Ausgangsposition: Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Arme befinden seitlich neben dem Rumpf, Blick ist nach vorn gerichtet.

Bewegungsablauf: Ausfallschrittkniebeuge gerade nach vorn ausführen, Bewegung abbremsen, gleichzeitig den Rumpf in Gegenrichtung um die Längsachse drehen und den Arm nach hinten führen. Rumpf und Beinachse stabilisieren, ggf. korrigieren.

Endposition: Kniegelenke max. 90° gebeugt. Das Kniegelenk des vorderen Beines befindet sich senkrecht über dem Sprunggelenk. Der hintere Fuß befindet sich am Boden, hinteres Knie ohne Bodenkontakt. Rumpf ist um die Körperlängsachse in Gegenrichtung rotiert. Eine Hand berührt das Kniegelenk, der andere Arm ist nach hinten oben gestreckt.

Wdh. 7 pro Seite  
Sätze: 1

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 1. Workout

### 4 Strecken und Beugen des Rumpfes



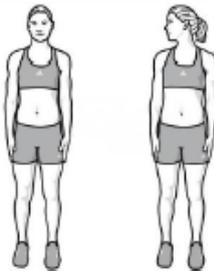
Wdh. 10  
Sätze 1

**Ausgangsposition:** Beine leicht geöffnet, Kniegelenke gestreckt, Füße parallel zueinander, Oberkörper aufrecht, Arme befinden sich seitlich neben dem Rumpf, Blick nach vorn gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Oberkörper so weit wie möglich nach vorn neigen, Hände/Arme in Richtung Boden führen.

**Endposition:** Oberkörper nach vorn in Richtung Boden abgesenkt, Wirbelsäule gebeugt (Flexion).

### 5 Langsames Kopfkreisen



Wdh. 7 pro Seite  
Sätze 1

**Ausgangsposition:** Beine etwas gebeugt und leicht geöffnet, Füße parallel zueinander, Oberkörper aufrecht, Arme befinden sich seitlich neben dem Rumpf. Der Blick ist nach vorn gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Kopf zur Seite drehen, Position halten. Kopf über die Mitte zur anderen Seite drehen. Dehnungsreiz: im Bereich HWS.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

### 6 Schultermobilität mit dem ProBand



Wdh. 10 pro Seite  
Sätze 1

**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Blick nach vorn gerichtet. Übershulterbreites Greifen des ProBands, Arme gestreckt, ProBand gespannt vor den Körper halten.

**Bewegungsablauf:** Führen des ProBands über den Kopf nach hinten bis zur Hüfte und über den Kopf wieder zurück in die Ausgangsposition. Arme bleiben gestreckt.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 1. Workout

### 7 Dynamisches seitliches Dehnen des Nackens



Wdh. 7 pro Seite  
Sätze 1

**Ausgangsposition:** Beidbeiniger Stand oder gerader Sitz auf einem Stuhl o.ä.. Arm wird seitlich über den Kopf geführt und oberhalb des Ohres abgelegt. Der andere Arm hängt seitlich neben dem Körper.

**Bewegungsablauf:** Langsam den Kopf seitlich in Richtung Schulter des über den Kopf geführten Armes ziehen. Kurz innehalten und die Seiten wechseln.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition, nur dass der Kopf seitlich in Richtung Schulter gezogen ist.

### BRAVO: Funktionelles Krafttraining

FÜR GENAUE ÜBUNGSAusFÜHRUNG SIEHE VIDEOS.

Dauer:

4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen,  
30 s Pause zwischen den Runden.

### 8 ProBand Squat Presses



Wdh. (8-12)  
Sätze 4  
Pause 10 s  
Dauer 30 s

**Ausgangsposition:** Füße schulterbreit auseinander, ProBand befindet sich gespannt unter den Füßen, Knie im 90° Winkel gebeugt, Hände befinden sich vor der Brust. Greifen des ProBands von Innen zwischen Daumen und Zeigefinger. Das ProBand formt einen Kreis um Füße, Knie, Ellenbogen und Hände.

**Bewegungsablauf:** Streckung der Knie, gleichzeitig Hüfte und Arme gegen den Widerstand des ProBands senkrecht nach oben strecken.

**Endposition:** Stand unverändert. Knie, Hüfte und Arme sind gestreckt.

**Notiz:** Auf die Knie achten, dass sie nicht nach innen knicken.

### 9 Bent Over Row



Wdh. (8-12)  
Sätze 4  
Pause 10 s  
Dauer 30 s

**Ausgangsposition:** Das FTS wird unter einer Türe o.ä. am Boden befestigt. Der Stand ist schulterbreit, die Knie sind leicht gebeugt, der Oberkörper ist nach vorne geneigt. Die Arme sind ausgestreckt und greifen die Griffe des FTS, welches bereits leicht auf Spannung gehalten wird.

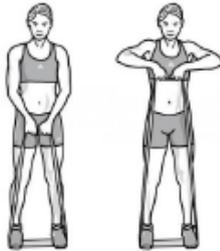
**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, zurückführen und beugen der Arme - möglichst nah am Körper gegen den Widerstand des FTS, sodass sich die Schulterblätter möglichst nah aneinander bewegen. Rumpf und Beine sind gespannt (fester Stand).

**Endposition:** Stand und Position des Rumpfes unverändert, Schulterblätter sind maximal aneinander, Arme gebeugt, Ellenbogen befinden sich nah am Körper.

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 1. Workout

### 10 ProBand High Pulls



**Ausgangsposition:** Füße schulterbreit auseinander, ProBand befindet sich gespannt unter den Füßen. Hände greifen das ProBand, Arme sind getreckt.

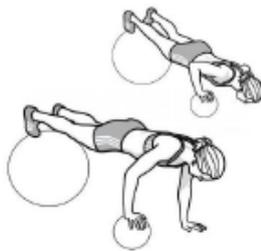
**Bewegungsablauf:** Füße stehen stabil, Körper ist gespannt, Ellenbogen zeigen nach außen vom Körper weg, Arme werden gebeugt und nach oben bis über die Brust geführt.

**Endposition:** ProBand ist gespannt. Ellenbogen zeigen nach außen vom Körper weg und befinden sich leicht über der Brust. Hände sind parallel zu den Füßen.

**Notiz:** Auf einen geraden Rücken achten.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30

### 11 MedBall Uneven Push Ups



**Ausgangsposition:** Stütz vorlings, Arme minimal gebeugt. Ein Arm befindet sich auf dem MedBall. Rumpf und Beine sind gestreckt, Blick zum Boden gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen und Spannung aufbauen. Arme beugen, gleichzeitig Rumpf in Richtung Boden führen. Links und rechts den Arm bzw. die Hand auf dem MedBall wechseln.

**Endposition:** Arme gebeugt, Oberkörper in Richtung Boden abgesenkt, Rumpf und Beine weiterhin in einer Linie.

**Notiz:** Dies ist die schwierigste Variante. Am Anfang bitte ohne den zusätzlichen Ball unter den Füßen durchführen.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 12 Neck Extension ProBand



**Ausgangsposition:** ProBand und Nackentrainer unten an einer Türe o.ä. befestigen. Der Stand ist schulterbreit, die Knie leicht gebeugt, der Oberkörper ist leicht nach vorne geneigt. Die Arme liegen locker auf den Oberschenkeln auf. Der Nacken ist leicht gebeugt.

**Bewegungsablauf:** Der Kopf wird gegen den Widerstand des ProBands gerade nach hinten geführt. Der Körper bleibt ansonsten stabil und gespannt. Achtung: Der Rumpf bewegt sich nicht mit. Es ist eine "nickende" Bewegung.

**Endposition:** Die Position der Beine und des Oberkörpers sind unverändert, der Nacken ist maximal nach hinten geneigt.

**Notiz:** Befestigung des ProBands und Nackentrainers: Das ProBand durch die Schlinge des Door-Ankers ziehen und durch eine eigene Schlinge im ProBand das Band in der Schlinge befestigen. Dann mit Hilfe der Karabinerhaken am Nackentrainer das ProBand dort befestigen und mittig vor die Wand/Tür stellen, sodass kein einseitiger Zug entsteht. Den Nackentrainer fest am Kopf befestigen.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 1. Workout

### 13 Mountain Climber



**Ausgangsposition:** Stützposition einnehmen, Oberkörper gespannt - "wie ein Brett" - nicht durchhängen.

**Bewegungsablauf:** Beine abwechselnd neben die Arme führen, Oberkörper bleibt dabei gespannt.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

**Notiz:** Die Übung in den Videos ist für Fortgeschrittene. Am Anfang bitte so wie auf dem Bild beschrieben ausführen.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 14 MedBall Over Head Swings



**Ausgangsposition:** Stand schulterbreit, Knie leicht gebeugt, Oberkörper nach vorne geneigt, Arme gestreckt. MedBall mit beiden Händen ca. auf Höhe der Knie halten.

**Bewegungsablauf:** MedBall von unten mit gestreckten Armen über den Kopf schwingen, dabei Streckung des Knie und Hüftgelenks und Aufrichten der Wirbelsäule. Darauf achten, dass die Knie bei der Kniebeuge nicht nach innen knicken.

**Endposition:** Stand schulterbreit. Knie, Hüfte, Rücken und Arme sind gestreckt. MedBall befindet sich senkrecht über dem Kopf.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 15 Neck Rotation



**Ausgangsposition:** Rückenlage, Schultern berühren den Boden, Kopf ist leicht angehoben, Blick senkrecht zur Decke. Die Gewichtsmanschette ist um den Kopf befestigt.

**Bewegungsablauf:** Drehen des Kopfes 90° nach rechts, Blick geht zur rechten Wand des Raumes, dann Drehen des Kopfes über die Ausgangsposition nach links. Gesamter Körper ist gespannt, unteren Rücken vom Gefühl her in den Boden drücken.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 1. Workout

### CHARLIE: Stabilisationstraining

Dauer: 3 Runden á 30 s Belastung, 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

#### 16 Plank



**Ausgangsposition:** Körper befindet sich bauchseits zum Boden. Unterarme sind gebeugt und liegen auf dem Boden auf. Fußspitzen befinden sich am Boden. Blick ist senkrecht zum Boden. Körper ist abgehoben und gespannt.

**Bewegungsablauf:** Körper wird in der Ausgangsposition gehalten und ist gespannt.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

**Notiz:** Auf einen geraden Rücken achten, nicht durchhängen, Körperspannung halten.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

#### 17 Side Plank



**Ausgangsposition:** Körper befindet sich seitwärts zum Boden. Ein Unterarm ist gebeugt und liegt auf dem Boden auf. Fußspitzen befinden sich am Boden. Blick ist senkrecht zur Wand. Körper ist abgehoben und gespannt.

**Bewegungsablauf:** Körper wird in der Ausgangsposition gehalten und ist gespannt.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

**Notiz:** Auf einen geraden Rücken achten, nicht durchhängen, Körperspannung halten. Jede Seite 30 s halten.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 2. Workout

### Material

Springseil, ProBands, Functional Training System (FTS), MedBall, Core Wheels, SuperSandBag (SSB), Gewichtsmanschetten, Matte

### ALPHA: Warm-Up und Mobilisation

#### 1 Seilspringen



**Ausgangsposition:** Wie vorgegeben.

**Bewegungsablauf:** Wie vorgegeben.

**Endposition:** Wie vorgegeben.

**Notiz:** Niedrige Intensität, mit Pausen so viele wie benötigt werden. Alternativ kann auch eine 10 minütige Erwärmung selbst gewählt werden.

Dauer: 10 Min  
Sätze: 1

#### 2 Schulter Push-Ups



**Ausgangsposition:** Vierfüßlerstand, Hüft- und Kniegelenke gebeugt, Beine etwas geöffnet, Arme befinden sich unterhalb Schultern, Blick zum Boden gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen und Spannung aufbauen, langsam und gleichmäßig im Wechsel das Becken aufrichten und kippen.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh.: 10  
Sätze: 1

#### 3 Aufschauender/ Abschauender Hund



**Ausgangsposition:** Füße und Hände berühren den Boden. Das Gesäß ist in die Luft gestreckt, als würde man ein "A" bilden.

**Bewegungsablauf:** Langsame fließende Bewegung des Kopfes durch die Arme, sodass eine Art "Rollbewegung" entsteht. Ins Hohlkreuz gehen, dabei den Kopf nach hinten-oben schieben, dass eine leichte Dehnung im Bauchbereich gespürt wird. Anschließend über eine Liegestützposition das Gesäß zur Decke strecken und das Gewicht auf Händen und Fußspitzen halten.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

**Notiz:** Auf eine fließende Bewegung achten.

Wdh. 10  
Sätze: 1

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 2. Workout

### 4 Rumpfrotation im Winkelsitz



**Ausgangsposition:** Gesäß hat Bodenkontakt. Ein Bein wird nach vorne gestreckt, ein Bein im 90°Winkel zur Seite gelegt, sodass sich beide Oberschenkel ebenfalls auf dem Boden befinden. Dann werden beide Knie gebeugt in eine Art "Hürdensitz".

**Bewegungsablauf:** Wenn sich das linke Bein vor dem Körper befindet, wird sich langsam über die linke Schulter in die entgegengesetzte Richtung gedreht. Wenn das rechte Bein vor dem Körper ist, entsprechend über die rechte Seite. Es soll eine Dehnung in der Hüfte sowie im Rückenbereich entstehen.

**Endposition:** Beine und Hüfte wie Ausgangsposition. Der Körper ist maximal in die entgegengesetzte Richtung gestreckt (siehe auch Videos).

Wdh.	5 pro Seite
Sätze	1

### 5 Seitliche Ausfallschritte



**Ausgangsposition:** Aufrechter Stand, Arme hängen seitwärts neben dem Körper. Körper ist gespannt.

**Bewegungsablauf:** Seitlicher großer Schritt in die Kniebeuge. Der Oberkörper ist leicht nach vorn geneigt. Beide Füße bleiben stabil auf dem Boden stehen. Darauf achten, dass das Knie nicht nach innen zeigt. Dies ist eine dynamische Übung, kein Verharren in der Kniebeuge, sondern mit Abdruck des gebeugten Beines zurück in die Ausgangsposition und die Bewegung zur anderen Seite wiederholen.

**Endposition:** Wie vorgegeben, aber ohne Zusatzgewicht.

Wdh.	7 pro Seite
Sätze	1

### 6 Rückschwingen der Arme im Stand



**Ausgangsposition:** Aufrechter Stand.

**Bewegungsablauf:** Arme werden mit Schwung von hinten nach oben über den Körper geführt. Beim Hochschwingen der Arme gleichzeitige Streckung des gesamten Körpers nach oben (auf Zehenspitzen stehen).

**Endposition:** Körper ist maximal gestreckt. Stand ist dabei auf Zehenspitzen.

Wdh.	10
Sätze	1

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 2. Workout

### 7 Schultermobilität mit dem ProBand



**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Blick nach vorn gerichtet. Übershulterbreites Greifen des ProBands, Arme gestreckt, Proband gespannt vor den Körper halten.

**Bewegungsablauf:** Führen des ProBands über den Kopf nach hinten bis zur Hüfte und über den Kopf wieder zurück in die Ausgangsposition. Arme bleiben gestreckt.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh.	10
Sätze	1

### BRAVO: Funktionelles Krafttraining

FÜR GENAUE ÜBUNGS AUSFÜHRUNG SIEHE VIDEOS.

Dauer:

4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen,  
30 s Pause zwischen den Runden.

### 8 Face Pulls FTS



**Ausgangsposition:** Das FTS wird unter einer Tür o.ä. am Boden befestigt. Der Stand ist schulterbreit, die Knie leicht gebeugt, der Oberkörper ist nach vorne geneigt. Die Arme sind ausgestreckt am FTS, welches bereits leicht auf Spannung gehalten wird.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, zurückführen und beugen der Arme in Richtung Gesicht. Ellenbogen zeigen dabei nach außen und die Hände befinden sich auf Augenhöhe. Nach kurzem "Innehalten" in dieser Position werden die Arme wieder langsam in die Ausgangsposition zurückgeführt. Rumpf und Beine sind gespannt (fester Stand).

**Endposition:** Ellenbogen zeigen nach außen, Hände in Höhe der Augen, Körper ist maximal gespannt.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 9 Push-Up Core Wheels



**Ausgangsposition:** Handstütz vorlings (Liegestütz). Hände befinden sich auf den Core Wheels. Rumpf und Beine gestreckt, Hände/Arme minimal nach innen gedreht, Ellenbogen etwas gebeugt, Blick zum Boden gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Rumpf stabilisieren, Arme beugen, gleichzeitig Rumpf/Becken in Richtung Boden führen, dann zurück in die Ausgangsposition.

**Endposition** Arme gebeugt, Oberarme dicht am Rumpf, Rumpf und Beine berühren nicht den Boden, Hände befinden sich auf den Core Wheels.

**Notiz:** Wer noch keinen Liegestütz schafft, bitte noch keine Core Wheels benutzen. Ansonsten die Push-Ups auf den Core Wheels durchführen (Siehe Videos).

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 2. Workout

### 10 Front Lunges SSB



**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Blick nach vorn gerichtet. SSB vor der Brust in den Ellenbogenbeugen ablegen und von unten durch die Schlaufen greifen. Handflächen zeigen nach vorne.

**Bewegungsablauf:** Ausfallschrittkniebeuge gerade nach vorne ausführen. Rumpf und Beinachse stabilisieren, ggf. korrigieren. Danach mit Abdruck wieder in den Stand zurückkehren. Darauf achten, dass das Knie stabil bleibt.

**Endposition:** Kniegelenke max. 90° gebeugt, das Kniegelenk des vorderen Beines befindet sich senkrecht über dem Sprunggelenk. Das hintere Knie ohne Bodenkontakt. Oberkörper aufrecht und gerade nach vorne ausgerichtet.

**Notiz:** Bitte den Sandsack so befüllen, dass 8-12 Wdh möglich sind.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30

### 11 High Pulls SSB



**Ausgangsposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel zueinander, Oberkörper aufrecht. SSB wird an den ausgestreckten Armen vor der Hüfte gehalten, Handflächen zeigen nach innen, Blick ist nach vorn gerichtet.

**Bewegungsablauf:** SSB wird von der Ausgangsposition senkrecht nach oben vor die Brust gehoben. Rumpf und Beine bleiben dabei gespannt und stabil. Die Ellenbogen zeigen nach außen.

**Endposition:** Stand unverändert, Ellenbogen erreichen die Höhe der Schulterachse und Schultern sind leicht nach außen rotiert. SSB befindet sich auf Höhe der Brust.

**Notiz:** Bitte den Sandsack so befüllen, dass (8-12) Wiederholungen möglich sind.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 12 Squat to Press MedBall



**Ausgangsposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Hüfte und Knie gestreckt, Oberkörper aufrecht. MedBall wird unter dem Kinn gehalten, Ellenbogen nah am Körper, Blick gerade nach vorne gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Kniebeuge aus der Hüfte einleiten und in die Knie gehen, Wirbelsäule bleibt in ihrer natürlichen Position, Knie gehen nicht über die Zehenspitzen hinaus. Nach Erreichen des tiefsten Punktes, Knie und Hüfte strecken und den MedBall mit den Armen senkrecht nach oben über den Kopf strecken.

**Endposition:** Der Stand und die Position des Oberkörpers sind zur Ausgangsposition unverändert. Die Arme befinden sich gestreckt über dem Kopf und halten dort den MedBall.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 2. Workout

### 13 Upper Body Rotation links



**Ausgangsposition:** FTS unter einer Türe o.Ä. befestigt. Körperachse im 90° Winkel zur Tür, Füße parallel, Beine schulterbreit, Oberkörper zum Anker (Türe) rotiert. Arme ausgestreckt am FTS auf Höhe der Hüfte, FTS bereits leicht auf Spannung.

**Bewegungsablauf:** Gegen den Widerstand des FTS den Oberkörper rotieren, die Arme gehen auf die ankerferne Seite schräg nach oben. Beine und Hüfte bleiben stabil.

**Endposition:** Füße parallel, Beine schulterbreit, Oberkörper vom Anker weg rotiert, Arme ausgestreckt am FTS auf Höhe des Kopfes, FTS auf Spannung.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 14 Upper Body Rotation rechts



**Ausgangsposition:** FTS unter einer Türe o.Ä. befestigt. Körperachse im 90° Winkel zur Tür, Füße parallel, Beine schulterbreit, Oberkörper zum Anker (Türe) rotiert. Arme ausgestreckt am FTS auf Höhe der Hüfte, FTS bereits leicht auf Spannung.

**Bewegungsablauf:** Gegen den Widerstand des FTS den Oberkörper rotieren, die Arme gehen auf die ankerferne Seite schräg nach oben. Beine und Hüfte bleiben stabil.

**Endposition:** Füße parallel, Beine schulterbreit, Oberkörper vom Anker weg rotiert, Arme ausgestreckt am FTS auf Höhe des Kopfes, FTS auf Spannung.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 15 Neck Flexion



**Ausgangsposition:** Sitzende Position rückwärts zum Door Anker oder zu einer anderen Befestigung des Probands. Die Beine sind gestreckt, Arme stützen sich nach hinten ab und der Kopf ist nach hinten geneigt.

**Bewegungsablauf:** Beugen des Nackens nach vorne gegen den Widerstand des Probands, restlicher Körper bleibt gespannt und bewegt sich nicht.

**Endposition:** Körperposition unverändert, Nacken maximal gebeugt.

**Notiz:** Dies ist eine "nickende Bewegung". Der Oberkörper bewegt sich dabei nicht mit nach vorne. Das Proband ist am Neck Trainer befestigt, der fest um den Kopf gelegt ist.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 2. Workout

### 16 Med Ball Slams



**Ausgangsposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Knie leicht gebeugt, Hüfte leicht gebeugt, Arme befinden sich mit MedBall gestreckt über dem Kopf.

**Bewegungsablauf:** MedBall mit gestreckten Armen nach unten schleudern und loslassen, dass er gegen den Boden prellt und wieder nach oben in die Hände springt. Beine und Oberkörper bleiben aufrecht und stabil.

**Endposition:** Stand und Oberkörper unverändert zur Ausgangsposition. Arme auf Hüfthöhe, MedBall aufgefangen.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 17 Neck Rotation



**Ausgangsposition:** Rückenlage, Schultern berühren den Boden, Kopf ist leicht angehoben, Blick senkrecht zur Decke. Die Gewichtsmanschette ist um den Kopf befestigt.

**Bewegungsablauf:** Drehen des Kopfes 90° nach rechts, Blick geht zur rechten Wand des Raumes, dann Drehen des Kopfes über die Ausgangsposition nach links. Gesamter Körper ist gespannt, unteren Rücken vom Gefühl her in den Boden drücken.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### CHARLIE: Stabilisationstraining

Dauer: 3 Runden á 30 s Belastung, 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

### 18 Side Plank rechts und links



**Ausgangsposition:** Körper befindet sich seitwärts zum Boden. Ein Unterarm ist gebeugt und liegt auf dem Boden auf. Fußspitzen befinden sich am Boden. Blick ist senkrecht zur Wand. Körper ist abgehoben und gespannt.

**Bewegungsablauf:** Körper wird in der Ausgangsposition gehalten und ist gespannt.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

**Notiz:** Auf einen geraden Rücken achten, nicht durchhängen, Körperspannung halten. Jede Seite 30 s halten.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 2. Workout

### 19 Roll Outs Core Wheels



**Ausgangsposition:** "Vierfüßlerstand" vorlings, Hände umfassen die CoreWheels, Schultern befinden sich auf Höhe der Hände, Blick ist nach unten gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen und Spannung aufbauen. Auf den Core Wheels nach vorne rollen und Arme und Beine so weit wie möglich strecken. Becken/Rumpf in Richtung Boden absenken, Schultern/Rumpf stabilisieren, dann zurück in die Ausgangsposition.

**Endposition:** Arme und Beine so weit wie möglich gestreckt, Rumpf/Core Wheels nach vorn geschoben, Becken/Rumpf in Richtung Boden abgesenkt.

**Notiz:** Achtung: Es rollen nicht nur die Arme nach vorne, sondern gleichzeitig wird auch die Hüfte "in den Boden geschoben" Das ist wichtig.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 3. Workout

### Material

Springseil, ProBands, Functional Training System (FTS), MedBall, SuperSandBag (SSB), Gewichtsmanschetten, Matte

### ALPHA: Warm-Up und Mobilisation

#### 1 Seilspringen



Ausgangsposition: Wie vorgegeben.

Bewegungsablauf: Wie vorgegeben.

Endposition: Wie vorgegeben.

Notiz: Niedrige Intensität, mit Pausen so viele wie benötigt werden. Alternativ kann auch eine 10 minütige Erwärmung selbst gewählt werden.

Dauer: 10 Min  
Sätze: 1

#### 2 Reverse Butterfly Proband



Ausgangsposition: Beine hüftbreit auseinander und leicht gebeugt. Oberkörper aufrecht, Arme nach vorn geführt, Ellenbogen minimal gebeugt, die Hände halten das ProBand, Blick nach vorn gerichtet.

Bewegungsablauf: Ausgangsposition einnehmen und Spannung aufbauen. Arme auf Schulterhöhe gegen den Widerstand des ProBands nach außen führen. Schulterblätter aktiv zur Wirbelsäule drücken. Position halten.

Endposition: Arme auf Schulterhöhe nach außen geführt.

Wdh.: 10  
Sätze: 1

#### 3 Schulterrotation mit dem ProBand



Ausgangsposition: Beine Hüftbreit auseinander, Füße parallel, Oberkörper aufrecht, Blick nach vorne gerichtet. nicht-übender-Arm fixiert das ProBand seitlich am Oberschenkel. Ellenbogen des übenden Armes im 90° Winkel in Verlängerung zur Schulter. Hand des übenden Arms befindet sich in Kopfhöhe und greift das andere Ende des ProBands.

Bewegungsablauf: Außenrotation in der Schulter, Faust dreht von vorne nach oben gegen den Widerstand des ProBands, der Rest des Körpers bleibt gespannt.

Endposition: Übender-Arm ist nach außenrotiert. Ellenbogen, Schulterwinkel und Position des restlichen Körpers ist zur Ausgangsposition unverändert.

Wdh. 2x5 pro Seite  
Sätze: 1

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 3. Workout

### 4 Langsame Kniebeuge



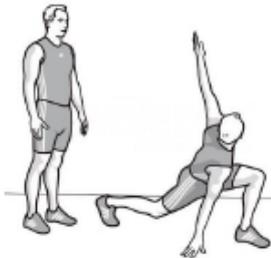
**Ausgangsposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Hüfte und Knie gestreckt, Oberkörper aufrecht.

**Bewegungsablauf:** Langsame Kniebeuge aus der Hüfte einleiten und in die Knie gehen. Wirbelsäule bleibt in ihrer natürlichen Position, Knie gehen nicht über die Zehenspitzen hinaus. Nach Erreichen des tiefsten Punktes, langsam Knie und Hüfte wieder strecken.

**Endposition:** Der Stand und die Position des Oberkörpers sind zur Ausgangsposition unverändert.

Wdh.	10
Sätze	1

### 5 Ausfallschritt mit Aufdrehen des Rumpfes



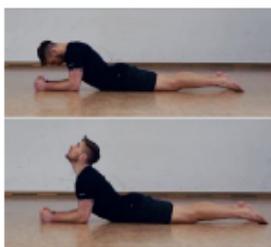
**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Arme seitlich neben dem Rumpf, Blick nach vorn gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausfallschrittkniebeuge gerade nach vorn ausführen, Bewegung abbremsen, gleichzeitig den Rumpf in Gegenrichtung um die Längsachse drehen und den Arm nach hinten führen. Rumpf und Beinachse stabilisieren, ggf. korrigieren.

**Endposition:** Kniegelenke max. 90° gebeugt. Das vordere Bein befindet sich senkrecht über dem Sprunggelenk. Das hintere Knie hat keinen Bodenkontakt, Rumpf ist um die Körperlängsachse in Gegenrichtung rotiert. Der Arm von der Seite des hinteren Knies befindet sich neben dem vorderen Bein, der andere Arm ist nach hinten oben gestreckt.

Wdh.	7 pro Seite
Sätze	1

### 6 Kopfstrecken



**Ausgangsposition:** Bauchlage (Hüfte und Beine sind am Boden), Unterarmstütz, Körper ist entspannt, Kopf schaut zum Boden.

**Bewegungsablauf:** Leichte Körperspannung aufbauen, Kopf und Oberkörper nach hinten-oben strecken (leicht ins Holkreuz gehen) und eine Dehnung im Brust sowie im Halswirbelbereich spüren. Unterarme stützen den Körper am Boden.

**Endposition:** Kopf ist maximal nach hinten-oben gestreckt, Beine und Hüfte am Boden, Unterarme stützen den Körper.

Wdh.	10
Sätze	1

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 3. Workout

### BRAVO: Funktionelles Krafttraining

FÜR GENAUE ÜBUNGSAusFÜHRUNG SIEHE VIDEOS.

Dauer:

4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen,  
30 s Pause zwischen den Runden.

#### 7 Reverse Butterfly ProBand



**Ausgangsposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Knie leicht gebeugt, Oberkörper 90° nach vorne gebeugt, Blick zum Boden. Arme 90° zum Oberkörper Richtung Boden gestreckt. Die Arme fassen das ProBand etwas breiter als schulterbreit.

**Bewegungsablauf:** Arme seitlich gerade nach oben führen, Ellenbogen bleiben gestreckt, Oberkörper und Beine bleiben stabil.

**Endposition:** Oberkörper und Beine unverändert zur Ausgangsposition. Arme seitlich vom Oberkörper gestreckt, Rücken und Arme bilden eine Fläche, ProBand ist gespannt.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

#### 8 Shoulder to Shoulder Press SSB



**Ausgangsposition:** Schulterbreiter Stand, SSB befindet sich auf der Schulter und wird mit beiden Händen festgehalten. Körper ist gespannt, Rücken ist gerade.

**Bewegungsablauf:** SSB wird nach oben über den Kopf gedrückt, kurz gehalten und auf die andere Schulterseite zurückgeführt.

**Endposition:** SSB befindet sich auf der anderen Schulterseite, ansonsten wie Ausgangsposition.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

#### 9 Front Lunges Rotation MedBall



**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Blick nach vorn gerichtet. MedBall wird mit beiden Händen vor dem Körper gehalten.

**Bewegungsablauf:** Ausfallschrittkniebeuge gerade nach vorne ausführen. Rumpf und Beinachse stabilisieren, ggf. korrigieren. Sobald diese Position erreicht ist, den Rumpf mit dem MedBall über die Seite des gebeugten Beines drehen, kurz innehalten und über die Mitte wieder zurück in die Ausgangsposition drehen. Dann die Seiten wechseln.

**Endposition:** Kniegelenke max. 90° gebeugt. Das vordere Bein befindet sich senkrecht über dem Sprunggelenk. Das hintere Knie hat keinen Bodenkontakt, Oberkörper ist über die Seite des gebeugten Knies gedreht.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 3. Workout

### 10 Neck Lateral Flexion



**Ausgangsposition:** Beine etwas gebeugt und leicht geöffnet, Füße parallel zueinander, Oberkörper aufrecht. Die Arme befinden sich seitlich am Rumpf, Blick nach vorn gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Linke Hand an die linke Seite des Kopfes führen und sanft gegen den Kopf drücken. Mit der Nacken-/Halsmuskulatur gegen den Druck der Hand Widerstand aufbringen. Danach die Seiten wechseln und das gleiche mit der rechten Hand durchführen.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 11 Deadlifts to Pull ProBand



**Ausgangsposition:** Mit dem ProBand drei Schlaufen legen. In jeweils eine mit den Füßen steigen, die Dritte mit beiden Händen greifen. Beine schulterbreit, Füße parallel, Knie und Hüfte gebeugt, Arme nach unten gestreckt, Handflächen zeigen zum Körper, ProBand leicht auf Spannung, Blick nach vorne.

**Bewegungsablauf:** Knie und Hüfte gegen den Widerstand des ProBands strecken, Arme bleiben dabei gestreckt. Nachdem Hüfte und Knie gestreckt wurden, ziehen die Arme das ProBand weiter senkrecht nah am Körper nach oben bis vor die Brust (wenn möglich, bis unter das Kinn). Ellenbogen zeigen dabei nach außen-oben.

**Endposition:** Stand unverändert, Knie und Hüfte gestreckt, Ellenbogen erreichen die Höhe des Kopfes, Schultern sind leicht außenrotiert, Hände sind auf Höhe der Brust.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 12 Wood Choppers MedBall links



**Ausgangsposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Oberkörper aufrecht, MedBall mit gestreckten Armen seitlich des Körpers auf Höhe der Knie halten, Blickrichtung geht zur Seite des MedBalls.

**Bewegungsablauf:** Oberkörper rotieren, dabei wird der MedBall zügig auf die andere Seite nach schräg - oben geschwungen. Beine und Hüfte bleiben stabil.

**Endposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Oberkörper aufrecht. MedBall befindet sich an gestreckten Armen seitlich des Körpers (deutlich über dem Kopf).

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 3. Workout

### 13 Wood Choppers MedBall rechts



**Ausgangsposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Oberkörper aufrecht, MedBall mit gestreckten Armen seitlich des Körpers auf Höhe der Knie halten, Blickrichtung geht zur Seite des MedBalls.

**Bewegungsablauf:** Oberkörper rotieren, dabei wird der MedBall zügig auf die andere Seite nach schräg - oben geschwungen. Beine und Hüfte bleiben stabil.

**Endposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Oberkörper aufrecht. MedBall befindet sich an gestreckten Armen seitlich des Körpers (deutlich über dem Kopf).

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 14 Back Squats SSB



**Ausgangsposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Oberkörper aufrecht, SSB liegt im Nacken, Hände fixieren an den seitlichen Schlaufen den SSB.

**Bewegungsablauf:** Kniebeuge aus der Hüfte einleiten und in die Knie gehen, die Wirbelsäule bleibt in ihrer natürlichen Position. Nach Erreichen des tiefsten Punktes, Knie und Hüfte strecken und zurück in die Ausgangsposition bewegen.

**Endposition:** Beine schulterbreit, Füße leicht nach außen rotiert, Knie in etwa im 90°-Winkel, Hüfte gebeugt, SSB liegt im Nacken. Die Hände fixieren mit den seitlichen Schlaufen den SSB.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 15 Neck Rotation



**Ausgangsposition:** Rückenlage, Schultern berühren den Boden, Kopf ist leicht angehoben, Blick senkrecht zur Decke. Die Gewichtsmanschette ist um den Kopf befestigt.

**Bewegungsablauf:** Drehen des Kopfes 90° nach rechts, Blick geht zur rechten Wand des Raumes, dann Drehen des Kopfes über die Ausgangsposition nach links. Gesamter Körper ist gespannt, unteren Rücken vom Gefühl her in den Boden drücken.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 3. Workout

### CHARLIE: Stabilisationstraining

Dauer: 3 Runden á 30 s Belastung, 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

#### 16 Plank

**Ausgangsposition:** Körper befindet sich bauchseits zum Boden. Unterarme sind gebeugt und liegen auf dem Boden auf. Fußspitzen befinden sich am Boden. Blick ist senkrecht zum Boden. Körper ist abgehoben und gespannt.

**Bewegungsablauf:** Körper wird in der Ausgangsposition gehalten und ist gespannt.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

**Notiz:** Auf einen geraden Rücken achten, nicht durchhängen, Körperspannung halten.



Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

#### 17 MedBall Twist



**Ausgangsposition:** Sitzend, Knie leicht angewinkelt, Füße berühren den Boden. Der Oberkörper ist leicht zurückgelehnt. MedBall mit beiden Händen über der Hüfte halten, Blick gerade nach vorne gerichtet, Körper gespannt.

**Bewegungsablauf:** MedBall durch Oberkörperrotation nach links oder rechts führen. Der MedBall berührt kurz den Boden. Anschließend wird zur anderen Seite über die Ausgangsposition hinaus rotiert. Die Beine bewegen sich nicht.

**Endposition:** Sitzend, Knie leicht angewinkelt, Füße berühren den Boden, der Oberkörper ist leicht zurückgelehnt. Der MedBall wird mit beiden Händen seitlich neben der Hüfte gehalten und hat leichten Bodenkontakt. Der Oberkörper ist zur Seite des MedBalls eingedreht.

**Notiz:** Der Körper ist dabei so weit zurückgelehnt, dass der Bauch fest angespannt ist.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

#### 18 Hips Up MedBall



**Ausgangsposition:** Rückenlage, Oberer Rücken und Kopf sind auf dem Boden abgelegt. Die Hüfte ist leicht angehoben, Füße befinden sich auf dem MedBall.

**Bewegungsablauf:** Die Hüfte wird gestreckt, sodass der Oberkörper mit den Oberschenkeln eine gerade Linie bildet. Die Spannung wird am obersten Punkt für eine s gehalten, bevor wieder in die Ausgangsposition zurückgekehrt wird.

**Endposition:** Schulterblätter berühren den Boden, Hüfte ist gestreckt, Füße befinden sich auf dem MedBall, Körper ist gespannt.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 1. Workout

### Material

Springseil, ProBands, Functional Training System (FTS), MedBall, Nackentrainer, SuperSandBag (SSB), Gewichtsmanschetten, Matte

### ALPHA: Warm-Up und Mobilisation

#### 1 Seilspringen



**Ausgangsposition:** Wie vorgegeben.

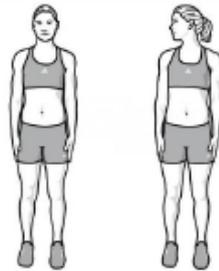
**Bewegungsablauf:** Wie vorgegeben.

**Endposition:** Wie vorgegeben.

**Notiz:** Niedrige Intensität, mit Pausen so viele wie benötigt werden. Alternativ kann auch eine 10 minütige Erwärmung selbst gewählt werden.

Dauer: 10 Min  
Sätze: 1

#### 2 Langsames Kopfkreisen



**Ausgangsposition:** Beine etwas gebeugt und leicht geöffnet, Füße parallel zueinander, Oberkörper aufrecht, Arme gestreckt am Rumpf, Blick ist nach vorn gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Kopf zur Seite drehen, Position halten. Kopf über die Mitte zur anderen Seite drehen.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh. 7 pro Seite  
Sätze 1

#### 3 Kopf dynamisch nach vorne ziehen



**Ausgangsposition:** Stand schulterbreit, Füße parallel, Kopf leicht nach vorne gebeugt. Hände greifen den Kopf von beiden Seiten.

**Bewegungsablauf:** Ziehen des Kopfes nach vorne, das Kinn Richtung Brust bringen.

**Endposition:** Stand schulterbreit, Füße parallel, Kopf maximal nach vorne gebeugt. Hände greifen den Kopf von beiden Seiten.

Wdh. 10  
Sätze: 1

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 1. Workout

### 4 Kopfstrecken



**Ausgangsposition:** Bauchlage (Hüfte und Beine sind am Boden), Unterarmstütz, Körper ist entspannt, Kopf schaut zum Boden.

**Bewegungsablauf:** Leichte Körperspannung aufbauen, Kopf und Oberkörper nach hinten-oben strecken (leicht ins Hohlkreuz gehen) und eine Dehnung im Brust sowie im Halswirbelbereich spüren. Unterarme stützen den Körper am Boden.

**Endposition:** Kopf ist maximal nach hinten-oben gestreckt, Beine und Hüfte am Boden, Unterarme stützen den Körper.

Wdh. 10  
Sätze 1

### 5 Hüftkreisen



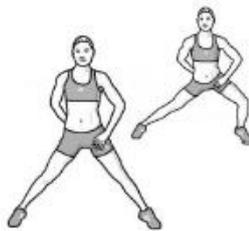
**Ausgangsposition:** Füße parallel, Stand hüftbreit, Hände in der Hüfte abgestützt.

**Bewegungsablauf:** Hüfte dynamisch kreisen.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh. 7 pro Seite  
Sätze 1

### 6 Seitliche Ausfallschritte



**Ausgangsposition:** Beine gegrätscht, Füße parallel zueinander. Das zu dehnende Bein gestreckt, das andere (Standbein) etwas gebeugt. Oberkörper aufrecht, Hände in die Seiten gestützt, Blick nach vorn gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Körperschwerpunkt auf die nicht zu dehnende Seite verlagern, Kniegelenk beugen und nach vorn schieben. Becken/Rumpf in Richtung gebeugtes Bein schieben.

**Endposition:** Das Standbein stärker gebeugt, das Knie nach vorn geschoben. Rumpf/Körperschwerpunkt über dem gebeugten Bein.

Wdh. 7 pro Seite  
Sätze 1

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 1. Workout

### 7 Schultermobilität mit dem ProBand



**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Blick nach vorn gerichtet. Überschulterbreites Greifen des ProBands, Arme gestreckt, Proband gespannt vor den Körper halten.

**Bewegungsablauf:** Führen des ProBands über den Kopf nach hinten bis zur Hüfte und über den Kopf wieder zurück in die Ausgangsposition. Arme bleiben gestreckt.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh.	10
Sätze	1

### BRAVO: Funktionelles Krafttraining

FÜR GENAUE ÜBUNGS AUSFÜHRUNG SIEHE VIDEOS.

Dauer:

4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen,  
30 s Pause zwischen den Runden.

### 8 Back Extension Row FTS



**Ausgangsposition:** Das FTS wird unter einer Tür o.ä. am Boden befestigt. Der Stand ist schulterbreit, die Knie leicht gebeugt, der Oberkörper nach vorne geneigt. Die Arme sind ausgestreckt am FTS, welches bereits leicht auf Spannung gehalten wird.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen. Vor dem Zurückführen und Beugen der Arme den Rücken und die Hüfte strecken. Wenn Hüfte gestreckt, Arme - möglichst nah am Körper - gegen den Widerstand des FTS beugen, sodass sich die Schulterblätter möglichst nah aneinander bewegen. Rumpf und Beine sind gespannt (fester Stand).

**Endposition:** Stand und Position des Rumpfes unverändert, Schulterblätter sind maximal aneinander. Arme gebeugt, Ellenbogen nah am Körper.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 9 Push-Ups MedBall



**Ausgangsposition:** Handstütz vorlings (Liegestütz). Rumpf und Beine gestreckt, Hände/Arme minimal nach innen gedreht, Ellenbogen etwas gebeugt, Blick zum Boden gerichtet. Die Füße befinden sich auf dem MedBall.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Rumpf stabilisieren, Arme beugen, gleichzeitig Rumpf/Becken in Richtung Boden führen, dann zurück in die Ausgangsposition.

**Endposition:** Arme gebeugt, Oberarme dicht am Rumpf, Rumpf und Beine berühren nicht den Boden. Die Füße befinden sich auf dem MedBall.

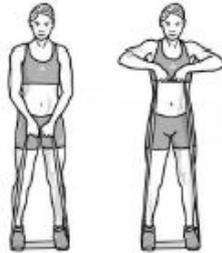
**Notiz:** Wer noch keinen Liegestütz schafft, bitte die Beine noch nicht auf den MedBall legen.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 1. Workout

### 10 ProBand High Pulls



**Ausgangsposition:** Füße schulterbreit auseinander, ProBand befindet sich gespannt unter den Füßen. Hände greifen das ProBand, Arme sind getreckt.

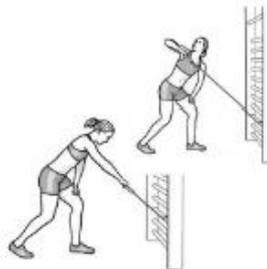
**Bewegungsablauf:** Füße stehen stabil, Körper ist gespannt, Ellenbogen zeigen nach außen vom Körper weg, Arme werden gebeugt und nach oben bis über die Brust geführt.

**Endposition:** ProBand ist gespannt. Ellenbogen zeigen nach außen vom Körper weg und befinden sich leicht über der Brust. Hände sind parallel zu den Füßen.

**Notiz:** Auf einen geraden Rücken achten.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30

### 11 Bent over Row (rotate) rechts



**Ausgangsposition:** Körper frontal zur Sprossenwand (o.ä.), Beine hüftbreit auseinander, Schrittstellung, Körperschwerpunkt über dem vorderen Bein, Füße parallel zueinander, Oberkörper vorgeneigt. Aktiver Arm gestreckt nach vorn, Ellenbogen etwas gebeugt, Handrücken zeigt zur Decke, Blick nach vorn unten gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Rumpf vorneigen und stabilisieren. Arm beugen, Hand in Richtung Schulter ziehen bis sich der Ellenbogen auf Höhe der Schulter befindet. Handrücken zeigt nach oben. Gleichzeitig Rumpf um die Körperlängsachse drehen, Kopf folgt Ellenbogen/Hand, dann zurück in die Ausgangsposition.

**Endposition:** Ellenbogen gebeugt, Arm auf Schulterhöhe. Schulter/Schulterblatt nach hinten gedrückt. Rumpf und Kopf um Körperlängsachse nach hinten rotiert (seitengleich aktiver Arm). Blick über die Schulter nach hinten gerichtet, Ausgangsposition ansonsten beibehalten.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 12 Neck Extension Neck Trainer



**Ausgangsposition:** Stand hüftbreit, Füße parallel, Knie leicht gebeugt, Hüfte leicht gebeugt, Oberkörper leicht nach vorne gerichtet. Arme stützen auf den Knien ab, Kopf leicht nach unten gebeugt. Der SSB ist mit dem Neck Trainer am Kopf befestigt und hängt vor dem Körper.

**Bewegungsablauf:** Führen des Kopfes - durch Strecken des Nackens gegen den Widerstand des SSB - nach oben.

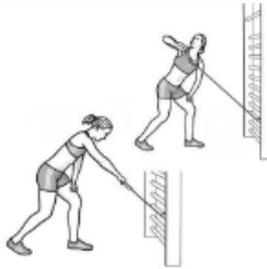
**Endposition:** Wie Ausgangsposition aber Nacken ist maximal gestreckt.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 1. Workout

### 13 Bent over Row (rotate) links



**Ausgangsposition:** Körper frontal zur Sprossenwand (o.ä.), Beine hüftbreit auseinander, Schrittstellung, Körperschwerpunkt über dem vorderen Bein, Füße parallel zueinander, Oberkörper vorgeneigt. Aktiver Arm gestreckt nach vorn, Ellenbogen etwas gebeugt, Handrücken zeigt zur Decke, Blick nach vorn unten gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Rumpf vorneigen und stabilisieren. Arm beugen, Hand in Richtung Schulter ziehen bis sich der Ellenbogen auf Höhe der Schulter befindet. Handrücken zeigt nach oben. Gleichzeitig Rumpf um die Körperlängsachse drehen, Kopf folgt Ellenbogen/Hand, dann zurück in die Ausgangsposition.

**Endposition:** Ellenbogen gebeugt, Arm auf Schulterhöhe. Schulter/Schulterblatt nach hinten gedrückt. Rumpf und Kopf um Körperlängsachse nach hinten rotiert (seitengleich aktiver Arm). Blick über die Schulter nach hinten gerichtet, Ausgangsposition ansonsten beibehalten.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 14 Front Lunges Rotation MedBall



**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Blick nach vorn gerichtet. MedBall wird mit beiden Händen vor dem Körper gehalten.

**Bewegungsablauf:** Ausfallschrittkniebeuge gerade nach vorne ausführen. Rumpf und Beinachse stabilisieren, ggf. korrigieren. Sobald diese Position erreicht ist, den Rumpf mit dem MedBall über die Seite des gebeugten Beines drehen, kurz inne halten und über die Mitte wieder zurück in die Ausgangsposition drehen. Dann die Seiten wechseln.

**Endposition:** Kniegelenke max. 90° gebeugt. Das vordere Bein befindet sich senkrecht über dem Sprunggelenk. Das hintere Knie hat keinen Bodenkontakt, Oberkörper ist über die Seite des gebeugten Knies gedreht.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 15 Neck Rotation



**Ausgangsposition:** Rückenlage, Schultern berühren den Boden, Kopf ist leicht angehoben, Blick senkrecht zur Decke. Die Gewichtsmanschette ist um den Kopf befestigt.

**Bewegungsablauf:** Drehen des Kopfes 90° nach rechts, Blick geht zur rechten Wand des Raumes, dann Drehen des Kopfes über die Ausgangsposition nach links. Gesamter Körper ist gespannt, unteren Rücken vom Gefühl her in den Boden drücken.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 1. Workout

### 16 Squat to Press MedBall



**Ausgangsposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Hüfte und Knie gestreckt, Oberkörper aufrecht. Der MedBall wird unter dem Kinn gehalten, Ellenbogen nah am Körper, Blick gerade nach vorne.

**Bewegungsablauf:** Kniebeuge aus der Hüfte einleiten und in die Knie gehen. Wirbelsäule bleibt in ihrer natürlichen Position, Knie gehen nicht über die Zehenspitzen hinaus. Nach Erreichen des tiefsten Punktes, Knie und Hüfte strecken und den MedBall mit den Armen senkrecht nach oben über den Kopf strecken.

**Endposition:** Der Stand und die Position des Oberkörpers sind zur Ausgangsposition unverändert, die Arme sind gestreckt über dem Kopf und halten dort den MedBall.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### CHARLIE: Stabilisationstraining

Dauer: 3 Runden á 30 s Belastung, 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

### 17 MedBall Twist



**Ausgangsposition:** Sitzend, Knie leicht angewinkelt, Füße berühren den Boden. Der Oberkörper ist leicht zurückgelehnt. MedBall mit beiden Händen über der Hüfte halten, Blick gerade nach vorne gerichtet, Körper gespannt.

**Bewegungsablauf:** MedBall durch Oberkörperrotation nach links oder rechts führen. Der MedBall berührt kurz den Boden. Anschließend wird zur anderen Seite über die Ausgangsposition hinaus rotiert. Die Beine bewegen sich nicht.

**Endposition:** Sitzend, Knie leicht angewinkelt, Füße berühren den Boden, der Oberkörper ist leicht zurückgelehnt. Der MedBall wird mit beiden Händen seitlich neben der Hüfte gehalten und hat leichten Bodenkontakt. Der Oberkörper ist zur Seite des MedBalls eingedreht.

**Notiz:** Der Körper ist dabei so weit zurückgelehnt, dass der Bauch fest angespannt ist.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 18 Low Plank to High Plank



**Ausgangsposition:** Liegestützposition (Highplank).

**Bewegungsablauf:** Aufeinanderfolgendes Ablegen aufzuerst einen Unterarm und dann auf beide (Endposition). Wiederaufrichten in die Ausgangsposition durch aufeinanderfolgendes Strecken des einen und danach des anderen Arms.

**Endposition:** Stütz auf den Unterarmen. Nur Füße und Unterarme berühren den Boden (Lowplank). Der Körper ist gespannt, nicht durchhängen.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 2. Workout

### Material

Springseil, ProBands, Functional Training System (FTS), Core Wheels, SuperSandBag (SSB), Gewichtsmanschetten, Matte

### ALPHA: Warm-Up und Mobilisation

#### 1 Seilspringen



Ausgangsposition: Wie vorgegeben

Bewegungsablauf: Wie vorgegeben

Endposition: Wie vorgegeben

Notiz: Niedrige Intensität, mit Pausen so viele wie benötigt werden. Alternativ kann auch eine 10 minütige Erwärmung selbst gewählt werden.

Dauer: 10 Min  
Sätze: 1

#### 2 Armkreisen vorwärts und rückwärts



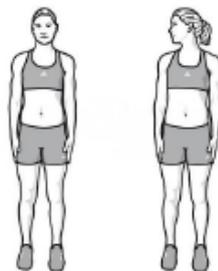
Ausgangsposition: Aufrechter Stand, Arme hängen seitlich am Körper, Blick nach vorn gerichtet.

Bewegungsablauf: Ausgangsposition einnehmen und Arme vorwärts und rückwärts kreisen.

Endposition: Wie Ausgangsposition.

Wdh.: 10  
Sätze: 1

#### 3 Langsames Kopfkreisen



Ausgangsposition: Beine etwas gebeugt und leicht geöffnet, Füße parallel zueinander, Oberkörper aufrecht, Arme gestreckt am Rumpf, Blick ist nach vorn gerichtet.

Bewegungsablauf: Ausgangsposition einnehmen, Kopf zur Seite drehen, Position halten. Kopf über die Mitte zur anderen Seite drehen.

Endposition: Wie Ausgangsposition.

Wdh. 7 pro Seite  
Sätze 1

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 2. Workout

### 4 Standwaage



**Ausgangsposition:** Beidbeiniger Stand, Körper ist gerade, Arme befinden sich seitlich neben dem Rumpf. Blick ist nach vorn gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ein Bein vom Boden abheben, Oberkörper nach vorne beugen und das vom Boden abgehobene Bein nach hinten strecken. Rumpf und Beinachse stabilisieren, ggf. korrigieren und die Balance halten. Anschließend zurück in die Ausgangsposition.

**Endposition:** Standwaage, Spielbein wenn mgl. gestreckt und nach hinten oben geführt, Blick zum Boden gerichtet. Rücken ist gerade, nicht durchhängen.

Wdh.	7 pro Seite
Sätze	1

### 5 Schultermobilität mit dem ProBand



**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Blick nach vorn gerichtet. Überschulterbreites Greifen des ProBands, Arme gestreckt, Proband gespannt vor den Körper halten.

**Bewegungsablauf:** Führen des ProBands über den Kopf nach hinten bis zur Hüfte und über den Kopf wieder zurück in die Ausgangsposition. Arme bleiben gestreckt.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh.	10
Sätze	1

### 6 Sumohocke



**Ausgangsposition:** Beine etwas weiter als hüftbreit auseinander stellen, Knie etwas beugen, Füße sind außenrotiert. Der Oberkörper ist aufrecht, Arme befinden sich seitlich am am Rumpf, Blick nach vorn gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen und Spannung aufbauen. Hüft- und Kniegelenke beugen, gleichzeitig den Oberkörper etwas nach vorn neigen und das Becken nach hinten führen, Arme/Hände zeigen in Richtung Boden.

**Endposition:** Beine gebeugt, Oberkörper deutlich nach vorn geneigt. Arme sind gestreckt zwischen den Beinen.

Wdh.	7
Sätze	1

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studle,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 2. Workout

### 7 Handlauf

**Ausgangsposition:** Stand hüftbreit, Füße parallel, beide Hände befinden sich vor den Füßen am Boden, Knie sind so gestreckt wie möglich.



**Bewegungsablauf:** Mit den Händen nach vorne wandern, bis eine Liegestützposition erreicht ist. Aus der Liegestützposition mit kleinen Schritten mit den Füßen in Richtung Hände nachlaufen. Hände bewegen sich dabei nicht nach vorne. Erst wenn die maximale Dehnposition eingenommen wurde, wandern die Hände in die Liegestützposition weiter.

**Endposition:** Liegestützposition.

Wdh.	10
Sätze	1

### BRAVO: Funktionelles Krafttraining

FÜR GENAUE ÜBUNGSANFÜHRUNG SIEHE VIDEOS.

Dauer:

4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen,  
30 s Pause zwischen den Runden.

### 8 Back Squats SSB



**Ausgangsposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Oberkörper aufrecht, SSB liegt im Nacken, Hände fixieren an den seitlichen Schlaufen den SSB.

**Bewegungsablauf:** Kniebeuge aus der Hüfte einleiten und in die Knie gehen, die Wirbelsäule bleibt in ihrer natürlichen Position. Nach Erreichen des tiefsten Punktes, Knie und Hüfte strecken und zurück in die Ausgangsposition bewegen.

**Endposition:** Beine schulterbreit, Füße leicht nach außen rotiert, Knie im 90°-Winkel, Hüfte gebeugt, SSB liegt im Nacken. Die Hände fixieren mit den seitlichen Schlaufen den SSB.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 2. Workout

### 9 Deadlifts FTS



**Ausgangsposition:** Stand schulterbreit, Füße parallel, Knie leicht gebeugt, Hüfte leicht gebeugt, beidhändiger Griff am FTS, welches am unteren Türspalt befestigt ist, Arme gestreckt.

**Bewegungsablauf:** Strecken der Hüfte und des Rückens gegen des Widerstand des FTS bis eine aufrechte Position erreicht ist. Die Arme bleiben dabei lang gestreckt am FTS-Griff.

**Endposition:** Knie leicht gebeugt, Hüfte maximal gestreckt, Oberkörper aufrecht, Stand aufrecht, Arme gestreckt, beidhändiger Griff am FTS.

**Notiz:** Darauf achten, dass die Bewegung aus der Hüfte eingeleitet wird und der Rücken gerade bleibt.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 10 Push Ups ProBand



**Ausgangsposition:** Handstütz vorlings (Liegestütz). Rumpf und Beine gestreckt, Hände/Arme minimal nach innen gedreht, Ellenbogen etwas gebeugt, Blick zum Boden gerichtet. Das Proband verläuft von einem Daumen hinten über dem Rücken zum anderen Daumen und wird durch diese fixiert. Arme sind gestreckt.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Rumpf stabilisieren, Arme beugen, gleichzeitig Rumpf/Becken in Richtung Boden führen, dann zurück in die Ausgangsposition. Dabei sollte die Spannung des Bandes so gewählt sein, dass durch das Band das Aufrichten erschwert wird.

**Endposition:** Arme gebeugt, Oberarme dicht am Rumpf, Rumpf und Beine berühren nicht den Boden.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30

### 11 Resistance Walk Neck Trainer



**Ausgangsposition:** Gerader aufrechter Stand, Kopf aufrecht. Das Proband ist mittig um die Stirn gelegt und an einem festen Punkt fixiert (z.B. einem Tor, mit dem Dooranker an einer Tür o.ä. befestigt).

**Bewegungsablauf:** Es wird mit einem Fuß ein Schritt nach vorne gemacht. Rumpf, Nacken und Hals bleiben dabei gespannt und arbeiten dem Zug entgegen. Die Position wird kurz gehalten. Der Fuß wird in die Ausgangsposition zurück gebracht und gewechselt.

**Endposition:** Aufrechter Stand in Schrittstellung, Kopf aufrecht. Das Proband ist an der Stirn und einem festen Punkt fixiert.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 2. Workout

### 12 MedBall Over Head Swings



**Ausgangsposition:** Stand schulterbreit, Knie leicht gebeugt, Oberkörper nach vorne geneigt, Arme gestreckt. MedBall mit beiden Händen ca. auf Höhe der Knie halten.

**Bewegungsablauf:** MedBall von unten mit gestreckten Armen über den Kopf schwingen, dabei Streckung des Knie- und Hüftgelenks und Aufrichten der Wirbelsäule. Darauf achten, dass die Knie bei der Kniebeuge nicht nach innen knicken.

**Endposition:** Stand schulterbreit. Knie, Hüfte, Rücken und Arme sind gestreckt. MedBall befindet sich senkrecht über dem Kopf.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 13 Bent over Row



**Ausgangsposition:** Das FTS wird unter einer Türe o.ä. am Boden befestigt. Der Stand ist schulterbreit, die Knie sind leicht gebeugt, der Oberkörper ist nach vorne geneigt. Die Arme sind ausgestreckt und greifen die Griffe des FTS, welches bereits leicht auf Spannung gehalten wird.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, zurückführen und beugen der Arme möglichst nah am Körper gegen den Widerstand des FTS, sodass sich die Schulterblätter möglichst nah aneinander bewegen. Rumpf und Beine sind gespannt (fester Stand).

**Endposition:** Stand und Position des Rumpfes unverändert, Schulterblätter sind maximal aneinander, Arme gebeugt, Ellenbogen befinden sich nah am Körper.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 14 Neck Rotation



**Ausgangsposition:** Rückenlage, Schultern berühren den Boden, Kopf ist leicht angehoben, Blick senkrecht zur Decke. Die Gewichtsmanschette ist um den Kopf befestigt.

**Bewegungsablauf:** Drehen des Kopfes 90° nach rechts, Blick geht zur rechten Wand des Raumes, dann Drehen des Kopfes über die Ausgangsposition nach links. Gesamter Körper ist gespannt, unteren Rücken vom Gefühl her in den Boden drücken.

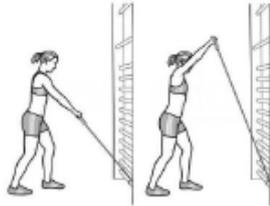
**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 2. Workout

### 15 Over Head Raises Proband



**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Schrittstellung einnehmen. Körperschwerpunkt befindet sich über dem vorderen Bein. Oberkörper etwas vorgeneigt. Ein Arm befindet sich seitlich am Rumpf, einer in Vorhalte. Ellenbogen etwas gebeugt, Blick nach vorn gerichtet. ProBand ist auf Spannung und am Dooranker befestigt.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Rumpf aufrichten und stabilisieren. Arm nach vorn oben führen. Rumpf dabei nicht verdrehen und Arm wieder senken. Kopf nach vorn gerichtet. Rumpf stabilisieren, Ausweichbewegungen im LWS/BWS-Bereich vermeiden. Arm nach 8-12 Wdh. wechseln.

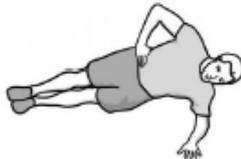
**Endposition:** Wie Ausgangsposition, nur dass der aktive Arm nach oben ausgestreckt ist.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### CHARLIE: Stabilisationstraining

Dauer: 3 Runden á 30 s Belastung, 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

### 16 Side Plank rechts und links



**Ausgangsposition:** Körper befindet sich seitwärts zum Boden. Ein Unterarm ist gebeugt und liegt auf dem Boden auf. Fußspitzen befinden sich am Boden. Blick ist senkrecht zur Wand. Körper ist abgehoben und gespannt.

**Bewegungsablauf:** Körper wird in der Ausgangsposition gehalten und ist gespannt.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

**Notiz:** Auf einen geraden Rücken achten, nicht durchhängen und Körperspannung halten. Jede Seite 30 s halten.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 17 Roll Outs Core Wheels



**Ausgangsposition:** "Vierfüßlerstand" vorlings, Hände umfassen die Core Wheels, Schultern befinden sich auf Höhe der Hände, Blick ist nach unten gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen und Spannung aufbauen. Auf den Core Wheels nach vorne rollen und Arme und Beine so weit wie möglich strecken. Becken/Rumpf in Richtung Boden absenken, Schultern/Rumpf stabilisieren, dann zurück in die Ausgangsposition.

**Endposition** Arme und Beine so weit wie möglich gestreckt, Rumpf/Core Wheels nach vorn geschoben, Becken/Rumpf in Richtung Boden abgesenkt.

**Notiz:** Achtung: Es rollen nicht nur die Arme nach vorne, sondern gleichzeitig wird auch die Hüfte "in den Boden geschoben" Das ist wichtig.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 3. Workout

### Material

Springseil, ProBands, Functional Training System (FTS), MedBall, SuperSandBag (SSB), Gewichtsmanschetten, Matte

### ALPHA: Warm-Up und Mobilisation

#### 1 Seilspringen



**Ausgangsposition:** Wie vorgegeben

**Bewegungsablauf:** Wie vorgegeben

**Endposition:** Wie vorgegeben

**Notiz:** Niedrige Intensität, mit Pausen so viele wie benötigt werden. Alternativ kann auch eine 10 minütige Erwärmung selbst gewählt werden.

Dauer: 10 Min  
Sätze: 1

#### 2 Schultermobilität mit dem ProBand



**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Blick nach vorn gerichtet. Überschulterbreites Greifen des ProBands, Arme gestreckt, ProBand gespannt vor den Körper halten.

**Bewegungsablauf:** Führen des ProBands über den Kopf nach hinten bis zur Hüfte und über den Kopf wieder zurück in die Ausgangsposition. Arme bleiben gestreckt.

**Endposition:** Wie Ausgangsposition.

Wdh. 10  
Sätze 1

#### 3 Langsame Kniebeuge



**Ausgangsposition:** Beine schulterbreit, Füße parallel, Hüfte und Knie gestreckt, Oberkörper aufrecht.

**Bewegungsablauf:** Langsame Kniebeuge aus der Hüfte einleiten und in die Knie gehen. Wirbelsäule bleibt in ihrer natürlichen Position, Knie gehen nicht über die Zehenspitzen hinaus. Nach Erreichen des tiefsten Punktes, langsam Knie und Hüfte wieder strecken.

**Endposition:** Der Stand und die Position des Oberkörpers sind zur Ausgangsposition unverändert.

Wdh. 10  
Sätze 1

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 3. Workout

### 4 Kopfstrecken



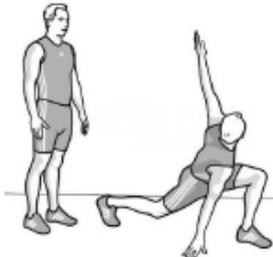
**Ausgangsposition:** Bauchlage (Hüfte und Beine sind am Boden), Unterarmstütz, Körper ist entspannt, Kopf schaut zum Boden.

**Bewegungsablauf:** Leichte Körperspannung aufbauen, Kopf und Oberkörper nach hinten-oben strecken (leicht ins Holkreuz gehen) und eine Dehnung im Brust sowie im Halswirbelbereich spüren. Unterarme stützen den Körper am Boden.

**Endposition:** Kopf ist maximal nach hinten-oben gestreckt, Beine und Hüfte am Boden, Unterarme stützen den Körper.

Wdh.	10
Sätze	1

### 5 Ausfallschritt mit Aufdrehen des Rumpfes



**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Arme seitlich neben dem Rumpf, Blick nach vorn gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausfallschrittkniebeuge gerade nach vorn ausführen, Bewegung abbremsen, gleichzeitig den Rumpf in Gegenrichtung um die Längsachse drehen und den Arm nach hinten führen. Rumpf und Beinachse stabilisieren, ggf. korrigieren.

**Endposition:** Kniegelenke max. 90° gebeugt. Das vordere Bein befindet sich senkrecht über dem Sprunggelenk. Das hintere Knie hat keinen Bodenkontakt, Rumpf ist um die Körperlängsachse in Gegenrichtung rotiert. Der Arm von der Seite des hinteren Knies befindet sich neben dem vorderen Bein, der andere Arm ist nach hinten oben gestreckt.

Wdh.	7 pro Seite
Sätze	1

### BRAVO: Funktionelles Krafttraining

FÜR GENAUE ÜBUNGS-AUSFÜHRUNG SIEHE VIDEOS.

Dauer:

4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen,  
30 s Pause zwischen den Runden.

### 6 Deadlifts to Pull ProBand



**Ausgangsposition:** Mit dem ProBand drei Schlaufen legen. In jeweils eine mit den Füßen steigen, die Dritte mit beiden Händen greifen. Beine schulterbreit, Füße parallel, Knie und Hüfte gebeugt, Arme nach unten gestreckt, Handflächen zeigen zum Körper, ProBand leicht auf Spannung, Blick nach vorne.

**Bewegungsablauf:** Knie und Hüfte gegen den Widerstand des ProBands strecken, Arme bleiben dabei gestreckt. Nachdem Hüfte und Knie gestreckt wurden, ziehen die Arme das ProBand weiter senkrecht nah am Körper nach oben bis vor die Brust (wenn möglich, bis unter das Kinn). Ellenbogen zeigen dabei nach außen-oben.

**Endposition:** Stand unverändert, Knie und Hüfte gestreckt, Ellenbogen erreichen die Höhe des Kopfes, Schultern sind leicht außenrotiert, Hände sind auf Höhe der Brust.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 3. Workout

### 7 Face Pulls FTS



**Ausgangsposition:** Das FTS wird unter einer Türe oder etwas ähnlichem am Boden befestigt. Der Stand ist schulterbreit, die Knie sind leicht gebeugt, der Oberkörper ist nach vorne geneigt. Die Arme sind ausgestreckt am FTS, das bereits leicht auf Spannung gehalten wird.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Zurückführen und Beugen der Arme in Richtung Gesicht. Ellenbogen zeigen dabei nach außen und die Hände befinden sich auf Augenhöhe. Nach kurzem "Innehalten" in dieser Position, werden die Arme wieder langsam in die Ausgangsposition zurückgeführt. Rumpf und Beine sind gespannt (fester Stand).

**Endposition:** Ellenbogen zeigen nach außen, Hände in Höhe der Augen, Körper ist maximal gespannt.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 8 Push Ups Side Roll Out Core Wheels Rechts



**Ausgangsposition:** Die Ausgangsposition ist die hohe Liegestützposition mit einer Hand auf dem Core Wheel, sodass dieser zur Seite gerollt werden kann. Die andere Hand befindet sich am Boden. Oberkörper und Beine befinden sich auf einer Linie und die Arme sind gestreckt.

**Bewegungsablauf:** Der Oberkörper wird durch Beugen der Arme Richtung Boden abgesenkt, aber nicht abgelegt. Der Arm mit dem Core Wheel in der Hand wird zur Seite ausgestreckt, sodass dass der Core Wheel zur Seite rollt.

**Endposition:** Endposition ist die niedrige Liegestützposition, wobei der Arm mit dem Core Wheel in der Hand zur Seite ausgestreckt ist.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30

### 9 Neck Extension Neck Trainer



**Ausgangsposition:** Stand hüftbreit, Füße parallel, Knie leicht gebeugt, Hüfte leicht gebeugt, Oberkörper leicht nach vorne gerichtet. Arme stützen auf den Knien ab, Kopf leicht nach unten gebeugt. Der SSB ist mit dem Neck Trainer am Kopf befestigt und hängt vor dem Körper.

**Bewegungsablauf:** Führen des Kopfes, durch Strecken des Nackens gegen den Widerstand des SSB, nach oben.

**Endposition:** Stand hüftbreit, Füße parallel, Knie leicht gebeugt, Hüfte leicht gebeugt, Oberkörper leicht nach vorne gerichtet, Arme stützen auf den Knien ab, Nacken maximal gestreckt.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 3. Workout

### 10 Push Ups Side Roll Out Core Wheels links



**Ausgangsposition:** Die Ausgangsposition ist die hohe Liegestützposition mit einer Hand auf dem Core Wheel, sodass dieser zur Seite gerollt werden kann. Die andere Hand befindet sich am Boden. Oberkörper und Beine befinden sich auf einer Linie und die Arme sind gestreckt.

**Bewegungsablauf:** Der Oberkörper wird durch Beugen der Arme Richtung Boden abgesenkt, aber nicht abgelegt. Der Arm mit dem Core Wheel in der Hand wird zur Seite ausgestreckt, sodass dass der Core Wheel zur Seite rollt.

**Endposition:** Endposition ist die niedrige Liegestützposition, wobei der Arm mit dem Core Wheel in der Hand zur Seite ausgestreckt ist.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 11 High Row FTS



**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper etwas vorgeneigt. Arme gestreckt nach vorn, Blick nach vorn gerichtet, Proband ist mit dem Dooranker oben an einer Tür o.ä. befestigt.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Rumpf aufrichten und stabilisieren, Arme gleichseitig zum Rumpf ziehen, Arme sind dabei nach innen rotiert (Daumen zeigen nach innen), Schulterblätter aktiv nach unten hinten drücken, dann zurück in die Ausgangsposition, Ausweichbewegungen vermeiden.

**Endposition:** Arme innenrotiert und dicht am Rumpf, Schultern/Schulterblätter nach unten hinten gedrückt, Ausgangsposition ansonsten beibehalten.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 12 Front Lunges SSB



**Ausgangsposition:** Beine hüftbreit auseinander, Kniegelenke etwas gebeugt, Oberkörper aufrecht, Blick nach vorn gerichtet. SSB vor der Brust in den Ellenbogenbeugen ablegen und von unten durch die Schlaufen greifen. Handflächen zeigen nach vorne.

**Bewegungsablauf:** Ausfallschrittkniebeuge gerade nach vorne ausführen. Rumpf und Beinachse stabilisieren, ggf. korrigieren. Danach mit Abdruck wieder in den Stand zurückkehren. Darauf achten, dass das Knie stabil bleibt.

**Endposition:** Kniegelenke max. 90° gebeugt, das Kniegelenk des vorderen Beines befindet sich senkrecht über dem Sprunggelenk. Das hintere Knie ohne Bodenkontakt. Oberkörper aufrecht und gerade nach vorne ausgerichtet.

**Notiz:** Bitte den Sandsack so befüllen, dass 8-12 Wdh. möglich sind.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 3. Workout

### 13 Resistance Walk Neck Trainer



**Ausgangsposition:** Gerader aufrechter Stand, Kopf aufrecht. Das Proband ist mittig um die Stirn gelegt und an einem festen Punkt fixiert (z.B. einem Tor, mit dem Dooranker an einer Tür o.ä. befestigt).

**Bewegungsablauf:** Es wird mit einem Fuß ein Schritt nach vorne gemacht. Rumpf, Nacken und Hals bleiben dabei gespannt und arbeiten dem Zug entgegen. Die Position wird kurz gehalten. Der Fuß wird in die Ausgangsposition zurück gebracht und gewechselt.

**Endposition:** Aufrechter Stand in Schrittstellung, Kopf aufrecht. Das Proband ist an der Stirn und einem festen Punkt fixiert.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### 14 Squats Shoulder to Shoulder Press SSB



**Ausgangsposition:** Schulterbreiter Stand, SSB befindet sich auf der Schulter und wird mit beiden Händen festgehalten. Körper ist gespannt. Rücken ist gerade.

**Bewegungsablauf:** Es wird eine Kniebeuge ausgeführt und während des Streckens der Beine wird der SSB ebenfalls nach oben über den Kopf gedrückt. Anschließend wird der SSB kurz gehalten und auf die andere Schulter zurückgeführt. Danach wieder die Kniebeugeposition einnehmen.

**Endposition:** SSB befindet sich auf der anderen Schulterseite in der Kniebeuge.

Wdh.	(8-12)
Sätze	4
Pause	10 s
Dauer	30 s

### CHARLIE: Stabilisationstraining

Dauer: 3 Runden á 30 s Belastung, 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

### 15 Sit Ups MedBall



**Ausgangsposition:** Rückenlage, Beine gebeugt und leicht geöffnet, Füße parallel zueinander, Fersen befinden sich auf dem Boden, Becken aufgerichtet, Arme in Richtung Decke gestreckt. MedBall mit den Händen fixiert, Blick ist zur Decke gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, vordere Rumpfmuskulatur anspannen, Arme anheben und in Richtung Oberschenkel führen, gleichzeitig Oberkörper gerade nach vorn anheben, dann zurück in die Ausgangsposition.

**Endposition:** Rumpf/Brustkorb nach vorn angehoben, MedBall in Richtung Knie geführt, Blick/Kopf in Bewegungsrichtung.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Trainingsplan

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 3. Workout

### 16 Schwimmer



**Ausgangsposition:** Bauchlage, Beine gestreckt und etwas vom Boden abgehoben. Füße parallel zueinander, Arme angewinkelt, Hände auf Höhe Schulter/Kopf, Blick zum Boden gerichtet.

**Bewegungsablauf:** Ausgangsposition einnehmen, Rumpf- und Beinmuskulatur anspannen, Arme und Kopf anheben und in der Position halten. Langsam die Schultern nach hinten führen. Entsprechend der Vorgabe den Rumpf minimal auf und ab bewegen.

**Endposition:** Oberkörper etwas angehoben, LWS gerade bzw. in geringer Holkreuzstellung. Ausgangsposition ansonsten beibehalten.

Sätze	3
Pause	10 s
Dauer	30 s

## Anlage 2: Trainingspläne in der Kurzfassung

### Trainingsplan Kurzfassung

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 1. Workout

#### Material

Springseil, ProBands, Functional Training System (FTS), MedBall, Nackentrainer, Gewichtsmanschetten, Matte

#### ALPHA: Warm-Up und Mobilisation

#### 1 Seilspringen



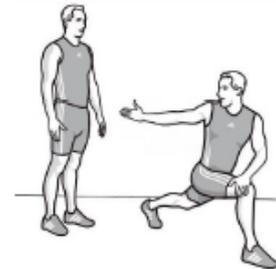
Dauer: 10 Min | Sätze: 1

#### 2 Armkreisen vw, rw



Wdh.: 10 pro Seite | Sätze: 1

#### 3 Ausfallschritt vw



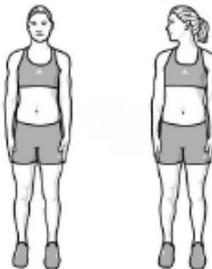
Wdh.: 7 pro Seite | Sätze: 1

#### 4 Strecken und Beugen des Rumpfes



Wdh.: 10 | Sätze: 1

#### 5 Langsames Kopfkreisen



Wdh.: 7 pro Seite | Sätze: 1

#### 6 Schultermobilität mit dem ProBand



Wdh.: 10 | Sätze: 1

#### 7 Dynamisches seitliches Dehnen des Nackens



Wdh.: 7 pro Seite | Sätze: 1

## Trainingsplan Kurzfassung

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 1. Workout

### BRAVO: Funktionelles Krafttraining

FÜR GENAUE ÜBUNGS AUSFÜHRUNG SIEHE VIDEOS ODER PLAN IN DER LANGFASSUNG.

Dauer: 4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen,  
30 s Pause zwischen den Runden.

#### 8 ProBand Squat Presses



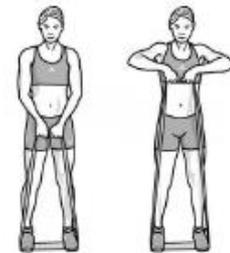
Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

#### 9 Bent over Row



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

#### 10 ProBand High Pulls



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

#### 11 MedBall Uneven Push Ups



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

#### 12 Neck Extension ProBand



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

#### 13 Mountain Climber



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

#### 14 MedBall Over Head Swings



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

#### 15 Neck Rotation



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

Kontakt Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe, Fotoquellen: Studierende UniBw München  
Rechtlicher Hinweis "3 Stripes" and the "3-Bars logo" are registered trademarks of the adidas Group, used with permission.

evoletics®

## Trainingsplan Kurzfassung

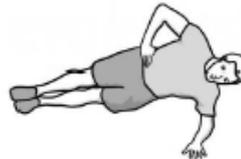
Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 1. Workout

### CHARLIE: Stabilisationstraining

Dauer: 3 Runden a 30 s Belastung 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

#### 16 Plank

#### 17 Side Plank



Sätze	3
Pause	10 s

Dauer	30 s
-------	------

Sätze	3
Pause	10 s

Dauer	30 s
	beidseitig

**Trainingsplan Kurzfassung**

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie, Trainingsplan Trainingsphase 1, 2. Workout

**Material**

Springseil, ProBands, Functional Training System (FTS), Core Wheels, SuperSandBag (SSB), MedBall, Gewichtsmanschetten, Matte

**ALPHA: Warm-Up und Mobilisation**

**1 Seilspringen**



Dauer: 10 Min | Sätze: 1

**2 Schulter Push-Ups**



Wdh.: 10 | Sätze: 1

**3 Aufschauender/ Abschauender Hund**



Wdh.: 10 | Sätze: 1

**4 Hürdensitz**



Wdh.: 5 pro Seite | Sätze: 1

**5 seitliche Ausfallschritte**



Wdh.: 7 pro Seite | Sätze: 1

**6 Rückschwingen der Arme im Stand**



Wdh.: 10 | Sätze: 1

**7 Schultermobilität mit dem ProBand**



Wdh.: 10 | Sätze: 1

**Trainingsplan Kurzfassung**

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie, Trainingsplan Trainingsphase 1, 2. Workout

**BRAVO: Funktionelles Krafttraining**

FÜR GENAUE ÜBUNGS AUSFÜHRUNG SIEHE VIDEOS ODER PLAN IN DER LANGFASSUNG.

Dauer: 4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen, 30 s Pause zwischen den Runden.

**8 Face Pulls FTS**



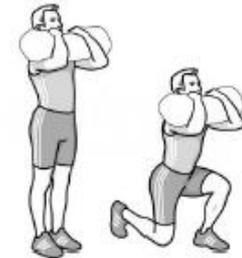
Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s
------------	----------------	-------------	-----------

**9 Push-Up Core Wheels**



Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s
------------	----------------	-------------	-----------

**10 Front Lunges SSB**



Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s
------------	----------------	-------------	-----------

**11 High Pulls SSB**



Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s
------------	----------------	-------------	-----------

**12 Squat to Press MedBall**



Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s
------------	----------------	-------------	-----------

**13 Upper Body Rotation links**



Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s
------------	----------------	-------------	-----------

**14 Upper Body Rotation rechts**



Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s
------------	----------------	-------------	-----------

**15 Neck Flexion**



Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s
------------	----------------	-------------	-----------

Kontakt Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe, Fotoquellen: Studierende UniBw München  
Rechtlicher Hinweis "3 Stripes" and the "3-Bars logo" are registered trademarks of the adidas Group, used with permission.

## Trainingsplan Kurzfassung

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 2. Workout

### 16 Med Ball Slams

### 17 Neck Rotation



Wdh.	(8-12)	Sätze	4	Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s	Pause	10 s	Dauer	30 s

### CHARLIE: Stabilisationstraining

Dauer: 3 Runden á 30 s Belastung, 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

### 17 Plank rechts und links

### 18 Roll Outs Core Wheels



Sätze	3	Dauer	30 s	Sätze	3	Dauer	30 s
Pause	10 s	beidseitig		Pause	10 s		

## Trainingsplan Kurzfassung

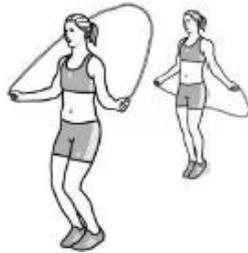
Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 3. Workout

### Material

Springseil, ProBands, Functional Training System (FTS), MedBall, SuperSandBag (SSB), Matte

### ALPHA: Warm-Up und Mobilisation

#### 1 Seilspringen



Dauer: 10 Min | Sätze: 1

#### 2 Reverse Butterfly ProBand



Wdh.: 10 | Sätze: 1

#### 3 Schulterrotation mit dem ProBand



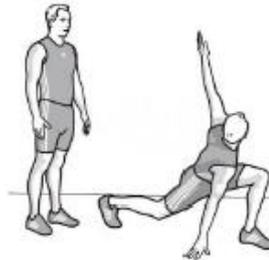
Wdh.: 2x5 pro Seite | Sätze: 1

#### 4 Langsame Kniebeuge



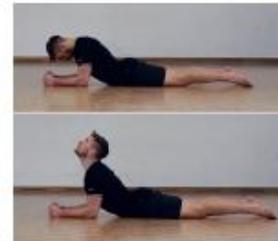
Wdh.: 10 | Sätze: 1

#### 5 Ausfallschritt mit Aufdrehen des Rumpfes



Wdh.: 7 pro Seite | Sätze: 1

#### 6 Kopfstrecken



Wdh.: 10 | Sätze: 1

### BRAVO: Funktionelles Krafttraining

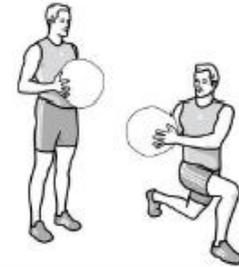
FÜR GENAUE ÜBUNGS-AUSFÜHRUNG SIEHE VIDEOS ODER PLAN IN DER LANGFASSUNG.

Dauer: 4 Runden à 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen,  
30 s Pause zwischen den Runden.

**Trainingsplan Kurzfassung**

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 3. Workout

**7 Reverse Butterfly      8 Shoulder to Shoulder Press SSB      9 Front Lunges MedBall**



Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s

Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s

Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s

**10 Neck Lateral Flexion      11 Deadlifts to Pull ProBand      12 Wood Choppers MedBall links**



Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s

Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s

Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s

**13 Wood Choppers MedBall rechts      14 Back Squats SSB      15 Neck Rotation**



Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s

Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s

Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s

## Trainingsplan Kurzfassung

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 1, 3. Workout

### CHARLIE: Stabilisationstraining

Dauer: 3 Runden á 30 s Belastung, 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

#### 16 Plank



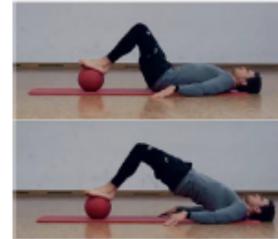
Sätze	3	Dauer	30 s
Pause	10 s		

#### 17 MedBall Twist



Sätze	3	Dauer	30 s
Pause	10 s		beidseitig

#### 18 Hips Up MedBall



Sätze	3	Dauer	30 s
Pause	10 s		

**Trainingsplan Kurzfassung**

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie, Trainingsplan Trainingsphase 2, 1. Workout

**Material**

Springseil, ProBands, Functional Training System (FTS), MedBall, Nackentrainer, SuperSandBag, Gewichtsmanschetten, Matte

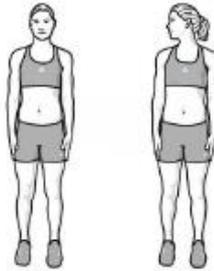
**ALPHA: Warm-Up und Mobilisation**

**1 Seilspringen**



Dauer: 10 Min | Sätze: 1

**2 Langsames Kopfkreisen**



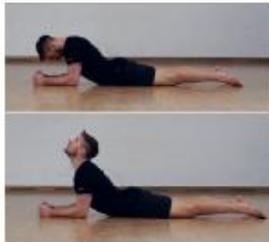
Wdh.: 7 pro Seite | Sätze: 1

**3 Kopf dynamisch nach vorne ziehen**



Wdh.: 10 | Sätze: 1

**4 Kopfstrecken**



Wdh.: 10 | Sätze: 1

**5 Hüftkreisen**



Wdh.: 7 pro Seite | Sätze: 1

**6 Seitliche Ausfallschritte**



Wdh.: 7 pro Seite | Sätze: 1

**Trainingsplan Kurzfassung**

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie, Trainingsplan Trainingsphase 1, 2. Workout

**7 Schultermobilität mit dem ProBand**



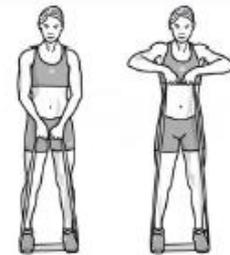
Wdh.: 10	Sätze: 1
----------	----------

**BRAVO: Funktionelles Krafttraining**

FÜR GENAUE ÜBUNGS-AUSFÜHRUNG SIEHE VIDEOS ODER PLAN IN DER LANGFASSUNG.

Dauer: 4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen, 30 s Pause zwischen den Runden.

**8 Back Extension Row FTS      9 Push Ups MedBall      10 ProBand High Pulls**



Wdh. Pause	(8-12) 10 s
------------	----------------

Sätze Dauer	4 30 s
-------------	-----------

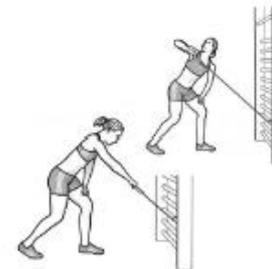
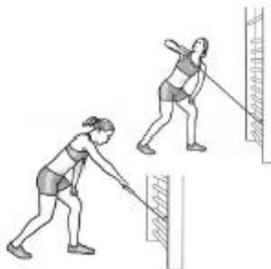
Wdh. Pause	(8-12) 10 s
------------	----------------

Sätze Dauer	4 30 s
-------------	-----------

Wdh. Pause	(8-12) 10 s
------------	----------------

Sätze Dauer	4 30 s
-------------	-----------

**11 Bent Over Row (rotate) rechts      12 Neck Extension Neck Trainer      13 Bent Over Row (rotate) links**



Wdh. Pause	(8-12) 10 s
------------	----------------

Sätze Dauer	4 30 s
-------------	-----------

Wdh. Pause	(8-12) 10 s
------------	----------------

Sätze Dauer	4 30 s
-------------	-----------

Wdh. Pause	(8-12) 10 s
------------	----------------

Sätze Dauer	4 30 s
-------------	-----------

Kontakt: Zentrum für Luft- und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe, Fotoquellen: Studierende UniBw München  
Rechtlicher Hinweis: "3 Stripes" and the "3-Bars logo" are registered trademarks of the adidas Group, used with permission.

**Trainingsplan Kurzfassung**

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 1. Workout

14 Front Lunges Rotation MedBall		15 Neck Rotation		16 Squat to Press MedBall	
					
Wdh. Pause	(8-12) 10 s	Sätze Dauer	4 30 s	Wdh. Pause	(8-12) 10 s
				Sätze Dauer	4 30 s

**CHARLIE: Stabilisationstraining**

Dauer: 3 Runden á 30 s Belastung, 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

17 MedBall Twist		18 Low Plank to High Plank	
			
Sätze Pause	3 10 s	Sätze Pause	3 10 s
	Dauer 30 s		Dauer 30 s

**Trainingsplan Kurzfassung**

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie, Trainingsplan Trainingsphase 2, 2. Workout

**Material**

Springsell, ProBands, Functional Training System (FTS), Core Wheels, SuperSandBag (SSB), Gewichtsmanschetten, Matte

**ALPHA: Warm-Up und Mobilisation**

**1 Seilspringen**



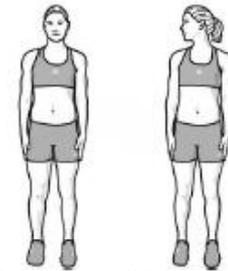
Dauer: 10 Min | Sätze: 1

**2 Armkreisen vw, rw**



Wdh.: 10 | Sätze: 1

**3 Langsames Kopfkreisen**



Wdh.: 7 pro Seite | Sätze: 1

**4 Standwaage**



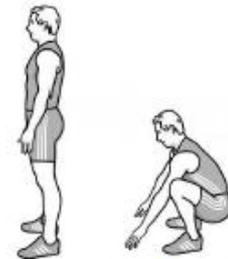
Wdh.: 7 pro Seite | Sätze: 1

**5 Schultermobilität mit dem ProBand**



Wdh.: 10 | Sätze: 1

**6 Sumohocke**



Wdh.: 7 | Sätze: 1

**7 Handlauf**



Wdh.: 10 | Sätze: 1

**Trainingsplan Kurzfassung**

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie, Trainingsplan Trainingsphase 2, 2. Workout

**BRAVO: Funktionelles Krafttraining**

FÜR GENAUE ÜBUNGS-AUSFÜHRUNG SIEHE VIDEOS ODER PLAN IN DER LANGFASSUNG.  
 Dauer: 4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen,  
 30 s Pause zwischen den Runden.

**8 Back Squats SSB**



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

**9 Deadlifts FTS**



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

**10 Push Ups ProBand**



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

**11 Resistance Walk Neck Trainer**



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

**12 MedBall over Head Swings**



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

**13 Bent over Row**



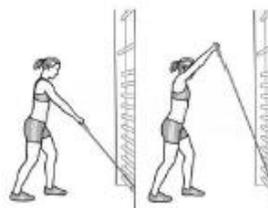
Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

**14 Neck Rotation**



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

**15 Over Head Raises ProBand**



Wdh.	(8-12)	Sätze	4
Pause	10 s	Dauer	30 s

Kontakt Zentrum für Luft-und Raumfahrtmedizin der Luftwaffe, Fotoquellen: Studierende der UniBw München  
 Rechtlicher Hinweis "3 Stripes" and the "3-Bars logo" are registered trademarks of the adidas Group, used with permission.

## Trainingsplan Kurzfassung

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studle,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 2. Workout

### CHARLIE: Stabilisationstraining

Dauer: 3 Runden á 30 s Belastung, 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

#### 16 Side Plank

#### 17 Roll Outs Core Wheels



Sätze	3	Dauer	30 s	Sätze	3	Dauer	30 s
Pause	10 s	beidseitig		Pause	10 s		

## Trainingsplan Kurzfassung

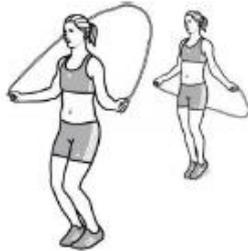
Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 3. Workout

### Material

Springseil, ProBands, Functional Training System (FTS), MedBall, SuperSandBag (SSB), Gewichtsmanschetten, Matte

### ALPHA: Warm-Up und Mobilisation

#### 1 Seilspringen



Dauer: 10 Min | Sätze: 1

#### 2 Schultermobilität mit dem ProBand



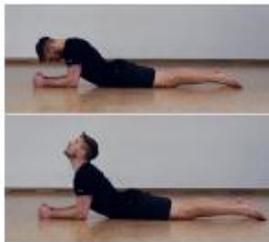
Wdh.: 10 | Sätze: 1

#### 3 Langsame Kniebeuge



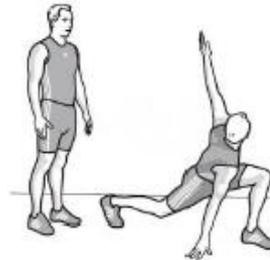
Wdh.: 10 | Sätze: 1

#### 4 Kopfstrecken



Wdh.: 10 | Sätze: 1

#### 5 Ausfallschritt mit Aufdrehen des Rumpfes



Wdh.: 7 pro Seite | Sätze: 1

### BRAVO: Funktionelles Krafttraining

FÜR GENAUE ÜBUNGS-AUSFÜHRUNG SIEHE VIDEOS ODER PLAN IN DER LANGFASSUNG.

Dauer: 4 Runden á 30 s Belastung und 10 s Pause zwischen den Übungen,  
30 s Pause zwischen den Runden.

**Trainingsplan Kurzfassung**

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 3. Workout

**6 Deadlifts to Pull ProBand      7 Face Pulls FTS      8 Push Ups Side Roll Out Core Wheels (re)**



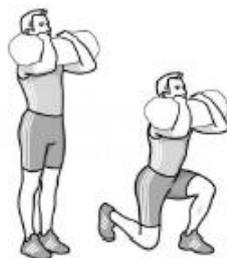
Wdh. (8-12)	Sätze 4	Wdh. (8-12)	Sätze 4	Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s	Pause 10 s	Dauer 30 s	Pause 10 s	Dauer 30 s

**9 Neck Extension Neck Trainer      10 Push Ups Side Roll Out Core Wheels (li)      11 High Row FTS**



Wdh. (8-12)	Sätze 4	Wdh. (8-12)	Sätze 4	Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s	Pause 10 s	Dauer 30 s	Pause 10 s	Dauer 30 s

**12 Front Lunges SSB      13 Resistance Walk Neck Trainer      14 Squats Shoulder to Shoulder Press SSB**



Wdh. (8-12)	Sätze 4	Wdh. (8-12)	Sätze 4	Wdh. (8-12)	Sätze 4
Pause 10 s	Dauer 30 s	Pause 10 s	Dauer 30 s	Pause 10 s	Dauer 30 s

## Trainingsplan Kurzfassung

Trainer Monika Rausch Kunde Trainingsgruppe Studie,  
Trainingsplan Trainingsphase 2, 3. Workout

### CHARLIE: Stabilisationstraining

Dauer: 3 Runden á 30 s Belastung, 10 s Pause zwischen den Übungen und Runden.

#### 15 Sit Ups MedBall



#### 16 Schwimmer



Sätze	3	Dauer	30 s	Sätze	3	Dauer	30 s
Pause	10 s			Pause	10 s		

## Anlage 3 Fragebogen Pre-Post

Version 1.2	<b>Anamnesebogen Pretest</b>	05.12.2016
-------------	------------------------------	------------

Ident.Nr.: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_

### 1. Treiben Sie Sport?

- Ja
- Nein, weil \_\_\_\_\_

#### 1.1 Was bewegt Sie Sport zu treiben?

<input type="checkbox"/> Ich treibe keinen Sport	<input type="checkbox"/> Gesundheit	<input type="checkbox"/> berufliche Anforderungen	<input type="checkbox"/> Spaß
<input type="checkbox"/> Geselligkeit	<input type="checkbox"/> Leistung verbessern	<input type="checkbox"/> Reduzierung von Schmerzen	<input type="checkbox"/>

Mehrfachnennung möglich. Freies Feld für weitere Gründe Sport zu treiben.

1.2 Nachfolgend bitten wir Sie, Ihre Trainingsinhalte in Kategorien einzuordnen und uns mitzuteilen, wie viele Stunden Sie im Durchschnitt pro Woche in den letzten 12 Monaten diese Sportform/ Sportart ausgeübt haben. (Ordnen sie die Trainingsinhalte nur den Kategorien zu, von denen Sie denken, dass sie am ehesten zutreffen).

Kategorie	Genaue Bezeichnung	h/Woche
<b>Ausdauertraining</b> (Schwimmen, Laufen, Radfahren etc.)		
<b>Krafttraining</b> (Gerätetraining, Freihanteltraining etc.)		
<b>Kraftausdauertraining</b> (Crossfit, Freeletics, TRX-Training etc.)		
<b>Sportartspezifisches Training</b> (Eckentraining, Torwarttraining, Klettern, Hürdentraining, Techniktraining etc.)		
<b>Sensomotorisches Training</b> (Übungen auf der Airex-Matte, Balance-Übungen etc.)		
<b>Spezielles präventives Rückentraining</b> (Stabilitätsübungen, Pilates etc.)		
<b>Spiele/ Trainingsspiele</b> (Fußball, Volleyball, Handball etc.)		
<b>Kampfsport</b> (Karate, Judo etc.)		
<b>Sonstiges</b>		

Version 1.2	<b>Anamnesebogen Pretest</b>	05.12.2016
-------------	------------------------------	------------

**2. Welches Luftfahrzeugmuster fliegen Sie aktuell, sind Sie schon geflogen oder sollen Sie zukünftig fliegen?  
Bitte geben Sie auch die Flugstunden an, die Sie auf diesem LFZM absolviert haben.**

Luftfahrzeugmuster (LFZM)	Flugstunden (gesamt)
LFZM aktuell/zukünftig:	
LFZM 2:	
LFZM 3:	
LFZM 4:	
LFZM 5:	
LFZM 6:	
LFZM 7:	

**2.1 Wie viele Flugstunden haben Sie insgesamt in ihrer fliegerischen Laufbahn schon absolviert  
(Luftfahrzeugmuster unabhängig)?**

\_\_\_\_\_

**2.2 Wie viele Flugstunden haben Sie in diesem Jahr (2016) schon absolviert (Luftfahrzeugmuster  
unabhängig)?**

\_\_\_\_\_

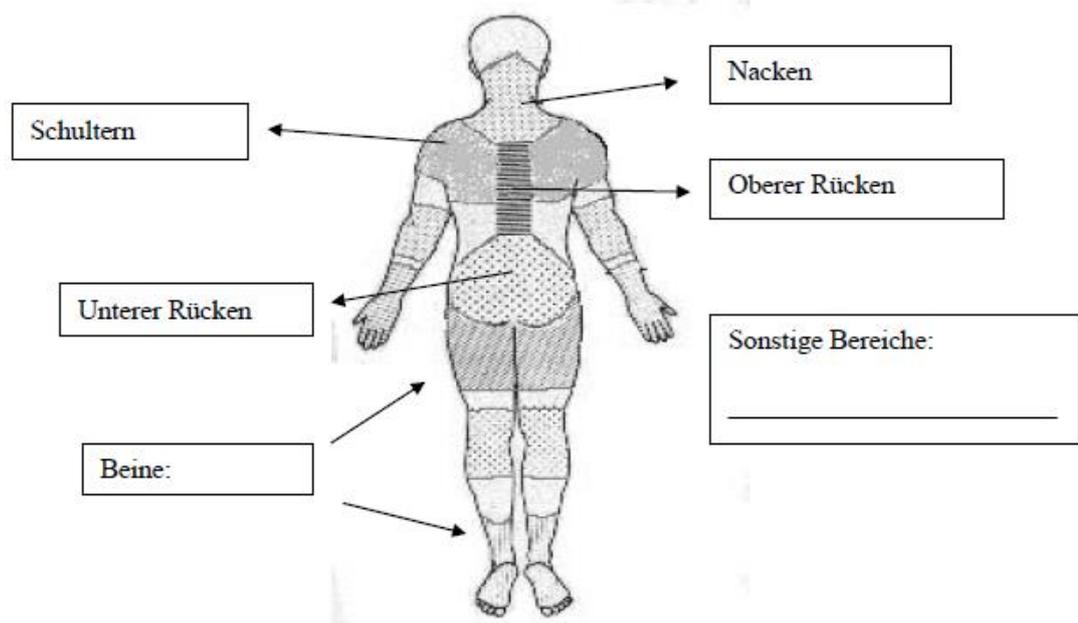
Version 1.2	<b>Anamnesebogen Pretest</b>	05.12.2016
-------------	------------------------------	------------

**3. Im Folgenden sehen Sie verschiedene Bereiche des Körpers. Bitte legen Sie ihr persönliches Belastungsempfinden der aufgeführten Bereiche während der Zentrifugenfahrten fest.**

Die Ziffern können Sie direkt in die Kästchen schreiben.

Die Grenzen zwischen den Körperregionen können auch ineinander übergehen. Sie entscheiden bitte selbst, welche Körperbereiche betroffen sind.

- 1 stark belastet
- 2 belastet
- 3 wenig belastet
- 4 nicht belastet
- 5 kann ich nicht beurteilen



**3.1 Hat sich nach Aufsetzen des Fliegerhelmes das Belastungsempfinden während der Zentrifugenfahrt verändert?**

- Ja
- Nein

Version 1.2	<b>Anamnesebogen Pretest</b>	05.12.2016
-------------	------------------------------	------------

### 3.2 In welchen Bereichen hat es sich wie verändert?

	Belastung hat sich erhöht	Belastung ist geringer geworden	Keine Veränderung in diesem Bereich
Nacken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Schultern	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Oberer Rücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Unterer Rücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Beine	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sonstige Bereiche:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

### 3.3 Hatten Sie während der Zentrifugenfahrten in irgendeinem Bereich Schmerzen/ Beschwerden?

Notieren Sie bitte neben den Kästchen die Stärke der Schmerzen/Beschwerden auf einer Skala zwischen 1 und 5 (1 = geringe/ leichte Schmerzen/Beschwerden, bis hin zu 5 = sehr hohe/starke Schmerzen/Beschwerden).

	Ja, vor Aufsetzen des Fliegerhelmes	Ja, nach Aufsetzen des Fliegerhelmes	Keine Schmerzen während der gesamten Fahrt
Nacken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Schultern	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Oberer Rücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Unterer Rücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Beine	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sonstige Bereiche:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Als Schmerzen/Beschwerden werden sowohl punktförmige und eng begrenzte Schmerzen, bis hin zu nicht genau lokalisierbaren und nicht genau beschreibbaren Schmerzempfindungen definiert

Modifiziert aus:

„Fragebogen über Beschwerden am Bewegungsapparat (Nordischer Fragebogen)“ (aus: Rückenkompass, Institut für Arbeitsmedizin, Sicherheitstechnik und Ergonomie e.V. (ASER). Zugriff am 08.07. 2016 unter: [http://www.rueckenkompass.de/download\\_files/doc/Fragen-Nordischer.pdf](http://www.rueckenkompass.de/download_files/doc/Fragen-Nordischer.pdf))

„BIP“ Brief Pain Inventory (Deutsche Version: © Loick, Radbruch, Kiencke, Sabatowski, o.J.)

Version 1.0	<b>Anamnesebogen Posttest</b>	22.03.2017
-------------	-------------------------------	------------

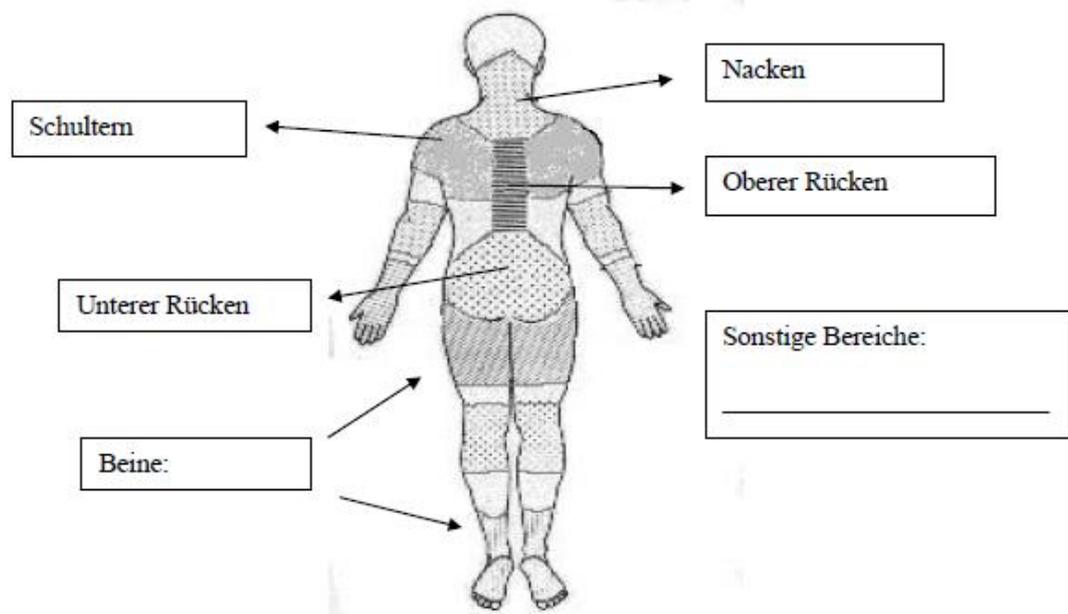
Ident.Nr.: \_\_\_\_\_ Datum: \_\_\_\_\_

**1. Im Folgenden sehen Sie verschiedene Bereiche des Körpers. Bitte legen Sie ihr persönliches Belastungsempfinden der aufgeführten Bereiche während der Zentrifugenfahrten fest.**

Die Ziffern können Sie direkt in die Kästchen schreiben.

Die Grenzen zwischen den Körperregionen können auch ineinander übergehen. Sie entscheiden bitte selbst, welche Körperbereiche betroffen sind.

- 1 stark belastet
- 2 belastet
- 3 wenig belastet
- 4 nicht belastet
- 5 kann ich nicht beurteilen



**1.1 Hat sich nach Aufsetzen des Fliegerhelmes das Belastungsempfinden während der Zentrifugenfahrt verändert?**

- Ja
- Nein

Version 1.0	<b>Anamnesebogen Posttest</b>	22.03.2017
-------------	-------------------------------	------------

### 1.1.2 In welchen Bereichen hat es sich wie verändert?

	Belastung hat sich erhöht	Belastung ist geringer geworden	Keine Veränderung in diesem Bereich
Nacken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Schultern	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Oberer Rücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Unterer Rücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Beine	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sonstige Bereiche:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

---

### 1.2 Hat sich nach Aufsetzen des Fliegerhelmes inklusive Nachtsichtgerät das Belastungsempfinden während der Zentrifugenfahrt verändert?

- Ja  
 Nein

### 1.2.1 In welchen Bereichen hat es sich wie verändert?

	Belastung hat sich erhöht	Belastung ist geringer geworden	Keine Veränderung in diesem Bereich
Nacken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Schultern	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Oberer Rücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Unterer Rücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Beine	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sonstige Bereiche:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

---

Version 1.0	<b>Anamnesebogen Posttest</b>	22.03.2017
-------------	-------------------------------	------------

**2. Hatten Sie während der Zentrifugenfahrten in irgendeinem Bereich Schmerzen/ Beschwerden?**

Notieren Sie bitte neben den Kästchen die Stärke der Schmerzen/Beschwerden auf einer Skala zwischen 1 und 5 (1 = geringe/ leichte Schmerzen/Beschwerden, bis hin zu 5 = sehr hohe/starke Schmerzen/Beschwerden)

	<b>Ja, vor Aufsetzen des Fliegerhelmes</b>	<b>Ja, nach Aufsetzen des Fliegerhelmes</b>	<b>Keine Schmerzen während der gesamten Fahrt</b>
Nacken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Schultern	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Oberer Rücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Unterer Rücken	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Beine	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Sonstige Bereiche:	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Als Schmerzen/Beschwerden werden sowohl punktförmige und eng begrenzte Schmerzen, bis hin zu nicht genau lokalisierbaren und nicht genau beschreibbaren Schmerzempfindungen definiert

**3. Wie haben Sie die Beanspruchung der ersten beiden Zentrifugenfahrten heute, im Vergleich zur Beanspruchung der Fahrten im Dezember empfunden?**

- Heute fielen mir die Fahrten schwerer
- Heute fielen mir die Fahrten leichter
- Keine Veränderung zu den Fahrten im Dezember
- Kann ich nicht beurteilen

**3.1 Wie haben Sie das Belastungsempfinden der ersten beiden Zentrifugenfahrten heute, - speziell im Hals- und Nackenbereich - im Vergleich zum Belastungsempfinden der Fahrten im Dezember empfunden?**

- Das Belastungsempfinden heute war höher
- Das Belastungsempfinden heute war geringer
- Keine Veränderung zu den Fahrten im Dezember
- Kann ich nicht beurteilen

**3.2 Hatten Sie das Gefühl, dass Ihr Sportverhalten der letzten 10 Wochen einen Einfluss auf Ihr Belastungsempfinden - speziell im Hals- und Nackenbereich - während der Zentrifugenfahrten hatte?**

- Ja, ich bin der Meinung, dass mein Sportverhalten der letzten Wochen einen Einfluss auf das Belastungsempfinden hatte
- Nein, ich bin der Meinung, dass mein Sportverhalten der letzten Wochen keinen Einfluss auf das Belastungsempfinden hatte

Version 1.0	<b>Anamnesebogen Posttest</b>	22.03.2017
-------------	-------------------------------	------------

**3.2.1 Hat sich Ihr Sportverhalten in den letzten 10 Wochen im Vergleich zum Pretest im Dezember geändert?**

- Ja, ich habe mehr Sport betrieben
- Ja, ich habe weniger Sport betrieben
- nein

**4. Waren Sie in der Kontroll,- oder Trainingsgruppe?**

- Kontrollgruppe
- Trainingsgruppe

Modifiziert aus:

„Fragebogen über Beschwerden am Bewegungsapparat (Nordischer Fragebogen)“ (aus: Rückenkompass, Institut für Arbeitsmedizin, Sicherheitstechnik und Ergonomie e.V. (ASER). Zugriff am 08.07. 2016 unter: [http://www.rueckenkompass.de/download\\_files/doc/Fragen-Nordischer.pdf](http://www.rueckenkompass.de/download_files/doc/Fragen-Nordischer.pdf))

„BIP“ Brief Pain Inventory (Deutsche Version: © Loick, Radtruch, Kiencke, Sabatowski, o.J)

## Anlage 4: SPSS-Notationen und Parameterschätzungen der Ergebnisse

### Ergebnisse Experiment I

Auswirkung von Beschleunigung und Helm auf die muskuläre Aktivität bei statischer Haltung und Bewegung der HWS

#### *M. sternocleidomastoideus*

SPSS- Notation:

MIXED SCM\_t BY helm Beschleunigung Bewegung\_HWS subjnum

FIXED = helm Beschleunigung Bewegung\_HWS helm\*Beschleunigung\*Bewegung\_HWS | NOINT

RANDOM=subjnum| SUBJECT(subjnum) COVTYPE(VC)

Tests vom Typ III auf feste Effekte <sup>a</sup>				
Quelle	df für Zähler	df für Nenner	F	Sig.
Helm	2	122,889	1,243	,292
Beschleunigung	1	122,763	19,052	,000
Bewegung_HWS	1	122,763	509,100	,000
Helm * Beschleunigung * Bewegung_HWS	4	122,677	,599	,664

a. Abhängige Variable: SCM\_t.

Schätzungen von festen Effekten <sup>a</sup> In Relation zum Setting OH, bei +3Gz, HWS dynamisch (Konstante)			
Parameter	Schätzung	Standardfehler	Sig.
Konstante	,339484	,027938	,000
Helm	,340435	,027938	,000
Helm + NVG	,338105	,028293	,000
+ 1,4Gz	,044247	,023950	,067
Bewegung	,315717	,023950	,000

a. Abhängige Variable: SCM\_t.

***M. erector spinae (C4)***

SPSS-Notation:

MIXED CES BY helm Beschleunigung Bewegung\_HWS subjnum

FIXED = helm Beschleunigung Bewegung\_HWS helm\*Beschleunigung\*Bewegung\_HWS | NOINT

RANDOM=subjnum| SUBJECT(subjnum) COVTYPE(VC)

Tests vom Typ III auf feste Effekte <sup>a</sup>				
Quelle	df für Zähler	df für Nenner	F	Sig.
Helm	2	125,396	13,672	,000
Beschleunigung	1	125,036	17,402	,000
Bewegung_HWS	1	125,036	248,707	,000
Helm * Beschleunigung * Bewegung_HWS	4	125,036	1,203	,313

a. Abhängige Variable: CES.

Schätzungen von festen Effekten <sup>a</sup> In Relation zum Setting OH, bei +3G <sub>z</sub> , HWS dynamisch (Konstante)			
Parameter	Schätzung	Standardfehler	Sig.
Konstante	18,241057	1,394214	,000
Mit Helm	21,627502	1,394214	,000
Helm + NVG	24,708292	1,419994	,000
+1,4G <sub>z</sub>	-2,430082	1,426528	,091
HWS neutral	-11,805908	1,426528	,000

a. Abhängige Variable: CES.

***M. trapezius Pars descendens***

SPSS-Notation:

MIXED UTR BY helm Beschleunigung Bewegung\_HWS subjnum

FIXED= helm Beschleunigung Bewegung\_HWS helm\*Beschleunigung\*Bewegung\_HWS | NOINT

RANDOM=subjnum| SUBJECT(subjnum) COVTYPE(VC)

Tests vom Typ III auf feste Effekte <sup>a</sup>				
Quelle	df für Zähler	df für Nenner	F	Sig.
Helm	2	114,198	6,548	,002
Beschleunigung	1	114,165	82,841	,000
Bewegung_HWS	1	114,193	17,037	,000
Helm * Beschleunigung * Bewegung_HWS	4	114,030	,326	,860

a. Abhängige Variable: UTR.

Schätzungen von festen Effekten <sup>a</sup>			
Parameter	Schätzung	Standardfehler	Sig.
Konstante	7,583864	,991617	,000
Mit Helm	9,194415	1,004582	,000
Mit Helm + NVG	9,742229	,991992	,000
+1,4Gz	-4,210235	,779026	,000
HWS neutral	-1,261952	,793420	,114

a. Abhängige Variable: UTR.

## Ergebnisse Experiment II

### *M. sternocleidomastoideus*

SPSS-Notation:

MIXED SCM\_t BY helm prepost Gruppe Beschleunigung Bewegung\_HWS subjnum with VOL\_SCM  
ROT\_DIFF\_RE DIFF\_SCM HWS\_ROT\_re

FIXED= helm prepost Gruppe Beschleunigung Bewegung\_HWS gruppe\*helm\*prepost gruppe\*Beschleunigung\*prepost  
Gruppe\*Bewegung\_HWS\*prepost VOL\_SCM ROT\_DIFF\_RE DIFF\_SCM HWS\_ROT\_re NOINT

RANDOM=subjnum| SUBJECT(subjnum) COVTYPE(VC)

Tests vom Typ III auf feste Effekte <sup>a</sup>				
Quelle	df für Zähler	df für Nenner	F	Sig.
Helm	2	209,528	1,245	,290
prepost	1	181,653	6,001	,015
Gruppe	1	10,080	,490	,500
Beschleunigung	1	209,408	55,603	,000
Bewegung_HWS	1	209,693	634,815	,000
Helm * prepost * Gruppe	4	209,453	,381	,822
prepost * Gruppe *Beschleunigung	3	209,420	2,332	,075
prepost * Gruppe *Bewegung_HWS	3	209,638	4,064	,008
Volumen SCM	1	40,018	2,614	,114
HWS_Rotation re (Kraft)	1	68,935	,123	,727
Differenz Volumen	1	9,455	,248	,630
Differenz Kraft	1	11,401	2,230	,163
a. Abhängige Variable: SCM_t.				

Schätzungen von festen Effekten <sup>a</sup> In Relation zur Kontrollgruppe, Posttest, Setting OH, bei +3Gz, HWS dynamisch (Konstante)			
Parameter	Schätzung	Standardfehler	Sig.
Konstante	,440385	,105430	,000

Mit Helm	,472362	,105430	,000
Mit Helm + NVG	,455474	,105430	,000
Pretest	,048470	,034838	,166
Trainingsgruppe	,064714	,071909	,384
+1,4Gz	,088053	,024316	,000
HWS neutral	,271583	,024316	,000
Volumen SCM	-,003854	,002384	,114
HWS_Rotation re (Kraft)	,001170	,003341	,727
Differenz Volumen	-,004179	,008392	,630
Differenz Kraft	,017481	,011707	,163
a. Abhängige Variable: SCM_t.			

### *M. erector spinae (C4)*

SPSS-Notation:

MIXED CES BY helm prepost Gruppe Beschleunigung Bewegung\_HWS subjnum with VOL\_CES  
HWS\_EXT VOL\_DIFF HWS\_EXT\_DIFF

/FIXED= helm prepost Gruppe Beschleunigung Bewegung\_HWS gruppe\*helm\*prepost gruppe\*Beschleunigung\*prepost Gruppe\*Bewegung\_HWS\*prepost VOL\_CES HWS\_EXT VOL\_DIFF  
HWS\_EXT\_DIFF | NOINT

/RANDOM=subjnum| SUBJECT(subjnum) COVTYPE(VC)

Tests vom Typ III auf feste Effekte <sup>a</sup>				
Quelle	df für Zähler	df für Nenner	F	Sig.
Helm	2	211,901	14,764	,000
prepost	1	223,451	,041	,840
Gruppe	1	13,313	,419	,529
Beschleunigung	1	211,690	27,420	,000
Bewegung_HWS	1	211,690	347,230	,000
Helm * prepost * Gruppe	4	211,777	,636	,638
prepost * Gruppe * Beschleunigung	3	211,698	,389	,761
prepost * Gruppe * Bewegung_HWS	3	211,698	5,081	,002
Volumen_CES	1	72,055	1,253	,267
HWS_Extension (Kraft)	1	71,276	,460	,500

Differenz Volumen	1	14,236	,024	,880
Differenz Kraft	1	11,927	2,982	,110
a. Abhängige Variable: CES.				

Schätzungen von festen Effekten <sup>a</sup> In Relation zur Kontrollgruppe, Posttest, Setting OH, bei +3Gz, HWS dynamisch (Konstante)			
Parameter	Schätzung	Standardfehler	Sig.
Konstante	25,896414	3,906653	,000
Mit Helm	28,073877	3,906653	,000
Mit Helm + NVG	31,637169	3,906653	,000
Pretest	-,740942	1,868650	,692
Trainingsgruppe	-3,933133	2,871931	,183
+1,4 Gz	-4,531426	1,375003	,001
HWS neutral	-16,020010	1,375003	,000
[prepost=1,00] * [Gruppe=1000,00] * [Bewegung_HWS=,00]	6,859203	1,898164	,000
Volumen CES	-,108647	,097046	,267
HWS Extension (Kraft)	,072421	,106800	,500
Differenz Volumen	,036291	,236534	,880
Differenz Kraft	-,418485	,242343	,110
a. Abhängige Variable: CES.			

### *M. trapezius Pars descendens*

SPSS-Notation:

```
MIXED UTR BY helm prepost Gruppe Beschleunigung Bewegung_HWS subjnum with VOL_TRAP
HWS_Ext DIFF_TRAP HWS_EXT_DIFF
```

```
/FIXED= helm prepost Gruppe Beschleunigung Bewegung_HWS gruppe*helm*prepost gruppe*Beschleu-
nigung*prepost Gruppe*Bewegung_HWS*prepost VOL_TRAP HWS_Ext DIFF_TRAP
HWS_EXT_DIFF | NOINT
```

```
/RANDOM=subjnum| SUBJECT(subjnum) COVTYPE(VC)
```

Tests vom Typ III auf feste Effekte <sup>a</sup>				
Quelle	df für Zähler	df für Nenner	F	Sig.
Helm	2	191,403	8,024	,000
prepost	1	200,960	9,824	,002
Gruppe	1	12,282	,000	1,000
Beschleunigung	1	191,000	89,073	,000
Bewegung_HWS	1	190,693	19,053	,000
Helm * prepost * Gruppe	4	191,306	,546	,702
prepost * Gruppe * Beschleunigung	3	190,970	1,431	,235
prepost * Gruppe * Bewegung_HWS	3	190,709	,558	,643
Volumen UTR	1	46,849	,321	,574
HWS_Extension (Kraft)	1	38,167	3,573	,066
Differenz Volumen	1	11,458	3,518	,086
Differenz Kraft	1	11,965	,063	,806
a. Abhängige Variable: UTR.				

Schätzungen von festen Effekten <sup>a</sup>			
In Relation zur Kontrollgruppe, Posttest, Setting OH, bei +3Gz, HWS dynamisch (Konstante)			
Parameter	Schätzung	Standardfehler	Sig.
Konstante	13,594950	2,812092	,000
Mit Helm	15,105184	2,812092	,000
Mit Helm + NVG	15,976006	2,812092	,000
Pretest	-2,411692	1,071487	,026
Trainingsgruppe	-,745616	1,905672	,700
+1,4Gz	-5,159794	,789426	,000
HWS neutral	-2,669745	,789426	,001
Volumen UTR	,014733	,026014	,574
HWS_Extension (Kraft)	-,103210	,054598	,066
Differenz Volumen	-,128500	,068514	,086
Differenz Kraft	-,040109	,159608	,806