

***Analyse der Auswirkungen einer sequenziellen Ligament- und
Facettenresektion auf die Biomechanik der Halswirbelsäule - eine
experimentelle Humankadaverstudie***

Von der Medizinischen Fakultät
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
zur Erlangung des akademischen Grades einer Doktorin der Medizin genehmigte
Dissertation

vorgelegt von

Anna Melzer

aus Würselen

Berichter: Herr Privatdozent
Dr.-Ing. Dr. rer. medic. Jörg Eschweiler

Herr Privatdozent
Dr. med. Sven Nebelung

Tag der mündlichen Prüfung: 18.02.2025

***Diese Dissertation ist auf den Internetseiten der Universitätsbibliothek online
verfügbar.***

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
1.1. Klinischer Hintergrund der Arbeit.....	1
1.1.1. Anatomie der Wirbelsäule	1
1.1.2. Besonderheiten der HWS.....	3
1.1.3. Biomechanik der HWS	4
1.1.4. Verletzungen der HWS.....	5
1.2. Aktueller Forschungsstand	8
1.3. Aktuelles Forschungspotenzial	11
2. Zielsetzung	12
3. Material und Methoden	13
3.1. Versuchsmaterial.....	13
3.2. Versuchsablauf.....	16
3.2.1. Vorbereitende Maßnahmen.....	16
3.2.2. Versuchsdurchführung	23
3.3. Datenanalyse.....	26
3.3.1. Datenumwandlung/ -extraktion.....	26
3.3.2. Statistische Datenauswertung	28
4. Ergebnisse.....	31
4.1. Dreidimensionale Analyse	31
4.1.1. Analyse der konsekutiven Resektionsstadien	31
4.1.2. Analyse der Bewegungsrichtungen	36
4.1.3. Analyse der HWS-Ebenen.....	39
4.2. Zweidimensionale Analyse	42
4.2.1. Analyse der konsekutiven Resektionsstadien	42
4.2.2. Analyse der Bewegungsrichtungen	48
4.2.3. Analyse der HWS-Ebenen.....	52
4.3. Vergleich der drei- und zweidimensionalen Daten.....	54

5.	Diskussion	56
5.1.	Diskussion der humanen Tests	56
5.1.1.	Vergleich mit dem BU <i>in-vivo</i>	56
5.1.2.	Konsekutive Resektionsstadien (<i>in-vitro</i>).....	57
5.1.3.	Vergleich der Bewegungsrichtungen	62
5.1.4.	Vergleich der HWS-Ebenen	65
5.1.5.	Vergleich der drei- und zweidimensionalen Daten	68
5.2.	Limitationen der Studie	72
5.3.	Klinische Bedeutung der Studie.....	74
5.4.	Ausblick	78
6.	Zusammenfassung	80
7.	Verzeichnisse	81
7.1.	Abbildungsverzeichnis	81
7.2.	Tabellenverzeichnis.....	84
7.3.	Literaturverzeichnis.....	86
8.	Danksagung.....	95

Abkürzungsverzeichnis

2D	Zweidimensional
3D	Dreidimensional
AF	Anulus fibrosus
AR	Axiale Rotation
BS	Bandscheibe
BU	Bewegungsumfang
CT	Computertomographie
EMO	Elektromagnetisches Ortungssystem
FE	Flexion-Extension
HWS	Halswirbelsäule
IQR	Interquartilsabstand (Interquartilsrange)
KL	Kapselligamente
LB	Laterale Beugung
LF	Ligamentum flavum
LIS	Ligamentum interspinale
LIT	Ligamentum intertransversarium
LLA	Ligamentum longitudinale anterius
LLP	Ligamentum longitudinale posterius
LSS	Ligamentum supraspinale
MFG	Magnetfeldgenerator
MS	Momentsensoren
NAT	Native Wirbelsäulenfunktionseinheiten (WFE) bei $\pm 0,5$ Nm
NAT H	Native Wirbelsäulenfunktionseinheiten (WFE) bei $\pm 1,0$ Nm
NP	Nucleus pulposus
WB	Wirbelbogen
WFE	Wirbelsäulenfunktionseinheit
WK	Wirbelkörper
WPS	Wirbelsäulenprüfstand

1. Einleitung

1.1. Klinischer Hintergrund der Arbeit

1.1.1. Anatomie der Wirbelsäule

Die Wirbelsäule besteht aus 33 Wirbeln. Davon werden die sieben *kranial* gelegenen der Halswirbelsäule (HWS) zugeordnet, welche eine leicht *lordotische* Stellung aufweist (Holck, 2010). Ein Wirbel besteht jeweils aus einem *ventral* gelegenen *Corpus vertebrae* (Wirbelkörper, WK), den beidseits nach *lateral* gerichteten *Processus transversi* (Querfortsätze) und dem *dorsal* angrenzenden *Arcus vertebrae* (Wirbelbogen, WB), welcher sich in den *Processus spinosus* (Dornfortsatz) fortsetzt (Abbildung 1).

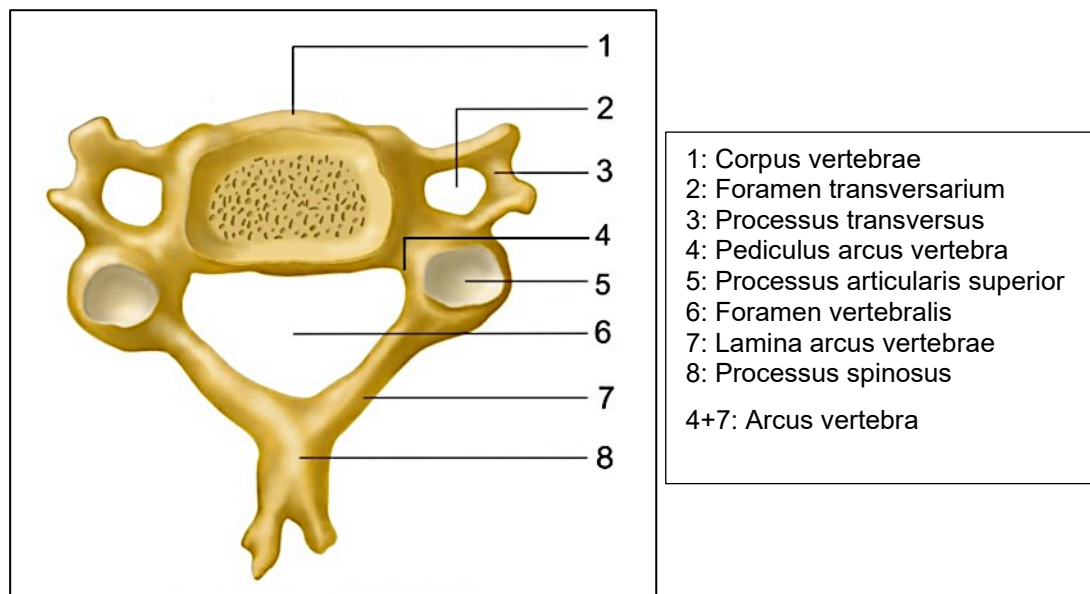


Abbildung 1: Anatomie eines Halswirbels von kranial in Anlehnung an Ludwisiak et al. (2019).

Wie die meisten humanen Knochen, besteht ein WK aus *spongösem* Knochen, der von der *Substantia compacta* (Kompakta) umgeben ist. Durch diese werden die Endplatten der WK gebildet. Zwischen den Endplatten zweier benachbarter WK befindet sich jeweils ein *Discus intervertebralis* (Bandscheibe, BS). (Whitney & Alastra, 2023)

Der WB besteht hingegen ausschließlich aus *Substantia compacta*. Die dorso*lateral* aus dem WK entspringenden Anteile des WBs werden *Pediculus arcus vertebrae* (Pedikel) genannt. Diese gehen nach *dorsal* in die konvergierend verlaufenden *Laminae arcus vertebrae* (Bogenplatten) über, welche gemeinsam den *Processus spinosus* bilden. Die sich zwischen dem WK und WB befindenden

Foramina vertebralia (Wirbellöcher) aller Wirbel bilden den Spinalkanal, in welchem sich das Rückenmark befindet (Abbildung 1). Von diesem zweigen sich die Spinalnerven ab und verlaufen durch die *Foramina intervertebralia* (Zwischenwirbellöcher), welche sich zwischen den Pedikeln benachbarter Wirbel befinden (Abbildung 1). (Holck, 2010; Whitney & Alastra, 2023)

Die Facettengelenke werden jeweils durch einen *inferioren Processus articularis* (Gelenkfortsatz) des *kranial* und einen *superioren Processus articularis* des *kaudal* gelegenen Wirbels gebildet (Abbildung 1). Diese *Processus spinosi* entspringen den Pedikeln des WBs und sind von hyalinem Knorpel umgeben. Durch die umgebende Gelenkkapsel mit den Kapselligamenten (KL) erfolgt eine Stabilisierung der Gelenke. (Whitney & Alastra, 2023)

Die BS befindet sich zwischen den Endplatten der beiden angrenzenden knöchernen WK. Sie besteht im Wesentlichen aus zwei Teilen: dem *Annulus fibrosus* (AF) und dem *Nucleus pulposus* (NP) (Modic et al., 1988; Nesson et al., 2008). Der AF besteht aus konzentrisch angeordneten Kollagenfasern, welche mit den knöchernen Endplatten der WK verbunden sind. Er umgibt den zentral gelegenen wasser- und proteoglykanreichen NP. Der Wassergehalt und der sich darin befindende Druck variiert je nach Gesundheitsstatus und körperlicher Aktivität. (Nesson et al., 2008)

Weitere passive Strukturen der Wirbelsäule sind die Ligamente (Panjabi, 1993). Direkt an den WK angrenzend befinden sich *ventral* das *Ligamentum longitudinale anterior* (LLA) (vorderes Längsband) und *dorsal* das *Ligamentum longitudinale posterior* (LLP) (hinteres Längsband) (Bogduk, 2016; Whitney & Alastra, 2023). Sie erstrecken sich von C2 bis zum *kaudalen* Ende der Wirbelsäule und stellen somit die längsten Ligamente der Wirbelsäule dar (Bogduk, 2016; Yoganandan et al., 2000). Zwischen den *lateralen Processus transversi* befindet sich das *bilateral* angelegte *Ligamentum intertransversarium* (LIT). Weiter *dorsal* findet sich das *Ligamentum flavum* (LF) zwischen benachbarten *Laminae arcus vertebrae*, das *Ligamentum interspinale* (LIS) zwischen benachbarten *Processus spinosi* und das auf den *Processus spinosi* liegende *Ligamentum supraspinale* (LSS). (Johnson et al., 1975)

Die drei zuletzt genannten Ligamente bilden mit den KL den *posterioren* ligamentären Komplex (Holdsworth, 1970).

Auf die Funktionalität der Ligamente wird im Kapitel 1.1.3 eingegangen.

1.1.2. Besonderheiten der HWS

Als Verbindung zum restlichen Körper stellt die HWS eine wichtige Stabilisationsstruktur für den Kopf dar. Zudem dient sie dem Schutz des Rückenmarks, des Hirnstamms sowie deren versorgenden Blutgefäße (Moskovic, 2012). Damit sichert sie grundlegende sensorische und motorische Funktionen, wie das Sehen, Hören oder Schmecken (Bogduk, 2016; Bogduk & Mercer, 2000).

Diese Funktionen können durch den Aufbau der HWS realisiert werden. Dieser lässt sich in drei strukturelle Abschnitte einteilen: Die *suboccipitale* Zone (C1), die Übergangszone (C2) und die typische Zone (C3-7) (Bogduk, 2016; Bogduk & Mercer, 2000; Holck, 2010). Letztere, auch als *subaxiale* Zone (Matschke et al., 2015) bezeichnet, wird in der vorliegenden Studie verwendet.

Die *suboccipitale* Zone zeichnet sich durch einen grundlegend anderen Aufbau als der Rest der Wirbelsäule aus und bildet eher mit dem Kopf als mit der HWS eine funktionelle Einheit. In ihrem Zentrum steht der WK C1, auch *Atlas* genannt. Er besitzt keinen WK, sondern einen *anterioren* und *posterioren Arcus atlantis* (*Atlas*-Bogen). Diese verbinden die *lateral* gelegenen knöchernen Verdickungen, welche als *Massae laterales* bezeichnet werden. Sie besitzen je eine *kraniale* und *kaudale* Gelenkfläche, wobei die *kraniale* mit der *ipsilateralen* Hinterhauptskondyle des Schädels artikuliert. Dieses Gelenk wird als *Atlanto-Occipital*-Gelenk bezeichnet. Es dient der Lastübertragung vom Kopf auf die HWS und ist in seiner Bewegung eingeschränkt. (Bogduk, 2016)

Des Weiteren weicht die ligamentäre Anatomie in dieser Zone von der der restlichen HWS ab (Bogduk, 2016; Lustrin et al., 2003), weswegen sich in dieser Studie auf die Segmente C2 bis C7 beschränkt wird.

Daran angrenzend befindet sich mit dem *Axis* (C2) die Übergangszone. Die *kranial* gelegene Fläche artikuliert mit dem zuvor beschriebenen *Atlas*. Er sitzt wie ein Ring auf dem zentralen Vorsprung des *Axis*, dem *Dens axis*. Durch die *lateral* gelegenen Gelenkflächen beider WK werden die *lateralen Atlanto-Axial*-Gelenke und durch den *Dens axis* und den vorderen Atlasbogen das zentrale *Atlanto-Axial*-Gelenk gebildet. (Bogduk, 2016)

Der *kaudale* Anteil des *Axis* weist den Aufbau eines *subaxialen* WKs auf. Seine Artikulation mit C3 weist wie die restliche HWS den typischen Aufbau auf (Bogduk, 2016). In der vorliegenden Studie werden daher die Segmente C2-7 verwendet, da diese eine hohe intersegmentale Vergleichbarkeit aufweisen.

Weitere Besonderheiten der *subaxialen* HWS sind die sich an der Oberseite jedes *subaxialen* Hals-WKs befindenden randständigen *Processus uncinati* (Holck, 2010). Diese entwickeln sich erst im Kleinkindalter und erzeugen im adulten Alter eine in der Transversalebene konkave Deckplatte der WK, welche zu einer *lateralen* Stabilisierung führt. (Holck, 2010; Rahman & J, 2023)

Auch die BS weist in der HWS Besonderheiten auf. Der AF ist hier bei Erwachsenen halbmondförmig ausgebildet, wohingegen bei Kindern eine konzentrische Form vorzufinden ist. Durch die zunehmende Rotationsbewegung und -belastung reduziert sich der *posterolateral* gelegene AF-Anteil. (Bogduk, 2016)

Die *Processus spinosi* zeichnen sich in der HWS durch ihre endständigen Bifurkationen aus (Abbildung 1). Diese dienen der Befestigung des *Ligamentum nuchae*, welches einen Ansatzpunkt für die Halsmuskulatur darstellt. In dem Vorhandensein der restlichen zuvor vorgestellten Ligamente unterscheidet sich die HWS nicht von der restlichen Wirbelsäule. (Rahman & J, 2023)

Die *Processus transversi* der HWS zeichnen sich durch die *Foramina transversaria* aus. Durch diese verlaufen *kranial* ab C6 die gehirn- und rückenmarkversorgenden *Arteriae vertebrales* und die abführenden *Venae vertebrales*. (Prince & Ahn, 2013)

1.1.3. Biomechanik der HWS

In diesem Abschnitt wird sich auf die in dieser Studie verwendeten *subaxialen* Halswirbel beschränkt.

Im Allgemeinen lassen sich an der HWS sechs Freiheitsgrade beobachten (Panjabi et al., 1981). Diese entstehen durch eine Translation bzw. Rotation um die drei Achsen: X (horizontal), Y (sagittal) und Z (vertikal). Durch die Rotation um diese Achsen entstehen die folgenden Bewegungen der HWS: Flexion, Extension (FE), rechts- und linksseitige *laterale* Beugung (LB) sowie rechts- und linksseitige *axiale* Rotation (AR). Tritt eine Translation oder Rotation entlang bzw. um eine Achse gleichzeitig mit einer Translation oder Rotation entlang bzw. um eine andere Achse auf, nennt man dies gekoppelte Bewegung. (Moskovic, 2012) Limitiert werden die durch die Muskulatur induzierten und durch die Form der knöchernen Anteile geformten Bewegungen der HWS durch die BS, die Ligamente und die Facettengelenke (Bogduk & Mercer, 2000; Goel et al., 1984). Durch diese Mechanismen ist trotz des komplexen und flexiblen Bewegungs-

musters ein Erhalt der bereits erwähnten sensorischen und motorischen Funktionen möglich. Von der Arbeitsgruppe um Johnson et al. (1975) werden die Ligamente als ein Hauptstabilisator der HWS bezeichnet. Sie sind in der HWS aufgrund der hohen Flexibilität im Vergleich zu den anderen Wirbelsäulenabschnitten besonders wichtig (Moskovic, 2012). Ihre Funktion basiert auf der begrenzten Dehnbarkeit bei Belastungen entlang ihrer Faserverläufe (Moskovic, 2012). Diese kann durch Verletzungen der entsprechenden Strukturen beeinträchtigt oder verändert sein.

Diese Funktionalität der Ligamente und damit auch der Bewegungsumfang (BU) der HWS kann inter- als auch intraindividuell stark variieren. (Anderst et al., 2013; Goel et al., 1984; Moskovic, 2012).

Des Weiteren verändert sich der BU bei Patient*innen mit Wirbelsäulenpathologien. Beispielsweise wird er durch hochgradige degenerative BS-Veränderungen und einem fortgeschrittenen Alter reduziert (Lansade et al., 2009; Miyazaki et al., 2008). Bei dem Einfluss des Geschlechts auf den BU herrscht Uneinigkeit (Lansade et al., 2009; McClure et al., 1998).

1.1.4. Verletzungen der HWS

Die HWS ist durch ihren langen schlanken Aufbau und ihre hohe Flexibilität bei gleichzeitig großer Last durch den Kopf für Pathologien anfällig (Bogduk, 2016). Diese reichen von degenerativen Veränderungen, wie Spinalkanalstenosen, *Spondylolisthesen* und BS-Degenerationen bis hin zu traumatisch bedingten Verletzungen, wie Luxationen der Facettengelenken, Frakturen oder Ligamentrupturen (Eddy et al., 2005; Holdsworth, 1970; Nikkhoo et al., 2019). Aufgrund der engen Lagebeziehung zu lebenswichtigen Strukturen wie dem Rückenmark oder Hirnstamm machen sich die HWS-Verletzungen meist durch schwerwiegende Symptome wie chronische Schmerzen, Gedächtnisverlust, *Parästhesien* oder *Paresen* bis hin zur *Tetraparese* bemerkbar (Eddy et al., 2005; Holdsworth, 1970; Ivancic et al., 2009).

Durch die hohe Anzahl der Verletzungen und die langandauernden und aufwendigen Therapien der Verletzungsfolgen entstehen hohe sozioökonomische Belastungen (Ivancic et al., 2009; Richter, Otte, et al., 2000).

Im Folgenden wird sich wegen der Komplexität des gesamten Themenfeldes und der Relevanz für die vorliegende Arbeit insbesondere auf *discoligamentäre* HWS-Verletzungen konzentriert.

1.1.4.1. Ätiologie *discoligamentärer* HWS Verletzungen

Die meistbeschriebene Ursache von *discoligamentären* HWS-Verletzungen sind Hochrasanztraumata, wie zum Beispiel Verkehrsunfälle (Bucholz et al., 1979; Richter, Wilke, et al., 2000). Durch das dabei möglicherweise auftretende Schleudertrauma und die damit einhergehende abrupte Extension und Flexion werden die *discoligamentären* Strukturen der HWS maximal belastet (Jörg & Menger, 1998; Moskovic, 2012). Sowohl die *anterioren* als auch die *posterioren* Strukturen sind dabei gefährdet. Bei der meist zuerst auftretenden Extension entsteht eine Zugbelastung der *anterioren* Strukturen, wie dem LLA und der BS, und eine Kompression der *posterioren* Strukturen wie den Facettengelenken und den *Processus spinosi*, wodurch es zu Knochen-Knochen-Kontakt mit resultierenden Frakturen kommen kann (Barnsley et al., 1994; Jörg & Menger, 1998; Panjabi et al., 1998). Bei der darauffolgenden Flexion liegt eine Kompression der *anterioren* und eine Zugbelastung der *posterioren* Strukturen vor, woraus ebenfalls Verletzungen resultieren können (Barnsley et al., 1994).

1.1.4.2. Ligamentverletzungen

Resultierend aus den zuvor beschriebenen Verletzungsmechanismen können Überdehnungen, Partialrupturen, Rupturen oder Avulsionen der Ligamente auftreten (Ivancic et al., 2004). In der Literatur wird vor allem über (Partial-) Rupturen der LIS, LSS, LF, LLP, LLA und KL berichtet (Vaccaro et al., 2001). Aber auch das LIT kann rupturieren und potenziell zu einer Instabilität der HWS oder Veränderung des BUs beitragen. Die LIT-Ruptur ist möglicherweise eine Voraussetzung für eine unilaterale Facettengelenksluxation (Sim et al., 2001). Aufgrund dessen wird in der vorliegenden Studie die Gesamtheit der aufgeführten Ligamente untersucht.

1.1.4.3. Folgen und klinische Symptome

Durch Ligamentverletzungen verursachte Symptome wie Schmerzen, *Parästhesien* oder Muskelschwäche (Bogduk, 2016; Eddy et al., 2005) können sofort nach dem Trauma oder zeitlich versetzt auftreten (Jörg & Menger, 1998). Unmittelbar nach Schleudertraumata sind meist Nacken- oder Kopfschmerzen mit Ausstrahlungstendenz, Visuseinschränkungen und Schwindel bemerkbar (Barnsley et al., 1994). Zudem entsteht durch die geringere bzw. fehlende Funktion der verletzten Ligamente ein höherer BU und daraus resultierend eine

Instabilität der HWS (Jörg & Menger, 1998). Diese führt aufgrund der Kraftumverteilung bei mangelnder Behandlung in der Regel zur Degeneration von angrenzenden Strukturen wie zum Beispiel den Facettengelenken oder den BS (Ivancic et al., 2004). Eintretende Pathologien sind beispielsweise Facettengelenksarthrosen, *Spondylosen* und Spinalkanalstenosen bis hin zur *progressiven cervicalen Myelopathie*, welche in neuen Symptomen wie Balance- und Gangstörungen, Einschränkungen des Sehens, der Motorik und Sensorik sowie Schmerzen resultieren können (Jörg & Menger, 1998; Rauschning et al., 1989). Eine Chronifizierung dieser Symptome ist bei rein ligamentären Verletzungen, die nicht angemessen therapiert werden, nicht unwahrscheinlich (Bunketorp et al., 2002). Der Grund dafür liegt in einer möglichen Narbenbildung und dadurch instabilen Verhältnissen, wohingegen knöcherne Frakturen stabil verheilen (Adams et al., 2016).

1.2. Aktueller Forschungsstand

Seit Ende des 20. Jahrhunderts rückt die Erforschung der HWS-Strukturen und ihre Funktion zunehmend in den Fokus vieler Wissenschaftler*innen (Goel et al., 1984; Panjabi et al., 1975). Heute existiert eine Vielzahl von *in-vivo* und *in-vitro* Studien, welche von Resektionsstudien an Schafs- oder anderen Tier-HWS bis hin zur nicht-invasiven BU-Messung an menschlichen Proband*innen reichen (DeVries et al., 2012; Oxland et al., 1991; Yu et al., 2019). Es wird sich zunächst aufgrund der Relevanz für diese Arbeit auf die *in-vitro* Ligament- und Facetten-Resektionsstudien an der HWS begrenzt. Diese verfolgen im Allgemeinen das Ziel, die Funktion bestimmter Strukturen zu bestimmen, indem in der Regel der BU vor und nach der entsprechenden Resektion quantifiziert und verglichen wird (Wen et al., 1993).

Dabei variiert die Vorgehensweise zwischen den Studien. Einige Studien untersuchen einzelne Wirbelsäulenfunktionseinheiten (WFE) (DeVries et al., 2012; Hartman et al., 2016; Jonas et al., 2020; Panjabi et al., 1975; Wen et al., 1993), welche als jeweils zwei benachbarten WK mit der dazwischen liegenden BS, den Facettengelenken und den Ligamenten definiert sind (Moskovic, 2012). Andere Studien führen die Resektionen an Proben aus mehreren HWS-Segmenten (Espinoza-Larios et al., 2007; Goel et al., 1984; Kretzer et al., 2010; Pitzen et al., 2003; Rasoulinejad et al., 2012; Richter, Wilke, et al., 2000) oder an vollständigen Kadavern, inklusive des Kopfes (Brown et al., 2005), durch.

Außerdem variiert die Reihenfolge der Resektionen. Einige Forschende, wie Richter, Wilke et al. (2000) beginnen bei den *anterior* gelegenen Strukturen und reseziern sequenziell in die *posteriore* Richtung. Andere beginnen bei den *posterioren* Strukturen und reseziern sequenziell in die *anteriore* Richtung (Brown et al., 2005; Goel et al., 1984). Darüber hinaus wird in einigen Studien neben den Ligamenten und Facettengelenken auch die BS beschädigt oder entfernt (DeVries et al., 2012; Espinoza-Larios et al., 2007; Kretzer et al., 2010; Pitzen et al., 2003). Zusätzlich variieren einige Forschungsgruppen die Resektionsreihenfolge innerhalb einer Studie. Beispielsweise wählt Wen et al. (1993) für die verschiedenen Bewegungsrichtungen verschiedene Resektionsreihenfolgen, wobei sich ebenfalls die resezierten Ligamente unterscheiden (Tabelle 1).

Tabelle 1: Übersicht über HWS-Resektionsstudien, dem Studienziel, dem Studienzziel, der verwendeten Last (Nm), den resezierten Strukturen und den statistisch signifikanten BU-Erhöhungen.

Studie	Studiensziel	HWS-Ebene(n)	Last (Nm)	Resezierte Strukturen	Signifikante BU-Erhöhung
(Espinoza-Larios et al., 2007)	Vergleich verschiedener Stabilisierungssysteme der HWS	C4-T1	± 1,5	1. LLA, LSS, LIS, KL, LF, LLP, AF, NP (C5-7)	<u>FE</u> , <u>LB</u> , <u>AR</u> : nicht signif.
(Goel et al., 1984)	Vergleich der HWS-Kinematik im intakten, verletzten und stabilisierten Zustand	C4/5, C5/6	± 0,3	1. LSS, LIS (C5/6) 2. + LF (C5/6) 3. + KL (C5/6) 4. + Stabilisation (C5/6)	Flexion: C4/5: 1-3; C5/6: 2-3 <u>E</u> xtension: C5/6: 3 <u>re. LB</u> : C4/5 + C5/6: 3 <u>re. AR</u> : C5/6: 3
(Hartman et al., 2016)	Mechanische Rolle der posterioren HWS-Strukturen	C6/7	± 2,5	1. LSS, LIS 2. + LF 3. + KL 4. + Facetten	<u>Flexion</u> : 1 <u>E</u> xtension: 4 <u>LB</u> : 4 <u>AR</u> : 4
(Jonas et al., 2020)	Auswirkungen der funktionellen Strukturen auf die HWS-Bewegung	C2/3, C4/5, C6/7	± 1	1. LIS 2. + LF 3. + KL 4. + WB 5. + LLP 6. + LLA	<u>FE</u> : C2/3: 1-6; C4/5: 1,2,4-6; C6/7: 1-3,5,6 <u>LB</u> : C2-7: 1-6 <u>AR</u> : C2/3: 3-6; C4/5: 1-6; C6/7: 3-6
(Pitzen et al., 2003)	Effektivität von Stabilisierungsmaßnahmen der HWS bei posterioren HWS-Verletzungen	C5/6	± 1,5	1. BS, LLA, LLP 2. + LSS, LIS 3. + LF 4. + KL 5. + Facetten	<u>FE</u> : 4, 5 <u>LB</u> : 4, 5 <u>AR</u> : 4, 5
(Rasoulinejad et al., 2012)	Bedeutung der posterioren osteoligamentären Strukturen und der unilateralen Facettenverletzung für die HWS	C3/4	± 1,5	1. Lig. nuchae, LIS, LF 2. + KL 3. + 1/2 Facette 4. + 1/2 Facette	<u>FE</u> : 1 <u>LB</u> : 2 + 4 <u>AR</u> : 1 + 4
(Richter, Wilke et al., 2000)	Stabilität von discoligamentären Verletzungen der HWS	C5/6	± 2,5	1. LLA, LIT 2. + BS-Inzision 3. + LF, LSS, LIS 4. + Facetten	<u>FE</u> : 1-4 <u>LB</u> : nichts signif. <u>AR</u> : 4
(Wen et al., 1993)	Biomechanik der HWS bei ligamentären Verletzungen	C2/3, C4/5, C6/7	0,1 - 4,5	LSS, LIS, LF, KL, LLP, LLA in verschiedenen Reihenfolgen	Flexion: LSS + LIS + re. LF <u>E</u> xtension: LLA <u>LB</u> : KL, LSS + LIS + re. LF <u>AR</u> : LSS + LIS + re. LF

Darüber hinaus liegt der Fokus auf verschiedenen Ligamenten. So resezierten beispielsweise Goel et al. (1984), Rasoulinejad et al. (2012) und Hartman et al. (2016) ausschließlich die *posteriores* Ligamente. Zudem wird bei nahezu allen Studien das LIT nicht berücksichtigt (Brown et al., 2005; DeVries et al., 2012; Goel et al., 1984; Jonas et al., 2020; Rasoulinejad et al., 2012; Wen et al., 1993). Bei einigen Studien dienen die Ligament- und Facettenresektionen primär dem Vergleich des BUs vor und nach einem Einsatz von Fixierungs- und Prothesenmaterialien (Espinoza-Larios et al., 2007; Pitzen et al., 2003). (Tabelle 1)

Eine Gemeinsamkeit des Großteils der Studien stellen die untersuchten Bewegungsrichtungen FE, LB und AR dar (DeVries et al., 2012; Goel et al., 1984; Jonas et al., 2020; Rasoulinejad et al., 2012; Richter, Wilke, et al., 2000; Wen et al., 1993), wobei sich einige Studien auf die FE beschränken (Brown et al., 2005) oder zusätzlich gekoppelte Bewegungen untersuchen (DeVries et al., 2012; Panjabi et al., 2001). Zur Initiierung dieser Bewegungen verwenden die meisten Studien reine Momentbelastungen (Jonas et al., 2020; Panjabi et al., 2001; Pitzen et al., 2003; Richter, Wilke, et al., 2000), welche von 0,3 Nm (Goel et al., 1984) bis 4,5 Nm (Wen et al., 1993) reichen.

Insgesamt lässt sich eine große Varianz in dem Studienaufbau und den Studienergebnissen zur Auswirkung von Ligament- und Facettenresektionen auf den BU feststellen (Liebsch & Wilke, 2022). Allgemeiner Konsens besteht in den Punkten, dass die *anterioren* Strukturen insbesondere die Extension und die *posteriores* Strukturen insbesondere die Flexion einschränken (DeVries et al., 2012; Panjabi et al., 1975; Wen et al., 1993). Zudem stellt die Rotation um die X-Achse (FE) in den meisten Studien die sensitivste Bewegungsrichtung mit der größten Bewegungszunahme nach den Resektionen dar (Kretzer et al., 2012; Liebsch & Wilke, 2022; Richter, Wilke, et al., 2000). Meist wird eine große Zunahme des BUs nach der Resektion der KL bzw. der Facettengelenke beobachtet (DeVries et al., 2012; Goel et al., 1984; Hartman et al., 2016; Pitzen et al., 2003; Rasoulinejad et al., 2012) (Tabelle 1). Die Ergebnisse über die genauen Funktionsanteile und -werte der einzelnen Strukturen unterscheiden sich jedoch und sind durch die beschriebenen Unterschiede im Studiendesign eingeschränkt vergleichbar (Tabelle 1).

1.3. Aktuelles Forschungspotenzial

Aus den verschiedenen Vorgehensweisen der vorgestellten Studien resultieren einige Einschränkungen. Zum einen befassen sich einige Forschende mit einzelnen HWS-Ebenen, wie beispielsweise Hartman et al. (2016), welche sich auf C6/7 konzentrieren. Zum anderen wird sich meist auf spezielle Ligamente begrenzt (Hartman et al., 2016) oder der BU nach der kombinierten Resektion mehrerer Ligamente gemessen (Espinoza-Larios et al., 2007; Pitzen et al., 2003; Wen et al., 1993) (Tabelle 1). Durch dieses Studiendesign lassen sich keine Rückschlüsse auf die einzelnen Funktionen jedes Ligaments ziehen. Außerdem werden einige Studien an HWS von Schafen durchgeführt (DeVries et al., 2012), was zu einer eingeschränkten Übertragbarkeit auf die humane HWS führt (Kandziora et al., 2001).

Des Weiteren unterscheidet sich die Art der Datendarstellung. Viele Forschende stellen die Durchschnittswerte und Standardabweichungen der BU, aber nicht das Verhalten der WFE unterhalb der Maximallast, dar (Jonas et al., 2020; Wen et al., 1993). Dazu wäre eine Darstellung in Form von Kurvendiagrammen nötig, in welchen die Position der WFE gegen die einwirkende Last aufgetragen wird. Diese Darstellung wird beispielweise von Goel et al. (1984), DeVries et al. (2012) und Hartman et al. (2016) gewählt. Jedoch weisen diese Studien folgende Einschränkungen auf. Goel et al. (1984) und DeVries et al. (2012) veröffentlichen die Kurvendiagramme der intakten HWS und DeVries et al. (2012) führen die Studie zudem an Schafs-HWS durch. Die Forschungsgruppe um Hartman et al. (2016) präsentiert Kurvendiagramme von Resektionsstadien der *posteriores* Ligamente des HWS-Segmentes C6/7.

Demzufolge fehlt es an Ergebnissen und Erkenntnissen über die Resektion aller typischen ligamentären Strukturen auf der gesamten *subaxialen* HWS-Länge und dem Verhalten der HWS bei kontinuierlicher Laststeigerung.

Daraus ergibt sich die Forschungsfrage:

Welche Auswirkungen hat die sequenzielle Ligament- und Facettenresektion bei kontinuierlicher Laststeigerung auf die Biomechanik von humanen subaxialen Kadaver-Halswirbelsäulen?

2. Zielsetzung

Die vorliegende Arbeit verfolgt das Ziel, schrittweise verschiedene pathologische Zustände der HWS durch sequenzielle Resektionen an humanen HWS-Proben zu simulieren. Dazu werden magnetfeldgesteuerte biomechanische BU-Analysen durchgeführt, um mögliche Rückschlüsse auf ähnliche Verletzungsmuster ziehen zu können.

Auf Grundlage dessen, werden in der vorliegenden Arbeit sämtliche typische Ligamente der WK C2-7 analysiert und der BU der konsekutiven Resektionsstadien, sowie dessen Veränderung in Abhängigkeit der einwirkenden Last dargestellt. Die Positionsänderung in den drei Bewegungsrichtungen (FE, LB, AR) wird kontinuierlich über den gesamten Lastvariationsbereich in Form von Kurvendiagrammen dargestellt.

Die Ergebnisse dieser Studie, welche die Grundlagen der Biomechanik und Medizin vereint, sind sowohl für klinisch tätige Ärzt*innen als auch für Forschende verschiedenster Fachrichtungen relevant.

Arbeitshypothesen:

1. Mit zunehmender Anzahl der resezierten Strukturen nimmt der BU der WFE zu.
2. Die stärkste Bewegungsbeeinflussung resultiert in die gegenüberliegenden Bewegungsrichtung zur resezierten Struktur.
3. Der BU sowie die Rolle der einzelnen Strukturen variieren zwischen den verschiedenen HWS-Ebenen.
4. Der BU der WFE der *subaxialen* HWS vergrößert sich *in-vitro* bei kontinuierlicher Laststeigerung nicht-linear.
5. Das LIT ist relevant für die Beweglichkeit der HWS-WFE.

3. Material und Methoden

3.1. Versuchsmaterial

Das Versuchsmaterial ist in Tabelle 2 und Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 2: Übersicht der Materialien zur Versuchsvorbereitung.

Probenmaterial	
Humane Halswirbelsäulen (C2-C7)	Institut für Molekulare und Zelluläre Anatomie, Uniklinik Aachen, RWTH Aachen, Deutschland
Schafswirbelsäule	Institut für Versuchstierkunde, Uniklinik Aachen, RWTH Aachen, Deutschland
Präparationsinstrumente	
Einmal-Skalpelle (No. 11 und 21)	FEATHER Safety Razor Co. Ltd., Ohyo-do-Minami 3-Chome Kita-Ku, Osaka 531-0075, Japan
Pinzetten (chirurgisch und anatomisch)	
Bohrschrauber	BOSCH GSR 18 V-21, Robert Bosch Power Tools GmbH, Leinfelden-Echterdingen, Deutschland
Elektrische Säge	BOSCH EsayCut 12, Robert Bosch Power Tools GmbH, Leinfelden-Echterdingen, Deutschland
Handbogensäge	
weitere Präparationsmaterialien	
Knetmasse	Play-Doh, HASBRO DEUTSCHLAND GmbH, Neu-Isenburg, Deutschland
Aluminium-Einbettvorrichtung	Scientific Workshop, Aachen, Deutschland
2 Aluminium-Ringe (10 cm Innendurchmesser)	Lehrstuhl für Technologie der Fertigungsverfahren, RWTH Aachen, Deutschland
Kunststoffringe (Polylactid Acid (PLA), 10 cm Innendurchmesser)	Klinik für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Uniklinik Aachen, RWTH Aachen, Deutschland
3D-Drucker	Ultimaker 3 Extend-Drucker, München, Deutschland
Einbettmasse, Polymethylmethacrylat (PMMA)	Technovit, (Heraeus) Kulzer GmbH, Wehrheim, Deutschland
Feinwaage (2000g/0,1g)	Nohlex GmbH, Nuchholz, Deutschland
Frischhaltefolie	Opti Home, QuickPack Haushalt+Hygiene, GmbH, Renningen, Deutschland
Kunststoffschrauben, M4x20mm	keetogether, Nylonschrauben, Sechskantkopf, Donggaun, China

Tabelle 3: Übersicht der Materialien zur Versuchsdurchführung.

Versuchsvorrichtung	
Wirbelsäulenprüfstand (WPS)	DYNA-MESS Prüfsysteme GmbH, Stolberg, Deutschland
Elektromagnetisches Ortungssystem (EMO):	Aurora elektromagnetisches Ortungssystem, NDI Europe GmbH, Radolfzell, Deutschland
<ul style="list-style-type: none"> • Magnetfeldgenerator (MFG) • Schnittstelleneinheit • Systemkontrolleinheit 	
Bewegungssensoren:	Aurora, NDI Europe GmbH, Radolfzell, Deutschland
<ul style="list-style-type: none"> • Aurora 6 DOF Reference (25 mm Disc, Standard) • Aurora Micro 6 DOF Sensor Tool (0.8 x 9mm) 	
Kunststoffschrauben (M8)	
Kochsalzlösung, 0,9% NaCl	B. Braun Deutschland GmbH & Co. KG, Hessen, Deutschland
Software	
MATLAB	Version 9.12.1884302, The MathWorks, MA, USA
Microsoft Excel	Version 16.57, Redmond, WA, USA
SPSS (Statistik- und Analysesoftware)	Version 28.0.0.0, IBM SPSS Statistics, Armonk, New York, USA

Es wurden sieben frisch eingefrorene humane HWS von entsprechenden Körperspender*innen, welche im Zeitraum von 2020 bis 2022 verstorben sind, durch das Institut für Molekulare und Zelluläre Anatomie (Uniklinik Aachen, RWTH Aachen, Deutschland) zur Verfügung gestellt. Die epidemiologischen Daten sind in Tabelle 4 aufgeführt.

Tabelle 4: Epidemiologische Daten der HWS-Proben.

HWS	ALTER (JAHRE)	GESCHLECHT
1	78	weiblich
2	83	weiblich
3	58	männlich
4	93	weiblich
5	82	weiblich
6	88	männlich
7	82	weiblich

Das Durchschnittsalter der Körperspender*innen beträgt 80,57 Jahre, wobei es sich um fünf Frauen und zwei Männer handelte.

Als Ausschlusskriterien gelten makroskopisch und in der CT sichtbare Frakturen und grobe Fehlbildungen, welche bei einer WFE entdeckt wurden. Osteoporotische und degenerierte HWS wurden bewusst miteingeschlossen, um einen möglichen Einfluss dieser Veränderungen zu erforschen. An Daten dieser Art mangelt es aktuell (Jonas et al., 2020). Unter Degenerationen werden im Rahmen dieser Arbeit *Spondylarthosen* (Arthrose der Facettengelenke), beginnende Ligamentossifikationen des LLPs und des LLAs sowie BS-Degenerationen verstanden. Diese liegen in leichten bis schweren Ausprägungsgraden bei 16 der 19 WFE vor.

3.2. Versuchsablauf

3.2.1. Vorbereitende Maßnahmen

Im Folgenden wird auf die Vorbereitung der HWS-Proben und danach auf den Versuchsaufbau eingegangen.

3.2.1.1. Wirbelsäulenpräparation und -einbettung

Zunächst wurden die in Kunststofftüten verpackten gefrorenen HWS in 35°C warmen Wasser für circa 30 Minuten aufgetaut. Insgesamt betrug die Expositionszeit außerhalb des Gefrierschranks weniger als zehn Stunden. Anschließend wurde das Weichteilgewebe (Muskel- und Fettgewebe, Rückenmark und Gefäße) reseziert, sodass ausschließlich die für die Versuche relevanten Strukturen (WK, WB inklusive der Facettengelenke, BS und Ligamente) vorlagen. Zusätzlich wurden die HWS mithilfe von Einmal-Skalpellen, einer Handbogensäge und einer elektrischen Säge in WFE unterteilt. Aufgrund der zur Verfügung stehenden Wirbelsäulen, welche nicht alle C1 bis C7 umfassten, wurden die HWS in WFE der Ebenen C2/3, C4/5 und C6/7 eingeteilt. Dies stellt eine in der Literatur gängige Einteilung dar (Jonas et al., 2020; Panjabi et al., 1975). Zudem wird sich so auf die zuvor beschriebene *subaxiale* HWS beschränkt. Nach der Zerteilung aller Wirbelsäulen lagen sieben C2/3-, sieben C4/5- und fünf C6/7-WFE vor. Die WFE wurden während der Präparation, wie auch im späteren Versuch kontinuierlich alle fünf Minuten mit 0,9%-iger Kochsalzlösung besprüht, um ein Austrocknen zu verhindern (Wilke et al., 2020; Wilke, Wenger, et al., 1998).

Um die Testung mit dem Wirbelsäulenprüfstand (WPS) zu ermöglichen, wurden die *kranialen* bzw. *kaudalen* Anteile der WK jeder WFE mittels Einbettmasse (PMMA) eingebettet (Nicolini, Kobbe, et al., 2022).

Mit dem Ziel einer stabileren Verbindung zur Einbettmasse wurden jeweils ein bis drei M4 Kunststoff-Schrauben in der *kranialen* und *kaudalen* Endplatte oder den *Processus articulares* befestigt (Abbildung 2).

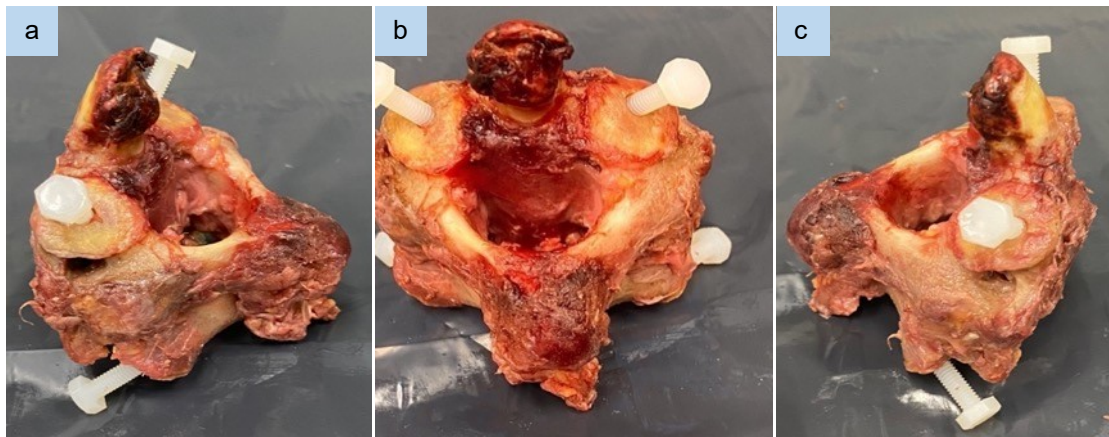


Abbildung 2: Eine WFE (C2/3) nach der Präparation, mit Kunststoffschrauben, Ansicht von links (a), von posterior (b), von rechts (c).

Die zu testenden Strukturen wurden mit Knetmasse bedeckt, sodass es nicht zu einer Beschädigung dieser durch die Einbettmasse kommt (Abbildung 3).

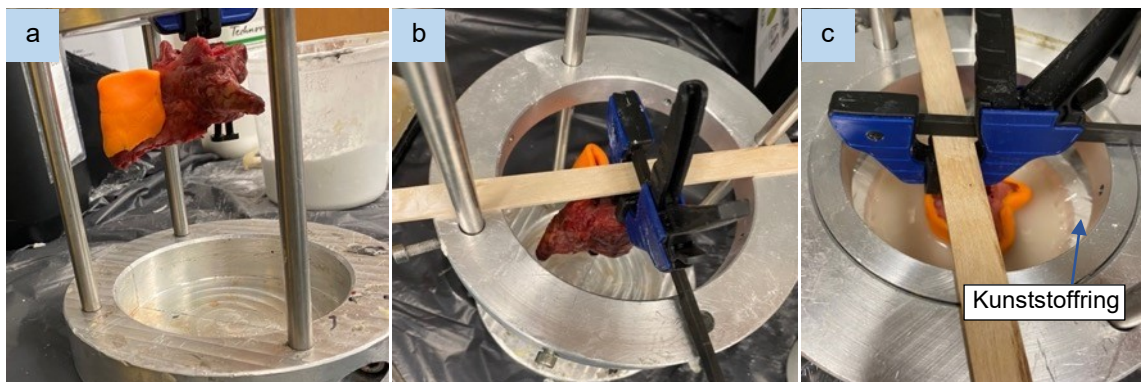


Abbildung 3: Aufbau zur Einbettung des kaudalen Wirbels, Ansicht von lateral (a), von superior (b), mit PMMA in der Einbettform von superior (c).

Im Folgenden wurde die zentral gelegene BS der WFEs, also die sich zwischen C2/3, C4/5 oder C6/7 befindende BS, horizontal in einer speziell angefertigten Aluminium-Einbettvorrichtung (Uniklinik RWTH Aachen, Scientific Workshop, Aachen, Deutschland) ausgerichtet (Abbildung 3). Dabei wurde darauf geachtet, dass sich die WK in einer zentralen Position befanden. Anschließend wurde die Einbettmasse in den unteren Teil der Aluminium-Einbettvorrichtung gefüllt und weiterhin auf eine waagerechte Ausrichtung der WFE geachtet (Abbildung 3c). Nach dem circa fünfzehnminütigen Aushärten der Einbettmasse wurde die Probe vertikal um 180° gedreht und der gesamte Einbettvorgang mit dem zuvor *superioren* Wirbel wiederholt. Dabei wurde die WFE nun an der bereits bestehenden PMMA-Platte in der Aluminiumvorrichtung befestigt, sodass der *kraniale* Anteil der WFE nach *inferior* zeigte (Abbildung 4).

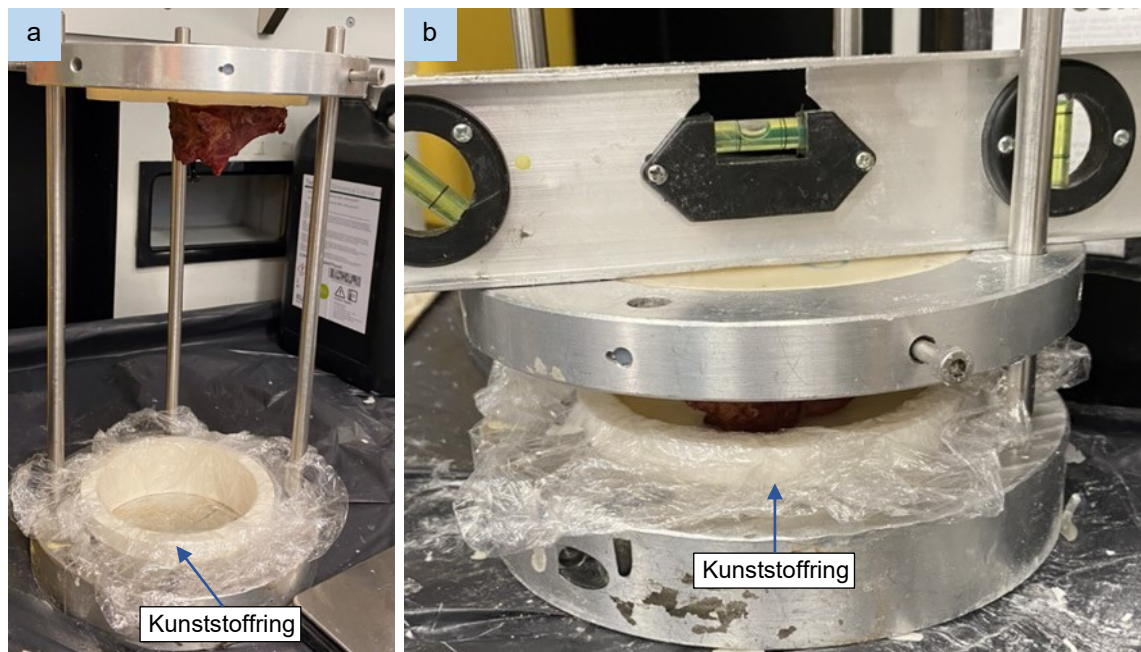


Abbildung 4: Aufbau zum Einbetten des kranialen Wirbels einer WFE (a), während der Einbettung des kranialen Wirbels einer WFE in horizontale Ausrichtung (b).

Zur Anpassung an die geringe Größe und hohe Flexibilität der HWS-Proben, wurde die Einbettvorrichtung durch speziell angefertigte Kunststoff- bzw. Aluminiumringe modifiziert, sodass der Innendurchmesser von zwölf auf zehn Zentimeter verringert wurde (Abbildung 3, Abbildung 4). Dadurch wurde das Risiko des Zusammenstoßens der beiden PMMA-Platten während der Versuche reduziert.

Nach dem Entfernen der Knetmasse wurde zur Fixierung des unteren Bewegungssensors ein Loch mit einem Durchmesser von circa 5,5 mm mit einem Gewinde der Größe M6 in der Medianebene der WFE in die *anterior* gelegene Fläche der untere PMMA-Platte gebohrt.

Veränderungen, wie Frakturen, wurden durch *axiale* und *tangentiale* CT-Aufnahmen der gefrorenen WFE ausgeschlossen (Abbildung 5).



Abbildung 5: CT-Aufnahme der eingebetteten WFE.

Die eingebetteten WFEs wurden schließlich bis zum Testtag bei -20°C eingefroren.

3.2.1.2. Versuchsaufbau

Zunächst wurden die relevanten Komponenten des WPSs befestigt. Das Zahnrad mitsamt seines Aluminiumgestells wurde präzise ausgerichtet und befestigt, um eine optimale Übertragung der Bewegung der vertikal angebrachten Zahnstange zu gewährleisten. (Abbildung 6 a-b, Abbildung 7). Dabei wurde die Zahnstange in die Ausgangsposition (Achse 1: Weg=0mm) eingestellt (Abbildung 6c).

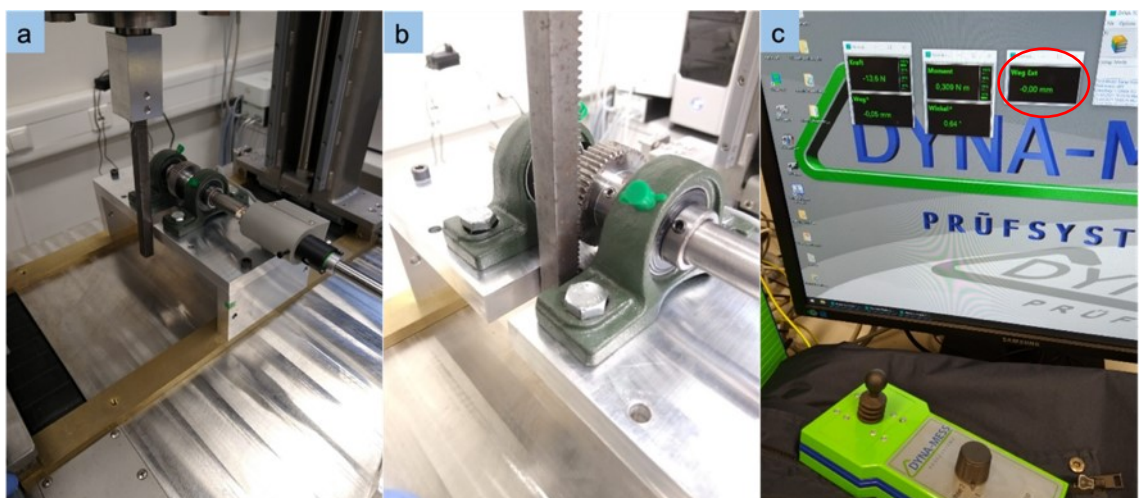


Abbildung 6: Positionierung der Zahnstange und des Zahnrades (a), Nahaufnahme (b); Einstellung der Zahnstange in die Ausgangsposition (Achse 1: Weg= 0 mm), markiert mit rotem Kreis (c).

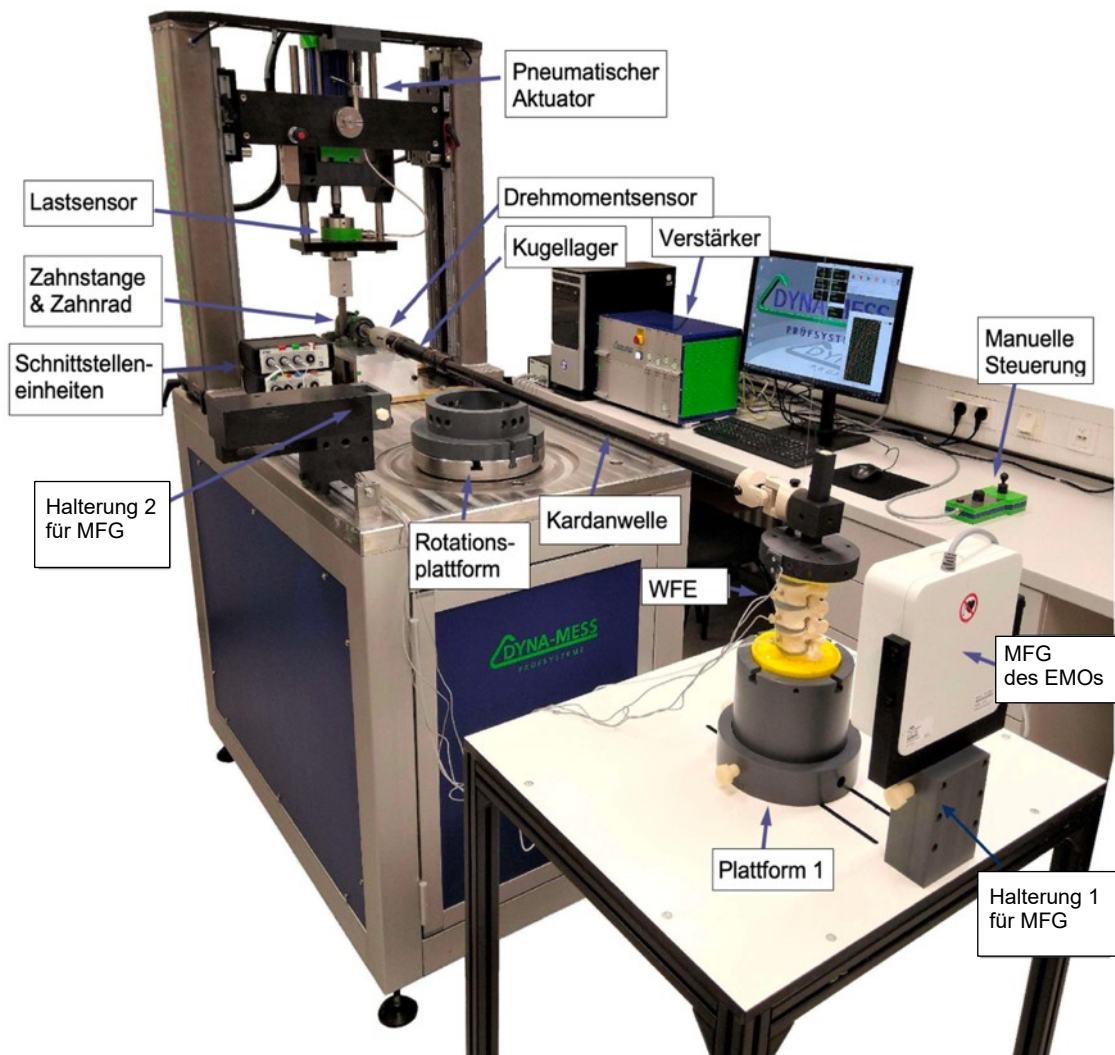


Abbildung 7: Versuchsaufbau gesamt, Aufbau des WPSs und des elektromagnetischen Ortungssystems (EMO) (Sensorposition, WFE-Befestigung und Schnittstelleneinheiten nicht repräsentativ für die vorliegende Studie).

Die zu testende WFE wurde mit der *inferioren* PMMA-Platte in einer Kunststoffplattform mithilfe von vier Kunststoffschrauben befestigt. Wegen des kleineren Durchmessers der PMMA-Platten, war auch hier eine Adaptation der Plattform und des Deckels mithilfe von Kunststoffringen nötig. Analog dazu erfolgte die Befestigung der *superioren* PMMA-Platte in einem Kunststoffdeckel (Abbildung 8).

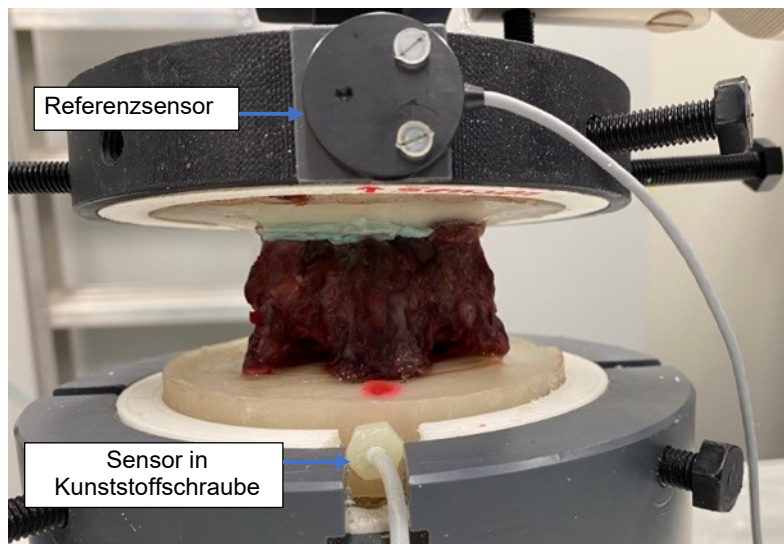


Abbildung 8: WFE in Testvorrichtung, kranial verbunden mit dem Kunststoffdeckel (schwarz), kaudal verbunden mit der Kunststoffplattform (grau), Kunststoffringe zur Anpassung des Durchmessers (weiß), mit Sensoren, von anterior.

Über den Kunststoffdeckel wurde die WFE mithilfe einer Kardanwelle mit dem WPS verbunden (Abbildung 7). Diese ermöglicht durch ein in Richtung des WPS eingebrachtes Kugellager (Abbildung 7) sowie ein in Richtung der WFE eingebrachtes Kardangelenke eine nahezu reibungsfreie Bewegungsübertragung auf die WFE, ohne diese in den fünf sich von der Richtung der einwirkenden Kraft unterscheidenden Freiheitsgrade zu beeinflussen (Nicolini, Kobbe, et al., 2022; Wilke et al., 1994).

Um eine Bewegungsmessung der WFE zu ermöglichen, wurde der Referenzsensor *anterior* an dem Kunststoffdeckel und ein in einer M6-Kunststoffschraube eingebetteter Sensor in dem vorbereiteten Loch in der *anterioren* Kante der *inferioren* PMMA-Platte befestigt. Dabei wurde auf eine exakte Ausrichtung der zwei Sensoren senkrecht übereinander in der Medianebene der WFE, sowie einer in der Transversalebene orthogonalen Position des *inferioren* Sensors zur WFE geachtet. (Abbildung 8)

Der zur Aufzeichnung der Position der Bewegungssensoren nötige Magnetfeldgenerator (MFG) des Aurora elektromagnetischen Ortungssystems (EMO) (NDI Europe GmbH, Radolfzell, Deutschland) wurde auf Halterung 1 bzw. 2 direkt vor der WFE auf Plattform 1 oder der Rotationsplattform befestigt (Abbildung 7, Abbildung 9).

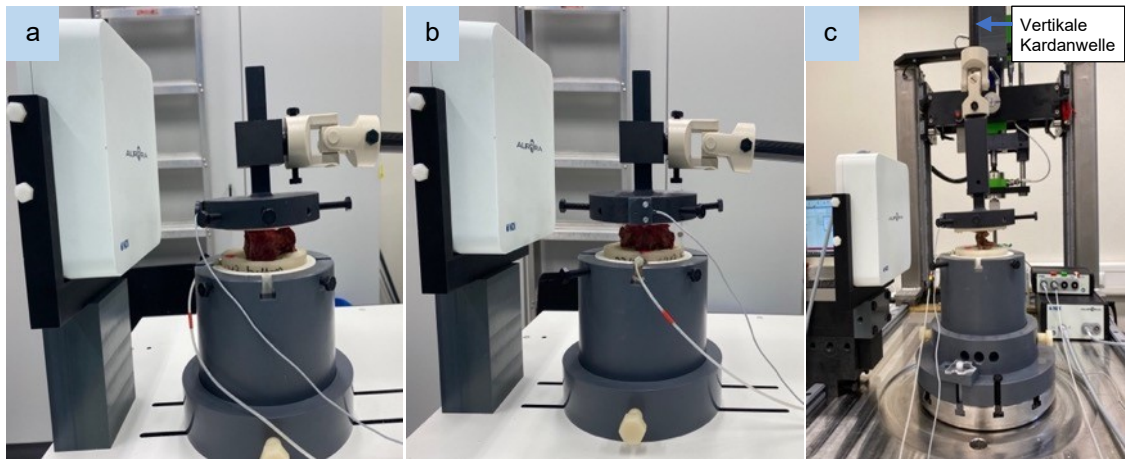


Abbildung 9: Versuchs Aufbau der WFE im WPS, LB-Position (a), FE-Position (b), AR-Position (c).

Das EMO zeichnet die Position und Orientierung der Sensoren in Form von Quaternionen in einer Frequenz von 40 Hz mit Abweichungen kleiner als $0,1^\circ$ und 0,1 mm in einem Volumen von $400 \times 300 \times 300 \text{ mm}^3$ auf (Beckmann et al., 2018; Eschweiler et al., 2016).

Die Kabel der Sensoren und des MFGs wurden mit der Schnittstelleneinheit verbunden, welches die Informationen über die Systemsteuerungseinrichtung weiter zum Computer leitet (Abbildung 10).



Abbildung 10: Schnittstelleneinheit mit angeschlossenen Sensoren (superior), Systemsteuerungseinrichtung (inferior).

Vor dem Testbeginn wurden die Aurora-Sensoren mithilfe einer Kugelvorrichtung kalibriert und das DYNA-MESS-System sowie das NDI-Tracking-System, zur Aufzeichnung der Aurora-Sensoren, am Computer gestartet.

3.2.2. Versuchsdurchführung

Im Voraus der Testungen der humanen WFE wurden zwei Vorversuche an Schafs-WFE durchgeführt. Diese dienten der Optimierung des Testprotokolls und -ablaufs und der Minimierung von Fehlern.

3.2.2.1. Flexibilitätstestungen

Jede WFE wurde durch den maßgefertigten WPS der Firma DYNA-MESS Prüfsysteme GmbH (Stolberg, Deutschland) in den folgenden sechs Bewegungsrichtungen getestet: Extension, Flexion, rechtsseitige LB, linksseitige LB, rechtsseitige AR und linksseitige AR. Dabei wurde Flexion und Extension (FE), rechts- und linksseitige LB und rechts- und linksseitige AR jeweils zusammen getestet. Die Kraftübertragung durch die Zahnstange auf das Zahnrad ermöglicht eine Umwandlung der linearen Bewegung des Pneumatik-Aktuators in eine Rotationsbewegung der Kardan-Welle (Beckmann et al., 2018) (Abbildung 7). Durch die Verbindung der WFE zum Kunststoffdeckel auf Plattform 1 wird die Testung der FE und LB möglich (Abbildung 7, Abbildung 9a-b). Für die LB-Testung wurde die WFE mit der *dorsalen* Fläche in Richtung des WPSs ausgerichtet und für die FE-Testung wurde sie um 90° gegen den Uhrzeiger gedreht (Abbildung 9 a-b).

Für die AR-Testung wurde die WFE mit der Kunststoffplattform auf der Rotationsplattform (Abbildung 7, Abbildung 9c) positioniert und mit einer zweiten Kardanwelle vertikal verbunden. Durch eine Rotation der Rotationsplattform bei gleichzeitiger Fixierung des *kranialen* Teils der WFE durch die Kardanwelle wurde die AR der WFE erzeugt (Abbildung 9c). (Nicolini, Kobbe, et al., 2022)

Über Momentsensoren (MS) in der Rotationsplattform (Nennlast von 100 Nm, DYNA-MESS Prüfsysteme GmbH, Stolberg, Deutschland) bzw. entlang der Kardan-Welle (T4A-Sensoren mit einer Nennlast von 50 Nm, HBM GmbH, Darmstadt, Deutschland) (Nicolini, Kobbe, et al., 2022) (Abbildung 7) wurde das einwirkende Moment mit einer Frequenz von 80 Hz (Brandes et al., 2021) und einem Messfehler von unter 1% des Zielmomentes (Nicolini, Kobbe, et al., 2022) kontrolliert und aufgezeichnet.

Um eine Verzerrung durch eine gleichbleibende Reihenfolge der Bewegungsrichtungen auszuschließen, wurde für jede WFE ein randomisiertes Protokoll dieser mithilfe des Programms Research Randomizer (<https://www.randomizer.org>) erstellt. Demzufolge wurde jede WFE mit einer

individuellen Abfolge der Bewegungsrichtungen in einem jeweiligen Resektionsstadium getestet.

Die humanen WFE wurden nach jeder Resektion in jeder Bewegungsrichtung je drei Belastungszyklen ausgesetzt, wobei ein reines Moment von maximal $\pm 0,5$ Nm verwendet wurde. Die Steigerungsgeschwindigkeit betrug dabei $2^\circ/\text{s}$ in den ersten beiden Zyklen und $1^\circ/\text{s}$ im letzten Zyklus. (Espinoza-Larios et al., 2007; Pitzen et al., 2003; Rasoulinejad et al., 2012).

Zudem wurde für das native Stadium der WFE (NAT) ein zusätzlicher Test mit $\pm 1,0$ Nm (NAT H) durchgeführt, um eine bessere Vergleichbarkeit zur einwirkenden Last *in-vivo* zu gewährleisten. Diese Last wird von Panjabi et al. (2001), welche Versuche an der nativen Wirbelsäule durchführten, als ausreichend für einen physiologischen BU, aber auch gering genug, um keine Schäden an der HWS zu erzeugen, bezeichnet. Die ersten beiden Zyklen dienen der Reduktion des viskoelastischen Effekts der WFE, während der dritte Zyklus die Grundlage der Auswertungen bildet (DeVries et al., 2012; Hartman et al., 2016; Richter, Wilke, et al., 2000; Wilke, Jungkunz, et al., 1998; Wilke, Wenger, et al., 1998).

Die in der Literatur verwendeten Momente variieren von 0,3 bis 4,5 Nm (Goel et al., 1984; Kretzer et al., 2010; Wen et al., 1993), wobei 1,5 bzw. 2,5 Nm am häufigsten verwendet werden (DeVries et al., 2012; Espinoza-Larios et al., 2007; Hartman et al., 2016; Rasoulinejad et al., 2012; Richter, Wilke, et al., 2000). Diese Arbeitsgruppen resezieren allerdings nur einen Teil der HWS-Ligamente oder nutzen zusätzliche Stabilisationsmaßnahmen. Aufgrund dessen und den durchgeführten Vorversuchen wurde in dieser Studie mit $\pm 0,5$ Nm ab dem ersten Resektionsstadium gearbeitet. Dieser Wert befindet sich innerhalb des in der Literatur gängigen Bereichs und reicht für einen physiologischen BU aus (Goel et al., 1984) ohne die WFE bei fortgeschrittenen Resektionsstadien zu schädigen. Die Applikation von einer reinen Momentbelastung ist in biomechanischen Studien an der HWS weit verbreitet und wird von Panjabi et al. (2001) als die akkurateste und gut kontrollierbare Methode bezeichnet.

3.2.2.2. Ligamentresektion

Die Ligamente wurden in folgender Reihenfolge reseziert: LSS, LIS, LIT, LF, KL, WB, LLP und LLA (Abbildung 11).

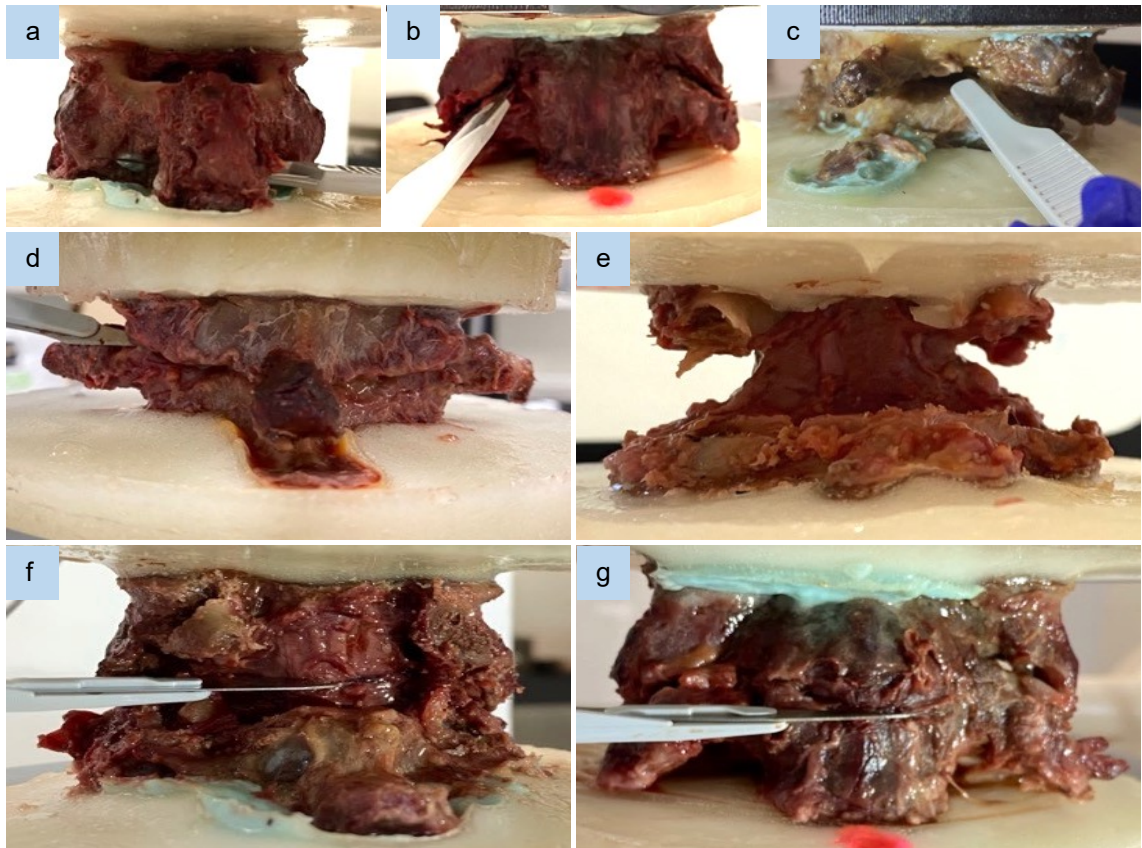


Abbildung 11: Resektionen: LIS, Ansicht von dorsal (a); LIT, Ansicht von ventral (b); LF, Ansicht von dorso-lateral (c); KL, Ansicht von dorsal (d); WB, Ansicht von ventral (e); LLP, Ansicht von dorsal (f); LLA, Ansicht von ventral (g).

Dabei wurde sich an den Veröffentlichungen von Jonas et al. (2020), Panjabi et al. (1975) und Nicolini, Beckmann, et al. (2022) orientiert.

Die Bewegungsmessungen wurden zunächst an den nativen WFE (NAT) und dann nach jedem Schritt der sequenziellen Resektion in jeder Bewegungsrichtung (FE, LB, AR) durchgeführt. Dies stellt die in der Literatur meistetablierte Methode dar (DeVries et al., 2012; Hartman et al., 2016; Jonas et al., 2020; Richter, Wilke, et al., 2000).

3.3. Datenanalyse

3.3.1. Datenumwandlung/ -extraktion

Es wurden sowohl die Daten des EMOs als auch die Daten des WPSs (gemessen über die MS) aufgezeichnet. Dabei zeichnet letzteres die Position der Zahnstange und die einwirkende Last auf, wohingegen die Daten des EMOs die Position und die Orientierung der Bewegungssensoren, also die der WFE, in kartesischen Koordinaten bzw. in Quaternionen widerspiegeln. Letztere wurden mithilfe von MATLAB (Version R2022a (9.12.0.1884302), The MathWorks, MA, USA) analysiert. Die Quaternionen wurden in Rotationsmatrizen umgewandelt, woraufhin mithilfe der folgenden Gleichung die absoluten Rotationswinkel der Bewegungssensoren (θ , 3D-Winkel) kalkuliert wurden (Nicolini, 2023):

$$\theta = \arccos\left(\frac{\text{Trace}(R)-1}{2}\right)$$

(Trace (R)= Spur der Rotationsmatrix (R), arccos= Umkehrfunktion der Cosinusfunktion)

Diese wurden als Kurvendiagramme in Abhängigkeit der Anzahl der Messungen (bei 40 Hz) dargestellt (Beispiel in Abbildung 12).

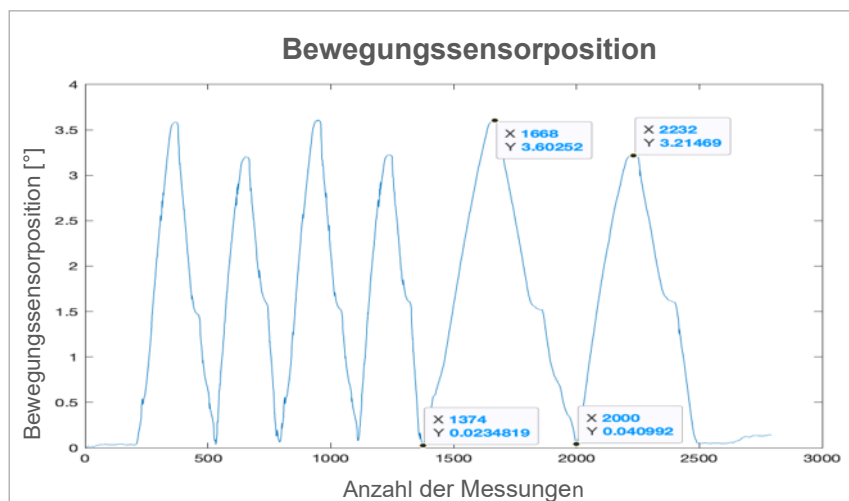


Abbildung 12: Beispiel für die Bewegungssensorposition (y-Achse [°]) in Abhängigkeit der Anzahl der Messungen bei 40 Hz (x-Achse). Die Ausschläge stellen abwechselnd die rechte und linke LB dar. Markiert sind die Maximal- und Minimalwerte des dritten Durchgangs.

Die Daten des WPSs wurden mithilfe von Microsoft Excel (Version 16.57) analysiert und die aufgebrachte Last in der Einheit Newtonmeter (Nm) in Abhängigkeit der Position der Zahnstange in der Einheit Millimeter (mm) ebenfalls als Kurvendiagramm dargestellt (Abbildung 13).

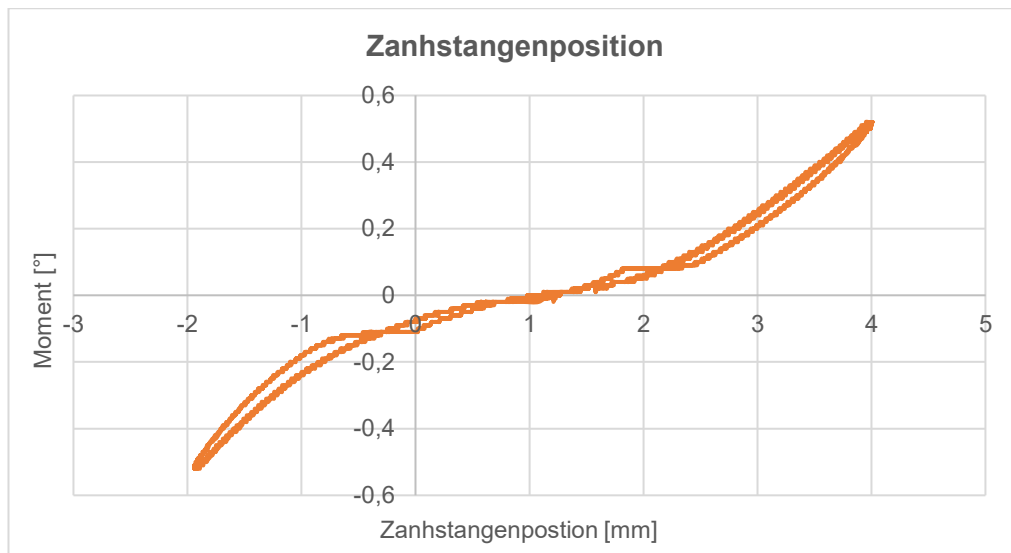


Abbildung 13: Beispiel für die einwirkende Last (y-Achse, [Nm]) in Abhängigkeit von der Zahnstangenposition (x-Achse, [mm]).

Aus den resultierenden Kurvendiagrammen wurden jeweils die Maximal- bzw. Minimalwerte der Sensor- bzw. Zahnstangenposition (bei +0,5 und -0,5 Nm) für jeden Resektionsschritt in jeder Bewegungsrichtung bestimmt und daraus der resultierende dreidimensionale (3D) BU der Zahnstange bzw. der Bewegungssensoren bei jedem einzelnen Test ermittelt.

Als BU wird demnach in dieser Arbeit der Unterschied zwischen den Positionen der Bewegungssensoren bzw. der Zahnstange bei - und +0,5 Nm (bzw. bei - und +1,0 Nm bei NAT H) bezeichnet. Bei Betrachtung der Teilbewegungsrichtungen (Flexion, Extension, rechte und linke LB bzw. AR einzeln) wird dementsprechend der Unterschied zwischen 0 und $\pm 0,5$ Nm als BU bezeichnet. Die Entwicklung des BUs nach den verschiedenen Resektionsschritten wurde anschließend mithilfe von Microsoft Excel als Liniendiagramm dargestellt (Abbildung 14).

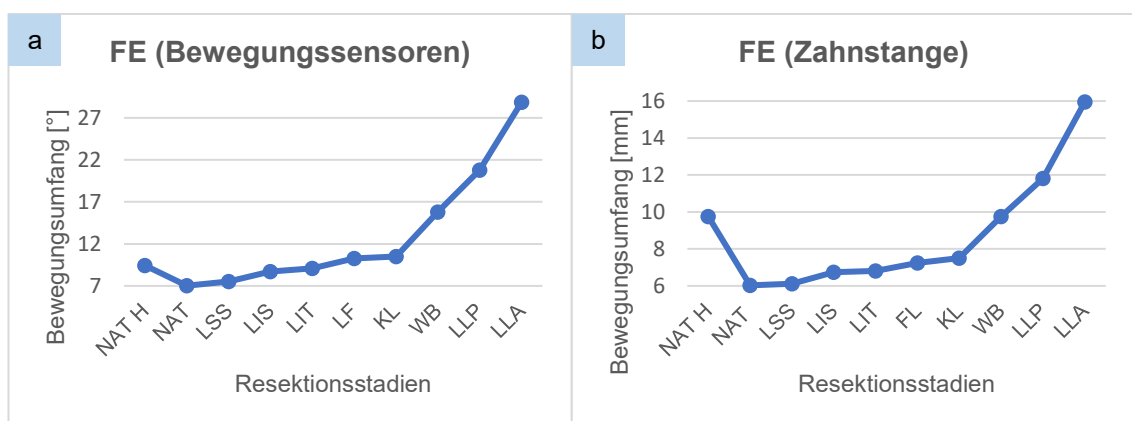


Abbildung 14: Beispieldarstellung einer WFE für den 3D-FE-BU der Bewegungssensoren (a) bzw. der Zahnstange (b) in Abhängigkeit der Resektionsstadien.

Die bis zu diesem Punkt dargestellte Datenanalyse wurde sowohl für die humanen Tests als auch für die Vorversuche durchgeführt. Bei letzterem diente dies der Überprüfung des Testprotokolls und des Messsystems. Die resultierenden Liniendiagramme der Zahnstange sowie der Bewegungssensoren wurden miteinander verglichen, um beispielsweise Messfehler des WPSs oder Sensorausfälle auszuschließen.

Zur Kalkulation der zweidimensionalen (2D) Position und Orientierung der Sensoren und somit der des 2D-BUs, erfolgte die Projektion des Rotationswinkels der Sensoren auf die Ebene, die orthogonal zur Richtung der einwirkenden Last steht (Beckmann et al., 2020; Wilmanns et al., 2022). Zur Berechnung wurde ein angepasster Code in MATLAB unter Verwendung von Basistransformationen genutzt. Zudem wurden die 2D-Positionen der EMO-Sensoren mit dem einwirkenden Moment des WPSs synchronisiert, wodurch nicht-hysteretische (quasi-statische) Kurven der 2D-Positionen (°) in Abhängigkeit des einwirkenden Moments erzeugt wurden (Abbildung 18 - Abbildung 20) (Beckmann et al., 2018; Beckmann et al., 2020; Nicolini, Kobbe, et al., 2022; Wilmanns et al., 2022).

Aus den Sensorpositionen bei -0,5 Nm und +0,5 Nm wurde für jedes Resektionsstadium sowohl der gesamte mediane 2D-BU, als auch der mediane BU in die Teilbewegungsrichtungen (Flexion, Extension, rechte und linke LB bzw. AR) (bei 0 Nm und +0,5 Nm bzw. bei 0 Nm und -0,5 Nm) berechnet (Tabelle 9).

In der Arbeit wird zum größten Teil auf die 3D-Daten eingegangen, da dessen Analysen vollständig eigenständig durchgeführt wurden, wohingegen die 2D-Daten durch den erwähnten angepassten Code erzeugt wurden. Letztere dienen hauptsächlich der Darstellung der Teilbewegungsrichtungen sowie dem Verhalten bei kontinuierlicher Laststeigerung. Des Weiteren werden die gekoppelten Bewegungen durch die Differenz zwischen den 3D- und 2D-Daten quantifiziert (Tabelle 11).

3.3.2. Statistische Datenauswertung

Für die statistische Analyse wurde sich ausschließlich auf die Daten der Bewegungssensoren der humanen Tests beschränkt, da diese direkt die Position bzw. die Bewegung der WFE widerspiegeln.

Dafür wurde zunächst für jeden Resektionsschritt aller WFE der gleichen HWS-Ebene (C2/3, C4/5 und C6/7) und Bewegungsrichtung der Median des absoluten 3D- und 2D-BUs und für den 3D-BU zusätzlich der Interquartilsabstand

(Interquartile Range, IQR) ermittelt. Mit der folgenden Formel wurde die dazugehörige relative BU-Differenz zwischen jeweils zwei aufeinanderfolgenden Resektionsschritten berechnet:

Relative konsekutive BU – Differenz (nach Resektion X)

$$= \frac{\text{medianer BU (nach Resektion X)} - \text{medianer BU (nach Resektion X - 1)}}{\text{medianer BU (nach Resektion X - 1)}} \cdot 100\%$$

Für die 2D-Teilbewegungen wurde die mediane relative BU-Differenz aus den Differenzen der einzelnen WFE gebildet.

Zudem wurde der mediane BU jedes Resektionsschrittes mit dem des nativen Stadiums bei $\pm 0,5$ Nm (NAT) verglichen, um den Einfluss mehrerer Resektionen in Kombination zu veranschaulichen und die Daten gleichzeitig zu standardisieren. Dazu wurde die Formel wie folgt verändert:

Relative kumulative BU – Differenz (nach Resektion X)

$$= \frac{\text{medianer BU (nach Resektion X)} - \text{medianer BU (NAT)}}{\text{medianer BU (NAT)}} \cdot 100\%$$

Zum Nachweis von statistisch signifikanten Änderungen des absoluten BUs wurde der Wilcoxon-Test mit dem Programm SPSS (Version 28.0.0.0) durchgeführt. Die folgenden Voraussetzungen (Beckmann, 2021; du Prel et al., 2010) für diesen nicht-parametrischen Test sind bei den vorliegenden Daten erfüllt:

- Es muss keine Normalverteilung der abhängigen Variabel gegeben sein.
- Abhängigkeit der Messungen (verbundene Stichproben): Eine WFE wurde wiederholt (nach verschiedenen Resektionen) getestet.
- Die unabhängige Variable ist nominalskaliert und hat zwei Ausprägungen: Das Resektionsstadium (=unabhängige Variabel) wird mit dem jeweiligen Namen der resezierten Struktur bezeichnet und ist somit nominalskaliert. Zudem wird die Veränderung zwischen zwei Resektionsstadien untersucht.
- Die abhängige Variable ist mindestens ordinal skaliert: Der BU ist durch seine Angabe in Grad (°) metrisch skaliert und übertrifft somit das ordinale Skalenniveau.

Durch dieses Testformat wird der Einfluss von Ausreißern verringert (Beckmann, 2021).

Bei zwei WFE konnte kein BU im nativen Stadium gemessen werden, da bei diesen das LSS zu Beginn der Testung beschädigt war. Um eine Verzerrung der resultierenden Lagemaße zu vermeiden, wurden diese Werte mittels Imputation berechnet und für die Auswertungen verwendet (Joenssen & Müllerleile, 2014). Dazu wurde je der Median der relativen BU-Differenzen zwischen den Stadien NAT H und NAT (natives Stadium bei $\pm 1,0$ und $\pm 0,5$ Nm) und zwischen den Stadien NAT und LSS als Anteil des jeweils folgenden Resektionsstadiums berechnet. Dieser wurde anschließend mit dem absoluten BU des LSS- bzw. des berechneten NAT-Stadiums der WFE ohne das LSS multipliziert und das resultierende Ergebnis von den entsprechenden absoluten BUs subtrahiert. Dies wird für das NAT-Stadium in der folgenden Formel veranschaulicht:

$$\mathbf{BU (NAT \textit{ der WFE ohne LSS}) = BU (WFE ohne LSS) - [Median d. rel. BU Differenz zw. NAT u. LSS (WFE mit LSS) \cdot BU (WFE ohne LSS)]}$$

4. Ergebnisse

4.1. Dreidimensionale Analyse

4.1.1. Analyse der konsekutiven Resektionsstadien

In Tabelle 5 und Abbildung 15 sind die Mediane und IQR des absoluten 3D-BUs der verschiedenen HWS-Ebenen und in Tabelle 6 und Abbildung 16 dessen relative Veränderungen zwischen den konsekutiven Resektionsstadien mit Kennzeichnung der statistisch signifikanten Ergebnisse (*) dargestellt.

Tabelle 5: Median des absoluten 3D-BUs der WFE C2/3, C4/5 und C6/7 in Grad (°) im nativen Stadium bei ±1,0 Nm (NAT H) und ±0,5 Nm (NAT) und den schrittweisen Resektionsstadien (LSS, LIS, LIT, LF, KL, WB, LLP, LLA) bei ±0,5 Nm in der FE, LB und AR.

Resektion	C2/3			C4/5			C6/7		
	FE	LB	AR	FE	LB	AR	FE	LB	AR
NAT H	8,57	11,13	8,63	12,87	8,38	9,72	11,13	7,42	3,08
NAT	6,20	7,96	6,08	10,28	5,30	6,22	8,87	6,36	1,96
LSS	6,58	7,98	6,33	10,74	6,30	5,69	9,61	6,65	1,98
LIS	6,47	7,98	6,33	11,31	7,38	6,52	10,17	6,77	2,13
LIT	6,78	8,45	6,34	11,31	6,13	6,88	10,62	7,20	2,12
LF	7,05	8,64	7,04	10,90	6,98	6,44	11,08	7,26	2,06
KL	7,65	9,72	8,43	11,69	7,62	10,32	11,46	8,80	3,84
WB	8,38	10,21	14,05	14,81	14,70	13,59	14,80	11,50	11,90
LLP	13,33	15,33	19,14	21,62	16,35	16,72	15,86	12,15	12,55
LLA	15,95	16,76	21,88	26,90	19,82	20,18	20,42	13,69	14,73

Tabelle 6: Relative Differenz des medianen 3D-BUs der WFE C2/3, C4/5 und C6/7 in Prozent (%) des jeweils vorherigen Resektionsstadiums (konsekutive Veränderung). Positive Werte stellen einen Anstieg und negative Werte einen Abfall des BUs dar. Signifikante Differenzen ($p \leq 0,05$) sind mit einem Stern () markiert.*

Resektion	C2/3			C4/5			C6/7		
	FE	LB	AR	FE	LB	AR	FE	LB	AR
LSS	6,20*	0,32	3,98	4,48*	18,89*	-8,64	8,40	4,43	0,77
LIS	-1,72	0,01	0,05	5,33	17,12	14,69	5,78*	1,79*	8,00
LIT	4,78	5,85	0,20	0,00	-16,88	5,44	4,44	6,36	-0,52
LF	4,01	2,25	11,02	-3,61	13,90	-6,30	4,31*	0,89*	-3,02
KL	8,48	12,50*	19,67*	7,25*	9,18*	60,21*	3,46*	21,16	86,54*
WB	9,56*	5,02	66,75*	26,63*	92,77*	31,61*	29,10*	30,79*	209,98*
LLP	59,18*	50,14	36,24*	46,03*	11,22*	23,11*	7,18*	5,64	5,43*
LLA	19,59	9,34	14,31	24,41*	21,23*	20,64*	28,76	12,64	17,43

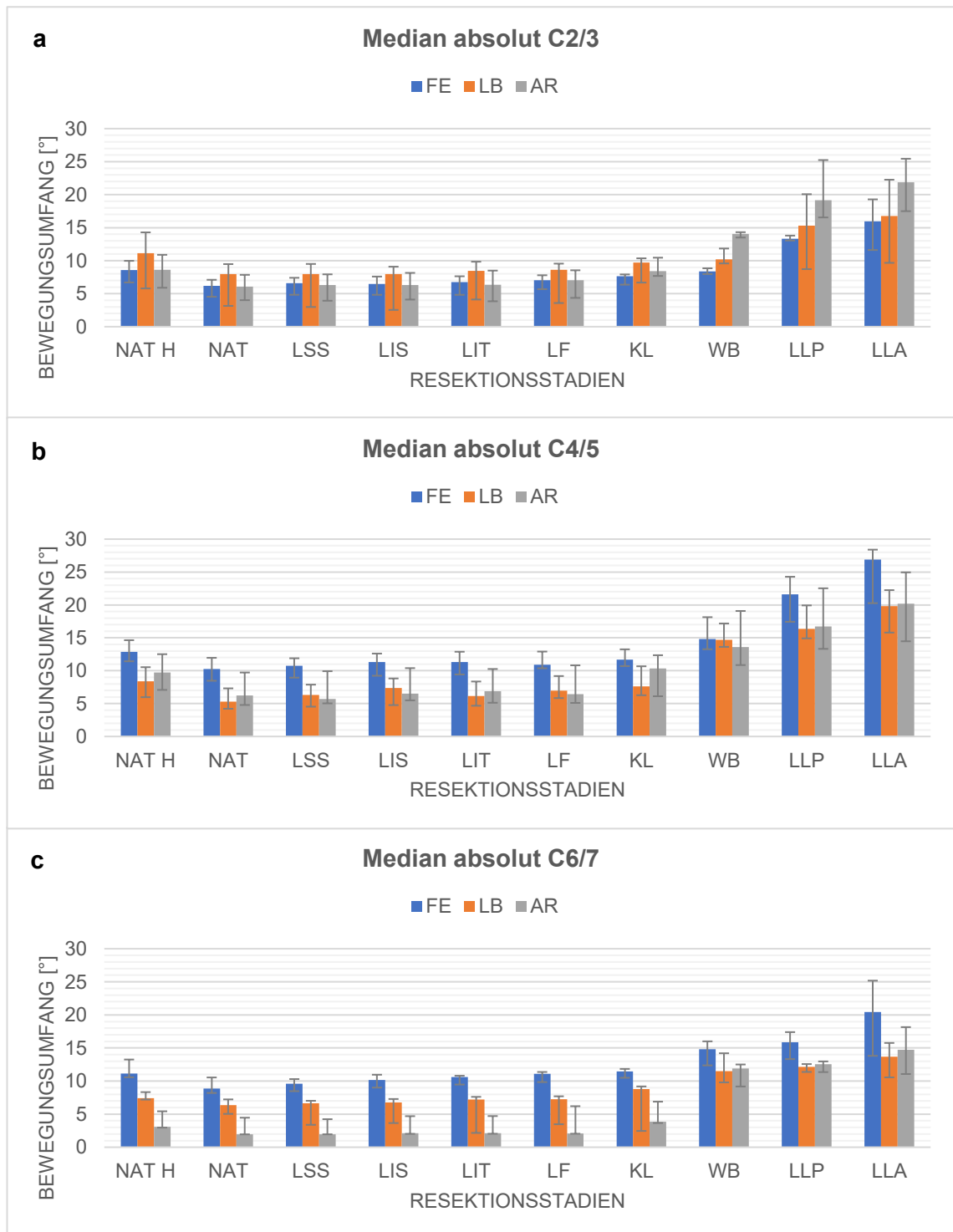


Abbildung 15: Median und IQR des absoluten 3D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7 (c) in den Bewegungsrichtungen FE, LB und AR in Grad (°) (y-Achse) im nativen Stadium bei $\pm 1,0$ Nm (NAT H) und $\pm 0,5$ Nm (NAT) und den schrittweisen Resektionsstadien (LSS, LIS, LIT, LF, KL, WB, LLP, LLA) bei $\pm 0,5$ Nm (x-Achse).

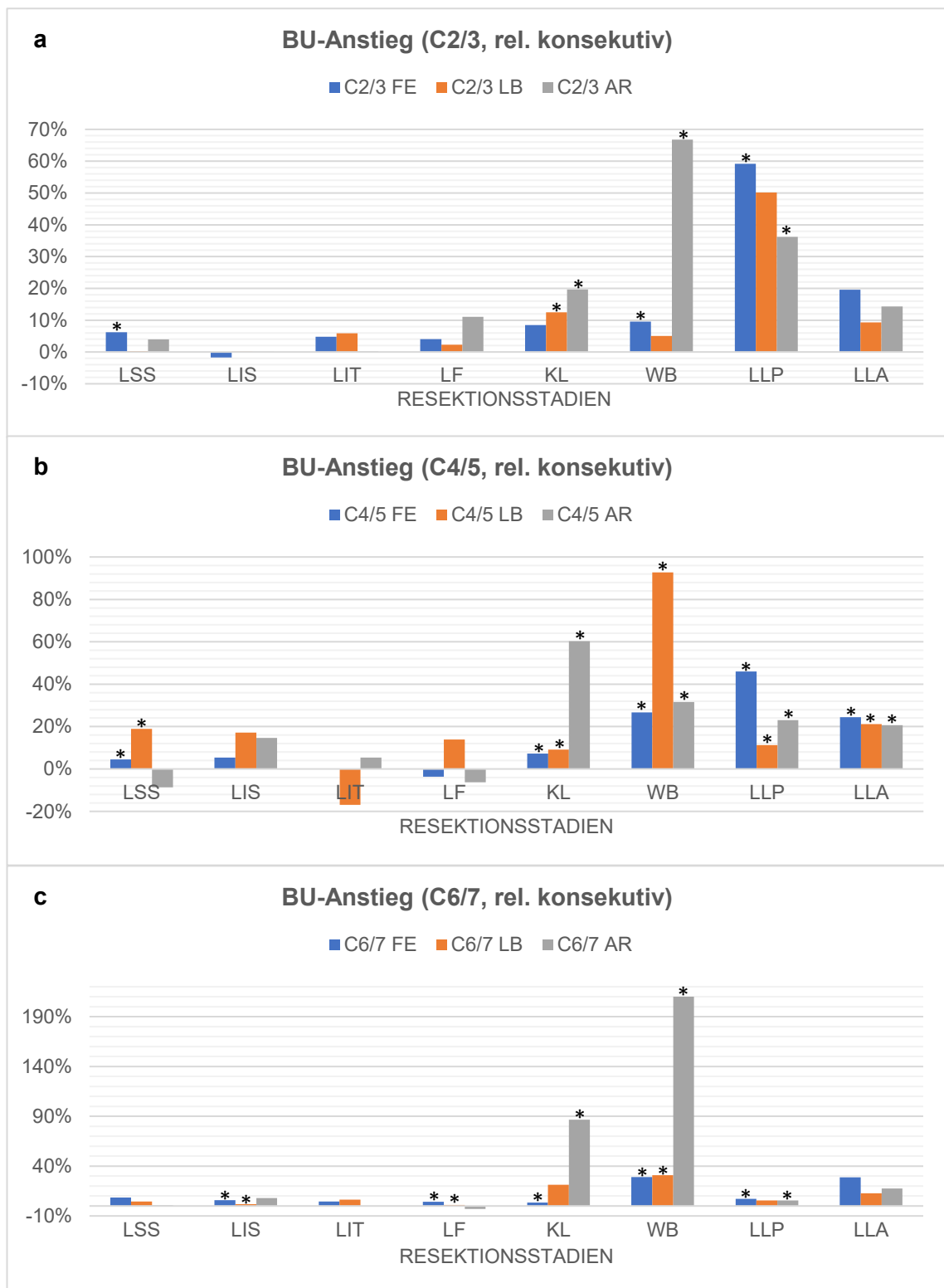


Abbildung 16: Relative Differenz des medianen 3D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7 (c) in den Bewegungsrichtungen FE, LB und AR in Prozent (%) (y-Achse) des jeweils vorherigen Resektionsstadium (konsekutive Veränderung) (x-Achse). Signifikante Differenzen ($p \leq 0,05$) sind mit einem Stern (*) markiert.

Bei dem Vergleich der Testungen des nativen Stadiums bei $\pm 0,5$ Nm (NAT) und $\pm 1,0$ Nm (NAT H) fällt das nicht-lineare Verhalten der WFE bei einer ansteigenden Last auf. Bei der Halbierung des einwirkenden Moments halbiert sich der

BU nicht, sondern weist lediglich eine Reduktion von durchschnittlich 22,68% in der FE, 26,51% in der LB und 32,71% in der AR auf (Abbildung 15, Tabelle 5). In den Kapiteln 4.2 und 5.1 wird tiefgreifender auf dieses Phänomen eingegangen. Nach der Resektion des **LSS** steigt der 3D-BU in allen Bewegungsrichtungen aller getesteten HWS-Ebenen, außer in der AR der C4/5-WFE, an. Es wird vor allem die FE beeinflusst. Diese steigt bei den C2/3- bzw. C4/5-WFE im Median um 6,2% bzw. 4,48% an, was statistisch signifikant ist ($p=0,028$, $p=0,046$). Zudem resultiert in der LB der C4/5-WFE ein statistisch signifikanter BU-Anstieg (18,89%, $p=0,046$). (Tabelle 6)

Die **LIS**-Resektion hat ebenfalls einen medianen 3D-BU-Anstieg in den meisten Bewegungsrichtungen und HWS-Ebenen zur Folge. In der FE der C2/3-WFE ist eine Reduktion des BUs, welche jedoch nicht statistisch signifikant ist, zu beobachten. Zwischen den getesteten HWS-Ebenen weicht das Ausmaß des Einflusses dieser Resektion jedoch voneinander ab. So ändert sich der BU der WFE der C4/5-Ebene am stärksten in der LB und der AR (+17,12% und +14,69%), wohingegen dies bei den C6/7-WFE für die AR und die FE gilt (+8,0% und +5,78%) gilt. Dabei ist bei den C6/7-WFE der bereits erwähnte BU-Anstieg in der FE und auch der Anstieg von 1,79% in der LB als statistisch signifikant zu werten (je $p=0,043$). (Tabelle 6)

Aus der Resektion des zwischen den *Processus transversi* gelegenen **LITs** resultiert keine statistisch signifikante Veränderung des 3D-BUs. Zunächst fällt der BU-Abfall in der LB der C4/5-WFE auf (16,88%, $p=0,345$). Auf den anderen HWS-Ebenen steigt der BU in dieser Bewegungsrichtung um 5,85% (C2/3) bzw. 6,36% (C6/7) an ($p=0,08$, $p=0,686$). (Tabelle 6)

Zudem fällt auf, dass nur der BU der WFE der C2/3-Ebene in diesem Resektionsstadium in jeder getesteten Bewegungsrichtung zunimmt. (Tabelle 6) Dies ist nach der Resektion des **LF** bei den WFE der Ebene C2/3 ebenfalls der Fall, wobei der BU-Anstieg auf dieser Ebene in der AR mit 11,02% ($p=0,249$) am größten ist. Statistisch signifikant beeinflusst die LF-Resektion die FE und LB der C6/7-WFE (4,31% ($p=0,043$) und 0,89% ($p=0,043$)). Bei den WFE der Ebene C4/5 liegt in der LB ein BU-Anstieg von 13,9% ($p=0,463$) vor, wohingegen in der FE und AR ein Abfall des BUs zu beobachten ist (-3,61%, ($p=0,173$) und -6,3% ($p=0,345$)). Diese Werte sind jedoch nicht als statistisch signifikant zu werten ($p>0,05$). (Tabelle 6)

Die Resektion der **KL** resultiert in einem Anstieg des 3D-BUs in allen Bewegungsrichtungen und allen HWS-Ebenen. Vor allem ist dieser in der AR bemerkbar. Im Vergleich zu dem vorherigen Resektionsstadium (LF) liegt hier auf allen Ebenen ein statistisch signifikanter BU-Anstieg vor (C2/3: 19,67% ($p=0,028$), C4/5: 60,21% ($p=0,028$), C6/7: 86,54% ($p=0,043$)). Der BU in der LB steigt bei den C2/3- bzw. C4/5-WFE mit 12,5% ($p=0,043$) bzw. 9,18% ($p=0,028$) und der BU in der FE bei den C4/5- bzw. C6/7-WFE mit 7,25% ($p=0,028$) bzw. 3,46% ($p=0,043$) des BUs im LF-Stadium statistisch signifikant an. (Tabelle 6)

Die **WB**-Resektion führt ebenfalls zu einem Anstieg des 3D-BUs in allen Bewegungsrichtungen und HWS-Ebenen, wobei die AR wie auch nach der KL-Resektion am meisten beeinflusst wird. Der BU dieser Bewegungsrichtung steigt im Vergleich zum KL-Resektionsstadium bei den C2/3-WFE um 66,75%, bei den C4/5-WFE um 31,61% und bei den C6/7-WFE um 209,98% an. Dies sind statistisch signifikante Ergebnisse ($p=0,028$, $p=0,028$, $p=0,043$). Und auch in der FE und LB werden die meisten WFE im Median statistisch signifikant flexibler. So liegt der BU der FE der C6/7-WFE im Median bei $14,8^\circ$ (Tabelle 5), was einen statistisch signifikanten Anstieg um 29,1% des KL-BUs darstellt ($p=0,043$). (Tabelle 6)

Und ebenfalls auf den anderen HWS-Ebenen steigt der FE-BU statistisch signifikant an (C2/3: 9,56% ($p=0,028$), C4/5: 26,63% ($p=0,028$)). In der LB verändert sich der BU um +5,02% bei den C2/3-, um +92,77% bei den C4/5- und um +30,79% bei den C6/7-WFE. Dabei sind die beiden zuletzt genannten Werte ebenfalls als statistisch signifikant zu werten ($p=0,046$, $p=0,043$). (Tabelle 6)

Auch nachdem das **LLP** reseziert wird, steigt der 3D-BU in allen Bewegungsrichtungen auf allen HWS-Ebenen. Dabei fallen die BU-Anstiege in der FE der WFE der Ebenen C2/3 (59,18%, $p=0,028$) und C4/5 (46,03%, $p=0,028$) auf. Diese sind ebenso wie der BU-Anstieg in der FE der C6/7-WFE (7,18%, $p=0,043$) statistisch signifikant. Die Flexibilität in der AR nimmt ebenfalls auf allen WFE-Ebenen mit 36,24% (C2/3, $p=0,028$), 23,11% (C4/5, $p=0,046$) und 5,43% (C6/7, $p=0,043$) statistisch signifikant zu. In der LB liegt ein statistisch signifikanter BU-Anstieg mit 11,22% bei den C4/5-WFE vor ($p=0,028$). (Tabelle 6)

Nach der **LLA**-Resektion steigt die Flexibilität der WFE aller HWS-Ebenen ebenfalls in allen Bewegungsrichtungen an, wobei die Anstiege der C4/5-WFE als statistisch signifikant zu werten sind (FE: 24,41% ($p=0,028$), LB: 21,23% ($p=0,028$), AR: 20,64% ($p=0,046$)). Auf allen getesteten HWS-Ebenen wird die

FE von dieser Resektion am stärksten beeinflusst und verzeichnet beispielsweise bei den C2/3- bzw. C6/7-WFE einen doppelt so hohen relativen BU-Anstieg wie in der LB. (Tabelle 6)

Keiner der beobachteten 3D-BU-Abfälle ist statistisch signifikant.

Insgesamt fallen sowohl zwischen den getesteten HWS-Ebenen als auch zwischen den verschiedenen Bewegungsrichtungen Unterschiede auf, welche im Folgenden (Kapitel 4.1.2 und 4.1.3.) weiter ausgeführt werden.

4.1.2. Analyse der Bewegungsrichtungen

Betrachtet man die drei Bewegungsrichtungen genauer, fällt auf, dass in der AR während den ersten fünf Resektionsstadien (NAT-LF) ein geringerer BU als in der FE bzw. LB vorliegt (Tabelle 5, Abbildung 15). Eine Ausnahme bilden die nativen C4/5-WFE mit einem geringeren LB-BU in dem nativen Stadium (NAT H und NAT) und nach der LIT-Resektion. Bei den folgenden Resektionen nähert sich der AR-BU jedoch dem BU der anderen Bewegungsrichtungen an (Tabelle 5, Abbildung 15). Dadurch kommt es hier kumulativ über alle Resektionsstadien hinweg zu den größten relativen Anstiegen des BUs bei den C2/3- und C6/7-WFE (C2/3: 259,64% ($p=0,043$), C6/7: 651,66% ($p=0,068$)) (Tabelle 7, Abbildung 17).

Tabelle 7: Relative kumulative Differenz des medianen 3D-BUs der WFE C2/3, C4/5 und C6/7 in Prozent (%) des nativen Stadiums (NAT). Positive Werte stellen einen Anstieg und negative Werte einen Abfall des BUs dar. Signifikante Differenzen ($p \leq 0,05$) sind mit einem Stern () markiert.*

Resektion	C2/3			C4/5			C6/7		
	FE	LB	AR	FE	LB	AR	FE	LB	AR
LSS	6,20*	0,32	3,98	4,48*	18,89*	-8,64	8,40	4,43	0,77
LIS	4,37*	0,33	4,03*	10,05*	39,24	4,79	14,67*	6,30	8,83
LIT	9,36*	6,20	4,23	10,05*	15,73*	10,48*	19,76*	13,06	8,27*
LF	13,74*	8,59*	15,72*	6,08*	31,83	3,53	24,92*	14,06	5,00*
KL	23,39*	22,16*	38,48*	13,77*	43,93*	65,86*	29,24*	38,20	95,87*
WB	35,18*	28,30*	130,91*	44,07*	177,45*	118,29*	66,85*	80,75*	507,14*
LLP	115,18*	92,62	214,60*	110,38*	208,58*	168,73*	78,83*	90,95*	540,10*
LLA	157,34	110,62	259,64*	161,73*	274,08*	224,19*	130,26	115,09	651,66

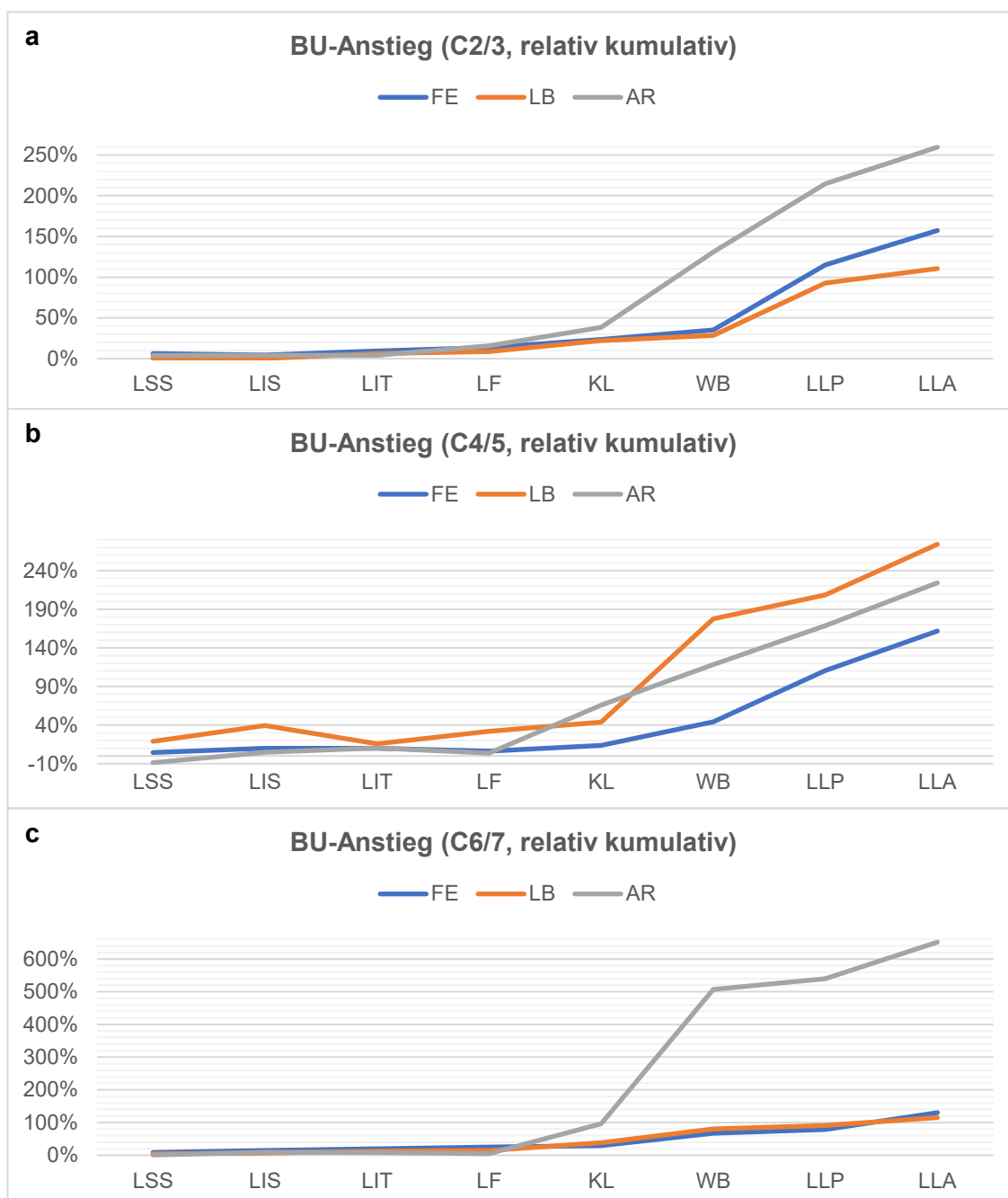


Abbildung 17: Relative kumulative Differenz des medianen 3D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7 (c) in Prozent (%) des nativen Stadiums (NAT) (y-Achse) in Abhängigkeit des Resektionsstadiums (x-Achse).

Einen Großteil dieses Anstieges erzeugt, neben den Resektionen der KL, des LLPs und des LLAs, die Resektion des WBs (C2/3: +66,75% (p=0,028), C4/5: +31,61% (p=0,028), C6/7: +209,98% (p=0,043)) (Tabelle 6). Nach der LLA-Resektion übersteigt der BU in der AR auf allen WFE-Ebenen den in der LB und bei den C2/3-WFE auch den in der FE (Tabelle 5).

Bei dem Vergleich der beiden anderen Bewegungsrichtungen zeigt sich, dass der BU in der FE über alle Resektionsstadien hinweg den LB-BU bei den C4/5- und C6/7-WFE übersteigt, während bei den C2/3-WFE das Gegenteil zu

beobachten ist (Tabelle 5, Abbildung 15). Die relativen konsekutiven BU-Anstiege der beiden Bewegungsrichtungen liegen in einer Größenordnung und weichen bis auf einige Ausnahmen um maximal zehn Prozentpunkte voneinander ab (Tabelle 6). Größere Unterschiede sind vor allem nach den letzten vier Resektionen zu beobachten, wobei die FE stärker durch die LLP- und LLA-Resektion und die LB stärker durch die KL- und WB-Resektion beeinflusst wird (Tabelle 6). Der kumulative BU-Anstieg in der FE und LB beträgt bei den C2/3- bzw. C6/7-WFE circa die Hälfte bzw. ein Sechstel des kumulativen BU-Anstiegs in der AR dieser WFE-Ebene. Bei den C4/5-WFE stellt die LB hingegen die kumulativ am stärksten beeinflusste Bewegungsrichtung dar (Tabelle 7).

Betrachtet man die kumulative BU-Veränderung bis zum jeweiligen Resektionsstadium (Tabelle 7, Abbildung 17), fallen ebenfalls Unterschiede zwischen den drei Bewegungsrichtungen auf. In der FE liegt in nahezu allen Resektionsstadien ein statistisch signifikanter Unterschied des BUs im Vergleich zum nativen Stadium vor. Bei den WFE der Ebenen C2/3 und C4/5 verursacht die alleinige Resektion des LSS einen statistisch signifikanten BU-Anstieg ($p=0,028$ und $p=0,046$). (Tabelle 7)

Bei den C6/7-WFE liegt eine statistisch signifikante Differenz des FE-BUs erst nach kombinierter Resektion des LSS und LIS vor ($p=0,043$). Die folgenden Resektionsstadien aller HWS-Ebenen weisen ebenfalls zum Großteil eine statistisch signifikante FE-BU-Veränderung im Vergleich zum nativen Stadium auf. Ausnahmen bilden dabei, trotz der vergleichsweise großen medianen Veränderungen die BU-Anstiege der C2/3- bzw. C6/7-WFE nach der LLA-Resektion (je $p=0,68$). (Tabelle 7)

Zudem stellt die FE die Bewegungsrichtung mit dem insgesamt geringsten IQR dar. In den frühen Resektionsstadien bis zur KL-Resektion trifft dies für alle HWS-Ebenen zu. Ab der WB-Resektion der C4/5- und C6/7-WFE nimmt diese Rolle größtenteils die LB ein, wohingegen diese Bewegungsrichtung bei den C2/3-WFE über alle Resektionsstadien hinweg die größten IQR aufweist. Eine Gemeinsamkeit der drei Bewegungsrichtungen stellt die weitestgehend konstante Höhe des IQR bis zur LIT- bzw. LF-Resektion dar. Danach liegt bis zur LLP-Resektion eine variable Entwicklung des IQR vor. Nach der LLA-Resektion liegt hingegen nahezu einheitlich der größte IQR vor. Darüber hinaus ist der IQR

der nativen WFE bei $\pm 1,0$ Nm (NAT H) bis auf drei Ausnahmen (C4/5: FE, C6/7: LB und AR) größer als bei $\pm 0,5$ Nm (NAT). (Abbildung 15)

In der LB sind meist erst nach der Resektion mehrerer Strukturen statistisch signifikante Unterschiede festzustellen, wobei sich die verschiedenen HWS-Ebenen unterscheiden. Bei den C4/5-WFE verursacht, wie auch in der FE, die alleinige Resektion des LSS und die kumulative Resektion des LSS, LIS und LIT einen statistisch signifikanten BU-Anstieg ($p=0,046$ und $p=0,028$). Bei den anderen beiden HWS-Ebenen liegt dieser erst nach der kumulativen Resektion des LSS, LIS, LIT und LF (C2/3) bzw. plus der Resektion der KL und des WBs (C6/7) vor (je $p=0,043$). Auch in dieser Bewegungsrichtung liefert der Wilcoxon-Test teilweise trotz großer BU-Anstiege für die letzten beiden Resektionen (LLP, LLA) der C2/3- und C6/7-WFE kein statistisch signifikantes Ergebnis ($p>0,05$). (Tabelle 7)

Ähnlich wie in der LB sind die Veränderungen des BUs in der AR erst nach der kombinierten Resektion mehrerer Strukturen statistisch signifikant (C2/3: LSS+LIS ($p=0,046$); C4/5 und C6/7: +LIT ($p=0,046$, $p=0,043$)). (Tabelle 7)

4.1.3. Analyse der HWS-Ebenen

In diesem Abschnitt wird sich zunächst auf die medianen Werte des absoluten 3D-BUs, welche in Tabelle 5 und Abbildung 15 dargestellt sind, bezogen. Danach folgt eine Erläuterung der Ebenen-differenten konsekutiven und kumulativen relativen BU-Veränderungen (Tabelle 6, Tabelle 7, Abbildung 16, Abbildung 17). Bei dem Vergleich der verschiedenen HWS-Ebenen fällt auf, dass die WFE der C4/5-Ebene insgesamt am flexibelsten sind. Der absolute BU bei $\pm 0,5$ Nm ist beispielsweise für die FE-Bewegung sowohl im nativen Stadium (NAT) als auch nach der letzten Resektion mit einem Median von $10,28^\circ$ bzw. $26,9^\circ$ größer als der BU der anderen HWS-Ebenen. Den geringsten BU in dieser Bewegungsrichtung zeigen die WFE der Ebene C2/3 mit einem Median von $6,2^\circ$ im nativen Stadium und $15,95^\circ$ nach der LLA-Resektion. (Tabelle 5, Abbildung 15)

In der LB sind die WFE dieser HWS-Ebene hingegen bis einschließlich der Resektion der KL am flexibelsten. Ab der Resektion des WBs übersteigt der BU der C4/5-WFE den der C2/3- und C6/7-WFE. Den geringsten medianen LB-BU nach allen Resektionen weisen die C6/7-WFE auf ($13,69^\circ$). (Tabelle 5, Abbildung 15)

Ebenfalls in der AR stellen die C4/5- und die C2/3-WFE die flexibelsten und demnach die C6/7-WFE die unflexibelsten Proben dar. Die C4/5-WFE sind im nativen Stadium am flexibelsten, was sich ab der WB-Resektion geringfügig zu Gunsten der C2/3-WFE ändert. Die BU-Differenz zwischen den beiden HWS-Ebenen von $0,46^\circ$ nach der WB-Resektion erhöht sich in den folgenden Resektionsstadien weiter bis zu einer BU-Differenz von $1,7^\circ$ nach der LLA Resektion. Der AR-BU der C6/7-WFE nähert sich durch einen Anstieg von $12,77^\circ$ ($651,66\%$, $p=0,068$) über alle Resektionsstadien hinweg den anderen beiden HWS-Ebenen an, erreicht diese Werte jedoch nicht (Tabelle 7). Die Differenz zu den anderen HWS-Ebenen verringert sich von über 67% im nativen Stadium auf unter 33% nach der letzten Resektion. Der kumulative AR-BU-Anstieg von $651,66\%$ ($p=0,068$) im Vergleich zum nativen Stadium ist fünf- bis sechsmal größer als in den anderen beiden Bewegungsrichtungen dieser HWS-Ebene (Tabelle 7). (Tabelle 5, Abbildung 15)

Ähnliches ist bei den C2/3-WFE zu beobachten. Mit einem Anstieg von $259,64\%$ ($p=0,043$) nach allen Resektionen im Vergleich zu dem nativen AR-BU ist dies die am stärksten von der Gesamtheit der resezierten Strukturen abhängige Bewegungsrichtung der C2/3-WFE. Bei den C4/5-WFE ist mit einem kumulativen BU-Anstieg von $274,08\%$ ($p=0,028$) die LB die am stärksten beeinflusste Bewegungsrichtung. Bei den anderen HWS-Ebenen ist hier der geringste kumulative Anstieg zu beobachten. (Tabelle 7)

Bezogen auf die konsekutiven Resektionsstadien (Tabelle 6) weisen die C2/3-WFE die geringste Anzahl an statistisch signifikanten BU-Veränderungen auf. In der LB führt einzig die KL-Resektion zu einem statistisch signifikanten Anstieg ($12,5\%$, $p=0,043$). In der FE wird dies durch die Resektionen des LSS ($6,2\%$, $p=0,028$), des WBs ($9,56\%$, $p=0,028$) und des LLPs ($59,18\%$, $p=0,043$) und in der AR durch die Resektionen der KL ($19,67\%$, $p=0,028$), des WBs ($66,75\%$, $p=0,028$) und des LLPs ($36,24\%$, $p=0,028$) erreicht. Bei den C4/5-WFE resultieren die meisten statistisch signifikanten konsekutiven BU-Anstiege. Hier verursachen die Strukturen der späten Resektionsstadien (KL, WB, LLP, LLA) in allen Bewegungsrichtungen statistisch signifikante Veränderungen des BUs. Außerdem hat auf dieser Ebene das LSS mit statistisch signifikanten Ergebnissen in der FE und LB einen größeren Einfluss als auf den anderen HWS-Ebenen.

Die C4/5-Ebene weist zudem die größten IQR in der FE und AR auf. Die geringsten IQR in diesen Bewegungsrichtungen zeigen hingegen die C6/7-WFE,

wobei dies ab der KL- bzw. WB-Resektion für die C2/3-WFE gilt. Dahingegen weisen die C2/3-WFE in der LB bei den meisten Resektionsstadien die größten IQR auf. Die Höhe der IQR korreliert somit größtenteils mit der Höhe des absoluten BUs. (Abbildung 15)

Zusammenfassend lassen sich sowohl bei den absoluten Werten als auch bei den relativen Veränderungen Differenzen zwischen den getesteten HWS-Ebenen feststellen. Insgesamt weist die C4/5-Ebene die meisten statistisch signifikanten konsekutiven Veränderungen bei den höchsten absoluten 3D-BU mit den größten IQR auf. Dahingegen sind die zwei zuletzt genannten Faktoren bei den C6/7-WFE am geringsten. Bei allen Betrachtungen müssen die Unterschiede zwischen den Resektionsstadien und Bewegungsrichtungen beachtet werden.

4.2. Zweidimensionale Analyse

Im folgenden Kapitel erfolgt die Darstellung der 2D-Daten unter Einbezug der Abbildung 18 - Abbildung 20 sowie der Tabelle 8 - Tabelle 11. Dies dient der Darstellung der Positionsänderung der WFE während der ansteigenden Last und der Unterscheidung zwischen den Teilbewegungen der Bewegungsrichtungen. Dabei wird sich an der Struktur des Kapitels 4.1 orientiert, sodass zunächst auf die einzelnen Ligamente eingegangen wird, wonach der Vergleich der Bewegungsrichtungen und der Ebenen erfolgt.

4.2.1. Analyse der konsekutiven Resektionsstadien

In diesem Kapitel werden ausschließlich die Teilbewegungsrichtungen, also die Flexion, Extension und die rechte und linke LB bzw. AR, betrachtet, da auf den Gesamt-BU (3D) bereits im Kapitel 4.1 eingegangen wird. Zunächst erfolgt analog zum Kapitel 4.1 die Betrachtung der konsekutiven Bewegungsrichtungen. Das im Kapitel 4.1.1 angesprochene Phänomen des nicht-linearen Verhaltens bei ansteigender Last der WFE ist in Abbildung 18 - Abbildung 20 veranschaulicht. Betrachtet man exemplarisch das native Stadium (**NAT**), fällt auf, dass die Positionsänderung pro Momentanstieg bei höheren Momenten abnimmt. In der rechten bzw. linken LB wird 50% des 2D-BUs auf allen WFE-Ebenen bereits bei einem einwirkenden Moment von $\pm 0,075$ bzw. $\pm 0,1$ Nm erreicht. Bei $\pm 0,275$ - $0,425$ Nm ist eine Positionsänderung von 90% der Positionsänderung bei $\pm 0,5$ Nm erreicht. Diese kontinuierlich abfallende Positionsänderung pro Lastanstieg lässt sich bei allen Resektionsstadien beobachten. (Abbildung 18 - Abbildung 20)

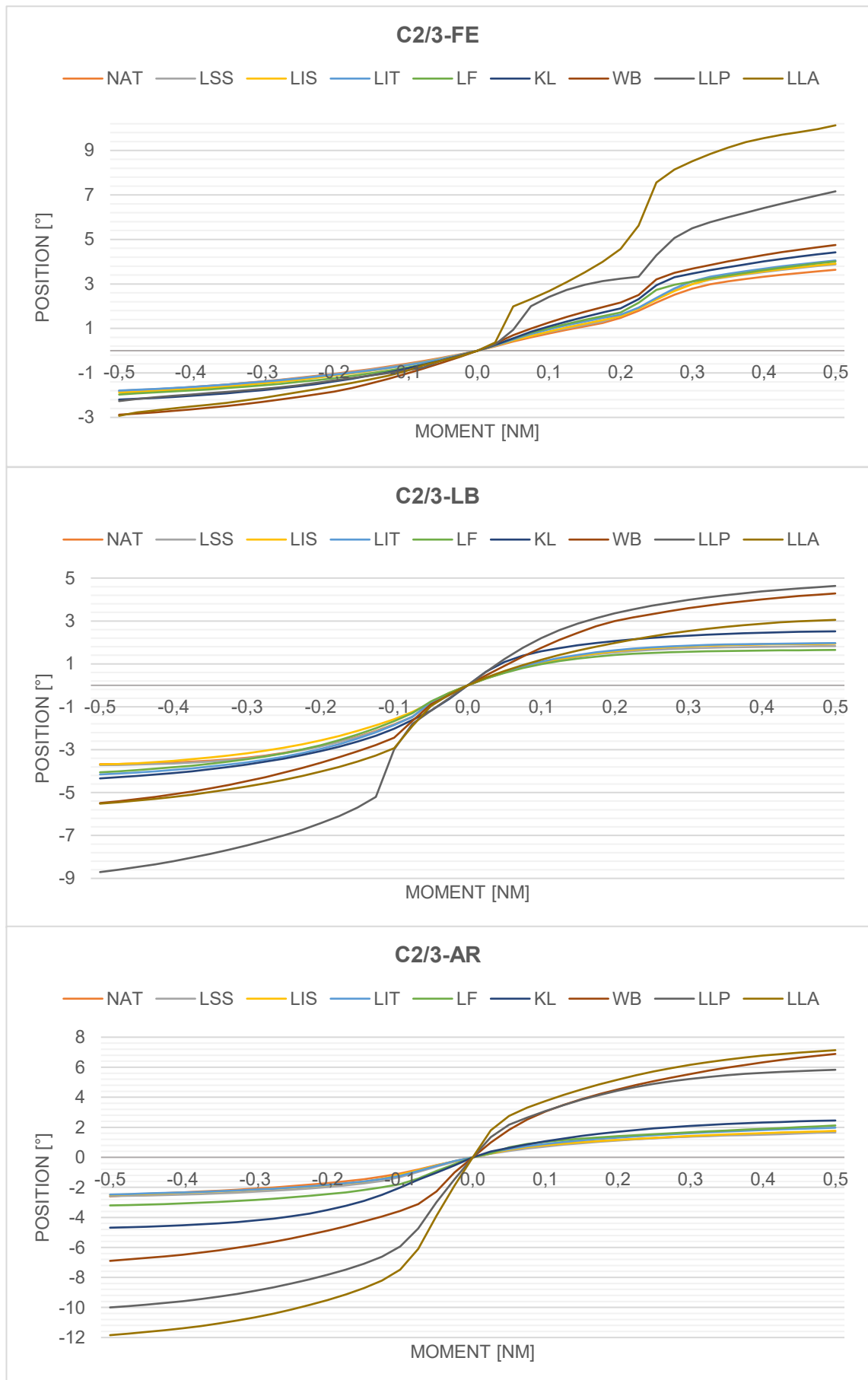


Abbildung 18: Mediane absolute 2D-Position in Grad [°] (y-Achse) der C2/3-WFE in der FE, LB und AR in Abhängigkeit des einwirkenden Moments in Newtonmeter [Nm] (x-Achse).

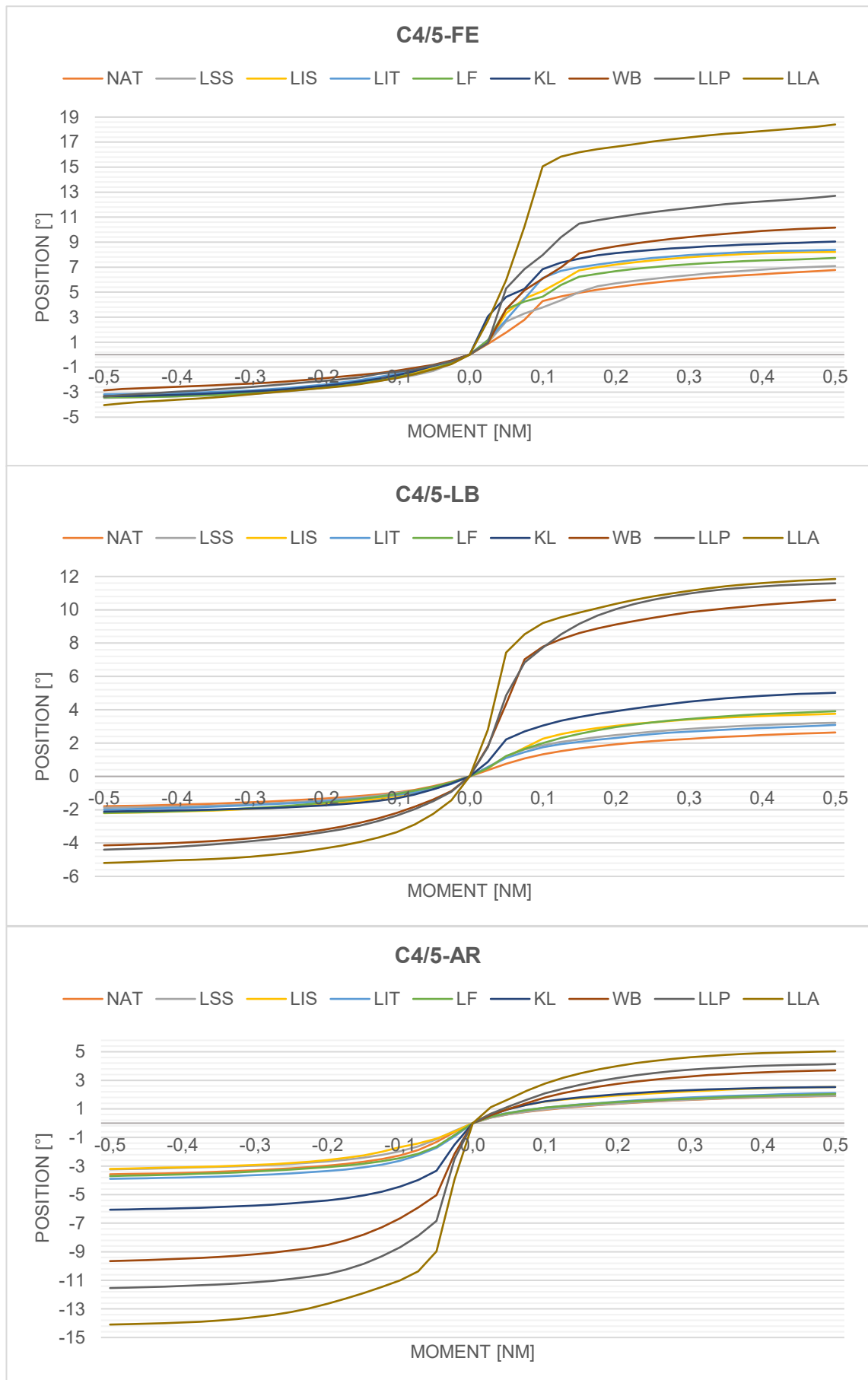


Abbildung 19: Mediane absolute 2D-Position in Grad [°] (y-Achse) der C4/5-WFE in der FE, LB und AR in Abhängigkeit des einwirkenden Moments in Newtonmeter [Nm] (x-Achse).

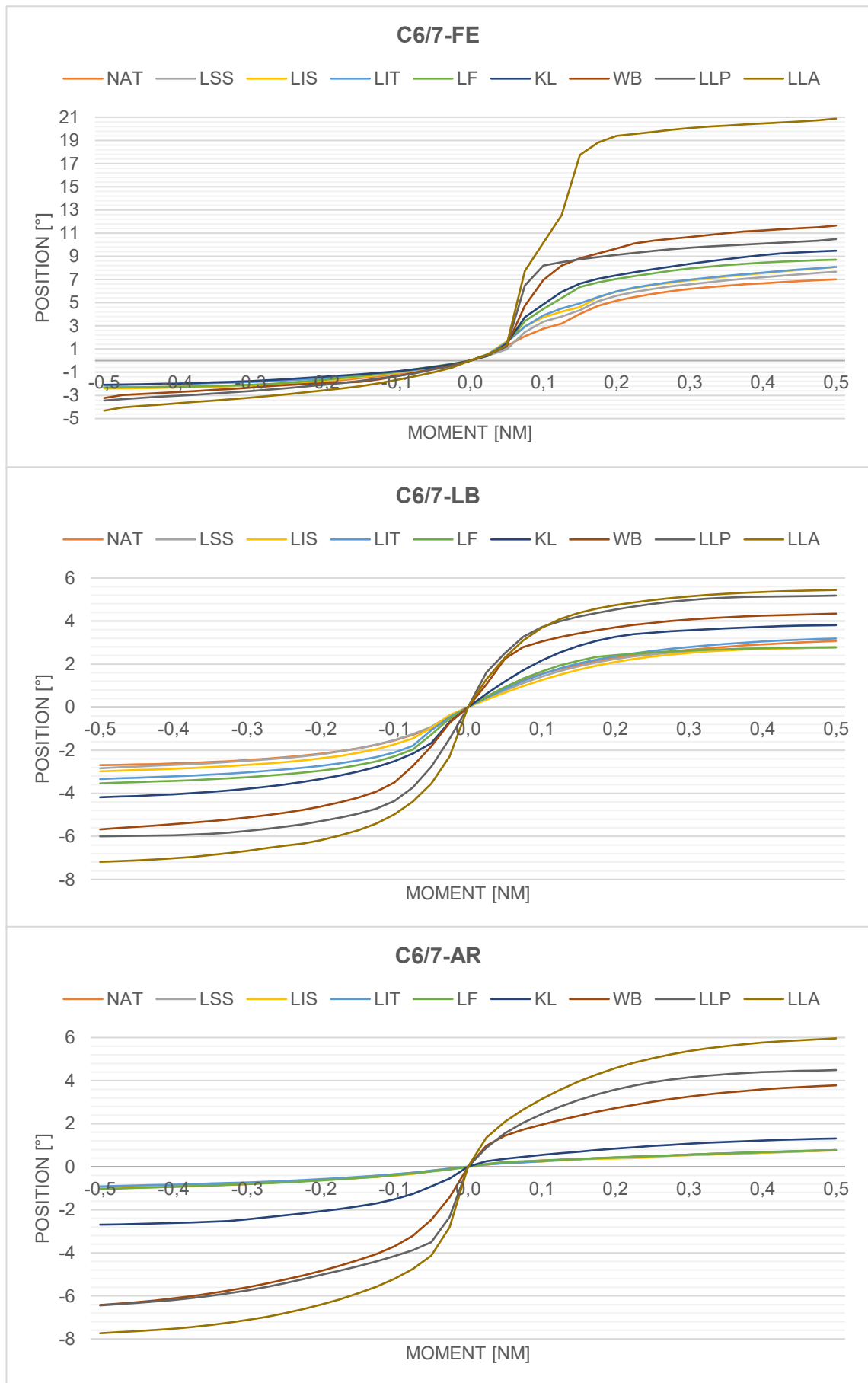


Abbildung 20: Mediane absolute 2D-Position in Grad [°] (y-Achse) der C6/7-WFE in der FE, LB und AR in Abhängigkeit des einwirkenden Moments in Newtonmeter [Nm] (x-Achse).

Bei den ersten beiden Resektionen (**LSS/LIS**) sind statistisch signifikante Anstiege insbesondere in der Flexion zu beobachten. Zusätzlich ist der Anstieg in der Extension von 2,43% nach der LIS-Resektion bei den C67-WFE und der Abfall von 0,88% in der linken LB der C23-WFE statistisch signifikant (je $p=0,043$). Die anderen Teilbewegungsrichtungen werden von den beiden Resektionen nicht statistisch signifikant beeinflusst. (Tabelle 8)

Tabelle 8: Relative Differenz des medianen 2D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7 (c) in Prozent (%) des jeweils vorherigen Resektionsstadiums (konsekutive Veränderung). Positive Werte stellen einen Anstieg und negative Werte einen Abfall des BUs dar. Signifikante Differenzen ($p \leq 0,05$) sind mit einem Stern () markiert.*

a) C2/3

Resektion	FE			LB			AR		
	Ges.	Ext.	Flex.	Ges.	Links	Rechts	Ges.	Links	Rechts
LSS	5,11*	1,02	6,59*	-1,06	1,17	-6,24	5,36	-0,76	-5,25
LIS	-2,05	3,34	0,98*	-1,06	-0,88*	6,09	-2,13	-3,14	6,48
LIT	4,81	-5,02	3,52	7,31	12,68	1,51	7,55*	-1,15	11,96
LF	3,99	10,15	-1,04	1,38	-2,40	-16,22	31,75	29,18	7,52
KL	7,60	11,41*	10,21	24,37*	7,01*	52,44	12,13*	46,24*	15,61*
WB	10,78*	30,98*	7,48*	16,21*	26,49	70,20*	94,40*	47,21*	180,86*
LLP	52,14*	-21,26	50,77	45,19	58,67	8,18	16,07	44,94	-15,33
LLA	21,69	29,12	41,45	-13,86	-36,65	-34,15	17,84	18,47	22,37

b) C4/5

Resektion	FE			LB			AR		
	Ges.	Ext.	Flex.	Ges.	Links	Rechts	Ges.	Links	Rechts
LSS	3,66*	3,02	4,68*	15,67*	5,13	22,07	-6,02	-9,52	0,55
LIS	5,59	-6,10	15,94*	8,42	17,30	16,77	12,61	-1,05	32,08
LIT	0,57	-2,41	2,03	-8,35	-9,20	-17,82	3,18	21,71	16,46
LF	-5,26	7,51	-7,71	13,73	9,42	26,62	-6,49	-5,00	3,33
KL	9,06*	-2,62	16,91	9,79*	-3,47	28,29*	58,69*	63,66*	23,81
WB	23,85*	-14,08	12,36	109,7*	95,62*	111,1*	41,41*	59,40*	46,15*
LLP	49,14*	17,58	25,02*	11,44*	6,26	9,38	17,41	19,51*	11,93
LLA	20,68*	20,28	44,93*	20,70*	18,14	2,21	19,80*	22,16	21,50*

c) C6/7

Resektion	FE			LB			AR		
	Ges.	Ext.	Flex.	Ges.	Links	Rechts	Ges.	Links	Rechts
LSS	7,27	1,90	9,34	3,34	5,45	-9,73	1,95*	1,17	2,97
LIS	5,78*	2,43*	5,35*	2,50	5,00	0,00	0,23	0,68	-0,36
LIT	1,07	-13,01	0,15*	6,60	11,98	15,02	-5,64	-9,71	-0,34
LF	10,13*	11,51	7,69*	1,68*	6,01*	-12,72	7,30*	13,57	-0,10
KL	2,97*	-10,79	8,89*	22,16	18,18	36,84	93,74*	159,87*	69,89*
WB	25,25*	54,92	22,81*	10,11	35,69	14,03	228,28*	138,62*	188,34*
LLP	0,46*	6,61	-9,96	26,79*	5,65*	19,38	5,07	0,32*	18,82
LLA	76,05	25,43	99,07	8,37	19,73	5,01	19,56	20,11	32,77

Vergleichbare Ergebnisse resultieren aus der **LIT**- und **LF**-Resektion. Neben dem statistisch signifikanten BU-Anstieg nach der LF-Resektion in der linken LB der C6/7-WFE (6,01%, $p=0,043$) sind ebenfalls die Veränderungen des Flexions-BUs der gleichen WFE-Ebene nach beiden Resektionen statistisch signifikant ($+0,15^\circ$ und $+7,69^\circ$, je $p=0,043$). An dieser Stelle fällt auf, dass der BU in der Extension nach der LIT-Resektion auf allen getesteten HWS-Ebenen abfällt ($p>0,05$), wohingegen in der Flexion Anstiege zu beobachten sind. (Tabelle 8) Zudem sind durch die LIT- und LF-Resektion in den genannten Bewegungsrichtungen anteilmäßig größere Positionsänderungen bei geringer einwirkender Last als bei den vorherigen Resektionsstadien zu beobachten. Beispielsweise liegt bei den C6/7-WFE nach der LF-Resektion bei einem einwirkenden Moment von 0,2 Nm der Anteil am Gesamt-Flexions-BU bei 80% wohingegen er nach der LIS-Resektion bei 70% liegt. (Abbildung 18 - Abbildung 20)

Dahingegen resultieren nach den **KL**- und **WB**- Resektionen mehr statistisch signifikante Ergebnisse. Insbesondere zeigen sich in der rechten und linken AR nahezu durchweg statistisch signifikante Steigerungen des BUs (Tabelle 8). Davon wird nach der KL-Resektion ein Großteil (80%) bei einem einwirkenden Moment von maximal $\pm 0,3$ Nm erreicht (Abbildung 18 - Abbildung 20). Für den gleichen Anteil der rechten AR sind bei dem vorherigen Resektionsstadium (LF) mindestens je 0,05 Nm mehr nötig (Abbildung 18 - Abbildung 20). Nach der WB-Resektion ist für den gleichen Anteil (80%) am Gesamt-AR-BU hingegen wieder ein höheres Moment notwendig. Vergleichbare Auswirkungen hat die WB-Resektion auf die Extension (Abbildung 18 - Abbildung 20).

Darüber hinaus werden in der Extension der C2/3-WFE statistisch signifikante Anstiege von 11,41% ($p=0,046$) bzw. 30,98% ($p=0,028$) verzeichnet, während dies bei den C6/7-WFE jeweils in der Flexion resultiert (8,89% ($p=0,043$) bzw. 22,81% ($p=0,043$)). Bei den C2/3- und C4/5-WFE wird zusätzlich teilweise die rechte bzw. linke LB statistisch signifikant beeinflusst. (Tabelle 8)

Durch die Resektion des **LLPs** resultieren in der linken AR der C4/5- und C6/7-WFE und in der Flexion der C4/5-WFE statistisch signifikante BU-Anstiege (19,51% ($p=0,028$), 0,32% ($p=0,043$), 25,05% ($p=0,046$)) (Tabelle 8). Zudem wird der gleiche Anteil der gesamten AR-Positionsänderung bei geringerer Last erreicht als bei dem vorherigen Resektionsstadium. Beispielsweise sind für 95% des BUs in die linke AR der C4/5-WFE 0,25 statt 0,3 Nm nötig. Ähnliches gilt für

die Flexion. Hier sind für Anteile bis zu 80% des Gesamt-BUs geringere Momente nötig als für das vorherige Resektionsstadium (Abbildung 18 - Abbildung 20). Ähnlich dazu erscheinen die statistisch signifikanten Ergebnisse in der Flexion und rechten AR der C4/5-WFE nach der **LLA**-Resektion (+44,93% ($p=0,028$), +21,5% ($p=0,028$)) (Tabelle 8). Dabei sind für den 95%-igen Flexions-BU mindestens 0,05 Nm weniger nötig als bei dem vorherigen Resektionsstadium (Abbildung 18 - Abbildung 20).

4.2.2. Analyse der Bewegungsrichtungen

Bei dem Vergleich der Teilbewegungen fällt zunächst die Asymmetrie in der FE auf. Der BU in der Flexion beträgt bei allen Resektionsstadien aller WFE-Ebenen mehr als das Doppelte des Extensions-BUs. Dabei steigt die Differenz mit zunehmender Resektionsanzahl an, sodass nach der LLA-Resektion der absolute Flexions-BU das Drei- bis Fünffache des Extensions-BUs beträgt. Demnach ist die Flexion die Teilbewegung mit dem höchsten absoluten BU. (Tabelle 9)

Tabelle 9: Median des absoluten 2D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7(c) in Grad (°) im nativen Stadium (NAT) und den schrittweisen Resektionsstadien (LSS, LIS, LIT, LF, KL, WB, LLP, LLA) bei $\pm 0,5$ Nm in der FE (Flexion + Extension), LB (links + rechts) und AR (links + rechts).

a) C2/3

Resektion	FE			LB			AR		
	Ges.	Ext.	Flex.	Ges.	Links	Rechts	Ges.	Links	Rechts
NAT	6,20	1,81	3,64	6,56	3,68	1,95	4,36	2,61	1,75
LSS	6,52	1,82	3,88	6,49	3,72	1,83	4,59	2,59	1,65
LIS	6,38	1,89	3,91	6,42	3,69	1,94	4,49	2,51	1,76
LIT	6,69	1,79	4,05	6,89	4,15	1,97	4,83	2,48	1,97
LF	6,96	1,97	4,01	6,99	4,05	1,65	6,36	3,20	2,12
KL	7,49	2,20	4,42	8,69	4,34	2,52	7,14	4,69	2,45
WB	8,29	2,88	4,75	10,10	5,49	4,28	13,87	6,90	6,89
LLP	12,62	2,27	7,16	14,66	8,71	4,63	16,10	10,00	5,83
LLA	15,35	2,93	10,13	12,63	5,52	3,05	18,98	11,84	7,13

b) C4/5

Resektion	FE			LB			AR		
	Ges.	Ext.	Flex.	Ges.	Links	Rechts	Ges.	Links	Rechts
NAT	10,18	3,36	6,77	4,81	1,79	2,64	5,48	3,57	1,90
LSS	10,55	3,46	7,09	5,56	1,88	3,22	5,15	3,23	1,92
LIS	11,14	3,25	8,21	6,03	2,21	3,76	5,80	3,20	2,53
LIT	11,21	3,17	8,38	5,53	2,00	3,09	5,98	3,90	2,11
LF	10,62	3,41	7,73	6,28	2,19	3,91	5,60	3,70	2,04
KL	11,58	3,32	9,04	6,90	2,12	5,02	8,88	6,06	2,53
WB	14,34	2,86	10,16	14,47	4,14	10,60	12,56	9,65	3,70
LLP	21,39	3,36	12,70	16,13	4,40	11,59	15,45	11,54	4,14
LLA	25,81	4,04	18,41	19,47	5,19	11,85	18,51	14,09	5,03

c) C6/7

Resektion	FE			LB			AR		
	Ges.	Ext.	Flex.	Ges.	Links	Rechts	Ges.	Links	Rechts
NAT	8,75	2,31	7,01	6,12	2,69	3,29	1,75	0,99	0,76
LSS	9,38	2,35	7,67	6,32	2,84	2,77	1,78	1,00	0,78
LIS	9,92	2,41	8,08	6,48	2,98	2,77	1,79	1,01	0,78
LIT	10,03	2,10	8,09	6,91	3,34	3,19	1,68	0,91	0,77
LF	11,05	2,34	8,71	7,02	3,54	2,78	1,81	1,04	0,77
KL	11,37	2,09	9,48	8,58	4,18	3,81	3,50	2,69	1,31
WB	14,25	3,23	11,65	9,45	5,68	4,34	11,49	6,42	3,78
LLP	14,31	3,44	10,49	11,98	6,00	5,18	12,08	6,44	4,49
LLA	25,20	4,32	20,88	12,98	7,18	5,44	14,44	7,74	5,96

Zudem liegen in der Flexion die meisten statistisch signifikanten kumulativen und konsekutiven Anstiege des 2D-BUs vor. Das Ausmaß letzterer steigt mit Fortschreiten der Resektionen an. In der Extension sind die KL- und WB-

Resektion der C2/3-WFE und die LIS-Resektion der C6/7-WFE als statistisch signifikante Einzelresektionen zu bewerten (+11,41% (p=0,046), +30,98% (p=0,028), +2,43% (p=0,043)). (Tabelle 8, Tabelle 10)

Tabelle 10: Relative kumulative Differenz des medianen 2D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7 (c) in Prozent (%) des nativen Stadiums (NAT). Positive Werte stellen einen Anstieg und negative Werte einen Abfall des BUs dar. Signifikante Differenzen ($p \leq 0,05$) sind mit einem Stern () markiert.*

a) C2/3

Resektion	FE			LB			AR		
	Ges.	Ext.	Flex.	Ges.	Links	Rechts	Ges.	Links	Rechts
LSS	5,11*	1,02	6,59*	-1,06	1,17	-6,24	5,36	-0,76	-5,25
LIS	2,96	4,39	7,63*	-2,11	0,28	-0,53*	3,11	-3,87	0,89
LIT	7,91*	-0,85	11,42*	5,04	12,99*	0,97	10,90*	-4,98	12,96
LF	12,22*	9,21*	10,26*	6,49*	10,28*	-15,41	46,11	22,75	21,45
KL	20,75*	21,67*	21,51*	32,44*	18,02*	28,94	63,83*	79,51*	40,41
WB	33,76*	59,36*	30,60*	53,92*	49,28*	119,46*	218,49*	164,25*	294,34*
LLP	103,51*	25,49*	96,91*	123,48	136,86	137,41	269,67	282,99	233,87
LLA	147,65	62,02	178,52	92,49	50,05	56,35	335,63	353,73	308,57

b) C4/5

Resektion	FE			LB			AR		
	Ges.	Ext.	Flex.	Ges.	Links	Rechts	Ges.	Links	Rechts
LSS	3,66*	3,02	4,68*	15,67*	5,13	22,07	-6,02	-9,52	0,55
LIS	9,45	-3,26	21,36*	25,42	23,32	42,54*	5,83	-10,47	32,80
LIT	10,08	-5,59	23,82*	14,94*	11,97	17,13*	9,20	8,96	10,95
LF	4,29*	1,50	14,28*	30,72	22,51*	48,31	2,11	3,51	7,25
KL	13,74*	-1,16	33,60*	43,52*	18,26*	90,26*	62,04*	69,40*	32,79
WB	40,87*	-15,07	50,11*	201,04*	131,34*	301,80*	129,15*	170,03*	94,08*
LLP	110,09*	-0,14	87,67*	235,47*	145,82*	339,49*	181,94*	222,71*	117,22*
LLA	153,55*	20,11	171,99*	304,90*	190,40*	349,18*	237,76*	294,23*	163,92*

c) C6/7

Resektion	FE			LB			AR		
	Ges.	Ext.	Flex.	Ges.	Links	Rechts	Ges.	Links	Rechts
LSS	7,27	1,90	9,34	3,34	5,45	-9,73	1,95*	1,17	2,97
LIS	13,47*	4,38	15,19*	5,92	10,73	-9,73	2,18	1,86	2,61
LIT	14,69*	-9,20	15,36*	12,92	24,00	3,82	-3,58	-8,03	2,25
LF	26,31*	1,25	24,24*	14,82	31,46	-9,38	3,45*	4,45	2,15
KL	30,05*	-9,68	35,28*	40,26	55,35	24,01	100,43*	171,43*	73,54*
WB	62,89*	39,93*	66,14*	54,44*	110,80*	41,40*	557,97*	547,67*	400,38*
LLP	63,64*	49,18	49,59*	95,81*	122,71*	68,81*	591,30*	549,73*	494,56*
LLA	188,09	87,13	197,79	112,19	166,66	77,27	726,51	680,40	689,43

Ein weiterer Unterschied zwischen der Flexion und Extension wird durch den Kurvenverlauf in Abbildung 18 - Abbildung 20 deutlich. In der Flexion wird in den fortgeschrittenen Resektionsstadien der Großteil des BUs bei einer geringeren einwirkenden Last als in der Extension erreicht. Beispielsweise werden in der Flexion bei den C4/5-WFE nach allen Resektionen ab der LIS-Resektion 90% der maximalen Positionsveränderung des jeweiligen Resektionsstadiums bei geringeren Momenten erreicht als in der Extension. So sind für die 90%-ige Positionsänderung nach der LLA-Resektion der C4/5-WFE in der Flexion 0,2 Nm nötig, wobei in der Extension 0,4 Nm nötig sind. Bei weiter ansteigender Last nimmt die Positionsänderung in der Flexion pro Moment ab, sodass ein plateauartiger Verlauf entsteht. In der Extension hingegen bleibt, insbesondere bei den späteren Resektionsstadien, die Steigung bei höherer Last annähernd konstant. Dahingegen weist die C2/3-Ebene einen differenten Kurvenverlauf auf. In dem Bereich von circa 0,2 bis 0,3 Nm liegt in allen Resektionsstadien die größte Positionsänderung pro Momentanstieg in der Flexion vor. (Abbildung 18 - Abbildung 20)

Im Gegensatz zu der FE liegt in den anderen beiden Bewegungsrichtungen eine größere Vergleichbarkeit der Teilbewegungen vor. Trotzdem lassen sich Differenzen feststellen. In der AR findet auf allen WFE-Ebenen eine stärkere Rotation zur linken als zur rechten Seite statt. Gleiches gilt für die LB der C2/3- und C6/7-WFE. Lediglich die C4/5-WFE zeigen eine höhere Beweglichkeit in die rechte LB. (Tabelle 9)

Im Gegensatz zu der FE bleibt der relative Unterschied zwischen den Teilbewegungen bei Fortschreiten der Resektionen nahezu konstant. Zudem beträgt der Unterschied zwischen den Teilbewegungen mit Ausnahme der C4/5-WFE maximal 50% der beweglicheren Richtung. (Tabelle 9)

Bei Betrachtung der Abbildung 18 - Abbildung 20 fällt bei der AR, neben der Asymmetrie durch die größeren absoluten Werte zur linken Seite, ein differenter Kurvenverlauf der beiden Teilbewegungsrichtungen auf. In Richtung der linken AR liegt eine stärkere Plateaubildung im hohen Lastbereich in Kombination mit einer höheren Steigung im geringen Lastbereich vor. Demnach ist für den gleichen Anteil der Positionsveränderung ein geringeres Moment nötig als für die rechte AR. In der LB ist eine solche Asymmetrie nicht zu erkennen. (Abbildung 18 - Abbildung 20)

Betrachtet man den kumulativen Einfluss der Resektionen bis zum jeweiligen Resektionsstadium, fällt auf, dass in der Flexion bereits die ersten Resektionen (LSS und LIS) zu statistisch signifikanten kumulativen BU-Anstiegen führen. Dahingegen sind die statistisch signifikanten kumulativen Anstiege in der Extension nahezu ausschließlich bei den C2/3-WFE vorzufinden. Ab der LF-Resektion ist der Extensions-BU-Anstieg hier als statistisch signifikant zu bewerten (9,21%, $p=0,028$). (Tabelle 10)

In der LB sind statistisch signifikante kumulative Veränderungen frühestens ab der LIS-Resektion zu beobachten (C2/3, 4/5), wobei zwischen der rechten und linken LB Unterschiede feststellbar sind. Dabei sind bei den Teilbewegungen mit dem höheren absoluten BU statistisch signifikante kumulative Ergebnisse bei früheren Resektionsstadien beobachtbar. Des Weiteren fällt der statistisch signifikante Abfall von 0,53% ($p=0,043$) in der rechten LB bei den C2/3-WFE nach der LSS- und LIS-Resektion auf. (Tabelle 9, Tabelle 10)

Die rechte bzw. linke AR wird ab der KL- bzw. WB-Resektion statistisch signifikant beeinflusst. (Tabelle 10)

4.2.3. Analyse der HWS-Ebenen

Analog zu dem Kapitel 4.2.2 erfolgt der Vergleich der Teilbewegungsrichtungen der verschiedenen HWS-Ebenen zunächst unter Beleuchtung der absoluten Positionsänderung (Tabelle 9, Abbildung 18 - Abbildung 20), wonach sich die kumulativen und konsekutiven Veränderungen (Tabelle 8, Tabelle 10) durch die Resektionen anschließen.

Sowohl bei Betrachtung der kombinierten FE als auch bei der alleinigen Extension stellen die C4/5-WFE bis zur KL-Resektion die flexibelste HWS-Ebene dar. Dahingegen nehmen die C6/7-WFE diese Rolle in der Flexion ein. In beiden Teilbewegungsrichtungen weisen die C2/3-WFE analog zu der kombinierten Betrachtung der FE den geringsten BU auf. (Tabelle 5, Tabelle 9)

Dahingegen ist diese HWS-Ebene in der linken LB nach nahezu allen Resektionen am flexibelsten. Dies trifft bei der rechten LB für die C4/5-WFE zu. Insbesondere nach den Resektionen ab dem WB beträgt der LB-BU mehr als das Doppelte des BUs der anderen HWS-Ebenen. (Tabelle 9)

Ähnliches gilt für die AR (Tabelle 9). Sowohl in die linke als auch in die rechte AR weisen die C4/5-WFE den größten BU auf. Eine Ausnahme bilden die Ergebnisse ab der WB-Resektion. Hier sind die C2/3-WFE in der rechten AR am flexibelsten.

Dies spiegelt sich in dem Gesamt-AR-BU (Tabelle 5, Tabelle 9) wider. Somit ist die C6/7-Ebene in den AR-Teilbewegungen insgesamt am unflexibelsten. Dabei nimmt der Unterschied zu den anderen HWS-Ebenen mit zunehmender Resektionszahl ab, sodass der BU der C6/7-WFE in der rechten AR ab der WB-Resektion sogar den der C4/5-WFE übersteigt (Tabelle 9). Demzufolge steigt der rechte und linke AR-BU bei den C6/7-WFE kumulativ mit 689,43% ($p=0,068$) und 680,4% ($p=0,109$) am stärksten an (Tabelle 10).

Die rechte bzw. linke AR wird sowohl auf der C6/7- als auch auf der C2/3- Ebene durch die Resektionen kumulativ am stärksten beeinflusst. Auf der C4/5-Ebene gilt dies hingegen für die rechte LB mit einem statistisch signifikanten kumulativen Anstieg von 349,18% ($p=0,028$). (Tabelle 10)

Bei der Betrachtung der konsekutiven Veränderungen der einzelnen Teilbewegungsrichtungen (Tabelle 8) fällt hingegen der Beobachtung der geringsten Anzahl an statistisch signifikanten Ergebnissen bei der Analyse des 3D-Gesamt-BUs bei den C2/3-WFE (Kapitel 4.1.3, Tabelle 6) auf, dass in dieser HWS-Ebene in der Extension die meisten statistisch signifikanten Ergebnisse resultieren (KL: +11,41% ($p=0,046$) und WB: +30,98% ($p=0,028$)). In der Flexion resultieren die meisten statistisch signifikanten Ergebnisse bei den C6/7-WFE (LIS-WB, je $p=0,043$). In den anderen Teilbewegungsrichtungen unterscheidet sich die Anzahl der statistisch signifikanten Ergebnisse nur gering voneinander. (Tabelle 8)

4.3. Vergleich der drei- und zweidimensionalen Daten

Folgend werden die 3D- (Kapitel 4.1) den 2D-Ergebnissen (Kapitel 4.2) gegenübergestellt. Dabei wird wie in den vorherigen Kapiteln zunächst auf die absoluten Werte eingegangen (Tabelle 5, Tabelle 9, Tabelle 11), wonach eine Beleuchtung der konsekutiven und kumulativen relativen Veränderungen (Tabelle 6, Tabelle 7, Tabelle 8, Tabelle 10) erfolgt.

Tabelle 11: Median der absoluten Differenzen zwischen dem 3D- und 2D-BU der WFE C2/3, C4/5 und C6/7 in Grad (°) im nativen Stadium (NAT) und den schrittweisen Resektionsstadien (LSS, LIS, LIT, LF, KL, WB, LLP, LLA) bei ±0,5 Nm in der FE, LB und AR. Positive Wert: 3D>2D, negative Werte: 2D>3D.

Resektion	C2/3			C4/5			C6/7		
	FE	LB	AR	FE	LB	AR	FE	LB	AR
NAT	0,05	0,77	1,39	0,08	0,50	0,83	0,12	0,25	0,53
LSS	0,10	0,77	1,43	0,10	0,74	0,82	0,16	0,28	0,50
LIS	0,08	0,81	1,50	0,26	0,71	0,88	0,10	0,32	0,52
LIT	0,11	0,77	1,13	0,14	0,60	1,07	0,11	0,29	0,49
LF	0,12	0,73	1,62	0,11	0,70	0,94	0,08	0,24	0,60
KL	0,10	0,85	1,83	0,08	0,94	1,24	0,09	0,22	0,41
WB	0,13	0,28	0,32	0,22	0,25	0,55	0,09	0,25	0,32
LLP	0,44	1,01	0,48	0,59	0,28	1,36	0,18	0,18	0,40
LLA	0,37	0,95	0,48	0,75	0,32	0,89	-0,21	0,11	0,35

Die Tabelle 11 veranschaulicht die medianen Differenzen zwischen den absoluten 3D- und 2D-BU. Mit einer Ausnahme (C6/7, FE, LLA) sind die absoluten BU-Werte der 3D-Analyse größer als die der 2D-Analyse. Der größte Unterschied liegt mit 1,83° nach der KL-Resektion in der AR der C2/3-WFE vor. In dieser Bewegungsrichtung liegen auf dem Großteil der Resektionsstadien aller getesteten HWS-Ebenen die größten Differenzen zwischen den 3D- und 2D-BU vor. Dahingegen sind diese in der FE auf allen Ebenen mit wenigen Ausnahmen am geringsten, wobei eine steigende Tendenz der Differenzgröße bei Fortschreiten der Resektionen zu beobachten ist. Insbesondere die LLP- und LLA-Resektion resultiert in größeren Unterschieden der 3D- und 2D-BU.

In der LB und AR zeigt sich nach der LLP-Resektion mit Ausnahme der LB der C6/7-WFE ein vergleichbarer Anstieg. Zudem verursacht die WB-Resektion in diesen beiden Bewegungsrichtungen größtenteils eine Verringerung der Differenzen zwischen den zwei BU-Arten. Eine Ausnahme bildet erneut die LB

der C6/7-WFE. Hier resultiert genau wie in der FE ein Anstieg der Differenzen zwischen den beiden Datenarten nach der WB-Resektion. (Tabelle 11)

Des Weiteren fällt insbesondere bei den C2/3- und C4/5-WFE in der LB und AR eine vergleichbare Entwicklung der Differenzen auf, wobei bis zum KL-Resektionsstadium ein Aufwärtstrend vorliegt. Diesem folgt ein Abfall durch die oben beschriebenen WB-Resektion und ein erneuter Anstieg durch die LLP- und LLA-Resektionen. (Tabelle 11)

Bei dem Vergleich der relativen konsekutiven Veränderungen der 3D- und 2D-BU (Tabelle 6, Tabelle 8) zeigen sich, wie auch bei dem Vergleich der absoluten Werte, die Daten der FE am ähnlichsten. Hier betragen die Abweichungen zwischen den relativen Veränderungen ausgenommen des LLA-Resektionsstadiums der C6/7-WFE maximal sieben Prozentpunkte. (Tabelle 6, Tabelle 8)

Außerdem sind in der FE in beiden Analysen die gleichen Resektionen als statistisch signifikant zu bewerten. Im Gegensatz dazu wird in der Gesamt-AR statistische Signifikanz durch die LLP-Resektion nur in der 3D-Analyse erreicht. Zudem fällt die statistisch signifikante AR-BU-Veränderung von +7,3% ($p=0,043$) nach der LF-Resektion der C6/7-WFE in der 2D-Analyse auf, wohingegen im 3D-Datensatz eine Reduktion (-3,02%, $p=0,225$) vorliegt. Ein weiterer Unterschied stellt die statistische Signifikanz der Veränderung des 2D-AR-BUs nach der LIT-Resektion bei den C2/3-WFE dar (+7,55%, $p=0,046$). (Tabelle 6, Tabelle 8)

Außerdem sind die BU-Veränderungen durch die WB-Resektion in der LB und AR zum Großteil in dem 2D-Datensatz stärker ausgeprägt. Insgesamt liegt die stärkste Ähnlichkeit der konsekutiven Veränderungen auf der C4/5-Ebene. Hier stimmen die statistisch signifikanten Resektionen in allen Bewegungsrichtungen und Resektionsstadien mit Ausnahme der zuvor erwähnten LLP-Resektion in der AR in den beiden Analyseverfahren überein. (Tabelle 6, Tabelle 8)

Des Weiteren resultieren durch die 3D-Analyse der Daten bis zu den einzelnen Resektionsstadien mehr statistisch signifikante kumulative Ergebnisse (Tabelle 7, Tabelle 10). Die Resektionen, die ausschließlich in der 3D-Analyse statistisch signifikante Auswirkungen haben, zeigen zudem eine größere Differenz zwischen den absoluten BU der beiden Datensätze (Tabelle 11). Dies wird insbesondere in der AR deutlich. (Tabelle 7, Tabelle 10).

5. Diskussion

5.1. Diskussion der humanen Tests

In den folgenden Abschnitten wird unter der Berücksichtigung einschlägiger Literatur die Bedeutung der Ergebnisse der vorliegenden Studie diskutiert. Es wird zunächst auf die absoluten und relativen Werte der konsekutiven Resektionsstadien eingegangen. Danach folgt die Erläuterung der Unterschiede in den Bewegungsrichtungen und schließlich die der HWS-Ebenen. Dabei wird jeweils zunächst die *in-vivo* und anschließend die *in-vitro* Datenlage beleuchtet.

5.1.1. Vergleich mit dem BU *in-vivo*

In der Literatur existieren einige Studien über den *in-vivo* BU der HWS. Die meisten der resultierenden Werte der Studien von beispielsweise Zhou et al. (2020), Yu et al. (2019) und Anderst et al. (2013) sind mit den in der vorliegenden Studie gemessenen *in-vitro* Werten (NAT H) vergleichbar (Tabelle 12).

Tabelle 12: BU der HWS-Ebenen C2/3, C4/5 und C6/7 in den Bewegungsrichtungen (FE, LB, AR) in Grad (°) in *in-vivo* Studien. 1: Werte werden in den Studien ausschließlich in Abbildungen dargestellt und wurden für diese Tabelle abgelesen.

		(W. Anderst et al., 2016)	(Anderst et al., 2013)	(W. J. Anderst et al., 2016)	(Liu et al., 2007)	(Yu et al., 2019)	(Zhou et al., 2020)
C2/3	FE		10,2 ± 2,4		13,8 ¹		9,5 ± 2,4
	LB						11,3 ± 4,5
	AR						2,4 ± 1,6
C4/5	FE	19,5 ± 2,6	15,9 ± 2,1	16,13 ¹ bzw. 12,5 ¹	20 ¹	15,1 ± 5,1	19,4 ± 2,9
	LB	13,1 ± 2,4					9,8 ± 2,4
	AR	11,3 ± 1,3		9,0 ¹ bzw. 8,0 ¹		6,9 ± 3,8	6,5 ± 1,9
C6/7	FE	15,8 ± 3,7	12,5 ± 4,6	13,8 ¹ bzw. 12,58 ¹	15,1 ¹	9,2 ± 4,3	12,3 ± 4,2
	LB	14,5 ± 3,0					10,6 ± 3,3
	AR	6,5 ± 1,3		5,2 ¹ bzw. 5,4 ¹		2,6 ± 2,5	2,4 ± 1,2

Dahingegen präsentieren weitere Studien von Anderst et al. (W. Anderst et al., 2016; W. J. Anderst et al., 2016) und Liu et al. (2007) zum Großteil BU-Werte über den in der vorliegenden Studie für das native Stadium (NAT H) gemessenen Werten.

Diese Varianz in der Literatur lässt sich möglicherweise durch inter- und intraindividuelle Unterschiede sowie den differenten Versuchsaufbauten und Studienzielen erklären. So untersuchen beispielsweise W. Anderst et al. (2016) die Belastung der *cervicalen* BS bei 3D-Bewegungen des Kopfes. Dahingegen legen Zhou et al. (2020) und Yu et al. (2019) den Schwerpunkt auf die Erforschung der intervertebralen Bewegungsanalyse, wohingegen andere Studien (W. Anderst et al., 2016) dies lediglich als sekundäres Ergebnis präsentieren.

Insgesamt belegen die *in-vivo* Studien, dass durch die in der vorliegenden Studie verwendete Last von $\pm 1,0$ Nm (NAT H) der Vergleich zu *in-vivo* Verhältnissen gelungen ist und sogar die Testung mit $\pm 0,5$ Nm im nativen Stadium (NAT) teilweise mit dem BU einiger *in-vivo* Studien vergleichbar ist (W. J. Anderst et al., 2016; Zhou et al., 2020). Somit wird die Aussage aus Kapitel 3.2.2, dass die Last von $\pm 0,5$ Nm für einen physiologischen BU ausreicht, ohne die WFE dabei zu schädigen, bestätigt.

5.1.2. Konsekutive Resektionsstadien (*in-vitro*)

Vergleicht man den in dieser Studie gemessenen BU der nativen WFE (**NAT H**) mit Ergebnissen vergleichbarer *in-vitro* Studien der HWS, fallen genauso wie bei den *in-vivo* Studien (Kapitel 5.1.1) Unterschiede auf. Die Arbeitsgruppe von Goel et al. (1984), welche eine Last von $\pm 0,3$ Nm verwendet, präsentiert für die C4/5-Ebene einen geringeren BU in allen drei Bewegungsrichtungen. Andere Studien, welche eine Last von $\pm 1,0$ Nm verwenden, präsentieren höhere BU nativer HWS-Proben (Jonas et al., 2020; Panjabi et al., 2001). Die Ergebnisse von Jonas et al. (2020) übersteigen beispielsweise für die Ebene C4/5 den in der vorliegenden Studie für das native Stadium der WFE bei $\pm 1,0$ Nm (NAT H) gemessenen BU in der LB und AR, wohingegen der FE-BU geringer ist. Dahingegen liegen die von der Arbeitsgruppe Panjabi et al. (2001) gemessenen Werte zwischen dem BU der nativen WFE bei $\pm 1,0$ Nm (NAT H) und $\pm 0,5$ Nm (NAT). Insgesamt kann somit zusammengefasst werden, dass der maximale BU mit Zunahme der einwirkenden Last ansteigt, wobei sich die absoluten BU-Werte der vorliegenden Studie in dem in der Literatur bekannten Bereich befinden. Zudem wird durch den Vergleich mit den Ergebnissen von Panjabi et al. (2001) deutlich, dass mit einer Last von $\pm 0,5$ Nm nahezu gleiche Resultate erzielt werden können und gleichzeitig das Risiko einer Beschädigung der WFE reduziert werden kann. Dies

wird ebenfalls durch das nicht-lineare Verhalten der WFE bei ansteigender Last deutlich (Abbildung 18 - Abbildung 20). In Übereinstimmung mit der vierten Hypothese, welche die nicht-lineare Vergrößerung des BUs bei ansteigender Last beschreibt, wird ein Großteil des maximalen BUs bei geringen Momenten erreicht. Dies deutet auf eine elastische Eigenschaft der Ligamente hin, wobei diese mit zunehmender Last steifer werden (Izzo et al., 2013) und die Positionsänderung bei einer maximalen Ligamentausdehnung stagniert. Dies stellt eine mögliche Begründung der Hypothese vier dar.

Das **LSS** und **LIS** stabilisieren die HWS vor allem in der FE und speziell in der Flexion, was mit den Daten der Literatur übereinstimmt (Brown et al., 2005; Hartman et al., 2016; Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007; Oxland et al., 1991; Takeshita et al., 2004). Dies ist durch ihre Lage in der Sagittalebene am *posterioren* Abschnitt zu erklären. Durch den vergleichsweise langen Hebelarm durch die *Processus spinosi* ist eine starke Stabilisierung der HWS durch die anatomisch schwächeren Ligamente, in der Sagittalebene, also der FE, möglich (lorio et al., 2016; Izzo et al., 2013). Durch die Resektion wird die Verbindung benachbarter *Processus spinosi* gelöst, sodass diese weiter auseinanderweichen können, was eine Flexion darstellt (Buonocore et al., 1966). Zudem liegen auf der C6/7-Ebene nach der LIS-Resektion statistisch signifikante Veränderungen in der Extension vor, was mit der Studie der Arbeitsgruppe Heuer, Schmidt, Klezl et al. (2007) übereinstimmt. Diese Beobachtung ist durch ihre Kompressionswiderstandsfähigkeit zu erklären (Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007). Insgesamt sind die Resultate der beiden Resektionen mit Hypothese zwei, welche die stärkste Beeinflussung der Bewegung, in die von der resezierten Struktur gegenüberliegenden Richtung, beschreibt, vereinbar, da die Flexion stärker als die Extension beeinflusst wird.

Die Funktion des **LITs** ist hingegen nicht so stark erforscht, da viele Forschende dieses nicht in ihre Studien einschließen (Goel et al., 1984; Jonas et al., 2020; Wen et al., 1993). Die Arbeitsgruppe von Sim et al. (2001) präsentiert die Ruptur des LITs als eine mögliche Mitursache bei der *unilateralen* Facettendislokation. Johnson et al. (1975) bezeichnen es hingegen als dünnes und fragiles Ligament, welches nicht an jeder HWS vorzufinden ist und nur eine geringe Rolle in der HWS-Stabilisierung einnimmt. Dies passt zu den in der vorliegenden Studie gemessenen Werten der C4/5- und C6/7-WFE. Hier sind geringe Anstiege und in der LB sowie der AR BU-Abfälle zu beobachten. Dahingegen weisen die Werte

der C2/3-WFE möglicherweise darauf hin, dass dem LIT auf dieser HWS-Ebene eine etwas größere Rolle in der Bewegungslimitierung zuzuschreiben ist. Die statistisch signifikante Beeinflussung der AR bei den C2/3-WFE allein in der 2D-Analyse könnte auf einer durch die Resektion veränderten Bewegungsführung zugunsten der AR basieren. Ähnliche Ursachen könnte die Verringerung des Extensions-BUs durch die LIT-Resektion haben. Durch die Resektion der *lateral* gelegenen Ligamente könnte die einwirkende Last in einer AR anstelle einer Extension resultieren. Insgesamt sind die Ergebnisse durch die LIT-Resektion ein Hinweis auf das Zutreffen der dritten und fünften Hypothese, welche eine differente Rolle der resezierten Strukturen auf den verschiedenen HWS-Ebenen und eine relevante Rolle des LITs beschreiben (Kapitel 2). Dies sollte aber in vertiefenden Studien weiter erforscht werden.

Ähnliches gilt für das **LF**. In der vorliegenden Studie wird alleinig die C6/7-Ebene statistisch signifikant beeinflusst. Der BU in die LB und FE verändern sich sowohl in der 3D- als auch in der 2D-Analyse statistisch signifikant. Übereinstimmende Ergebnisse werden in der Veröffentlichung von Richter, Wilke et al. (2000) präsentiert, wohingegen bei Jonas et al. (2020) in allen Bewegungsrichtungen und HWS-Ebenen statistisch signifikante BU-Veränderungen zu finden sind. Innerhalb der FE der C6/7-Ebene wird in Übereinstimmung mit der Literatur insbesondere die Flexion statistisch signifikant beeinflusst (Goel et al., 1984; Panjabi et al., 1975; Takeshita et al., 2004; Wen et al., 1993). Dies bestätigt erneut die Hypothese zwei (Kapitel 2).

Im Gegensatz dazu scheinen die **KL** in Übereinstimmung mit der Literatur vor allem für die AR von Bedeutung zu sein. (DeVries et al., 2012; Hartman et al., 2016; Heuer, Schmidt, Klezl, et al., 2007; Jonas et al., 2020; Oxland et al., 1991; Zdeblick et al., 1993). Des Weiteren kann aus dem Kurvenverlauf (Abbildung 18 - Abbildung 20) gedeutet werden, dass nach der KL-Resektion aber vor der WB-Resektion in der AR kein bzw. ein geringer ligamentärer Widerstand vorliegt, da der Großteil (80%) des BUs bei geringeren Momenten als in den vorherigen Resektionsstadien erreicht wird und sich bei weiter ansteigender Last nicht mehr wesentlich erhöht. Dies könnte durch die nun dominierende Rolle des WBs, welcher geringere elastische Eigenschaften aufweist (Izzo et al., 2013), zu erklären sein. Zudem weist dies auf eine bei intaktem WB nicht vorhandene bzw. untergeordnete Rolle des LLPs und LLAs in der AR hin, da sonst durch die elastischen Eigenschaften dieser ein stärkerer BU-Anstieg im hohen Lastbereich

vorliegen würde. Für die anderen beiden Bewegungsrichtungen liegt aufgrund des Kurvenverlaufs und den zuvor genannten Gründen vermutlich trotz des vorhandenen WBs eine bewegungseinschränkende Wirkung des LLPs und des LLAs vor.

Die Erhöhung des BUs in der FE und LB nach der KL-Resektion stimmt ebenfalls im Allgemeinen mit den Ergebnissen in der Literatur überein (Brown et al., 2005; DeVries et al., 2012; Goel et al., 1984; Jonas et al., 2020; Pitzen et al., 2003; Wen et al., 1993; Zdeblick et al., 1993).

Die Auswirkungen der **WB**-Resektion weisen große Parallelen zur KL-Resektion auf. Übereinstimmend mit der Literatur beeinflusst seine Resektion in der vorliegenden Studie insbesondere die AR (DeVries et al., 2012; Hartman et al., 2016; Jonas et al., 2020; Rasoulinejad et al., 2012). Insbesondere bei den C2/3- und C6/7-WFE nimmt der AR-BU sprunghaft zu. Dies ist eine weitere Gemeinsamkeit zu den Resultaten von Jonas et al. (2020).

Nach der WB-Resektion wird im Gegensatz zu dem KL-Stadium ein größerer Anteil des AR- und Extensions-BUs im hohen Lastbereich erreicht. Der Widerstand des WBs fällt weg und wird nun vermutlich durch das LLP und LLA übernommen. Dies unterstützt die Begründung der Hypothese vier (Kapitel 2, 5.1.2). Auch für die anderen beiden Bewegungsrichtungen übernimmt der WB eine statistisch signifikante stabilisierende Rolle auf nahezu allen HWS-Ebenen. Dies stimmt mit vergleichbaren Studien überein (DeVries et al., 2012; Jonas et al., 2020; Pitzen et al., 2003; Rasoulinejad et al., 2012).

Ursache für die vor allem in der AR ausgeprägte Veränderung des BUs ist wahrscheinlich die Resektion der knöchernen Facettengelenksanteile. Diese spielen eine wichtige Rolle während der AR (Pal et al., 2001). Werden diese entfernt, erfährt die WFE einen geringeren Bewegungswiderstand, sodass die Rotation bei gleichhoher Last größer wird. Die genaue Biomechanik der Facettengelenke hängt von ihrer Anatomie und damit auch von der HWS-Ebene ab (Kapitel 5.1.4). In der FE und LB scheint der knöcherne WB hingegen eine in etwa vergleichbare Rolle wie die anderen resezierten Strukturen einzunehmen. Der Anstieg in diesen Bewegungsrichtungen ist wahrscheinlich durch den geringeren Widerstand in Richtung des ehemaligen WBs zu erklären. Beispielsweise ist es vorstellbar, dass die *Laminae arcus vertebrae*, sowie die *Processus spinosi*, welche beide ein Teil des WBs darstellen, die Extension durch Knochen-Knochen-Kontakt einschränken.

Das in der Sagittalebene gelegene **LLP** stabilisiert die HWS in allen Bewegungsrichtungen (Jonas et al., 2020). Die vorliegende Studie zeigt, dass die FE die meistbeeinflusste Richtung ist, wobei die Flexion tendenziell stärker als die Extension beeinflusst wird (Panjabi et al., 1975). Dies unterstützt die zweite im Kapitel 2 aufgestellte Hypothese, welche die stärkste Beeinflussung der Bewegung, in die von der resezierten Struktur gegenüberliegenden Richtung beschreibt.

Des Weiteren wird durch die 2D-Analyse deutlich, dass das LLP in der Flexion eine geringere Rolle in der endständigen Bewegungshemmung einnimmt, sondern eher die Bewegung bis zu einer 80%-igen Positionsänderung beeinflusst. Demgegenüber scheint das Ligament in der AR bis zur maximalen Positionsänderung bedeutsam zu sein, da diese nach der LLP-Resektion bei geringerer Last als bei LLP-Persistenz erreicht wird.

Ähnliches lässt sich über das **LLA** sagen. Auch hier ist übereinstimmend mit der Literatur der Anstieg des BUs in der FE am größten (Jonas et al., 2020). Ein Unterschied zu den Ergebnissen der Arbeitsgruppe von Jonas et al. (2020) stellt die Anzahl an statistisch signifikanten BU-Veränderungen dar. Diese ist in der vorliegenden Studie geringer, was durch die teilweise geringere Anzahl an verfügbaren Messwerten zu erklären ist. Bei den C2/3- und C6/7-WFE konnten bestimmte Messungen nach der LLA-Resektion nicht in die Analyse eingeschlossen werden, da diese beispielsweise durch eine während des Testdurchlaufes entstandene makroskopisch sichtbare Schädigung der BS verfälscht waren. Mit der geringeren Anzahl an verfügbaren Daten sind trotz vergleichsweise großer Veränderungen des absoluten BUs weniger Signifikanzen errechenbar. Dies sollte bei der Betrachtung der Ergebnisse berücksichtigt werden.

Bei differenzierter Betrachtung der Teilbewegungsrichtung liegt durch die LLA-Resektion ein größerer Einfluss auf die Flexion als auf die Extension vor. Dies widerspricht der Hypothese zwei (Kapitel 2) und anderen Studien. Letztere stellen dabei vor allem die Rolle des LLA in der Extension heraus (Oxland et al., 1991; Panjabi et al., 1975; Wen et al., 1993). Eine mögliche Erklärung könnte die zuvor erwähnte Kompressionswiderstandsfähigkeit der Ligamente sein (Heuer, Schmidt, Claes, et al., 2007). Ebenfalls widersprüchlich zur Hypothese zwei (Kapitel 2) scheint die BU-Erhöhung in der LB. Unter der Berücksichtigung der bis zum *lateral* WK-Anteil reichenden Ausdehnung des LLAs (Johnson et al.,

1975), ist das Ergebnis mit der Hypothese vereinbar. Für eine Bestätigung dieser Kausalität wäre allerdings eine seitengetrennte Resektion der Ligamente nötig. Des Weiteren weisen die Daten der 2D-Analyse auf eine Rolle des LLAs in der endständigen Flexions-Hemmung hin, da nach der Resektion geringere Momente zur maximalen Positionsänderung ausreichen. Dies ist ein weiterer Hinweis auf die Kompressionswiderstandsfähigkeit (Heuer, Schmidt, Claes, et al., 2007). Insgesamt führen nahezu alle konsekutiven Resektionen zu Veränderungen des BUs, welche im Allgemeinen die fünf Hypothesen aus dem Kapitel 2 unterstützen. Jedoch weisen einige zunächst widersprüchliche Ergebnisse auf die komplexe Biomechanik der HWS hin.

Zusammenfassend führen insbesondere die späten Resektionsschritte (KL, WB, LLP, LLA) zu statistisch signifikanten BU-Anstiegen. Diese Anstiege sind dabei meist in mehrere bzw. alle Bewegungsrichtungen zu beobachten. Im Gegensatz dazu sind in den ersten Resektionsstadien (LSS bis LF) die statistisch signifikanten BU-Anstiege vereinzelt und nahezu ausschließlich in der FE und LB zu beobachten, sodass festgehalten werden kann, dass das LSS, das LIS, das LIT und die LF einen geringeren Einfluss auf die AR der getesteten HWS-Ebenen haben.

5.1.3. Vergleich der Bewegungsrichtungen

5.1.3.1. Vergleich der nativen WFE mit *in-vivo* Daten

Das Ausmaß der verschiedenen Bewegungsrichtungen in Relation zueinander in den bereits in Kapitel 5.1.1 erwähnten *in-vivo* Studien zur Kinematik der HWS stimmt zum Großteil mit den Ergebnissen des nativen Stadiums dieser Studie überein. Auch in lebenden Proband*innen ist der BU in der AR auf allen HWS-Ebenen am geringsten (W. J. Anderst et al., 2016; Yu et al., 2019; Zhou et al., 2020), wobei der Unterschied zu den anderen Bewegungsrichtungen auf den Ebenen C2/3 und C6/7 am größten ist (Zhou et al., 2020).

Die FE stellt auf den meisten Ebenen im nativen Stadium bzw. *in-vivo* die flexibelste Bewegungsrichtung dar (Zhou et al., 2020). Eine Ausnahme bildet die Ebene C2/3. Im Konsens mit *in-vivo*- und *in-vitro*-Studien ist hier der BU in der LB größer als in der FE (Jonas et al., 2020; Zhou et al., 2020). Die höhere Flexibilität in der FE der *kaudaleren* HWS-Ebenen (C4-7) über alle Resektionsstadien hinweg könnte durch die dort in der Sagittalebene

bogenförmigen WK-Endplatten und den dazwischen liegenden BS, welche eine Bewegung in der FE vereinfachen (Dowdell et al., 2018), zu erklären sein.

5.1.3.2. Vergleich mit Resektionsstudien (*in-vitro*)

Bei der Entwicklung des BUs der drei Bewegungsrichtungen bei fortschreitender Resektion lassen sich Gemeinsamkeiten mit *in-vitro* Studien feststellen. So resultiert auch bei Jonas et al. (2020) nach dem anfänglich geringsten absoluten BU der größte kumulative BU-Anstieg in der AR. Jedoch sind bei Jonas et al. (2020) die Anstiege nach allen Resektionen im Vergleich zum nativen Stadium mit 180% (C2/3), 63% (C4/5) und 198% (C6/7) um mindestens zwei Drittel geringer als die dieser Studie (C2/3: 508,37%, C4/5: 241,41%, C6/7: 700,66%). Als Ursache für diese Differenz kommen Unterschiede in dem WFE-Zustand wie die teilweise vorliegende *Facettengelenksarthrose* oder *Ligamentossifikation* (Kapitel 3.1) in Frage. Dadurch kommt es vermutlich im nativen Stadium zu einer starken Bewegungseinschränkung und somit zu einem geringen BU, welcher demnach nach der Resektion dieser Veränderungen stark ansteigt. Dies wird durch die Tatsache gestützt, dass ähnliche Beobachtungen in geringerem Ausmaß auch bei dem Vergleich der Studien im Hinblick auf die anderen beiden Bewegungsrichtungen (LB und FE) gemacht werden können (Jonas et al., 2020). Zudem führt die von Jonas et al. (2020) verwendete Last von $\pm 1,0$ Nm wahrscheinlich bereits in den ersten Resektionsstadien zu höheren BU und dementsprechend zu geringeren relativen BU-Anstiegen. Dies ist ein weiterer Hinweis darauf, dass eine Last von $\pm 0,5$ Nm besser für die vorliegenden Testungen geeignet ist.

In Übereinstimmung mit der Literatur sind für den großen AR-BU-Anstieg vor allem die Strukturen der späteren Resektionsstadien (KL, WB, LLP, LLA) verantwortlich. In diesem Kontext hebt beispielsweise die Arbeitsgruppe von Liebsch und Wilke (2022) in einem weitumfassenden Review über Verletzungen der HWS die Facettengelenke hervor. Dahingegen scheint die HWS auch ohne die anfänglich resezierten Ligamente (LSS, LIS, LIT, LF) in der AR stabil zu sein (Jonas et al., 2020), sodass bei Verletzungen dieser im Hinblick auf die AR unter Umständen keine bzw. lediglich eine konservative Therapie stattfinden muss.

Analog zur AR resultieren statistisch signifikante konsekutive BU-Veränderungen in der LB größtenteils erst in den späteren Resektionsstadien, wobei die KL- und der WB-Resektion besonders auffallen.

Im Gegensatz dazu stellt die FE und speziell die Flexion in dieser Studie die Bewegungsrichtung mit den meisten statistisch signifikanten BU-Veränderungen, sowohl kumulativ als auch konsekutiv, dar. Auch die Ligamente der ersten und letzten Resektionsstadien (LSS, LIS, LLP, LLA) zeigen hier eine statistisch signifikante stabilisierende Wirkung (Jonas et al., 2020). Durch ihre Lage in der Sagittalebene und somit in dem FE-Bewegungsweg wird Hypothese zwei (Kapitel 2) erneut unterstützt, wobei auf Ausnahmen wie beispielsweise dem LLA im Kapitel 5.1.2 eingegangen wurde. Insgesamt reagiert die FE somit am sensitivsten auf die einzelnen Resektionen.

Diese These wird durch die Beobachtung der geringsten IQR in der FE unterstützt. Die zunächst konstante IQR-Höhe deutet auf geringe interindividuelle Unterschiede in den anfangs resezierten Strukturen (LSS-LF) hin. Dies korreliert mit den fehlenden Degenerationszeichen dieser Strukturen in der CT und der in der Literatur bekannten Verteilung degenerativer Veränderungen (Wang et al., 2019). Passend dazu deuten die höheren IQR nach der letzten Resektion auf höhere interindividuelle Unterschiede der übrigen Strukturen hin. Dies korreliert mit den häufigen degenerativen Veränderungen von Strukturen wie der BS und der WK (Wang et al., 2019), welche auch in der vorliegenden Studie CT-graphisch nachweisbar sind (Kapitel 3.1). Zudem deuten die auf allen HWS-Ebenen höheren IQR in der LB und AR auf einen höheren Einfluss der interindividuellen Unterschiede in diesen Richtungen hin.

Die größeren Flexions- als Extensions-BU-Anteile (Abbildung 18 - Abbildung 20) bei geringeren Momenten und die Plateaubildung im hohen Lastbereich bei den C4/5- und C6/7-WFE deuten auf das Erreichen einer nahezu maximalen Ligamentausdehnung in der Flexion und somit einen Zustand kurz vor der Ligamentruptur hin (Moskovic, 2012). Demnach reichen für eine Schädigung der HWS-Strukturen in der Flexion vermutlich geringere Kräfte als in der Extension aus. Für den differenten Kurvenverlauf der C2/3-WFE kommen von den Resektionen unabhängige Strukturen der HWS in Frage, da er nach allen Resektionen persistiert. Korrelierende Befunde zeigen die CT-Aufnahmen jedoch nicht.

Demgegenüber liegt in der LB und AR eine höhere Vergleichbarkeit der Teilbewegungsrichtungen vor, was auf die seitensymmetrische Anatomie zurückzuführen ist. Dennoch ist die linksseitige LB bzw. AR größtenteils stärker ausgeprägt. Aufgrund der Persistenz über alle Resektionsstadien, liegt die

Ursache wahrscheinlich in asymmetrischen Veränderungen der WK und BS. Korrelative Befunde lassen sich jedoch nicht aus der CT erheben.

5.1.4. Vergleich der HWS-Ebenen

Die Daten der vorliegenden Studie deuten darauf hin, dass die C4/5-Ebene der HWS insgesamt die flexibelste der getesteten HWS-Ebenen darstellt. Dies wird sowohl durch *in-vivo* Studien (W. J. Anderst et al., 2016; Yu et al., 2019; Zhou et al., 2020) als auch durch *in-vitro* Studien (Goel et al., 1984; Jonas et al., 2020; Panjabi et al., 2001) belegt. Vor allem die FE verdeutlicht dies in der vorliegenden wie auch in der Studie von Zhou et al. (2020). Der BU in dieser Bewegungsrichtung ist bei den nativen C4/5-WFE (NAT) in etwa doppelt so groß wie der auf der C2/3-Ebene und in etwa 1,2-mal so groß wie der auf der C6/7-Ebene, sodass in Übereinstimmung mit Zhou et al. (2020) für die FE folgende Reihenfolge der HWS-Ebenen sortiert von großem zu kleinem BU festgestellt werden kann: C4/5>C6/7>C2/3. Dies stimmt mit den Ergebnissen vergleichbarer *in-vitro* Studien überein (Goel et al., 1984; Jonas et al., 2020; Panjabi et al., 2001). Ursache dafür könnten die in der Sagittalebene bogenförmigen Endplatten der HWK sein (Dowdell et al., 2018). Diese sind mit einer steileren Ausrichtung in den *kaudaleren* HWS-Ebenen ausgeprägt (Zhao et al., 2016), was zu einer stärkeren FE führt (Dowdell et al., 2018). Dies korreliert mit den Ergebnissen der Flexion, da hier die C6/7-WFE die flexibelsten WFE darstellen. Dahingegen weist der bis zur KL-Resektion geringere Extensions-BU der C6/7-WFE auf eine Bewegungslimitierung durch den WB hin, da nach dessen Resektion die C6/7-Ebene auch in der Extension am flexibelsten ist. Eine tragende Rolle könnte dabei der groß ausgeprägte *Processus spinosus* des HWK 7 haben (Waxenbaum et al., 2023). Durch ein Zusammenstoßen der *Processus spinosi* der HWK 6 und 7 würde eine knöcherne Bewegungshemmung erfolgen. Ähnliches wird auch durch Arlegi et al. (2017) beschrieben. Darüber hinaus scheint die *posterolaterale* Ausrichtung der C4/5-Facettengelenke die FE zu begünstigen (Rong et al., 2017). Auf diese anatomische Besonderheit wird im weiteren Verlauf dieses Kapitels genauer eingegangen.

Das Vorliegen der größten IQRs der zuletzt genannten Ebene in der AR und FE deutet auf stärkere interindividuelle Unterschiede der C4/5-WFE hin. Diese scheinen aufgrund der Persistenz der relativen IQR-Höhe im Ebenen-Vergleich

über den Großteil der Resektionsstadien in den bis zuletzt persistierenden Strukturen (WK, BS) zu liegen.

Im Gegensatz dazu sind in Übereinstimmung mit den bereits aufgeführten *in-vitro* Studien die nativen WFE der C2/3-Ebene in der gesamten und linksseitigen LB am flexibelsten (Jonas et al., 2020; Panjabi et al., 2001). Die höchste Flexibilität der C4/5-WFE ab der WB-Resektion in der gesamten und speziell in der rechten LB, deutet auf eine größere LB-limitierende Wirkung der knöchernen Anteile des WBs auf dieser als auf der C2/3-Ebene hin.

In der AR sind wie auch in der FE die WFE der C4/5-Ebene im nativen Stadium am flexibelsten. Danach folgen die C2/3-WFE, sodass die C6/7-WFE die unflexibelsten Proben in dieser Bewegungsrichtung darstellen. Die bereits erwähnten *in-vitro* Studien liefern auch hier vergleichbare Ergebnisse (Jonas et al., 2020; Panjabi et al., 2001). Die partielle Angleichung der AR-BU aller drei HWS-Ebenen nach der WB-Resektion deutet auf einen starken Einfluss dieses und gleichzeitig auf segmentale Unterschiede hin. Die Anatomie der Facettengelenke als Teil des WBs weist auf den verschiedenen HWS-Ebenen Unterschiede auf. So sind diese in dem *kranialen* Anteil der HWS (C2-C4) *posteromedial* und im *kaudalen* Anteil (C5-C7) zunehmend *posterolateral* ausgerichtet (Milne, 1991; Pal et al., 2001; Rong et al., 2017). Dabei wird das Facettengelenk bei einem Winkel in der Transversalebene von unter 90° zur Sagittalebene als *posteromedial* und über 90° als *posterolateral* klassifiziert. Laut diesen Forschenden unterdrückt die *posteromediale* Ausrichtung die AR. Dies passt insofern zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie, da die C2/3-WFE anfangs einen geringeren BU in der AR als die C4/5-WFE aufweisen und sich dieser nach der Resektion des WBs und somit der *Processus articulares* angleicht. Die Beobachtung des geringeren AR-BU der C2/3-Ebene stimmt zudem mit vergleichbaren Resektionsstudien überein (Jonas et al., 2020). Die *posterolateral* ausgerichteten Facettengelenke bieten laut den drei Arbeitsgruppen weniger Widerstand gegen die Bewegung in der AR und LB, sodass der BU der *kaudaleren* HWS-Ebenen in diesen Bewegungsrichtungen größer ausfällt. Dabei liegt der maximale Winkel in der Transversalebene auf Höhe C4/5 bzw. C5/6 (Milne, 1991; Pal et al., 2001; Rong et al., 2017), was mit dem maximalen AR-BU bei den C4/5-WFE übereinstimmt. Allerdings widerspricht der geringe LB-BU auf dieser Ebene in der vorliegenden Studie dieser Beobachtung. Außerdem wird dadurch nicht der im Vergleich zu den C2/3-

WFE geringere AR-BU der C6/7-WFE erklärt, da dieser aufgrund des größeren Winkels in der Transversalebene (Milne, 1991; Pal et al., 2001; Rong et al., 2017) größer sein müsste. Dies deutet darauf hin, dass die Begrenzung der AR bzw. LB nicht vollständig auf die Ausrichtung der Facettengelenke in der Transversalebene zurückzuführen ist.

Zusätzlich scheint die Ausrichtung der Facettengelenken in der Sagittalebene, welche durch den Winkel zwischen der Facettengelenksfläche und der horizontal gelegenen Endplatte eines WKs definiert wird, bedeutend zu sein. Diese ist auf der C6/7-Ebene am steilsten und auf der C4/5-Ebene am flachsten (Milne, 1991; Nowitzke et al., 1994; Penning, 1988; Rong et al., 2017). Unter der Annahme, dass eine flachere Ausrichtung zu einer größeren AR führt, stellt dies eine mögliche Erklärung für die AR-Ergebnisse der vorliegenden Studie sowie der Literatur dar (Jonas et al., 2020; Panjabi et al., 2001).

Auf den Ebenen C2/3 und C6/7 wird die AR von den Resektionen kumulativ am stärksten beeinflusst, wohingegen dies auf der C4/5-Ebene in der LB stattfindet. Die Studie von Jonas et al. (2020) präsentiert hingegen die AR auf allen Ebenen als die am stärksten beeinflusste Bewegungsrichtung, wobei der kumulative Anstieg auf der C4/5-Ebene (63%) ebenfalls deutlich geringer ist als auf den anderen HWS-Ebenen (C2/3: 180%, C6/7: 198%). Da diese Differenz vor allem durch die WB-Resektion resultiert, unterstützt dies die beschriebenen Zusammenhänge mit der Anatomie der Facettengelenke. Zudem ist die flache Ausrichtung der Facettengelenke in der Sagittalebene auf der C4/5-Ebene (Milne, 1991; Nowitzke et al., 1994; Penning, 1988; Rong et al., 2017), unter der Annahme einer dadurch resultierenden LB-Hemmung, mit dem vergleichsweise geringen absoluten LB-BU und dem großen kumulativen LB-BU-Anstieg auf dieser Ebene vereinbar.

Wenngleich die Differenzierung der Einflüsse der verschiedenen Ausrichtungen der Facettengelenke nicht eindeutig gelingt, kann durch den starken Angleich des absoluten AR-BUs nach der Resektion des WBs und somit der Facettengelenke eine insgesamt tragende Rolle dieser in der Ebenen-differenten AR und LB hervorgehoben werden.

Einen weiteren Einfluss könnten die degenerativen Veränderungen, welche überwiegend in der *kaudalen* HWS auftreten, haben. Durch die CT-graphisch dargestellten degenerativen Veränderungen der nicht-resezierten Strukturen wie der BS (Kapitel 3.1) könnte eine Bewegungslimitierung persistieren.

Für die AR lässt sich zusammenfassen, dass viele beeinflussende Faktoren existieren und der BU der verschiedenen HWS-Ebenen wahrscheinlich durch das Zusammenspiel der Anatomie der Facettengelenke sowie der anderen Strukturen der HWS und individuellen Unterschieden zu erklären ist und klinische Folgen mit sich bringt. Dabei gilt es Korrelation und Kausalität auseinander zu halten, wozu tiefgreifendere Studien nötig sind.

Insgesamt fällt auf, dass die C6/7-WFE tendenziell die unflexibelsten Proben darstellen, wobei zwischen den Bewegungsrichtungen unterschieden werden muss. Dahingegen findet in der FE und AR sowohl im nativen Zustand (NAT) als auch bei ligamentären Verletzungen (Resektionsstadien) die meiste Bewegung der HWS auf der Höhe C4/5 statt. Zudem haben hier die einzelnen Strukturen am häufigsten einen statistisch signifikanten Einfluss (Jonas et al., 2020). Die geringste Anzahl dessen liegt bei den C2/3-WFE vor, wobei die Extension eine Ausnahme darstellt. Ausschließlich auf dieser Ebene resultiert hier durch die KL- und WB-Resektion ein statistisch signifikanter BU-Anstieg. Die Begründung dessen gestaltet sich aufgrund eines Mangels passender Literatur schwierig.

5.1.5. Vergleich der drei- und zweidimensionalen Daten

Der Vergleich der 3D- und 2D-Daten dient der Analyse der Eignung beider Verfahren sowie der von gekoppelten Bewegungen. Wie in Kapitel 3.3.1 beschrieben, wird eine solche Bewegung durch die Differenz zwischen den Daten der beiden Analyseverfahren zugunsten der 3D-Methode quantifiziert. Da dies für alle Resektionsstadien aller HWS-Ebenen außer der LLA-Resektion in der FE der C6/7-WFE zutrifft und im Allgemeinen mit den Daten der Literatur übereinstimmt (Jonas et al., 2018), lässt sich darauf schließen, dass die verwendete Methode zur Erfassung der gekoppelten Bewegungen geeignet ist. Die Ausnahme nach der LLA-Resektion in der C6/7-Ebene lässt sich auf die fehlende Möglichkeit der Berücksichtigung eines atypischen Verhaltens der WFE während des Testdurchlaufes bei dem 2D-Verfahren zurückführen, wohingegen dies in der 3D-Analyse möglich ist.

Aus den absoluten Differenzen wird deutlich, dass das Ausmaß der gekoppelten Bewegungen in der AR am größten und in der FE am geringsten ist, was mit den Daten von Jonas et al. (2018) vereinbar ist. Dabei liegt in der FE mit zunehmenden Resektionen und speziell nach den letzten beiden Resektionen (LLP, LLA) ein Anstieg vor. Dies könnte durch ihre Lage in der Sagittalebene,

wodurch sie als Leitstruktur für die FE dienen, erklärbar sein. Das insgesamt geringe Ausmaß der gekoppelten Bewegungen während der FE ist auf die zur FE seitensymmetrische Anatomie begründbar (Clausen et al., 1997).

Das Ansteigen der Differenzen zwischen den beiden Analyseverfahren und folglich der gekoppelten Bewegungen in der LB und AR bis zum LF-Stadium zeigt eine stabilisierende und als Leitstruktur fungierende Wirkung der Ligamente in diesen Richtungen. Der große Abfall der Differenzen nach der der WB-Resektion weist auf eine tragende Rolle dieses und auf eine Abnahme der gekoppelten Bewegungen während der AR und LB hin. Das Vorliegen starker Parallelen in den beiden Bewegungsrichtungen deutet auf das Auftreten der AR als gekoppelte Bewegung bei der LB und vice versa. Dabei besteht allgemeiner Konsens darüber, dass die LB während der AR zur gleichen Richtung wie die AR ausgerichtet ist und umgekehrt (Panjabi et al., 2001). Die stärkere Kopplung der Bewegungen bei Bestehen des WBs lässt auf den Einfluss der knöchernen Anteile wie den *Processus articulares* schließen (Bogduk & Mercer, 2000; Yoganandan et al., 2001). Da sie unter anderem nach *posterior* abfallend ausgerichtet sind (Milne, 1991; Nowitzke et al., 1994; Penning, 1988; Rong et al., 2017), schiebt sich bei einer rechtsseitigen AR der linke *Processus articularis inferior* des *kranialen* Wirbels auf den linken *Processus articularis superior* des *kaudalen* Wirbels (Dowdell et al., 2018; Ishii et al., 2004) (Abbildung 21).

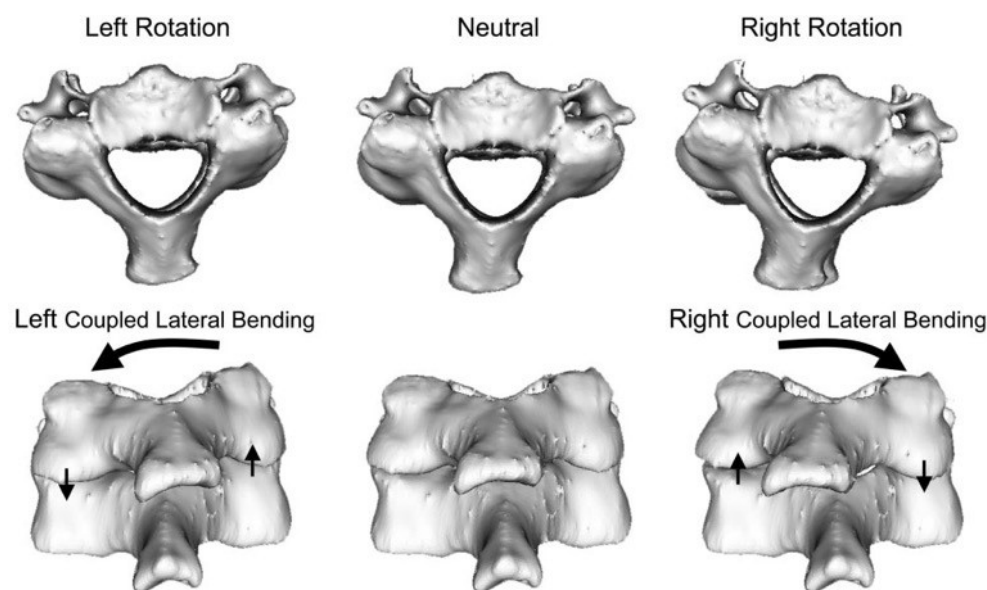


Abbildung 21: Gekoppelte LB und AR von zwei Halswirbeln. Oben ist die Ausgangsbewegung dargestellt. Die vertikalen Pfeile kennzeichnen die Bewegung der *Processus articulares inferiorres*, die gebogenen horizontalen Pfeile kennzeichnen die gekoppelte Bewegung, Ansicht von kranial bzw. posterior, Quelle: (Ishii et al., 2004).

Demnach befindet sich die linke Seite des *kranialen* WKs bei der rechten AR weiter *kranial* als die rechte Seite, was eine LB nach rechts darstellt. Dieser Mechanismus scheint auf der C6/7-Ebene geringer ausgeprägt zu sein, da sowohl die absoluten Differenzen in der AR und LB bis zum LF-Stadium als auch der Abfall die Differenzen nach der WB-Resektion geringer als auf den anderen HWS-Ebenen ausfallen.

Da durch die Resektion des knöchernen WBs weiterhin gekoppelte Bewegungen persistieren, scheinen die WK und die angrenzenden Strukturen selbst zu einem gewissen Teil zu diesem Phänomen beizutragen. Laut Penning & Wilmink (1987) bedingen die *posterokranial* gelegenen *Processus uncinati* bei einer LB eine Translation des *posterioren* Teils des *kranialen* WKs in die entgegengesetzte Richtung der LB. Dahingegen erfolgt eine Translation des *anterioren* Teils des *kranialen* WKs in Richtung der LB. Dadurch entsteht eine AR des *kranialen* WKs in die gleiche Richtung wie die LB. Diese korreliert mit der horizontalen Ausdehnung der *Processus uncinati* von *anterior* nach *posterior* ($C6/7 < C4/5 < C2/3$) (Penning, 1988), was mit dem Ausmaß der Kopplung zwischen der AR und der LB in der vorliegenden Studie sowie in der von Jonas et al. (2018) vereinbar ist.

Des Weiteren weisen die Gemeinsamkeiten der konsekutiven und kumulativen 3D- bzw. 2D-BU-Veränderungen auf die Eignung beider Analyseverfahren hin. Aus den Unterschieden können Schlussfolgerungen wie folgende gezogen werden:

Die größeren 2D- als 3D-BU-Veränderungen in der LB und AR nach der WB-Resektion deuten auf einen Abfall der gekoppelten Bewegungen hin. Dies ist vereinbar mit der bereits diskutierten Verringerung der Differenzen zwischen den absoluten Werten der beiden Analyseverfahren. In gleicher Weise kann die fehlende statistische Signifikanz der Veränderung des 2D-AR-BUs nach der LLP-Resektion bei statistisch signifikantem 3D-AR-BU-Anstieg gedeutet werden. In Zusammenschau mit den größeren Differenzen nach dieser Resektion weist diese auf ansteigende gekoppelte Bewegungen hin.

Analog dazu weist der alleinig in der 2D-Analyse statistisch signifikante AR-BU-Anstieg der C6/7-WFE nach der LF-Resektion auf eine Verringerung der gekoppelten Bewegungen hin. Allerdings korreliert dies nicht mit der Höhe der Differenzen zwischen den beiden Analyseverfahren. Eine mögliche Erklärung hierfür liegt in der separaten Berechnung der medianen Differenzen und der

medianen BU-Veränderungen. Dies stellt eine Limitation der verwendeten Technik zur Erkennung von gekoppelten Bewegungen dar.

Zusammenfassend lässt sich trotz einiger Ausnahmen eine hohe Vergleichbarkeit der Ergebnisse durch die beiden Analysemethoden feststellen. Die Unterschiede zwischen ihnen liefern dabei relevante Hinweise auf den genauen Einfluss der resezierten Strukturen.

5.2. Limitationen der Studie

Die auffälligste, aber zugleich am wenigsten veränderbare, Limitation dieser Studie stellt das *in-vitro* Studiendesign dar. Dadurch wird der Einfluss der Gegebenheiten im menschlichen Körper wie die Körpertemperatur, Vernetzung mit dem Nervensystem und der Muskelfunktion von der Analyse exkludiert. Gegen die Simulation von letzterem durch eine Folgelast (Saari et al., 2013) wurde sich in dieser Studie allerdings bewusst entschieden, da diese die Ergebnisse verfälschen könnte (Jonas et al., 2020), nicht den Standardbelastungen entspricht (Wilke, Wenger, et al., 1998) und als nicht nötig für die Bewegungssimulation der HWS *in-vitro* ist (Jonas et al., 2018).

Ein weiterer Unterschied zu der Situation *in-vivo* stellt die Testung der segmentierten HWS dar. Da eine Ligamentresektion keinen signifikanten Einfluss auf die angrenzenden HWS-Ebenen hat (Brown et al., 2005) und die Testung von WFE in der Literatur etabliert ist (Hartman et al., 2016; Jonas et al., 2020; Panjabi et al., 1975), wurde die in Kapitel 3.2.1.1 beschriebene Segmentierung der HWS durchgeführt. Es wurde sich gegen eine zusätzliche Testung der HWS-Ebenen C3/4 und C5/6, wozu mehr humane Proben benötigt werden würden, entschieden, da in der Literatur ein vergleichbares Verhalten mit den jeweils angrenzenden Ebenen beschrieben wird (Jonas et al., 2020).

Zusätzlich erschwert die begrenzte Anzahl an verfügbaren WFE den statistischen Signifikanznachweis. Der verwendete Probenumfang ist mit dem einiger Studien vergleichbar (Jonas et al., 2020; Wen et al., 1993). Durch makroskopisch sichtbare anatomische Anomalien wurde in der vorliegenden Studie eine C2/3-WFE von den Versuchen ausgeschlossen. Außerdem konnten nicht alle Resektionsstadien aller WFE getestet werden, da bei zwei WFE von Beginn an das LSS fehlte. Daher wurde mit dem Ziel einer schnellstmöglichen Vergleichbarkeit der WFE dieses Ligament zu Beginn reseziert. Zudem beschreibt die Klassifikation von Allen et al. (1982) zu Flexions-Distraktions-Verletzungen ein Fortschreiten der ligamentären Verletzungen von *posterior* nach *anterior*, wodurch die verwendete Resektionsreihenfolge ebenfalls aus klinischer Sicht zu begründen ist.

Mit einem Durchschnittsalter der Körperspender*innen von 80,57 Jahren und dem Degenerationsgrad der WFE sind die vorliegenden Ergebnisse lediglich für HWS dieses Alters und Zustandes repräsentativ. Da solche Gegebenheiten allerdings bei über 95% der über 70-Jährigen der Allgemeinbevölkerung

bestehen (Irvine et al., 1965), stellen die verwendeten WFE die reale Situation *in-vivo* dar. Des Weiteren ist diese Altersgruppe neben jungen Erwachsenen am häufigsten von HWS-Verletzungen betroffen (Lowery et al., 2001).

Zusammenfassend resultieren die limitierenden Faktoren dieser Studie aus nicht bzw. schwer veränderbaren größtenteils allgemein bekannten Problemen, welche bestmöglich reduziert wurden. Dadurch konnten relevante Ergebnisse mit dem Ziel möglichst repräsentativer Bedingungen und der Berücksichtigung der ethischen Aspekte erzielt werden.

5.3. Klinische Bedeutung der Studie

“*Clinical instability is the loss of the ability of the spine under physiologic loads to maintain its pattern of displacement [...]*.” (White & Panjabi, 1990, S. 278)

Dieses Zitat verdeutlicht die Relevanz der vorliegenden Ergebnisse. Durch die Veränderung der anatomischen Gegebenheiten kommt es zu Veränderungen des Bewegungsmusters, des BUs und somit zu klinischer Instabilität. *In-vivo* kann dies mit klinischen Symptomen einhergehen.

Die in den Kapiteln 5.1.4 und 5.1.5 aufgeführten anatomischen Unterschiede der HWS-Ebenen stellen eine Erklärung für die segmental unterschiedliche Prävalenz der HWS-Erkrankungen dar. Diese treten meist auf den Ebenen C4-6 auf (Jiang et al., 2011; Milne, 1991; Suzuki et al., 2013). Durch eine größere Flexibilität in vielen Freiheitsgraden (Kapitel 4.1.2 und 4.1.3) entstehen hier sowohl degenerative Erkrankungen wie *Spondylolisthesen* als auch akute Verletzungen wie *uni-* oder *bilaterale Facettengelenksluxationen* (Milne, 1991; Pal et al., 2001; Rong et al., 2017). Beispielsweise wird, neben der bereits beschriebenen Beeinflussung des AR-BUs durch die *posterolaterale* Ausrichtung der Facettengelenke, eine *anterior-posteriore* Translation durch die höheren *Processus uncinati* und der flacheren Ausrichtung der Facettengelenke in der Sagittalebene begünstigt (Milne, 1991; Rong et al., 2017). Dieses Zusammenspiel stellt wahrscheinlich die Ursache für die hohe Prävalenz der Pathologien auf diesen HWS-Ebenen dar (Jiang et al., 2011; Milne, 1991; Suzuki et al., 2013).

Und auch in der Diagnostik und der Therapieplanung von HWS-Verletzungen rücken die *discoligamentären* Strukturen zunehmend in den Vordergrund. Neben rein *ligamentären* Verletzungen, sind sie beispielsweise auch für die Stabilität knöcherner Frakturen relevant (Wu et al., 2017). Frühere Klassifikationssysteme *subaxialer* HWS-Verletzungen unterscheiden insbesondere verschiedene Verletzungsmechanismen (Vaccaro et al., 2016), wohingegen die aktuellen Klassifikationssysteme ebenfalls die Beeinträchtigung der *discoligamentären* Strukturen berücksichtigen (DGU, 2017; Vaccaro et al., 2007; Vaccaro et al., 2016). So müssen für die AOSpine Klassifikation für *subaxiale* HWS-Verletzungen folgende Punkte beschrieben werden: Verletzungsmorphologie, Facettenverletzungen, neurologischer Status und patienten-/fallspezifische Besonderheiten (DGU, 2017; Vaccaro et al., 2016). Dabei werden bei der

Verletzungsmorphologie neben den knöchernen auch die *discoligamentären* Strukturen beurteilt. Zudem wird dadurch auch im klinischen Kontext dem großen Einfluss der Facettengelenke und ihrer Kapsel für die HWS-Stabilität besondere Aufmerksamkeit geschenkt. Dabei stellt in der Diagnostik die Beurteilung der *discoligamentären* Strukturen ein Problem dar (DGU, 2017). Vor allem die Verletzungen des intermediären Schweregrades sind schwer objektivierbar (Vaccaro et al., 2007). Oft muss man sich an indirekten Zeichen wie einer Hyperintensität durch ein Ödem oder einem erweiterten Knochenabstand orientieren (Vaccaro et al., 2007). Die Erkenntnisse über den Einfluss bestimmter Strukturen auf die HWS-Bewegung, wie sie in der vorliegenden Arbeit präsentiert werden, könnten durch entsprechende diagnostische Bewegungstests in die Klinik übertragen werden. Dabei könnte die FE als für Ligamentrupturen sensitivste Bewegungsrichtung eine entscheidende Rolle einnehmen. Dabei sollte jedoch das Risiko einer dadurch neu auftretenden neurologischen Schädigung ausgeschlossen werden.

Des Weiteren wird bei der AOS-Klassifikation lediglich zwischen der vorderen und hinteren Zuggurtung unterschieden (DGU, 2017; Vaccaro et al., 2016). Durch eine Differenzierung der einzelnen Ligamente könnte vermutlich eine genauere Einschätzung der Stabilität getroffen werden, da nicht jede Ruptur eines Ligaments zu einer signifikanten Veränderung des BUs führt (Kapitel 4). Zudem könnte aufgrund der abweichenden Ergebnisse nach den Ligamentresektionen auf den verschiedenen HWS-Ebenen eine Differenzierung zwischen diesen sinnvoll sein. Eine LSS-Verletzung könnte nach den Ergebnissen der vorliegenden Studie beispielsweise auf den Ebenen C2-5 zu einer Instabilität in der FE führen, wohingegen die gleiche Verletzung auf der C6/7-Ebene als stabil eingeordnet werden könnte. Für eine solche Differenzierung in der Diagnostik wären allerdings weitere Studien notwendig, um verallgemeinerbare Aussagen treffen zu können. Gelingt dies, würden einigen Patient*innen möglicherweise operative Therapieverfahren erspart bleiben, welche derzeit bei allen HWS-Frakturen mit Beteiligung der vorderen oder hinteren Zuggurtung indiziert ist (DGU, 2017).

Außerdem sollte abhängig von der verletzten Struktur und HWS-Ebene auf die Stabilisierung in bestimmten Bewegungsrichtungen geachtet werden. Beispielsweise sollte bei einer vollständigen Ruptur aller getesteten Strukturen primär die

AR stabilisiert werden, da hier der größte relative Unterschied in dem BU bemerkbar wird.

Eine adäquate Behandlung ist die Voraussetzung für eine beschwerdefreie Zukunft der Patientin bzw. des Patienten. Eine persistierende Instabilität der HWS kann zu einer Degeneration der HWS führen (Peng et al., 2001), woraus sich neue Pathologien wie eine *Myelopathie* entwickeln können (Nouri et al., 2015). Die aktuellen Therapieoptionen von HWS-Verletzungen, welche vor allem aus einer *interkorporellen* Abstützung mit anschließender Versteifung (ACDF) bestehen (DGU, 2017), reduzieren zwar die segmentale Instabilität, führen aber aufgrund der vollständigen segmentalen Ruhigstellung zu Anschlussdegenerationen mit eventuellen neurologischen Folgen (DGU, 2017; Zhao & Yuan, 2019). Dies ist vor allem durch den Ausgleich der Bewegung durch die angrenzenden HWS-Ebenen zu erklären (Jaumard et al., 2011; Park et al., 2004). Bei Patient*innen mit degenerativen Erkrankungen wird aus diesem Grund eine bewegungserhaltende *BS-Arthroplastik* eingesetzt (Joaquim et al., 2019). Diese reduziert die Rate von Anschlussdegenerationen und somit von weiteren Symptomen. Aufgrund sehr spezieller Voraussetzungen kann diese Therapieoption allerdings nicht bei allen Patient*innen eingesetzt werden. Traumatische Verletzungen stellen beispielsweise meist eine Kontraindikation dar (Koreckij et al., 2019). Aus diesem Grund ist eine Erforschung und Entwicklung weiterer Therapieoptionen nötig, um bei mehr Patient*innen postoperativ physiologische Gegebenheiten wiederherzustellen. Zukünftig könnte beispielsweise die Rekonstruktion einzelner HWS-Strukturen basierend auf Daten wie die der vorliegenden Studie eine Möglichkeit dazu darstellen.

Zudem sollte bei operativen Eingriffen auf eine möglichst geringe iatrogene Schädigung der ligamentären Strukturen geachtet werden. Aktuell wird bei einem Einsatz von *BS-Arthroplastiken* beispielsweise das LLP abgetragen (Scholz et al., 2018). Dadurch kommt es vermutlich auch *in-vivo* zu einer FE-Instabilität. Dies könnte die erhöhte *Kyphose*-Neigung und die Entwicklung der heterotopen Ossifikation (Moatz & Tortolani, 2012) als Komplikationen der *BS-Arthroplastik* erklären und somit durch ligamentschonendere Techniken vermieden werden. Auch die Dekompression einer HWS-Stenose durch eine *Facettektomie* oder Ligamentresektion sollte aufgrund des Risikos einer postoperativen *hyperlordotischen* oder *kyphotischen* Fehlstellung (Moskovic, 2012; Raja et al., 2023; Saito et al., 1991) auf das absolut Notwendige begrenzt werden. Vor allem

die Resektion der *posterioren* Ligamente (*LSS*, *LIS*, *LF*), über 25% der Facettengelenke und über 50% der Facettenkapsel bringen Folgen mit sich (Moskovic, 2012; Nowinski et al., 1993; Saito et al., 1991; Zdeblick et al., 1993). Zusammenfassend spielt das erforschte Themenfeld in der Klinik eine große Rolle. Sowohl für die Diagnostik und Behandlung von Verletzungen der getesteten Strukturen als auch für die Therapie anderer HWS-Pathologien können die Daten der vorliegenden Studie Hinweise auf Verbesserungsmöglichkeiten geben. Es ist hervorzuheben, dass Erkenntnisse dieser Art insbesondere durch die kombinierte Analyse aller *subaxialen* HWS-Ebenen, aller typischen HWS-Ligamente sowie der typischen Bewegungsrichtungen inklusive der Teilbewegungsrichtungen möglich ist und ein Alleinstellungsmerkmal der vorliegenden Studie darstellt.

5.4. Ausblick

Durch die vorliegende Arbeit können detaillierte Rückschlüsse über die Biomechanik der HWS gezogen werden. Diese können aufschlussreich für die klinische Praxis und die zukünftige Forschung sein. Trotzdem bleiben einige Fragen unbeantwortet.

Zum einen könnte eine seitengetrennte Resektion *bilateral* angelegter Strukturen Rückschlüsse auf vergleichbare Verletzungen geben und die genaue Rolle der Strukturen verdeutlichen. Dies sollte ohne wesentliche Erhöhung der Expositionszeit an der Raumtemperatur erfolgen. Zum anderen weisen die präsentierten Ergebnisse auf eine Rolle der nicht-resezierten Strukturen, wie der WK und BS hin. Diese könnten in weiteren Studien ebenfalls reseziert, modifiziert oder analysiert werden. Dies könnte beispielsweise durch die Messung des *intradiskalen* Druckes während konsekutiven Resektionen realisiert werden. An vergleichbaren Studien mangelt es derzeit.

Darüber hinaus würde eine Kombination der durchgeführten Resektionen mit dem Erzeugen von knöchernen Frakturen die Veränderungen durch entsprechende oft in Kombination auftretende *osteoligamentärer* Verletzungen (DGU, 2017) abbilden. Zusätzlich könnte ein direkter Vergleich degenerierter und nicht-degenerierter HWS tiefgreifende Einblicke in die degenerationsbedingte Beeinflussung der HWS-Biomechanik liefern.

Des Weiteren könnte die Durchführung von Bildgebungen während der Testdurchführung genauere Hinweise auf die Ausgangsposition und ihre Auswirkungen der WFE geben. Zudem wäre eine optische Registrierung der gekoppelten Bewegungen dadurch möglich.

Insgesamt sollte bei Erweiterungen des vorliegenden Studiendesigns darauf geachtet werden, dass weiterhin alle *subaxialen* HWS-Ebenen sowie alle typischen Ligamente in allen drei Bewegungsrichtungen getestet werden. Nur durch die vollständige Abdeckung dieser Testvariablen sind umfassende Erkenntnisse über die komplexe Biomechanik der HWS möglich. Beispielsweise geben die Daten der vorliegenden Studie Hinweise auf die Relevanz von ligamentären Verletzungen und deren Therapieoptionen (Kapitel 5.3). Für die finale Anwendung der Erkenntnisse sind weitere Studien mit einem stärkeren Schwerpunkt auf diesen Themen notwendig.

Durch die Darstellung der Positionsänderung unter kontinuierlicher Lastvariation ist die Entwicklung von Finite-Element-Modellen (FE-Modellen) ein weiteres

Anwendungsfeld der vorliegenden Daten. Dies ermöglicht die Simulation von *in-vivo* Gegebenheiten und die Auswirkung verschiedenster Modifikationen wie Verletzungen, deren Therapieverfahren oder anatomischer Variationen. Dadurch könnte die Anzahl humaner oder tierischer Proben reduziert werden (Dreischarf et al., 2014).

6. Zusammenfassung

Ligamentverletzungen der HWS bringen nicht nur persönliche Einschränkungen der Patient*innen, sondern ebenfalls sozioökonomische Folgen mit sich. Derzeit mangelt es an Studien, welche alle typischen HWS-Ligamente (LSS, LIS, LIT, LF, KL, LLP, LLA) und die Facettengelenke der gesamten *subaxialen* HWS (C2-7) in den drei Bewegungsrichtungen (FE, LB, AR) vergleichend unter kontinuierlicher Laststeigerung untersuchen. Dies erfolgt in der vorliegenden Studie durch eine elektromagnetische Detektion der Positionsänderung in einem Lastbereich von $\pm 0,5$ Nm unter konsekutiven Resektionen der Strukturen.

Die Resektionen resultieren sowohl in ebenen- als auch bewegungsrichtungsdifferenten Beeinflussungen der WFE. Die KL und der WB begrenzen die Bewegung in den verschiedenen Richtungen, während die Ligamente in der Sagittalebene hauptsächlich die FE beeinflussen. Dies stellt die von den Einzelresektionen am häufigsten statistisch signifikant beeinflusste Bewegungsrichtung dar, wohingegen die LB und AR kumulativ am stärksten beeinflusst werden.

Insgesamt können folgende Hypothesen aufgestellt und spezifiziert werden:

1. Mit zunehmender Anzahl der resezierten Strukturen nimmt der BU der WFE größtenteils zu.
2. Die zur resezierten Struktur gegenüberliegende Bewegungsrichtung wird am stärksten, aber nicht ausschließlich, beeinflusst.
3. Der BU sowie die Rolle der einzelnen Strukturen variieren zwischen den verschiedenen HWS-Ebenen und Bewegungsrichtungen.
4. Der BU der WFE der *subaxialen* HWS vergrößert sich *in-vitro* bei kontinuierlicher Laststeigerung nicht-linear. Dies lässt sich durch die zunehmende Steifigkeit der Ligamente bei ansteigender Last begründen.
5. Das LIT nimmt eine signifikante Rolle in der AR der C2/3-Ebene ein.

Die dargestellten Ergebnisse sind sowohl im klinischen Alltag als auch in der interdisziplinären Forschung relevant, da aus ihnen Diagnose- und Therapiemöglichkeiten abgeleitet werden können. Dies könnte die zukünftige Forschung erleichtern und ihre Hürden durch das Einsparen von humanen HWS-Proben senken. Für weitere Erkenntnisse und der Komplettierung des Forschungsfeldes wären beispielsweise Studien in Kombination mit knöchernen Frakturen oder einer *intradiskalen* Druckmessung möglich.

7. Verzeichnisse

7.1. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie eines Halswirbels von kranial in Anlehnung an Ludwisiak et al. (2019).....	1
Abbildung 2: Eine WFE (C2/3) nach der Präparation, mit Kunststoffschrauben, Ansicht von links (a), von posterior (b), von rechts (c).	17
Abbildung 3: Aufbau zur Einbettung des kaudalen Wirbels, Ansicht von lateral (a), von superior (b), mit PMMA in der Einbettform von superior (c).	17
Abbildung 4: Aufbau zum Einbetten des kranialen Wirbels einer WFE (a), während der Einbettung des kranialen Wirbels einer WFE in horizontale Ausrichtung (b).	18
Abbildung 5: CT-Aufnahme der eingebetteten WFE.	19
Abbildung 6: Positionierung der Zahnstange und des Zahnrades (a), Nahaufnahme (b); Einstellung der Zahnstange in die Ausgangsposition (Achse 1: Weg= 0 mm), markiert mit rotem Kreis (c).	19
Abbildung 7: Versuchsaufbau gesamt, Aufbau des WPSs und des elektromagnetischen Ortungssystems (EMO) (Sensorposition, WFE-Befestigung und Schnittstelleneinheiten nicht repräsentativ für die vorliegende Studie).	20
Abbildung 8: WFE in Testvorrichtung, kranial verbunden mit dem Kunststoffdeckel (schwarz), kaudal verbunden mit der Kunststoffplattform (grau), Kunststoffringe zur Anpassung des Durchmessers (weiß), mit Sensoren, von anterior.	21
Abbildung 9: Versuchsaufbau der WFE im WPS, LB-Position (a), FE-Position (b), AR-Position (c).	22
Abbildung 10: Schnittstelleneinheit mit angeschlossenen Sensoren (superior), Systemsteuerungseinrichtung (inferior).	22
Abbildung 11: Resektionen: LIS, Ansicht von dorsal (a); LIT, Ansicht von ventral (b); LF, Ansicht von dorso-lateral (c); KL, Ansicht von dorsal (d); WB, Ansicht von ventral (e); LLP, Ansicht von dorsal (f); LLA, Ansicht von ventral (g).	25

Abbildung 12: Beispiel für die Bewegungssensorposition (y-Achse [°]) in Abhängigkeit der Anzahl der Messungen bei 40 Hz (x-Achse). Die Ausschläge stellen abwechselnd die rechte und linke LB dar. Markiert sind die Maximal- und Minimalwerte des dritten Durchgangs.	26
Abbildung 13: Beispiel für die einwirkende Last (y-Achse, [Nm]) in Abhängigkeit von der Zahnstangenposition (x-Achse, [mm]).	27
Abbildung 14: Beispieldarstellung einer WFE für den 3D-FE-BU der Bewegungssensoren (a) bzw. der Zahnstange (b) in Abhängigkeit der Resektionsstadien.....	27
Abbildung 15: Median und IQR des absoluten 3D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7 (c) in den Bewegungsrichtungen FE, LB und AR in Grad (°) (y-Achse) im nativen Stadium bei ±1,0 Nm (NAT H) und ±0,5 Nm (NAT) und den schrittweisen Resektionsstadien (LSS, LIS LIT, LF, KL, WB, LLP, LLA) bei ±0,5 Nm (x-Achse).....	32
Abbildung 16: Relative Differenz des medianen 3D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7 (c) in den Bewegungsrichtungen FE, LB und AR in Prozent (%) (y-Achse) des jeweils vorherigen Resektionsstadium (konsekutive Veränderung) (x-Achse). Signifikante Differenzen ($p \leq 0,05$) sind mit einem Stern (*) markiert.....	33
Abbildung 17: Relative kumulative Differenz des medianen 3D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7 (c) in Prozent (%) des nativen Stadiums (NAT) (y-Achse) in Abhängigkeit des Resektionsstadiums (x-Achse).	37
Abbildung 18: Mediane absolute 2D-Position in Grad [°] (y-Achse) der C2/3-WFE in der FE, LB und AR in Abhängigkeit des einwirkenden Moments in Newtonmeter [Nm] (x-Achse).....	43
Abbildung 19: Mediane absolute 2D-Position in Grad [°] (y-Achse) der C4/5-WFE in der FE, LB und AR in Abhängigkeit des einwirkenden Moments in Newtonmeter [Nm] (x-Achse).....	44
Abbildung 20: Mediane absolute 2D-Position in Grad [°] (y-Achse) der C6/7-WFE in der FE, LB und AR in Abhängigkeit des einwirkenden Moments in Newtonmeter [Nm] (x-Achse).....	45
Abbildung 21: Gekoppelte LB und AR von zwei Halswirbeln. Oben ist die Ausgangsbewegung dargestellt. Die vertikalen Pfeile kennzeichnen die Bewegung der Processus articulares inferiorres, die gebogenen	

horizontalen Pfeile kennzeichnen die gekoppelte Bewegung, Ansicht
von kranial bzw. posterior, Quelle: (Ishii et al., 2004).....69

7.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht über HWS-Resektionsstudien, dem Studienziel, der verwendeten Last (Nm), den resezierten Strukturen und den statistisch signifikanten BU-Erhöhungen.....	9
Tabelle 2: Übersicht der Materialien zur Versuchsvorbereitung.....	13
Tabelle 3: Übersicht der Materialien zur Versuchsdurchführung.....	14
Tabelle 4: Epidemiologische Daten der HWS-Proben.	14
Tabelle 5: Median des absoluten 3D-BUs der WFE C2/3, C4/5 und C6/7 in Grad (°) im nativen Stadium bei $\pm 1,0$ Nm (NAT H) und $\pm 0,5$ Nm (NAT) und den schrittweisen Resektionsstadien (LSS, LIS, LIT, LF, KL, WB, LLP, LLA) bei $\pm 0,5$ Nm in der FE, LB und AR.	31
Tabelle 6: Relative Differenz des medianen 3D-BUs der WFE C2/3, C4/5 und C6/7 in Prozent (%) des jeweils vorherigen Resektionsstadiums (konsekutive Veränderung). Positive Werte stellen einen Anstieg und negative Werte einen Abfall des BUs dar. Signifikante Differenzen ($p \leq 0,05$) sind mit einem Stern (*) markiert.....	31
Tabelle 7: Relative kumulative Differenz des medianen 3D-BUs der WFE C2/3, C4/5 und C6/7 in Prozent (%) des nativen Stadiums (NAT). Positive Werte stellen einen Anstieg und negative Werte einen Abfall des BUs dar. Signifikante Differenzen ($p \leq 0,05$) sind mit einem Stern (*) markiert.	36
Tabelle 8: Relative Differenz des medianen 2D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7 (c) in Prozent (%) des jeweils vorherigen Resektionsstadiums (konsekutive Veränderung). Positive Werte stellen einen Anstieg und negative Werte einen Abfall des BUs dar. Signifikante Differenzen ($p \leq 0,05$) sind mit einem Stern (*) markiert.	46
Tabelle 9: Median des absoluten 2D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7(c) in Grad (°) im nativen Stadium (NAT) und den schrittweisen Resektionsstadien (LSS, LIS, LIT, LF, KL, WB, LLP, LLA) bei $\pm 0,5$ Nm in der FE (Flexion + Extension), LB (links + rechts) und AR (links + rechts).	49
Tabelle 10: Relative kumulative Differenz des medianen 2D-BUs der WFE C2/3 (a), C4/5 (b) und C6/7 (c) in Prozent (%) des nativen Stadiums (NAT). Positive Werte stellen einen Anstieg und negative Werte einen Abfall	

des BUs dar. Signifikante Differenzen ($p \leq 0,05$) sind mit einem Stern (*) markiert.	50
Tabelle 11: Median der absoluten Differenzen zwischen dem 3D- und 2D-BU der WFE C2/3, C4/5 und C6/7 in Grad (°) im nativen Stadium (NAT) und den schrittweisen Resektionsstadien (LSS, LIS, LIT, LF, KL, WB, LLP, LLA) bei $\pm 0,5$ Nm in der FE, LB und AR. Positive Wert: 3D>2D, negative Werte: 2D>3D.....	54
Tabelle 12: BU der HWS-Ebenen C2/3, C4/5 und C6/7 in den Bewegungsrichtungen (FE, LB, AR) in Grad (°) in in-vivo Studien. 1: Werte werden in den Studien ausschließlich in Abbildungen dargestellt und wurden für diese Tabelle abgelesen.	56

7.3. Literaturverzeichnis

- Adams, M. R., Barei, D. P., Bellabarba, C., Bransford, R. J., Broderick, J. S., Brunton, L. M., & al., e. (2016). *Surgical Treatment of Orthopaedic Trauma*. Stannard, James P.; Schmidt, Andrew H. <https://doi.org/10.1055/b-004-129594>
- Allen, B. L., Jr., Ferguson, R. L., Lehmann, T. R., & O'Brien, R. P. (1982). A mechanistic classification of closed, indirect fractures and dislocations of the lower cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 7(1), 1-27. <https://doi.org/10.1097/00007632-198200710-00001>
- Anderst, W., Donaldson, W., Lee, J., & Kang, J. (2016). Cervical Spine Disc Deformation During In Vivo Three-Dimensional Head Movements. *Ann Biomed Eng*, 44(5), 1598-1612. <https://doi.org/10.1007/s10439-015-1424-2>
- Anderst, W. J., Lee, J. Y., Donaldson, W. F., 3rd, & Kang, J. D. (2013). Six-degrees-of-freedom cervical spine range of motion during dynamic flexion-extension after single-level anterior arthrodesis: comparison with asymptomatic control subjects. *J Bone Joint Surg Am*, 95(6), 497-506. <https://doi.org/10.2106/jbjs.K.01733>
- Anderst, W. J., West, T., Donaldson, W. F., 3rd, Lee, J. Y., & Kang, J. D. (2016). Longitudinal Study of the Six Degrees of Freedom Cervical Spine Range of Motion During Dynamic Flexion, Extension, and Rotation After Single-level Anterior Arthrodesis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 41(22), 1319-1327. <https://doi.org/10.1097/brs.0000000000001629>
- Arlegi, M., Gómez-Olivencia, A., Albessard, L., Martínez, I., Balzeau, A., Arsuaga, J. L., & Been, E. (2017). The role of allometry and posture in the evolution of the hominin subaxial cervical spine. *J Hum Evol*, 104, 80-99. <https://doi.org/10.1016/j.jhevol.2017.01.002>
- Barnsley, L., Lord, S., & Bogduk, N. (1994). Whiplash injury. *Pain*, 58, 283-307. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0304-3959\(94\)90123-6](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/0304-3959(94)90123-6)
- Beckmann, A. (2021). *Biomechanical investigation of posterior dynamic stabilization systems of the lumbar spine* [Dissertation / PhD ThesisBook, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen]. <https://publications.rwth-aachen.de/record/819468>
- Beckmann, A., Herren, C., Mundt, M., Siewe, J., Kobbe, P., Sobottke, R., Pape, H. C., Stoffel, M., & Markert, B. (2018). A new in vitro spine test rig to track multiple vertebral motions under physiological conditions. *Biomed Tech (Berl)*, 63, 341-347. <https://doi.org/10.1515/bmt-2016-0173>
- Beckmann, A., Nicolini, L. F., Grevenstein, D., Backes, H., Oikonomidis, S., Sobottke, R., Kobbe, P., Hildebrand, F., Stoffel, M., Markert, B., Siewe, J., & Herren, C. (2020). Biomechanical In Vitro Test of a Novel Dynamic Spinal Stabilization System Incorporating Polycarbonate Urethane Material Under Physiological Conditions. *J Biomech Eng*, 142. <https://doi.org/10.1115/1.4044242>
- Bogduk, N. (2016). Functional anatomy of the spine. *Handb Clin Neurol*, 136, 675-688. <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-53486-6.00032-6>
- Bogduk, N., & Mercer, S. (2000). Biomechanics of the cervical spine. I: Normal kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15(9), 633-648. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(00\)00034-6](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(00)00034-6)
- Brandes, L. L., Nicolini, L. F., Greven, J., Lichte, P., Stopinski, T. T., Sattler, M., Hildebrand, F., & Pishnamaz, M. (2021). Biomechanical Performance of BoneHelix® Compared with Elastic Stable Intramedullary Nailing (ESIN)

- in a Pediatric Tibia Fracture Model. *Life (Basel)*, 11. <https://doi.org/10.3390/life11111189>
- Brown, T., Reitman, C. A., Nguyen, L., & Hipp, J. A. (2005). Intervertebral motion after incremental damage to the posterior structures of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(17), 503-508. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000176245.46965.e8>
- Bucholz, R. W., Burkhead, W. Z., Graham, W., & Petty, C. (1979). Occult cervical spine injuries in fatal traffic accidents. *J Trauma*, 19(10), 768-771. <https://doi.org/10.1097/00005373-197910000-00009>
- Bunketorp, L., Nordholm, L., & Carlsson, J. (2002). A descriptive analysis of disorders in patients 17 years following motor vehicle accidents. *Eur Spine J*, 11(3), 227-234. <https://doi.org/10.1007/s00586-002-0393-y>
- Buonocore, E., Hartman, J. T., & Nelson, C. L. (1966). Cineradiograms of cervical spine in diagnosis of soft-tissue injuries. *Jama*, 198(1), 143-147. <https://doi.org/10.1001/jama.198.1.143>
- Clausen, J. D., Goel, V. K., Traynelis, V. C., & Scifert, J. (1997). Uncinate processes and Luschka joints influence the biomechanics of the cervical spine: quantification using a finite element model of the C5-C6 segment. *J Orthop Res*, 15, 342-347. <https://doi.org/10.1002/jor.1100150305>
- DeVries, N. A., Gandhi, A. A., Fredericks, D. C., Grosland, N. M., & Smucker, J. D. (2012). Biomechanical analysis of the intact and destabilized sheep cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(6), 957-963. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3182512425>
- DGU. (2017). Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule. *AWMF online*. https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/012-032l_S1_Verletzungen-der-sububaxialen-HWS_2018-01_01.pdf
- Dowdell, J., Kim, J., Overley, S., & Hecht, A. (2018). Biomechanics and common mechanisms of injury of the cervical spine. *Handb Clin Neurol*, 158, 337-344. <https://doi.org/10.1016/b978-0-444-63954-7.00031-8>
- Dreischarf, M., Zander, T., Shirazi-Adl, A., Puttlitz, C. M., Adam, C. J., Chen, C. S., Goel, V. K., Kiapour, A., Kim, Y. H., Labus, K. M., Little, J. P., Park, W. M., Wang, Y. H., Wilke, H. J., Rohlmann, A., & Schmidt, H. (2014). Comparison of eight published static finite element models of the intact lumbar spine: predictive power of models improves when combined together. *J Biomech*, 47(8), 1757-1766. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.04.002>
- du Prel, J., Röhring, B., Hommel, G., & Blettner, M. (2010). Auswahl statistischer Testverfahren. *Dtsch Arztebl Int* 2010, 107, 343-348. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2010.0343>
- Eddy, D., Congeni, J., & Loud, K. (2005). A review of spine injuries and return to play. *Clin J Sport Med*, 15(6), 453-458. <https://doi.org/10.1097/01.jsm.0000186681.13416.0c>
- Eschweiler, J., Stromps, J. P., Fischer, M., Schick, F., Rath, B., Pallua, N., & Radermacher, K. (2016). Development of a biomechanical model of the wrist joint for patient-specific model guided surgical therapy planning: Part 1. *Proc Inst Mech Eng H*, 230, 310-325. <https://doi.org/10.1177/0954411916632791>
- Espinoza-Larios, A., Ames, C. P., Chamberlain, R. H., Sonntag, V. K., Dickman, C. A., & Crawford, N. R. (2007). Biomechanical comparison of two-level cervical locking posterior screw/rod and hook/rod techniques. *Spine J*, 7, 194-204. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2006.04.015>

- Goel, V. K., Clark, C. R., McGowan, D., & Goyal, S. (1984). An in-vitro study of the kinematics of the normal, injured and stabilized cervical spine. *J Biomech*, *17*, 363-376. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(84\)90030-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(84)90030-7)
- Hartman, R. A., Tisherman, R. E., Wang, C., Bell, K. M., Lee, J. Y., Sowa, G. A., & Kang, J. D. (2016). Mechanical role of the posterior column components in the cervical spine. *Eur Spine J*, *25*, 2129-2138. <https://doi.org/10.1007/s00586-016-4541-1>
- Heuer, F., Schmidt, H., Claes, L., & Wilke, H.-J. (2007). Stepwise reduction of functional spinal structures increase vertebral translation and intradiscal pressure. *Journal of Biomechanics*, *40*(4), 795-803. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.03.016>
- Heuer, F., Schmidt, H., Klezl, Z., Claes, L., & Wilke, H. J. (2007). Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *J Biomech*, *40*(2), 271-280. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.01.007>
- Holck, P. (2010). [Anatomy of the cervical spine]. *Tidsskr Nor Laegeforen*, *130*(1), 29-32. <https://doi.org/10.4045/tidsskr.09.0296> (Cervikalcolumnas anatomi.)
- Holdsworth, F. (1970). Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. *J Bone Joint Surg Am*, *52*(8), 1534-1551.
- Iorio, J. A., Jakoi, A. M., & Singla, A. (2016). Biomechanics of Degenerative Spinal Disorders. *Asian Spine J*, *10*(2), 377-384. <https://doi.org/10.4184/asj.2016.10.2.377>
- Irvine, D. H., Foster, J. B., Newell, D. J., & Klukvin, B. N. (1965). PREVALENCE OF CERVICAL SPONDYLOSIS IN A GENERAL PRACTICE. *Lancet*, *1*(7395), 1089-1092. [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(65\)92674-7](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(65)92674-7)
- Ishii, T., Mukai, Y., Hosono, N., Sakaura, H., Fujii, R., Nakajima, Y., Tamura, S., Sugamoto, K., & Yoshikawa, H. (2004). Kinematics of the subaxial cervical spine in rotation in vivo three-dimensional analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*, *29*(24), 2826-2831. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000147806.31675.6b>
- Ivancic, P. C., Pearson, A. M., Panjabi, M. M., & Ito, S. (2004). Injury of the anterior longitudinal ligament during whiplash simulation. *Eur Spine J*, *13*(1), 61-68. <https://doi.org/10.1007/s00586-003-0590-3>
- Ivancic, P. C., Tominaga, Y., Ndu, A. B., Coe, M. P., Ito, S., Rubin, W., Valenson, A. J., & Panjabi, M. M. (2009). Bandverletzungen als Folge einer Distorsion der Halswirbelsäule. In M. Graf, C. Grill, & H.-D. Wedig (Eds.), *Beschleunigungsverletzung der Halswirbelsäule: „HWS-Schleudertrauma“* (pp. 39-47). Steinkopff. https://doi.org/10.1007/978-3-7985-1838-4_6
- Izzo, R., Guarnieri, G., Guglielmi, G., & Muto, M. (2013). Biomechanics of the spine. Part I: spinal stability. *Eur J Radiol*, *82*(1), 118-126. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2012.07.024>
- Jaumard, N. V., Welch, W. C., & Winkelstein, B. A. (2011). Spinal facet joint biomechanics and mechanotransduction in normal, injury and degenerative conditions. *J Biomech Eng*, *133*(7), 071010. <https://doi.org/10.1115/1.4004493>
- Jiang, S. D., Jiang, L. S., & Dai, L. Y. (2011). Degenerative cervical spondylolisthesis: a systematic review. *Int Orthop*, *35*(6), 869-875. <https://doi.org/10.1007/s00264-010-1203-5>
- Joaquim, A. F., Makhni, M. C., & Riew, K. D. (2019). Evidence-based use of arthroplasty in cervical degenerative disc disease. *Int Orthop*, *43*(4), 767-775. <https://doi.org/10.1007/s00264-018-04281-y>

- Joenssen, D., & Müllerleile, T. (2014). Fehlende Daten beim Data-Mining. *HMD : Praxis der Wirtschaftsinformatik*, 51, 458-468. <https://doi.org/10.1365/s40702-014-0038-8>
- Johnson, R. M., Crelin, E. S., White, A. A., 3rd, Panjabi, M. M., & Southwick, W. O. (1975). Some new observations on the functional anatomy of the lower cervical spine. *Clin Orthop Relat Res*(111), 192-200. <https://doi.org/10.1097/00003086-197509000-00027>
- Jonas, R., Demmelmaier, R., Hacker, S. P., & Wilke, H. J. (2018). Comparison of three-dimensional helical axes of the cervical spine between in vitro and in vivo testing. *Spine J*, 18, 515-524. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2017.10.065>
- Jonas, R., Demmelmaier, R., & Wilke, H. J. (2020). Influences of functional structures on the kinematic behavior of the cervical spine. *Spine J*, 20, 2014-2024. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2020.07.017>
- Jörg, J., & Menger, H. (1998). Das Halswirbelsäulen- und Halsmarktrauma: Neurologische Diagnose und Differentialdiagnostik. *Deutsches Ärzteblatt International*.
- Kandziora, F., Pflugmacher, R., Scholz, M., Schnake, K., Lucke, M., Schröder, R., & Mittlmeier, T. (2001). Comparison between sheep and human cervical spines: an anatomic, radiographic, bone mineral density, and biomechanical study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(9), 1028-1037. <https://doi.org/10.1097/00007632-200105010-00008>
- Koreckij, T. D., Gandhi, S. D., & Park, D. K. (2019). Cervical Disk Arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*, 27(3), e96-e104. <https://doi.org/10.5435/jaaos-d-17-00231>
- Kretzer, R. M., Hsu, W., Hu, N., Umekoji, H., Jallo, G. I., McAfee, P. C., Tortolani, P. J., & Cunningham, B. W. (2012). Adjacent-level range of motion and intradiscal pressure after posterior cervical decompression and fixation: an in vitro human cadaveric model. *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(13), 778-785. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31824780b8>
- Kretzer, R. M., Hu, N., Kikkawa, J., Garonzik, I. M., Jallo, G. I., Tortolani, P. J., McAfee, P. C., & Cunningham, B. W. (2010). Surgical management of two-versus three-column injuries of the cervicothoracic junction: biomechanical comparison of translaminar screw and pedicle screw fixation using a cadaveric model. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35, 948-954. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181c9f56c>
- Lansade, C., Laporte, S., Thoreux, P., Rousseau, M. A., Skalli, W., & Lavaste, F. (2009). Three-dimensional analysis of the cervical spine kinematics: effect of age and gender in healthy subjects. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(26), 2900-2906. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181b4f667>
- Liebsch, C., & Wilke, H. J. (2022). Which traumatic spinal injury creates which degree of instability? A systematic quantitative review. *Spine J*, 22(1), 136-156. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2021.06.004>
- Liu, F., Cheng, J., Komistek, R. D., Mahfouz, M. R., & Sharma, A. (2007). In vivo evaluation of dynamic characteristics of the normal, fused, and disc replacement cervical spines. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32, 2578-2584. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e318158cdf8>
- Lowery, D. W., Wald, M. M., Browne, B. J., Tigges, S., Hoffman, J. R., & Mower, W. R. (2001). Epidemiology of cervical spine injury victims. *Ann Emerg Med*, 38(1), 12-16. <https://doi.org/10.1067/mem.2001.116149>
- Ludwisiak, K., Podgórski, M., Biernacka, K., Stefańczyk, L., Olewnik, Ł., Majos, A., & Polguy, M. (2019). Variation in the morphology of spinous processes

- in the cervical spine - An objective and parametric assessment based on CT study. *PLoS One*, 14(6), e0218885. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0218885>
- Lustrin, E. S., Karakas, S. P., Ortiz, A. O., Cinnamon, J., Castillo, M., Vaheesan, K., Brown, J. H., Diamond, A. S., Black, K., & Singh, S. (2003). Pediatric cervical spine: normal anatomy, variants, and trauma. *Radiographics*, 23(3), 539-560. <https://doi.org/10.1148/rg.233025121>
- Matschke, S., Krämer, P., Wendl, K., & Grützner, P. A. (2015). Verletzungen der subaxialen Halswirbelsäule. *Trauma und Berufskrankheit*, 17(2), 307-314. <https://doi.org/10.1007/s10039-015-0020-x>
- McClure, P., Siegler, S., & Nobilini, R. (1998). Three-dimensional flexibility characteristics of the human cervical spine in vivo. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(2), 216-223. <https://doi.org/10.1097/00007632-199801150-00013>
- Milne, N. (1991). The role of zygapophysial joint orientation and unciniate processes in controlling motion in the cervical spine. *J Anat*, 178, 189-201.
- Miyazaki, M., Hong, S. W., Yoon, S. H., Zou, J., Tow, B., Alanay, A., Abitbol, J. J., & Wang, J. C. (2008). Kinematic analysis of the relationship between the grade of disc degeneration and motion unit of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(2), 187-193. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181604501>
- Moatz, B., & Tortolani, P. J. (2012). Cervical disc arthroplasty: Pros and cons. *Surg Neurol Int*, 3(3), 216-224. <https://doi.org/10.4103/2152-7806.98582>
- Modic, M. T., Masaryk, T. J., Ross, J. S., & Carter, J. R. (1988). Imaging of degenerative disk disease. *Radiology*, 168(1), 177-186. <https://doi.org/10.1148/radiology.168.1.3289089>
- Moskovic, R. (2012). Biomechanics of the Cervical Spine. In E. Lupash, H. A. Rybacki, & D. Leger (Eds.), *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System* (4. ed., Vol. 4, pp. 286-321). Lippincott Williams & Wilkins.
- Nesson, S., Yu, M., Zhang, X., & Hsieh, A. H. (2008). Miniature fiber optic pressure sensor with composite polymer-metal diaphragm for intradiscal pressure measurements. *Journal of biomedical optics*, 13(4), 044040-044040. <https://doi.org/10.1117/1.2967908>
- Nicolini, L. F. (2023). *The effects of vertebral body tethering system on the biomechanics of the thoracolumbar spine* [Dissertation / PhD ThesisBook, Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule Aachen]. <https://publications.rwth-aachen.de/record/957396/files/957396.pdf>
- Nicolini, L. F., Beckmann, A., Laubach, M., Hildebrand, F., Kobbe, P., Mello Roesler, C. R., Fancello, E. A., Markert, B., & Stoffel, M. (2022). An experimental-numerical method for the calibration of finite element models of the lumbar spine. *Med Eng Phys*, 107, 103854. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2022.103854>
- Nicolini, L. F., Kobbe, P., Seggewiß, J., Greven, J., Ribeiro, M., Beckmann, A., Da Paz, S., Eschweiler, J., Prescher, A., Markert, B., Stoffel, M., Hildebrand, F., & Trobisch, P. D. (2022). Motion preservation surgery for scoliosis with a vertebral body tethering system: a biomechanical study. *Eur Spine J*, 31, 1013-1021. <https://doi.org/10.1007/s00586-021-07035-4>
- Nikkhoo, M., Cheng, C. H., Wang, J. L., Khoz, Z., El-Rich, M., Hebel, N., & Khalaf, K. (2019). Development and validation of a geometrically personalized finite element model of the lower ligamentous cervical spine for clinical applications. *Comput Biol Med*, 109, 22-32. <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2019.04.010>

- Nouri, A., Tetreault, L., Singh, A., Karadimas, S. K., & Fehlings, M. G. (2015). Degenerative Cervical Myelopathy: Epidemiology, Genetics, and Pathogenesis. *Spine (Phila Pa 1976)*, *40*(12), 675-693. <https://doi.org/10.1097/brs.0000000000000913>
- Nowinski, G. P., Visarius, H., Nolte, L. P., & Herkowitz, H. N. (1993). A biomechanical comparison of cervical laminoplasty and cervical laminectomy with progressive facetectomy. *Spine (Phila Pa 1976)*, *18*(14), 1995-2004. <https://doi.org/10.1097/00007632-199310001-00012>
- Nowitzke, A., Westaway, M., & Bogduk, N. (1994). Cervical zygapophyseal joints: geometrical parameters and relationship to cervical kinematics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *9*(6), 342-348. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90063-9](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90063-9)
- Oxland, T. R., Panjabi, M. M., Southern, E. P., & Duranceau, J. S. (1991). An anatomic basis for spinal instability: a porcine trauma model. *J Orthop Res*, *9*(3), 452-462. <https://doi.org/10.1002/jor.1100090318>
- Pal, G. P., Routal, R. V., & Saggi, S. K. (2001). The orientation of the articular facets of the zygapophyseal joints at the cervical and upper thoracic region. *J Anat*, *198*(4), 431-441. <https://doi.org/10.1046/j.1469-7580.2001.19840431.x>
- Panjabi, M. (1993). The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of spinal disorders*, *5*, 383-389. <https://doi.org/10.1097/00002517-199212000-00001>
- Panjabi, M. M., Cholewicki, J., Nibu, K., Grauer, J. N., Babat, L. B., & Dvorak, J. (1998). Mechanism of whiplash injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *13*(4-5), 239-249. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(98\)00033-3](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(98)00033-3)
- Panjabi, M. M., Crisco, J. J., Vasavada, A., Oda, T., Cholewicki, J., Nibu, K., & Shin, E. (2001). Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine (Phila Pa 1976)*, *26*, 2692-2700. <https://doi.org/10.1097/00007632-200112150-00012>
- Panjabi, M. M., Krag, M. H., & Goel, V. K. (1981). A technique for measurement and description of three-dimensional six degree-of-freedom motion of a body joint with an application to the human spine. *J Biomech*, *14*(7), 447-460. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90095-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90095-6)
- Panjabi, M. M., White, A. A., 3rd, & Johnson, R. M. (1975). Cervical spine mechanics as a function of transection of components. *J Biomech*, *8*(5), 327-336. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(75\)90085-8](https://doi.org/10.1016/0021-9290(75)90085-8)
- Park, P., Garton, H. J., Gala, V. C., Hoff, J. T., & McGillicuddy, J. E. (2004). Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: review of the literature. *Spine (Phila Pa 1976)*, *29*(17), 1938-1944. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000137069.88904.03>
- Peng, B., Hou, S., Shi, Q., & Jia, L. (2001). The relationship between cartilage end-plate calcification and disc degeneration: An experimental study. *Chinese Medical Journal*, *114*(3), 308-312. <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0035296323&partnerID=40&md5=4a8beea57223b4aaf0c3c2d1d4a4afd3>
- Penning, L. (1988). Differences in anatomy, motion, development and aging of the upper and lower cervical disk segments. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *3*(1), 37-47. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(88\)90124-6](https://doi.org/10.1016/0268-0033(88)90124-6)
- Penning, L., & Wilmink, J. T. (1987). Rotation of the cervical spine. A CT study in normal subjects. *Spine (Phila Pa 1976)*, *12*(8), 732-738. <https://doi.org/10.1097/00007632-198710000-00003>

- Pitzen, T., Lane, C., Goertzen, D., Dvorak, M., Fisher, C., Barbier, D., Steudel, W. I., & Oxland, T. (2003). Anterior cervical plate fixation: biomechanical effectiveness as a function of posterior element injury. *J Neurosurg*, *99*, 84-90. <https://doi.org/10.3171/spi.2003.99.1.0084>
- Prince, E. A., & Ahn, S. H. (2013). Basic vascular neuroanatomy of the brain and spine: what the general interventional radiologist needs to know. *Semin Intervent Radiol*, *30*(3), 234-239. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1353475>
- Rahman, S., & J, M. D. (2023). Anatomy, Head and Neck: Cervical Spine. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557516/>
- Raja, A., Hoang, S., Patel, P., & Mesfin, F. B. (2023). Spinal Stenosis. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.
- Rasoulinejad, P., McLachlin, S. D., Bailey, S. I., Gurr, K. R., Bailey, C. S., & Dunning, C. E. (2012). The importance of the posterior osteoligamentous complex to subaxial cervical spine stability in relation to a unilateral facet injury. *Spine J*, *12*, 590-595. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2012.07.003>
- Rauschning, W., McAfee, P. C., & Jónsson, H., Jr. (1989). Pathoanatomical and surgical findings in cervical spinal injuries. *J Spinal Disord*, *2*(4), 213-222.
- Richter, M., Otte, D., Pohlemann, T., Krettek, C., & Blauth, M. (2000). Whiplash-type neck distortion in restrained car drivers: frequency, causes and long-term results. *Eur Spine J*, *9*, 109-117. <https://doi.org/10.1007/s005860050220>
- Richter, M., Wilke, H. J., Kluger, P., Claes, L., & Puhl, W. (2000). Load-displacement properties of the normal and injured lower cervical spine in vitro. *Eur Spine J*, *9*(2), 104-108. <https://doi.org/10.1007/s005860050219>
- Rong, X., Liu, Z., Wang, B., Chen, H., & Liu, H. (2017). The Facet Orientation of the Subaxial Cervical Spine and the Implications for Cervical Movements and Clinical Conditions. *Spine (Phila Pa 1976)*, *42*, 320-325. <https://doi.org/10.1097/brs.0000000000001826>
- Saari, A., Dennison, C. R., Zhu, Q., Nelson, T. S., Morley, P., Oxland, T. R., Cripton, P. A., & Itshayek, E. (2013). Compressive follower load influences cervical spine kinematics and kinetics during simulated head-first impact in an in vitro model. *J Biomech Eng*, *135*, 111003. <https://doi.org/10.1115/1.4024822>
- Saito, T., Yamamuro, T., Shikata, J., Oka, M., & Tsutsumi, S. (1991). Analysis and prevention of spinal column deformity following cervical laminectomy. I. Pathogenetic analysis of postlaminectomy deformities. *Spine (Phila Pa 1976)*, *16*(5), 494-502. <https://doi.org/10.1097/00007632-199105000-00002>
- Scholz, M., Pingel, A., Christoph-Heinrich, H., & Frank, K. (2018). Künstliche Bandscheibe HWS.
- Sim, E., Vaccaro, A. R., Berzlanovich, A., Schwarz, N., & Sim, B. (2001). In vitro genesis of subaxial cervical unilateral facet dislocations through sequential soft tissue ablation. *Spine (Phila Pa 1976)*, *26*(12), 1317-1323. <https://doi.org/10.1097/00007632-200106150-00009>
- Suzuki, A., Daubs, M. D., Inoue, H., Hayashi, T., Aghdasi, B., Montgomery, S. R., Ruangchainikom, M., Hu, X., Lee, C. J., Wang, C. J., Wang, B. J., & Nakamura, H. (2013). Prevalence and motion characteristics of degenerative cervical spondylolisthesis in the symptomatic adult. *Spine (Phila Pa 1976)*, *38*(17), 1115-1120. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31829b1487>

- Takeshita, K., Peterson, E. T., Bylski-Austrow, D., Crawford, A. H., & Nakamura, K. (2004). The nuchal ligament restrains cervical spine flexion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(18), 388-393. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000138309.11926.72>
- Vaccaro, A. R., Hulbert, R. J., Patel, A. A., Fisher, C., Dvorak, M., Lehman, R. A., Jr., Anderson, P., Harrop, J., Oner, F. C., Arnold, P., Fehlings, M., Hedlund, R., Madrazo, I., Rechtine, G., Aarabi, B., & Shainline, M. (2007). The subaxial cervical spine injury classification system: a novel approach to recognize the importance of morphology, neurology, and integrity of the disco-ligamentous complex. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(21), 2365-2374. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181557b92>
- Vaccaro, A. R., Koerner, J. D., Radcliff, K. E., Oner, F. C., Reinhold, M., Schnake, K. J., Kandziora, F., Fehlings, M. G., Dvorak, M. F., Aarabi, B., Rajasekaran, S., Schroeder, G. D., Kepler, C. K., & Vialle, L. R. (2016). AOSpine subaxial cervical spine injury classification system. *Eur Spine J*, 25(7), 2173-2184. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-3831-3>
- Vaccaro, A. R., Madigan, L., Schweitzer, M. E., Flanders, A. E., Hilibrand, A. S., & Albert, T. J. (2001). Magnetic resonance imaging analysis of soft tissue disruption after flexion-distraction injuries of the subaxial cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(17), 1866-1872. <https://doi.org/10.1097/00007632-200109010-00009>
- Wang, X. R., Kwok, T. C. Y., Griffith, J. F., Man Yu, B. W., Leung, J. C. S., & Wáng, Y. X. J. (2019). Prevalence of cervical spine degenerative changes in elderly population and its weak association with aging, neck pain, and osteoporosis. *Ann Transl Med*, 7(18), 486. <https://doi.org/10.21037/atm.2019.07.80>
- Waxenbaum, J. A., Reddy, V., Black, A. C., & Futterman, B. (2023). Anatomy, Back, Cervical Vertebrae. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK459200/>
- Wen, N., Lavaste, F., Santin, J. J., & Lassau, J. P. (1993). Three-dimensional biomechanical properties of the human cervical spine in vitro. II. Analysis of instability after ligamentous injuries. *Eur Spine J*, 2(1), 12-15. <https://doi.org/10.1007/bf00301049>
- White, A. A., & Panjabi, M. M. (1990). *Clinical Biomechanics of the Spine* (2. Auflage ed.). Lippincott, Williams and Wilkins, Philadelphia.
- Whitney, E., & Alastra, A. J. (2023). Vertebral Fracture. In *StatPearls*. StatPearls Publishing. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547673/>
- Wilke, H. J., Claes, L., Schmitt, H., & Wolf, S. (1994). A universal spine tester for in vitro experiments with muscle force simulation. *European Spine Journal*, 3, 91-97. <https://doi.org/10.1007/BF02221446>
- Wilke, H. J., Herkommer, A., Werner, K., & Liebsch, C. (2020). In vitro Analysis of the Intradiscal Pressure of the Thoracic Spine. *Front Bioeng Biotechnol*, 8, 614. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00614>
- Wilke, H. J., Jungkunz, B., Wenger, K., & Claes, L. E. (1998). Spinal segment range of motion as a function of in vitro test conditions: effects of exposure period, accumulated cycles, angular-deformation rate, and moisture condition. *Anat Rec*, 251, 15-19. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1097-0185\(199805\)251:1<15::Aid-ar4>3.0.Co;2-d](https://doi.org/10.1002/(sici)1097-0185(199805)251:1<15::Aid-ar4>3.0.Co;2-d)
- Wilke, H. J., Wenger, K., & Claes, L. (1998). Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J*, 7, 148-154. <https://doi.org/10.1007/s005860050045>

- Wilmanns, N., Beckmann, A., Nicolini, L. F., Herren, C., Sobottke, R., Hildebrand, F., Siewe, J., Kobbe, P., Markert, B., & Stoffel, M. (2022). Biomechanical In Vitro and Finite Element Study on Different Sagittal Alignment Postures of the Lumbar Spine During Multiaxial Daily Motion. *J Biomech Eng*, 144. <https://doi.org/10.1115/1.4053083>
- Wu, R., Min, J. K., Huang, S. F., Zhu, J. X., Li, Q., Wang, C. Y., Shen, Y., Zhang, W., & Yang, H. L. (2017). The effects of cervical spinous process fracture with posterior ligamentous complex injury on stability of the goat cervical spine. *Yiyong Shengwu Lixue/Journal of Medical Biomechanics*, 32(5), 422-426. <https://doi.org/10.16156/j.1004-7220.2017.05.005>
- Yoganandan, N., Kumaresan, S., & Pintar, F. A. (2000). Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *J Biomech Eng*, 122(6), 623-629. <https://doi.org/10.1115/1.1322034>
- Yoganandan, N., Kumaresan, S., & Pintar, F. A. (2001). Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(1), 1-27. [https://doi.org/10.1016/s0268-0033\(00\)00074-7](https://doi.org/10.1016/s0268-0033(00)00074-7)
- Yu, Y., Li, J. S., Guo, T., Lang, Z., Kang, J. D., Cheng, L., Li, G., & Cha, T. D. (2019). Normal intervertebral segment rotation of the subaxial cervical spine: An in vivo study of dynamic neck motions. *J Orthop Translat*, 18, 32-39. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.12.002>
- Zdeblick, T. A., Abitbol, J. J., Kunz, D. N., McCabe, R. P., & Garfin, S. (1993). Cervical stability after sequential capsule resection. *Spine (Phila Pa 1976)*, 18(14), 2005-2008. <https://doi.org/10.1097/00007632-199310001-00013>
- Zhao, S., Hao, D., Jiang, Y., Huang, D., Ge, C., & Feng, H. (2016). Morphological studies of cartilage endplates in subaxial cervical region. *Eur Spine J*, 25(7), 2218-2222. <https://doi.org/10.1007/s00586-015-4336-9>
- Zhao, X., & Yuan, W. (2019). Biomechanical analysis of cervical range of motion and facet contact force after a novel artificial cervical disc replacement. *Am J Transl Res*, 11(5), 3109-3115.
- Zhou, C., Wang, H., Wang, C., Tsai, T. Y., Yu, Y., Ostergaard, P., Li, G., & Cha, T. (2020). Intervertebral range of motion characteristics of normal cervical spinal segments (C0-T1) during in vivo neck motions. *J Biomech*, 98, 109418. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109418>

8. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen beteiligten Personen danken, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben.

Mein Dank gilt zunächst Herrn Priv.-Doz. Dr.-Ing. Dr. rer. medic. Jörg Eschweiler, meinem Doktorvater, für die Betreuung dieser Arbeit, dem konstruktiven Austausch sowie der kritischen Auseinandersetzung mit dem Themenkomplex.

Außerdem möchte ich mich herzlich bei Dr. rer. nat Johannes Greven und Marx Ribero für die hervorragende Betreuung und die tatkräftige Unterstützung bei der Umsetzung der gesamten Arbeit bedanken. Ohne die mühevollen Geduld und dem großen Verständnis in dieser langen Zeit, hätte ein solcher Arbeitsumfang niemals gelingen können. Die mehrfache Durchsicht dieser Abhandlung, ihre kritischen Betrachtungen, ihre differenzierten Anmerkungen sowie die mit ihnen zweckdienlichen Diskussionen ebneten den Weg zur Vollendung meiner Dissertation. Wegen ihrer persönlichen Unterstützung gebührt ihnen hier mein voller und besonders herauszustellender Dank.

Ein aufrichtiger Dank gilt zudem den Körperspender*innen, die durch ihre selbstlose Hingabe an die Wissenschaft einen unverzichtbaren Beitrag für diese Forschungsarbeit geleistet haben. Ich schätze ihre mutige Unterstützung und danke ihnen herzlich für ihre bedeutende Rolle in unserer Forschung.

Tief verbunden und dankbar bin ich meiner Familie und meinen Freunden für ihre Geduld und ihre Ermutigungen während des Studiums und der Arbeit an dieser Dissertation.

Erklärung § 5 Abs. 1 zur Datenaufbewahrung

Hiermit erkläre ich, dass die dieser Dissertation zu Grunde liegenden Originaldaten

- in der **Klinik für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie** des Universitätsklinikums Aachen

hinterlegt sind.

Eidesstattliche Erklärung gemäß § 5 Abs. (1) und § 11 Abs. (3) 12. der Promotionsordnung

Hiermit erkläre ich, **Anna Melzer** an Eides statt, dass ich folgende in der von mir selbstständig erstellten Dissertation „**Analyse der Auswirkungen einer sequenziellen Ligament- und Facettenresektion auf die Biomechanik der Halswirbelsäule - eine experimentelle Humankadaverstudie**“ dargestellten Ergebnisse erhoben habe
Bei der Durchführung der Arbeit hatte ich folgende Hilfestellungen, die in der Danksagung angegeben sind.

	Anna Melzer	Marx Ribero	Dr. rer. nat. Johannes Greven	Prof. Dr.-Ing. Luis Fernando Nicolini	Priv.-Doz. Dr.-Ing. Dr. rer. medic. Jörg Eschweiler	Priv.-Doz. Dr. med. Christian Herren	Prof. Dr. med. Andreas Prescher	Summe (%)
Studienkoordination			70		30			100
Studienkonzeption	20	10	50	10	10			100
Bereitstellung der HWS							100	100
Präparation der HWS	100							100
Analyse der CTs	30		10			60		100
Durchführung der biomechanischen Experimente an der HWS	70	30						100
Erhebung der Daten	70	30						100
Verarbeitung der Daten	70	20		10				100
Statistische Auswertung der Daten	100							100
Interpretation der Datenauswertung	95	5						100
Verfassen der Dissertation	100							100

Unterschrift der Doktorandin/des Doktoranden

Als Betreuer der obigen Dissertation bestätige ich die Angaben von Anna Melzer.

Unterschrift des Doktorvaters