



Thomas Zeilinger, BSc

# **Kinematik der Halswirbelsäule bei Frontal- und Heckkollisionen als Basis zur Validierung eines numerischen Menschmodells**

## **MASTERARBEIT**

zur Erlangung des akademischen Grades

Diplom-Ingenieur

Masterstudium Maschinenbau

eingereicht an der

**Technischen Universität Graz**

Betreuer

Dipl.- Ing., Andreas Gutsche

Institut für Fahrzeugsicherheit



## EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

### *AFFIDAVIT*

Ich erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst, andere als die angegebenen Quellen/Hilfsmittel nicht benutzt, und die den benutzten Quellen wörtlich und inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe. Das in TUGRAZonline hochgeladene Textdokument ist mit der vorliegenden Masterarbeit identisch.

*I declare that I have authored this thesis independently, that I have not used other than the declared sources/resources, and that I have explicitly indicated all material which has been quoted either literally or by content from the sources used. The text document uploaded to TUGRAZonline is identical to the present master's thesis.*

---

Datum / Date

---

Unterschrift / Signature

## VORWORT

Die vorliegende Diplomarbeit baut auf Versuchen auf, die vom Vehicle Safety Institute (VSI) der Technischen Universität Graz durchgeführt wurden. Um dies zu würdigen, möchte ich mich bei Institutsleiter Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. techn. Hermann Steffan sowie allen Mitarbeitern des Instituts für die zur Verfügungsstellung von Material und fachlicher Kompetenz sehr herzlich bedanken. Hervorheben möchte ich dabei meinen Betreuer Dipl.- Ing. Andreas Gutsche, der sowohl bei der Versuchsdurchführung mitwirkte, als auch mir die Möglichkeit bot, eine spannende Diplomarbeit durchzuführen.

Dank gilt auch der Fakultät für Maschinenbau und Wirtschaftswissenschaften MBWI für den motivierenden Erhalt des Stipendiums „Clever And Smart“.

Besonders danken möchte ich meinen Eltern, auf deren Unterstützung und Rückhalt ich mich während meiner Studienzeit stets verlassen konnte.

Ohne Menschen, die sich der Wissenschaft zur Verfügung stellen, würden diese und viele andere Arbeiten nicht zustande kommen, daher richtet sich diese Danksagung auch an jene Menschen.

Halswirbelsäulendistorsion ist eine der am häufigsten auftretenden Verletzungen bei Verkehrsunfällen und besonders problematisch bei Kollisionen mit niedriger Differenzgeschwindigkeit. Liegen keine morphologischen Veränderungen an Wirbelkörper oder Weichteilen vor, ist eine medizinische Diagnose problematisch, was in hohe sozialökonomische Schäden resultiert. Der Begriff Halswirbelsäulendistorsion wird meist mit Heckkollisionen assoziiert und die Entstehung in deren Extensions- und Translationsphase vermutet. Obwohl das Risiko einer Verletzung bei Heckkollisionen nahezu doppelt so hoch ist wie bei Frontalkollisionen, überwiegt die Anzahl der Verletzten bei Frontalkollisionen aufgrund des höheren Anteils dieses Kollisionstyps. Während sich in der Vergangenheit der Fokus zahlreicher Studien auf die Extensionsphase von Heckkollisionen richtete, gibt es aktuelle Studien, welche die Entstehung der Halswirbelsäulendistorsion in der Frontalkollisionen ähnlichen Reboundphase vermuten. Generell wird vermehrt auf die Problematik von Halswirbelsäulendistorsion infolge von Frontalkollisionen aufmerksam gemacht.

Im Rahmen eines Projektes des Vehicle Safety Institute (VSI) der Technischen Universität Graz mit dem Ziel der Validierung eines numerischen Menschmodells wurden deshalb nicht nur Heck-, sondern auch Frontalkollisionen in Form von Schlittenversuchen mit Post Mortem Human Surrogates nachgebildet. Die Ermittlung der für die Validierung benötigten Kinematik der HWS ist das Ziel der vorliegenden Diplomarbeit.

Basis dafür sind Highspeed-Röntgenvideos der jeweiligen Schlittenversuche, welche die Bewegung der Halswirbelsäule visualisieren. Definierte Punkte der einzelnen Halswirbelkörper wurden mit Hilfe einer Targettracking-Software zeitlich verfolgt, um die Koordinaten der Bewegungsbahnen zu erhalten, welche daraufhin für verschiedene Auswertungen herangezogen wurden, um das kinematische Verhalten der HWS zu analysieren. Auswertungen sind beispielsweise die Rotation der Wirbelkörper im globalen Koordinatensystem, sowie die Betrachtung von Wirbelpaaren, um Aussagen über Scherung und Winkeländerung angrenzender Halswirbel treffen zu können. Wenn möglich, wurden die Ergebnisse mit denen anderer Studien verglichen.

## ABSTRACT

Injuries of the cervical spine, e.g. whiplash, are usually related to the consequence of rear impacts, especially proposed to the neck extension motion during the loading phase. Although the risk of neck injuries in rear impacts is more than twice as high than the injury risk in frontal impacts, the total number of injury cases in frontal impacts prevails because of its higher occurrence. During recent years the main research was focusing on the loading phase of rear impacts. However, studies suggest that the rebound movement, neck flexion as in frontal impacts, could result in these injuries as well.

Objective of this study was to research the kinematics of the cervical spine during low speed frontal and rear impacts for validating a numerical human model. For this purpose, sled tests with Post Mortem Human Surrogates (PMHS) were performed by the Vehicle Safety Institute (VSI).

The motion of the cervical spine was filmed by a high-speed x-ray camera. Based on the obtained x-ray videos, the motion of defined points of the vertebral bodies was determined by using standard target tracking software. As a result of the target tracking coordinates of the defined points for each time step were generated. Based on the determined coordinates several subsequent analyses were conducted. Exemplary, angular rotation of the vertebral bodies in the global system and relative rotation as well as shear of adjoining vertebral bodies were calculated.

If possible, the obtained data could be compared to the data of several studies as a conclusion.

# INHALTSVERZEICHNIS

Vorwort .....	ii
Kurzfassung.....	iii
Abstract .....	iv
Inhaltsverzeichnis .....	v
1. Einleitung.....	1
2. Anatomische und biomechanische Grundlagen .....	3
2.1 HWS-Distorsion .....	3
2.2 Anatomie der Wirbelsäule.....	4
2.3 Grundbewegungen von Kopf und Hals .....	7
2.4 Bewegungsablauf bei Heckkollisionen.....	9
2.5 Bewegungsablauf bei Frontalkollisionen.....	11
2.6 Verletzungsmechanismen .....	11
2.7 Verletzungskriterien .....	14
2.7.1 Beurteilung von Heckkollisionen .....	14
2.7.2 Beurteilung von Frontalkollisionen.....	17
3. Stand der Technik .....	19
3.1 Freiwilligenversuche, Versuche mit PMHS .....	19
3.2 Methodik und Erkenntnisse anderer Studien .....	20
4. Methodik .....	24
4.1 Versuchsdurchführung.....	24
4.2 Targettracking.....	28
5. Auswertungen.....	36
5.1 Winkeländerung der Halswirbel .....	36
5.2 Winkeländerung angrenzender Wirbel.....	38
5.3 Scherung zwischen angrenzenden Wirbelkörpern.....	40

6. Ergebnisse.....	44
6.1 Winkeländerung der Halswirbel .....	44
6.2 Winkeländerung angrenzender Halswirbel .....	46
6.3 Scherung von Wirbelpaaren .....	49
7. Einschränkungen der Arbeit .....	53
7.1 Einschränkungen bei der Versuchsdurchführung .....	53
7.2 Einschränkungen beim Targettracking .....	54
8. Diskussion .....	59
9 Ausblick .....	60
10. Abbildungsverzeichnis .....	61
11. Diagrammverzeichnis .....	63
12. Tabellenverzeichnis .....	66
14. Gleichungsverzeichnis.....	67
13 Literaturverzeichnis.....	68
15. Anhang .....	71

## 1. EINLEITUNG

Verletzungen<sup>1</sup> der Wirbelsäule zählen zu den häufigsten, die durch Unfälle im Straßenverkehr hervorgerufen werden. Besonders oft ist dabei der oberste Abschnitt, die Halswirbelsäule als Bindeglied von Kopf und Rumpf betroffen. Schwere Verletzungen können durch eine stoßbedingte Beschleunigung des Kopfes oder des Rumpfes hervorgerufen werden, die starke Belastungen auf die Halswirbelsäule ausübt. In Fällen höchster Belastung können dabei Frakturen einzelner Halswirbel auftreten, die nicht selten tödliche Folgen mit sich ziehen. Die Folgen von Verletzungen der Halswirbelsäule (HWS) reichen von kurzzeitigen Beeinträchtigungen wie Sehschwäche, Schwindelgefühl, Übelkeit, etc., meist zu dem Begriff Schleudertrauma zusammengefasst, bis zu länger andauernden Beeinträchtigungen sowie bis zur Querschnittslähmung. Liegen morphologische Veränderungen, beispielsweise Frakturen von Halswirbel oder Schwellungen und Risse der Weichteile vor, ist eine medizinische Diagnose möglich und der Begriff Verletzung kann sinngerecht verwendet werden. Um Missverständnisse zu vermeiden, wird für Verletzungen ohne morphologischen Veränderungen des Nackenbereichs der korrekte und zusammenfassende Begriff Halswirbelsäulendistorsion (HWS-Distorsion) verwendet. Bereits erwähnte Beeinträchtigungen, sind meist Folgen von Kollisionen mit niedriger Differenzgeschwindigkeiten, Größenordnung 10 km/h, und werden nach der Abbreviated Injury Scale (AIS), einer vereinfachten Bewertungsskala für die Letalität von Einzelverletzungen, der Klasse 1, *leichte Verletzungen*, zugeordnet (Gennarelli, et al., 2008). Die Mehrheit der verletzten Personen erlangt innerhalb weniger Tage eine vollständige Genesung, während jedoch in Einzelfällen die betroffenen Personen an langwierigen Beeinträchtigungen über mehrere Jahre hinweg leiden. Eine Diagnose der auftretenden Verletzungen ist problematisch wenn keine morphologischen Veränderungen an Halswirbel oder Weichteilen vorliegen. Hohe sozialökonomische Schäden aufgrund von Versicherungsansprüchen und Arbeitsausfällen, die in Europa jährlich auf rund 5 bis 10 Milliarden Euro geschätzt werden, sind die Folgen. (Schmitt, et al., 2010 S. 105)

---

<sup>1</sup> Der Begriff Verletzung ist in Bezug auf HWS-Distorsion nicht immer korrekt. Definitionen werden in Kapitel 2.1 HWS-Distorsion behandelt.

Obwohl sich in der Vergangenheit und auch aktuell zahlreiche Studien und Untersuchungen dem Thema der HWS-Distorsion widmen, ist der tatsächliche Mechanismus, der die Verletzungen verursacht, noch nicht gänzlich geklärt. Es existieren diesbezüglich verschiedene Theorien. Eine der frühesten Theorien, welche auch in der Literatur weit verbreitet ist, ist die des sogenannten Peitschenschlags. Es entstanden missverständliche Begriffe wie „Peitschenschlagverletzung“ oder die englische Bezeichnung „Whiplash Injury“. Man vermutete, die HWS-Distorsion rührt aus der peitschenschlagartigen Bewegung der HWS, wie es bei Heckkollisionen der Fall ist. (Schmitt, et al., 2010 S. 106)

Das Verletzungsrisiko bei Heckkollisionen ist nach (Temming, et al., 2000) nahezu doppelt so hoch als bei Frontalkollisionen. Obwohl die tatsächliche Anzahl an verletzten Personen durch Frontalkollisionen aufgrund des höheren Anteils dieses Kollisionstyps überwiegt, lag bzw. liegt der Fokus zahlreicher Studien auf der Untersuchung der Vorgänge während Heckkollisionen. Durch die Einführung der Gurtpflicht in den 1960er Jahren nahm jedoch die Anzahl an HWS-Distorsion infolge von Frontalkollisionen zu. Aktuelle Studien sowie Statistiken motivieren, Frontalkollisionen genauer zu untersuchen. (Koch, et al., 1995) vermutet in einer Studie, dass der Ursprung der HWS-Distorsion in der Reboundphase von Heckkollisionen liegen könnte. Diese abschließende Phase von Heckkollisionen ist dem Bewegungsablauf bei Frontalkollisionen ähnlich. In *Whiplash injuries, not only a problem in rear-end impact* macht (Cappon, et al., 2003) ebenfalls auf Frontalkollisionen aufmerksam.

Die vorliegende Diplomarbeit beschäftigt sich daher mit der kinematischen Analyse der Halswirbelsäule nicht nur bei Heck- sondern auch bei Frontalkollisionen, welche mit PMHS in Form von Schlittenversuchen nachgebildet wurden.

## 2. ANATOMISCHE UND BIOMECHANISCHE GRUNDLAGEN

Dieses Kapitel gibt einen groben Überblick über Grundlagen aus den Fachgebieten Anatomie und Biomechanik. Begriffe und Definitionen, auf die man während dieser Arbeit immer wieder stößt, werden zum Verständnis nachfolgend behandelt.

### 2.1 HWS-DISTORSION

Häufig werden Begriffe wie „Beschleunigungsverletzung“ oder „Peitschenschlagverletzung“, im Englischen unter „Whiplash Injury“ bekannt, in mehrfacher Hinsicht fälschlicherweise und vor allem missverständlich als Synonym für gesundheitliche Veränderungen infolge von Verkehrsunfällen verwendet. Die Verwendung des Begriffs Peitschenschlag beispielsweise unterstellt dem peitschenschlagähnlichen Bewegungsablauf, wie er in Heckkollisionen auftritt, unweigerlich einen Verletzungsmechanismus. Dies ist nicht korrekt, denn bis dato bestehen nur Vermutungen über mögliche Verletzungsmechanismen, welche letztendlich diese Veränderungen hervorrufen könnten. Auch der Begriff Verletzung ist genau genommen erst dann als solcher zu verwenden, wenn objektive Schädigungen, beispielsweise Frakturen oder Dislokationen von Halswirbel oder Risse, Schwellungen, etc. der Weichteile medizinisch diagnostizierbar sind. Die nach Heckkollisionen mit niedriger Differenzgeschwindigkeit häufig beklagten gesundheitlichen Veränderungen wie Kopf- und Nackenschmerzen, Schwindelgefühl, Übelkeit, etc., sind daher per Definition nicht als Verletzungen zu bezeichnen. In dieser Arbeit wird der zusammenfassende und vor allem medizinisch korrekte Begriff HWS-Distorsion verwendet. (Schmitt, et al., 2010 S. 106)

## 2.2 ANATOMIE DER WIRBELSÄULE

An dieser Stelle wird auf die Anatomie der Wirbelsäule, im Speziellen auf die der Halswirbelsäule, eingegangen.

Die menschliche Wirbelsäule lässt sich in fünf Bereiche einteilen. Vom Kopf ausgehend (Richtung kaudal) setzt sie sich aus der Halswirbelsäule mit sieben, der Brustwirbelsäule (BWS) mit 12, sowie der Lendenwirbelsäule (LWS) mit fünf Wirbelkörper zusammen und endet mit Kreuzbein und Steißbein. Abbildung 1 zeigt den Aufbau der Wirbelsäule und die Einteilung in deren Abschnitte in den Ansichten ventral (bauchseits), dorsal (rückenseits) und lateral (seitlich).

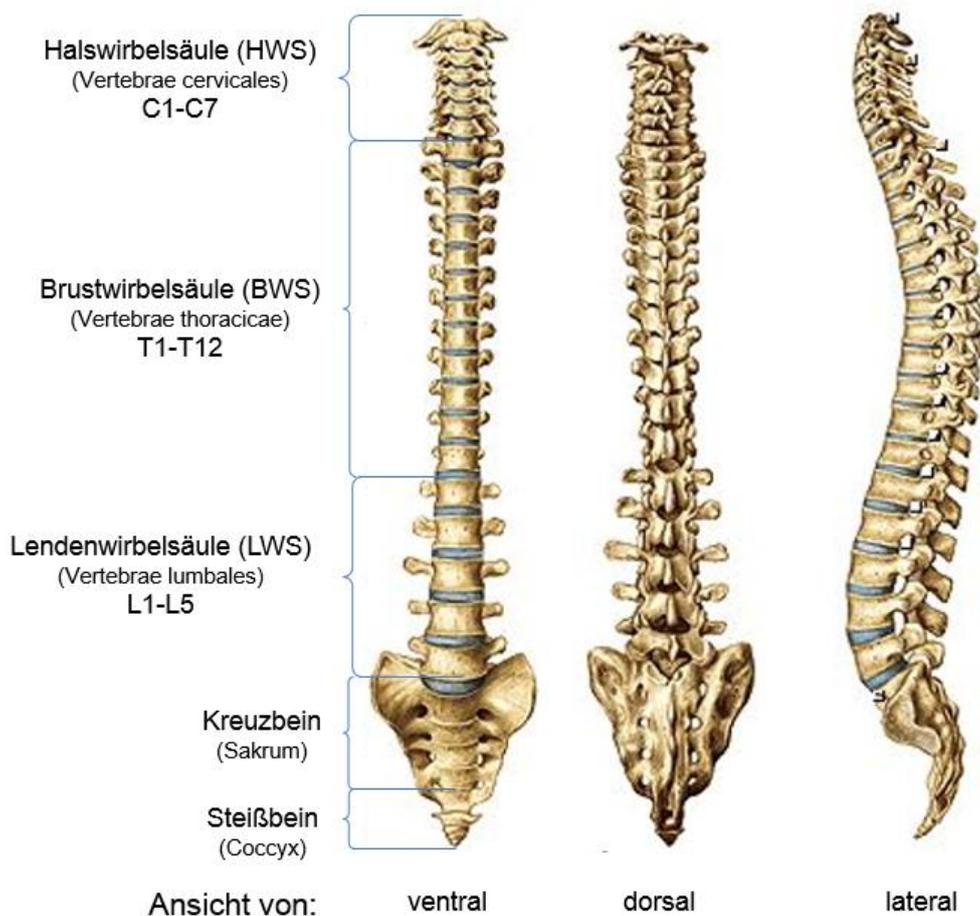


Abbildung 1: Aufbau der menschlichen Wirbelsäule (Paulsen, et al., 2010)

Für diese Arbeit relevant ist in erster Linie der oberste Abschnitt der Wirbelsäule, die Halswirbelsäule. Sie besteht aus sieben Halswirbel benannt C1-C7. Der Buchstabe C der Namensgebung stammt von „Vertebra Cervicalis“, die Ziffer nummeriert die entsprechenden Wirbel kaudal gezählt, beginnend mit C1. Neben der stützenden Funktion schützt die Halswirbelsäule das durch die Wirbelbögen verlaufende Rückenmark. Kräfte und Momente werden über Bandscheiben und Facettengelenke übertragen. Abbildung 2 zeigt den Aufbau der Halswirbelsäule und die entsprechende Benennung der Halswirbel.

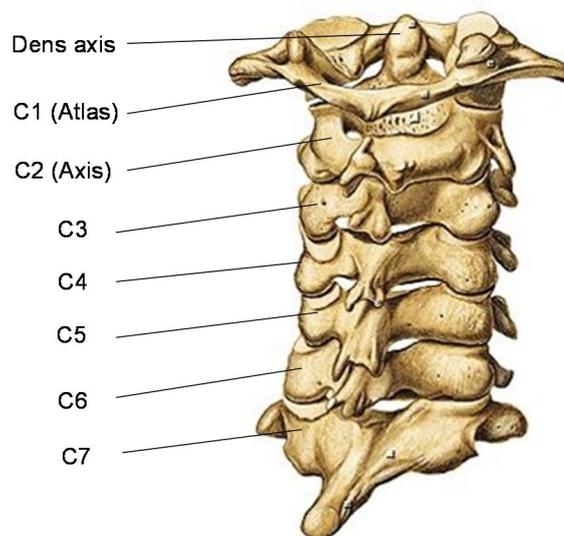


Abbildung 2: Aufbau der Halswirbelsäule (Paulsen, et al., 2010)

C1 (Atlas) und C2 (Axis) unterscheiden sich von den übrigen fünf Halswirbeln im Aufbau und in ihrer Funktion. Gemeinsam bilden sie das atlanto-axiale Gelenk. Eine Extensions- bzw. Flexionsbewegung findet hauptsächlich zwischen Schädelbasis und dem ringförmigen Atlas statt. Der Fortsatz von Axis, genannt *Dens Axis*, übernimmt im Wesentlichen die Rotationsfunktion. Den Aufbau von Atlas und Axis zeigt Abbildung 3.

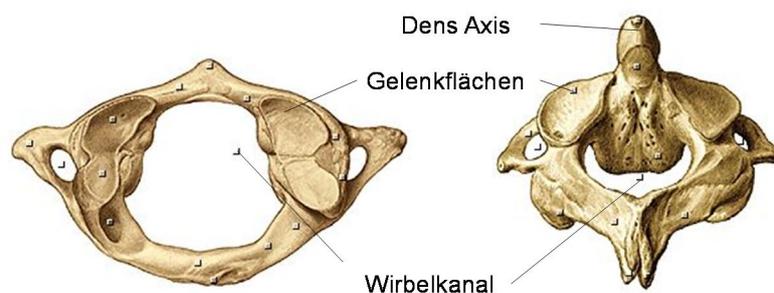


Abbildung 3: Halswirbel C1 (Atlas) links und C2 (Axis) rechts (Paulsen, et al., 2010)

Die Wirbel C3 bis C7 sind sich im Aufbau ähnlich. Sie bestehen aus dem zylinderförmigen Wirbelkörper, dem Wirbelbogen, zwei Querfortsätzen und dem Dornfortsatz (*Processus spinosus*). Getrennt werden die einzelnen Wirbelkörper durch die Bandscheiben (*Discus intervertebralis*). (Schmitt, et al., 2010 S. 106-108)

Abbildung 4 zeigt die Ansicht eines Halswirbels der unteren HWS in der Transversalebene<sup>2</sup>.

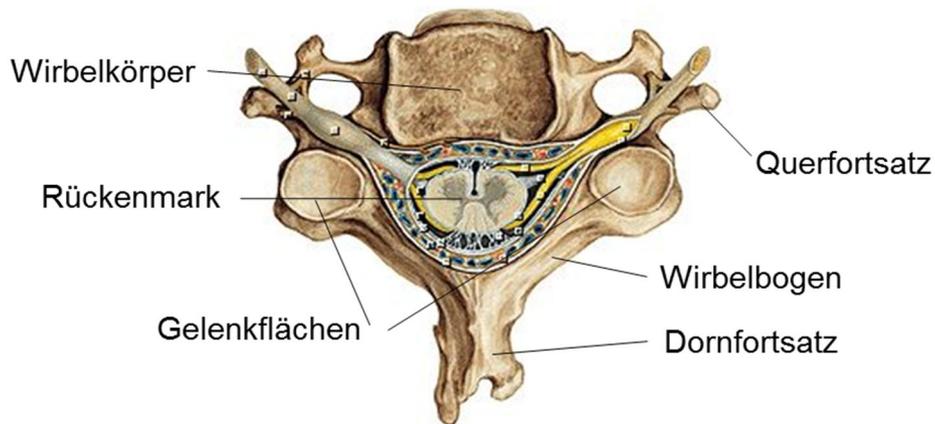


Abbildung 4: Halswirbel der unteren HWS, Ansicht in der Transversalebene (Paulsen, et al., 2010)

Abbildung 5 zeigt ein Wirbelpaar, getrennt durch die Bandscheibe, in der Sagittalebene<sup>3</sup>.

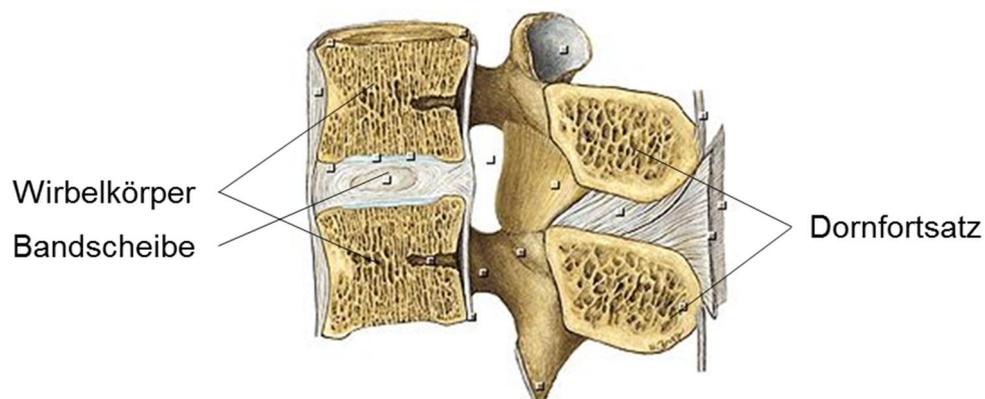


Abbildung 5: Halswirbelpaar; Ansicht in der Sagittalebene (Paulsen, et al., 2010)

<sup>2</sup> Transversalebene: Horizontale Ebene, Ansicht von oben

<sup>3</sup> Sagittalebene: Vertikale Ebene, Ansicht von seitlich

## 2.3 GRUNDBEWEGUNGEN VON KOPF UND HALS

Generell sind vier unterschiedliche Grundbewegungen des Halses möglich, wobei mehrere Bewegungsarten zugleich ausgeführt werden können. Ermöglicht werden diese Bewegungen durch intervertebrale Gelenke. Während, wie bereits im Abschnitt 2.2 Anatomie der Wirbelsäule erwähnt, das Gelenk bestehend aus Atlas und Axis für die Drehung des Kopfes verantwortlich ist, sind Bandscheiben und Facettengelenke für die Biegung der Halswirbelsäule verantwortlich.

Nachfolgend werden die Grundbewegungen, eingeteilt auf deren jeweilige Ebene, beschrieben.

In der Sagittalebene sind eine Flexion und eine Extension der Halswirbelsäule möglich. Diese beiden Bewegungen sind für das Thema HWS-Distorsion durch Heck- und Frontalkollisionen von besonderer Bedeutung. Eine Flexion bedeutet eine Drehbewegung nach vorne (ventral), während eine Extension einer Drehbewegung nach hinten (dorsal) entspricht. In Abbildung 6 sind die möglichen Grundbewegungen des Halses in der Sagittalebene dargestellt. (Schmitt, et al., 2010 S. 109)

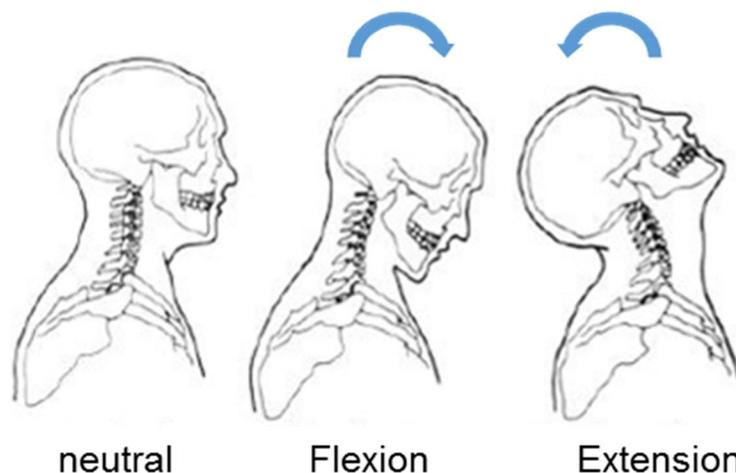


Abbildung 6: Grundbewegungen des Halses in der Sagittalebene (v. l. n. r.): neutral, Flexion, Extension (Schmitt, et al., 2010)

Abbildung 7 zeigt die intervertebralen Vorgänge bei den Bewegungsarten Extension und Flexion am Beispiel eines Wirbelpaares der unteren HWS.

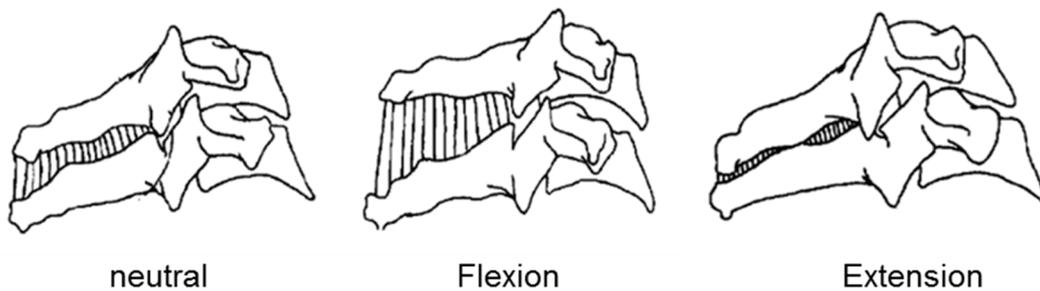


Abbildung 7: Detailansicht bei Bewegungen eines Wirbelpaares d. unteren HWS (v. l. n. r.): neutral, Flexion, Extension (Hyde, 1992)

In Abbildung 8 ist als weiteres Detail der resultierende Drehpunkt zweier Halswirbel dargestellt. Man erkennt das Zusammenwirken von Bandscheibe, Facettengelenk und Dornfortsatz als einfachen Hebelmechanismus. (Hyde, 1992)

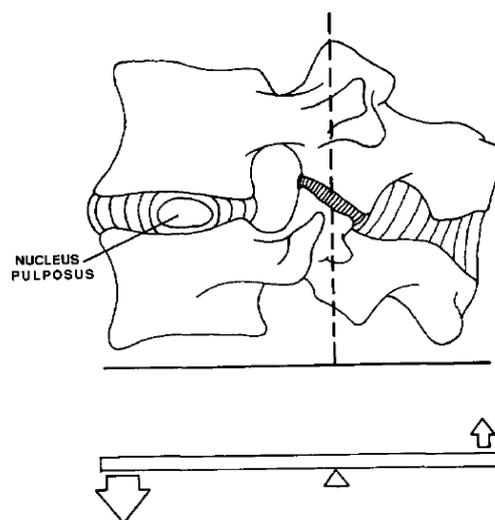


Abbildung 8: Hebelähnlicher Mechanismus eines intervertebralen Gelenks der unteren HWS (Hyde, 1992)

In der Koronalebene<sup>4</sup> ist eine laterale Flexion der HWS möglich (Abbildung 9 links). Diese Bewegungsart ist typisch für seitliche Kollisionen. In der Transversalebene ist

<sup>4</sup> Vertikale Ebene, Ansicht von vorne

eine Rotationsbewegung (Abbildung 9 rechts) des Kopfes und oder der HWS möglich.  
(Schmitt, et al., 2010 S. 109)

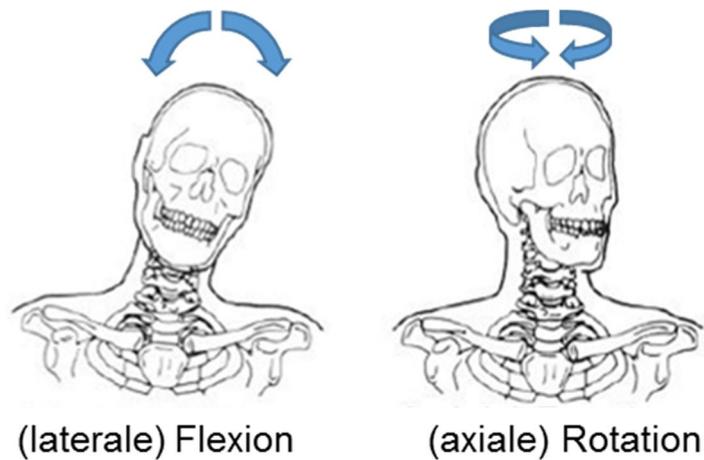


Abbildung 9: Grundbewegung des Halses in der Koronalebene (li.) und in der Transversalebene (re.)  
(Schmitt, et al., 2010)

## 2.4 BEWEGUNGSABLAUF BEI HECKKOLLISIONEN

Nach (Meyer, 1996) wird der Bewegungsablauf vom Kopf- und Nackenbereich bei Heckkollisionen in vier Phasen der Beschleunigung eingeteilt.

### 1. Ruhephase

Die erste Phase, die sogenannte Ruhephase, entspricht dem Zeitpunkt von Beginn der stoßbedingten Fahrzeugbeschleunigung bis zum Beginn der Beschleunigung des Oberkörpers.

### 2. Translationsphase

Auf die Ruhephase folgt die Translationsphase. In dieser wird der Oberkörper durch die Rückenlehne des Sitzes beschleunigt während sich der Kopf trägheitsbedingt noch in Ruhe befindet. Durch diese rein translatorische Relativbewegung von Kopf und Oberkörper erfährt die HWS eine S-förmige Verformung, wobei die obere HWS eine Flexion und die untere HWS eine Extension erfährt.

### 3. Extensionsphase

In der anschließenden Extensionsphase erfolgt eine Extension der HWS bis zu einem Maximum, das hauptsächlich von den Eigenschaften der Kopfstütze abhängig ist.

### 4. Reboundphase

Zum Schluss erfolgt die Reboundphase. In dieser Phase werden Oberkörper und Kopf aus dem Sitz bzw. aus der Kopfstütze nach vorne zurückgefedert. Durch Auffangen des Oberkörpers durch den Sicherheitsgurt erfährt der Kopf eine Flexion. Die Reboundphase ist weniger energiereich als die Extensionsphase und ist dem Bewegungsablauf bei Frontalkollisionen sehr ähnlich. Wie schon in der Translationsphase, erfährt die HWS auch in dieser Phase eine S-förmige Verformung. (Schmitt, et al., 2010 S. 116)

In Abbildung 10 sind zusammenfassend die vier Phasen der Bewegung bei Heckkollisionen grafisch dargestellt. Die Form der HWS wird in den einzelnen Phasen durch Linien angedeutet. In den Darstellungen 2 und 6 ist die S-Verformung zu erkennen.

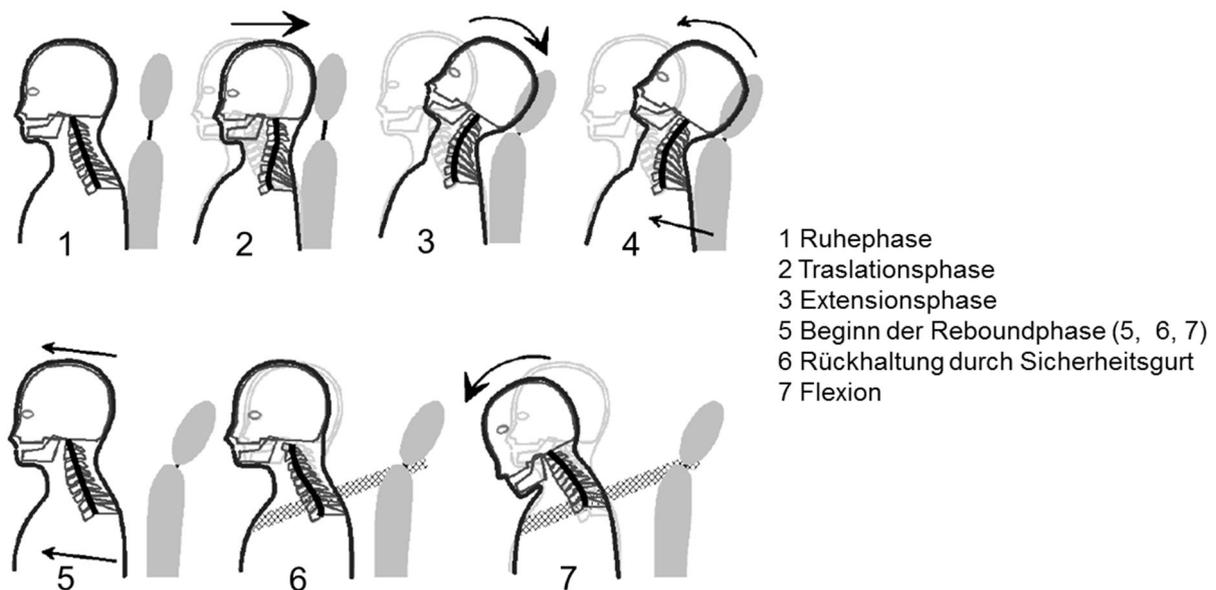


Abbildung 10: Bewegungsablauf bei Heckkollisionen (Schmitt, et al., 2010)

## 2.5 BEWEGUNGSABLAUF BEI FRONTALKOLLISIONEN

Der Ablauf bei Frontalkollisionen ist ähnlich dem von Heckkollisionen, sofern man einen Anprall des Kopfes ausschließt. Eine Translationsbewegung zwischen Kopf und Oberkörper, welche eine S-förmige Verformung verursacht, ist bei diesem Kollisionstyp ebenfalls zu beobachten. Durch die starke stoßartige Verzögerung des Fahrzeuges wird der Oberkörper des Fahrzeuginsassen bei angelegtem Sicherheitsgurt von diesem aufgefangen und zwingt den Kopf zu einer starken Nickbewegung. Sofern der Kopf nicht vom Airbag aufgefangen wird oder gegen das Lenkrad stößt, besteht die Bewegung der HWS aus einer Flexion bei gleichzeitiger Zugbelastung. Die Bewegung entspricht grundsätzlich der in Abbildung 10 dargestellten Reboundphase von Heckkollisionen. (Schmitt, et al., 2010 S. 117)

## 2.6 VERLETZUNGSMECHANISMEN

Bis dato war es noch nicht möglich, den tatsächlichen Mechanismus, der HWS-Distorsion verursachen könnte, vollständig zu klären. Zahlreiche Studien hatten das Ziel, einen Verletzungsmechanismus, der als mögliche Ursache für Verletzungen der HWS verantwortlich ist, zu finden. Die nachfolgend angeführten und beschriebenen Verletzungsmechanismen sind die in der Literatur aktuell verbreiteten.

### a. Hyperextension

Eine Hyperextension der HWS ist aus heutiger Sicht nicht mehr relevant, sei der Vollständigkeit halber aber erwähnt. Da Kopfstützen in Fahrzeugen Standard sind, sind Verletzungen infolge Hyperextension sehr selten. Durch das Nichtvorhandensein von Kopfstützen erfährt die HWS bei Heckkollisionen eine Überstreckung über die physiologische Grenze, was in schwerwiegende Verletzungen resultiert. (Mertz, et al., 1971)

### b. Scherbewegung der Wirbelkörper

Nach (Yang, et al., 1997) führt eine translatorische Relativbewegung der Halswirbel zu einer Verletzung der Facetten der Intervertebralgelenke.

### c. Druckschwankung im Spinalkanal

Durch die rasche Biegebewegung Extension- Flexion der HWS entsteht durch Volumenänderung ein hoher Druckgradient der Cerebrospinalflüssigkeit<sup>5</sup> (CSF) im Spinalkanal und der Foramina<sup>6</sup>. Dadurch wirken mechanische Spannungen im Kanal und auf das umgebende Gewebe, die als mögliche Ursache für Verletzungen gesehen werden. Anhand der Durchführung von Tierversuchen wurde festgestellt, dass der Druckgradient im unteren Bereich der HWS ein Maximum erreicht. Darüber hinaus konnte festgestellt werden, dass Spinal Ganglien<sup>7</sup> im unteren Bereich deutlich schwerer verletzt wurden als im oberen Bereich der HWS. (Svensson, et al., 1993)

In Abbildung 11 ist der Fluss der CSF während der Translationsphase von Heckkollisionen schematisch dargestellt.

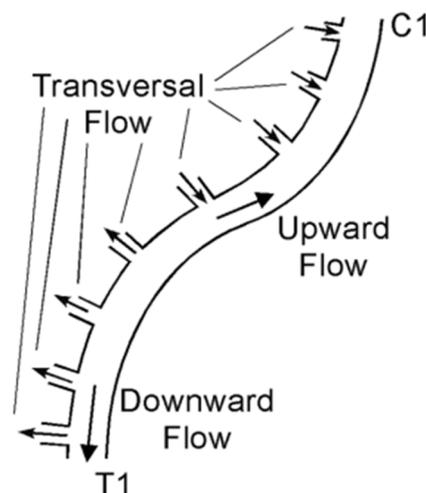


Abbildung 11: Fluss der CSF während der Translationsphase (Svensson, et al., 1993)

### d. Facetten-Zusammenstoß-Mechanismus

Durch den Impuls findet eine kraniale Verschiebung des Momentanpols der einzelnen Halswirbel statt wodurch die Facetten eher zusammenstoßen. Im Vergleich zur Bewegung unter normalen Umständen ist dies nicht der Fall,

<sup>5</sup> Cerebrospinalflüssigkeit (CSF): lat. *Liquor Cerebrospinalis*: Flüssigkeit, in der Gehirn und Rückenmark schwimmen

<sup>6</sup> Foramina: lat. *Foramina intervertebralia*: Durchtrittsstelle der Nerven aus dem Wirbelkanal

<sup>7</sup> Ganglien: Plural v. *Ganglion*: Nervenzellkörper, oft als *Nervenknotten* bezeichnet

daher wird die Ursache von Verletzungen in diesem Zusammenstoß vermutet. Betroffen sind dabei am ehesten Halswirbel der unteren HWS. (Ono, et al., 1999). Abbildung 12 verdeutlicht diesen Vorgang.

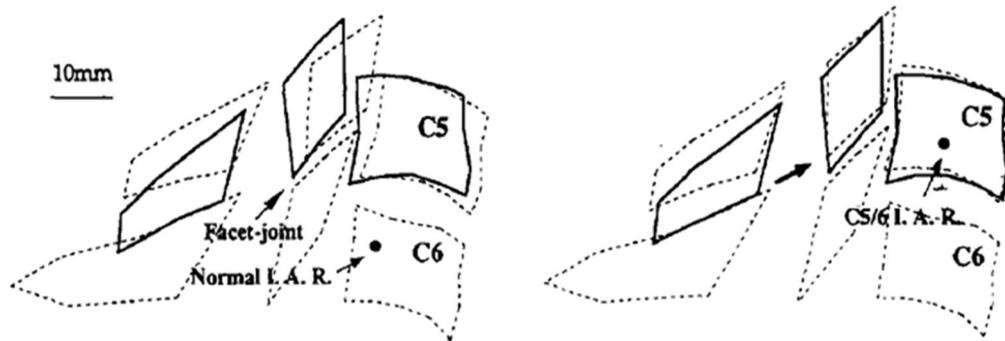


Abbildung 12: Facetten-Zusammenstoß-Mechanismus; links: Extension ohne Stoß, rechts: stoßbedingte Extension (Ono, et al., 1999)

#### e. Facetten-Quetschung-Mechanismus

Dieser Verletzungsmechanismus ist nach einer Studie von (Yoganandan, et al., 2002) Ursache für Nackenbeschwerden. Die Facettengelenke des unteren Bereiches der HWS, besonders in der Region C5 und C6, erfahren dabei durch eine lokale Extension eine Quetschung bei gleichzeitiger Dehnung. Da das umgebende Gewebe besonders dehnungsempfindlich ist, sind Nackenschmerzen die Folge. In Abbildung 13 wird der Mechanismus grafisch erläutert.

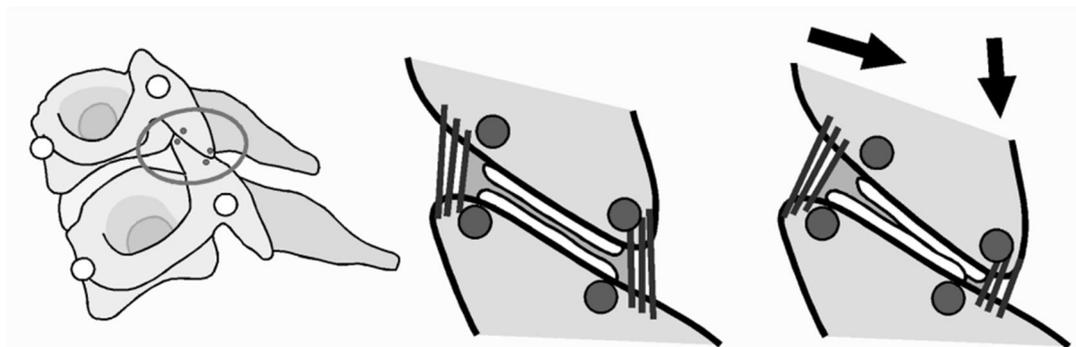


Abbildung 13: Facetten-Quetschung-Mechanismus (Yoganandan, et al., 2002)

Das linke Bild zeigt ein Wirbelpaar der unteren HWS, das Facettengelenk ist durch die Markierung gekennzeichnet. In der mittleren Darstellung befindet sich das Facettengelenk in Normalposition im Gegensatz zur rechten Darstellung.

Hier erkennt man eine Quetschung des hinteren bei gleichzeitiger Dehnung des vorderen Bereichs des Facettengelenks. (Yoganandan, et al., 2002)

#### **f. Oberer- Nacken- Zugspannungsmechanismus**

Der obere Nackenbereich erfährt während der Translationsphase eine lokale Flexion. Dadurch können zwei Mechanismen wirken bzw. zusammenwirken. Zum einen wird der subokzipitale<sup>8</sup> Bereich gedehnt, was eine morphologische Veränderung der Muskelfasern verursacht und somit zu Kopfschmerzen führen kann. Zum anderen kann durch die Flexion der oberen HWS das Facettengelenk zwischen Hinterhauptbein und Axis verletzt werden, was ebenfalls Kopfschmerzen verursacht. (Yoganandan, et al., 2002)

## 2.7 VERLETZUNGSKRITERIEN

Dieses Kapitel bietet einen Überblick über aktuelle Kriterien, welche der Abschätzung von Verletzungsrisiken oder der Abschätzung der Verletzungsschwere dienen. Manche Kriterien stehen dabei eng in Verbindung mit den in Kapitel 2.6 Verletzungsmechanismen beschriebenen Verletzungsmechanismen. Es fällt auf, dass sich die meisten Kriterien auf die Retraktionsphase, in der die HWS eine S-förmige Bewegung durchläuft, beziehen (NIC, Nkm, MIX, LNL, NDC, WIC, IV-NIC). Zur Beurteilung von Frontalkollisionen existieren Verletzungskriterien (Nij, NIC<sub>protraction</sub>), die auch zur Beurteilung der Reboundphase von Heckkollisionen verwendet werden können.

### 2.7.1 BEURTEILUNG VON HECKKOLLISIONEN

#### **NIC Neck injury criterion**

---

<sup>8</sup> Subokzipital: unterhalb des Hinterhauptes

Der NIC basiert nach (Boström, et al., 1996) auf der Hypothese der Druckwelle im Spinalkanal. Das Kriterium dient zur Abschätzung der Wahrscheinlichkeit, dass eine durch die rasche Biegung verursachte Druckwelle zu Verletzungen führt. Der NIC-Wert ist sowohl von der Beschleunigungs- als auch von der Geschwindigkeitsdifferenz in x-Richtung zwischen Kopf und T1 abhängig und wird anhand Gleichung 1 berechnet.

$F_x$	Kraft am Übergang Kopf- Nacken
$F_{int}$	Kopfbeschleunigung in i- Richtung
$M_{OCy}$	Total Moment
$M_{int}$	Kritischer Moment

$$NIC_{(t)} = 0,2 * a_{rel}(t) + v_{rel}(t)^2$$

Gleichung 1: Berechnung des NIC

### **Nkm Neck Criterion rear impact**

Dieses HWS-Schutzkriterium nach Schmitt et al. (2001) ermöglicht neben der Risikoabschätzung während der Extensionsphase auch die Abschätzung während der Reboundphase. Durch Linearkombination aus normierter Scherkraft und normiertem Biegemoment berechnet sich der Nkm- Wert gemäß Gleichung 2. (Schmitt, et al., 2001)

$$Nkm(t) = \frac{F_x(t)}{F_{int}} + \frac{M_{OCy}(t)}{M_{int}}$$

Gleichung 2: Berechnung Nkm

### **MIX**

Anhand statistischer Untersuchungen wurde gezeigt, dass die Vorhersagewahrscheinlichkeiten von HWS Verletzungen bei  $NIC_{max}$  und Nkm sehr positiv beziehungsweise sehr negativ ausfielen. Daher wurden zur Bewertung von Heckkollisionen die beiden Kriterien zu einem Kriterium kombiniert. Die Berechnung erfolgt gemäß Gleichung 3. (Kullgren, et al., 2003)

$$MIX = \sqrt{\left(\frac{NIC_{\max}}{NIC_{av}}\right)^2 + \left(\frac{Nkm}{N_{av}}\right)^2}$$

Gleichung 3: Berechnung MIX

### **LNL Lower Neck Load-Index**

Vorgeschlagen von (Heitplatz, et al., 2003), basiert das LNL-Kriterium auf der Hypothese, dass das Zusammenwirken von Kräften und Momenten auf den kaudalen Nackenbereich besonderen Einfluss auf das Risiko von HWS-Distorsion hat. Das LNL-Kriterium hilft, das Risiko bei Heckkollisionen abzuschätzen und beinhaltet drei Kräfte und zwei Momente, alle am kaudalen Ende des Halses gemessen. Gleichung 4 stellt die Berechnung des LNL-Indexes dar.

$$LNL - Index(t) = \frac{\sqrt{My_{\text{lower}}(t)^2 + Mx_{\text{lower}}(t)^2}}{C_{\text{moment}}} + \frac{Fx_{\text{lower}}(t)^2 + Fy_{\text{lower}}(t)^2}{C_{\text{shear}}} + \left| \frac{Fz_{\text{lower}}(t)}{C_{\text{tension}}} \right|$$

$My_{\text{lower}}$	Moment in y-Richtung	$Fy_{\text{lower}}$	Kraft in y-Richtung
$Mx_{\text{lower}}$	Moment in x-Richtung	$C_{\text{shear}}$	Kritische Kraft
$C_{\text{moment}}$	Kritisches Moment	$Fz_{\text{lower}}$	Kraft in z-Richtung
$Fx_{\text{lower}}$	Kraft in x-Richtung	$C_{\text{tension}}$	Kritische Kraft

Gleichung 4: Berechnung des LNL-Index

### **NDC Neck Displacement Criterion**

Der NDC-Wert wurde von (Viano, et al., 2001) entwickelt und beurteilt die S-Verformung der HWS. Die NDC-Kurven erhält man aus zwei Diagrammen, welche die Kopffrotation gegenüber der Verschiebung in x- Richtung und die Verschiebung in z- Richtung gegenüber der Verschiebung in x- Richtung darstellen. Eine Studie von (Kullgren, et al., 2003) zeigte eine schlechte Korrelation des NDC-Kriteriums mit dem realen Verletzungsrisiko. (Schmitt, et al., 2010)

### **WIC Whiplash Injury Criterion**

Dieses Kriterium von (Munoz, et al., 2005) bezieht sich auf die S-Verformung der HWS und entspricht der Differenz der Momente (Extension / Flexion) zwischen okzipitalen Kondylen und T1.

### **IV-NIC intervertebral neck injury criterion**

Der IV-NIC basiert auf der Hypothese, dass intervertebrale Rotationen jenseits physiologischer Grenzen Verletzungen verursachen könnten. Das Kriterium stellt das Verhältnis aus der stoßbedingten zur physiologisch möglichen Bewegung der Halswirbel dar. (Panjabi, et al., 1999). Die Berechnung des IV-NIC berechnet sich nach Gleichung 5.

$$IV - NIC_i = \frac{\Theta_{\text{trauma},i}}{\Theta_{\text{physiological},i}}$$

Gleichung 5: Berechnung des IV-NIC

Als weitere Verletzungskriterien zur Beurteilung von Heckkollisionen wäre zum einen das *head-to-torso*-Kriterium zu nennen. Es beschreibt das Verletzungsrisiko in Abhängigkeit von der Relativbewegung des Kopfes zum Rumpf (Kuppa, et al., 2005). Das *Rebound-Velocity*-Kriterium, entwickelt von (Muser, et al., 2000), stellt die Elastizität des Sitzes in Relation zum Verletzungsrisiko.

## 2.7.2 BEURTEILUNG VON FRONTALKOLLISIONEN

### **Nij Normalized Neck Injury Criterion**

Das Nij-Kriterium beruht auf der Hypothese, dass das Zusammenwirken von axialen Nackenkräften (Zug/Kompression) und Nackenmoment (Extension/Flexion) zu Verletzungen der HWS führt. Der Nij-Wert soll zur Abschätzung des Risikos dienen, sich bei Frontalkollisionen schwere HWS-Verletzungen zuzuziehen. Der Wert

entspricht der jeweiligen Kombination aus Kräften (Zug / Kompression) und Momenten (Extension/Flexion)  $N_{CF}$ ,  $N_{CE}$ ,  $N_{TF}$ ,  $N_{TE}$ . (Kleinberger, et al., 1998)

$$N_{ij} = \frac{F_z}{F_{zc}} + \frac{M_{OCy}}{M_{yc}}$$

$F_z$	Kraft am Übergang Kopf / Nacken
$F_{zc}$	Kritische Kraft
$M_{OCy}$	Total Moment
$M_{yc}$	Kritisches Moment

Gleichung 6: Berechnung des  $N_{ij}$

### **NIC<sub>protraction</sub>**

Der von (Boström, et al., 2000) entwickelte  $NIC_{protraction}$  stellt eine für Frontalkollisionen angepasste Version des NIC dar. Das Kriterium wird gemäß Gleichung 7 bzw. Gleichung 8 berechnet.

$$NIC_{protraction}(t) = |Min(NIC_{generic}(t))|$$

Gleichung 7: Berechnung  $NIC_{protraction}$

mit

$$NIC_{generic}(t) = 0,2 * a_{rel}(t) + v_{rel}(t) * |v_{rel}(t)|$$

Gleichung 8: Berechnung  $NIC_{generic}$

### 3. STAND DER TECHNIK

Das vorliegende Kapitel soll zusammenfassend die breitgefächerten Methoden und Motivationen von Studien zum Thema HWS-Distorsion, die im Zuge der Literaturrecherche zusammengetragen wurden, wiedergeben und anhand dessen den Stand der Technik erläutern. Bei diesem umfassenden Themengebiet kann man folgende Analysen differenzieren:

- Kinematik der HWS → Visualisierung durch Röntgentechnik und Auswertung durch Einsatz von Software  
→ Auswertung durch Messung
- Belastung der HWS → Messung von Beschleunigungen, Kräfte, Geschwindigkeiten

Da diese Arbeit die kinematische Auswertung von Versuchen mit PMHS zur Validierung eines numerischen Menschmodells behandelt, wird auf solche Studien eingegangen, die ebenfalls die kinematische Analyse der HWS fokussieren.

#### 3.1 FREIWILLIGENVERSUCHE, VERSUCHE MIT PMHS

Um die komplexen Vorgänge der HWS während Kollisionen visualisieren zu können, bedarf es möglichst realitätsnahen Tests, welche aus diesem Grund hauptsächlich mit freiwilligen Probanden, PMHS oder auch mit humanen Leichenpräparaten durchgeführt werden. Der Vorteil von Tests mit freiwilligen Probanden gegenüber Tests mit PMHS ist zweifelsohne die Möglichkeit, Versuche unter den am menschenähnlichsten Bedingungen durchzuführen. Einflussparameter wie Muskelanspannung oder Druck in Lunge und Blutgefäßen sind bei den Freiwilligen im Gegensatz zu PMHS vorhanden. EKG-Messungen und das Erhalten von

Rückmeldungen über das physiologische Befinden nach den Versuchen sind ebenfalls nur mit freiwilligen Probanden möglich. Als Nachteil steht dem die niedrigere maximale Differenzgeschwindigkeit gegenüber, die unter der kritischen von etwa 5 km/h (Eichberger, 1998) liegen muss, um Verletzungen der Probanden weitestgehend ausschließen zu können. Bei PMHS spielen Einflussfaktoren wie die Konservierungsmethode, Grad der Verwesung und der Leichenstarre eine große negative Rolle. Zudem ist das Alter der PMHS meist hoch, sodass altersbedingte physiologische Veränderungen, wie zum Beispiel Osteoporose, die Ergebnisse maßgeblich beeinträchtigen können. (Schmitt, et al., 2010 S. 40-41)

### 3.2 METHODIK UND ERKENNTNISSE ANDERER STUDIEN

Bei der Untersuchung der Kinematik der HWS ermöglichte der Einsatz von Röntgentechnologie die Darstellung intervertebraler Vorgänge. Zu einem der ersten Versuche, bei der die Technik der Cineradiographie verwendet wurde, zählt eine Studie von (Ono, et al., 1999). Dabei konnte die Kinematik der HWS von freiwilligen Probanden durch Digitalisierung der Röntgenbilder während Heckkollisionen mit geringer Differenzgeschwindigkeit erstmals sehr detailliert abgebildet werden. Durch den Vergleich der Röntgenbilder bei einer Kollision mit den Röntgenbildern bei normaler, nicht stoßbedingter Bewegungen des Halses, konnte festgestellt werden, dass sich der Momentanpol der Halswirbel, vor allem der der unteren HWS, in Richtung kranial verschiebt. Mit dieser Tatsache wird ein möglicher Verletzungsmechanismus, der Zusammenstoß von Facetten, begründet. Eine weitere Erkenntnis dieser Versuche war, dass die Rotation der Halswirbel durch den Stoß ausgeprägter ist als bei normaler Bewegung. Besonders stark ausgeprägt ist dabei die Rotation zwischen den Wirbeln C5 und C6, dargestellt in Abbildung 14.

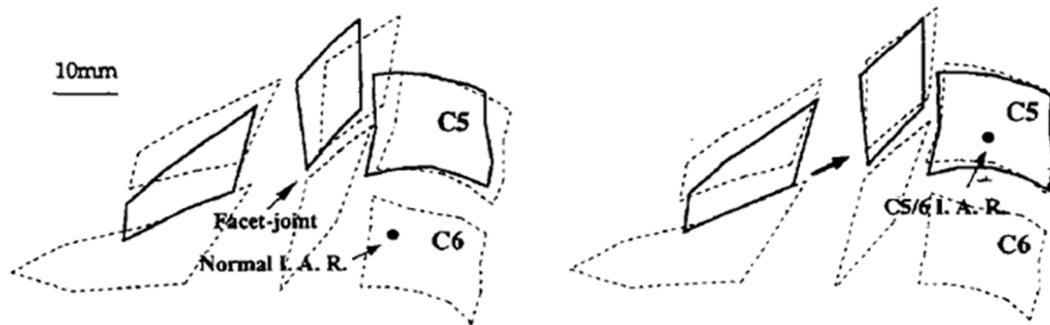


Abbildung 14: Verschiebung des Momentanpols von C6 Richtung C5 (Ono, et al., 1999)

An der Technischen Universität Graz wurde die Kombination aus einer Visualisierung mittels Röntgentechnik und einer Auswertung mittels Targettracking-Software im Rahmen einer Studie von (Millington, et al., 2004) getestet. Dabei handelte es sich um Schlittentests mit PMHS, an deren Halswirbel jeweils eine Schraube eingesetzt wurde, welche durch Targettracking zeitlich verfolgt wurde. Anhand der aus dem Targettracking gewonnenen Auswertungen konnten Aussagen über die relative Verschiebungen in x- und z- Richtung der einzelnen Halswirbel bei Frontalkollisionen getroffen werden.

Ein weiteres Projekt der Technischen Universität Graz war der kinematische Vergleich der HWS mit der des *EvaRID*<sup>9</sup> Modells mit der eines PMHS, durchgeführt von (Gutsche, et al., 2014). Auch hier kam die Kombination aus Röntgentechnik und Targettracking zum Einsatz um die Kinematik der HWS bei nachgebildeten Heckkollisionen auszuwerten. Ergebnisse sind die Bewegungsbahnen sowie eine Längenänderung des Abstands der in die HWS eingesetzten Schrauben. Abbildung 15 zeigt den prinzipiellen Versuchsaufbau dieser Studie.

<sup>9</sup> EvaRID-Modell: Finite Elemente Modell eines Heckaufpralldummies, der 50% aller statistisch erfassten weiblichen, von HWS-Distorsion betroffenen, Personen entspricht. (Carlsson, et al., 2012)

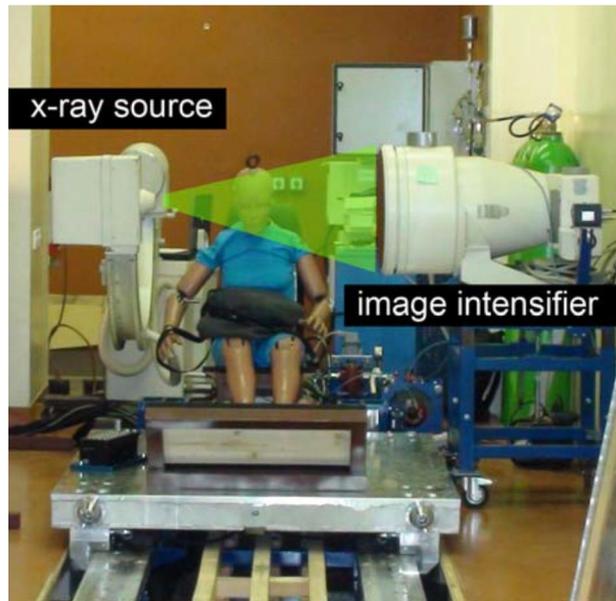


Abbildung 15: Prinzipieller Versuchsaufbau für Frontal- und Heckaufprallversuche (Gutsche, et al., 2014)

Eine Studie von (Deng, et al., 2000) hatte zum Ziel, die relative Winkeländerung sowie Verschiebung in x- und z- Richtung von benachbarten Wirbelkörpern zu ermitteln. Hierfür wurden Heckkollisionstests mit PMHS durchgeführt und die Bewegung mit einem Highspeed-Röntgenkamarasystem (250 Bilder pro Sekunde) erfasst. An den Halswirbeln C1 bis C7 wurden kleine metallische Kugeln sowohl an den Dornfortsätzen, als auch an den Wirbelkörpern als Markierung angebracht. Abbildung 16 zeigt ein Röntgenbild des Halswirbelsäulenbereichs, worauf die metallischen Kugeln gut zu erkennen sind.

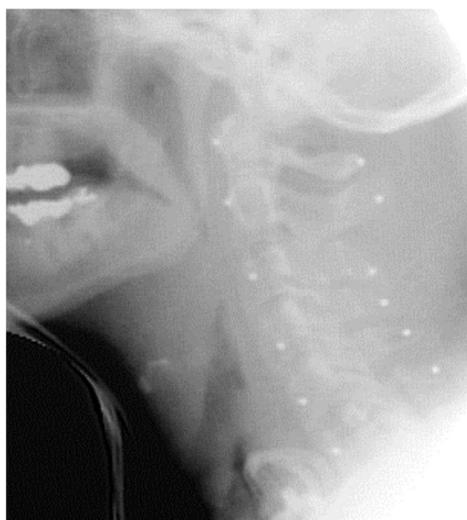


Abbildung 16: In die HW eingesetzte, metallische Kugeln zur Kontrasterhöhung der Röntgenbilder (Deng, et al., 2000)

Die Bewegung der metallischen Kugeln wurde bei den Tests von einer Bewegungsanalysesoftware, ähnlich einer Targettracking Software, abgebildet.

Während bei den bislang genannten Studien der chirurgische Eingriff der PMHS eher geringfügig war, wurde bei einer Studie von (Kang, et al., 2008) eine Messinstrumentierung für PMHS getestet, die schwerwiegendere oder zumindest kompliziertere chirurgische Eingriffe voraussetzt. Die Messinstrumentierung besteht je Halswirbel (C3-C7) aus einem Trägerelement, das sowohl drei Drehratesensoren als auch drei Beschleunigungssensoren aufnimmt. Zur Validierung dieser Messinstrumentierung wurde zusätzlich an der Vorderseite jedes Halswirbels ein Steinmann Nagel mit einem Fähnchen in Form eines Targets angebracht, deren erfasste Bewegung als Abgleich für die Messergebnisse dient. Abbildung 17 zeigt die ausgeführte Instrumentierung dieser Studie.

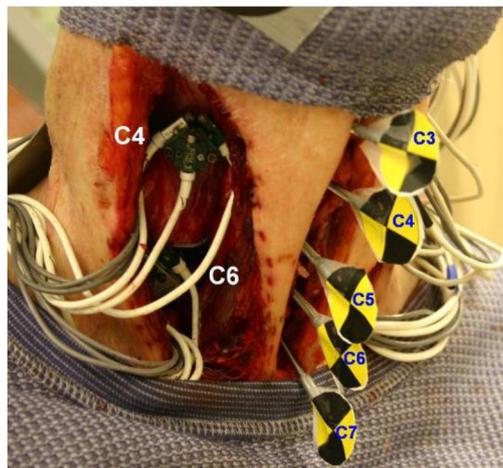


Abbildung 17: Messinstrumentierung der HWS eines PMHS (Kang, et al., 2008)

Nach Durchführung eines Heckkollisionstests bei einer Differenzgeschwindigkeit von 10 km/h mit einem PMHS konnten die Werte der Winkelsensoren mit denen der verfolgten Targets verglichen werden. Als Ergebnisse dieser Studie liegen Rotationen sowie Verschiebungen in x- und z- Richtungen der einzelnen Halswirbel vor. Dieselbe Messinstrumentierung fand nach deren Validierung in einer weiteren Studie von (Kang, et al., 2014) Verwendung. Bei den Schlittenversuchen, mit denen eine Heckkollision mit einer Differenzgeschwindigkeit von 24 km/h nachgebildet wurde, stand die Ermittlung der Rotation der Halswirbelkörper im Vordergrund. Dabei konnte man feststellen, dass sich die Rotationsrichtung der einzelnen Halswirbel der Extension/ Flexion der HWS entgegengesetzt.

## 4. METHODIK

Die Vorgehensweise zur Gewinnung der für die Validierung benötigten Kinematik umfasst mehrere Schritte. Als ersten Schritt war es nötig, die intervertebralen Vorgänge zu visualisieren. Die Visualisierung erfolgte im Rahmen von Experimenten mit PMHS und liegt als deren Ergebnis in Form von Röntgenvideos vor. Mit Hilfe einer Target-Tracking-Software konnte die in den Videos visualisierte Bewegung der Halswirbelsäule erfasst werden. Ziel des Targettrackings ist die Gewinnung der Koordinaten von definierten Punkten der einzelnen Wirbelkörper, die anschließend für verschiedene Auswertungen herangezogen wurden.

In Abbildung 18 wird die Methodik der Datengewinnung anhand einer Prozesskette verdeutlicht. Dabei entspricht der strichlierte Rahmen dem Aufgabenbereich der vorliegenden Arbeit. Auf die einzelnen Schritte wird nachfolgend genauer eingegangen.



Abbildung 18: Methodik der Datengewinnung in Form einer Prozesskette

### 4.1 VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

Beim experimentellen Teil der Datengewinnung erfolgten Versuche mit PMHS. Durch ein pneumatisch beschleunigtes Schlittensystem wurden sowohl Heck- als auch

Frontalkollisionen nachgebildet. Dabei wurde der IIWPG 16 Dreieckspuls<sup>10</sup>, welcher einer Differenzgeschwindigkeit von 16 km/h mit einer maximalen Beschleunigung von 10 g entspricht, verwendet. Ein ähnlicher Versuchsaufbau, wie bei den aktuellen Tests verwendet wurde, ist in Abbildung 19 dargestellt.

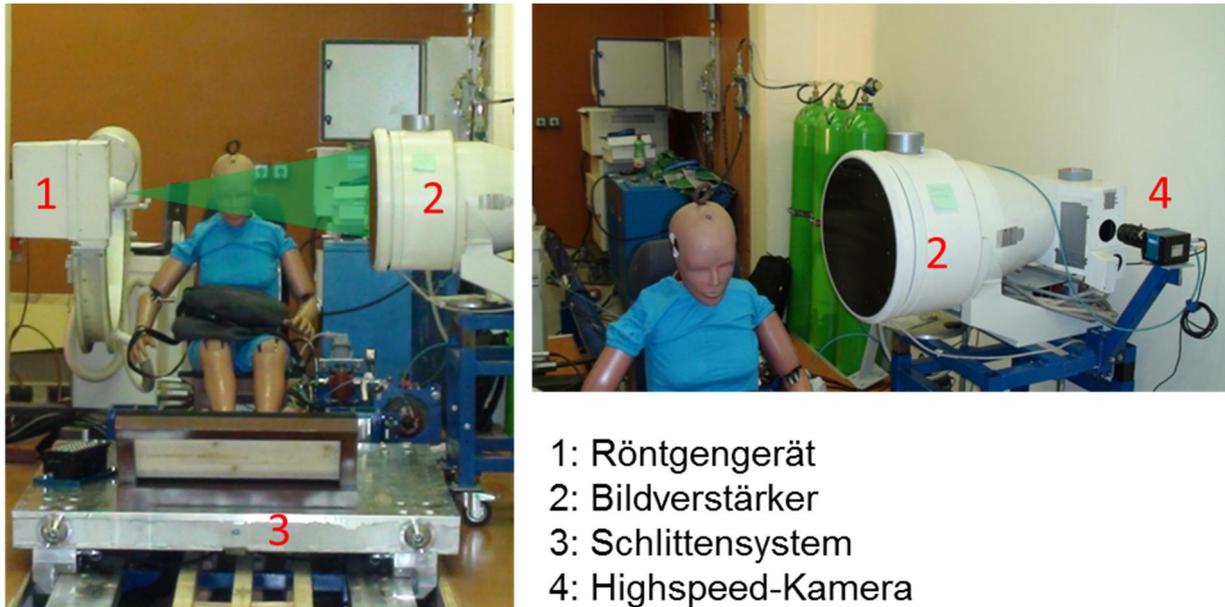


Abbildung 19: Prinzipieller Versuchsaufbau mit Versuchseinrichtungen (Gutsche, et al., 2014)

Auf dem Schlitten (Nr. 3 in Abbildung 19) wurde ein steifer Sitz montiert, wie er auch bei ECE R16<sup>11</sup> Tests der European Commission for Economics Regulation (ECE) eingesetzt wird. Abhängig von der Montagerichtung des Sitzes auf dem Schlitten erfährt der darauf platzierte PMHS entweder eine Beschleunigung nach vorne (entspricht einer Heckkollision) oder nach hinten (entspricht einer Frontalkollision). In Abbildung 20 ist der ausgeführte Versuchsaufbau zu einem Zeitpunkt vor der Durchführung dargestellt.

<sup>10</sup> Beschleunigungspuls, der von der International Insurance Whiplash Protection Group (IIWPG) bei der Evaluierung von Sitzen hinsichtlich HWS-Verletzungen bei Heckkollisionen mit niedriger Geschwindigkeit vorgegeben wird.

<sup>11</sup> ECE R16: Einheitliche Bestimmungen für die Genehmigung von Sicherheitsgurten und Kinder-Rückhaltesystemen in Kraftfahrzeugen.



Abbildung 20: Ausgeführter Versuchsaufbau, PMHS auf Sitz platziert (Vehicle Safety Institute (VSI))

Aufgrund der fehlenden Körperspannung der PMHS wurde deren Kopf durch einen Seilmechanismus in der Ausgangsposition gehalten. Wenige Millisekunden vor dem Beschleunigungspuls wurde dieser magnetische Mechanismus gelöst. Während des Pulses wurde der Nackenbereich mit Hilfe einer Kombination aus High Speed Kamera (1000 Bilder pro Sekunde) und Röntgentechnik erfasst. Somit konnten 13 Röntgenvideos, die als Basis für diese Studie dienen, aus den Versuchen gewonnen werden.

Für die Versuche standen insgesamt vier PMHS zur Verfügung mit denen jeweils zwei Frontal- und zwei Heckkollisionstests durchgeführt wurden. Die verwendeten PMHS entsprachen etwa dem 50% männlichen bzw. dem 50% weiblichen Dummy. Allgemeine Angaben der verwendeten PMHS sind in Tabelle 1 ersichtlich.

Tabelle 1: allgemeine Daten der verwendeten PMHS

PMHS	1	2	3	4
Geschlecht	m	w	w	m
Gewicht (kg)	83	67	60	83
Körpergröße (cm)	178	160	158	171
Geburtsjahr	1939	1938	1925	1916

Für die bessere Orientierung in den Röntgenvideos wurden Schrauben als Anhaltspunkte in oder zwischen die Halswirbel eingesetzt. Dabei wurde darauf geachtet, dass Verletzungen der Weichteile möglichst gering gehalten werden. Diese Instrumentierung der PMHS setzte im Vergleich zu anderen Studien relativ kleine chirurgische Eingriffe voraus. Abbildung 21 zeigt eine in die HWS eingesetzte Schraube, Abbildung 22 zeigt einen Screenshot aus einem Röntgenvideo, in dem die Schrauben sehr deutlich zu erkennen sind.

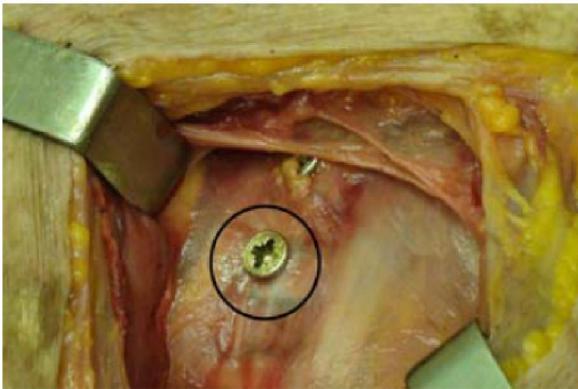
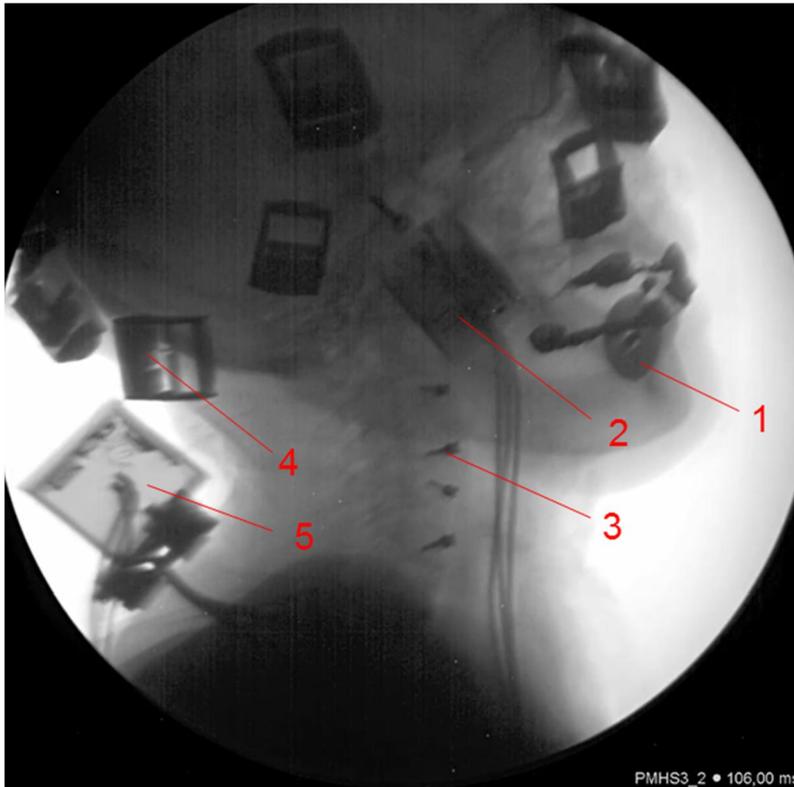


Abbildung 21: Eine in die HWS eingesetzte Schraube zur Kontrasterhöhung der Röntgenvideos (Gutsche, et al., 2014)



Abbildung 22: Schrauben als Orientierungshilfe in Röntgenvideo

Neben dieser Instrumentierung wurden an den PMHS eine Unterlegscheibe sowie drei Dreiachsbeschleunigungssensoren angebracht. Die Unterlegscheibe mit bekanntem Durchmesser zur Ermittlung eines Maßstabs bei der Umrechnung von Pixel in Millimeter im Zuge der späteren Auswertungen. Die drei Dreiachsbeschleunigungssensoren wurden an Kopf, Brustbein und dem ersten Wirbel der Brustwirbelsäule, T1, angebracht. Sie sind jedoch für die Analyse der Kinematik der HWS im Rahmen dieser Arbeit nicht relevant. Abbildung 23 zeigt exemplarisch anhand des Ausschnitts eines Röntgenvideos die Elemente, mit denen die PMHS ausgestattet wurden, wobei der sich Beschleunigungssensor am Brustbein außerhalb des Bildbereichs befindet.



- 1 Unterlegscheibe mit bek. Durchmesser
- 2 Beschleunigungssensor Kopf
- 3 Schraube zur Orientierungshilfe
- 4 Gurtschnalle für Kopfbedeckung
- 5 Beschleunigungssensor T1

Abbildung 23: An den PMHS angebrachte Elemente

## 4.2 TARGETTRACKING

Das Targettracking ist die Schnittstelle zwischen qualitativer und quantitativer Beurteilung der Kinematik der HWS. Eine sorgfältige Durchführung dieses Vorgangs hat einen maßgeblichen Einfluss auf die Auswertungen und ist Grundvoraussetzung für aussagekräftige Ergebnisse. Beim Targettracking werden definierte Punkte zeitlich verfolgt und deren Koordinaten (x, y) ausgegeben. Diese beziehen sich auf den Ursprung eines Koordinatensystems, der sich in der linken unteren Ecke der Röntgenvideos befindet. Abbildung 24 zeigt den Screenshot eines Röntgenvideos.

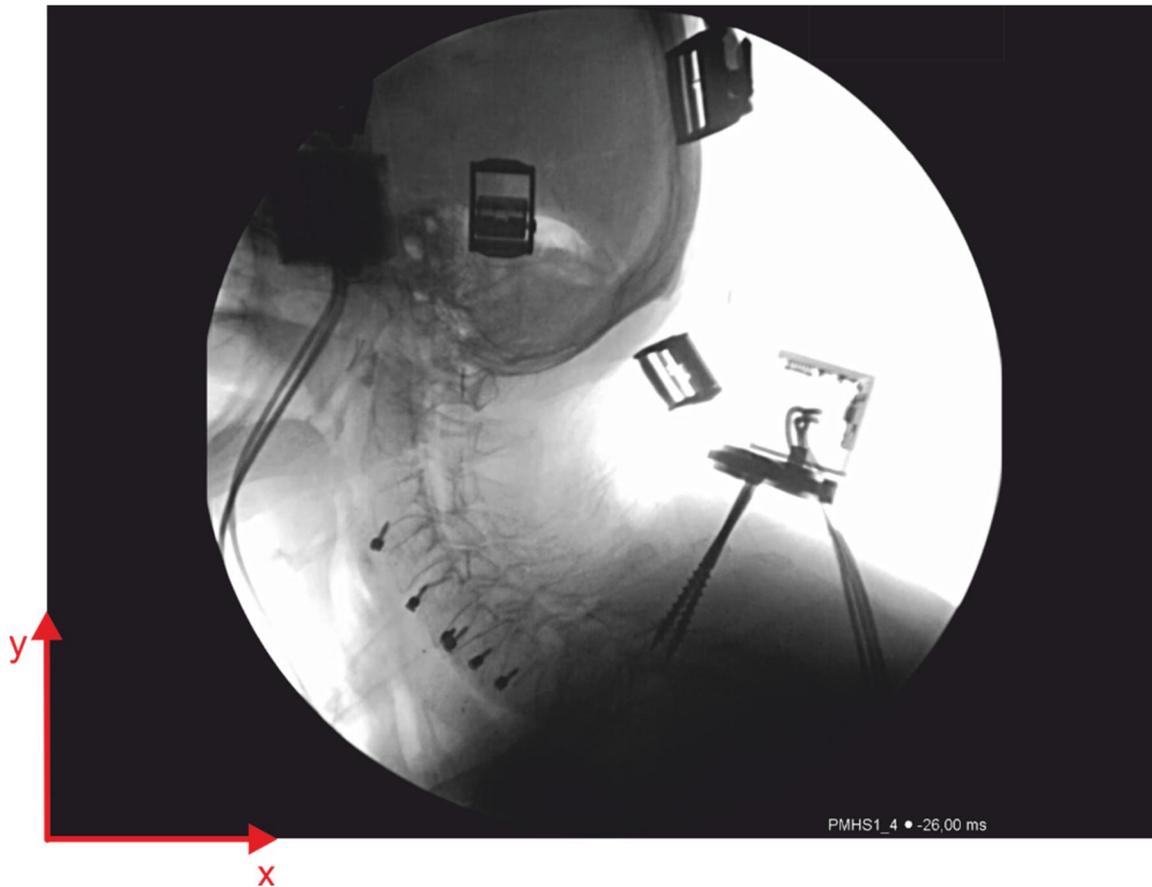


Abbildung 24: Screenshot eines Röntgenvideos mit eingezeichnetem Koordinatensystem

Um die späteren Auswertungen einheitlich und rasch durchführen zu können war es vorab notwendig zu definieren, welche Punkte erfasst und zeitlich verfolgt werden sollen. Um in weiterer Folge eine regelmäßige Vorgehensweise der Punktverfolgung sicherzustellen, wurde das in Abbildung 25 dargestellte Schema erarbeitet. Zur deutlicheren Darstellung wurden die Konturen der einzelnen Halswirbel nachgezogen.

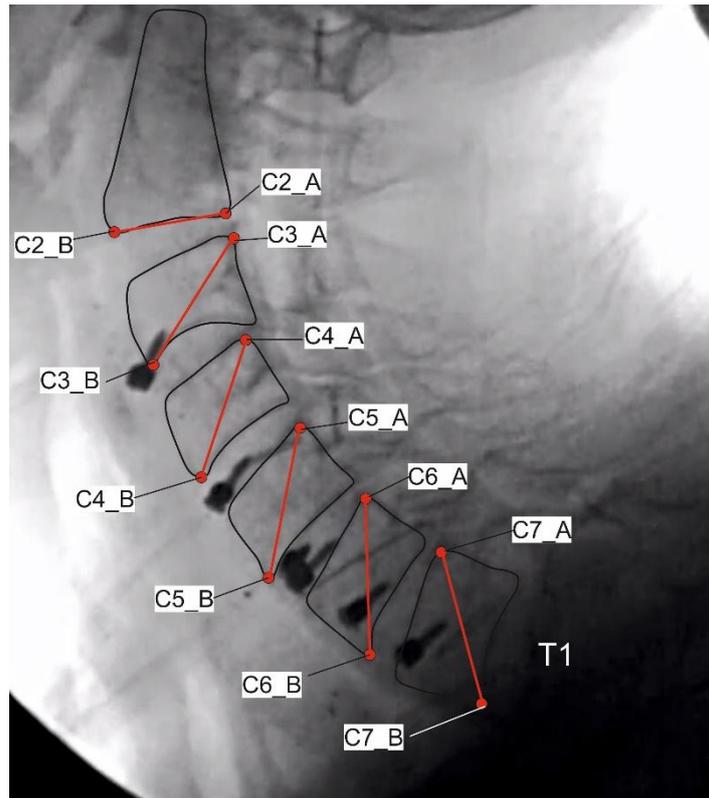


Abbildung 25: Schema der für das Targettracking definierten Punkte

Die Wahl der zu verfolgenden Punkte fiel auf die Eckpunkte der einzelnen Wirbelkörper, da diese in den Videos als markante Stellen am deutlichsten zu erkennen waren. Je Halswirbelkörper (C3-C7) wurden daraufhin zwei diagonal gegenüberliegende Eckpunkte zeitlich verfolgt. Bei C2 wurden die beiden kaudalen Eckpunkte definiert, da nur diese als ausreichend markant erschienen, um sie beim Targettracking eindeutig zu erfassen. Zwei Punkte wurden je Wirbelkörper deshalb definiert, um Vektoren bilden und Winkel berechnen zu können, diagonal gegenüberliegende Punkte deshalb, um einen möglichst großen Teil der Wirbelkörper abzudecken. Die Benennung der einzelnen Punkte erfolgte ebenfalls unter Einhaltung einer strikten Regel. Während die auf den Hals bezogenen posterior gelegenen Punkte jeweils mit dem Buchstaben A (C2\_A bis C7\_A) bezeichnet wurden, wurden die anterior gelegenen Punkte mit dem Buchstaben B (C2\_B bis C7\_B) bezeichnet. Somit ergaben sich je Versuch theoretisch 12 Punkte, deren Koordinaten ermittelt wurden<sup>12</sup>.

Zur Durchführung des Targettrackings stand die gleichnamige Software *TargetTracking* (DSD Dr. Steffan Datentechnik, 1998) zur Verfügung. Diese ist

<sup>12</sup> Es konnten tatsächlich nicht immer alle Punkte erfasst werden. Siehe Kapitel 7 Einschränkungen der Arbeit.

imstande, Targets zu erkennen und selbstständig zu verfolgen. Da in den Videos jedoch keine Targets existierten, war weder eine Erkennung noch eine selbstständige Verfolgung möglich, sodass das Setzen der definierten Punkte bildweise manuell erfolgen musste. Die Punkte wurden über jene Zeitspanne verfolgt, in der sie sich im Bildbereich befanden. Ergebnis des Targettrackings waren schließlich jedem Zeitpunkt (ms) zugehörige Koordinaten der verfolgten Punkte in der Einheit Pixel. Die Koordinaten beziehen sich auf das globale Koordinatensystem, dessen Ursprung sich in der linken unteren Ecke des Bildbereichs befindet. Um das Ergebnis grafisch abzubilden und dadurch plausibilisieren zu können, wurden die Koordinaten in einem x- y- Diagramm dargestellt. Diagramm 1 zeigt, wie die aus den Koordinaten resultierende Kurve am Beispiel des Halswirbelpunktes C3\_A bei einem Frontalkollisionsversuch aussieht.

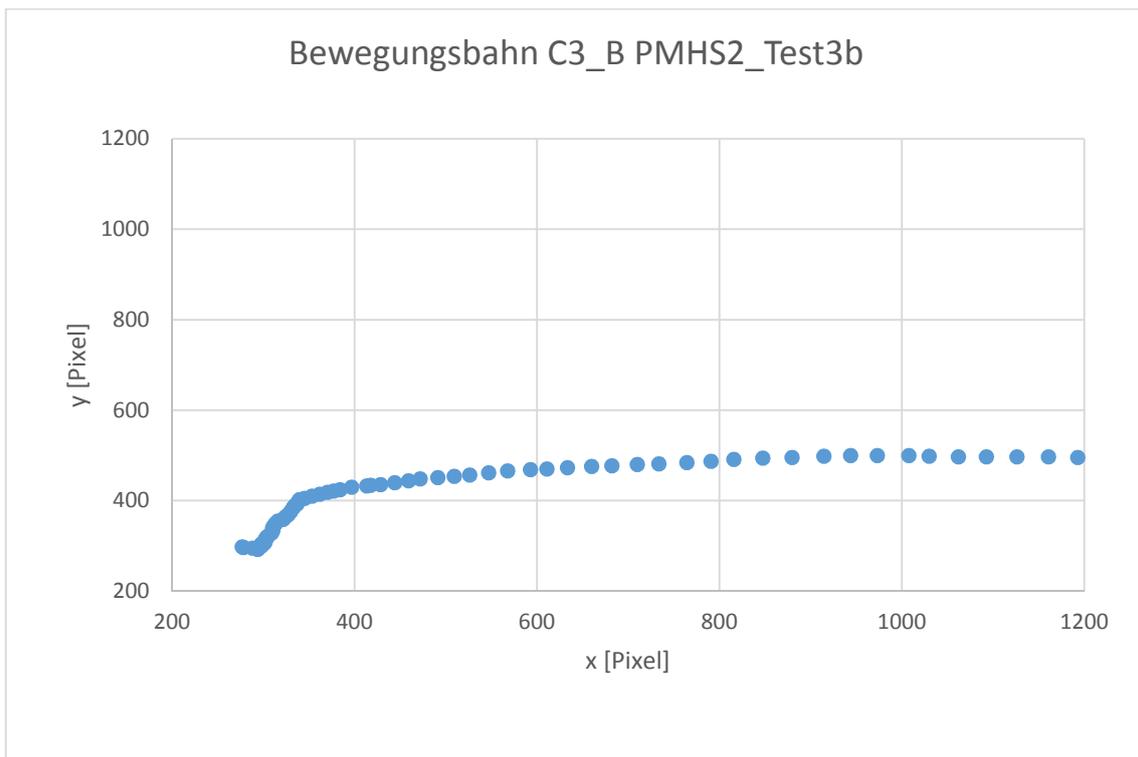


Diagramm 1: Bewegungsbahn des Punktes C2\_A (PMHS2\_Test1) im globalen x- y- Koordinatensystem

Der hakenförmige Verlauf des Graphen am linken Ende entspricht einer leichten Flexion durch das Loslassen des Kopfes aus der Ausgangsposition zu Beginn des

Versuchs. Danach erfolgt der Puls, zu erkennen an der Steigung der Kurve, welche eine nach oben gerichtete Bewegung der Halswirbelsäule darstellt. An den horizontal wachsenden Abständen zwischen den einzelnen Punkten ist die zunehmende Geschwindigkeit des verfolgten Punktes zu erkennen.

Größere Abweichungen einzelner Punkte von der in Diagramm 1 dargestellten Kurve konnten mit dieser Methode sehr gut identifiziert und anschließend im Targettracking korrigiert werden. Auf diese Weise entstand ein iteratives Verfahren, das schrittweise eine nahezu glatte Bewegungsbahn generierte.

Um die Fehlergröße des Targettrackings abschätzen zu können, wurden beliebige Punkte jeweils dreimal, unabhängig voneinander, verfolgt und anschließend deren Bewegungsbahnen verglichen. Dabei konnte festgestellt werden, dass bei Videos mit sehr guter Bildqualität kaum Abweichungen der Kurven zu erkennen sind. Bei Videos mit schlechterer Bildqualität hingegen lagen drei deutlich voneinander abweichende Kurven vor. Um die Abweichung durch Zahlenwerte auszudrücken, wurde die mittlere Abweichung bezogen auf die ursprünglichen Koordinaten berechnet. Das Ergebnis ist in Tabelle 2 ersichtlich.

Tabelle 2: Mittlere Abweichung bei dreifacher Durchführung des Targettrackings

Wirbelpunkt	Bildqualität	dx [px]	dy [px]	dx [mm]	dy [mm]
PMHS1_Test_1a_C4_B	gut	-4.99	0.10	-1.00	0.02
PMHS1_Test4_C2_A	schlecht	-12.86	4.09	-2.89	0.92

Da nicht beurteilt werden konnte, welche der drei unabhängig voneinander ausgewerteten Kurven dem tatsächlichen Bewegungsverlauf entspricht, wurde eine erweiterte Methode des Targettrackings entwickelt, die zu einer Reduktion des Fehlers führte. Beide Punkte eines Halswirbels wurden zeitgleich verfolgt und die Länge derer Verbindungslinie während dem gesamten Versuchsablauf dargestellt. Die Kontrolle der Länge dieser Wirbeldiagonale, die sich naturgemäß nicht ändert stellte eine gute Möglichkeit dar, falsch gesetzte Punkte zu identifizieren und anschließend zu korrigieren. Diagramm 2 zeigt einen zeitlichen Verlauf (blau) der Längenänderung der Wirbeldiagonalen. Im besten Fall wäre der Verlauf mit der Länge bei  $t_0$  (orange) deckungsgleich.

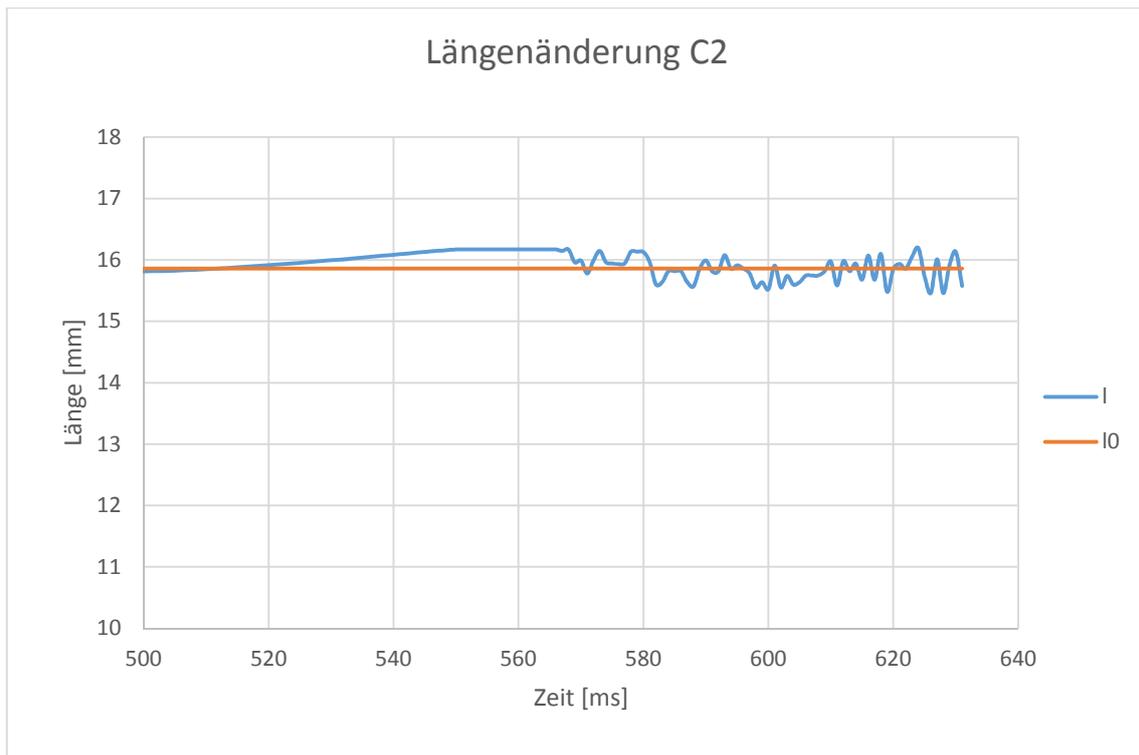


Diagramm 2: Längenänderung der Wirbelkante am Beispiel C2

Durch diese Methode konnte bei Videos mit sehr guter Bildqualität eine Abweichung von der ursprünglichen Länge von maximal 0,5 mm und bei Videos mit mittlerer Qualität zumindest eine Abweichung unter 1 mm erreicht werden.

Als weitere Möglichkeit zur Plausibilisierung der ermittelten Koordinaten wurde das Zusammenwirken aller Punkte eines Versuchs als vereinfachtes Punkt-Linien-Modell der HWS dargestellt. Die Mittelpunkte der Wirbeldiagonalen, stellvertretend für die Halswirbelkörper, wurden mit Linien miteinander verknüpft. Somit lässt sich in etwa die Kontur der HWS zu jedem Zeitpunkt darstellen. Abbildung 26 veranschaulicht das Prinzip.

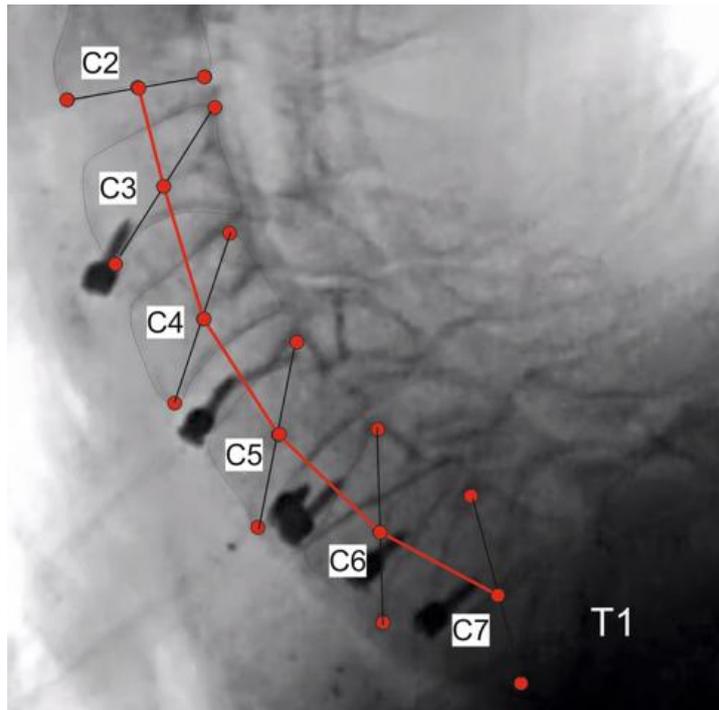


Abbildung 26: HWS als vereinfachtes Punkt-Linien-Modell dargestellt

Die Darstellung aller erfassten Zeitpunkte in einem Diagramm entspricht der Verformung der HWS während des Crash-Pulses. Diagramm 3 stellt die Bewegung der HWS am Beispiel eines Frontalkollisionsversuchs dar.

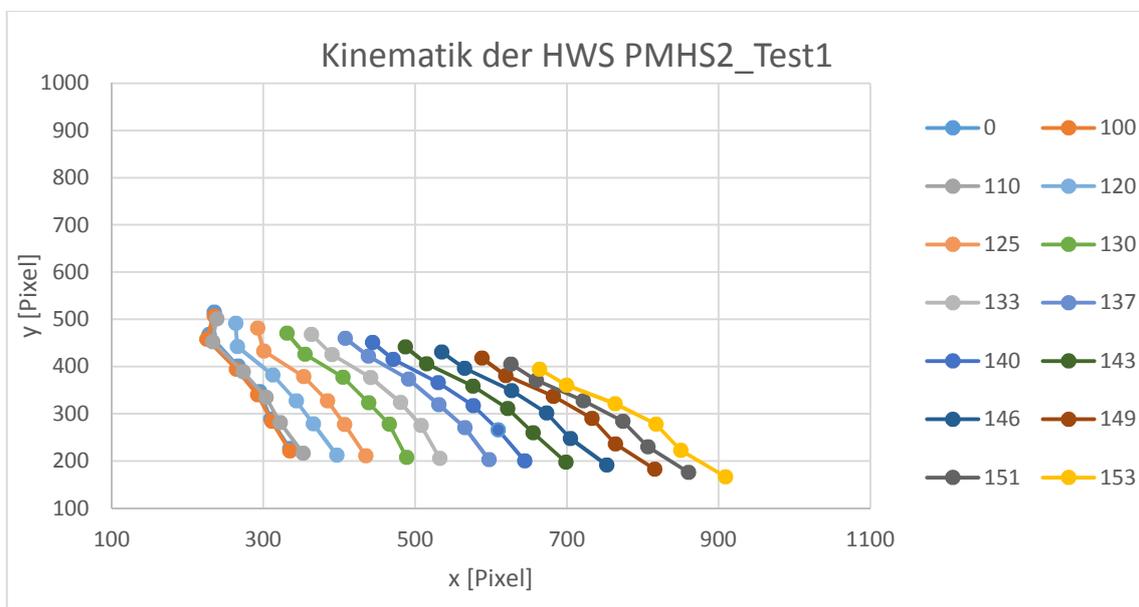


Diagramm 3: HWS als vereinfachtes Punkt-Linien-Modell

Mit diesen Methoden wurden aus den zur Verfügung stehenden Videos die Koordinaten der definierten Wirbeleckpunkte ermittelt. Unterschiedliche

Videoqualitäten führten dabei zu unterschiedlich großen Fehlern in der Auswertung, welche in Kapitel 7. Einschränkungen der Arbeit, erläutert werden. Tabelle 3 dient der Übersicht, welche Punkte verfolgt werden und welche aus verschiedenen Gründen nicht ausgewertet werden konnten (Bildausschnitt, Videoqualität, Bewegungsunschärfe, Verdeckungen und Überschneidungen, etc.). Weiters zeigt sie die Benennung der einzelnen Versuche je PMHS sowie den dabei nachgebildeten Kollisionstyp.

Tabelle 3: Versuchsmatrix: Übersicht der Kollisionsart einzelner Versuche, Übersicht der verfolgten Wirbelpunkte,

	Test #	Typ	C2_A	C2_B	C3_A	C3_B	C4_A	C4_B	C5_A	C5_B	C6_A	C6_B	C7_A	C7B
PMHS 1	Test 1a	r												
	Test 1b	r												
	Test 2	r												
	Test 3	f												
	Test 4	f												
PMHS 2	Test 1	f												
	Test 2	f												
	Test 3b	r												
	Test 4	r												
PMHS 3	Test 1	r												
	Test 2	r												
	Test 3	f												
	Test 4	f												
PMHS 4	Test 1	f												

 Punkt ab t0 vollständig erfasst  
 Punkt unvollständig erfasst  
 Punkt nicht erfasst

r (rear) Heckkollision  
 f (front) Frontalkollision

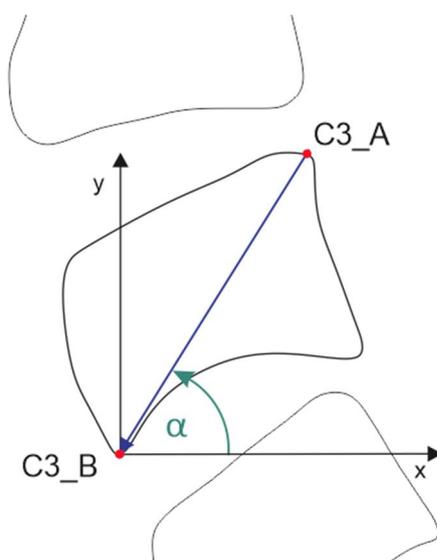
Mit dieser Auswertung wurde eine Datenbasis geschaffen, mit der eine Vielzahl an Auswertungen, auch über den Rahmen dieser Arbeit hinausgehend, durchgeführt werden konnten. Die im Rahmen der Diplomarbeit durchgeführten Auswertungen werden in Kapitel 5. Auswertungen näher behandelt.

## 5. AUSWERTUNGEN

Im vorliegenden Kapitel werden die Methoden der im Rahmen der Arbeit durchgeführten Auswertungen beschrieben. Anhand eines stellvertretenden Beispiels, dem Frontalversuch PMHS1\_Test3, werden die Ergebnisse je Auswertung in Form von Diagrammen gezeigt. Zur deutlicheren Visualisierung der Ergebnisse wurden die Kurven geglättet. Alle Diagramme der übrigen Versuche befinden sich im Anhang.

### 5.1 WINKELÄNDERUNG DER HALSWIRBEL

Der erste Teil der kinematischen Analyse der HWS umfasst die Berechnung der Winkeländerung der einzelnen Halswirbel während ihrer Nickbewegung. Die Berechnung erfolgte durch Bildung von Vektoren zwischen den verfolgten Punkten, entsprechend den Diagonalen der einzelnen Halswirbelkörper. In Abbildung 27 ist das der Berechnung zugrunde liegende Schema am Beispiel des Wirbelkörpers C3 dargestellt. Aus den Punkten C3\_A und C3\_B wird der Vektor der Diagonale gebildet und der Winkel  $\alpha$  nach Gleichung 9 berechnet.



$$\alpha = \text{ARCTAN} \left( \frac{dy}{dx} \right) * \frac{180}{\pi} \quad [^\circ]$$

Gleichung 9: Berechnung des Winkels  $\alpha$

$$\Delta\alpha = \alpha - \alpha_0$$

Gleichung 10: Berechnung der Winkeländerung  $\Delta\alpha$

Abbildung 27: Schema der Berechnung der Winkeländerung der Halswirbel

Referenziert man die erhaltenen Werte gemäß Gleichung 10 auf den Startwert zum Zeitpunkt Null,  $t_0$ , so ergibt sich die zeitliche Winkeländerung über die vollständige Dauer des Videos. Bezogen auf den Winkel zum Zeitpunkt des einsetzenden Impulses, erhält man die reine, durch den Stoß bedingte, Änderung des Winkels, ohne der durch das Loslassen des Kopfes verursachten Nickbewegung zu Beginn. Diagramm 4 zeigt das Ergebnis dieser Auswertung, durchgeführt am Beispielversuch PMHS1, Test3.

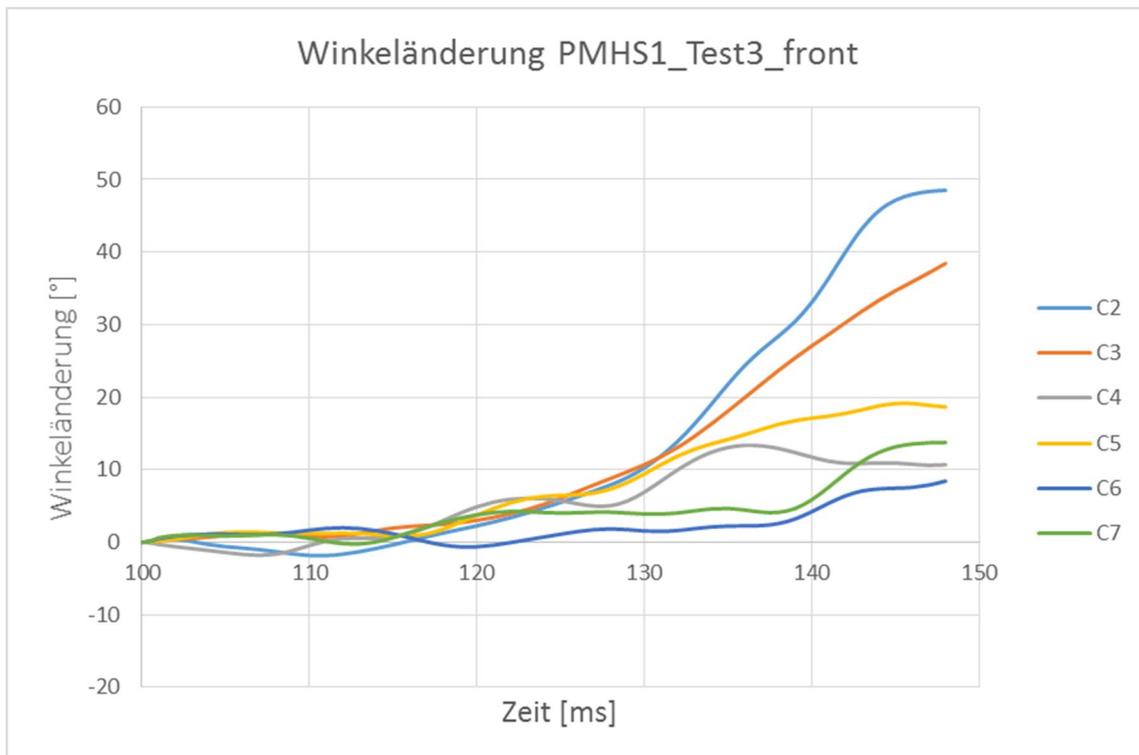


Diagramm 4: Darstellung der zeitlichen Winkeländerung eines Frontalversuchs

Da der Puls in diesem Fall beim Zeitpunkt von  $t = 100$  ms einsetzte, wurde der Wert des Winkels zu diesem Zeitpunkt als Startwert definiert. Um die Werte der Halswirbel untereinander besser vergleichen zu können, wurde das Diagramm über jenen Zeitraum dargestellt, in dem sich alle Halswirbel im Bildbereich befinden. Neben der Darstellung der Winkeländerungen aller Halswirbel je PMHS sind Vergleiche der Werte zwischen den einzelnen Versuchen möglich. So zeigt Diagramm 5 exemplarisch den Vergleich der Rotation des Halswirbels C3, bei allen Frontalversuchen.

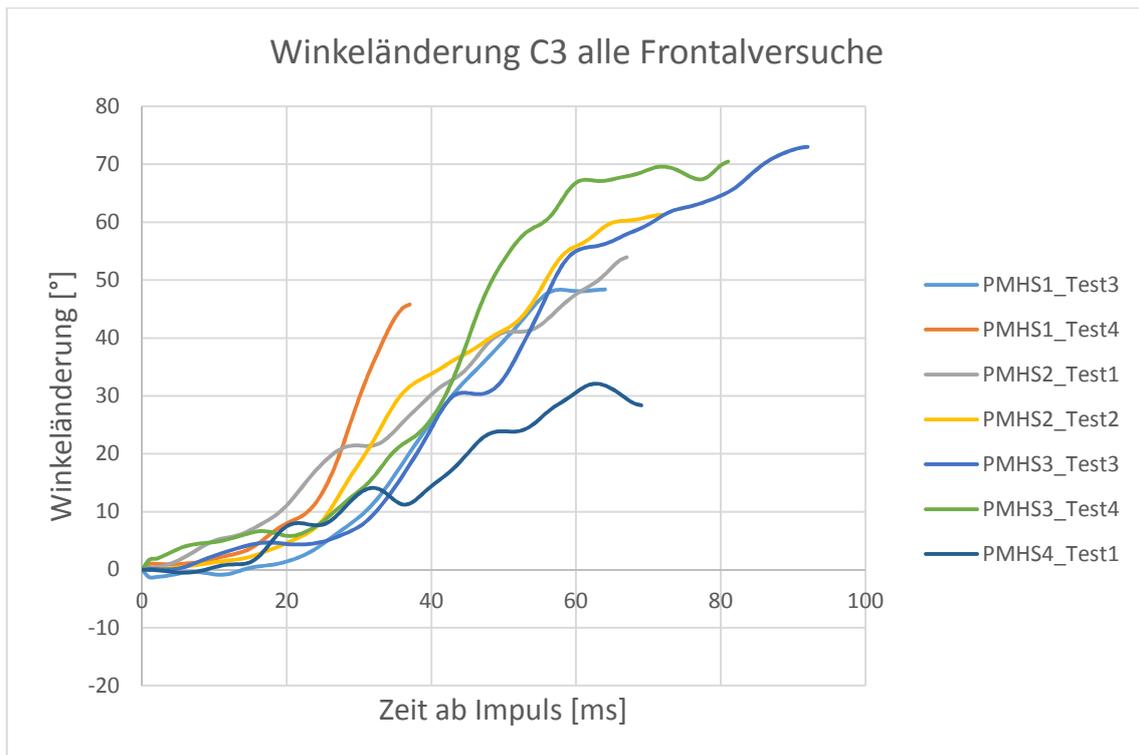


Diagramm 5: Vergleich aller bei Frontalversuchen erfassten Halswirbel C3

## 5.2 WINKELÄNDERUNG ANGRENZENDER WIRBEL

Zur Analyse intervertebraler Vorgänge wurde als erster Schritt die Änderung des Winkels zwischen angrenzenden Halswirbeln berechnet. Die Berechnung erfolgte durch Bildung des Differenzwinkels  $\varepsilon$  der Wirbeldiagonalen beider angrenzenden Wirbelkörper, wie in Abbildung 28 dargestellt. Referenzieren der erhaltenen Werte auf den Wert bei  $t = 0$  ergibt die Winkeländerung des betrachteten Wirbelpaares über die gesamte Versuchsdauer. Referenziert auf den Zeitpunkt des einsetzenden Pulses ergibt sich die rein stoßbedingte zeitliche Änderung des Differenzwinkels.

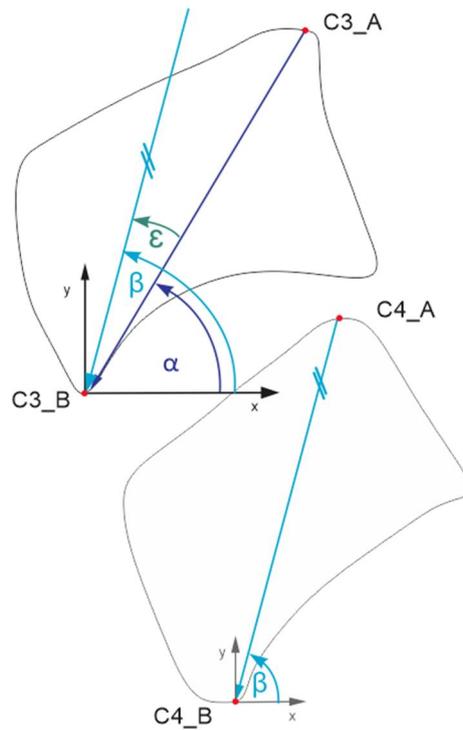


Abbildung 28: Schema der Berechnung der Winkeländerung von Halswirbelpaaren

Diagramm 6 zeigt eine ausgeführte Auswertung des zeitlichen Verlaufs der Differenzwinkel am Beispiel des Frontalversuchs PMHS1\_Test3.

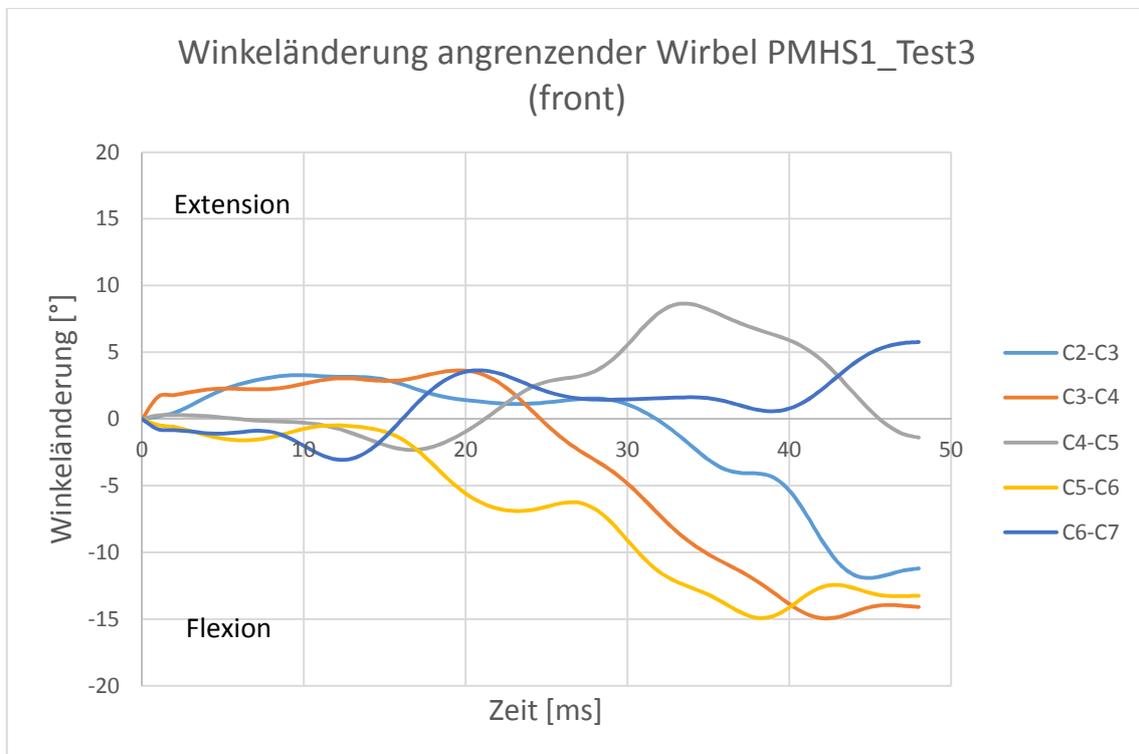


Diagramm 6: Winkeländerung angrenzender Halswirbel

Positive Werte der Winkeländerung entsprechen einer lokalen Extension, während Werte im negativen Bereich eine Flexion des Wirbelpaares bedeuten.

### 5.3 SCHERUNG ZWISCHEN ANGRENZENDEN WIRBELKÖRPERN

Da eine Scherbewegung angrenzender Wirbelkörper einen möglichen Verletzungsmechanismus von HWS-Distorsion darstellt, wird auch diese im Rahmen dieser Arbeit untersucht. Zur Darstellung der Relativbewegung wurden vereinfacht angrenzende Kanten der Wirbelkörper, in Abbildung 29 rot markiert, betrachtet.

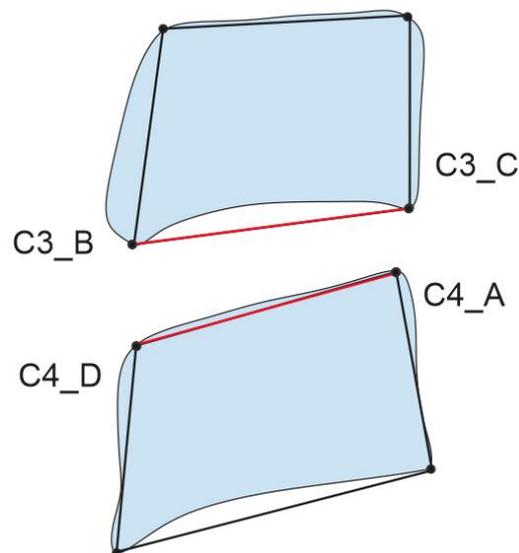


Abbildung 29: Wirbelpaar, Halswirbel jeweils vereinfacht als Viereck dargestellt

Da beim Targettracking ausschließlich die Punkte A und B je Wirbelkörper erfasst wurden, mussten die zur Darstellung der gesamten Wirbelkörperkontur benötigten Punkte, benannt C und D, erst bestimmt werden. Mit Hilfe der Targettracking Software wurden die beiden fehlenden Punkte zum Zeitpunkt  $t = 0$  erfasst und die Lagebeziehungen zu den beiden bereits bekannten Punkten bestimmt. Somit konnten die Punkte C und D für jeden weiteren Zeitschritt in Abhängigkeit der bereits vorhandenen, verfolgten Punkte, berechnet werden. Zur Überprüfung der Plausibilität der zusätzlich gewonnenen Koordinaten wurde das Zusammenwirken aller Koordinaten in einem x- y- Diagramm dargestellt. Diagramm 7 zeigt die somit für jeden Zeitschritt erhaltenen Wirbelkonturen des Frontalversuchs PMHS1\_Test3.

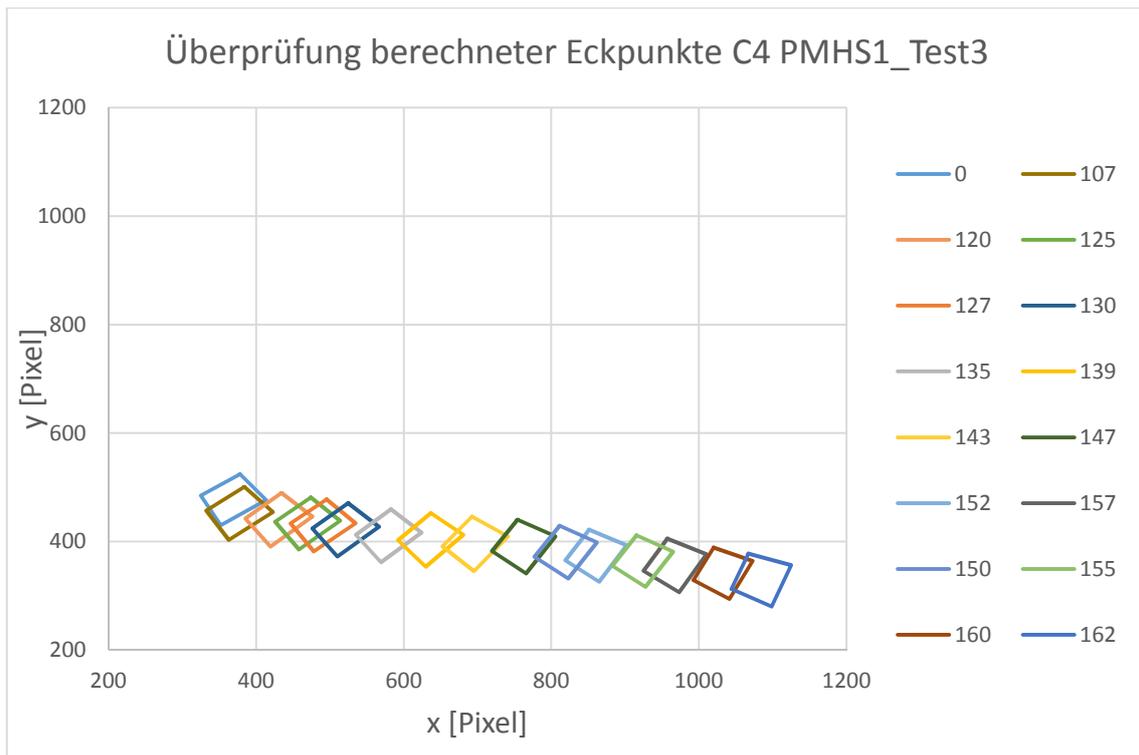


Diagramm 7: Darstellung der Wirbelkontur für ausgewählte Zeitpunkte

Etwaige Fehler beim Targettracking beeinflussten die neuen Koordinaten durch deren direkte Abhängigkeit. Eine Methode, diesen Einfluss möglichst auszugleichen, war die Gewichtung der Längenbeziehungen mit einem Faktor, welcher dem Verhältnis zwischen zeitlicher Längenänderung und der Ursprungslänge der Wirbeldiagonalen entspricht. Die Änderung der Kontur der Wirbelkörper konnte dadurch minimiert werden, wie in Diagramm 7 ersichtlich ist.

Mit Hilfe der bekannten Koordinaten aller Wirbeleckpunkte war es schließlich möglich, das Verhalten angrenzender Wirbelkanten zu analysieren. Zur Aufspaltung der Bewegung eines Wirbelpaares in deren Anteile, Scherung und Stauchung, war ein mitbewegtes Koordinatensystem nötig. Somit wurde ein auf dem kranial gelegenen Wirbelkörper mitbewegtes kartesisches/orthogonales Koordinatensystem ( $x'$ ,  $y'$  in Abbildung 30 dargestellt), dessen  $x'$ -Achse parallel der unteren Wirbelkante ist, eingeführt und alle Koordinaten durch Koordinatentransformation in dieses übergeführt. In einem weiteren Schritt wurden aus den anterior bzw. posterior gelegenen Punkten Vektoren gebildet (in Abbildung 30 rot dargestellt) und deren

Veränderung zeitlich erfasst. In Abbildung 30 wird die Vorgehensweise zur Analyse der intervertebralen Vorgänge grafisch erläutert.

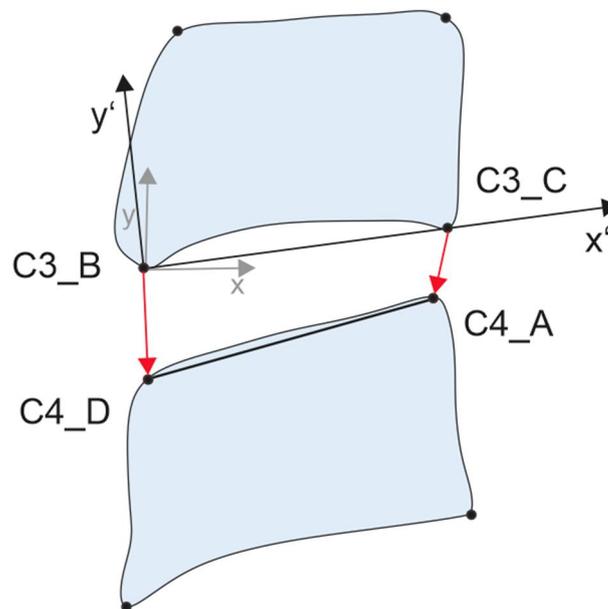


Abbildung 30: Grundprinzip der intervertebralen Analyse

Die Achsen  $x'$  und  $y'$  bezeichnen die des mit der Kante C3\_B- C3\_C mitbewegten Koordinatensystems. Das grau eingefärbte Koordinatensystem entspricht dem ursprünglichen, globalen Koordinatensystem. Die roten Vektoren verbinden jeweils die anterior (C3\_B, C4\_D) und die posterior (C3\_C, C4\_A) gelegenen Wirbelpunkte, ausgehend vom kranial gelegenen Wirbel (C3 in Abbildung 30). Die zeitliche Änderung der  $x'$ -Komponenten dieser beiden Vektoren entspricht dem Scheranteil der Bewegung. Aus den zwei berechneten Werten der  $x'$ -Komponenten, deren Verlauf zeitlich dargestellt zwei annähernd parallele Kurven aufweist, wurde der Mittelwert als Wert für die Scherung herangezogen. Diagramm 8 zeigt exemplarisch anhand eines Heckaufprallversuchs die zeitlichen Verläufe der  $x'$ -Komponenten (blau bzw. orange) sowie deren gemittelten Wert (grün).

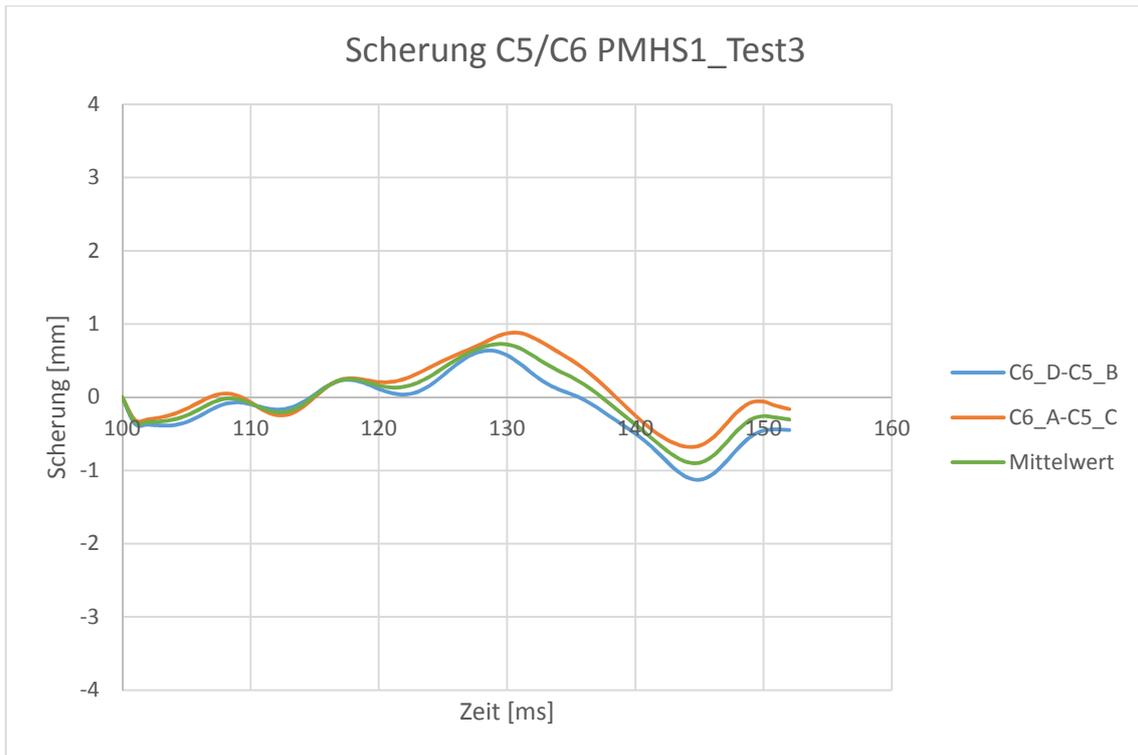


Diagramm 8: Verläufe der x- Komponenten und deren Mittelwert

## 6. ERGEBNISSE

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse der durchgeführten Auswertungen, unterschieden in Frontal- und Heckversuche, zusammenfassend wiedergegeben, diskutiert und wenn möglich, mit Ergebnissen aus anderen Studien verglichen. Auf die im Anhang befindlichen, zugehörigen Diagramme wird verwiesen.

### 6.1 WINKELÄNDERUNG DER HALSWIRBEL

Die Gegenüberstellung der jeweiligen Halswirbel C2 bis C7 aller Versuche in einem Diagramm soll Aufschluss darüber geben, ob bei den verschiedenen Tests bzw. den verschiedenen PMHS Wertebereiche definiert und gemeinsame Charakteristiken festgestellt werden können.

#### **Frontalversuche**

Bei Betrachtung der Diagramme der Frontalversuche ist deutlich erkennbar, dass die Änderung des Winkels der Halswirbel bezogen auf das globale Koordinatensystem durchschnittlich gesehen in kaudal zunehmender Lage abnehmen. Weiters ist festzuhalten, dass der Wertebereich der Winkeländerung für kranial gelegene Wirbelkörper schmaler ist und weniger vom Durchschnitt abweicht als der Wertebereich kaudaler gelegener Wirbelkörper. Die aus den Diagrammen abgelesenen Wertebereiche der dabei auftretenden Maxima sowie der berechnete maximale Durchschnittswert der einzelnen Halswirbel sind in Tabelle 4 gegenübergestellt. Die Anzahl der Versuche gibt wieder, bei wie vielen Versuchen die Koordinaten des jeweiligen Halswirbels erfasst werden konnten.

Tabelle 4: Maximalwerte der Winkeländerung der HW C2-C7 bei Frontkollisionen

Halswirbel	C2	C3	C4	C5	C6	C7
Wertebereich [°]	50- 80	30- 70	18- 58	20- 50	10- 45	-5- 25
max. Wert (durchschnittl.) [°]	74.8	73.0	60.5	45.9	47.3	26.4
Anzahl verfügbarer Versuche	7	7	7	7*	6*	5*

\* Wirbel teilweise erst später im Bildbereich

Ein Vergleich der Werte unterschiedlicher Tests mit PMHS2 zeigt, dass die erhaltenen Kurven nahezu ident sind. Bei PMHS3 ist dies für die Halswirbel C2-C4 der Fall. PMHS1 zeigt bei beiden Frontaltests ein unterschiedliches Verhalten. Sowohl die Charakteristik der Kurve als auch die maximalen Werte der Winkeländerung weichen deutlich voneinander ab. Lediglich die Kurven von C6 korrelieren. C7 weist beim vierten Versuch als einziger Halswirbel sogar eine entgegengesetzte Drehrichtung auf. Die Diagramme, welche die Ergebnisse darstellen, befinden sich im Anhang ab Seite 71 (Diagramm 9 - Diagramm 14).

## Heckversuche

Bei den Heckkollisionen sind für alle Halswirbel niedrigere Maximalwerte der Winkeländerung als bei den Frontalkollisionen zu verzeichnen. Ein möglicher Grund dafür könnte die Kopfstütze sein, welche die Extensionsbewegung des Kopfes begrenzt. Eine mit der Lage der Halswirbel zusammenhängende Reihenfolge der Maximalwerte wie es bei Frontalkollisionen der Fall ist, ist auch bei den Heckkollisionen zu erkennen. Die Werte der Winkeländerung nehmen mit kaudaler Lage der Halswirbel zu, erreichen bei C5 durchschnittlich betrachtet die maximalen Werte und nehmen danach wieder ab. Tabelle 5 gibt einen Überblick über die aus den Diagrammen abgelesenen Wertebereiche sowie den errechneten durchschnittlichen Maximalwert der einzelnen Halswirbel.

Tabelle 5: Maximalwerte der Winkeländerung der HW C2-C7 bei Heckkollisionen

Halswirbel	C2	C3	C4	C5	C6	C7**
Wertebereich [°]	20- 55	30- 45	35- 45	18- 45	10- 45	15- 18
max. Wert (durchschnittl.) [°]	37.1	37.1	48.3	60.963	47.2	13.3
Anzahl verfügb. Versuche	6	6	5	5	5*	2*

\* Wirbel teilweise erst später im Bildbereich

Dabei sei zu erwähnen, dass sich C7 bei keinem und C6 nur bei einem der Versuche ab Beginn im Bildbereich befindet und somit der Startwert nicht zur Verfügung steht. Ein Vergleich der Werte mit denen kranial liegender Halswirbel ist daher nicht realisierbar. Im Gegensatz zu den Frontalkollisionen weichen die Charakteristiken der Kurven von Tests mit gleichen PMHS deutlich voneinander ab. Lediglich bei den Wirbel C3 bis C5 der Tests mit PMHS2 bzw. PMHS3 sind Ähnlichkeiten zu erkennen. Die Kurven von PMHS1 bei Test 1a weichen in den meisten Diagrammen deutlich von den übrigen Tests ab. Dies lässt sich möglicherweise in der weit nach vorne gebeugten Kopfhaltung als Ausgangsposition von PMHS1 begründen.

Durch die Differenzgeschwindigkeit von 17 km/h bei den Tests der Studie (Kang, et al., 2013) ist ein Vergleich mit den vorliegenden Werten möglich. Der Vergleich zeigt, dass die erhaltenen Werte für C2 bis C5 mit wenigen Ausnahmen mit denen der Studie gut korrelieren. Die zugehörigen Diagramme befinden sich im Anhang ab Seite 74 (Diagramm 15 - Diagramm 20).

## 6.2 WINKELÄNDERUNG ANGRENZENDER HALSWIRBEL

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Auswertung Winkeländerung zweier angrenzender Halswirbel behandelt. Ein Vergleich der Wirbelpaare untereinander bei allen Frontal- und Heckkollisionen soll Aufschluss darüber geben, ob zwischen Wirbelpaaren lokale Extension oder lokale Flexion auftritt.

### **Frontalversuche**

Bei der Gegenüberstellung aller Frontalversuche können zum großen Teil Gemeinsamkeiten über das Verhalten der jeweiligen Wirbelpaare festgestellt werden. Mit Ausnahme der Winkeländerung des Paares C4-C5 können für alle Versuche Tendenzen zu lokaler Flexion beobachtet werden. Auch wenn bei manchen Versuchen zuerst eine Extensionsbewegung stattfindet, ist letztendlich immer ein Übergang in eine Flexionsbewegung zu verzeichnen. Das Wirbelpaar C4-C5 verhält sich gegensätzlich, in dem es beim Großteil der Versuche zu einer lokalen Extension tendiert. Die Wertebereiche sind zum Teil breit gefächert. Tabelle 6 beinhaltet die

Maximalwerte von Flexion (negativ) und Extension (positiv) sowie die mittlere maximale Winkeländerung.

Tabelle 6: Winkeländerung der Halswirbelpaare C2-C3 bis C6-C7 aller Frontalversuche

Halswirbelpaar	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7
Wertebereich [°]	-15- 12	-18- 5	-8- 10	-20- 8	-21- 6
max. Wert (durchschnittl.) [°]	-5.5	-10.4	5.0	-9.8	-6.3
Anzahl verfügbaren Versuche	7	5	5	5	5

Aufgrund der unterschiedlichen zeitlichen Dauer in der die relevanten Wirbelkörper im Bildbereich der HS-Röntgen-Videos sichtbar sind, bezieht sich der maximale Mittelwert auf den Zeitbereich, in dem die Werte aller Versuche gleichzeitig vorhanden sind. Die Ober- und Untergrenzen der Wertebereiche werden meist durch den Versuch PMHS3\_Test3 definiert. Gründe hierfür könnten einerseits Eigenschaften dieses PMHS oder ein für hohe Genauigkeit qualitativ nicht ausreichendes Röntgenvideo sein. Bei diesem PMHS sind für die meisten Halswirbelpaare keine eindeutigen Tendenzen aufgrund deren abwechselnder Flexions- und Extensionsbewegungen zu erkennen. Besonders gegen Ende des erfassten Zeitbereichs konnten keine gemeinsamen Tendenzen des Verhaltens der Wirbelpaare festgestellt werden.

Die zugehörigen Diagramme dieser Auswertung befinden sich im Anhang ab 77 (Diagramm 21 - Diagramm 25).

### Heckversuche

Im Gegensatz zu den Frontalversuchen sind bei den Heckversuchen nur vereinzelt Gemeinsamkeiten des Verhaltens der Halswirbel bei den unterschiedlichen Versuchen zu erkennen. Die erhaltenen Werte wechseln häufig zwischen Extensions- und Flexionsbewegung, sodass keine einheitlichen Tendenzen gefunden werden konnten. Die Bandbreite in dem sich die Werte bewegen, ist abgesehen von C2-C3, etwas schmaler als der bei Frontalversuchen. Tabelle 7 gibt einen Überblick über die Wertebereiche. Ein negatives Vorzeichen bedeutet eine Extension, ein positives eine Flexion bezüglich der Ausgangsposition.

Tabelle 7: Winkeländerung der Halswirbelpaare C2-C3 bis C6-C7 aller Heckversuche

Halswirbelpaar	C2-C3	C3-C4	C4-C5	C5-C6	C6-C7
Wertebereich [°]	-8 - 31	-8- 10	-12- 13	-18- 7	-3- 7
max. Wert (durchschnittl.) [°]	10.7	2.4	-2.4	-7.0	5.3
Anzahl verfügbarer Versuche	5	5	5	5*	2*

\* Wirbel teilweise erst später im Bildbereich

Beim Vergleich der Charakteristik des Wirbelpaares C2-C3 sind stark voneinander abweichende Tendenzen zu erkennen. Während die Werte bei zwei Versuchen auf leichte Extension hindeuten, zeigen zwei weitere Versuche mit weiblichen PMHS eine starke Flexionsbewegung von bis zu 30°. Weiters existiert ein Versuch, der zuerst eine Flexion, später jedoch eine Extension zeigt. Bei dem Wirbelpaar C3-C4 bewegen sich drei von fünf Versuchen im Flexionsbereich. Bei C4-C5 wechseln die Werte zwischen den Bereichen. Das Wirbelpaar C5-C6 zeigt wie bereits C2-C3 ein sehr unterschiedliches Verhalten. Während drei Versuche zwischen den Bereichen pendeln bzw. leichte Tendenzen Richtung Flexion zeigen, weisen die beiden Versuche mit PMHS3 die, insgesamt betrachtet, höchsten Werte bei den Extensionsbewegungen auf. Dieses Verhalten von PMHS3 korreliert mit der Studie von (Yoganandan, et al., 2002), dass HWS-Distorsion aus einer starken lokalen Extension des Wirbelpaares C5-C6 resultieren könnte. Das Verhalten von Wirbelpaar C6-C7 ist aufgrund zweier Faktoren schwer zu quantifizieren. Einerseits existieren lediglich zwei Versuche, bei denen sich C7 im Bildbereich befindet, andererseits befinden sich sowohl C6 als auch C7 nicht ab Beginn im Bildbereich. Somit kann nur ein kurzer Teil des Zusammenwirkens dieses Wirbelpaares betrachtet werden.

Als Vergleich der erhaltenen Werte bietet sich aufgrund der nahezu identen Differenzgeschwindigkeit ein Test aus der Studie *Head and Cervical Spine Responses of Post Mortem Human Subjects in Moderate Speed Rear Impacts* (Kang, et al., 2014) an. Die Wertebereiche der Rotation von Wirbelpaaren dieser Studie fällt für alle Paare im Vergleich zu den vorliegenden Werten geringer aus. Jedes Wirbelpaar erfährt nach der Studie von (Kang, et al., 2014) eine Flexion. Bei den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit tendiert zumindest die Mehrzahl der Wirbelpaare zu einer Flexionsbewegung.

Die Diagramme, welche die Ergebnisse dieser Arbeit wiedergeben, befinden sich im Anhang ab Seite 79 (Diagramm 26 - Diagramm 30).

## 6.3 SCHERUNG VON WIRBELPAAREN

Nachfolgend werden die Ergebnisse der Auswertung Scherung von Wirbelpaaren, unterschieden in Frontal- und Heckkollisionstests, erläutert.

### Frontalversuche

Die Wertebereiche sowie die maximalen Durchschnittswerte der Verschiebungen der jeweiligen Halswirbelpaare sind in Tabelle 8 angeführt.

Tabelle 8: Scherung der Halswirbelpaare C2-C3 bis C6-C7 aller Frontalversuche

Halswirbelpaar	C2- C3	C3- C4	C4- C5	C5- C6	C6- C7
Wertebereich [mm]	-3.5- 3	-4- 3	-7- 2.5	-4.5- 1	-5- 1.5
max. Wert (durchschnittl.) mm]	-1.2	1.1	-1.9	-1.7	-1.4
Anzahl verfügb. Versuche	5	5	5	5	5

Positive Vorzeichen bedeuten eine Verschiebung nach posterior des kaudal gelegenen Wirbelkörpers des jeweiligen Wirbelpaares, negative Vorzeichen eine Verschiebung nach anterior. Die Vorzeichendefinition ist in Abbildung 31 dargestellt.

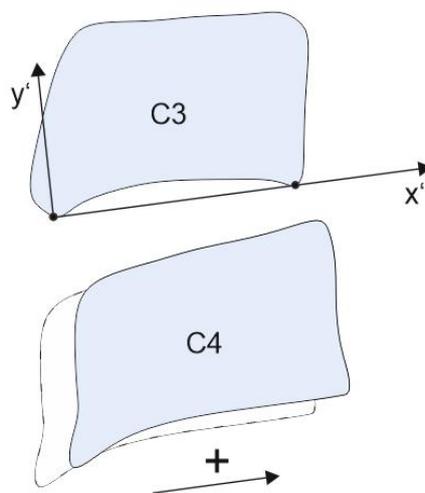


Abbildung 31: Vorzeichendefinition Scherung von Wirbelkörpern bei Frontalkollisionen

Der kaudal gelegene Wirbelkörper (C4 in Abbildung 31) verschiebt sich gegenüber dem kranial gelegenen (C3 in Abbildung 31) in Richtung posterior (positive x'-Richtung). Die ursprüngliche Lage von C4 ist weiß eingefärbt.

Die Grenzen der in Tabelle 8 präsentierten Wertebereiche stellen meist die Spitzenwerte von starken Abweichungen einzelner Versuche von den übrigen dar. Ebenso werden die berechneten Durchschnittswerte maßgeblich von einzelnen, hohen Spitzenwerten beeinflusst. Bei Betrachtung der Diagramme können jedoch Gemeinsamkeiten der einzelnen Halswirbelpaare festgestellt werden. Neben weniger Ausnahmen tendiert bei Betrachtung aller Versuche die Mehrheit der kaudal gelegenen Wirbel je Wirbelpaar zu einer Verschiebung nach anterior. Häufig ist zu Beginn eine Verschiebung in Richtung posterior zu verzeichnen, welche letztendlich in eine Verschiebung Richtung anterior übergeht. Wie bereits bei anderen Ergebnissen weist PMHS3 auch bei der Untersuchung der Scherung von Wirbelpaaren deutliche Abweichungen vom Durchschnitt der anderen Versuche auf. Den größten Wert insgesamt erreicht das Wirbelpaar C4-C5 des Versuchs PMHS2\_Test2. Dieser zeigt einen Maximalwert von – 7 mm. Ein Abgleich mit dem Röntgenvideo dieses Versuchs zeigt zwar einen starken, deutlich sichtbaren Knick der HWS zwischen C4 und C5, jedoch stellt dieser Wert eine sehr große Verschiebung dar und ist als nicht plausibel einzustufen. Die zu den Ergebnissen dieser Auswertung gehörigen Diagramme (Diagramm 31 - Diagramm 35) befinden sich im Anhang ab Seite 82.

## **Heckversuche**

Ähnlich wie bei den Frontalkollisionen, sind die erhaltenen Werte der Verschiebung der kaudal gelegenen Wirbelkörper bei Heckkollisionen aufgrund deren Höhe vereinzelt als nicht plausibel einzustufen. Ein Großteil der Kurven befindet sich meist in ähnlichen Wertebereichen und zeigt eine ähnliche Charakteristik, jedoch sind bei allen betrachteten Wirbelpaaren einzelne, stark abweichende Werte vom Durchschnitt zu verzeichnen. Besonders deutlich heben sich die Charakteristiken der Kurven von PMHS2 von den Kurven anderer PMHS ab. Die Wertebereiche von Heckversuchen entspricht etwa denen von Frontalversuchen. Tabelle 9 beinhaltet die Wertebereiche sowie die errechneten maximalen Durchschnittswerte.

Tabelle 9: Scherung der Halswirbelpaare C2-C3 bis C6-C7 aller Frontalversuche

Halswirbelpaar	C2- C3	C3- C4	C4- C5	C5- C6	C6- C7
Wertebereich [mm]	-2.5- 5	-4.1- 1.6	-4.1- 3.8	-4.1- 3.1	-1.2- 4
max. Wert (durchschnittl.) mm]	1.0	-1.1	-1.6	0.5	2.8
Anzahl verfügb. Versuche	5	5	5	5*	2*

\* Wirbel teilweise erst später im Bildbereich

Positive Vorzeichen der erhaltenen Werte bedeuten eine Verschiebung des kaudal gelegenen Wirbelkörpers (C4 in Abbildung 32) nach anterior bezüglich des kranial gelegenen Wirbelkörpers (C3 in Abbildung 32). Negative Vorzeichen bedeuten eine Verschiebung nach posterior. In Abbildung 32 ist exemplarisch eine Verschiebung des Wirbels C4 aus seiner ursprünglichen Lage (weiß) in Richtung anterior dargestellt.

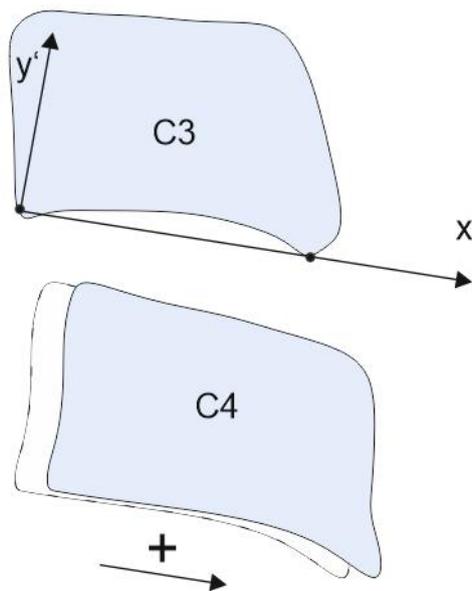


Abbildung 32: Vorzeichendefinition Scherung von Wirbelkörpern bei Heckkollisionen

Ein Vergleich zwischen Frontal- und Heckkollisionstests zeigt, dass die Verschiebungsrichtung der Wirbelkörper bei Heckkollisionen nicht bei allen Versuchen dieselbe ist, wie es bei Frontalkollisionen der Fall ist. Superior gelegene Wirbelpaare der HWS zeigen Tendenz zu einer Verschiebung Richtung anterior, während inferior gelegene Wirbelpaare vermehrt zu einer Verschiebung nach posterior neigen. Die

Ausnahme bildet das Wirbelpaar C6-C7, wobei das Zusammenwirken dieses Paares erst nach erfolgtem Puls berechnet werden kann, da es zu Beginn sämtlicher Videos nicht im Bildbereich war. Die Ergebnisse in Form von Diagrammen (Diagramm 36 - Diagramm 40) befinden sich im Anhang ab Seite 84.

## 7. EINSCHRÄNKUNGEN DER ARBEIT

Die Ergebnisse dieser Arbeit unterliegen verschiedenen Randbedingungen und Einschränkungen, die in diesem Abschnitt behandelt werden. Grundsätzlich kann man dabei zwischen Einschränkungen bei der Art bzw. der Durchführung der Versuche und Einschränkungen bei der Methodik der Ermittlung der Koordinaten unterscheiden.

### 7.1 EINSCHRÄNKUNGEN BEI DER VERSUCHSDURCHFÜHRUNG

Crashversuche mit PMHS stellen neben Versuche mit Freiwilligen eine gute Möglichkeit dar, die Belastung des Körpers während Kollisionen unter realitätsnahen Konditionen nachzubilden. Vor allem bei Tests mit Differenzgeschwindigkeiten jenseits der kritischen, ab welcher Verletzungen der HWS nicht auszuschließen sind (laut (Eichberger, 1998) ab 10 km/h Grauzone) liegt der Vorteil von Tests mit PMHS. Jedoch stehen dem mehrere, nicht quantifizierbare Faktoren gegenüber, welche die Nachbildung der realen Verhältnisse negativ beeinflussen.

#### **Unterschied PMHS versus Freiwillige**

Obwohl anatomisch betrachtet kaum Unterschiede zum lebenden Menschen bestehen, können fehlende Körperspannung oder fehlender Druck in Lunge und Blutgefäßen zu einem von der Realität abweichenden biomechanischen Verhalten der PMHS führen.

#### **Alter der PMHS**

Die Altersklasse der verwendeten PMHS entspricht nicht derer, die am häufigsten von HWS-Distorsion betroffen sind. Zudem kann das hohe Alter der PMHS und damit verbundene altersbedingte degenerative Veränderungen die Versuchsergebnisse beeinflussen.

## **Anzahl der Tests**

Statistisch gesehen gibt es durch die geringe Anzahl an Versuchen eine eingeschränkte allgemeine Aussagekraft. Die jeweilige Individualität der einzelnen PMHS resultiert trotz Einhaltung definierter Testbedingungen, wie Beschleunigungspuls oder Sitzposition, in individuelle Ergebnisse, die teilweise sehr streuen und nicht exakt reproduzierbar sind. Die Belastung der HWS durch mehrfache Tests hat zur Folge, dass sich die biomechanischen Eigenschaften der PMHS von Test zu Test verändern.

## **Chirurgischer Eingriff**

Obwohl beim chirurgischen Eingriff, welcher das Einsetzen der Schrauben erforderte, Verletzungen der Weichteile möglichst gering gehalten wurden, sind dadurch verursachte Veränderungen der biomechanischen Eigenschaften der HWS nicht auszuschließen.

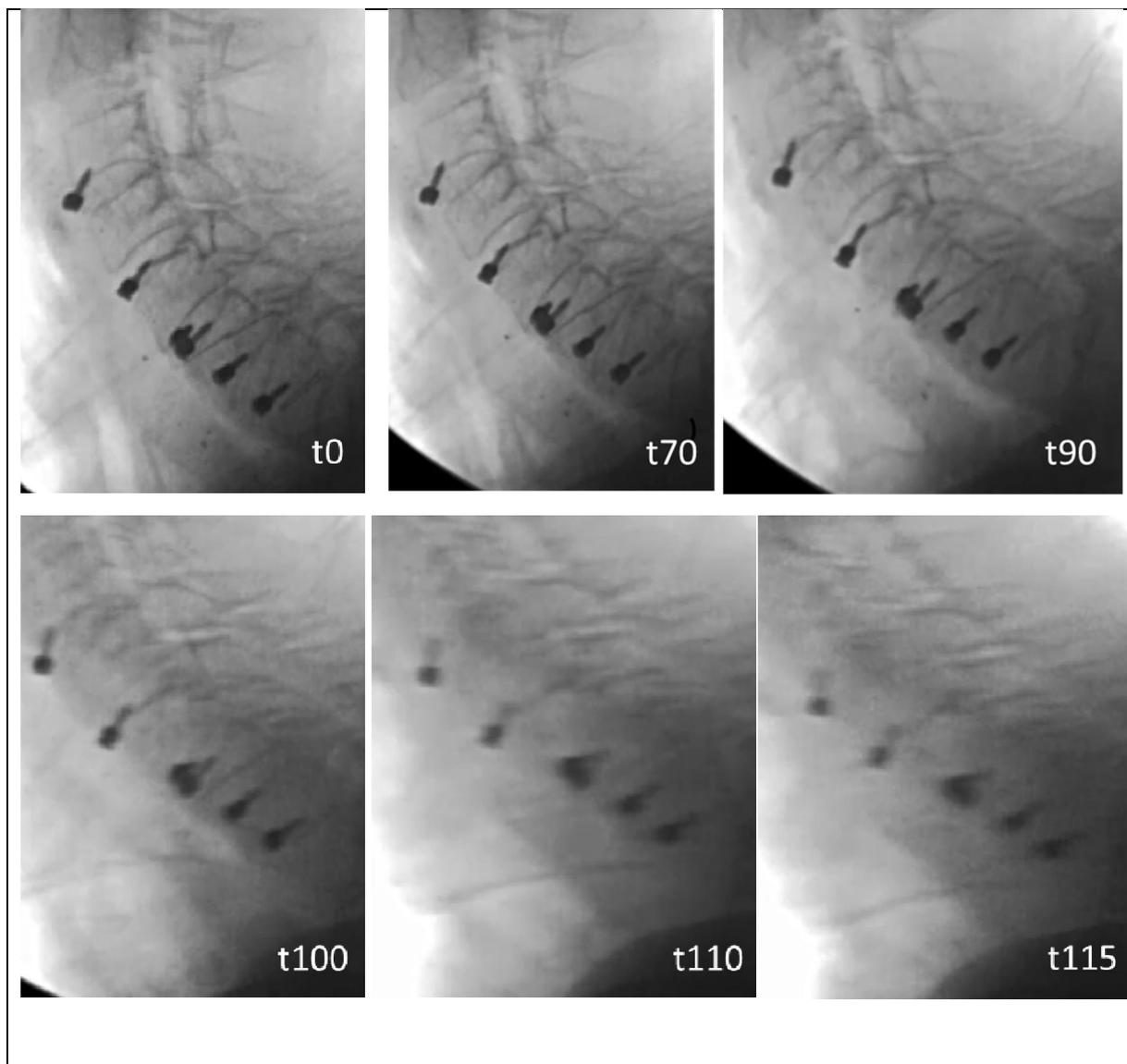
## **7.2 EINSCHRÄNKUNGEN BEIM TARGETTRACKING**

Beim Targettracking der zur Verfügung stehenden Röntgenvideos konnten aus verschiedenen Gründen nicht immer alle Wirbelpunkte zeitlich verfolgt oder überhaupt erst erkannt werden. Aufgrund der Methodik, wie die Koordinaten ermittelt wurden und den daraus resultierenden Ungenauigkeiten, ist die Angabe von absoluten Werten der berechneten Größen mit Schwierigkeiten verbunden. Vor allem die Ergebnisse der Auswertung 5.3 Scherung zwischen angrenzenden Wirbelkörpern befinden sich in einem Wertebereich, der etwa die Größenordnung der Abweichung beim Targettracking entspricht.

## **Bildqualität**

Die Qualität der Röntgenvideos in Bezug auf die Erkennbarkeit der einzelnen Halswirbel ist von entscheidender Bedeutung für die zeitliche Verfolgung der Wirbelpunkte und bestimmt letztendlich deren Genauigkeit. Aufgrund des teilweise

schlechten Kontrastes war es nicht für alle Videos möglich, die definierten Punkte im Vorhinein überhaupt zu identifizieren. Eine durch die schnelle Bewegung zunehmende Unschärfe erschwerte zusätzlich das exakte Setzen der Punkte. Dadurch entstanden Abweichungen der Punkte von ihrer eigentlichen Bahn. Vor allem gegen Ende der Videos, wo die analysierten Bereiche eine hohe Geschwindigkeit aufwiesen, trat dieses Problem häufig auf, sodass die Punkte iterativ mit Hilfe der Darstellung ihrer Bewegungsbahn in einem x- y- Diagramm korrigiert werden mussten. Zur Verdeutlichung dieser Problematik stellt Abbildung 33 die zunehmende Unschärfe durch die schnelle Bewegung anhand nacheinander folgender Screenshots des Versuchs PMHS1\_Test4 (Frontalkollision) dar.



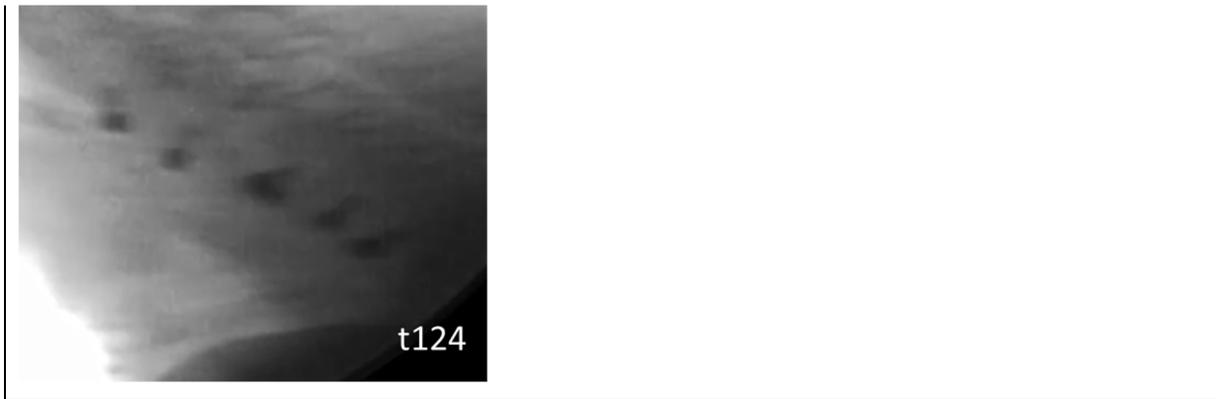


Abbildung 33: zunehmende Unschärfe der Röntgenvideos durch zunehmende Geschwindigkeit bei einsetzendem Beschleunigungspuls

Beginnend bei  $t = 0$  sind die einzelnen Wirbelkörper und deren Eckpunkte sehr gut erkennbar. Ab dem Zeitpunkt von etwa 100 ms ( $t_{100}$ ) sind nur noch vereinzelt Teile der Wirbelkonturen erkennbar. Zunehmend schwierig gestaltete sich daher das exakte Setzen der definierten Punkte und konnte bei Bildern wie zum Zeitpunkt  $t = 124$  nur noch iterativ über die Betrachtung der Bewegungsbahn erfolgen.

### **Wirbelkörper außerhalb des Bildbereichs**

Bei einigen Video ist zu Beginn die HWS nicht vollständig im Bildbereich. Meist sind Wirbel der unteren HWS, C5, C6 oder C7 nicht oder nur partial im Bild und können daher bei Beginn der Bewegung nicht sofort erfasst werden. Die betroffenen Wirbel wurden in diesen Fällen ab dem Zeitpunkt, in dem sie in den Bildbereich treten, verfolgt. Durch die bereits vorhandene Geschwindigkeit bei Eintreten in den Bildbereich unterliegt das Tracking dieser Punkte den durch die Bewegungsunschärfe hervorgerufenen Ungenauigkeiten. Abbildung 34 zeigt ein Beispiel, bei dem bei  $t = 0$  ms nur ein Teil der oberen HWS mit den Wirbel C2, C3 und teilweise C4, abgegrenzt durch den kreisrunden Bildbereich, sichtbar ist.



Abbildung 34: Unterer Bereich der HWS außerhalb des Bildbereichs



Abbildung 35: Halswirbel kurzzeitig außerhalb des Bildbereichs

In umgekehrter Weise verließen manche Wirbel, bei Heckversuchen vor allem die der oberen HWS, sehr früh den Bildbereich. Damit existiert häufig nur ein kurzes Zeitfenster, in dem alle Halswirbel erfasst werden konnten. In seltenen Fällen traten die zu verfolgenden Punkte kurzzeitig aus dem Bildbereich, dargestellt in Abbildung 35.

### **Wirbelkörper verdeckt durch Messverkabelung**

Weiters verdeckt die Messverkabelung, in manchen Fällen die Wirbelkörper der HWS. Dadurch musste das Setzen der Punkte mithilfe der Abschätzung ihrer Bewegungsbahn für den Zeitbereich, in dem sie nicht sichtbar waren, iterativ erfolgen, was mit Einschränkungen des Targettrackings einhergeht. Abbildung 36 zeigt diese Problematik anhand von Screenshots der Röntgenvideos zweier Versuche.

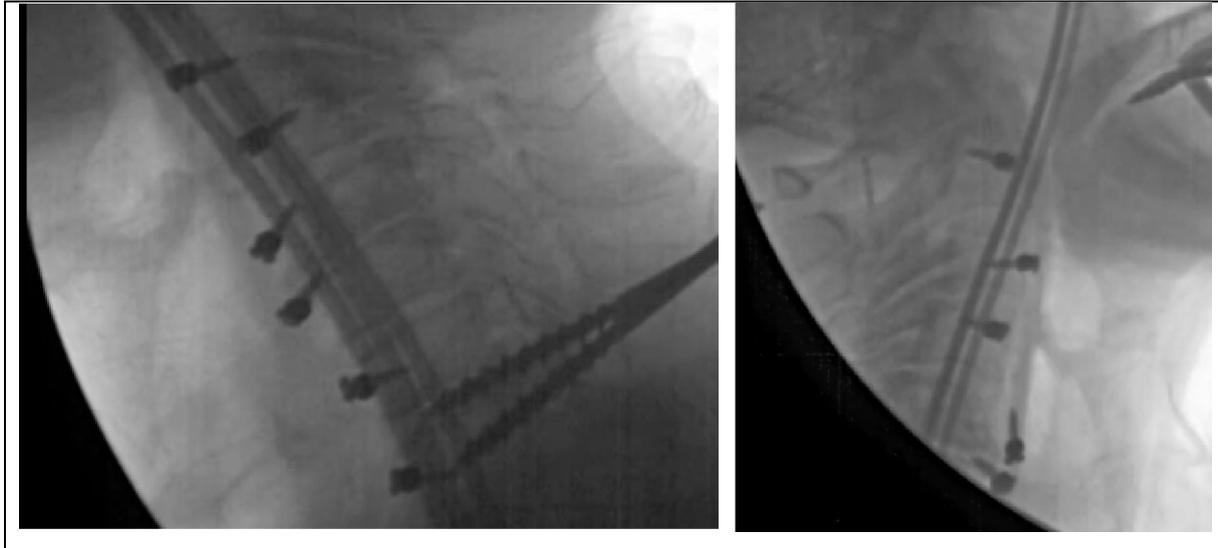


Abbildung 36: Verkabelung der Messinstrumente verdeckt die Wirbelkörper

Um das Potenzial dieser Methodik, der Quantifizierung von Röntgenvideos mittels Targettracking, bei zukünftigen Versuche voll auszuschöpfen, wäre eine Verbesserung der Bildqualität, ohne konkrete Maßnahmen hierfür vorzubringen, als effektivste Maßnahme zur Steigerung der Genauigkeit der Ergebnisse zu nennen. Durch diese Maßnahme könnten zwei Einflussparameter der genannten Einschränkungen vermindert oder sogar ausgeschlossen werden. Es könnte sowohl das Setzen der definierten Punkte beim Targettracking präziser erfolgen, als auch auf die Schrauben als Orientierungshilfe verzichtet werden. Letzteres vermeidet den Einfluss der Ergebnisse durch den chirurgischen Eingriff gänzlich.

## 8. DISKUSSION

Auf Basis der aus Versuchen mit PMHS zur Verfügung stehenden Röntgenvideos konnten die intervertebralen Vorgänge mit Hilfe von Targettracking und den entsprechenden Methoden zur Auswertungen mit Einschränkungen dargestellt werden. Die kinematische Analyse im Rahmen der vorliegenden Arbeit umfasst eine Berechnung der Winkeländerung der einzelnen Halswirbel bezüglich dem globalen Koordinatensystem, sowie die Berechnung der Winkeländerung zwischen jeweils zwei angrenzenden Halswirbel (Wirbelpaaren). Weiters erfolgte die Berechnung der Verschiebung in x- Richtung des kaudal gelegenen Wirbels eines Wirbelpaares.

Die angewendete Methodik, durch Targettracking Koordinaten definierter Punkte zu erfassen, erwies sich grundsätzlich als geeignet hinsichtlich der Analyse intervertebraler Vorgänge. Je nach Auswertung konnten dadurch mehr oder weniger aussagekräftige Ergebnisse erzielt werden. Bei der Berechnung der x-Verschiebung eines Wirbelpaares sind die Ergebnisse zum Teil als nicht plausibel einzustufen. Grund dafür ist der eingeschränkte Bewegungsbereich zweier benachbarter Wirbelkörper in Scher-Richtung ( $\pm 1\text{mm}$ ), welcher annähernd der Größenordnung der Abweichungen beim Targettracking entspricht. Für die beiden anderen Auswertungen, die Winkeländerung der Wirbelkörper im globalen Koordinatensystem sowie die Winkeländerung von Wirbelpaaren, konnten jedoch deutliche Charakteristiken und Wertebereiche ermittelt werden.

Ein Vergleich der Ergebnisse war ausschließlich für Heckkollisionen möglich. Für den Vergleich mit einer Studie von (Kang, et al., 2014) konnten für die Winkeländerung im globalen Koordinatensystem Korrelationen festgestellt werden. Für die Winkeländerung angrenzender Halswirbel konnten zu einem großen Teil Übereinstimmungen der Charakteristiken festgestellt werden.

Somit konnten sowohl für Heckkollisionen als auch für Frontalkollisionen mit 16 km/h Differenzgeschwindigkeit Daten generiert werden, welche für die Evaluierung eines numerischen Menschmodells herangezogen werden. Die Ermittlung der Grundkoordinaten der Wirbeleckpunkte bietet die Möglichkeit weitere Auswertungen durchzuführen.

## 9 AUSBLICK

In einer fortführenden Studie werden die in dieser Arbeit generierten Daten als Grundlage für den Vergleich mit einem Finite Elemente Menschmodell herangezogen. Das Verhalten des FE Nackenmodells wird dem der PMHS Versuche gegenübergestellt und ausgewertet. In zukünftigen Projekten wäre es erstrebenswert zusätzliche Daten zu generieren um statistisch aussagekräftige Korridore von Wirbelkörperkinematiken erstellen zu können.

## 10. ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Aufbau der menschlichen Wirbelsäule (Paulsen, et al., 2010).....	4
Abbildung 2: Aufbau der Halswirbelsäule (Paulsen, et al., 2010) .....	5
Abbildung 3: Halswirbel C1 (Atlas) links und C2 (Axis) rechts (Paulsen, et al., 2010)	5
Abbildung 4: Halswirbel der unteren HWS, Ansicht in der Transversalebene (Paulsen, et al., 2010) .....	6
Abbildung 5: Halswirbelpaar; Ansicht in der Sagittalebene (Paulsen, et al., 2010)....	6
Abbildung 6: Grundbewegungen des Halses in der Sagittalebene (v. l. n. r.): neutral, Flexion, Extension (Schmitt, et al., 2010) .....	7
Abbildung 7: Detailansicht bei Bewegungen eines Wirbelpaares d. unteren HWS (v. l. n. r.): neutral, Flexion, Extension (Hyde, 1992) .....	8
Abbildung 8: Hebelähnlicher Mechanismus eines intervertebralen Gelenks der unteren HWS (Hyde, 1992) .....	8
Abbildung 9: Grundbewegung des Halses in der Koronalebene (li.) und in der Transversalebene (re.) (Schmitt, et al., 2010) .....	9
Abbildung 10: Bewegungsablauf bei Heckkollisionen (Schmitt, et al., 2010).....	10
Abbildung 11: Fluss der CSF während der Translationsphase (Svensson, et al., 1993) .....	12
Abbildung 12: Facetten-Zusammenstoß-Mechanismus; links: Extension ohne Stoß, rechts: stoßbedingte Extension (Ono, et al., 1999).....	13
Abbildung 13: Facetten-Quetschung-Mechanismus (Yoganandan, et al., 2002).....	13
Abbildung 14: Verschiebung des Momentanpols von C6 Richtung C5 (Ono, et al., 1999) .....	21
Abbildung 15: Prinzipieller Versuchsaufbau für Frontal- und Heckaufprallversuche (Gutsche, et al., 2014) .....	22
Abbildung 16: In die HW eingesetzte, metallische Kugeln zur Kontrasterhöhung der Röntgenbilder (Deng, et al., 2000).....	22
Abbildung 17: Messinstrumentierung der HWS eines PMHS (Kang, et al., 2008)....	23

Abbildung 18: Methodik der Datengewinnung in Form einer Prozesskette .....	24
Abbildung 19: Prinzipieller Versuchsaufbau mit Versuchseinrichtungen (Gutsche, et al., 2014).....	25
Abbildung 20: Ausgeführter Versuchsaufbau, PMHS auf Sitz platziert (Vehicle Safety Institute (VSI)).....	26
Abbildung 21: Eine in die HWS eingesetzte Schraube zur Kontrasterhöhung der Röntgenvideos (Gutsche, et al., 2014) .....	27
Abbildung 22: Schrauben als Orientierungshilfe in Röntgenvideo .....	27
Abbildung 23: An den PMHS angebrachte Elemente .....	28
Abbildung 24: Screenshot eines Röntgenvideos mit eingezeichnetem Koordinatensystem.....	29
Abbildung 25: Schema der für das Targettracking definierten Punkte.....	30
Abbildung 26: HWS als vereinfachtes Punkt-Linien-Modell dargestellt .....	34
Abbildung 27: Schema der Berechnung der Winkeländerung der Halswirbel .....	36
Abbildung 28: Schema der Berechnung der Winkeländerung von Halswirbelpaaren	39
Abbildung 29: Wirbelpaar, Halswirbel jeweils vereinfacht als Viereck dargestellt.....	40
Abbildung 30: Grundprinzip der intervertebralen Analyse .....	42
Abbildung 31: Vorzeichendefinition Scherung von Wirbelkörpern bei Frontalkollisionen.....	49
Abbildung 32: Vorzeichendefinition Scherung von Wirbelkörpern bei Heckkollisionen .....	51
Abbildung 33: zunehmende Unschärfe der Röntgenvideos durch zunehmende Geschwindigkeit bei einsetzendem Beschleunigungspuls.....	56
Abbildung 34: Unterer Bereich der HWS außerhalb des Bildbereichs.....	57
Abbildung 35: Halswirbel kurzzeitig außerhalb des Bildbereichs.....	57
Abbildung 36: Verkabelung der Messinstrumente verdeckt die Wirbelkörper.....	58

## 11. DIAGRAMMVERZEICHNIS

Diagramm 1: Bewegungsbahn des Punktes C2_A (PMHS2_Test1) im globalen x- y-Koordinatensystem.....	31
Diagramm 2: Längenänderung der Wirbelkante am Beispiel C2.....	33
Diagramm 3: HWS als vereinfachtes Punkt-Linien-Modell.....	34
Diagramm 4: Darstellung der zeitlichen Winkeländerung eines Frontalversuchs.....	37
Diagramm 5: Vergleich aller bei Frontalversuchen erfassten Halswirbel C3.....	38
Diagramm 6: Winkeländerung angrenzender Halswirbel.....	39
Diagramm 7: Darstellung der Wirbelkontur für ausgewählte Zeitpunkte.....	41
Diagramm 8: Verläufe der x- Komponenten und deren Mittelwert.....	43
Diagramm 9: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C2 bei allen Frontalversuchen.....	71
Diagramm 10: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C3 bei allen Frontalversuchen.....	71
Diagramm 11: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C4 bei allen Frontalversuchen.....	72
Diagramm 12: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C5 bei allen Frontalversuchen.....	72
Diagramm 13: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C6 bei allen Frontalversuchen.....	73
Diagramm 14: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C7 bei allen Frontalversuchen.....	73
Diagramm 15: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C2 bei allen Heckversuchen.....	74
Diagramm 16: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C3 bei allen Heckversuchen.....	74
Diagramm 17: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C4 bei allen Heckversuchen.....	75

Diagramm 18: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C5 bei allen Heckversuchen.....	75
Diagramm 19: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C6 bei allen Heckversuchen.....	76
Diagramm 20: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C7 bei allen Heckversuchen.....	76
Diagramm 21: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C2-C3 aller Frontalversuche.....	77
Diagramm 22: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C3-C4 aller Frontalversuche.....	77
Diagramm 23: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C4-C5 aller Frontalversuche.....	78
Diagramm 24: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C5-C6 aller Frontalversuche.....	78
Diagramm 25: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C6-C7 aller Frontalversuche.....	79
Diagramm 26: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C2-C3 aller Heckversuche.....	79
Diagramm 27: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C3-C4 aller Heckversuche.....	80
Diagramm 28: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C4-C5 aller Heckversuche.....	80
Diagramm 29: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C5-C6 aller Heckversuche.....	81
Diagramm 30: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C6-C7 aller Heckversuche.....	81
Diagramm 31: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C2-C3 aller Frontalversuche.....	82
Diagramm 32: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C3-C4 aller Frontalversuche.....	82

Diagramm 33: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C4-C5 aller Frontalversuche	83
Diagramm 34: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C5-C6 aller Frontalversuche	83
Diagramm 35: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C6-C7 aller Frontalversuche	84
Diagramm 36: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C2-C3 aller Heckversuche	84
Diagramm 37: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C3-C4 aller Heckversuche	85
Diagramm 38: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C4-C5 aller Heckversuche	85
Diagramm 39: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C5-C6 aller Heckversuche	86
Diagramm 40: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C6-C7 aller Heckversuche	86

## 12. TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: allgemeine Daten der verwendeten PMHS .....	26
Tabelle 2: Mittlere Abweichung bei dreifacher Durchführung des Targettrackings ...	32
Tabelle 3: Versuchsmatrix: Übersicht der Kollisionsart einzelner Versuche, Übersicht der verfolgten Wirbelpunkte, .....	35
Tabelle 4: Maximalwerte der Winkeländerung der HW C2-C7 bei Frontalkollisionen	45
Tabelle 5: Maximalwerte der Winkeländerung der HW C2-C7 bei Heckkollisionen ...	45
Tabelle 6: Winkeländerung der Halswirbelpaare C2-C3 bis C6-C7 aller Frontalversuche .....	47
Tabelle 7: Winkeländerung der Halswirbelpaare C2-C3 bis C6-C7 aller Heckversuche .....	48
Tabelle 8: Scherung der Halswirbelpaare C2-C3 bis C6-C7 aller Frontalversuche ...	49
Tabelle 9: Scherung der Halswirbelpaare C2-C3 bis C6-C7 aller Frontalversuche ...	51

## 14. GLEICHUNGSVERZEICHNIS

Gleichung 1: Berechnung des NIC .....	15
Gleichung 2: Berechnung Nkm.....	15
Gleichung 3: Berechnung MIX.....	16
Gleichung 4: Berechnung des LNL-Index.....	16
Gleichung 5: Berechnung des IV-NIC.....	17
Gleichung 6: Berechnung des Nij .....	18
Gleichung 7: Berechnung NICprotraction .....	18
Gleichung 8: Berechnung NICgeneric .....	18
Gleichung 9: Berechnung des Winkels $\alpha$ .....	36
Gleichung 10: Berechnung der Winkeländerung $\Delta\alpha$ .....	36

## 13 LITERATURVERZEICHNIS

- Boström, O., et al. 1996.** *A new neck injury criterion candidate based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma.* 1996.
- Boström, O., et al. 2000.** *New AIS1 longterm neck injury criteria candidates based on real frontal crash analysis.* 2000.
- Cappon, H., et al. 2003.** *Whiplash injuries, not only a problem in rear- end impact.* Nagoya, Japan : s.n., 2003. S. paper nr 214.
- Carlsson, A., et al. 2012.** *EvaRID - A 50th Percentile Female Rear Impact Finite Element Dummy Model.* 2012.
- Darok, M., et al. 2000.** Neck injury criterion validation using human subjects and dummies. [Buchverf.] F. A. Pintan N. Yoganandan. *Frontiers in whiplash trauma.* s.l. : IOS press, 2000.
- Deng, B., et al. 2000.** *Kinematics of human cadaver cervical spine during low speed rear-end impacts.* 2000.
- DSD Dr. Steffan Datentechnik . 1998.** Targettracking. Linz : s.n., 1998.
- Eichberger, A. 1998.** *Dissertation: Aktive Sicherheitskopfstütze.* Graz : s.n., 1998.
- Gennarelli, T. und Wodzin, E. 2008.** *The abbreviated injury scale 2005, update 2008.* s.l. : American Association for Automotive Medicine (AAAM), 2008.
- Gutsche, A., et al. 2014.** *Comparison of the cervical spine bony kinematics for female PMHS with the virtual EvaRID dummy under whiplash loading.* 2014.
- Heitplatz, F., et al. 2003.** *Evaluation of existing and proposed injury criteria with various dummies to determine their ability to predict the levels of soft tissue neck injury seen in real world accidents.* 2003.
- Hyde, A. S. 1992.** *Crash Injuries - How and Why They Happen: A Primer for Anyone Who Cares About People in Cars.* s.l. : Hyde Associates, 1992.

- Kang, Y., et al. 2008.** *A New Instrumentation Technique for the Cervical Spine of PMHS in rear- impacts.* 2008.
- Kang, Y., et al. 2013.** *Comparison of Cervical Vertebrae Rotations for PMHS and BioRID II in Rear Impacts.* 2013.
- Kang, Y., et al. 2014.** *Head and Cervical Spine Responses of Post Mortem Human Subjects in Moderate Speed Rear Impacts.* 2014.
- Kleinberger, M., et al. 1998.** *Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems.* 1998.
- Koch, M. von, et al. 1995.** *Soft tissue injury of the cervical spine in rear-end and frontal car collisions.* 1995.
- Kullgren, A., et al. 2003.** *Validation of neck injury criteria using reconstructed real-life rear-end crashes with recorded crash pulses.* 2003.
- Kuppa, S., et al. 2005.** *Kinematically based whiplash injury criterion.* 2005.
- Mertz, H und Patrick, L. 1971.** *Strength and response of the human neck.* 1971. S. 207- 255.
- Meyer, S. 1996.** *Zur Belastung der Halswirbelsäule bei Lkw-Pkw-Auffahrkollisionen.* 1996.
- Millington, S. A., et al. 2004.** *High Speed X-Ray Assessment of The Bony Kinematics of The Cervical Spine During Frontal Impacts.* 2004.
- Munoz, D., et al. 2005.** *A study of current neck injury criteria used for whiplash analysis proposal of a new criterion involving upper and lower neck load cells.* 2005.
- Muser, M., Walz, F. und Zellmer, H. 2000.** *Biomechanical significance of the rebound phase in low speed rear end impacts.* 2000.
- Ono, K. und Kaneoka, K. 1999.** *Motion Analysis of Human Cervical Vertebrae During Low-Speed Rear Impacts by the Simulated Sled.* 1999. S. 87-99.
- Panjabi, M., Wang, J. und Delson, N. 1999.** *Neck injury criterion based on intervertebral motions and its evaluation using an instrumented neck dummy.* 1999.

**Paulsen, F. und Waschke, J. 2010.** *Sobotta, Atlas der Anatomie des Menschen.* s.l. : Urban & Fischer Verlag, 2010.

**Schmitt, K. U. und al. 2010.** *Trauma-Biomechanik: Verletzungen In Straßenverkehr Und Sport.* s.l. : Springer, 2010.

**Schmitt, K. U., Muser, M. H. und Niederer, P. 2001.** *A new neck injury criterion candidate for rear-end collisions taking into account shear forces and bending moments.* 2001. S. 117-126.

**Svensson, M., et al. 1993.** *Pressure Effects in the Spinal Canal during Whiplash Extension Motion: A Possible Cause of Injury to the Cervical Spinal Ganglia.* 1993. S. 189- 200.

**Temming, J. und Zobel, R. 2000.** Neck distortion injuries in road traffic crashes (Analyses of the Volkswagen database). [Buchverf.] N. Yoganandan und F. A. Pintar. *Frontiers in Whiplash Trauma.* 2000, S. 118-133.

**Vehicle Safety Institute (VSI).**

**Viano, D. und Davidsson, J. 2001.** *Neck displacements of volunteers, BioRID P3 and Hybrid III in rear impacts: implications to whiplash assessment by a neck displacement criterion (NDC).* 2001.

**Walz, F. 2008.** *Nackenbeschwerden- Verletzungen- Whiplash.* 2008.

**Yang, K., et al. 1997.** *On the role of cervical facet joints in rear end impact neck injury mechanisms.* 1997.

**Yoganandan, N., Pintar, F. A. und Gennarelli, T. A. 2002.** *Biomechanical Mechanisms of Whiplash Injury.* 2002. S. 98- 104.

## 15. ANHANG

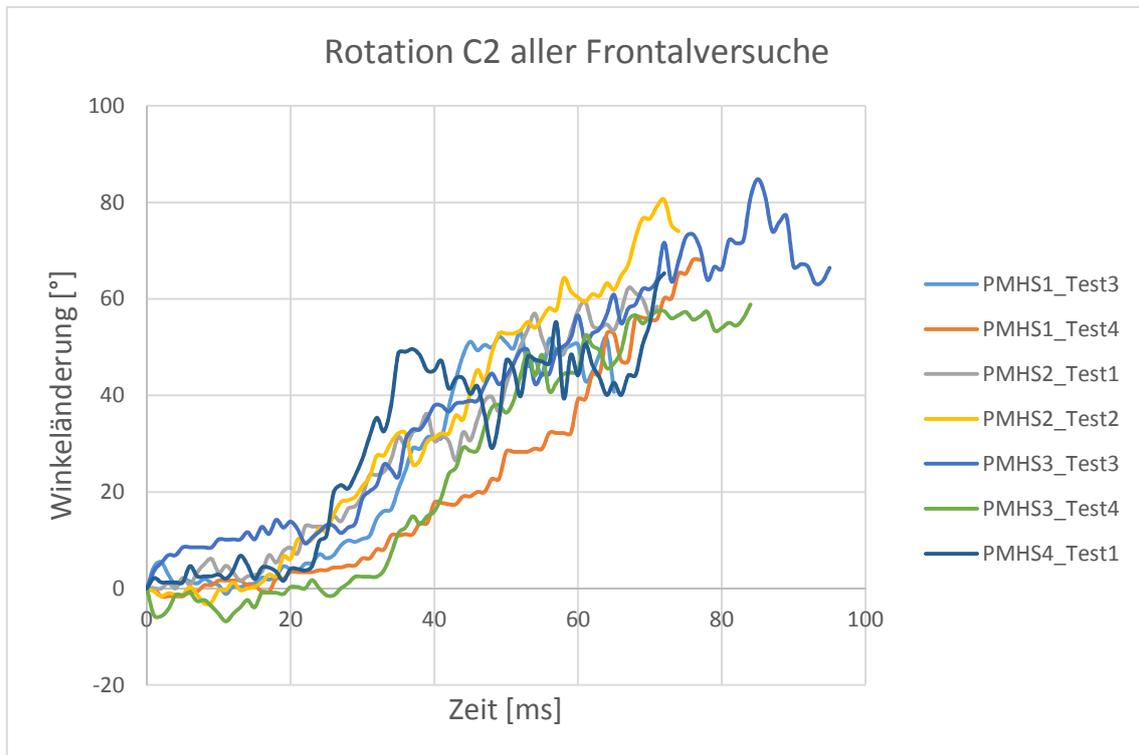


Diagramm 9: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C2 bei allen Frontalversuchen

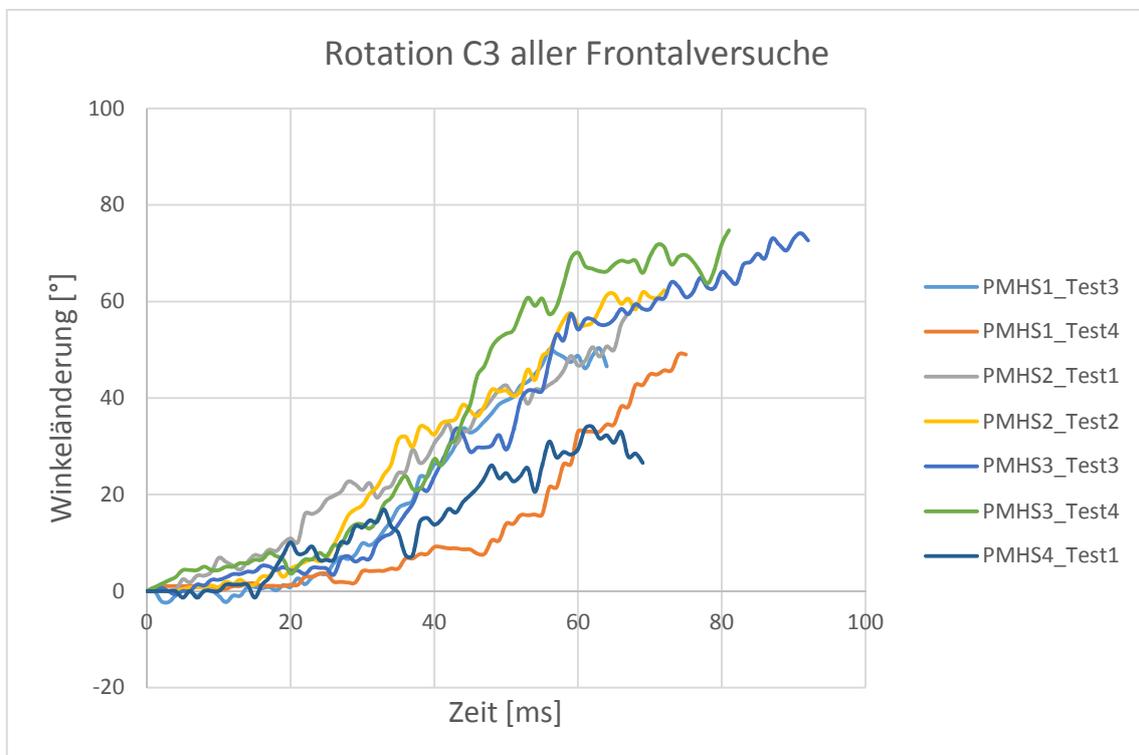


Diagramm 10: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C3 bei allen Frontalversuchen

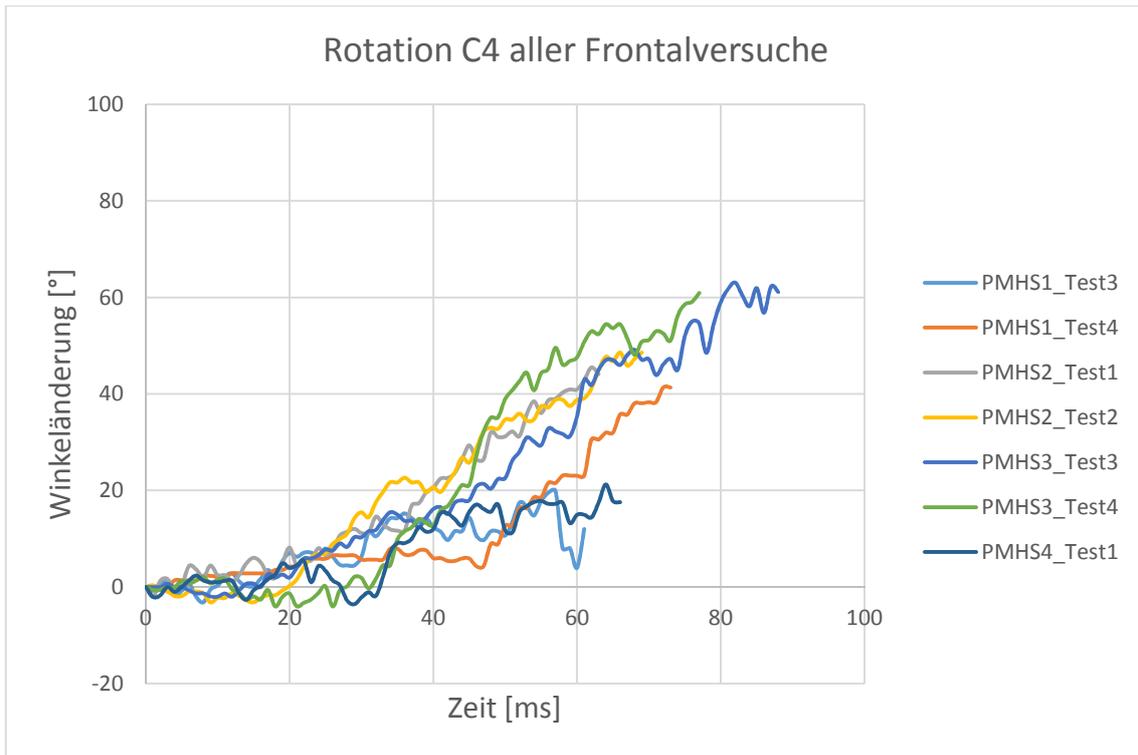


Diagramm 11: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C4 bei allen Frontalversuchen

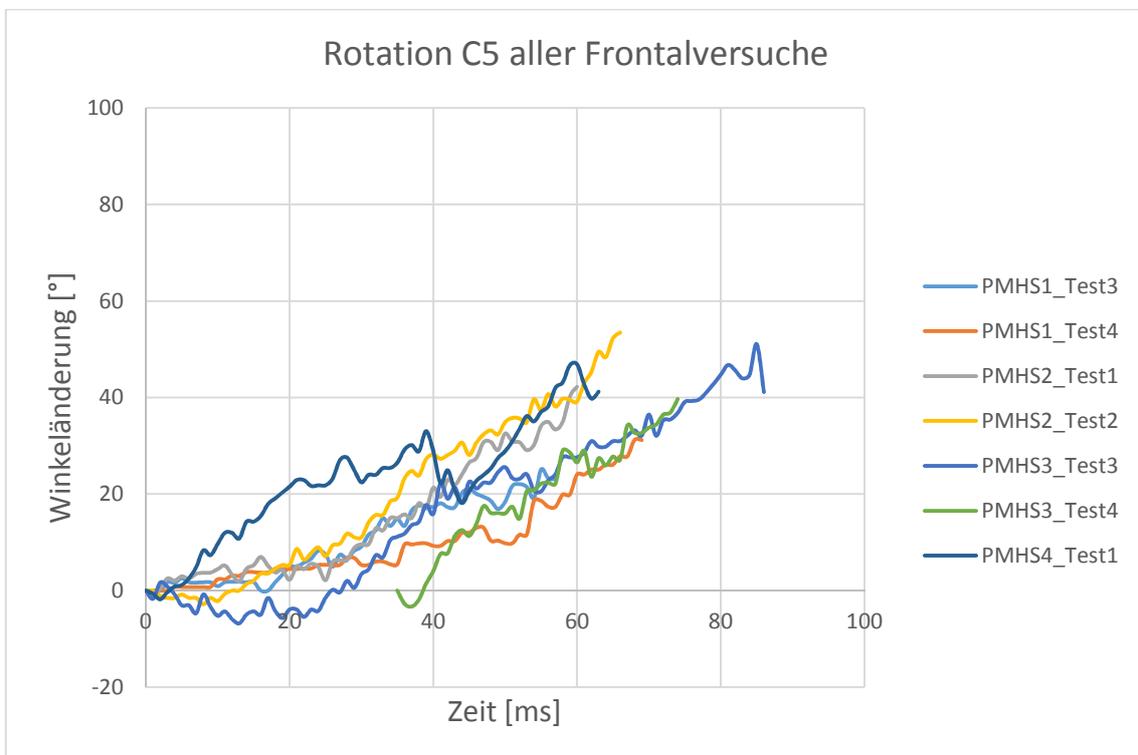


Diagramm 12: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C5 bei allen Frontalversuchen

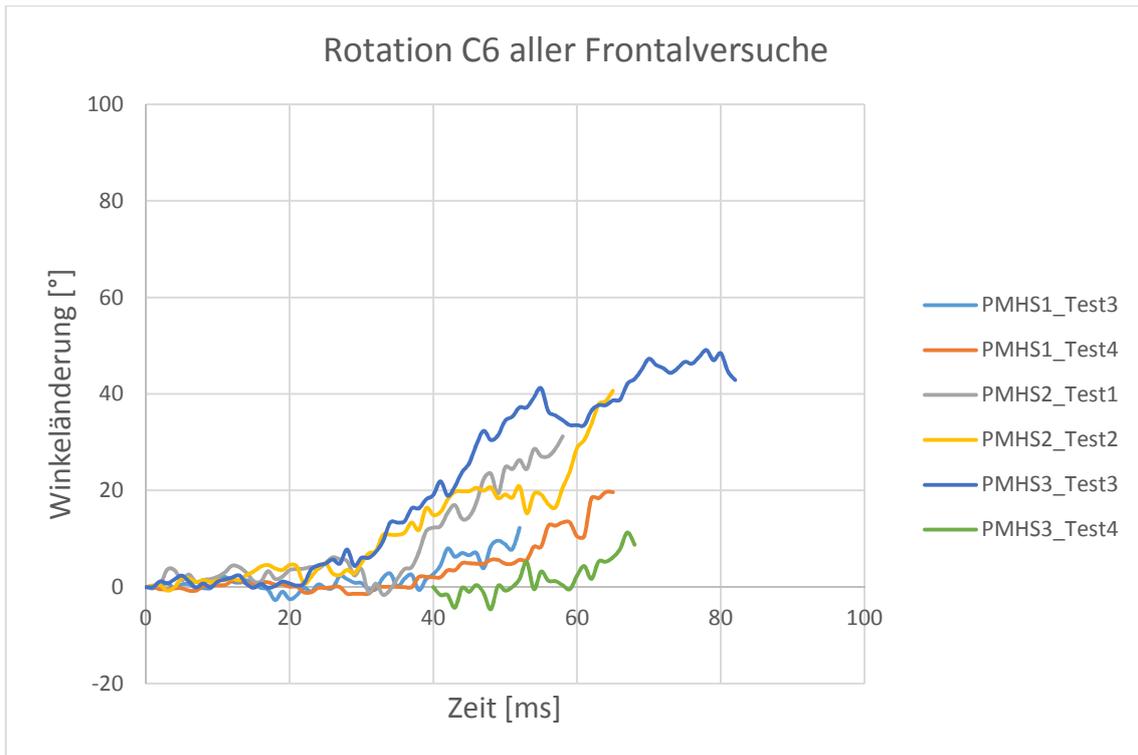


Diagramm 13: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C6 bei allen Frontalversuchen

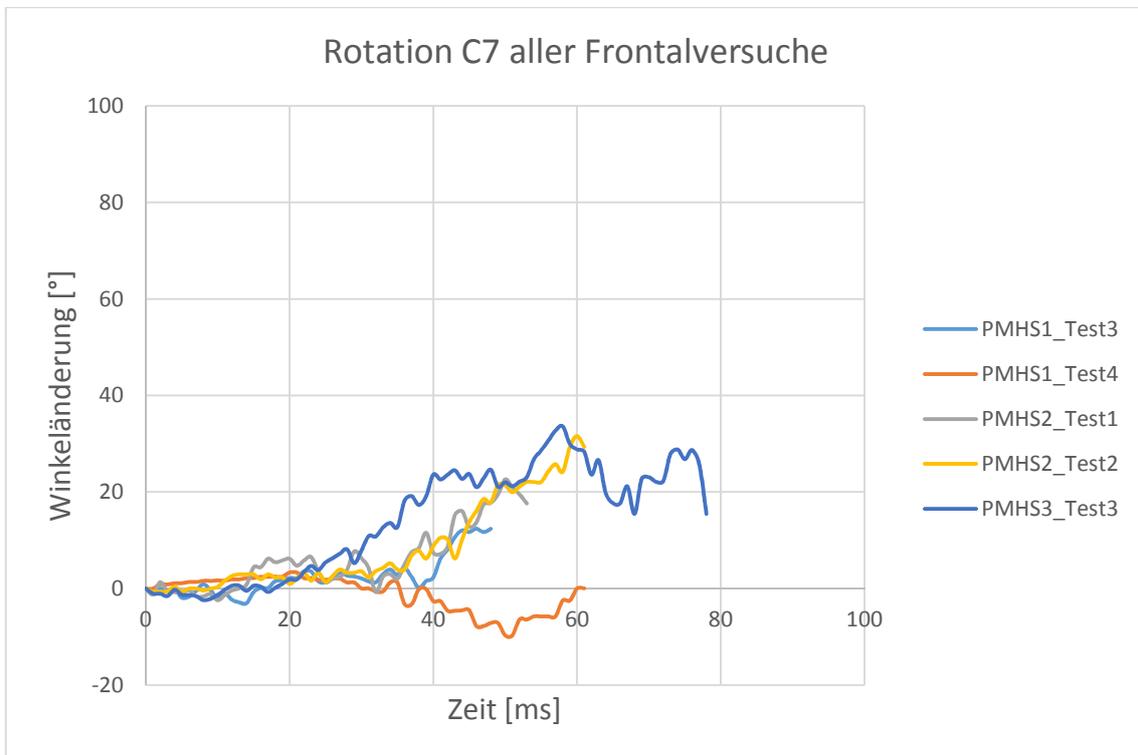


Diagramm 14: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C7 bei allen Frontalversuchen

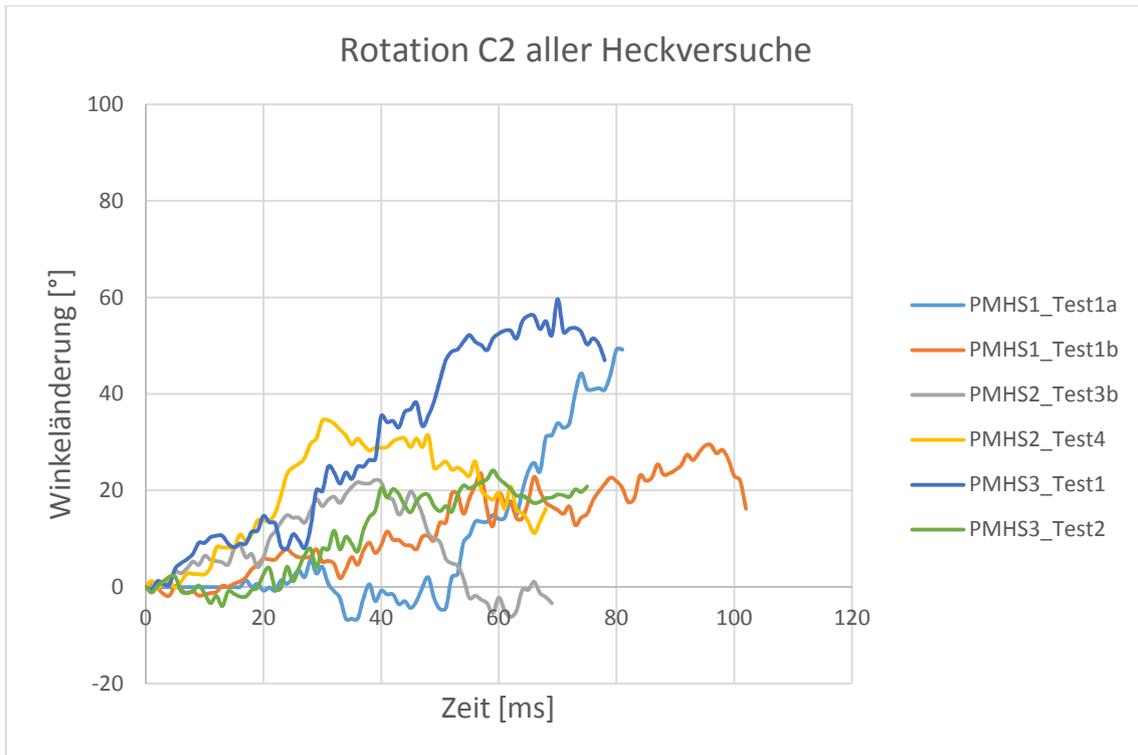


Diagramm 15: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C2 bei allen Heckversuchen

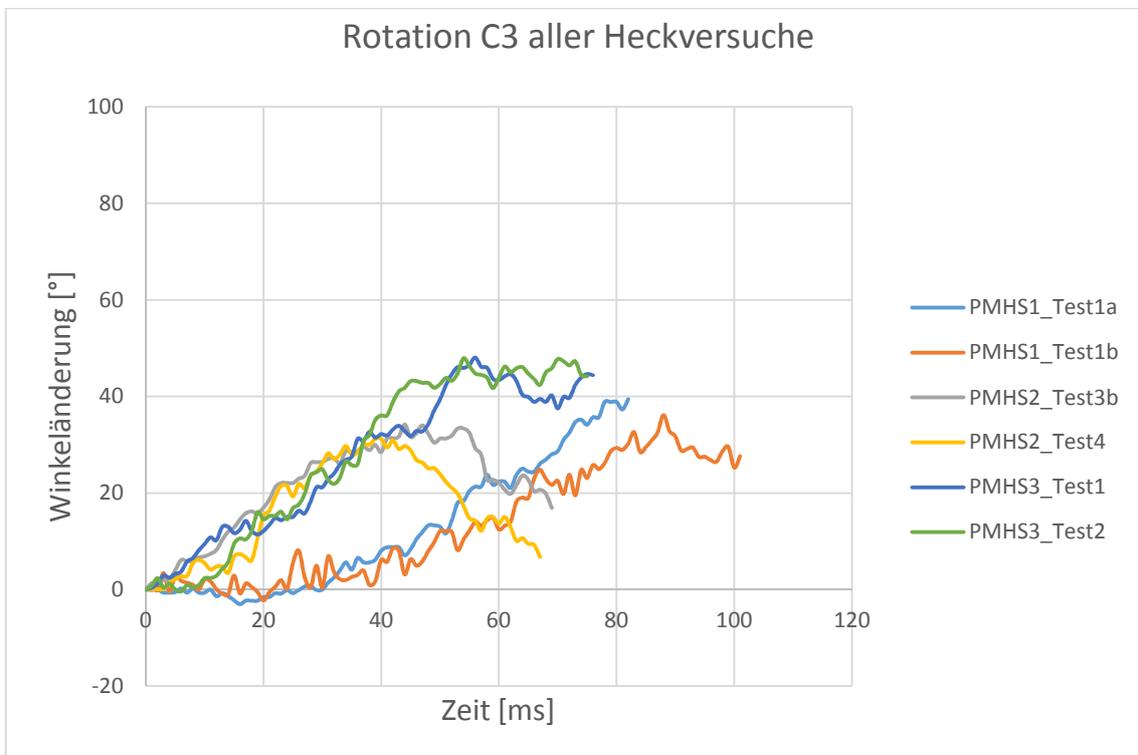


Diagramm 16: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C3 bei allen Heckversuchen

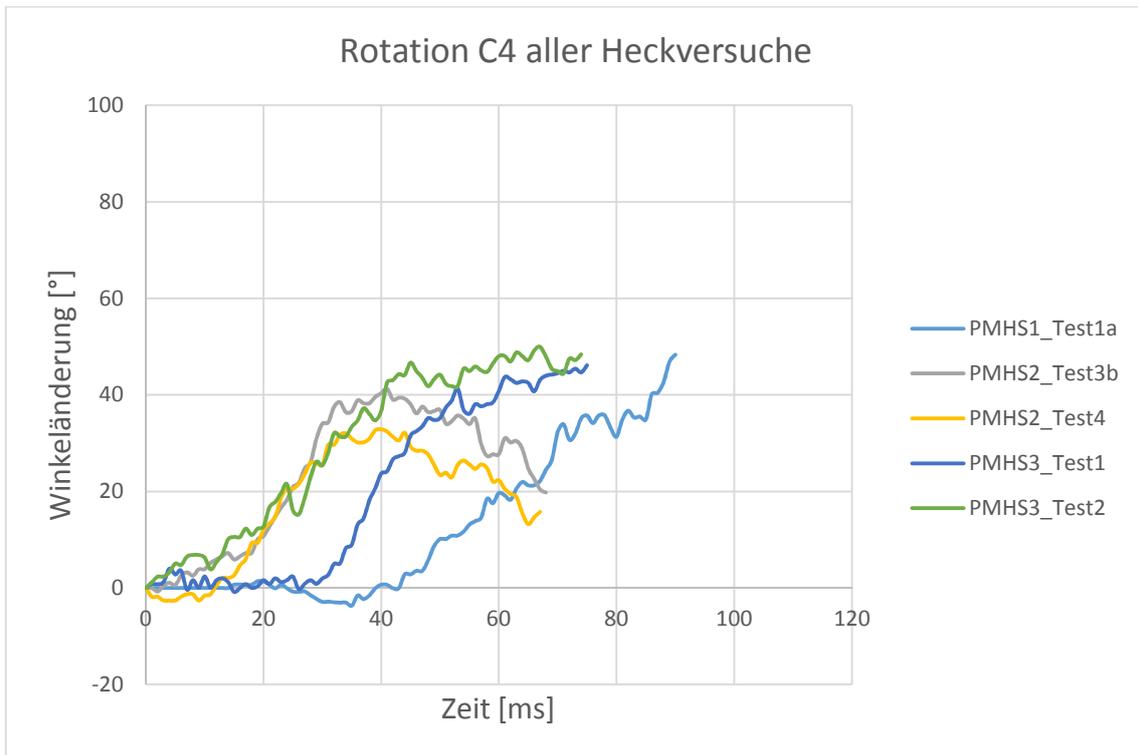


Diagramm 17: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C4 bei allen Heckversuchen

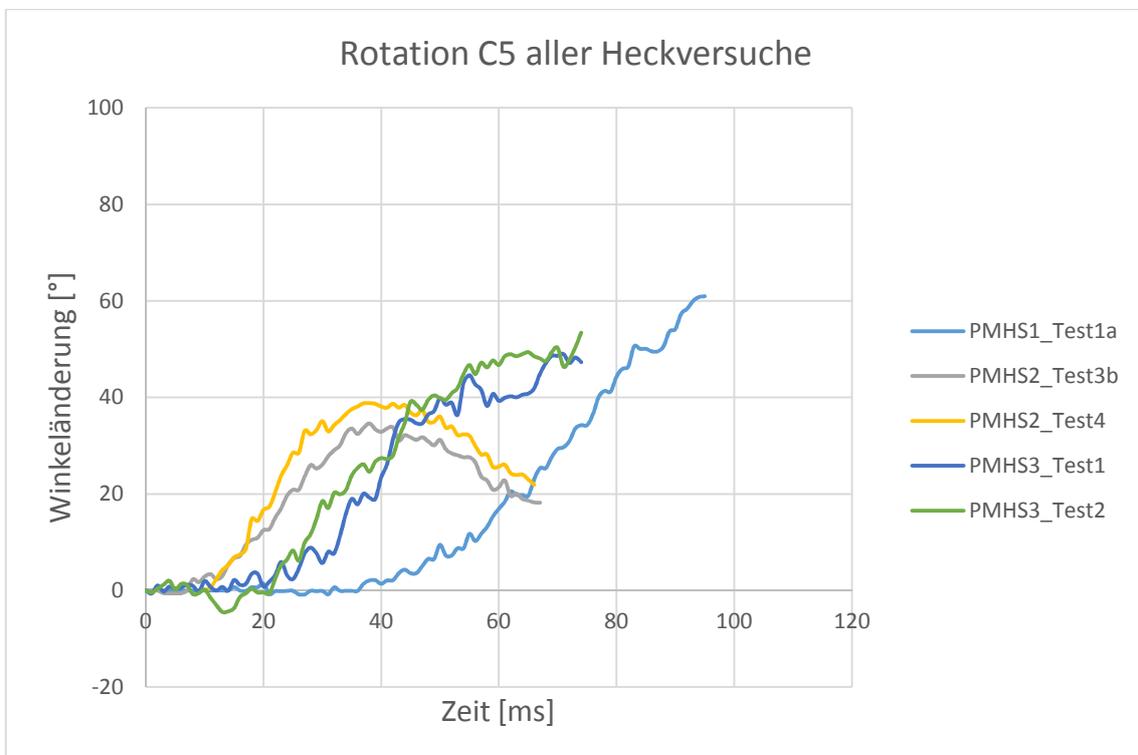


Diagramm 18: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C5 bei allen Heckversuchen

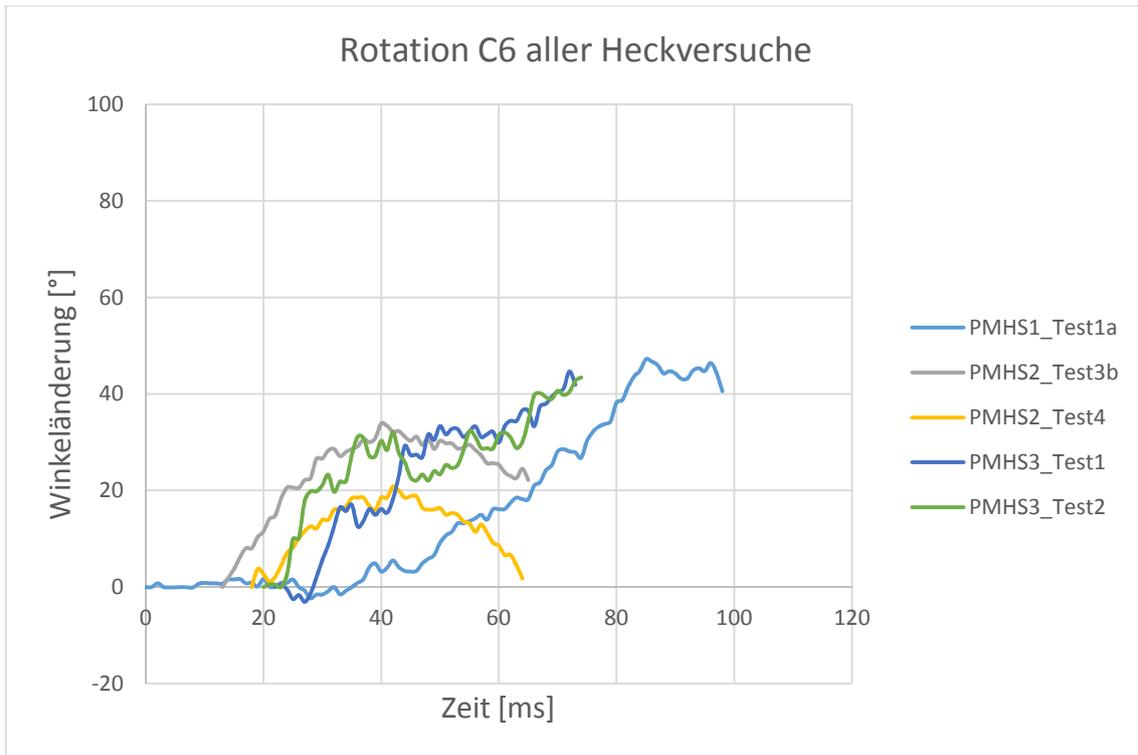


Diagramm 19: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C6 bei allen Heckversuchen

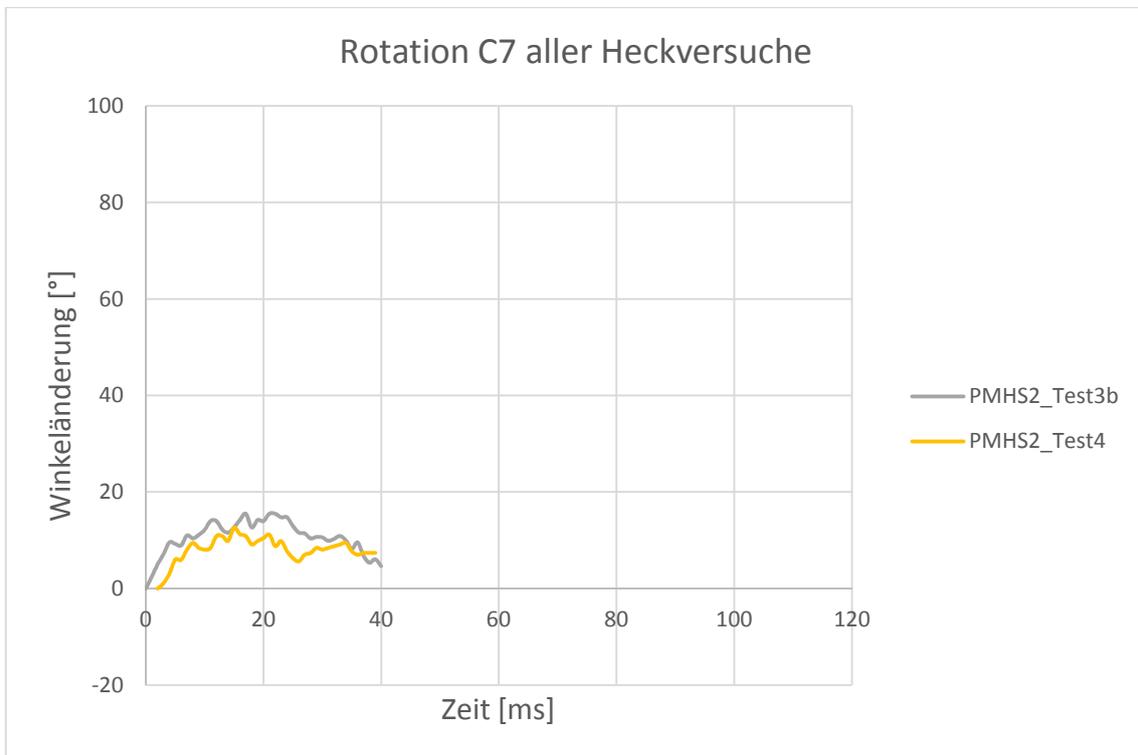


Diagramm 20: Verlauf der absoluten Winkeländerung von C7 bei allen Heckversuchen

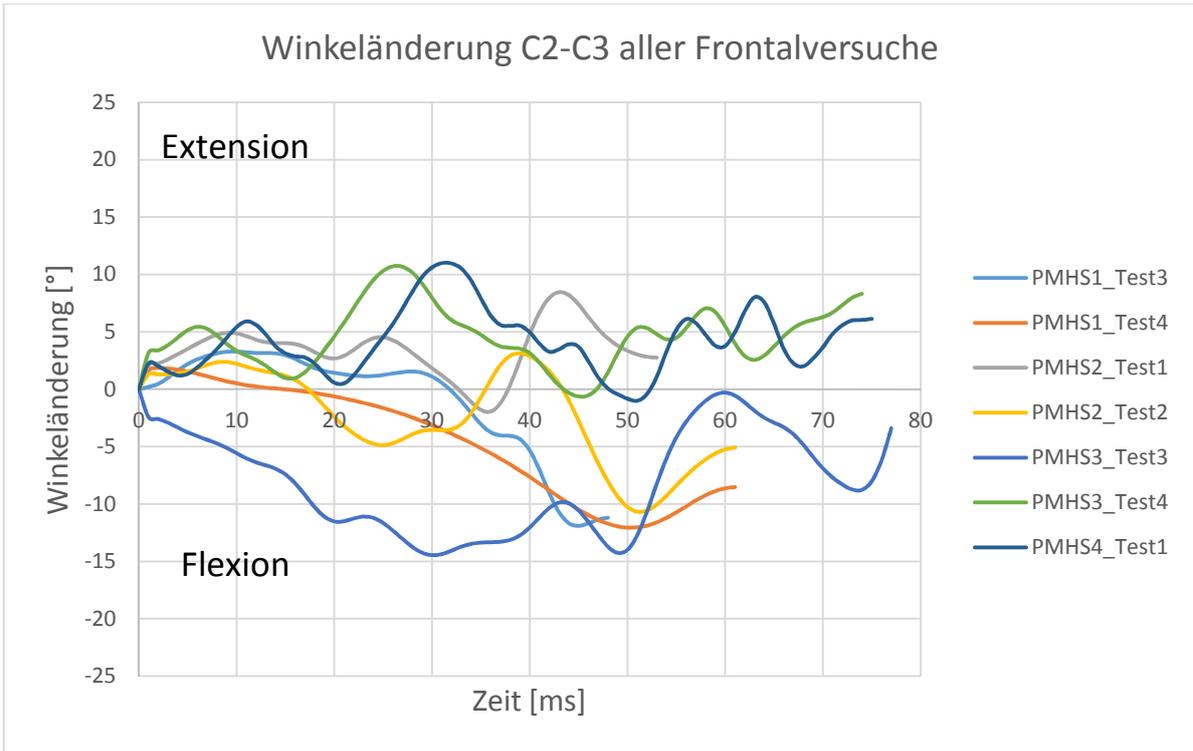


Diagramm 21: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C2-C3 aller Frontalversuche

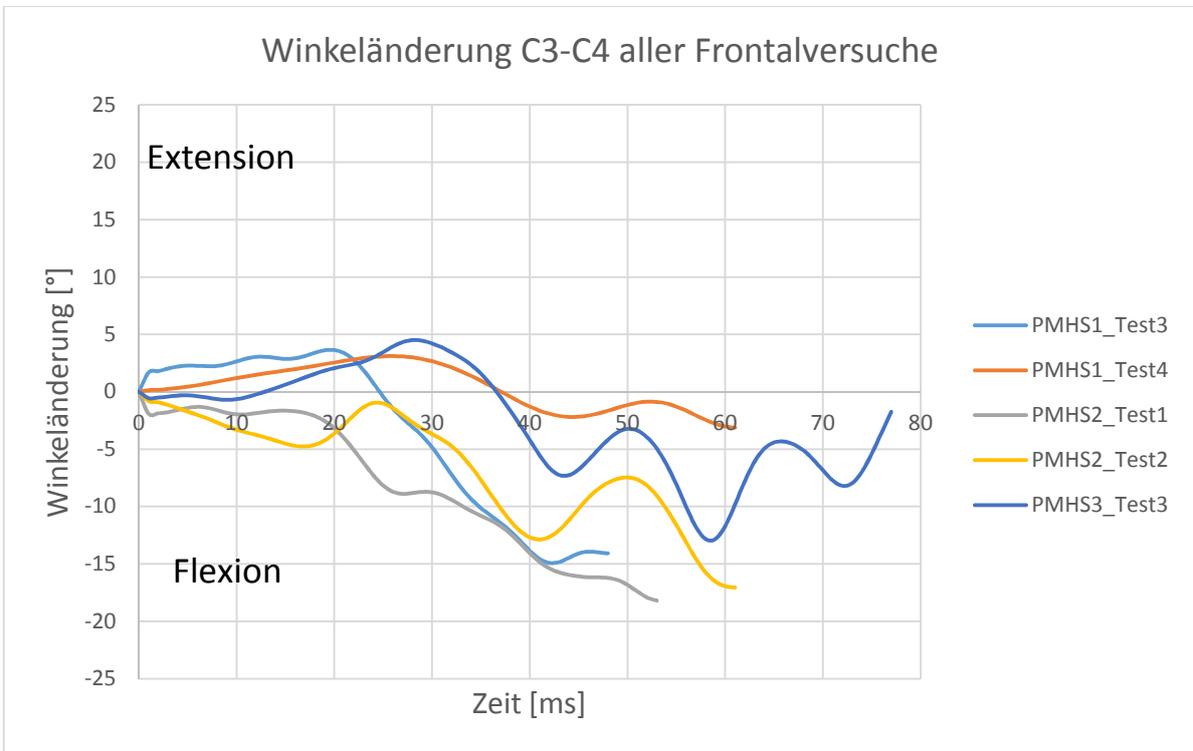


Diagramm 22: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C3-C4 aller Frontalversuche

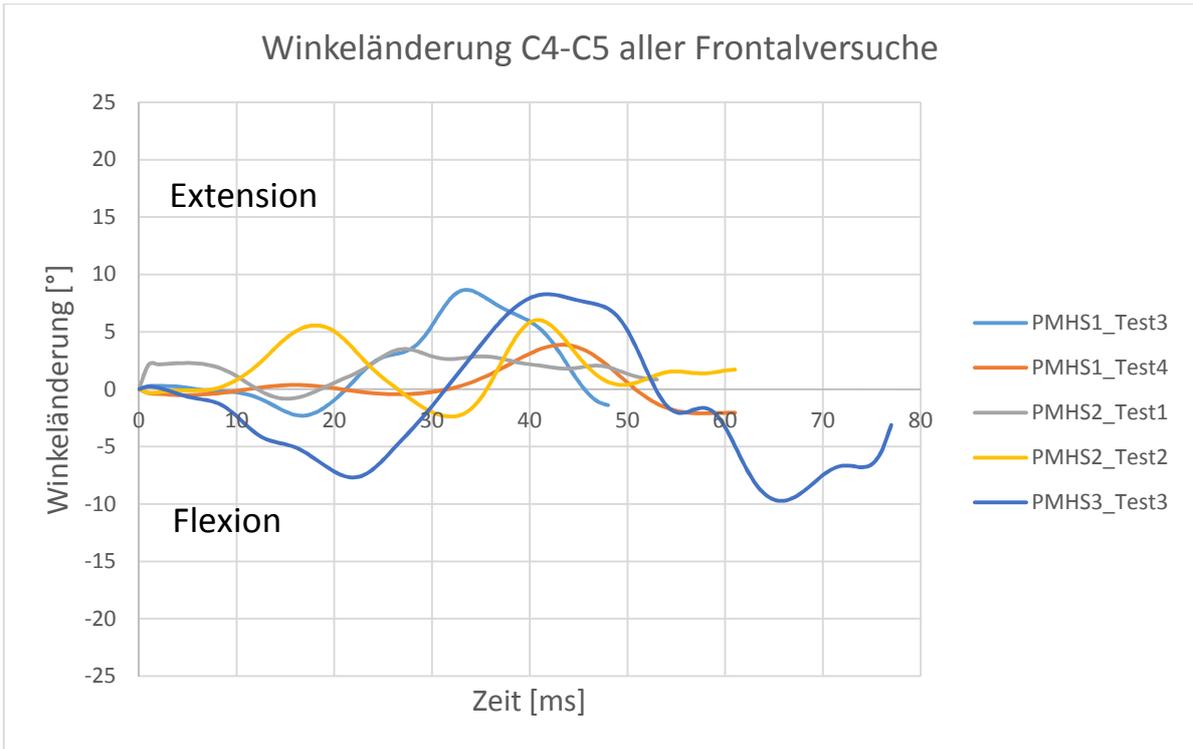


Diagramm 23: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C4-C5 aller Frontalversuche

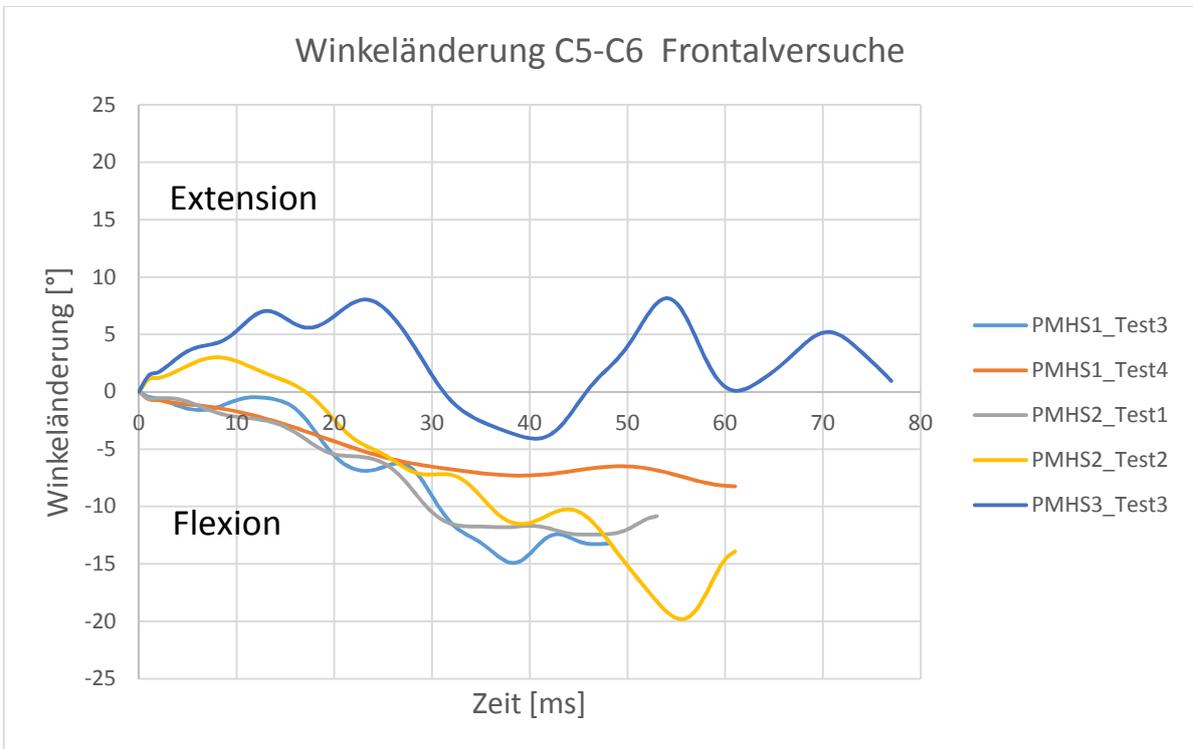


Diagramm 24: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C5-C6 aller Frontalversuche

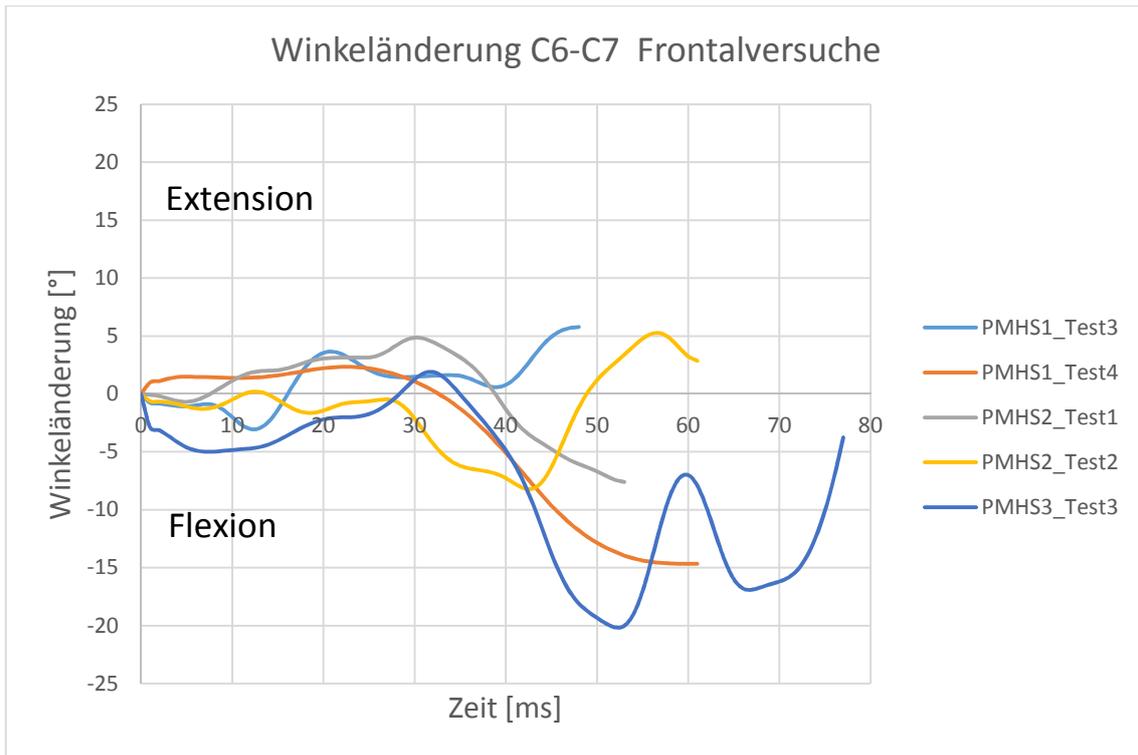


Diagramm 25: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C6-C7 aller Frontalversuche

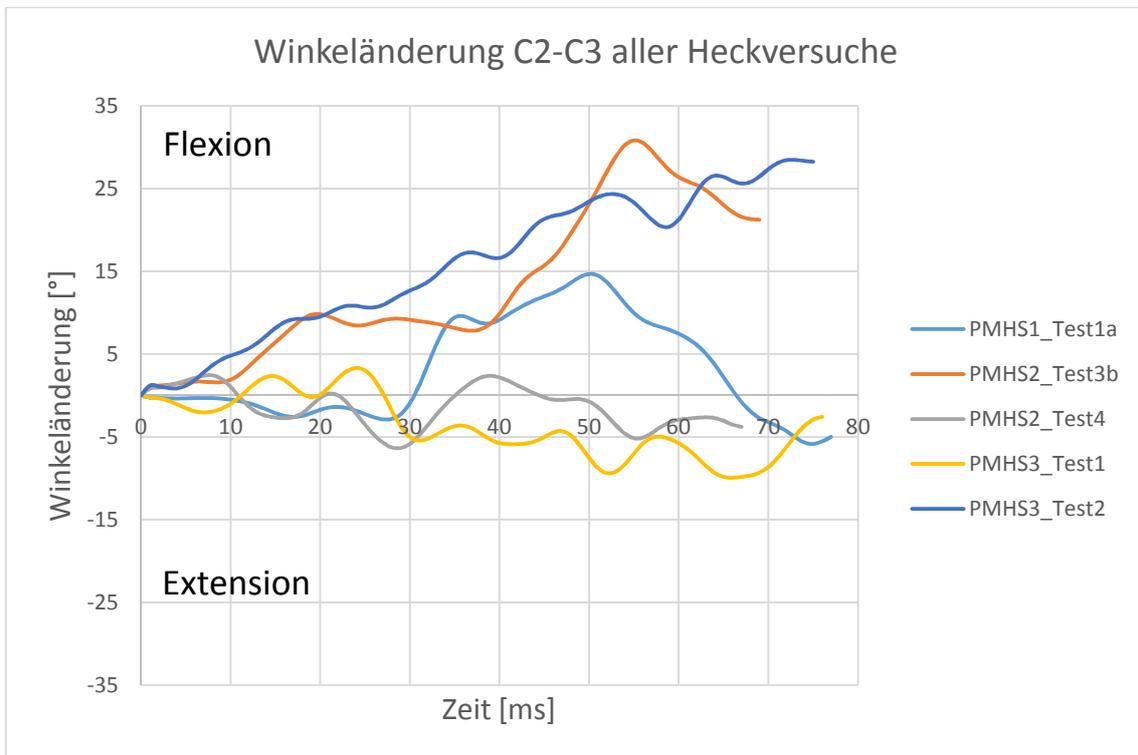


Diagramm 26: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C2-C3 aller Heckversuche

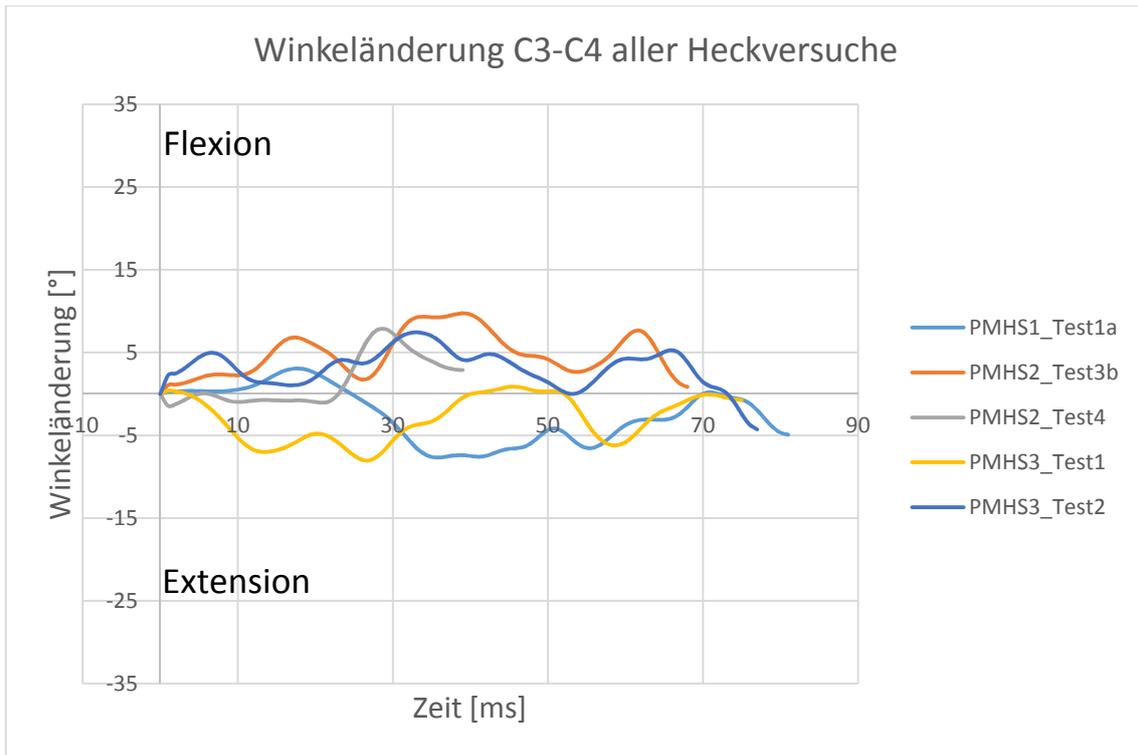


Diagramm 27: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C3-C4 aller Heckversuche

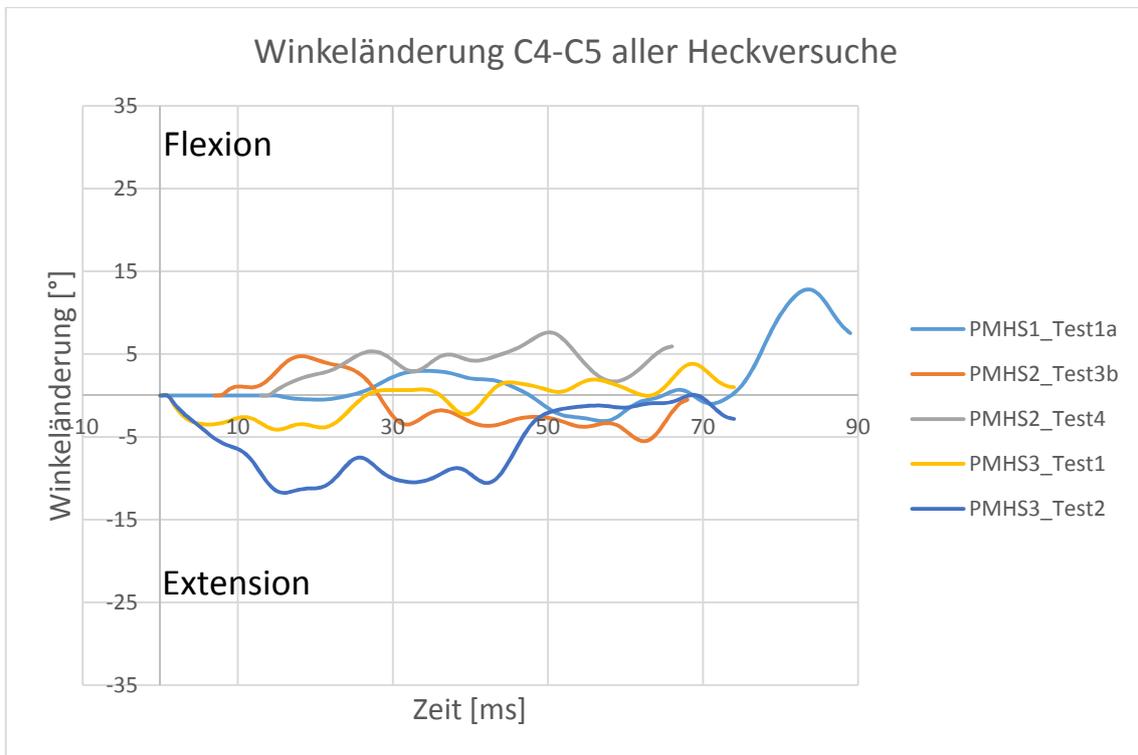


Diagramm 28: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C4-C5 aller Heckversuche

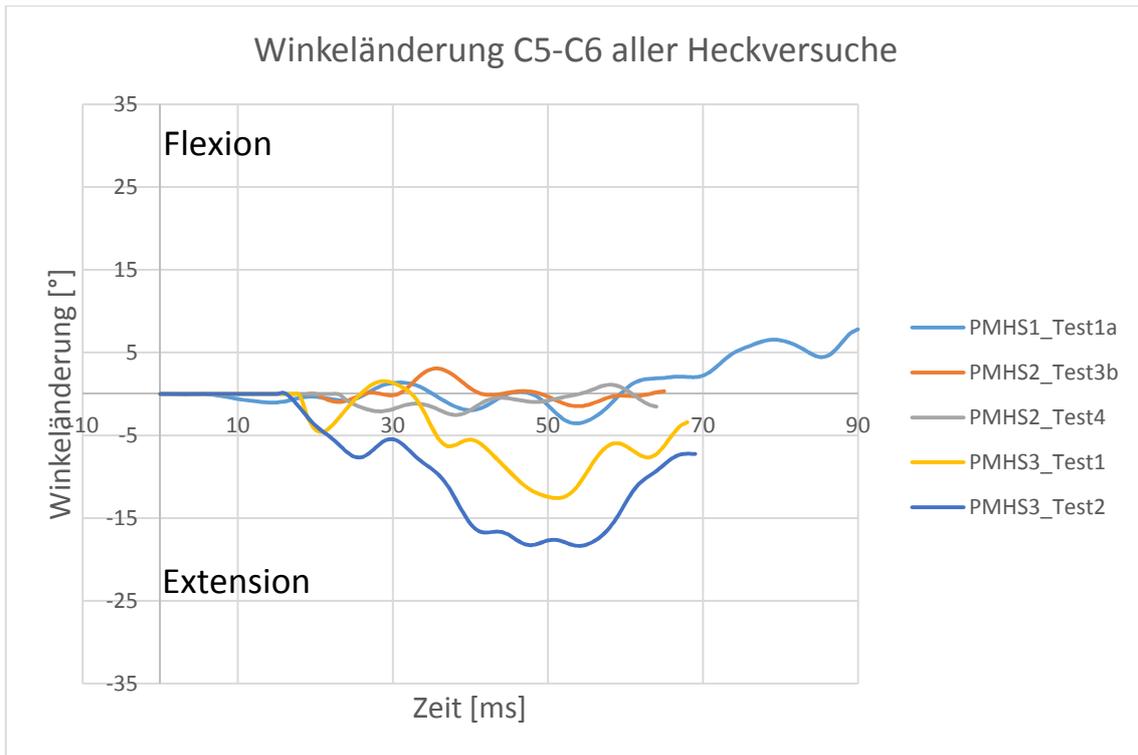


Diagramm 29: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C5-C6 aller Heckversuche

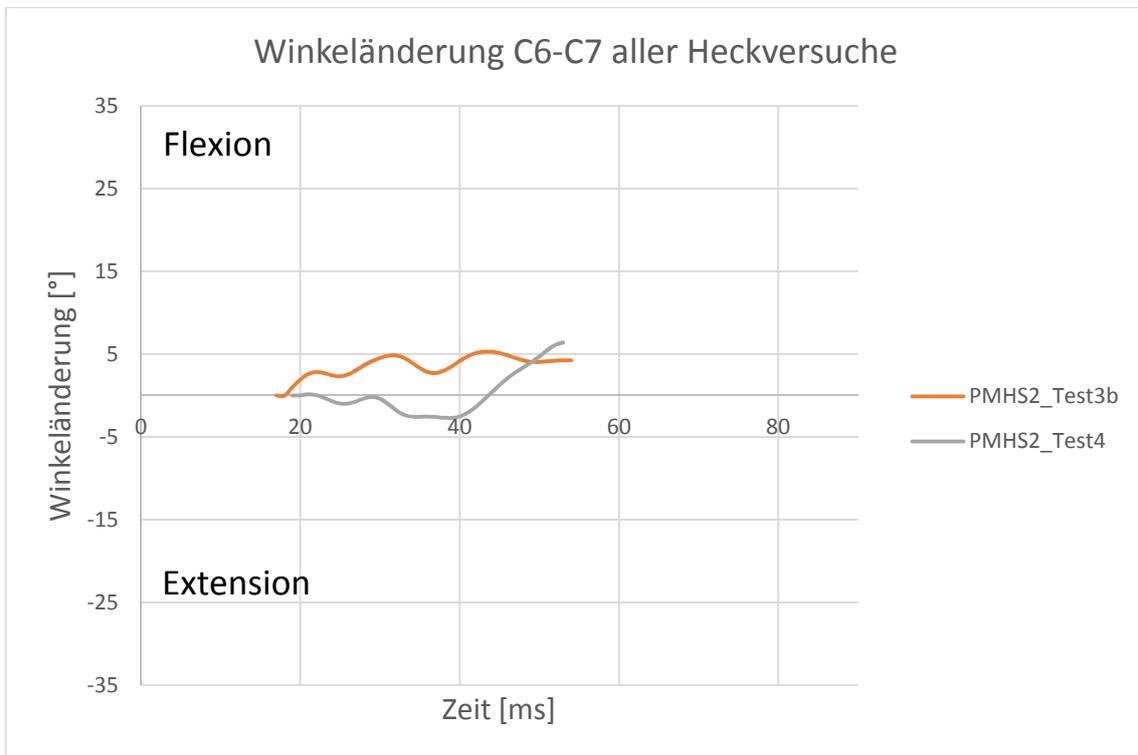


Diagramm 30: Verlauf der Winkeländerung des Wirbelpaares C6-C7 aller Heckversuche

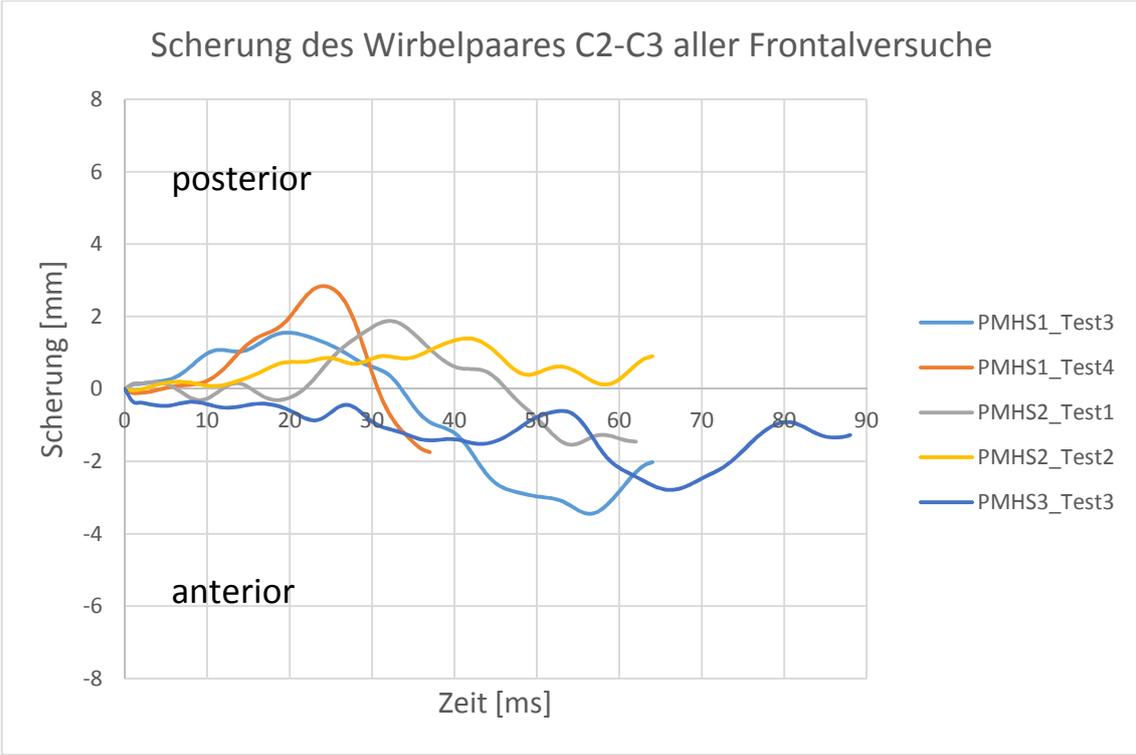


Diagramm 31: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C2-C3 aller Frontalversuche

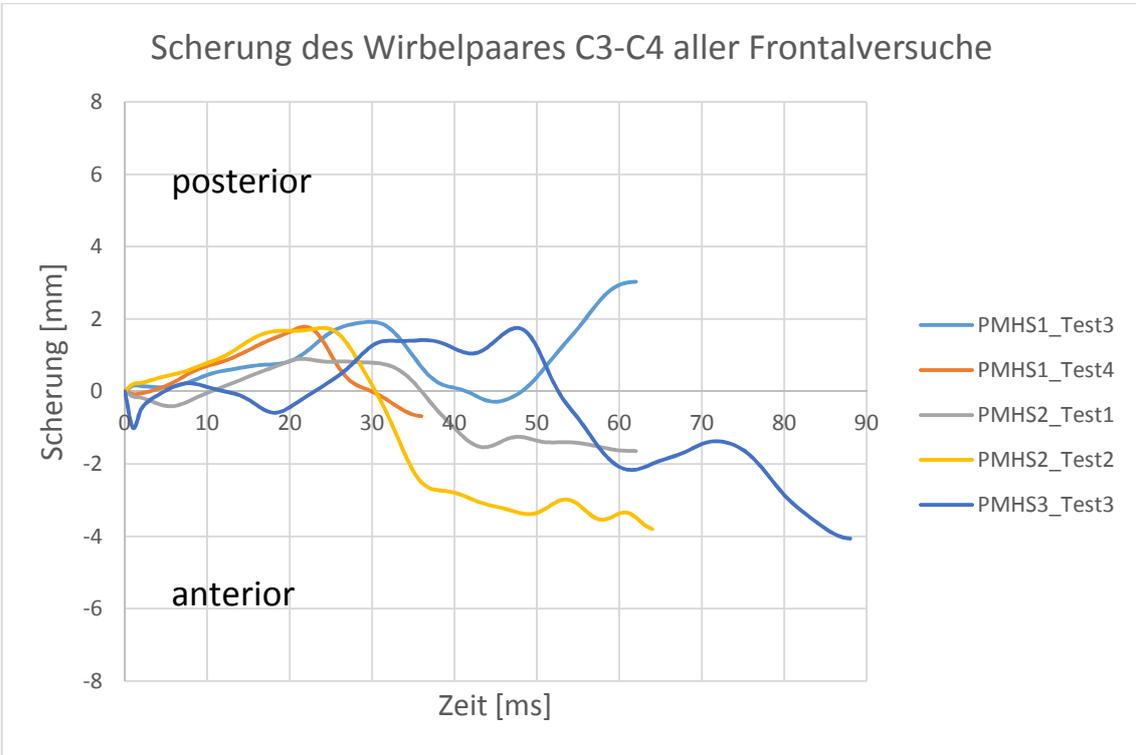


Diagramm 32: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C3-C4 aller Frontalversuche

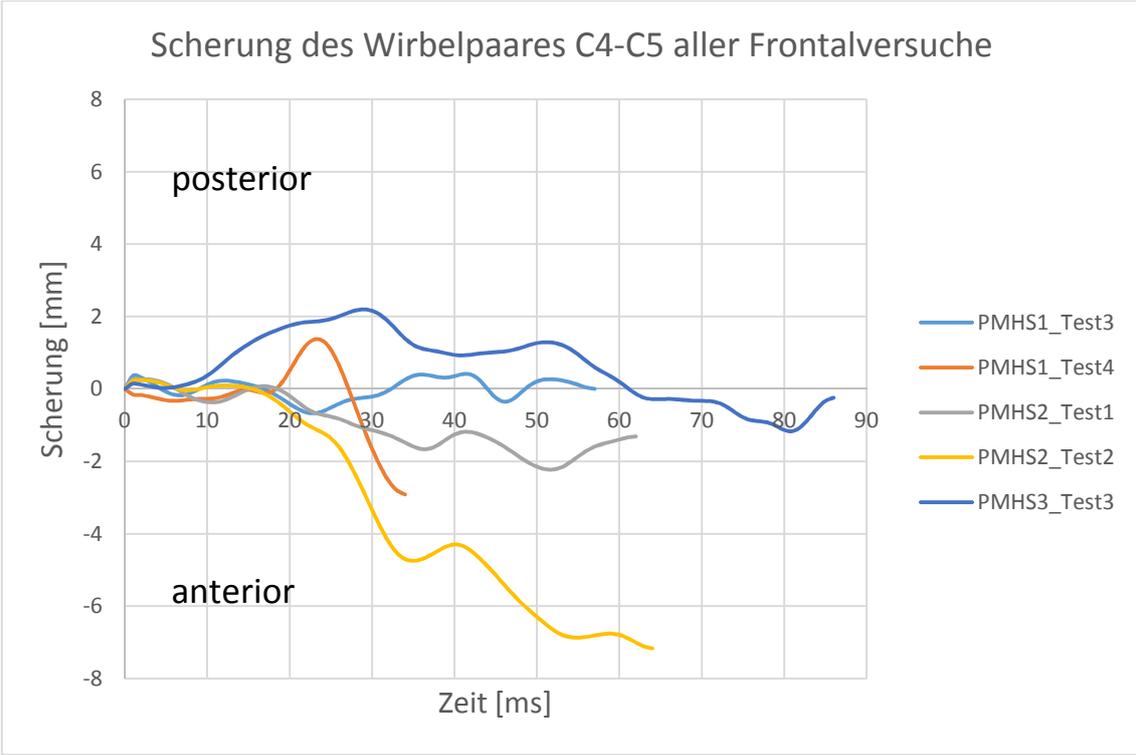


Diagramm 33: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C4-C5 aller Frontalversuche

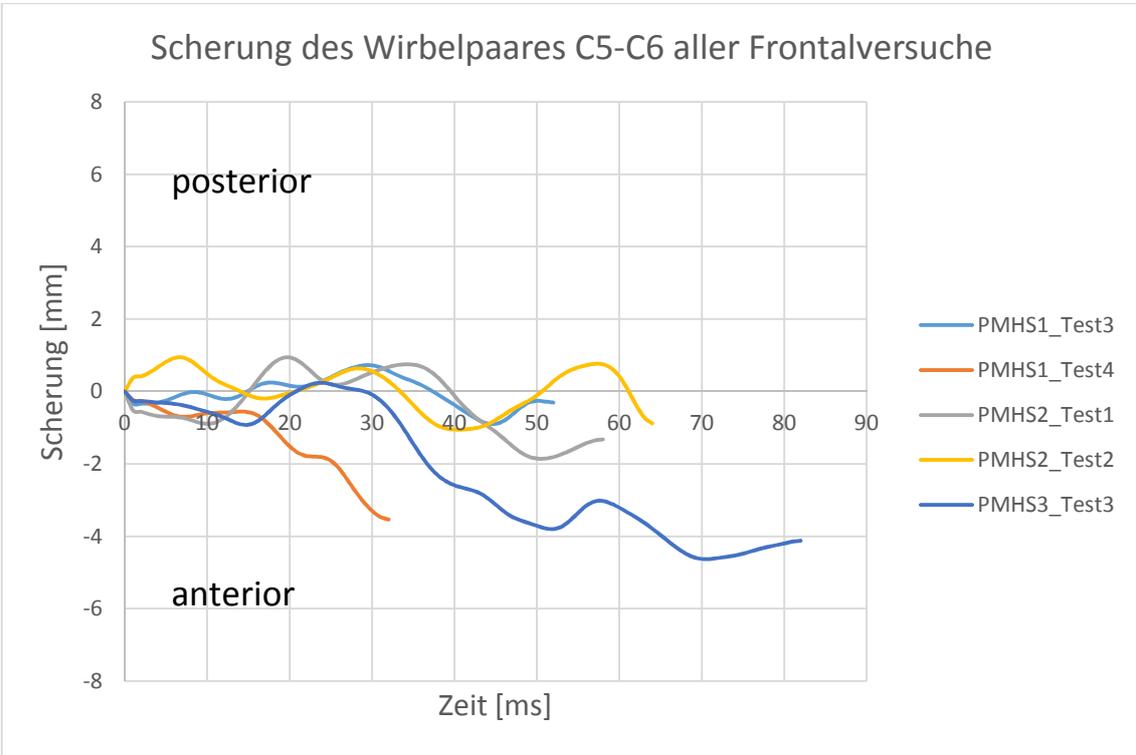


Diagramm 34: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C5-C6 aller Frontalversuche

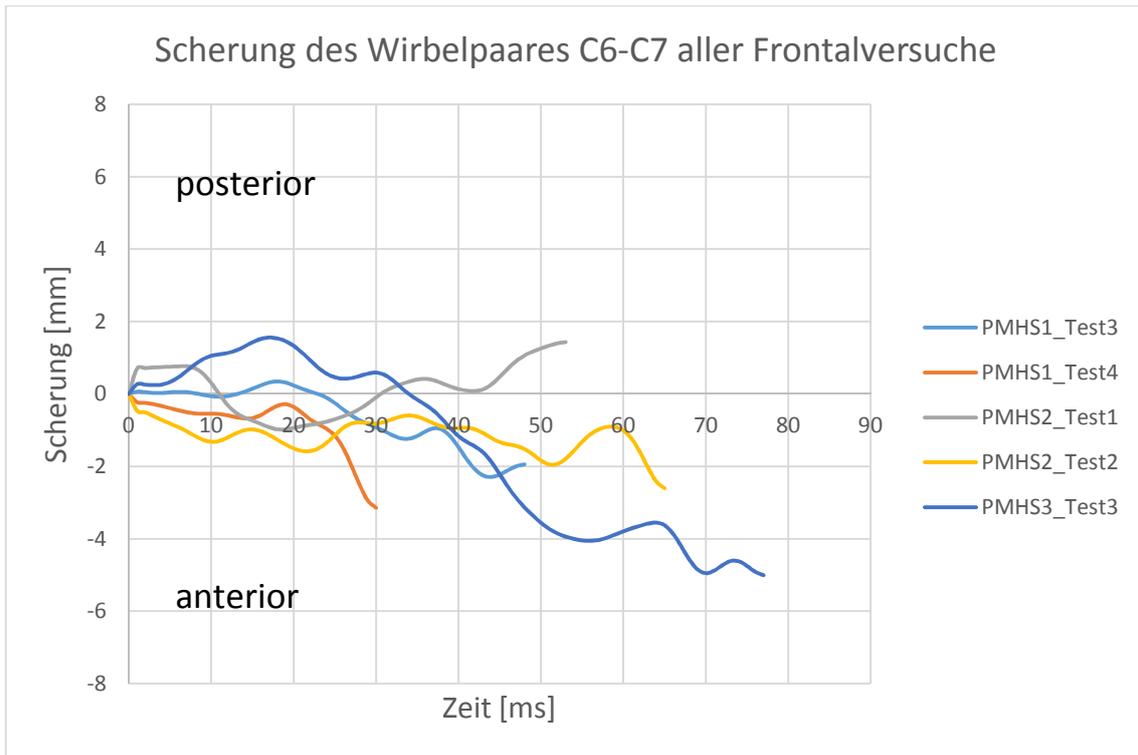


Diagramm 35: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C6-C7 aller Frontalversuche

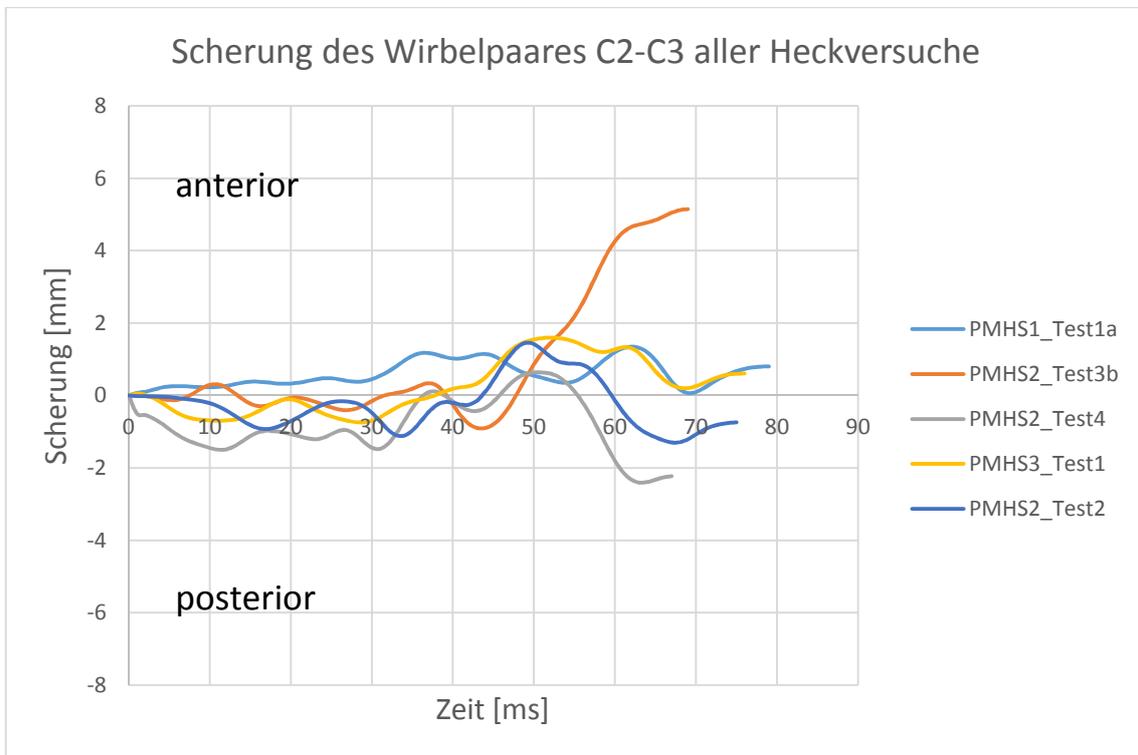


Diagramm 36: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C2-C3 aller Heckversuche

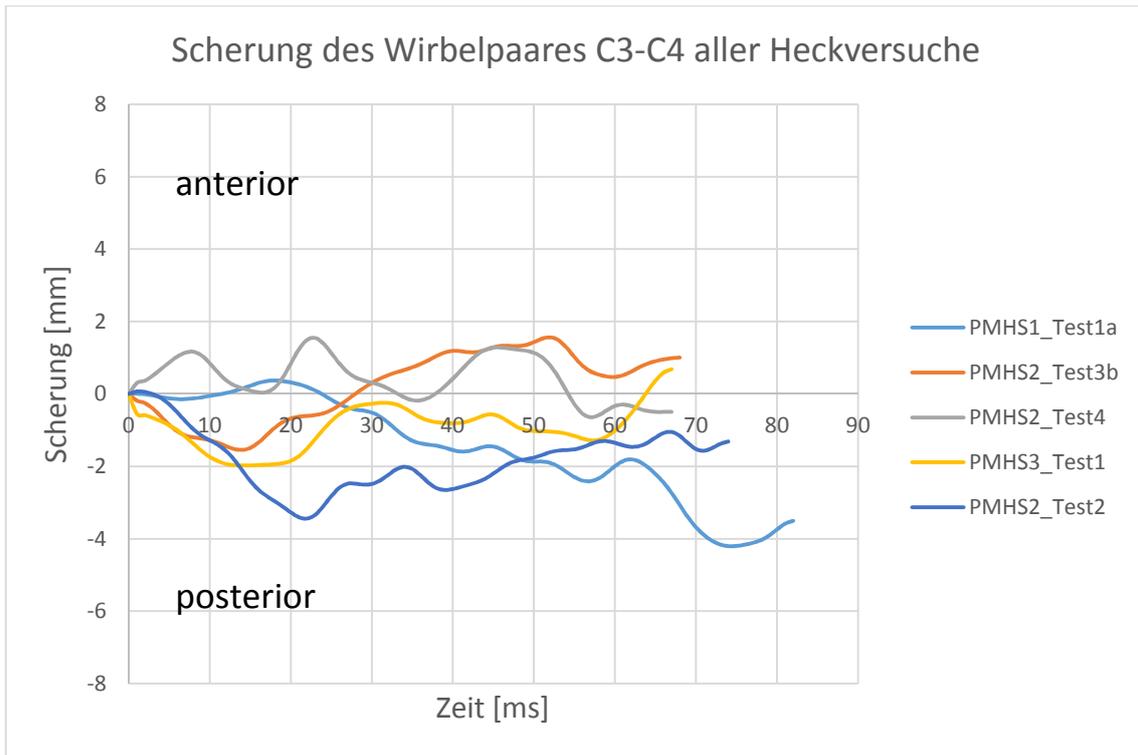


Diagramm 37: Verlauf der des Wirbelpaares Scherung C3-C4 aller Heckversuche

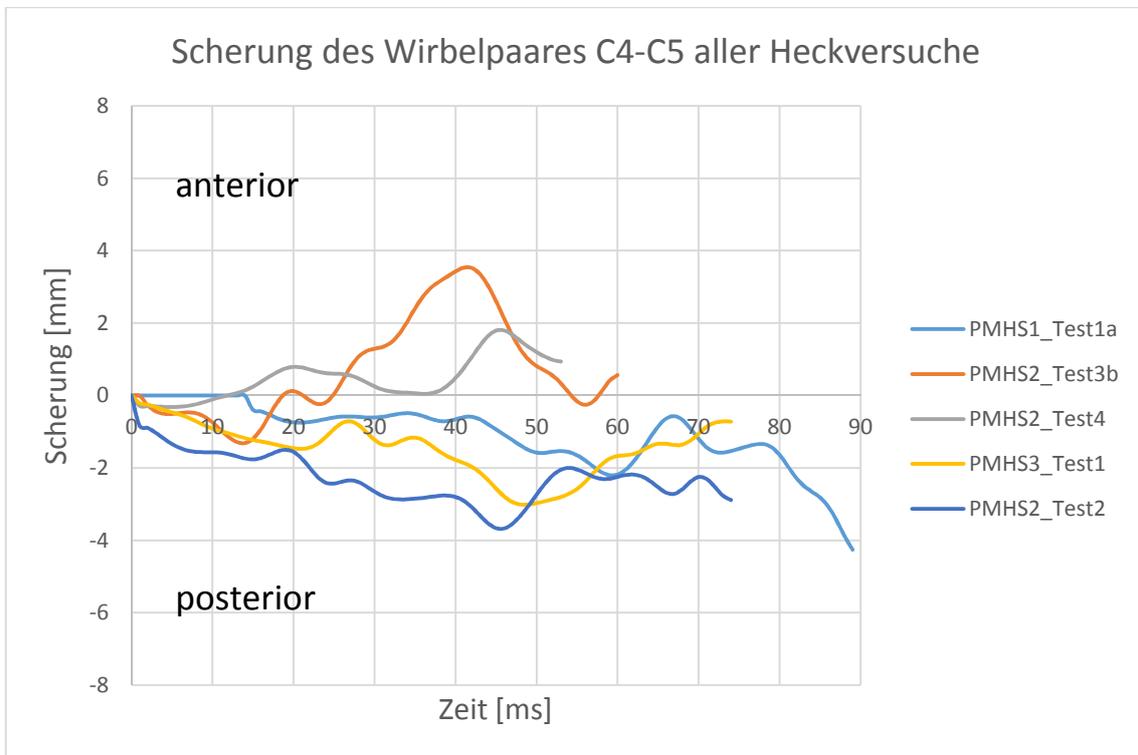


Diagramm 38: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C4-C5 aller Heckversuche

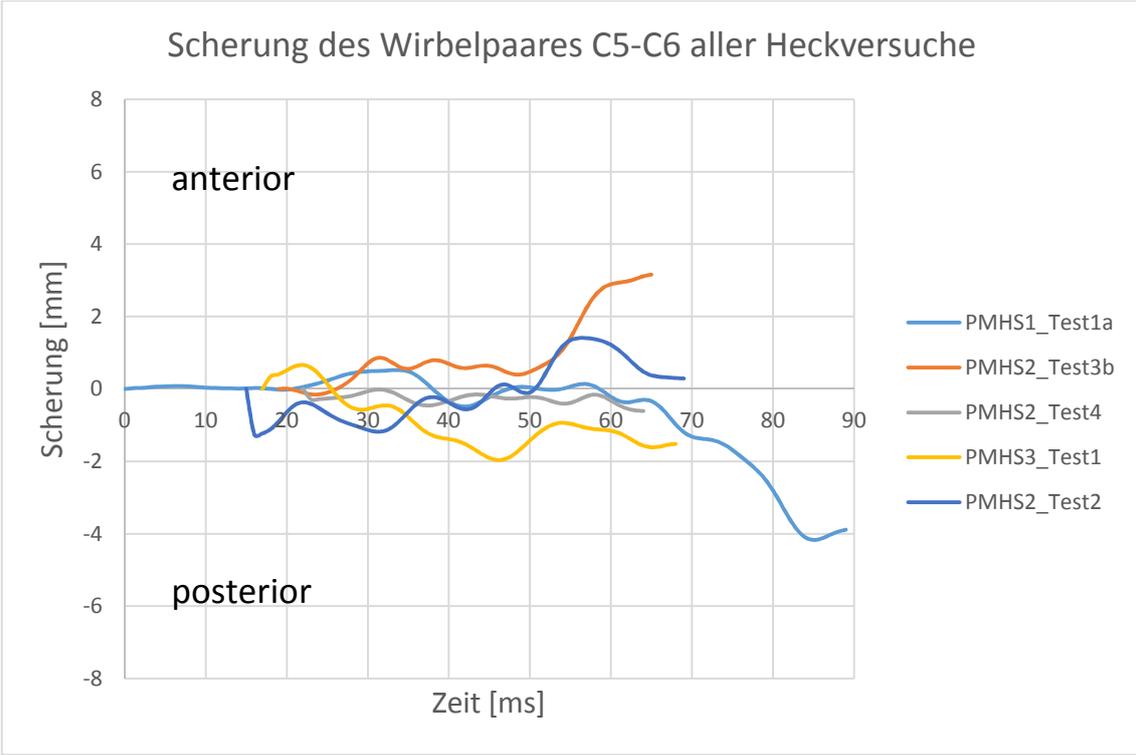


Diagramm 39: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C5-C6 aller Heckversuche

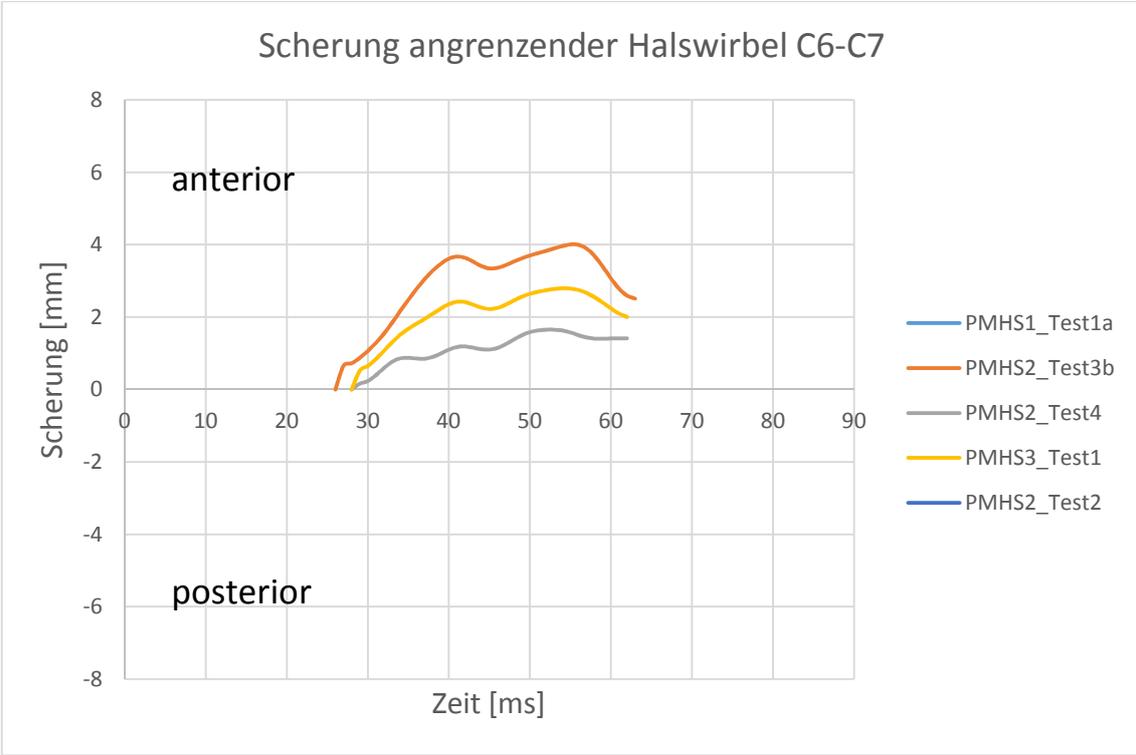


Diagramm 40: Verlauf der Scherung des Wirbelpaares C6-C7 aller Heckversuche