

Aus der Klinik für Orthopädie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. R. Krauspe

Die experimentelle Bewegungsanalyse und Bewertung des Verletzungsrisikos
von Insassen bei Seitenkollisionen – Erkenntnisse aus Crashtests beim
fahrenden Personenkraftwagen

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin der Medizinischen
Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Christian Johannes Guillaume Castro

2017

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. N. Klöcker

Referent: Univ.-Prof. Dr. med. K.-P. Schulitz

Korreferent: PD Dr. med. J. Schneppendahl

Ich widme diese Promotion meiner gesamten Familie, die mich von Anfang bis
Ende unterstützt hat und mich immer wieder ermutigt hat diese Dissertation
fertig zu stellen.

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Castro, C.J.G., Hein, M., Kalthoff, W., Becke, M., Gorny, L., Wagner, H., Castro, W.H.M., (2015), Bewegungsanalyse und Bewertung des Verletzungsrisikos von Insassen bei Seitenkollisionen – Erkenntnisse aus Crashtests beim fahrenden Pkw. *VKU – Verkehrsunfall und Fahrzeugtechnik*, (Heft 11) 380 – 389

Castro, W.H.M., Hein, M., Kalthoff, W., Becke, M., Wagner, H., Castro, C.J.G., (2016), Neueste Erkenntnisse aus Crashtests mit Probanden im fahrenden Personenkraftwagen bei Seitkollisionen. *NZV – Neue Zeitschrift für Verkehrsrecht*, (Heft 3) 110-112

Zusammenfassung

Das „Schleudertrauma“ steht seit vielen Jahren im Mittelpunkt des Interesses, da sich vor allem der volkswirtschaftliche Schaden allein in Deutschland auf zwei Milliarden Euro pro Jahr beläuft. Bis dato gibt es nur Theorien für das Entstehen der mannigfaltigen Symptome, wie unter anderem Kopf- und Nackenschmerzen. Für die Gutachter besteht vor allem das Dilemma, dass den Symptomen nicht immer eine bildmorphologische Verletzung im Bereich der HWS gegenübersteht. Bisher werden Aussagen über eine eventuelle Verletzung der HWS auf vorliegende wissenschaftliche Studien basiert. Diese liegen in der Literatur vor allem für die Heckkollision vor, da diese die häufigste Unfallkonstellation darstellt. Wissenschaftliche Erkenntnisse bei Seitenkollisionen mit Probanden im fahrenden Pkw sind, nach unserem Kenntnisstand, nur ansatzweise in der Studie von Leinkenjost (2013) beschrieben worden. Weiterhin liegen Studien von Becke et al (1999) und Becke und Castro (2000) zur Seitenkollision im stehenden Pkw vor, wobei die Kinematik in eine Primär- und Sekundärbewegung unterschieden wurde und die Primärbewegung als die relevantere Bewegung für einen möglichen Kopf-/Schulteranstoß betrachtet wurde.

Ziel der vorliegenden Doktorarbeit ist es die Kinematik des Kopfes und der Brust der Probanden bei einer Seitenkollision in einem fahrenden Pkw genauer zu analysieren.

In dieser experimentellen Untersuchung wurden vier männliche Probanden, sowohl als Fahrer als auch als Beifahrer und mit „entspannter“ und „angespannter“ Muskulatur, verifiziert mittels EMG-Analyse (siehe auch die Studie von Gorny (2013)), einer seitlichen Belastung (kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung = 2,1km/h) im fahrenden Pkw ausgesetzt.

Als wesentliches Ergebnis konnte festgehalten werden, dass die Geschwindigkeit bei der Sekundärbewegung, sowohl in „entspannter“ als „angespannter“ Sitzhaltung, am höchsten war. Hinsichtlich des zurückgelegten Weges des Kopfes, der Brust und der seitlichen Neigung der HWS zeigte sich kein Unterschied in der Primär- und Sekundärbewegung. Als weiteres Ergebnis konnte festgehalten werden, dass eine bisher nicht beschriebene Tertiärbewegung große Auslenkungs- und Geschwindigkeitsparameter aufweist. Diese Ergebnisse liefern, auch unter Berücksichtigung der Limitierungen der Studie (z.B. niedrige Probandenzahl), im Gegensatz zu den bisherigen Studien von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000), wichtige neue Erkenntnisse. Wurde bis dato in der wissenschaftlichen Literatur insbesondere die Primärbewegung als die relevante Bewegungsrichtung der betroffenen Person im Pkw für einen für die HWS möglichen verletzungsrelevanten Anstoß von Körperteilen im Fahrzeuginnenraum betrachtet, so zeigt sich, dass nunmehr auch der Sekundärbewegung – zumindest auf diesem sehr geringem Belastungsniveau – eine wichtigere Rolle als ursprünglich gedacht, zukommt, welche somit bei der Begutachtung von Verletzungen der Halswirbelsäule nach Pkw-Verkehrsunfällen zu berücksichtigen gilt. Diese Ergebnisse gelten nur für den anprallfreien Raum und sollten in einer weiteren Studie mit einer größeren Probandenzahl bestätigt und vertieft werden.

Abkürzungsverzeichnis

Δv	Kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung Delta-V
$\Delta v_{\text{-quer}}$	Kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung Delta-V bei einer Seitenkollision
CTS	Unfallrekonstruktionsfirma Crashtestservice.com
EMG	Elektromyographie
HWS	Halswirbelsäule
Kfz	Kraftfahrzeug
Lkw	Lastkraftwagen
Pkw	Personenkraftwagen
QTF	Quebec Task Force
UDS	Unfalldatenspeicher
WAD	<i>whiplash associated disorders</i>

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1 – Pendelkonstruktion	14
Abbildung 2 – Versuchsfahrzeug	15
Abbildung 3 – Bildmaterial in Vogelansicht	15
Abbildung 4 – Bildmaterial in Frontalansicht	16
Abbildung 5 – Versuchsaufbau der Seitenkollision als Schema	16
Abbildung 6 – Pendelkonstruktion als Schema	17
Abbildung 7 – Triggermechanismus	17
Abbildung 8 – Schaumstoffpolsterung	18
Abbildung 9 – Kontaktsensor	19
Abbildung 10 – Lampe	19
Abbildung 11 – Führungsvorrichtung	20
Abbildung 12 – Start- und Endposition der Kollision	21
Abbildung 13 – Unfalldatenspeicher	22
Abbildung 14 – Hochgeschwindigkeitskamera	23
Abbildung 15 – Positionierung der Hochgeschwindigkeitskameras	23
Abbildung 16 – Frontalansicht des Beifahrers in Primärbewegung	24
Abbildung 17 – Frontalansicht des Fahrers in Sekundärbewegung	25
Abbildung 18 – Frontalansicht des Beifahrers in Tertiärbewegung	25
Abbildung 19 – Seitliche Neigung der HWS	26
Abbildung 20 bis 51 – Bildstrecke 1	63
Abbildung 52 bis 77 – Bildstrecke 2	79
Abbildung 78 bis 81 – Bildstrecke 3	92

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 – Auswertung der Bewegungsrichtung des Beifahrers „4“	30
Tabelle 2 – Auswertung der Bewegungsrichtung des Fahrers „1“	33
Tabelle 3 – Auswertung der Bewegungsrichtung des Fahrers „2“	35
Tabelle 4 – Auswertung der Bewegungsrichtung des Beifahrers „3“	37
Tabelle 5 – Auswertung der Bewegungsrichtung des Beifahrers „1“	39
Tabelle 6 – Die Rolle der Sitzposition	53
Tabelle 7 – Die Rolle der Muskelspannung	54
Tabelle 8 bis 23 – Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung	94

Diagrammverzeichnis

Diagramm 1 – Graphische Darstellung des zurückgelegten Weges	30
Diagramm 2 – Weg der Brust der Fahrer	31
Diagramm 3 – Geschwindigkeit der Brust der Fahrer	31
Diagramm 4 – Geschwindigkeit des Kopfes der Fahrer	33
Diagramm 5 – Weg des Kopfes der Fahrer	35
Diagramm 6 – Weg des Kopfes der Beifahrer	37
Diagramm 7 – Geschwindigkeit des Kopfes der Beifahrer	39
Diagramm 8 – EMG-Analyse in Primär- und Sekundärbewegung	55
Diagramm 9 bis 24 – Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse	94
Diagramm 25 bis 34 – Balkendiagramm der Bewegungsanalyse	110

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	I
Abkürzungsverzeichnis	II
Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	IV
Diagrammverzeichnis	V
Inhaltsverzeichnis	VI
1. Einleitung	1
2. Zielsetzung	11
3. Material und Methode	13
3.1 Probanden	13
3.2 Fahrzeuge und Kollisionsablauf	13
3.3 Durchführung der Kollisionen	20
3.4 Unfalldatenspeicher und Analyse	21
3.5 Hochgeschwindigkeitskameras und Videoanalyse	22
4. Ergebnisse	29
5. Diskussion	44
6. Schlussfolgerung	58
7. Literatur	60
8. Anhang	63
8.1 Bildstrecke zur Geschwindigkeit des Kopfes und der Brust	63
8.2 Bildstrecke zum Weg des Kopfes und der Brust	79
8.3 Bildstrecke zur seitlichen Neigung der HWS	92

8.4 Tabellen und Kurvendiagramme der Bewegungsanalyse	94
8.5 Balkendiagramme der Bewegungsanalyse	110
Danksagung	
Eidesstattliche Versicherung	

1 Einleitung

Die Beurteilung und Bewertung von Beschwerden nach zum Teil leichteren Personenkraftwagen [Pkw]-Verkehrsunfällen, die sich auf die Halswirbelsäule [HWS] beziehen, und unter denen das hier abzuhandelnde „Schleudertrauma“ eine besondere Bedeutung erlangt hat, bedürfen nach wie vor einer eingehenden Diskussion. Die eigentliche Problematik liegt darin begründet, dass die unter leichten Krafteinflüssen zustande gekommenen Schleudertraumata ein Beschwerdebild nach sich ziehen, das sich nicht auf objektive Kriterien stützen lässt. Ursprünglich ausschließlich einem Auffahrunfall von hinten (Pkw-Heckkollision) zugeordnet, sind im Laufe der Zeit verschiedene Unfallmechanismen (Seitenkollision, Frontalkollision, zweidimensionale Kollision) als Ursache dieses „Schleudertraumas“ angesehen worden (1).

Das „Schleudertrauma“ steht seit vielen Jahren im Mittelpunkt des Interesses. Definiert wird diese spezielle Einheit des „Schleudertrauma“ (englisch: „*whiplash injury*“ oder „*whiplash associated disorders*“ [WAD]) lediglich durch das Auftreten von mannigfaltigen Krankheitssymptomen wie z.B. Kopf- und Nackenschmerzen, Schwindel, ohne dass, wie oben erwähnt, immer eine morphologische Verletzung im Bereich der HWS in der Bildgebung objektiviert werden kann (2,3). Im Jahre 1995 hat die „Quebec Task Force“ [QTF], mittels einer evidenzbasierten Metaanalyse, eine bis heute international gebräuchliche Einteilung des Schweregrades des „Schleudertraumas“ aufgestellt (3). Dabei entstand folgende Klassifikation:

0. Keine Nackenschmerzen
1. Nackenschmerzen, Steifheit des Nackens
2. Nackenbeschwerden und Muskelverspannung, Bewegungseinschränkung, Muskelhartspann
3. Nackenbeschwerden und neurologische Befunde
4. Nackenbeschwerden und Frakturen oder Dislokationen

Man ist in der Literatur stillschweigend dazu übergegangen, das hier zur Diskussion stehende Schleudertrauma den Graden 1 und 2 zuzuordnen, während den Schleudertraumata der Grade 3 und 4, mit neurologischen Befunden, Frakturen und Dislokationen, eine ganz andere Problematik zukommt.

Die QTF hat das „Schleudertrauma“ wie folgt umrissen (Zitat): „Whiplash is an acceleration-deceleration mechanism of energy transfer to the neck. It may result from rear-end or side-impact motor-vehicle collisions, but can also occur during diving or other mishaps. The impact may result in bony or soft-tissue injuries (whiplash injury), which in turn may lead to a variety of clinical manifestations (whiplash-associated disorders)” (3). Entsprechend dieser Definition soll betont werden, dass das „Schleudertrauma“ keine Diagnose sein kann, sondern nur einen Mechanismus beschreibt, der zu einer möglichen Verletzung der Halswirbelsäule führen kann, oft ohne sichtbare bildgebende Substrate zu hinterlassen, und mit Schmerzen in Ruhe oder in Bewegung verbunden und von einer eingeschränkten Beweglichkeit der HWS begleitet sein kann. Dabei muss dieses „Schleudertrauma“ nicht zwingend in Zusammenhang gebracht werden mit einem Verkehrsunfall, sondern kann auch bei anderen Unfällen auftreten (2,3).

Auffallend ist, dass trotz der Zunahme an Sicherheitsmaßnahmen in den modernen Kraftfahrzeugen [Kfz], wie z.B. Airbags etc., die Anzahl der „Schleudertraumata“ weiterhin hoch ist. In Deutschland wurden –um einen gewissen Einblick über die Häufigkeit des „Schleudertraumas“ zu geben– im Jahr 2014 2.406.685 Unfälle im Straßenverkehr polizeilich erfasst. Hierbei kam es zu 302.435 (ca. 13%) Unfällen mit Personenschaden (diese Zahlen beinhalten die Verletzungen mit und ohne die typischen Symptome eines Schleudertraumas) (4). Chappuis et al. (2006) zeigten, dass fast die Hälfte dieser Unfälle mit Personenschaden in Deutschland (47%) ein „Schleudertrauma“ betrafen und hierdurch enorme volkswirtschaftliche Schäden entstanden (2).

Mehrere Problemfelder fordern den Orthopäden und Unfallchirurgen besonders heraus:

Der therapeutische Zugang der Beschwerden mit Neigung zur Therapieresistenz bzw. Chronifizierung (10%), ist bei unauffälliger Bildgebung der HWS nur schwer möglich (5). Zudem ist es oftmals schwierig den Patienten zu vermitteln, dass Rechtsansprüche für Beschwerden, die vermeintlich durch ein Schleudertrauma entstanden sind, nur durch die (gutachterliche) Klärung des Zusammenhangs mit dem Unfallereignis respektive dem Verletzungsmechanismus, der gegebenenfalls zu einer Schädigung der HWS geführt hat, möglich sind. Die Tatsache, dass häufig keine objektivierbaren bildmorphologischen Verletzungen festgestellt werden können haben Chappuis und Soltermann (2008) erneut veranlasst, die Forderung nach einer biomechanischen Analyse mehr Gewicht zu verleihen (6), wengleich Castro et al. (1997) schon bei einer kollisionsbedingten Geschwindigkeitsänderung Δv [Δv] von durchschnittlich 11.4km/h und g-Kräften von durchschnittlich 2.7g (also niedriger Beanspruchung), die typische Symptomatik eines „Schleudertraumas“ auslösen konnten, ohne begleitende objektivierbare Verletzungen (7). Das bedeutet, dass aufgrund der heutigen Datenlage wissenschaftlicher Ergebnisse zu diesem Thema eine eindeutige Aussage nicht immer erreicht werden kann, so dass es die wissenschaftlichen Aktivitäten anzukurbeln gilt.

Von Bedeutung –vor allem in Bezug auf den volkswirtschaftlichen Schaden– ist, dass das „Schleudertrauma“ weniger die ältere Menschheit betrifft. Eine Studie von Mazotti et al. (2008) zeigte, dass das Durchschnittsalter für ein „Schleudertrauma“ zwischen dem 30. und 40. Lebensjahr lag, also dass die Altersgruppe mit einer hohen Arbeitsproduktivität betroffen war (8). Dies wurde auch in einer Studie von Münker et al. (1995) bestätigt, in der die Altersverteilung bei 15000 Pkw-Pkw-Kollisionen analysiert wurde. Hierbei zeigte sich, dass der relative Anteil von „Schleudertraumata“ ab dem 50. Lebensjahr signifikant abnahm (9). Die Kosten, die insgesamt durch medizinische Therapien, Arbeitsausfällen und juristischen Kosten entstehen, belaufen sich in Deutschland auf ungefähr zwei Milliarden Euro pro Jahr (10).

In dieses ungeheure Kostenpaket gehen die Abwicklungen für Therapie und Klärung fraglicher „Schleudertraumata“ mit ein. Chappuis et al. (2006) berichteten darüber, dass in Deutschland in 65% Schadenersatzforderungen gestellt wurden, obschon nur Niedriggeschwindigkeitsunfälle (unter 30km/h) vorlagen (2). Die Unsicherheit wird dadurch erhöht, dass einige Autoren wie Brault et al. (1998) bei sehr niedrigen kollisionsbedingten Geschwindigkeitsänderungen von 4km/h beziehungsweise 8km/h bis zu 29% beziehungsweise 38% der Fälle Beschwerden fanden wie sie bei klassischen „Schleudertraumata“ vorhanden sind (11), während kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderungen bis zu 15km/h wie sie bei Zusammenstößen von Autoscootern auf dem Jahrmarkt zustandekommen, und die dem gleichen Unfallmechanismus unterliegen, cum grano salis keine Beschwerden hinterlassen (12).

Der Vollständigkeit halber sollte noch erwähnt werden, dass eine kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung von ca. 4km/h fast einer Beschleunigung von 1g entspricht, also der normalen Erdbeschleunigung ($1g \approx 9,81m/s^2$), und damit Größen des alltäglichen Lebens ohne symptomatische Folgeerscheinungen sind. Aus diesen Gründen haben Castro et al. (2001) den Gedanken der psychischen Mitbeteiligung mit ins Spiel gebracht (13). In ihrer experimentellen Plazebo-Kollisionsstudie beschrieben sie, dass fast 20% der Probanden innerhalb von drei Tagen nach einer Plazebo-Kollision Symptome eines „Schleudertraumas“ aufwiesen (13). Keiner der Probanden zweifelte an einem realen Unfall, obwohl die Beschleunigung von 0,03g normalerweise unerheblich ist. Die Autoren waren der Ansicht, dass wenn ein derartiges Ereignis als Unfall erlebt wird, Angst und psychosomatische Beschwerden ausgelöst werden können, obwohl eine Beschleunigung von 0,03g 4-5 mal niedriger ist als der erste Schritt eines Probanden, wenn er aus sitzender Position aufsteht und zu laufen beginnt (13).

Der Gutachter befindet sich also in dem Dilemma, dass die Nachweisbarkeit von Schäden an der HWS nicht Grundlage seiner Begutachtung sein können. Denn als Grundsatz für den medizinischen Gutachter gilt normalerweise das Verhältnis zwischen Belastung und Belastbarkeit. Dies bedeutet, dass eine

Verletzung nur dann auftreten kann, wenn die einwirkende biomechanische Belastungsgröße die maximale noch tolerierbare (d.h. physiologische) Schwelle der Belastbarkeit der betroffenen Strukturen überschreitet. Im Falle eines „Schleudertraumas“ kann dies jedoch nicht Träger der Entscheidung sein, solange die initiale Belastungsgröße durch das Schleuderereignis (wie auch die Belastbarkeit des betreffenden Individuum für eine eventuelle Teilursache wie z.B. Osteoporose) schwer zu definieren ist.

Aufgrund dieser Gegebenheiten ist es zwingend erforderlich –wie oben angedeutet–, die Forschung auf das Bewegungsmuster des Körpers und insbesondere der HWS einerseits und die Belastungsgrößen andererseits im Augenblick der Kollision zu fokussieren.

Arbeitshypothese ist, dass die Beschwerden eines „Schleudertraumas“ durch die exzessive Bewegung der oberen und unteren HWS-Gegend zustande kommt. Im Laufe der Zeit sind verschiedene Theorien entwickelt worden, die die Symptome eines „Schleudertraumas“ erklären sollten; sei es laut Volle (2000) durch das Entstehen einer Instabilität der ligamenta alaria, oder laut Kumar et al. (2005) oder Bogduk (2011) aufgrund erhöhter Beanspruchung der unteren Fazettgelenke, oder laut Eichberger et al. (2000) oder Svensson et al. (2000) durch die Erhöhung des Liquordrucks im Spinalkanal, oder laut Kügelgen et al. (2003) oder Kumar et al. (2002, 2004, 2005) durch die plötzliche Beanspruchung der Nackenmuskulatur, die dies mit Hilfe von Elektromyographie [EMG] Untersuchungen nachgegangen sind (14–21). Castro et al. (2001) haben aufgrund der fehlenden Verletzungssubstrate, erneut auf die Psyche der Verunfallten hingewiesen (13). Diesen verschiedenen Theorien ist zu entnehmen, dass nur Hypothesen bestehen, jedoch unter den Gelehrten bisher keine eindeutige Erklärung für die Symptome eines „Schleudertraumas“ bestehen.

Das „Schleudertrauma“ ist so alt wie das motorgetriebene Fortbewegungsmittel im Straßenverkehr. 1928 hatte bereits Harold Crowe über acht Verkehrsunfälle mit anschließenden Nackenschmerzen vor der Western Orthopedic Association in San Francisco berichtet (22).

Zum Thema „Schleudertrauma“ sind danach von 1954 bis 2016, über die Teilgebiete Ursachen, Kinematik und Therapie, 3575 Studien bei Pubmed registriert (Stand 10.08.2016). Unter anderem Castro et al. (1997) hat sich ausgiebig mit der Bewegungskinematik des Kopfes, der HWS und der Brust bei einem Pkw-Verkehrsunfall beschäftigt. Anhand einer eindimensionalen Heckkollision an Probanden wurde die Bewegungskinematik des Kopfes und der HWS mittels Hochgeschwindigkeitskameras seitlich gefilmt. Dabei haben sie die Bewegung des Fahrers im Raum in eine Primär- und Sekundärbewegung, wobei die Primärbewegung zusätzlich in sechs Phasen differenziert wurde (7).

In der ersten Phase der Primärbewegung bewegt sich der Sitz auf den Fahrer zu und es findet keine Bewegung des Fahrers statt. In der zweiten Phase kommt es zu einem Kontakt von der Sitzlehne und dem Unterkörper des Fahrers, wodurch der Unterkörper sich nach vorne bewegt. Der Kopf bewegt sich in dieser Phase noch nicht, jedoch entsteht eine Flexion der HWS. In der dritten Phase kommt es zu einem weiteren Kontakt zwischen der Sitzlehne und dem Oberkörper des Fahrers, wodurch die Brust sich nach vorne bewegt. Auch in dieser Phase bewegt sich der Kopf noch nicht, wodurch eine relative Translationsbewegung zwischen dem Oberkörper und dem Kopf entsteht. In der vierten Phase kommt es zu einem weiteren Kontakt zwischen der Sitzlehne und den Schulterblättern. Die Folge ist eine Extensionsbewegung des Fahrers. Auch in dieser Phase bleibt der Kopf in der anfänglichen Position, obwohl der Sitz sich schon fast 20cm nach vorne bewegt hat. Die fünfte Phase ist charakterisiert durch die maximale Deformierung der Sitzlehne und der maximalen Extension des Fahrers und jetzt geht der Kopf über in eine Extensionsbewegung. In der sechsten Phase ist die maximale Extensionsbewegung des Kopfes erreicht, da der Kopf in Kontakt mit der Kopfstütze kommt. Hiermit hat der Fahrer mit dem Körper und dem Kopf seine maximale Extensionsbewegung relativ zum Fahrersitz erreicht. Ab diesem Zeitpunkt bewegt sich der gesamte Körper mit dem Fahrersitz und dem Fahrzeuginnenraum nach vorne.

Die Sekundärbewegung tritt sofort nach den oben genannten sechs Phasen, bzw. der Primärbewegung, auf. Hierbei hebt sich die Deformierung des Sitzes auf und der Fahrer bewegt sich relativ zum Fahrersitz nach vorne und wird gegen den Sicherheitsgurt geschleudert (7).

Damit hatten Castro et al. eine genaue Beschreibung der Verlagerung des Oberkörpers und des Kopfes im Fahrerraum bei einer eindimensionalen Heckkollision vorgenommen. Als Primärbewegung bezeichnet man demnach die Bewegung des Körpers in die stoßzugewandte Richtung, als Sekundärbewegung bezeichnet man die Bewegung des Körpers in die stoßabgewandte Richtung.

Die Arbeitsgruppe Panjabi et al. (1997 und 1998) hat die Bewegungskinematik der HWS bei einer eindimensionalen Heckkollision anhand von menschlichen HWS-Kadavern simuliert. Dabei wurde die Bewegungskinematik der HWS-Segmente C1-C7 genauer untersucht und ebenfalls mittels Hochgeschwindigkeitskameras seitlich gefilmt. Die Arbeitsgruppe konnte die Vorstellung einer reinen gleichmäßigen Hyperextension der HWS nicht nachvollziehen und haben eine „S-shape curve“-Verformung in der Primärphase nachgewiesen. Hierbei findet eine bi-phasische Bewegungskinematik innerhalb der HWS statt. Das heisst in der ersten Panjabi-Phase der Kopfrückneigung bildet die HWS eine „S-shaped curve“ mit einer Flexion in der oberen HWS und eine Hyperextension in der unteren HWS. In der zweiten Panjabi-Phase der Kopfrückneigung befindet sich die gesamte HWS in einer Hyperextension und der Kopf erreicht seine höchste Extension. Dabei überstieg die intervertebrale Extension vom HWS-Segment C6/7 bei einem 4g Trauma das Maximum des physiologischen segmentalen Bewegungsradius, und zwar bereits während der ersten Phase der Kopfrückneigung, was eine Verletzung dieses Segmentes wahrscheinlich macht (23,24).

Die bisherige Forschung hat sich bislang vorwiegend auf die eindimensionale Belastung konzentriert (7,11,12,25,26), wobei, wie oben angeführt, hier auch nur vorrängig die Beschleunigung des Kopfes relativ zum Thorax bei der Pkw-

Heckkollision Gegenstand von Untersuchungen war. HWS-Beschleunigungsmechanismen können jedoch auch bei anderen Unfallkonstellationen als nur bei der häufigen Heckkollision auftreten. So zeigt eine Auswertung von 1000 interdisziplinären Gutachten, dass zwar in ca. 56% eine Heckkollision vorlag, aber in ca. 44% ein anderer Unfallhergang ursächlich war, wie z.B. eine frontale, seitliche oder schief-frontrale Kollisionsrichtung (1). Das heisst mit anderen Worten, dass großer Bedarf hinsichtlich neuerer Erkenntnisse zur Seit-, Frontal- sowie zweidimensionaler Kollision besteht.

Im Rahmen einer verkehrstechnischen Analyse ist der Gutachter heute angehalten zu entscheiden, ob nur eine eindimensionale Belastung vorgelegen hat, wobei er zwischen einer Heckkollision, einer Frontal- oder Seitenkollision unterscheiden muss oder ob eine Kombination dieser Belastungsrichtungen, einer sogenannten zweidimensionalen Belastung vorgelegen hat. Dabei wird die biomechanische Belastung, die auf eine betroffene Person bei einem Verkehrsunfall im Kfz einwirkt, im Sinne der kollisionsbedingten Geschwindigkeitsänderung Δv [Δv], von einem verkehrstechnischen Gutachter ermittelt (12). Sie ist die Differenz der Geschwindigkeiten eines Fahrzeugs vor und nach einer Kollision. Bei einer eindimensionalen Kollision tritt eine biomechanische Belastung genau waagrecht (Frontal- oder Heckkollision) oder genau senkrecht (Seitenkollision), also in 0° oder in 90° , auf den Pkw. Bei einer zweidimensionalen Kollision (z.B. schief-frontal oder schief-heckseitig) tritt eine resultierende biomechanische Belastung unter einem Winkel zwischen $0-90^\circ$ auf und wird in eine Längs- und Querbeltung aufgeteilt.

Da die Erkenntnisse der Gutachter meist auf den Ergebnissen von Crash-Studien beruhen, ist es bei der Rekonstruktion von Unfällen mit seitlichen oder zweidimensionalen Kollisionen, die bisher nicht so ausführlich durch Studien untersucht wurden, ungleich schwieriger, gutachtliche Schlussfolgerungen zu ziehen (27).

Bislang sind die wissenschaftlich gesicherten Erkenntnisse zur zweidimensional einwirkenden biomechanischen Belastungen gering und es gibt keine

wissenschaftlich gesicherten experimentellen Studien mit freiwilligen Probanden. Dementsprechend liegen keine vektoriellen mechanischen Größen für zweidimensionale Kollisionen vor. Sie müssen theoretisch und in der jetzigen Gutachterpraxis weiterhin durch die Resultierende aus den Vektoren von Längs- und Querrichtung berechnet werden. Diese separierten biomechanischen Belastungen werden auf die bisher durchgeführten Studien zur eindimensionalen Kollision (reine Frontal-, Seiten- und Heckanstöße) übertragen.

Zur Seitenkollision wurden zwei aufeinander aufbauende Studien, nämlich von Becke et al. (1999) und von Becke und Castro (2000) publiziert, die für die Gutachtenpraxis wichtige Erkenntnisse enthielten (28,29). Die Autoren haben zum einen neue Ergebnisse für die Anstoßverletzungen von Kopf- und Schulter und zum anderen für die Bewegungskinematik des Kopfes und der HWS geliefert. Die Autoren konnten als Fazit aufzeigen, dass in dem Bewegungsablauf des Fahrzeuginsassen auf der stoßabgewandten Seite und dem Bewegungsablauf des Fahrzeuginsassen auf der stoßzugewandten Seite große Unterschiede und damit für das Verletzungsrisiko der HWS bestehen; es kommt beim stoßzugewandten Fahrzeuginsassen häufiger zu Anstößen von Kopf und/oder Schulter im Fahrzeuginnenraum, da sich der Fahrzeuginsasse in Stoßrichtung bewegt (Primärbewegung), dort wo der Fahrzeuginnenraum limitiert ist. Solche Kopf/Schulter Anstöße haben wiederum einen Einfluss auf die Bewegungskinematik der HWS (28,29).

Nachteil dieser Studien war, dass sie mit einer modifizierten Fahrgastzelle (Mittelteil der Fahrgastzelle) eines Opel Kadett D oder eines VW Golf II durchgeführt wurden, die nicht über Räder, sondern auf einem Fahrgestell mit Lenkrollen montiert bzw. über Gummiklötze Kontakt zur Fahrbahn hatten. Beide Varianten des Bodenkontaktes entsprechen nicht der realen Haftungsverhältnisse zwischen Pkw und Fahrbahn. Ein weiteres Defizit war, dass beide Fahrgastzellen nicht in Bewegung waren, sondern sich zum Kollisionszeitpunkt in einer ruhenden/stehenden Position befanden. Somit war der Versuchsaufbau zwar nah an der Realität, wich jedoch vom realen durchschnittlichen Unfallgeschehen ab.

Um eine realitätsnähere Aussage über die kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung und deren Einfluss auf die Insassenbewegungen zu erhalten und um die Nachteile der eben genannten Studien von Becke et al. (1999) und von Becke und Castro (2000) zu eliminieren, wurde von Leinkenjost et al. (2013) ein dynamischer reproduzierbarer Versuchsaufbau entwickelt (30). Hierbei sollten kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderungen der Fahrzeuginsassen eines stehenden und eines fahrenden Pkw gemessen und der Einfluss der Reifenführungskräfte beurteilt werden. Dazu waren reproduzierbare Versuche mit identischen Fahrzeugbeschleunigungen und Bewegungen notwendig. Um diese Reproduzierbarkeit sicher zu stellen, wurde die Versuchsreihe nicht mit zwei Pkw's durchgeführt, sondern wurde der stoßende Pkw durch ein Pendel ersetzt, das für reproduzierte Seitenkollisionen sorgen sollte. Es konnte festgestellt werden, dass durch den Versuchsaufbau mit einer Pendelkonstruktion eine genaue Reproduktion von Seitenkollisionen möglich war. Zusätzlich konnte bestätigt werden, dass bei diesen Niedriggeschwindigkeitsbelastungen der Einfluss der Reifenführungskräfte nicht zu vernachlässigen war. Für das angestoßene Fahrzeug bedeuteten geringere Reifenführungskräfte (fahrendes Fahrzeug) eine höhere kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung. Im Gegensatz dazu bedeuten hohe Reifenführungskräfte (stehendes Fahrzeug) eine geringere kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung mit einem ausgeprägten Zurückwanken der Karosserie. Aufgrund der geringen Zahl von zwei Probanden mit nur sechs Kollisions-Versuchen konnte keine Aussage über den Zusammenhang von der maximalen Belastungsgeschwindigkeit der Probanden und den Reifenführungskräften getätigt werden (30).

2 Zielsetzung

Die hier vorgelegte Doktorarbeit baut auf den oben beschriebenen Studien von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000) auf (siehe Seite 9), nachdem wesentliche methodische Fehler beseitigt wurden. Diese Autoren gingen noch von einer isolierten Fahrgastzelle aus, die darüber hinaus über Lenkrollen bzw. Gummiklötze Fahrbahnkontakt hatte, und deren Reifenhaftungs-Verhältnisse demnach nicht den realen Vorgängen eines Verkehrsunfalles entsprachen. Außerdem wurden die seitlichen Kollisionsversuche an einem stehenden Modell simuliert.

Wie in der Einleitung beschrieben, hat Leinkenjost (2013) diesen methodischen Defiziten Rechnung getragen (siehe Seite 9-10) und hat zum einen einen dynamischen reproduzierbaren Versuchsaufbau mit einem Pendel entwickelt und hat zum anderen die Fahrgastzelle durch einen kompletten Pkw mit handelsüblichen Reifen ersetzt, wodurch eine Annäherung an die normale Unfallkinematik einer Seitenkollision bei fahrendem Pkw garantiert ist.

Ziel dieser Doktorarbeit ist es, auf Basis des oben beschriebenen Versuchsaufbaues für Seitenkollisionen von Leinkenjost (2013) am fahrenden Pkw, die Bewegungskinematik des Kopfes und der Brust und der seitlichen Neigung der HWS der Insassen und des hieraus resultierenden Kollisionsrisiko bei einer Seitenkollision in einem fahrenden –und nicht wie vorher in einem stehenden Pkw– genauer zu analysieren. Hierfür wurde die Probandenzahl von zwei auf vier erhöht. Erste Beschreibungen zur Bewegungskinematik des Kopfes wurden in der Studie von Leinkenjost (2013) geliefert, in der es jedoch um den technischen Versuchsaufbau ging.

Die Fragen die sich vor dieser Studie stellten waren:

- ob durch Benutzung eines mehr der Realität entsprechenden Versuchsaufbaues, ein Unterschied im Bewegungsablauf von Kopf und Brust zwischen dem stoßzugewandten Fahrer und dem stoßabgewandten Beifahrer besteht und ob diese unterschiedlich sind zu

den bisherigen Ergebnissen von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000),

- und ob es einen Unterschied gibt zwischen einer angespannten und entspannten Sitzhaltung der Fahrzeuginsassen, welche mittels einer EMG-Analyse festgestellt werden soll.

Die Frage nach stoßabgewandten Fahrer und stoßzugewandten Beifahrer wurde aufgrund des Versuchsaufbaus nicht erörtert.

Ergebnisse von der EMG-Untersuchung, die die Reaktionen der Hals-/Nackmuskulatur auf die Kollisions-Belastung aufzeichnen, sind Bestandteil einer Analyse, die in der Publikation von Gorny (2013) beschrieben wurden (31). In Zusammenhang mit der vorliegenden Studie, dienen die Ergebnisse von Gorny nur der Verifizierung der Spannungsverhältnisse der Muskulatur.

3 Material und Methode

3.1 Probanden

Für die Kollisionen haben sich vier männliche Probanden (alle Teil des Untersuchungsteams) zur Verfügung gestellt und haben als Fahrzeuginsassen fungiert. Während der Studie waren die Probanden im Alter zwischen 45 und 53 Jahre (Durchschnitt 48.5 Jahre), mit einer Größe zwischen 180 und 185cm (Durchschnitt 183.5cm) und einer Körpermasse von 78.5 und 112kg (Durchschnitt 92.1kg). Jeder der vier Probanden nahm an jeweils vier verschiedenen Kollisionsversuchen teil:

1. als Fahrer in entspannter Sitzhaltung (Fahrer entspannt)
2. als Fahrer mit angespannter Muskulatur (Fahrer angespannt)
3. als Beifahrer in entspannter Sitzhaltung (Beifahrer entspannt)
4. als Beifahrer mit angespannter Muskulatur (Beifahrer angespannt)

Die Muskelspannung wurde mittels einer EMG-Messung kontrolliert. Insgesamt konnten somit vier Gruppen mit jeweils vier Probanden ausgewertet werden. Die Fahrerposition war dabei die stoßzugewandte Sitzposition und die Beifahrerseite die stoßabgewandte Sitzposition.

Diese Studie wurde unter der Studiennummer 4128 durch die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität begutachtet und freigegeben.

3.2 Fahrzeuge und Kollisionsablauf

Es wurde die Seitenkollision eines fahrenden Autos simuliert. Alle Kollisionen wurden auf der Testanlage der Unfallrekonstruktionsfirma CTS in Münster-Wolbeck (Nordrhein-Westfalen) durchgeführt. Die Seitenkollision wurde durch eine pendelnde Gewichtsmasse, montiert an einem Lastkraftwagen [Lkw], simuliert, die einen an ihm seitlich fahrenden Pkw in Querrichtung treffen sollte (Abb. 1).



Abb. 1: **Pendelkonstruktion**; Auf der linken Seite der Lkw als Zugfahrzeug vom Typ Mercedes Benz Actros mit dem ausgelegten pendelnden Gewicht, das den Pkw auf der rechten Seite vom Typ Ford Escort Cabrio auslenken soll

Dazu wurde der Versuchsaufbau aus der Studie von Leinkenjost, wie bereits in der Zielsetzung beschrieben wurde, übernommen (30). Als Fahrzeug für die Probanden diente ein Ford Escort Cabrio VII (Baujahr 1996, Gesamtmasse mit Insassen ca. 1300kg), welcher eine freie Einsicht von oben auf die Fahrzeuginsassen und damit eine Aufnahme der kollisionsbedingten Bewegungsabläufe der Fahrzeuginsassen mittels Hochgeschwindigkeitskameras ermöglichte (Abb. 2). Zudem wurde auf der A-Säule und der B-Säule des Pkw eine Metallkonstruktion angebracht, so dass die genannten Hochgeschwindigkeitskameras befestigt werden konnten (Abb. 3 + 4).



Abb. 2: **Versuchsfahrzeug**; Ford Escort Cabrio VII



Abb. 3: **Bildmaterial in Vogelperspektive**; Aufnahme der installierten Hochgeschwindigkeitskameras (Typ GoPro Hero 2, 60fps)

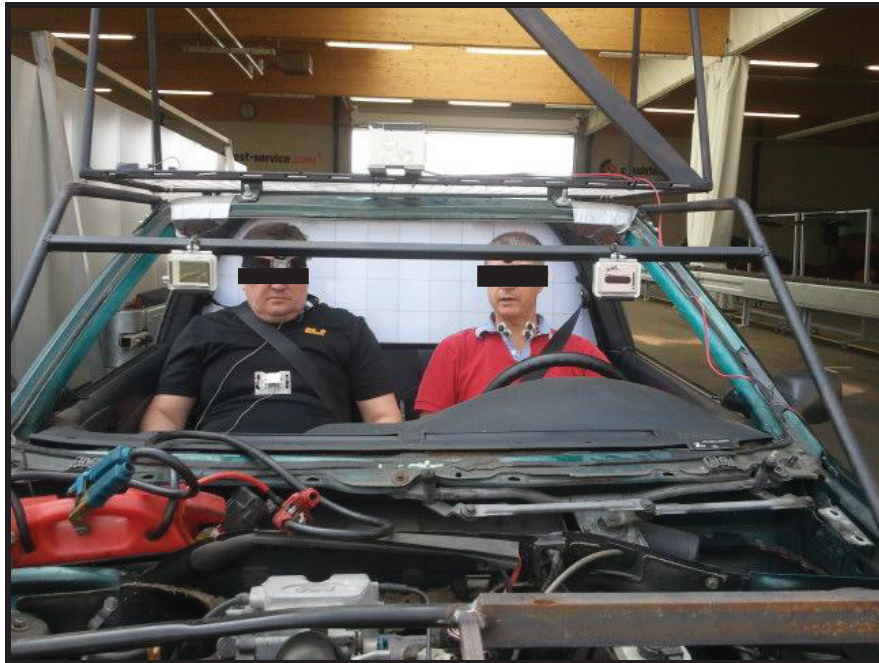


Abb. 4: **Bildmaterial in Frontalansicht**; Aufnahme der installierten Hochgeschwindigkeitskameras (Typ GoPro Hero 2, 60fps)

Der Pkw wurde durch den bereits erwähnten Lkw (Marke: Mercedes Benz, Typ: Actros, Baujahr 1996, Gesamtmasse ca. 16t), der als Zugfahrzeug diente, über ein umgelenktes Seil auf eine Geschwindigkeit von ca. 30km/h beschleunigt (Abb. 5). Zudem wurde der Pkw durch einen am Lkw montierten Ausleger geführt, da der Abstand zwischen dem Pendel und dem Pkw immer genau gleich sein musste (Abb. 6). Dadurch wurde sichergestellt, dass die Kollision im tiefsten Punkt des Pendels geschah und der Pkw bei jeder Kollision einen gleichbleibenden seitlichen Abstand zum Lkw einhielt (es entfiel der Einfluss des Fahrers).

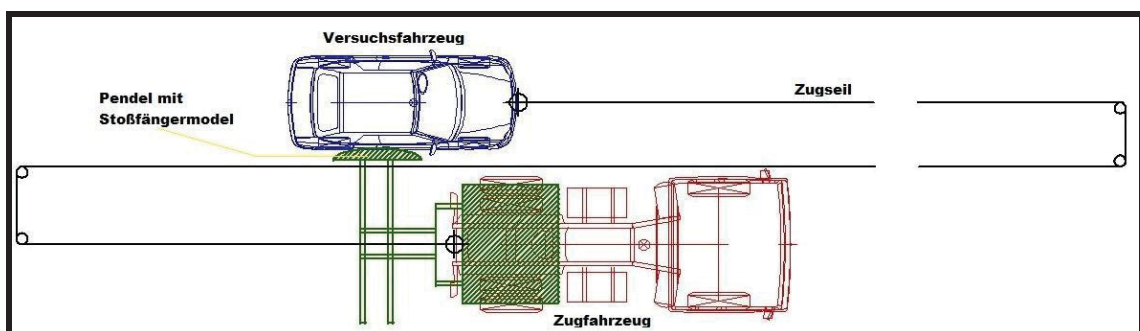


Abb. 5: **Versuchsaufbau der Seitenkollision als Schema**; Seitenkollision mit Crashpendel und Zugvorrichtung, wobei das Zugseil dafür sorgte, dass der Pkw auf 30km/h beschleunigt wurde und genau neben dem Lkw fuhr (mit freundlicher Genehmigung übernommen aus: Leinkenjost (30))

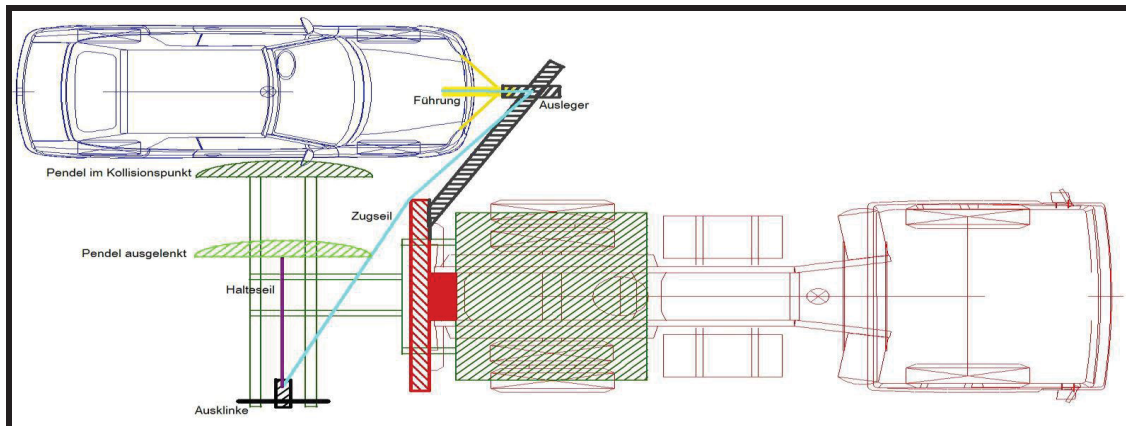


Abb. 6: **Pendelkonstruktion als Schema**; Konstruktion des Pendels und dem Seitenausleger montiert am Lkw. Das Pendel sorgte für die Kollision und der Seitenausleger sorgte dafür, dass der Pkw immer den gleichen Abstand zum Lkw einhielt (mit freundlicher Genehmigung übernommen aus: Leinkenjost (30))

Am Lkw war ein Pendel mit einer Masse von 470kg angebracht und durch eine Kabelwinde ausgelenkt (Abb. 1). Es wurde ein Gewicht von 470kg gewählt, sodass ein Δv in Querrichtung des Pkw von 2,14km/h (= gerundet 2,1km/h) einwirkte. Die Höhe des Pendels war so ausgerichtet, dass es nach Auslösung während der Fahrt mit einer Aufprallgeschwindigkeit von 10km/h im tiefsten Punkt der Pendelbewegung (damit nur ein horizontaler Stoßimpuls übertragen wird) in Höhe der A-Säule, der Fahrertüre und der B-Säule gegen den Ford Escort stieß. Der Lkw wurde durch einen Mitarbeiter von CTS gefahren. Zudem wurde das Pendel vom Fahrer während der Fahrt über einen Triggermechanismus aus dem Fahrerhaus des Lkw bei einer Geschwindigkeit von ca. 30km/h aus der Halterung gelöst (Abb. 7).



Abb. 7: **Triggermechanismus**; der Triggermechanismus (mit gelbem Kreis markiert) im Fahrerhaus der das Pendel aus der Halterung löst

Durch Verwendung einer Schaumstoffpolsterung des Pendels konnte eine Kollisionsdauer –ähnlich eines Realunfalles– von 0,1 Sekunden erreicht werden (Abb. 8). Auf der Fahrtüre befand sich ein Kontaktsensor (Abb. 9), der bei Aufprall des Pendels eine Lampe einschaltete und damit den Kollisionsbeginn für die Videoerfassung sichtbar machte (Abb. 10). Sobald das Pendel sich löste wurde auch die Führungsvorrichtung ausgeklinkt, so dass im Moment der Kollision keine Zugkräfte mehr auf den Ford Escort wirkten und der Kollisionsablauf des Ford Escort nach der Kollision mit dem Pendel nicht mehr beeinträchtigt wurde (Abb. 6 + 11).

Das Pendel wurde so hoch ausgelenkt, dass eine kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung in Querrichtung des Pkw von 2,14km/h (= gerundet 2,1km/h) erzeugt wurde. Bei einer derartigen Geschwindigkeitsänderung handelte es sich für die Probanden um biomechanische Belastungen aus dem absolut unteren Bereich des Autoscooterniveaus. Wie schon in der Einleitung beschrieben, haben Meyer et al. (1994) in Autoscootercrashversuchen eine kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung von bis zu 15km/h gemessen (12).

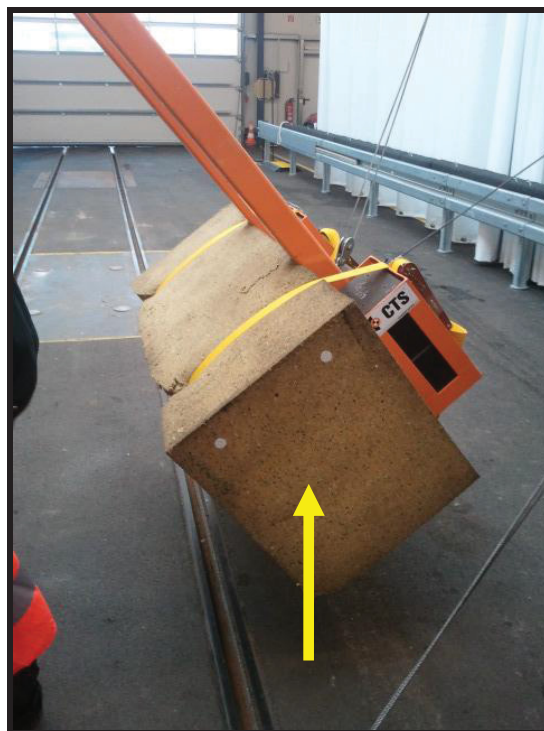


Abb. 8: **Schaumstoffpolsterung**; die Schaumstoffpolsterung (mit gelbem Pfeil markiert), die für eine Kollisionsdauer von 0,1 Sekunden sorgte, ähnlich eines Realunfalles

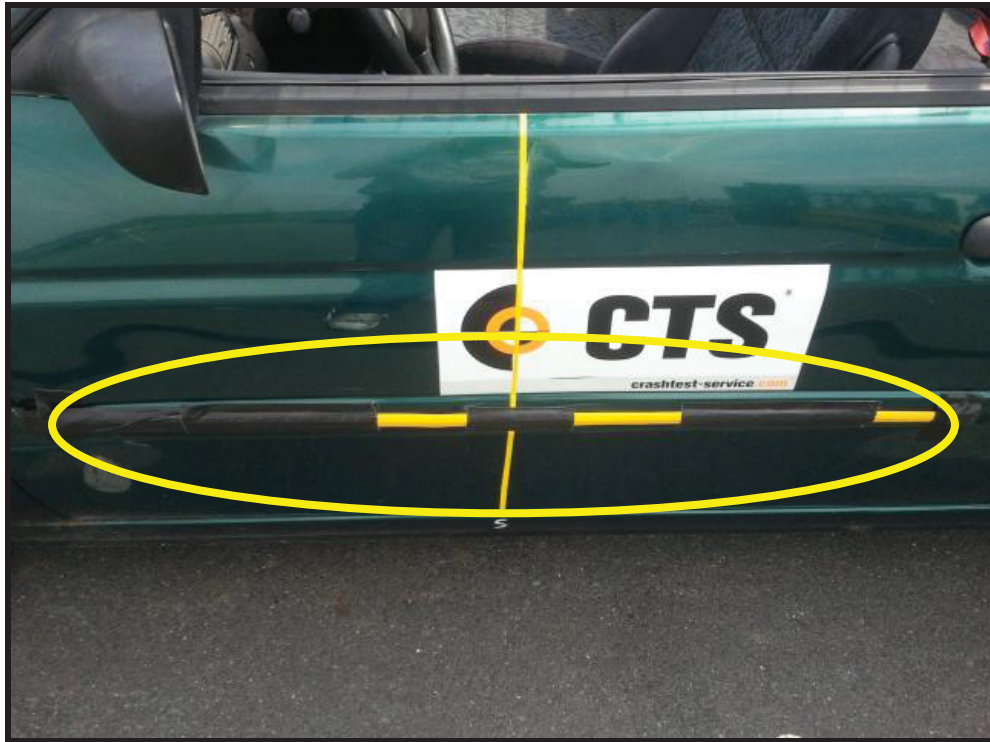


Abb. 9: **Kontaktsensor**; der Kontaktsensor (mit gelbem Kreis markiert) der den Aufprall des pendelnden Gewichtes registrierte



Abb. 10: **Lampe**; die Lampe (mit gelbem Kreis markiert) die verbunden war mit dem Kontaktsensor. Sobald das Pendel gegen den Kontaktsensor prallte, blitzte die Lampe auf und stellte somit den Kollisionsbeginn dar

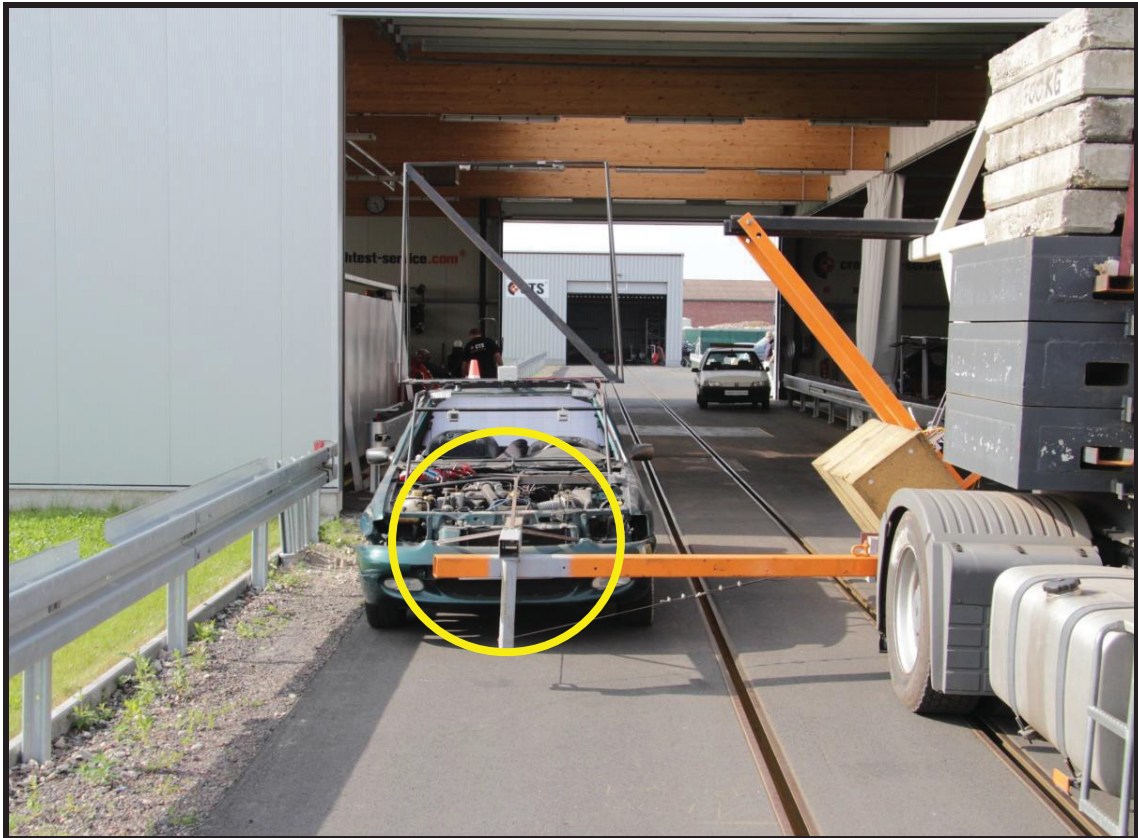


Abb. 11: **Führungsvorrichtung**; Frontalansicht auf den Pkw, der während der Fahrt in der Führungsvorrichtung (mit gelbem Kreis markiert) eingeklinkt ist. Sobald das Pendel gelöst wird, wird auch der Pkw aus der Führungsvorrichtung gelöst

3.3 Durchführung der Kollisionen

Jeder der Probanden nahm jeweils an vier verschiedenen Kollisions-Situationen teil, zwei als Fahrer und zwei als Beifahrer mit jeweils entspannter und angespannter Muskulatur (entspannt um eine überraschende Kollision beim Realunfall zu simulieren; angespannt um eine auf die Kollision vorbereitete Haltung im Realunfall zu simulieren). Daher wurde jeder Proband mit Elektroden (platziert auf dem Musculus sternocleidomastoideus, dem oberen Anteil des Musculus trapezius auf C4-Niveau und dem Musculus splenius paravertebral der HWS) und einem Drahtlossender versehen.

Jede Kollision wurde zweimal durchgeführt, bei der einer der Probanden als Fahrer und als Beifahrer fungierte. In der Kollisions-Situation mit entspannter Muskulatur, wurden die Probanden instruiert während der gesamten Fahrt ihre Nackenmuskulatur so locker wie möglich zu lassen. In der Kollision-Situation

mit angespannter Muskulatur, wurden die Probanden instruiert während der gesamten Fahrt ihre Nackenmuskulatur anzuspannen.

Bei jeder Fahrt wurden alle Hochgeschwindigkeitskameras aktiviert und jeweils den Fahrer als auch den Beifahrer in Vogelansicht und Frontalansicht während der Kollision gefilmt. Nach jeder Kollision wurden Pkw und Lkw erneut in Position gebracht, so dass die verschiedenen Kollisions-Situationen gefilmt werden konnten (Abb. 12).



Abb. 12: **Start- und Endposition der Kollision**; Links zeigt die Startposition der Kollisions-Situation, rechts zeigt die stattgefundenene Kollision und Endposition der Kollisions-Situation

3.4 Unfalldatenspeicher und Analyse

Die kollisionsbedingten Geschwindigkeitsänderungen und -belastungen wurden durch ein spezielles Messgerät dem Unfalldatenspeicher [UDS] registriert, der im fahrenden Pkw montiert war (Abb. 13). Hierdurch wurden wichtige Unfallparameter durch die Seitenkollision mit dem Pendel im fahrenden Pkw, wie zum Beispiel die induzierte kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung in Querrichtung von 2,14km/h (= gerundet 2,1km/h) oder die Kollisionsdauer von 0,1 Sekunden, gemessen.



Abb. 13: **Unfalldatenspeicher**; der Unfalldatenspeicher von der Firma VDO Kienzle

3.5 Hochgeschwindigkeitskameras und Videoanalyse

Mit vier Hochgeschwindigkeitskameras vom Typ GoPro Hero 2 (60fps) wurden die relativen Bewegungsabläufe des Oberkörpers und des Kopfes der Fahrzeuginsassen zum Pkw aufgenommen und analysiert (Abb. 14). Durch den Anbau am Fahrzeug mussten die Hochgeschwindigkeitskameras den bei den Kollisionen entstehenden Kräften standhalten können.

Die GoPro Hero 2 ist für den Extremsport entwickelt und somit für starke Belastungen ausgelegt. Als Vorteilhaft erwies sich ihre geringe Größe und das geringe Gewicht sowie die Aufnahmequalität und Aufnahmefrequenz.

Von den vier Hochgeschwindigkeitskameras wurden zwei Kameras oberhalb der Fahrzeuginsassen montiert (Vogelansicht, Abb. 3 + 15) und zwei Kameras vorne an der Windschutzscheibe installiert (Frontalansicht, Abb. 4 + 15).



Abb. 14: **Hochgeschwindigkeitskamera**; die Hochgeschwindigkeitskamera von der Firma GoPro Hero 2 mit 60fps



Abb. 15: **Positionierung der Hochgeschwindigkeitskameras**; zwei Kameras (mit gelben Kreisen markiert und jeweils links und rechts unten am Bild vergrößert dargestellt) wurden oberhalb der Fahrzeuginsassen (Vogelansicht) und zwei vor den Fahrzeuginsassen positioniert (Frontalansicht)

Die Videosequenzen wurden von einem Videoschnittprogramm (Computerprogramm zur Verarbeitung von Filmmaterial, Kinovea, Version 0.8.15) bearbeitet und verlangsamt abgespielt, sodass die Bewegungsabläufe

analysiert werden konnten. Damit dies möglich war, musste das Videoschnittprogramm für jede Videosequenz geeicht werden. Um dies so genau wie möglich zu erfassen, wurde jeweils bei jedem Probanden der Abstand von einer Schläfe zur anderen gemessen. Diese Werte wurden im Videoschnittprogramm mit einer Längenmessung eingetragen, damit das Videoschnittprogramm für jede Videosequenz geeicht war.

Um die Bewegungsabläufe analysieren zu können, wurde mit Hilfe des Videoschnittprogrammes Verfolgungstrajektoren (Markierungen in einer Filmsequenz) am Kopf und auf der Brust sowohl des Fahrers als auch des Beifahrers platziert. Durch diese Verfolgungstrajektoren konnte das Videoschnittprogramm kinematische Daten für sowohl die Geschwindigkeit (in km/h) und den Weg (in cm) der verschiedenen Bewegungsrichtungen der beiden Fahrzeuginsassen erstellen (Abb. 16 + 17 + 18).

Mit den verschiedenen Bewegungsrichtungen waren hierbei die Primärbewegung (Bewegung in stoßzugewandte Richtung), die Sekundärbewegung (Bewegung in stoßabgewandte Richtung) und die Tertiärbewegung (Bewegung erneut in stoßzugewandte Richtung).



Abb. 16: **Frontalansicht des Beifahrers in Primärbewegung**; zur Analyse des zurückgelegten Weges des Kopfes und der Brust (in cm). Die blaue Linie zeigt den Verfolgungstrajektor des Kopfes, die rote Linie zeigt den Verfolgungstrajektor der Brust nach der Kollision mit dem Pendel in der Primärbewegung



Abb. 17: **Frontalansicht des Fahrers in Sekundärbewegung**; zur Analyse der Geschwindigkeit des Kopfes und der Brust (in km/h). Die blaue Linie zeigt den Verfolgungstrajektor des Kopfes, die rote Linie zeigt den Verfolgungstrajektor der Brust nach der Kollision mit dem Pendel in der Sekundärbewegung



Abb. 18: **Frontalansicht des Beifahrers in Tertiärbewegung**; zur Analyse des zurückgelegten Weges des Kopfes und der Brust (in cm). Die blaue Linie zeigt den Verfolgungstrajektor des Kopfes, die rote Linie zeigt den Verfolgungstrajektor der Brust nach der Kollision mit dem Pendel in der Tertiärbewegung

Die seitliche Neigung der HWS (in Grad) bestimmte sich aus der Winkeländerung des Kopfes relativ zum Sternum des jeweiligen Fahrzeuginsassen des Pkws (Abb. 19). Da der Oberkörper selbst auch eine Winkeländerung erfuhr, wurde die Winkeländerung des Kopfes in Relation zur Horizontalachse der beiden Schultern gemessen.



Abb. 19: **Seitliche Neigung der HWS**; Frontansicht des Fahrers zur Berechnung der seitlichen Neigung der HWS (in Grad) relativ zum Sternum des Fahrers unter Beachtung der Achse der Schultergelenke (y-Achse); in diesem Fall ist die seitliche Neigung 3° (90° Neutralposition – 87°)

Anschließend erfolgte eine Auflistung der maximalen Messwerte dieser fünf Untersuchungsparameter (Weg des Kopfes und der Brust, Geschwindigkeit des Kopfes und der Brust, seitliche Neigung der HWS) während der drei genannten Bewegungsrichtungen (Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung) für die vier obengenannten Kollisionsversuchen. Diese Auflistung wurde jeweils für jeden Probanden sowohl als Fahrer und Beifahrer mit jeweils entspannter und angespannter Muskulatur in einer eigenen Tabelle durchgeführt (Tabellen wurden mit Microsoft Office Excel 2007 erstellt). Auch wurde von jeder Tabelle für den zurückgelegten Weg ein Kurvendiagramm erstellt um die Bewegung graphisch darzustellen. Damit ergaben sich insgesamt 16 Tabellen und Kurvendiagramme (siehe Ergebnisse und Anhang). Abschließend wurden zur kombinierten Darstellung und zur Erklärung der Zusammenfassungen (siehe Ergebnisse und Diskussion) zehn Balkendiagramme erstellt sowohl für die

Gruppe Fahrer „entspannt“, Fahrer „angespannt“, Beifahrer „entspannt“ und Beifahrer „angespannt“ bezogen auf die drei Bewegungsrichtungen (Primär, Sekundär, Tertiär). Die Balkendiagramme zeigen den Weg des Kopfes und der Brust (Weg in cm), die Geschwindigkeit des Kopfes und Brust (Geschwindigkeit in km/h) und in die seitliche Neigung der HWS (Auslenkung in Grad).

Zusätzlich erfolgte eine vergleichende Analyse dieser Messwerte zwischen den folgende Probandengruppen:

Zur Frage, inwiefern die Sitzposition von Bedeutung ist:

- vier Fahrer entspannt versus vier Beifahrer entspannt
- vier Fahrer angespannt versus vier Beifahrer angespannt

Zur Frage, inwiefern die Muskelspannung von Bedeutung ist:

- vier Fahrer angespannt versus vier Fahrer entspannt
- vier Beifahrer angespannt versus vier Beifahrer entspannt

Um diese Fragen beantworten zu können, wurden die obengenannten 16 Tabellen auf folgende Art mit einander verglichen. Hier folgt ein Beispiel: Es wurden alle Fahrer mit entspannter Muskulatur verglichen und es wurde analysiert in welcher Bewegungsrichtung (Primär, Sekundär oder Tertiär) der maximale Messwert gemessen wurde. Wenn sich in einer Kategorie zum Beispiel die Geschwindigkeit des Kopfes vier mal in der Sekundärbewegung als höchster Messwert zeigte, konnte man sagen, dass die Geschwindigkeit des Kopfes des Fahrers mit entspannter Muskulatur in der Sekundärbewegung bei einer Seitenkollision immer am höchsten war (siehe Ergebnisse). Für die vergleichende Analyse wurden die bereits analysierten Gruppen miteinander verglichen. Hier folgt ein Beispiel: Die Gruppe der Fahrer mit angespannter Muskulatur wurde mit den Beifahrern mit angespannter Muskulatur verglichen. Wenn sich zeigte, dass in beiden Gruppen jeweils die Geschwindigkeit in der Sekundärbewegung am höchsten war, dann bestand für diese Gruppe kein Unterschied bezüglich der Sitzposition für die Geschwindigkeit.

Im Anhang finden sich sowohl ein Beispiel für eine Bilderstrecke zur Bestimmung der Geschwindigkeit des Kopfes und der Brust (Abb. 20-51), eine Bilderstrecke zur Bestimmung des Weges des Kopfes und der Brust (Abb. 52-77) und eine Bilderstrecke zur Bestimmung der seitlichen Neigung der HWS (Abb. 78-81).

4 Ergebnisse

Gemessen wurde der Weg des Kopfes und der Brust durch die Seitenkollision in cm, aufgeschlüsselt nach Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung, die nach unserem Kenntnisstand erstmals in unseren Versuchen festgestellt wurde (Abb. 18) und zwar als Fahrer und Beifahrer jeweils in entspannter und angespannter Haltung des Kopfes bzw. der HWS. Die Geschwindigkeit für Kopf- und Brustverlagerung durch die Seitenkollision wurde aus dem zurückgelegten Weg/Zeiteinheit berechnet. Im Anhang sind die Messergebnisse aller Versuche mittels Tabellen und Kurvendiagramme für die Gruppe Fahrer „entspannt“, Fahrer „angespannt“, Beifahrer „entspannt“ und Beifahrer „angespannt“ abgebildet. Im Videoschnittprogramm wurde der Weg des Kopfes und der Brust auf einer Koordinatenachse wiedergegeben, wobei sich der Proband vor der Kollision bei „0“ befand. Während der Primärbewegung bewegt sich der Proband auf der y-Achse zunächst im positiven Bereich bis der Proband eine maximale Primärbewegung erfährt (diese Bewegung verläuft „stoßzugewandt“). Daraufhin folgt die Sekundärbewegung, wobei die Bewegung auf der x-Achse durch den Nullpunkt verläuft (vor Kollision war dies die Startposition des Probanden) und sich im negativen Bereich bewegt bis der Proband eine maximale Sekundärbewegung erfährt (diese Bewegung verläuft „stoßabgewandt“). Danach folgt die Tertiärbewegung, wobei die Bewegung auf der x-Achse erneut durch den Nullpunkt verläuft und sich im positiven Bereich bewegt bis der Proband eine maximale Tertiärbewegung erfährt. Dies ist der Grund weshalb ein „Minuszeichen“ vor den maximalen Wegen des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung in den Tabellen und Diagrammen beschrieben wird. Hier wird ein Beispiel der einzelnen Tabellen und Kurvendiagrammen angeführt. Die untenstehende Tabelle (Tabelle 1) zeigt die Daten der Videoauswertung des Beifahrers „4“ mit entspannter Muskulatur. Das untenstehende Kurvendiagramm (Diagramm 1) zeigt die entsprechenden Zeitabläufe.

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	12.14	-5.9	17.04
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.71	4.07	4.43
Brust	Weg (cm)	6.58	-5.9	7.76
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.93	3.71	4.02
Seitliche Neigung HWS (Grad)		10	15	13

Tabelle 1: **Auswertung der Bewegungsrichtung des Beifahrers „4“**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Beifahrers „4“ mit entspannter Muskulatur, Max = maximale, Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

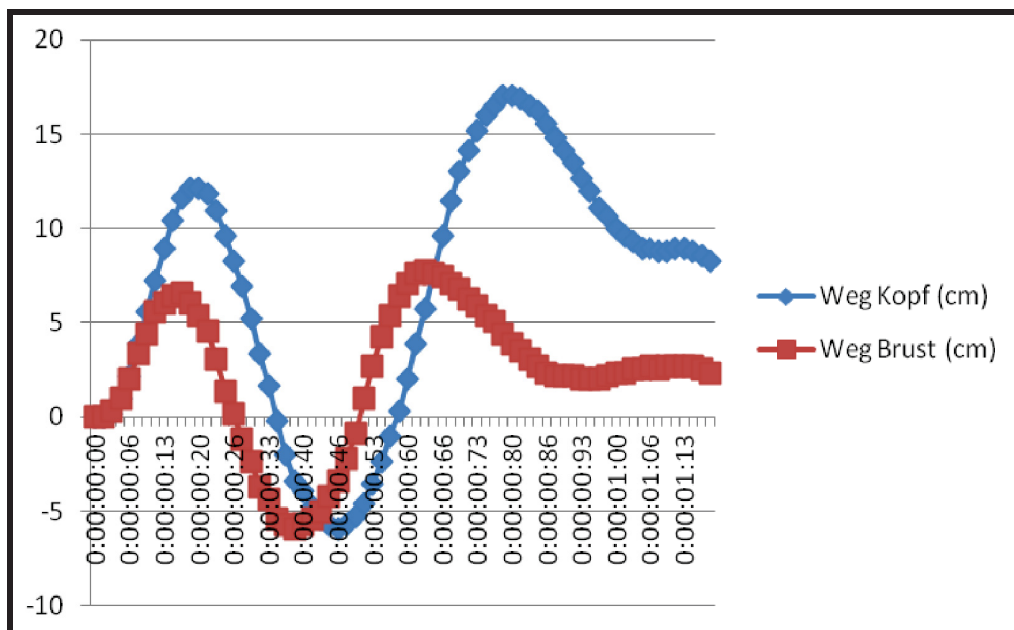


Diagramm 1: **Graphische Darstellung des zurückgelegten Weges**; Ein Beispiel vom zurückgelegten Weg von Kopf und Brust in Primärbewegung, Sekundärbewegung und Tertiärbewegung nach einer Seitenkollision im fahrenden Pkw (t = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel). Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

Die kombinierten Balkendiagramme geben eine Übersicht aller Daten der vier Probanden wieder. Darin enthalten sind die Messergebnisse aller Versuche (Gruppe Fahrer „entspannt“, Fahrer „angespannt“, Beifahrer „entspannt“ und Beifahrer „angespannt“) bezogen auf die drei Bewegungsrichtungen (Primär, Sekundär, Tertiär). Die Balkendiagramme zeigen den Weg des Kopfes und der Brust (Weg in cm), die Geschwindigkeit des Kopfes und der Brust (Geschwindigkeit in km/h) und in die seitliche Neigung der HWS (Auslenkung in Grad). Hier wird zur Erklärung der einzelnen Balkendiagramme ein Beispiel angeführt (Diagramm 2 + 3).

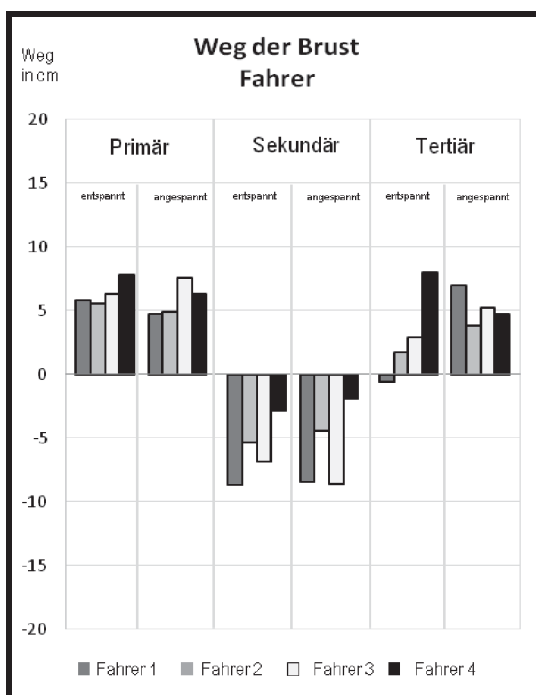


Diagramm 2: **Weg der Brust der Fahrer**; Dieses Diagramm zeigt den Weg der Brust (in cm) in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung aller Fahrer mit entspannter und angespannter Muskulatur. Die Sekundärbewegung („stoßabgewandt“) verläuft in den negativen (-) Bereich, da diese vom Bewegungsablauf her die entgegengesetzte Richtung widerspiegelt als die der Primär- und Tertiärbewegung („stoßzugewandt“).

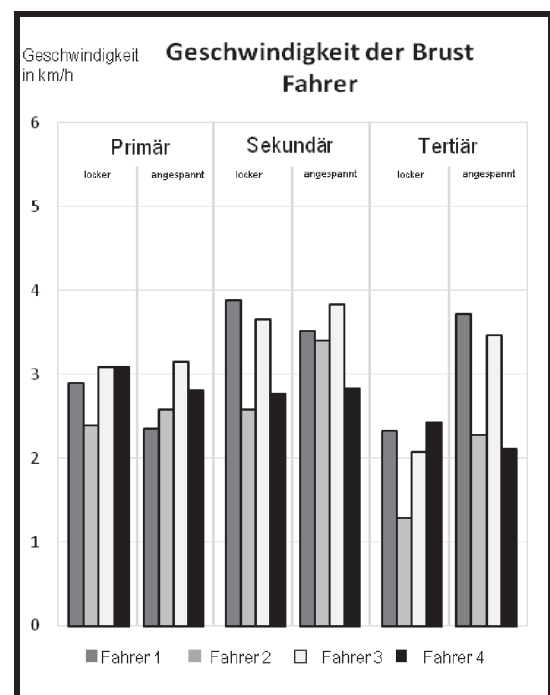


Diagramm 3: **Geschwindigkeit der Brust der Fahrer**; Dieses Diagramm zeigt die Geschwindigkeit der Brust (in km/h) in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung aller Fahrer mit entspannter und angespannter Muskulatur. Bei der Geschwindigkeit geht die Sekundärbewegung nicht in den negativen Bereich, da es sich um eine Geschwindigkeit handelt und nicht um einen Weg.

Die Daten der Probanden wurden nach ihren spezifischen Untersuchungsmodalitäten, d.h. Spannungsverhalten der Muskulatur und Sitzposition zusammengefasst betrachtet:

Wenn man die Fahrer (N=4) mit entspannter Muskulatur als Gruppe betrachtet, so ergibt sich folgendes Bild:

Der Wert beim Weg des Kopfes ist sowohl in der Primär- als auch in der Sekundärbewegung zweimal am höchsten.

Die Geschwindigkeit des Kopfes ist in der Sekundärbewegung immer am höchsten.

Der Wert beim Weg der Brust ist einmal in der Primärbewegung, zweimal in der Sekundärbewegung und einmal in der Tertiärbewegung am höchsten.

Die Geschwindigkeit der Brust ist bei entspannter Muskulatur öfter in der Sekundärbewegung als bei anderen Bewegungen erhöht.

Die seitliche Neigung der HWS ist sowohl in der Primär- als auch in der Sekundärbewegung zweimal am höchsten.

Zusammenfassend kann man sagen, dass die Geschwindigkeit des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung immer am höchsten ist. Dies ist auch aus der untenstehenden Tabelle mit den Daten des Fahrers „1“ mit entspannter Muskulatur zu entnehmen (Tabelle 2). Auch das kombinierte Balkendiagramm für alle Fahrer bestätigt dieses Ergebnis (Diagramm 4).

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	8.52	-15.99	-0.6
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.06	4.39	2.75
Brust	Weg (cm)	5.83	-8.67	-0.6
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.9	3.88	2.33
Seitliche Neigung HWS (Grad)		9	2	1

Tabelle 2: **Auswertung der Bewegungsrichtung des Fahrers „1“**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Fahrers „1“ mit entspannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“). Die höchste Geschwindigkeit wurde rot markiert.

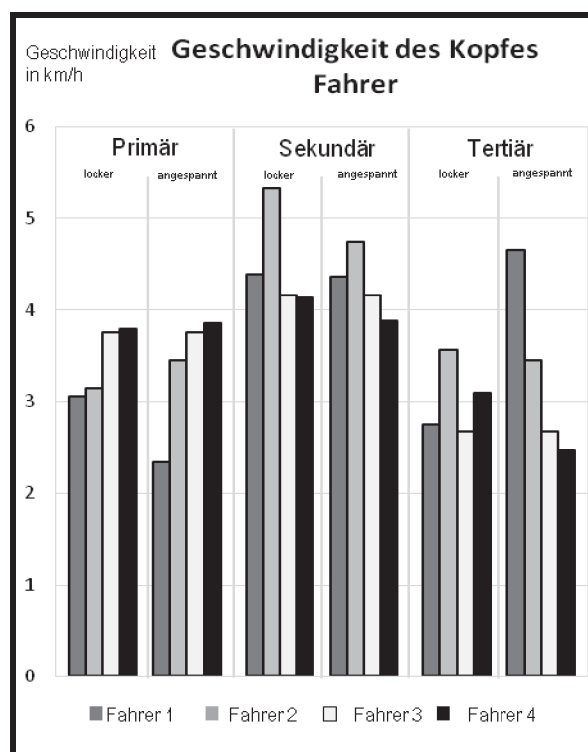


Diagramm 4: **Geschwindigkeit des Kopfes der Fahrer**; Die Geschwindigkeit des Kopfes der vier Fahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung.

Wenn man die Fahrer (N=4) mit angespannter Muskulatur als Gruppe betrachtet, so ergibt sich folgendes Bild:

Der Wert beim Weg des Kopfes ist bei angespannter Muskulatur öfter in der Primärbewegung als bei anderen Bewegungen erhöht.

Die Geschwindigkeit des Kopfes ist bei angespannter Muskulatur öfter in der Sekundärbewegung als bei anderen Bewegungen erhöht.

Beim Weg der Brust wurde sowohl in der Primär- als auch in der Sekundärbewegung zweimal der höchste Wert gemessen.

Die Geschwindigkeit der Brust ist bei angespannter Muskulatur öfter in der Sekundärbewegung als bei anderen Bewegungen erhöht.

Für die seitliche Neigung der HWS wurde in der Tertiärbewegung zweimal der höchste Wert gemessen, jedoch auch jeweils einmal in der Primär- als auch in der Sekundärbewegung.

Zusammenfassend kann man sagen, dass der Wert beim Weg des Kopfes in der Primärbewegung immer am höchsten ist (Diagramm 5). Die Geschwindigkeit des Kopfes und der Brust bleibt erneut in der Sekundärbewegung am höchsten (Diagramm 4). Dies ist auch aus der untenstehenden Tabelle mit den Daten des Fahrers „2“ mit angespannter Muskulatur zu entnehmen (Tabelle 3).

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	10.67	-9.73	6.91
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.45	4.75	3.45
Brust	Weg (cm)	4.87	-4.4	3.77
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.58	3.4	2.27
Seitliche Neigung HWS (Grad)		6	9	0

Tabelle 3: **Auswertung der Bewegungsrichtung des Fahrers „2“**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Fahrers „2“ mit angespannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“). Der höchste Weg des Kopfes und die Geschwindigkeit wurden rot markiert

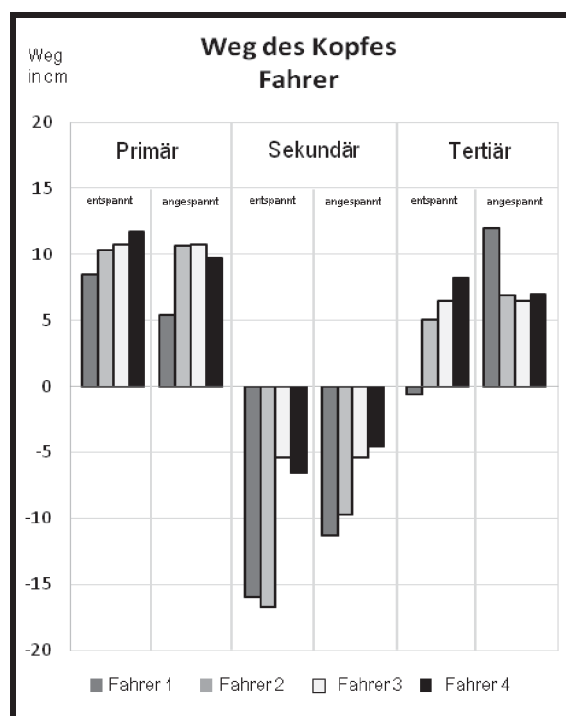


Diagramm 5: **Weg des Kopfes der Fahrer**; Der Weg des Kopfes der vier Fahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. Die Sekundärbewegung („stoßabgewandt“) verläuft in den negativen (-) Bereich, da diese vom Bewegungsablauf her die entgegengesetzte Richtung widerspiegelt als die der Primärbewegung und der Tertiärbewegung („stoßzugewandt“)

Wenn man die Beifahrer (N=4) mit entspannter Muskulatur als Gruppe betrachtet, so ergibt sich folgendes Bild:

Der Wert beim Weg des Kopfes ist bei entspannter Muskulatur öfter in der Primärbewegung als bei anderen Bewegungen erhöht.

Die Geschwindigkeit des Kopfes ist einmal in der Primärbewegung, zweimal in der Sekundärbewegung und einmal in der Tertiärbewegung am höchsten.

Der Wert beim Weg der Brust ist zweimal in der Primärbewegung, einmal in der Sekundär- und einmal in der Tertiärbewegung am höchsten.

Die Geschwindigkeit der Brust ist bei entspannter Muskulatur öfter in der Sekundärbewegung als bei anderen Bewegungen erhöht.

Für die seitliche Neigung der HWS wurde sowohl in der Primär- als auch in der Sekundärbewegung zweimal der höchste Wert gemessen.

Zusammenfassend kann man sagen, dass sich in dieser Kategorie kein Trend ausmachen lässt. Es zeigt sich nur, dass der Wert beim Weg des Kopfes in der Primärbewegung öfter am höchsten ist (Diagramm 6) und die Geschwindigkeit der Brust in der Sekundärbewegung (Tabelle 4). Die Verteilung der Maxima ist auch aus der untenstehenden Tabelle mit den Daten des Beifahrers „3“ mit entspannter Muskulatur zu entnehmen (Tabelle 4).

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	10.46	-9.69	6.46
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.15	4.43	2.66
Brust	Weg (cm)	7.85	-8.46	5.54
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.99	3.98	3.39
Seitliche Neigung HWS (Grad)		7	0	1

Tabelle 4: **Auswertung der Bewegungsrichtung des Beifahrers „3“**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Beifahrers „3“ mit entspannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“). Der höchste Wert beim Weg des Kopfes und die Geschwindigkeit wurden rot markiert

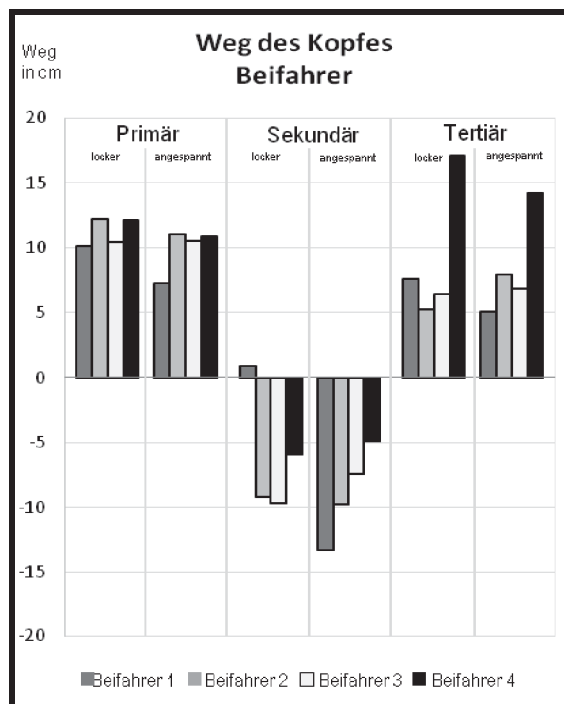


Diagramm 6: **Weg des Kopfes der Beifahrer**; Der Weg des Kopfes der vier Beifahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. Die Sekundärbewegung („stoßabgewandt“) verläuft in den negativen (-) Bereich, da diese vom Bewegungsablauf her die entgegengesetzte Richtung widerspiegelt als die der Primär- und Tertiärbewegung („stoßzugewandt“)

Wenn man die Beifahrer (N=4) mit angespannter Muskulatur als Gruppe betrachtet, so ergibt sich folgendes Bild:

Der Weg des Kopfes ist zweimal in der Primärbewegung, einmal in der Sekundär- und einmal in der Tertiärbewegung am längsten.

Die Geschwindigkeit des Kopfes ist bei angespannter Muskulatur öfter in der Sekundärbewegung als bei anderen Bewegungen erhöht.

Der Wert beim Weg der Brust ist bei angespannter Muskulatur öfter in der Sekundärbewegung als bei anderen Bewegungen erhöht.

Die Geschwindigkeit der Brust ist bei angespannter Muskulatur immer in der Sekundärbewegung am höchsten.

Die seitliche Neigung der HWS ist sowohl in der Primär- als auch in der Sekundärbewegung zweimal am höchsten.

Zusammenfassend kann man sagen, dass die Geschwindigkeit des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung am höchsten ist. Dies ist auch aus der untenstehenden Tabelle mit den Daten des Beifahrers „1“ mit angespannter Muskulatur zu entnehmen (Tabelle 5). Auch das kombinierte Balkendiagramm für alle Beifahrer bestätigt dieses Ergebnis (Diagramm 7).

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	7.22	-13.29	5.06
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.66	4.1	3.75
Brust	Weg (cm)	6.07	-9.1	3.9
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.68	4.05	2.87
Seitliche Neigung HWS (Grad)		0	4	0

Tabelle 5: **Auswertung der Bewegungsrichtung des Beifahrers „1“**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Beifahrers „1“ mit angespannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“). Die höchste Geschwindigkeit wurde rot markiert

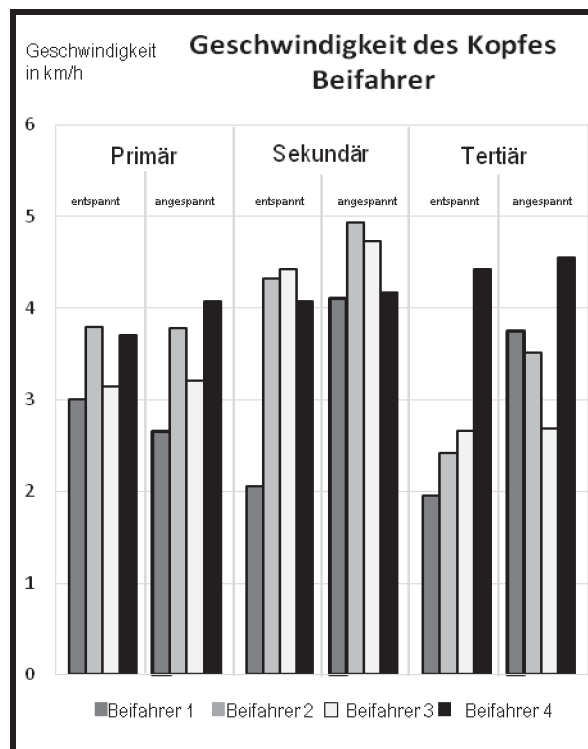


Diagramm 7: **Geschwindigkeit des Kopfes der Beifahrer**; Die Geschwindigkeit des Kopfes der vier Beifahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung

Wenn man die Fahrer (N=4) den Beifahrern (N=4) mit angespannter Muskulatur als Gruppe gegenüberstellt, so ergibt sich folgendes Bild:

Der Kopf der Fahrer und der Beifahrer legt in der Primärbewegung den längsten Weg zurück.

Die Geschwindigkeit des Kopfes ist in beiden Gruppen in der Sekundärbewegung am höchsten. Auch die Verteilung zwischen den zwei Gruppen ist identisch.

Der Weg der Brust ist beim Fahrer als auch beim Beifahrer in der Sekundärbewegung oft am längsten. Doch gibt es einige Spitzenwerte zweimal auch in der Primärbewegung und einmalig auch in der Tertiärbewegung.

Die Geschwindigkeit der Brust ist in beiden Gruppen jeweils deutlich am höchsten in der Sekundärbewegung.

Die seitliche Neigung der HWS zeigt in beiden Gruppen deutliche Differenzen. Der Fahrer hat die höchsten Werte in der Tertiärbewegung, der Beifahrer hat die Spitzenwerte verteilt über die Primär- bzw. Sekundärbewegung.

Zusammenfassend kommt der Sitzposition vom Fahrer als auch vom Beifahrer in angespannter Phase keine Bedeutung zu, da die Geschwindigkeit des Kopfes und der Brust weitestgehend in der Sekundärbewegung am höchsten ist. Der zurückgelegte Weg des Kopfes ist meistens in der Primärbewegung am längsten und der der Brust in der Sekundärbewegung.

Wenn man die Fahrer (N=4) den Beifahrern (N=4) mit entspannter Muskulatur als Gruppe gegenüberstellt, so ergibt sich folgendes Bild:

Der Weg des Kopfes ist beim Fahrer und Beifahrer unterschiedlich. Bei den Beifahrern sind die höchsten Werte in der Sekundärbewegung gemessen worden. Bei den Fahrern sind die höchsten Werte zweimal in der Primärbewegung und zweimal in der Sekundärbewegung gemessen worden.

Die Geschwindigkeit des Kopfes ist in beiden Gruppen jeweils in der Sekundärbewegung am höchsten.

Der Weg der Brust ist in beiden Gruppen unterschiedlich. In der Gruppe der Fahrer ist der längste zurückgelegte Weg in der Sekundärbewegung gemessen worden. In der Gruppe der Beifahrer ist dieser in der Primärbewegung gemessen worden.

Die Geschwindigkeit der Brust ist in beiden Gruppen jeweils deutlich am höchsten in der Sekundärbewegung, wie auch vorher bei der Geschwindigkeit des Kopfes beschrieben wurde.

Die seitliche Neigung der HWS zeigt sich in beiden Gruppen gleich, ob Fahrer oder Beifahrer. Es gibt in beiden Gruppen jeweils zwei Höchstwerte in der Primärbewegung und zwei Höchstwerte in der Sekundärbewegung.

Zusammenfassend kommt der Sitzposition bei entspannter Muskulatur eine Bedeutung zu. Die zurückgelegten Wege des Kopfes und der Brust sind beim Fahrer in der Sekundärbewegung und beim Beifahrer in der Primärbewegung am längsten. Die Geschwindigkeit ist jedoch in beiden Gruppen identisch, da diese in der Sekundärbewegung immer den höchsten Wert aufweist.

Wenn man die Fahrer mit angespannter Muskulatur (N=4) den Fahrern mit entspannter Muskulatur (N=4) als Gruppe gegenüberstellt, so ergibt sich folgendes Bild:

Der Weg des Kopfes ist in der Primärbewegung meistens bei entspannter und angespannter Muskulatur des Fahrers am längsten. Jedoch wurde auch bei entspannter Muskulatur zweimal ein längerer Weg in der Sekundärbewegung zurückgelegt. Die Bewegungen mit den höchsten Werten sind über die Primär- und Sekundärbewegung verteilt.

Die Geschwindigkeit des Kopfes ist in beiden Gruppen jeweils in der Sekundärbewegung am höchsten.

Der Weg der Brust ist in beiden Gruppen fast identisch. In der Sekundärbewegung wurden viermal Höchstwerte gemessen, jedoch auch dreimal in der Primärbewegung und einmal in der Tertiärbewegung.

Die Geschwindigkeit der Brust ist in beiden Gruppen jeweils in der Sekundärbewegung am höchsten.

Die seitliche Neigung der HWS zeigt sich auch in der Gruppe ziemlich variabel. Der Fahrer mit angespannter Muskulatur wird in der Tertiärbewegung am stärksten ausgelenkt, der Fahrer mit entspannter Muskulatur jedoch in der Primär- bzw. Sekundärbewegung.

Zusammenfassend macht es keinen Unterschied, ob der Fahrer seine Muskulatur anspannt oder nicht, da bei beiden Gruppen der längste zurückgelegte Weg des Kopfes jeweils in der Primärbewegung gemessen wurde und die Geschwindigkeit des Kopfes und der Brust jeweils in der Sekundärbewegung ermittelt wurde.

Wenn man die Beifahrer mit angespannter Muskulatur (N=4) den Beifahrern mit entspannter Muskulatur (N=4) als Gruppe gegenüberstellt, so ergibt sich folgendes Bild:

Der Weg des Kopfes zeigt in beiden Gruppen in den meisten Fällen den höchsten Wert in der Primärbewegung.

Die Geschwindigkeit des Kopfes ist in beiden Gruppen jeweils in der Sekundärbewegung am höchsten.

Der Weg der Brust ist in beiden Gruppen unterschiedlich. Hier macht sich ein Unterschied bemerkbar, ob man seine Muskulatur anspannt oder nicht. Wenn der Beifahrer die Muskulatur entspannt, ist der Weg der Brust in der Primärbewegung am längsten. Wenn der Beifahrer die Muskulatur anspannt, ist der Weg in der Sekundärbewegung am längsten.

Die Geschwindigkeit der Brust ist in beiden Gruppen jeweils in der Sekundärbewegung am höchsten.

Die seitliche Neigung der HWS zeigt sich in beiden Gruppen gleich, ob Muskeln angespannt oder entspannt. Es gibt in beiden Gruppen jeweils zwei Höchstwerte in der Primärbewegung und zwei in der Sekundärbewegung.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass beim Beifahrer ein Unterschied besteht ob er, in Bezug auf den längsten Weg der Brust, seine Muskulatur anspannt oder nicht. Die Bewegung der Brust korreliert mit der Anspannung des Beifahrers. Wenn der Beifahrer die Muskulatur entspannt, ist der Weg der Brust in der Primärbewegung am längsten. Wenn der Beifahrer die Muskulatur anspannt, ist der Weg in der Sekundärbewegung am längsten.

5 Diskussion

Das „Schleudertrauma“ führt nach wie vor zu viel Diskussionsbedarf. Das hat sicherlich damit zu tun, dass bis heute nicht geklärt ist, welche Strukturen der HWS durch den Verkehrsunfall verletzt sind, was nicht nur bei niedrigen Kollisionskräften zutrifft, sei dass es laut Volle (2000) zu einer Instabilität der ligamenta alaria gekommen ist, oder wie es Kumar et al. (2005) oder Bogduk (2011) meinen, die Facettgelenke über die Maßen beansprucht wurden, oder wie Eichberger et al. (2000) oder Svensson et al. (2000) herausgestellt haben sich der Liquordruck im Spinalkanal durch die Verdrehung der HWS akut erhöht hat oder last but not least nach der Auffassung von Kugelgen et al. (2003) oder Kumar et al. (2002, 2004, 2005) eine plötzliche Überbeanspruchung der Nackenmuskulatur eingetreten ist (14–21). Anhand dieser verschiedenen Theorien ist zu entnehmen, dass nur Hypothesen bestehen, jedoch unter den Gelehrten bisher keine eindeutige Erklärung für die Symptome eines „Schleudertraumas“ bestehen.

Für den medizinischen Gutachter besteht jedenfalls bei einem „Schleudertrauma“ der Klassifikation 1 und 2 der QTF die Schwierigkeit, dass einem ausgeprägten subjektiven Beschwerdebild kein sicher objektivierbarer unfallbedingter krankhafter Befund gegenüber gestellt werden kann (3); bildgebende Verfahren wie z.B. die Computertomographie oder sogar die Kernspintomographie der HWS liefern in der Regel keinen Hinweis auf eine Unfallfolge. Dies stellt den medizinischen Gutachtern demzufolge wiederum vor die Schwierigkeit, eine genaue Aussage über die Kausalität der Beschwerden nach einer Pkw-Kollision zu geben. Die Unsicherheit wird dadurch erhöht, dass einige Autoren wie Brault et al. (1998) schon bei sehr niedrigen kollisionsbedingten Geschwindigkeitsänderungen von 4km/h beziehungsweise 8km/h bis zu 29% beziehungsweise 38% der Fälle Beschwerden fanden wie sie bei klassischen „Schleudertraumata“ vorhanden sind (11), während kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderungen bis zu 15km/h wie sie bei Zusammenstößen von Autoscootern auf dem Jahrmarkt zustandekommen, und die dem gleichen Unfallmechanismus unterliegen, cum grano salis keine Beschwerden hinterlassen (12). Aus diesen Gründen haben Castro et al. (2001)

erneut den Gedanken der psychischen Mitbeteiligung mit ins Spiel gebracht (13), wenngleich MacNab (1964) glaubte eine „hysterical“ oder „neurotic“ Komponente ablehnen zu können (32). Castro et al. (2001) beschrieben in ihrer experimentellen Plazebo-Kollisionsstudie, dass fast 20% der Probanden innerhalb von drei Tagen nach einer Plazebo-Kollision, Symptome eines „Schleudertraumas“ aufwiesen (13). Keiner der Probanden zweifelte an einem realen Unfall, obwohl die Beschleunigung von 0,03g normalerweise unerheblich ist. Die Autoren waren der Ansicht, dass wenn ein derartiges Ereignis als Unfall erlebt wird, Angst und psychosomatische Beschwerden ausgelöst werden können, obwohl eine Beschleunigung von 0,03g 4-5 mal niedriger ist als der erste Schritt eines Probanden, wenn er aus sitzender Position aufsteht und zu laufen beginnt (13).

Der Gutachter befindet sich also in dem Dilemma, dass die Nachweisbarkeit von Schäden an der HWS nicht Grundlage seiner Begutachtung sein können. Der Grundsatz, dass eine Verletzung nur auftreten kann, wenn die einwirkende biomechanische Belastungsgröße die maximale noch tolerierbare (d.h. physiologische) Schwelle der Belastbarkeit der betroffenen Strukturen überschreitet, scheint im Falle eines „Schleudertraumas“ nicht Träger der Entscheidung zu sein, schon gar nicht solange die initiale Belastungsgröße durch das Schleuderereignis (wie auch die Belastbarkeit des betreffenden Individuum für eine eventuelle Teilursache wie z.B. bei einer Osteoporose) schwer zu definieren ist.

In der heutigen Gutachtenpraxis wird weiterhin die einwirkende biomechanische Belastung, in den meisten Fällen im Rahmen einer verkehrstechnischen Analyse, ermittelt. Der medizinische Gutachter bezieht seine Aussagen auf bisher durchgeführte Studien. Dabei ist es für die medizinische Begutachtung von HWS-Verletzungen nach Verkehrsunfällen nicht nur relevant, grundlegende experimentelle Erkenntnisse zur häufigsten Unfallart (56%), also der Heckkollision, zur Verfügung zu haben, denn es treten damit immerhin in 44% der Fälle Unfälle aus einer frontalen, seitlichen oder schief-frontalen Kollisionsrichtung auf (1). Aufgrund dieser Vielzahl anderer Unfallkonstellationen ist auch die Erforschung der Bewegungsabläufe und der

Verletzungsanfälligkeit von Fahrzeuginsassen notwendig, die auf seitliche Kollisionskräfte zurückzuführen sind.

Die Bewegungskinematik spielt in der Entstehung von Verletzungen eine entscheidende Rolle. Mit dem „Schleudertrauma“ durch Pkw-Verkehrsunfälle, hat sich bereits Harold Crowe befasst. 1928 hat Harold Crowe acht Verkehrsunfälle mit anschließenden Nackenschmerzen vor der Western Orthopedic Association in San Francisco präsentiert und zum ersten Mal den, nach eigener Aussage, „unglücklichen“ Ausdruck „Whiplash = Schleudertrauma“ genutzt (22). Dabei hatte er anscheinend die Bewegung des Kopfes als eine Flexions-/Extensionsbewegung, d.h. die Verlagerung des Kopfes zunächst nach vorne und anschließend nach hinten beschrieben. Ihm ist also anscheinend der Ausdruck „Schleudertrauma“ zu verdanken (zitiert nach Crowe aus 1964 (22)).

Im Laufe der Zeit wurde die Bewegungskinematik bei eindimensionalen Heckkollisionen unzählige Male abgehandelt und es wurde seit langem nachgewiesen, dass, im Gegensatz zu Crowe (1964), einer Extension von Kopf und HWS eine Flexion folgt. Unter anderem hatten Castro et al. (1997) bezüglich des Bewegungsablaufes des Fahrers im Fahrzeuginnenraum die Begriffe der Primär- und Sekundärbewegung ins Spiel gebracht, wobei die Bewegung des Kopf/Körpers in die stoßzugewandte Richtung als Primärbewegung und die Bewegung des Kopf/Körpers in die stoßabgewandte Richtung als Sekundärbewegung bezeichnet wird. Diese Bewegungsabläufe spielen nicht nur für die HWS-Verletzungen selbst (segmentale HWS-Verletzung), sondern auch bei Anprallverletzungen (Kopf/Schulter) eine Rolle. In der hier vorliegenden Studie sollen insbesondere mögliche Verletzungen zu den Anprallverletzungen des Fahrers und Beifahrers unter verschiedenen Bedingungen einer Seitkollision beschrieben werden, die in der Literatur bisher nur andeutungsweise abgehandelt wurden.

Zu Seitenkollisionen mit lebenden Probanden im Pkw wurden in der Literatur bisher nur zwei aufeinander aufbauende Studien publiziert, nämlich von Becke et al. (1999) und von Becke und Castro (2000), die für die Gutachtenpraxis

wichtige Erkenntnisse enthielten (28,29). Die Autoren konnten bezüglich der Bewertung des Verletzungsrisikos für Kopf/Körper aufzeigen, dass es ebenfalls eine Primär- und eine Sekundärbewegung von Kopf und Schulter zur Seite gibt, in Analogie zu den Schleudervorgängen des Kopfes bei der Heckkollision. Das heisst, dass in dem Bewegungsablauf eines Fahrzeuginsassen auf der stoßabgewandten Seite und dem Bewegungsablauf auf der stoßzugewandten Seite große Unterschiede bestehen. Aus den Studien von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000) wurde als Fazit festgehalten, dass dem stoßzugewandten Fahrzeuginsassen ein höheres Verletzungspotential zugeschrieben wird, da sich der Fahrzeuginsasse in Stoßrichtung bewegt (Primärbewegung), dort wo der Fahrzeuginnenraum, im Gegensatz zum stoßabgewandten Fahrzeuginsassen, limitiert ist (28,29). Die Sekundärbewegung wurde von den Autoren vernachlässigt und dem stoßzugewandten Fahrzeuginsassen wurde ein höheres Verletzungspotential zugesprochen als dem stoßabgewandten Fahrzeuginsassen.

In der Studie von Becke (1999) wurde eine offene Fahrgastzelle (d.h. ohne Tür und Dachholm) auf Lenkrollen verwendet und es wurden Auslenkungen von Kopf und Schulter bei Seitenkollisionen beschrieben. Die Autoren beschrieben, dass ab einer kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung bei einer Seitenkollision [$\Delta v_{\text{-quer}}$] von 5km/h bei der Primärbewegung des stoßzugewandten Fahrzeuginsassen ein Kopf-/Schulteranstoß möglich ist, da die Kopf- respektive Oberkörperverlagerung bei der Primärbewegung bis zu 20cm je nach Innenraumausstattung einen Anprall nach sich ziehen kann. Zur Orientierung wurde angegeben, dass der seitliche Schulterfreiraum eines Mittelklasse Pkw ungefähr 9cm beträgt und der Kopffreiraum ungefähr 20cm. Becke und Castro (2000) hatten dieses Risiko mit dem geschlossenen Schlitten und unter Verwendung von Gummiklötzen ebenfalls bei einem $\Delta v_{\text{-quer}}$ von 3.2km/h eruiert.

Becke und Castro (2000) konnten zudem eine lineare Abhängigkeit im Geschwindigkeitsbereich bis $\Delta v_{\text{-quer}} = 5\text{km/h}$ feststellen; die seitliche Auslenkung des Kopfes beträgt pro 1km/h Δv etwa 3cm und für die Schulter etwa 2cm. Die Analyse des Unfallhergangs ermöglicht damit eine Aussage für

die Wahrscheinlichkeit eines Kopf und/oder Schulteranstoß. Über 5km/h bestand keine lineare Abhängigkeit mehr.

In der vorliegenden Doktorarbeit wurde im Gegensatz zu den Versuchen von Becke et al. (1999) und Castro und Becke (2000) ein $\Delta v_{\text{-quer}} = 2.1\text{km/h}$ genutzt. Dabei konnten als Bewegungsausschläge der Probanden eine Primärbewegung und Sekundärbewegung, wie sie auch schon bei Becke et al. (1999), Becke und Castro (2000) und Leinkenjost (2013) objektiviert wurden, festgestellt werden. Zudem wurde die höchste Geschwindigkeit der Probanden während der Bewegungsausschläge in der Sekundärbewegung objektiviert, wie es nur in der Studie von Leinkenjost (2013) beschrieben wurde. Zudem konnten wir in dieser vorliegenden Doktorarbeit eine Tertiärbewegung objektivieren, die nach unserem Kenntnisstand in der bisherigen Literatur noch nicht beschrieben wurde.

Leinkenjost (2013), der die modifizierte Fahrgastzelle und Lenkrolle bzw. Gummiklötze von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000) durch einen verkehrstüchtigen Pkw ersetzte, hat sich vor allem mit dem technischen Versuchsaufbau, den wir übernommen haben, auseinandergesetzt und nebenbei den Ablauf der Primär- und Sekundärbewegung anhand von zwei Probanden erwähnt.

Wir haben die Kinematik anhand von vier Probanden (mit zusätzlicher EMG-Untersuchung) einer genaueren Analyse unterzogen und konnten seine Erfahrungen bestätigen. Darüber hinaus konnten wir feststellen, dass nicht nur der Primärbewegung sondern auch der Sekundärbewegung eine entscheidende Rolle beim Verletzungsrisiko, vor allem des stoßabgewandten Fahrzeuginsassen, zukommt. Im Gegensatz zu Leinkenjost (2013) haben wir außerdem durch die genauere Bewegungsanalyse eine Tertiärbewegung ermitteln können. Diese kann weitere Kopf- oder Schulteranstöße möglich machen.

Im folgenden Abschnitt möchten wir die einzelnen Parameter spezifizieren und die Unterschiede zu der bisherigen Literatur (Becke et al. (1999), Becke und

Castro (2000) und Leinkenjost (2013)) herausstellen, da die Muskelverhältnisse der Insassen unseres Erachtens eine gewisse Rolle zu spielen scheinen.

Als Ergebnis können wir bestätigen, dass die Geschwindigkeit bei der Sekundärbewegung, sowohl in „entspannter“ als „angespannter“ Sitzhaltung, am höchsten ist ($\bar{\Delta}$ 3.9km/h, SD 0.72km/h, maximale Geschwindigkeit 5.3km/h) (Diagramm 27, 28, 31, 32). In der Studie von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000) wurde die Geschwindigkeit der Probanden in der jeweiligen Bewegungsphase nicht gemessen, was dazu beitrug, die Sekundärbewegung als nicht „verletzungsrelevant“ zu betrachten. Die Sekundärbewegung erfährt, wie auch bereits von Leinkenjost (2013) vermutet, in ihrer Geschwindigkeit den höchsten Wert, da die Nackenmuskulatur durch ihre Aktivität und Federvorspannung den Probanden in die ursprüngliche Sitzhaltung zurückzuziehen versucht.

Hinsichtlich des zurückgelegten Weges des Kopfes, der Brust und der seitlichen Neigung der HWS zeigen sich –wenn wir das Gesamtkollektiv betrachten– die größten Auslenkungen in den Primär- ($\bar{\Delta}$ 8.43cm, SD 2.38cm, maximaler Weg 12.2cm, $\bar{\Delta}$ 4.4°, SD 2.9°, maximale seitliche Neigung 10°) und Sekundärbewegungen ($\bar{\Delta}$ 7.68cm, SD 3.7cm, maximaler Weg 16.7cm, $\bar{\Delta}$ 4.4°, SD 5.3°, maximale seitliche Neigung 17°) (Diagramm 25-34), nicht jedoch in der Tertiärbewegung. Auffällig ist, dass die Gruppe der Fahrer in „angespannter“ Sitzhaltung aus dem Gesamtkollektiv herausfallen, da deren Kopfauslenkung immer in der Primärbewegung am größten war (Diagramm 25). Im Gegensatz zu den Erkenntnissen von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000), die der Primärbewegung die „verletzungsrelevantere“ Auslenkung und somit dem stoßzugewandten Fahrzeuginsassen zuschrieben, meinen wir, dass aufgrund unserer Ergebnisse der Primär- aber auch der Sekundärbewegung ein gleichwertiges Risiko beigemessen werden sollte. Das heisst, dass der stoßabgewandte Fahrzeuginsasse einen Kopf und/oder Schulteranstoß erleiden könnte, da der Fahrzeuginnenraum für den stoßabgewandten Fahrzeuginsassen in der Sekundärbewegung limitiert ist.

Zusätzlich konnten wir nachweisen, dass die Tertiärbewegung große Auslenkungs- (\emptyset 6.1cm, SD 3.5cm, maximaler Weg 17.04cm, \emptyset 2.5°, SD 3.3°, maximale seitliche Neigung 13°) und Geschwindigkeitsparameter (\emptyset 2.95km/h, SD 0.85km/h, maximale Geschwindigkeit 4.7km/h) aufweist (Diagramm 25-34). Von einer Tertiärbewegung wurde, wie erwähnt, sowohl in den Studien von Becke et al. (1999), Becke und Castro (2000) und Leinkenjost (2013), als nach unserem Kenntnisstand in der gesamten Literatur, nicht gesprochen. Eine weitere Bewegungsphase, wie zum Beispiel eine Quartiärbewegung, wurde in unserer Studie nicht objektiviert.

Die unterschiedlichen Ergebnisse der vorliegenden Studie zu denen von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000) sind sicherlich in den Reifenhaftungs-Verhältnissen von feststehenden Lenkrollen bzw. Gummiklötzen einerseits und den normalen Straßenreifen eines fahrenden Pkw andererseits zu sehen. Leinkenjost (2013) hat beschrieben, dass höhere Reifenhaftungs-Verhältnisse bei einem stehenden Pkw oder bei Benutzung von Gummiklötzen, geringere kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderungen auftreten im Gegensatz zu niedrigeren Reifenhaftungs-Verhältnissen eines fahrenden Pkw oder bei der Benutzung von normalen Reifen, die eine höhere kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung und demnach auch die höhere Sekundärbewegung nach sich ziehen.

Vergleicht man die Heckkollision und Seitenkollision in puncto Verletzungsanfälligkeit oder -risiko, lassen sich Gemeinsamkeiten und mehrere Unterschiede feststellen, die selbst bei gleicher Kollisionsgeschwindigkeit (als einzige experimentell vergleichbare Größe), in den anatomischen Gegebenheiten (besonders der HWS in der unterschiedlichen Beweglichkeit bei Flexion/Extension und seitlichen Neigung), dem Freiraum der Fahrzeuginnenraumes und der Sitzposition zu suchen sein könnten.

Bei der Seitenkollision scheint das Verletzungsrisiko wohl weniger –insbesondere wie hier bei den „low impact“ Kollisionen– in den Anprallverletzungen zu liegen. Wie bei den Heckverletzungen ist aber ebenfalls eine intersegmentale Verletzung der HWS durch den Ablauf von Primär-,

Sekundär- und Tertiärbewegung denkbar. Bei den Heckkollisionen entstehen die Beschwerden neben den Anprallvorgängen (Nackensstütze, Sitzlehne und Armaturenbrett) sicher vor allem durch den Peitschenmechanismus an den Bewegungssegmenten der HWS selber.

Bei der Seitenkollision in einem normalgroßen Pkw wird die Bewegungskinetik nicht so sehr durch Innenausstattungsstücke beeinflusst. Die Bewegungen werden im Fahrzeuginnenraum nicht gebremst –bei der seitlichen Neigung der HWS konnten wir eine Winkeländerung des Kopfes relativ zum Sternum bis zu 17° messen–, es sei denn es kommt zu Anprallverletzungen von Kopf und/oder Schulter. Unsere Ergebnisse gelten nur für den behinderungsfreien Kinematikablauf, der normalerweise gegeben ist. Untersuchungen für den Bewegungsablauf im engen Fahrzeuginnenraum bleiben weiteren Studien überlassen. Im Gegensatz dazu spielen, wie erwähnt, während einer Heckkollision die Sitzlehne und die Nackensstütze eine ausschlaggebende Rolle und beeinflussen die unterschiedlichen Bewegungen in ganz erheblichem Maße. In der Extensionsbewegung wird die Bewegung des Kopfes und der Brust durch die Sitzlehne und der Nackensstütze begrenzt. In der Flexionsbewegung wird die Brust vom Sicherheitsgurt aufgefangen und kann der Kopf eine weitere Flexionsbewegung relativ zum Thorax durchführen, wodurch ein Kopfanprall gegen zum Beispiel das Armaturenbrett möglich ist.

Zur intersegmentalen Verletzung der HWS selber (HWS-Segmente C1-C7) liegen in der Literatur für die Seitenkollision lediglich die Studie von Hartwig et al. (2004) vor. In dieser Arbeit wurden osteoligamentäre HWS-Kadaverkollisionen mit Hilfe eines seitlichen Beschleunigungsapparates, mit g-Kräften von 1-4g, simuliert. Dabei konnte festgestellt werden, dass schon bei g-Kräften von 2g eine Verletzung der Kapsel der Fazettgelenke und der Bandscheiben der unteren HWS auftreten kann (33). Da die Muskelkräfte wegen der fehlenden Nackenmuskulatur nicht berücksichtigt werden konnten, sind Aussagen zur Verletzungsschwelle bei einem Probanden jedoch nicht möglich. Außerdem handelte es sich um eine experimentelle Studie und deshalb kann sie nicht zum Vergleich der vorliegenden Studie oder des täglichen Lebens herangezogen werden. Theoretisch ist es jedoch möglich –in Analogie zur

Heckkollision durch den Bewegungsausschlag um die x-Achse—, dass es zu entsprechenden Verletzungen durch Überforderung der Beweglichkeit in der z-Achse der unteren HWS kommen kann. Die Studie von Hartwig et al. (2004) ergibt somit vergleichbare Ergebnisse wie sie die Arbeitsgruppe Panjabi et al. (1997 und 1998) für die Heckkollision erarbeitet hatte. Auch von Penning (1978) wissen wir, dass das unterste HWS-Segment C6/7 mit 15.5° die mit am geringste physiologische Flexion/Extension aufweist und dass dieser Bereich bei den „Schleudertraumata“ leicht überschritten werden kann (34).

Statistiken über die Häufigkeit von Beschwerden nach seitlichen „Schleudertraumata“ liegen nicht vor. Bekannt ist jedoch, dass in 47% aller Unfälle mit Personenschaden, Beschwerden eines „Schleudertraumas“ vorliegen, so dass bis zu einem gewissen Grade Beschwerden durch Verletzungen der HWS ausgelöst werden können (2). Wir haben bei den Probanden im Rahmen dieser Kollisionen, mit einem Δv_{quer} von 2.1km/h, keine Beschwerden oder Verletzungen an Kopf oder Brust festgestellt.

In den Studien von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000), wurde dem stoßzugewandten Fahrzeuginsassen ein höheres Verletzungsrisiko zugeschrieben als dem stoßabgewandten Fahrzeuginsassen. Die Spannungsverhältnisse der Schulter-/Nackermuskulatur fanden keine Berücksichtigung. Wir haben uns diesem Thema zugewandt und die Probanden angehalten die Schulter-/Nackermuskulatur anzuspannen und zu entspannen und haben diesen Zustand durch EMG-Analyse verifiziert. Hiermit war es möglich eine Aussage über den Einfluss der Spannungsverhältnisse („angespannt“/„entspannt“) der Schulter-/Nackermuskulatur auf die Kinematik bei der Seitenkollision bei Fahrer und Beifahrer zu machen. Hiermit kann zudem objektiviert werden ob es einen Unterschied macht, ob die Insassen sich eines bevorstehenden Unfalles bewusst sind („angespannte“ Muskulatur) oder ob man sich eines bevorstehenden Unfalles nicht bewusst ist („entspannte“ Muskulatur).

Im Folgenden wird die Gruppe der Fahrer mit „angespannter“ Muskulatur und die Gruppe der Beifahrer mit „angespannter“ Muskulatur und vice versa in

„entspannter“ Muskulatur verglichen, d.h. hier steht der gleiche Spannungsgrad der beiden Insassengruppen im Vordergrund, zur Beurteilung ob die Sitzposition eine entscheidende Rolle spielt. Es zeigt sich in allen Bewegungsphasen keinen Unterschied in den Parametern von Auslenkung oder Geschwindigkeit für Kopf und Brust, soweit sich der Fahrer oder Beifahrer in „angespannter“ Sitzhaltung befindet.

In „entspannter“ Sitzhaltung hatten jedoch die Fahrer eine größere Auslenkung des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung, wohingegen die Beifahrer in „entspannter Sitzhaltung“ die größere Auslenkung des Kopfes und der Brust in der Primärbewegung hatten. In der Geschwindigkeit gab es keinen Unterschied. Aus der größeren Auslenkung könnte man schließen, dass das Risiko für eine Verletzung des Kopfes und der Brust für Fahrer und Beifahrer relativ gering ist, da sie sich bei den oben genannten größeren Auslenkungen jeweils in den freien Fahrzeuginnenraum bewegen.

In wiefern das bewusste oder unbewusste Verhalten der Insassen zur Unfallvermeidung hierzu beiträgt (z.B. der Versuch des Ausweichens), muss späteren Erörterungen vorbehalten bleiben. Auf das Verhalten der stoßzu- und abgewandten Schulter-/Nackmuskulatur wird unten eingegangen. Zum besseren Verständnis der oben genannten vergleichenden Analyse verweisen wir auf die folgende Tabelle (Tabelle 6).

	Fahrer	Beifahrer
Angespannt	kein Unterschied	
Entspannt	Auslenkung in Sekundärbewegung größer	Auslenkung in Primärbewegung größer

Tabelle 6: **Die Rolle der Sitzposition**; Vergleichende Analyse der Auslenkung zwischen Fahrer versus Beifahrer in „angespannter“ bzw. „entspannter“ Sitzhaltung. Die Analyse zeigt, dass es keinen Unterschied macht ob man mit „angespannter“ Muskulatur als Fahrer bzw. Beifahrer im Pkw sitzt. Es zeigt sich jedoch ein Unterschied wenn der Fahrer oder Beifahrer „entspannt“ im Pkw sitzt. Die Auslenkung des Fahrers ist in der Sekundärbewegung und die des Beifahrers in der Primärbewegung größer

Im Nachfolgenden wird die Gruppe der Fahrer in „angespannter“ Sitzhaltung, im Gegensatz zu oben, mit der Gruppe der Fahrer in „entspannter“ Sitzhaltung und vice versa die Gruppe der Beifahrer in „angespannter“ und „entspannter“ Sitzhaltung erörtert, d.h. in diesem Fall wird die Gruppe der Fahrer und

Beifahrer jeweils mit unterschiedlichem Spannungsgrad miteinander verglichen. Es zeigt sich, dass es keinen Unterschied macht, ob der Fahrer seine Muskulatur anspannt oder nicht. Es ist demnach nicht entscheidend ob der stoßzugewandte Fahrzeuginsasse sich einer bevorstehenden Kollision bewusst ist oder nicht.

In der Gruppe der Beifahrer gibt es eine größere Auslenkung der Brust in „angespannter“ Sitzhaltung in der Sekundärbewegung und in „entspannter“ Sitzhaltung in der Primärbewegung (Tabelle 7). Diese Ergebnisse widerlegen die Aussagen von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000), dass nur dem stoßzugewandten Fahrzeuginsassen ein „verletzungsrelevantes“ Risiko zugeschrieben wird. Unsere Ergebnisse zeigen nämlich, dass auch der stoßabgewandte Fahrzeuginsasse durch die Sekundärbewegung einen Kopf-/Brustanprall erleiden könnte.

	Angespannt	Entspannt
Fahrer	kein Unterschied	
Beifahrer	Auslenkung der Brust größer in Sekundärbewegung	Auslenkung der Brust größer in Primärbewegung

Tabelle 7: **Die Rolle der Muskelspannung;** Vergleichende Analyse der Auslenkung zwischen „angespannter“ versus „entspannter“ Sitzhaltung beim Fahrer bzw. Beifahrer. Die Analyse zeigt, dass es keinen Unterschied macht ob man als Fahrer mit „angespannter“ oder „entspannter“ Sitzhaltung im Pkw sitzt. Es zeigt sich jedoch ein Unterschied sobald man als Beifahrer mit „angespannter“ oder „entspannter“ Sitzhaltung im Pkw sitzt. Dabei zeigt sich, dass die Auslenkung der Brust in „angespannter“ Sitzhaltung in der Sekundärbewegung größer ist und in „entspannter“ Sitzhaltung in der Primärbewegung

Gorny (2013) zeigte in der EMG-Analyse der Probanden, die zeitgleich mit der Videoanalyse dieser vorliegenden Dissertation durchgeführt wurde, dass während der Primär- und Sekundärbewegung die kontralateralen Muskeln (i.e. die Muskeln der stoßabgewandten Seite) sowohl bei „entspannter“ als „angespannter“ Sitzhaltung des Fahrers als auch des Beifahrers, stark aktiv sind (Diagramm 8) (31).

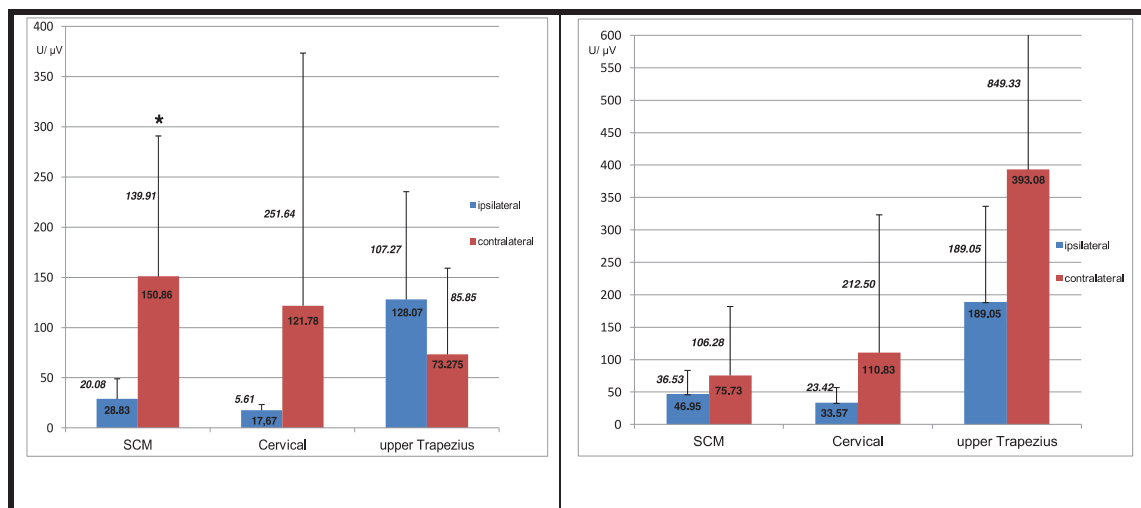


Diagramm 8: **EMG-Analyse in Primär- und Sekundärbewegung**; EMG-Unterschiede in den Primärbewegungen (links) und Sekundärbewegungen (rechts). Rot zeigt die kontralaterale Muskulatur, blau zeigt die ipsilaterale Muskulatur. Beachte die unterschiedlichen Achsenkalierungen (mit freundlicher Genehmigung übernommen aus: Gorny (31))

Damit konnte ein Einblick in die Ursache der Kinematik von Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung gegeben werden. Betrachtet man nämlich die Ergebnisse der vorliegenden Doktorarbeit, vor allem unter Berücksichtigung der Ergebnisse von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000), die keine EMG-Analyse durchgeführt haben, dann fällt auf, dass in allen Versuchen die Geschwindigkeit sowohl des Kopfes als auch der Brust beider Fahrzeuginsassen in der Sekundärbewegung höher ist als in der Primärbewegung. Zusätzlich wäre zu erwarten, dass die Primärbewegung in jeder Kollision den größten Weg des Kopfes, der Brust und der seitlichen Neigung der HWS aufweist, da laut Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000) bisher die Primärbewegung als die bedeutsamere Bewegungsphase betrachtet wurde. In unseren Ergebnissen jedoch zeigten sich die Auslenkungen der HWS und der Brust in der Primärbewegung und der Sekundärbewegung vergleichbar. Die höhere Geschwindigkeit der Sekundärbewegung bei diesen Kollisionen, die sich im

Niedriggeschwindigkeitsniveau bzw. „low impact collision“ ($\Delta v = 2,1\text{km/h}$) befinden, könnte womöglich durch eine Art Federvorspannung der kontralateralen Muskulatur, wie es auch schon Leinkenjost (2013) vermutet hat, erklärt werden. Die EMG-Messung der Muskeln der Probanden zeigte eine stark aktivierte kontralaterale Muskulatur in der Primär- und Sekundärbewegung. Es könnte sein, dass die Muskulatur, bei einer plötzlichen Seitenkollision, reflexartig versucht die Primärbewegung abzufangen, hierdurch jedoch die Sekundärbewegung, sowohl für die Geschwindigkeit als auch für den Weg, vergrößert. Nach Gorny (2013) wird die Schulter-/Nackermuskulatur zwischen 100-150ms nach der Seitenkollision am stärksten aktiv; die Sekundärbewegung tritt nach ungefähr 200ms auf (31). Hieraus kann man schließen, dass sobald die kontralaterale Muskulatur stark aktiv ist die Sekundärbewegung eingeleitet wird, sobald die Kraft der Schulter-/Nackermuskulatur die Kraft der biomechanischen Belastung in der Primärbewegung übersteigt. Dies erklärt auch den zeitlichen Versatz von 50-100ms.

Unsere Untersuchungen befassen sich mit der „low impact collision“, so dass Aussagen über die muskuläre Reaktion bei höhergradigen Kollisionen nicht getätigt werden können. Eine Studie zum Thema der Heckkollisionen mit höhergradigen Kollisionen von Hernandez et al. (2006), zeigt bei einer kollisionsbedingten Geschwindigkeitsänderung von 16,2km/h bzw. von 36,3km/h eine Steigerung der EMG-Muskelaktivität um das 1,4- bzw. 1,8-fache. Ob die Muskulatur dabei einen Einfluss auf die Primär- oder Sekundärbewegung hat, kann aufgrund des Versuchs von Hernandez et al. (2006) nicht gesagt werden. Hernandez et al. (2006) belegt jedoch, dass auch bei höheren Geschwindigkeiten, die Muskulatur noch eine deutliche EMG-Muskelaktivität aufweist (35). Auch in einer weiteren Studie von Kumar et al. (2004) wurden die gleichen Muskelpartien, wie in der vorliegenden Studie, mittels EMG untersucht, wobei eine kollisionsbedingte Geschwindigkeitsänderung im stehenden Fahrzeug von 49,3km/h durchgeführt wurde. Dabei zeigte sich eine deutliche EMG-Muskelaktivität, wobei als Schlußfolgerung beschrieben wurde, dass auch bei höheren kollisionsbedingten

Geschwindigkeitsänderungen die kontralaterale Muskulatur stärker aktiviert wurde als die ipsilaterale Muskulatur (21). Somit kann vermutet werden, dass auch bei höhergradigen Kollisionen, wie sie Kumar et al. (2004) beschreiben, die Schulter-/Nackermuskulatur Einfluss auf die Kinematik der Fahrzeuginsassen nimmt.

Diese Vorstudie hat einige Limitierungen aufzuweisen:

- Die geringe Anzahl der Probanden ermöglicht keine aussagekräftige statistische Auswertung. Jedoch liefern die Ergebnisse wohl eine für die tägliche Gutachterpraxis zu berücksichtigende Tendenz bzw. sind die Ergebnisse vorerst als Gedankenanstrengung zu verstehen.
- Die Brustmarkierungen an den Probanden sind nicht ausreichend, da diese durch ein Videoschnittprogramm nachträglich festgesetzt wurden.
- Die Elektromyographie erfasste nur die oberflächlichen Muskelstrukturen. Tiefere Muskelstrukturen konnten nicht erfasst werden. Eine EMG-Untersuchung der tieferen Muskelstrukturen wurde nicht verwendet, da es medizinisch-ethisch nicht umsetzbar wäre.
- Die durch die Seitenkollision einwirkende biomechanische Belastung auf die Probanden ist sehr gering ($\Delta v = 2,1 \text{ km/h}$). Die Aussagen dieser Studie betreffen nur die „low impact collision“ und können nur einen geringen Anteil der Gutachterpraxis abdecken.

6 Schlussfolgerung

Trotz gewisser Limitierungen kann als Ergebnis dieser Studie festgehalten werden, dass bei den Seitenkollisionen auch der Sekundärbewegung, in Bezug auf einen verletzungsrelevanten Schulter-/Kopfanstoß, eine wichtigere Rolle als ursprünglich gedacht zugesprochen werden kann, soweit die Voraussetzungen des Innenraumes gegeben sind. Dies betrifft vor allem den stoßabgewandten Insassen. Die intersegmentalen Verletzungen der HWS spielen bei höhergradigen Kollisionskräften höchstwahrscheinlich eine größere Rolle. Über den Mechanismus der intersegmentalen HWS-Verletzung kann nur spekuliert werden und vergleichsweise auf bisherige experimentelle Untersuchungen der Literatur verwiesen werden.

Die bis dato geltende Einschätzung in der gutachterlichen Bewertung –wie sie von Becke et al. (1999) und Becke und Castro (2000) geäußert wurde (28,29)–, nämlich einer besonderen Bedeutung der Primärbewegung bei einer stoßzugewandten Sitzposition des Insassen bei Seitenkollisionen im Niedriggeschwindigkeitsbereich für eine mögliche Verletzung der HWS im Fahrzeuginnenraum, kann nicht mehr aufrechterhalten bleiben.

Einer Tertiärbewegung der Insassen, die bis dato nach unserem Kenntnisstand in der Literatur nicht beschrieben wurde, scheint keine unfallbezügliche Bedeutung beigemessen werden zu können. Es sei noch einmal darauf hingewiesen, dass die kinematischen Ergebnisse dieser Studie nur für einen anprallfreien Raum gelten.

Die Erklärung für diese neuen Ergebnisse, i.e. den großen Bewegungsausschlag und hohe Geschwindigkeit der Sekundärbewegung, könnte durch eine Art Federvorspannung der kontralateralen Schulter-/Nackermuskulatur erklärt werden, da diese viel stärker aktiv ist als die ipsilaterale Muskulatur. Die Wichtigkeit der Sekundärbewegung könnte in einer gutachterlichen Untersuchung zum Thema werden, wenn zum Beispiel eine Seitenkollision auf der Beifahrerseite stattgefunden hat und die Frage einer HWS-Verletzung des Fahrers (d.h. sitzend auf der stoßabgewandten Seite) zur Diskussion steht. In dieser Untersuchung wurden jedoch nur die Fragen um die

Seitenkollision von der Fahrerseite aus untersucht. Dabei steht natürlich primär wieder das Verhältnis „Belastung und Belastbarkeit“ des Fahrers im Mittelpunkt. Was die intersegmentalen Verletzungen anbelangt, muss auf die spärlichen Erkenntnisse der Literatur verwiesen werden.

Diese Studie dient als Pilotstudie. Weitere intensive Forschungen auf diesem Gebiet sind erforderlich.

7 Literatur

1. Mazzotti I. Was bringt die interdisziplinäre Begutachtung beim „HWS-Schleudertrauma“? - Eine aktuelle Auswertung von 1000 Gutachten. Personenschäden im Straßenverkehr - Kongress 2015; 2015; Münster.
2. Chappuis G, Soltermann B. Schadenshäufigkeit und Schadensaufwand bei leichten Verletzungen der Halswirbelsäule: Eine schweizerische Besonderheit? Schweiz Med Forum. 2006;(6):398–406.
3. Spitzer WO. Scientific monograph of the Quebec task force on whiplash-associated disorders: redefining 'whiplash' and its management. Spine. 1995;20:1–73.
4. Wirtschaftsbereiche - Verkehrsunfälle - Polizeilich erfasste Unfälle - Statistisches Bundesamt (Destatis) [Internet]. [zitiert 20. November 2015]. Verfügbar unter: <https://www.destatis.de/DE/ZahlenFakten/Wirtschaftsbereiche/TransportVerkehr/Verkehrsunfaelle/Tabellen/PolizeilichErfassteUnfaelle.html>
5. Rodriguez AA, Barr KP, Burns SP. Whiplash: pathophysiology, diagnosis, treatment, and prognosis. Muscle Nerve. 2004;29(6):768–81.
6. Chappuis G, Soltermann B. Number and cost of claims linked to minor cervical trauma in Europe: results from the comparative study by CEA, AREDOC and CEREDOC. Eur Spine J. 1. Oktober 2008;17(10):1350–7.
7. Castro WHM, Schilgen M, Meyer S, Weber M, Peuker C, Wörtler K. Do „whiplash injuries“ occur in low-speed rear impacts? Eur Spine J. 1997;6(6):366–375.
8. Mazzotti I, Castro WHM. Die Belastbarkeit des Fahrzeugführers. Neue Z Für Verkehrsrecht NZV. 2008;(1):16–8.
9. Munker H, Langwieder K, Chen E, Hell W. HWS-Beschleunigungsverletzungen—Eine Analyse von 15000 Pkw-Pkw-Kollisionen. In: Distorsion der Halswirbelsäule. Springer Verlag; 1995. S. 115–33.
10. Langwieder K, Hell W. Proposal of an International Harmonized Dynamic Test Standard for Seats/Head Restraints. Traffic Inj Prev. 2002;3(2):150–8.
11. Brault JR, Wheeler JB, Siegmund GP, Brault EJ. Clinical response of human subjects to rear-end automobile collisions. Arch Phys Med Rehabil. 1998;79(1):72–80.
12. Meyer S, Hugemann W, Weber M. Zur Belastung der Halswirbelsäule durch Auffahrunfälle - Teil 1: Bewegungskinetik und Verletzungsrelevante Kenngrößen, Teil 1: Vertiefende kollisionsmechanische Betrachtungen. Verkehrsunfall Fahrzeugtechnik. 1994;32(1&7/8):15–21.

13. Castro WHM, Meyer SJ, Becke ME, Nentwig CG, Hein MF, Ercan BI, u. a. No stress - no whiplash? Prevalence of „whiplash“ symptoms following exposure to a placebo rear-end collision. *Int J Legal Med.* 2001;114(6):316–22.
14. Volle E. Functional magnetic resonance imaging-video diagnosis of soft-tissue trauma to the craniocervical joints and ligaments. *Int Tinnitus J.* 2000;6(2):134–9.
15. Kumar S, Ferrari R, Narayan Y. Kinematic and electromyographic response to whiplash loading in low-velocity whiplash impacts-a review. *Clin Biomech.* 2005;20(4):343–56.
16. Bogduk N. On cervical zygapophysial joint pain after whiplash. *Spine.* 2011;36:S194–9.
17. Eichberger A, Darok M, Steffan H, Leinzinger PE, Boström O, Svensson MY. Pressure measurements in the spinal canal of post-mortem human subjects during rear-end impact and correlation of results to the neck injury criterion. *Accid Anal Prev.* 2000;32(2):251–60.
18. Svensson MY, Boström O, Davidsson J, Hansson H-A, Håland Y, Lövsund P, u. a. Neck injuries in car collisions—a review covering a possible injury mechanism and the development of a new rear-impact dummy. *Accid Anal Prev.* 2000;32(2):167–75.
19. Kügelgen B, Naujokat C. [Trauma of the cervical spine. Only medicine winds up in a skid]. *MMW Fortschr Med.* 2003;145(17):18–18.
20. Kumar S, Narayan Y, Amell T. An electromyographic study of low-velocity rear-end impacts. *Spine.* 2002;27(10):1044–1055.
21. Kumar S, Ferrari R, Narayan Y. Cervical muscle response to whiplash-type right lateral impacts. *Spine.* 1. November 2004;29(21):E479-487.
22. Crowe H. A new diagnostic sign in neck injuries. *Calif Med.* 1964;100(1):12.
23. Grauer JN, Panjabi MM, Cholewicki J, Nibu K, Dvorak J. Whiplash Produces an S-Shaped Curvature of the Neck With Hyperextension at Lower Levels. *Spine.* 1997;22(21):2489–94.
24. Panjabi MM, Cholewicki J, Nibu K, Grauer JN, Babat LB, Dvorak J. Mechanism of whiplash injury. *Clin Biomech.* 1998;13(4):239–49.
25. Kalthoff W, Meyer S, Becke M. Die Insassenbewegung bei leichten Pkw-Heckanstößen. *Verkehrsunfall Fahrzeugtechnik.* 2001;39(7/8).
26. Becke ME, Castro WHM, Hein MF. „HWS-Schleudertrauma“ 2000-Standortbestimmung und Vorausblick. *Neue Z Für Verkehrsrecht NZV.* 2000;13(6).
27. Leidel BA, Kirchhoff C, Keßler S, Mutschler W. Trauma der Halswirbelsäule. *Orthop.* 2008;37(5):414–23.

28. Becke M, Castro WHM, Van Aswegen A, Meyer S. Zur Belastung von Fahrzeuginsassen bei leichten Seitenkollisionen. *Verkehrsunfall Fahrzeugtechnik*. 1999;11:293–298.
29. Becke M, Castro WHM. Zur Belastung von Fahrzeuginsassen bei leichten Seitenkollisionen - Teil II. *Verkehrsunfall Fahrzeugtechnik*. 2000;(7/8):225–8.
30. Leinkenjost D. Konstruktion eines Crashpendels für reproduzierbare Seitenkollisionen unter Berücksichtigung des Einflusses der Reifenführungskräfte auf die Insassenbelastung [Bachelorarbeit]. Hochschule Osnabrück - University of applied sciences; 2013.
31. Gorny L. Reflectoral response of neck muscles in low velocity side impacts [Masterarbeit]. Universität Münster; 2013.
32. MacNab I. Acceleration injuries of the cervical spine. *J Bone Jt Surg Am*. 1964;46(8):1797–9.
33. Hartwig E, Kettler A, Schultheiss M, Kinzl L, Claes L, Wilke H-J. In vitro low-speed side collisions cause injury to the lower cervical spine but do not damage alar ligaments. *Eur Spine J*. 2004;13(7):590–7.
34. Penning L. Normal movements of the cervical spine. *Am J Roentgenol*. 1978;130(2):317–26.
35. Hernández IA, Fyfe KR, Heo G, Major PW. Masticatory muscle reaction in simulated low-velocity rear-end impacts. *J Orofac Pain*. 2006;20(3):199–207.

8 Anhang

8.1 Bildstrecke zur Geschwindigkeit des Kopfes und der Brust



Abb. 20: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 1



Abb. 21: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 2



Abb. 22: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 3



Abb. 23: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 4



Abb. 24: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 5



Abb. 25: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 6



Abb. 26: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 7



Abb. 27: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 8



Abb. 28: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 9



Abb. 29: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 10



Abb. 30: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 11



Abb. 31: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 12



Abb. 32: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 13



Abb. 33: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 14



Abb. 34: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 15



Abb. 35: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 16



Abb. 36: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 17



Abb. 37: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 18



Abb. 38: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 19



Abb. 39: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 20



Abb. 40: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 21



Abb. 41: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 22



Abb. 42: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 23



Abb. 43: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 24



Abb. 44: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 25



Abb. 45: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 26



Abb. 46: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 27



Abb. 47: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 28



Abb. 48: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 29



Abb. 49: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 30



Abb. 50: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 31



Abb. 51: **Bildstrecke 1**; Seitenkollision Fahrer „2“ mit entspannter Muskulatur Frame 32

8.2 Bildstrecke zum Weg des Kopfes und der Brust



Abb. 52: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 1



Abb. 53: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 2



Abb. 54: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 3



Abb. 55: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 4



Abb. 56: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 5



Abb. 57: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 6



Abb. 58: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 7



Abb. 59: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 8



Abb. 60: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 9



Abb. 61: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 10



Abb. 62: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 11



Abb. 63: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 12



Abb. 64: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 13



Abb. 65: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 14



Abb. 66: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 15



Abb. 67: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 16



Abb. 68: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 17



Abb. 69: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 18



Abb. 70: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 19



Abb. 71: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 20



Abb. 72: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 21



Abb. 73: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 22



Abb. 74: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 23



Abb. 75: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 24



Abb. 76: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 25



Abb. 77: **Bildstrecke 2**; Seitenkollision Beifahrer „4“ mit angespannter Muskulatur Frame 26

8.3 Bildstrecke zur seitlichen Neigung der HWS



Abb. 78: **Bildstrecke 3**; Seitliche Neigung der HWS des Fahrers mit entspannter Muskulatur vor der Seitenkollision (Neutralstellung). Der grüne Bereich zeigt die Neutralstellung, der Kopf ist im rechten Winkel (90°).



Abb. 79: **Bildstrecke 3**; Seitliche Neigung der HWS in der Primärbewegung des Fahrers mit entspannter Muskulatur. Der grüne Bereich gibt die seitliche Neigung der HWS an, ausgehend von der Neutralstellung (in diesem Fall $90-87^\circ = 3^\circ$)



Abb. 80: **Bildstrecke 3**; Seitliche Neigung der HWS in der Sekundärbewegung des Fahrers mit entspannter Muskulatur. Der grüne Bereich gibt die seitliche Neigung der HWS an, ausgehend von der Neutralstellung (in diesem Fall $107-90^\circ = 17^\circ$)



Abb. 81: **Bildstrecke 3**; Seitliche Neigung der HWS in der Tertiärbewegung des Fahrers mit entspannter Muskulatur. Der grüne Bereich gibt die seitliche Neigung der HWS an, ausgehend von der Neutralstellung (in diesem Fall $90-88^\circ = 2^\circ$)

8.4 Tabellen und Kurvendiagramme der Bewegungsanalyse

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	12.14	-5.9	17.04
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.71	4.07	4.43
Brust	Weg (cm)	6.58	-5.9	7.76
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.93	3.71	4.02
Seitliche Neigung HWS (Grad)		10	15	13

Tabelle 8: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Beifahrers „4“ mit entspannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

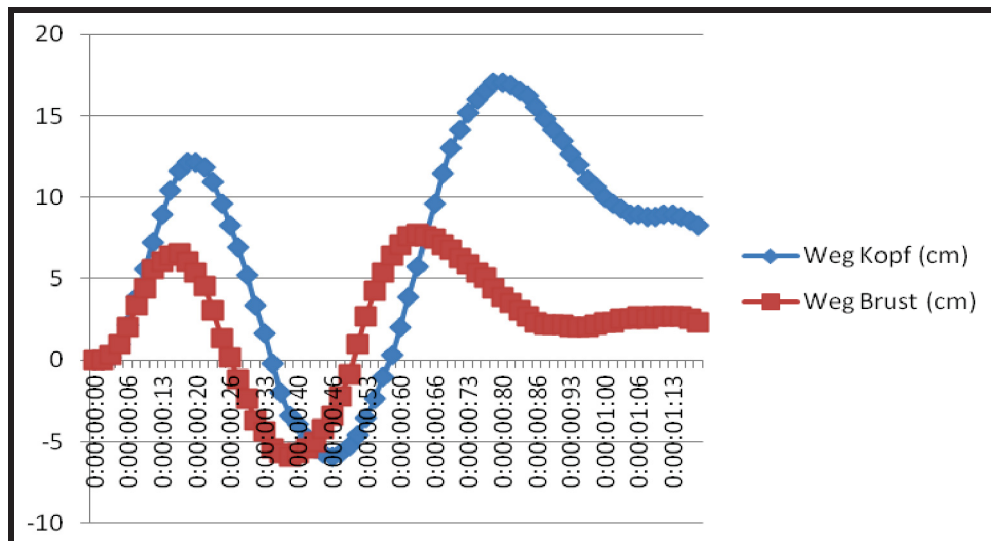


Diagramm 9: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „8“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Geschwindigkeit = km/h, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	8.52	-15.99	-0.6
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.06	4.39	2.75
Brust	Weg (cm)	5.83	-8.67	-0.6
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.9	3.88	2.33
Seitliche Neigung HWS (Grad)		9	2	1

Tabelle 9: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Fahrers „1“ mit entspannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

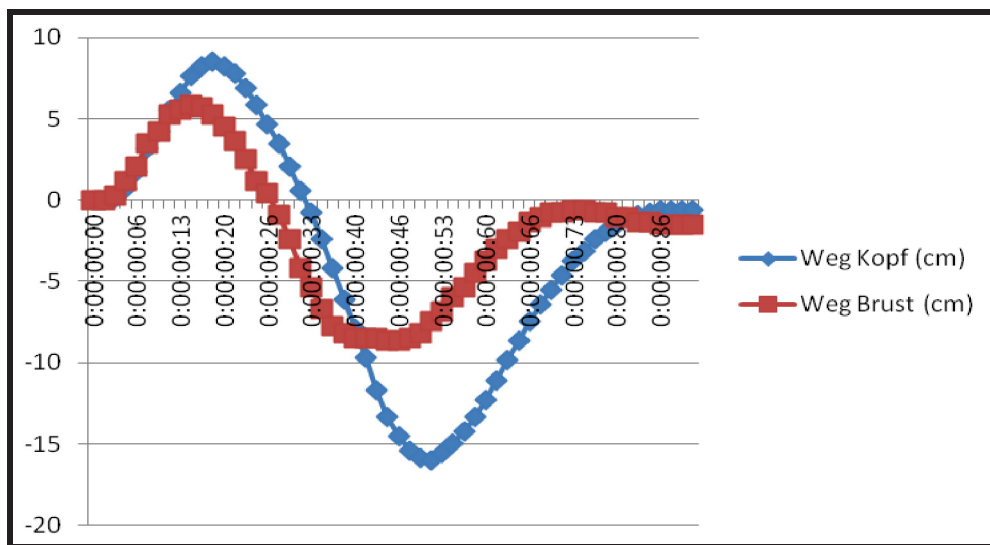


Diagramm 10: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „9“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	10.13	0.91	7.56
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.01	2.06	1.96
Brust	Weg (cm)	6.05	-4.23	5.9
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.63	3.08	2.31
Seitliche Neigung HWS (Grad)		5	6	0

Tabelle 10: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Beifahrers „1“ mit entspannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

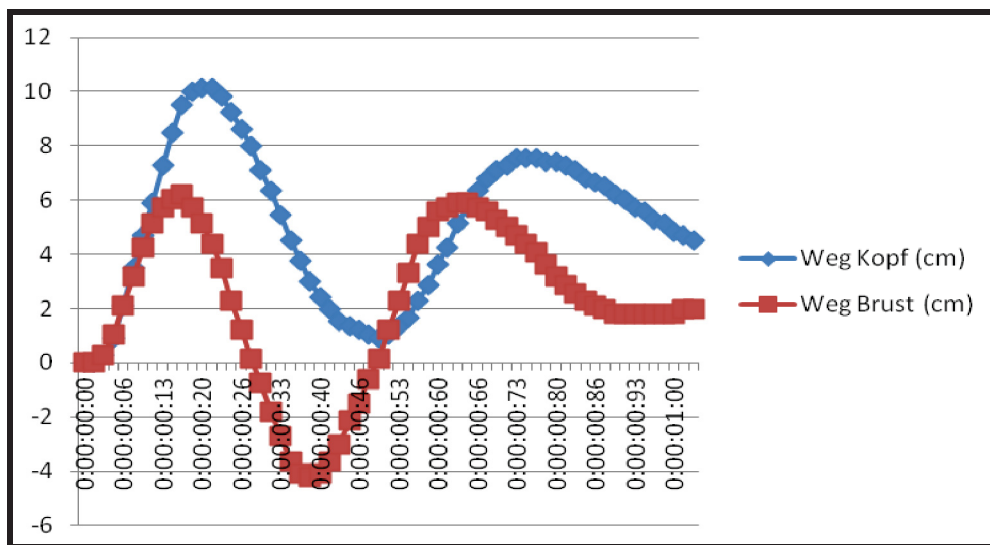


Diagramm 11: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „10“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	11.77	-6.52	8.27
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.79	4.13	3.09
Brust	Weg (cm)	7.79	-2.86	7.95
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.09	2.77	2.43
Seitliche Neigung HWS (Grad)		3	7	0

Tabelle 11: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Fahrers „4“ mit entspannter Muskulatur locker. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

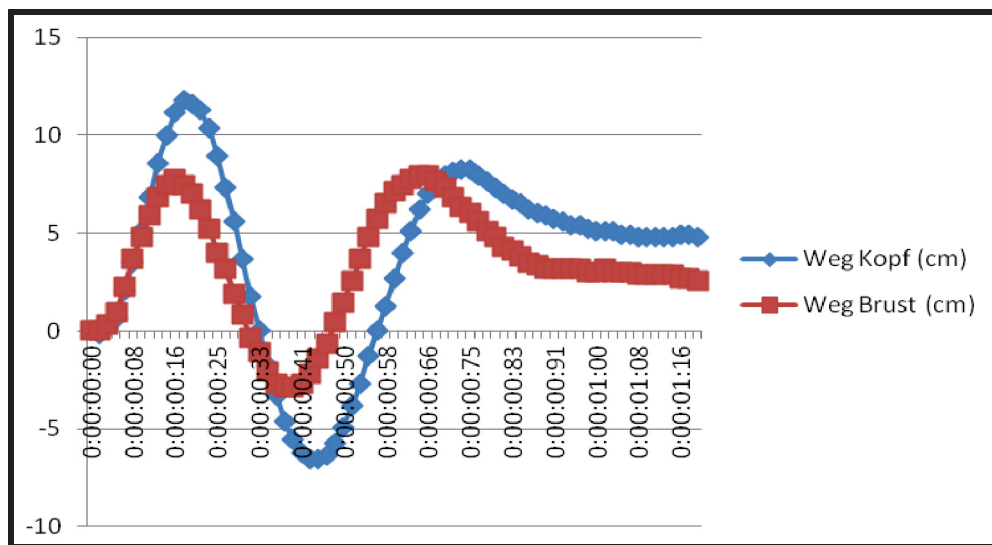


Diagramm 12: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „11“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	10.85	-4.9	14.18
	Max Geschwindigkeit (km/h)	4.07	4.17	4.55
Brust	Weg (cm)	5.95	-6.13	7.88
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.48	4.22	4.17
Seitliche Neigung HWS (Grad)		3	0	2

Tabelle 12: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Beifahrers „4“ mit angespannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

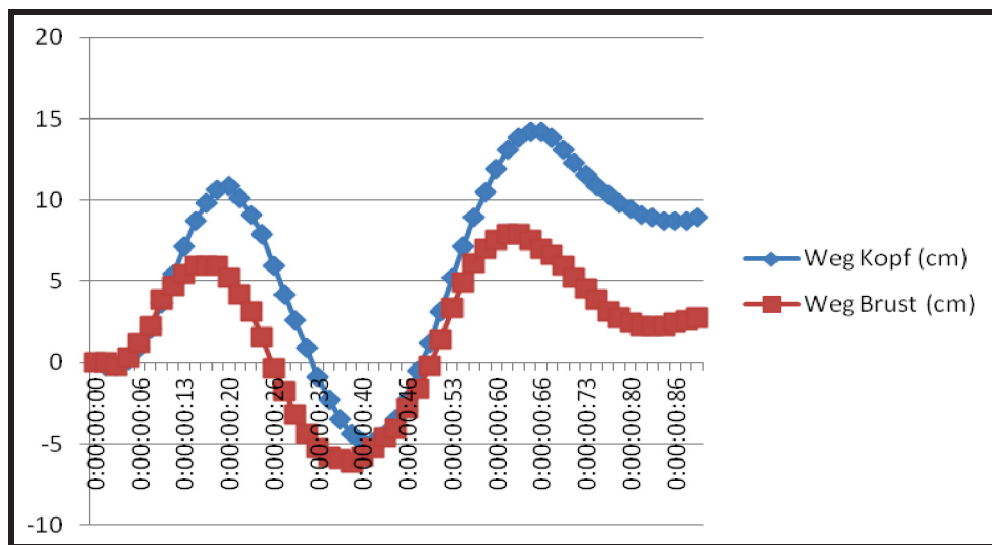


Diagramm 13: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „12“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	5.43	-11.29	12
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.35	4.36	4.66
Brust	Weg (cm)	4.71	-8.43	7
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.35	3.51	3.72
Seitliche Neigung HWS (Grad)		0	1	4

Tabelle 13: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Fahrers „1“ mit angespannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

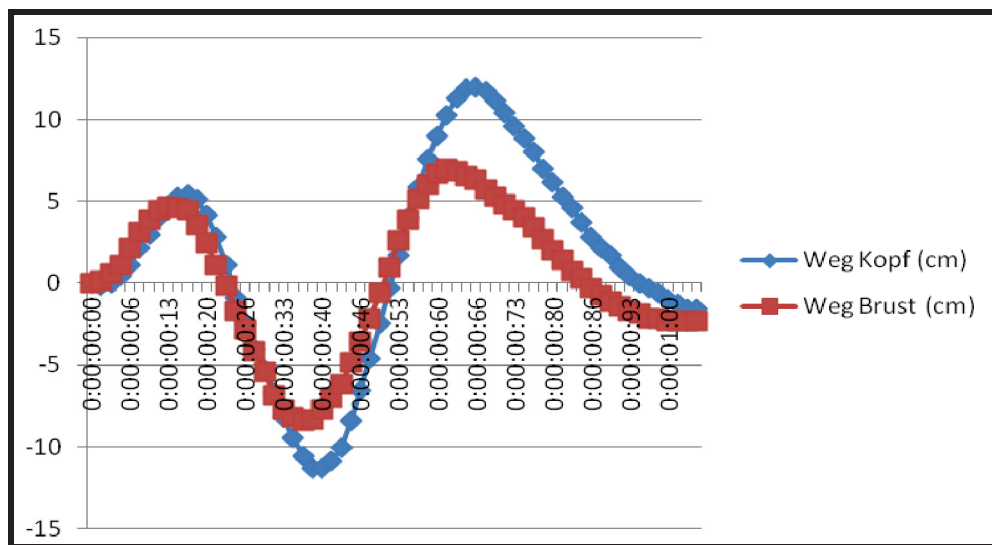


Diagramm 14: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „13“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	7.22	-13.29	5.06
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.66	4.1	3.75
Brust	Weg (cm)	6.07	-9.1	3.9
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.68	4.05	2.87
Seitliche Neigung HWS (Grad)		0	4	0

Tabelle 14: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Beifahrers „1“ mit angespannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

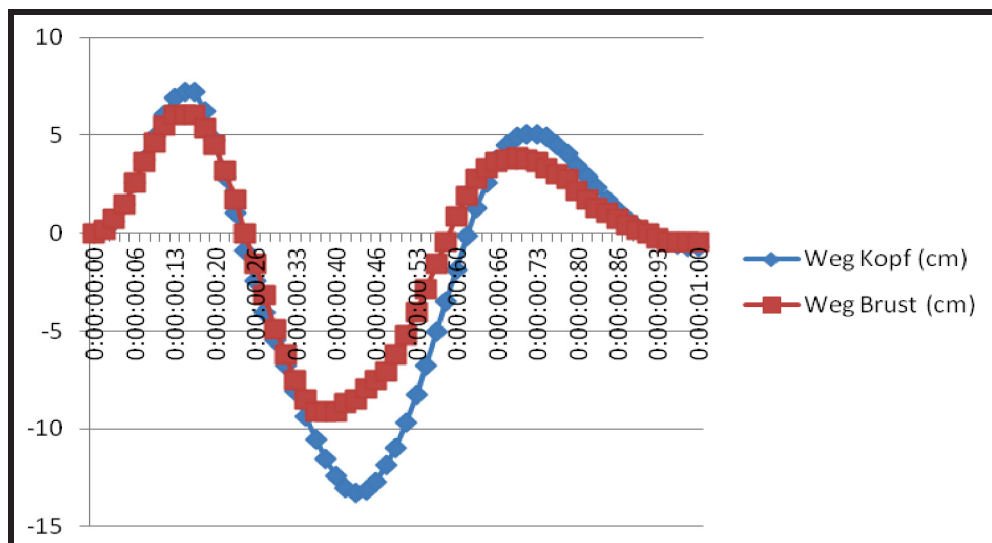


Diagramm 15: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „14“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	9.77	-4.56	7
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.86	3.88	2.48
Brust	Weg (cm)	6.35	-1.95	4.72
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.81	2.83	2.11
Seitliche Neigung HWS (Grad)		2	1	3

Tabelle 15: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Fahrers „4“ mit angespannter Muskulatur angespannt. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

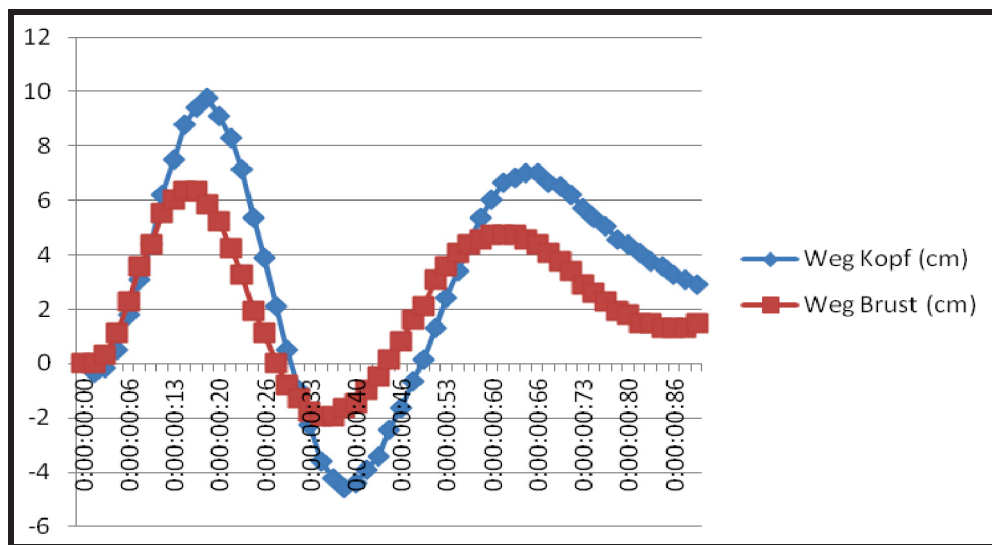


Diagramm 16: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „15“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	10.46	-9.69	6.46
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.15	4.43	2.66
Brust	Weg (cm)	7.85	-8.46	5.54
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.99	3.98	3.39
Seitliche Neigung HWS (Grad)		7	0	1

Tabelle 16: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Beifahrers „3“ mit entspannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

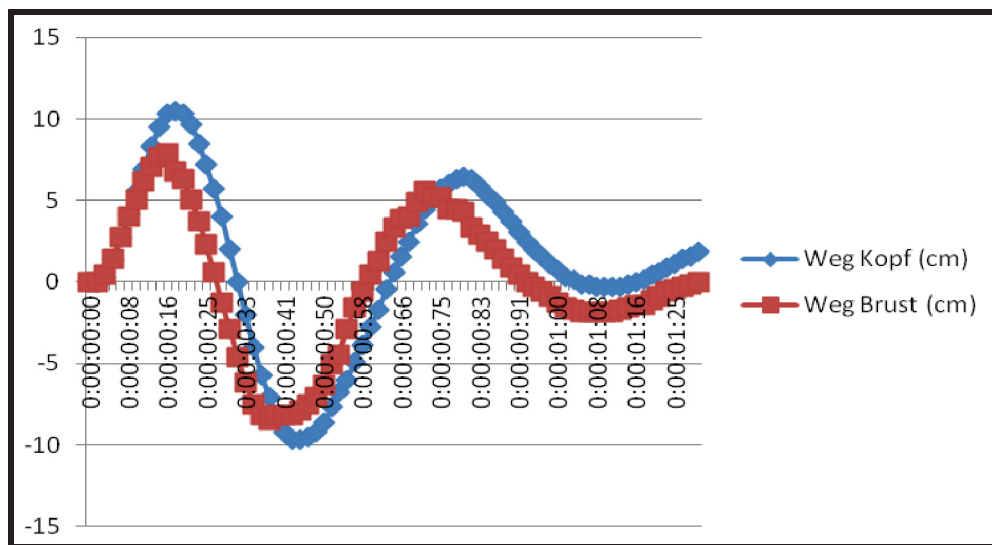


Diagramm 17: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „16“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	10.31	-16.69	5.08
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.15	5.33	3.57
Brust	Weg (cm)	5.52	-5.37	1.74
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.39	2.58	1.29
Seitliche Neigung HWS (Grad)		3	17	2

Tabelle 17: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Fahrers „2“ mit entspannter Muskulatur locker. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

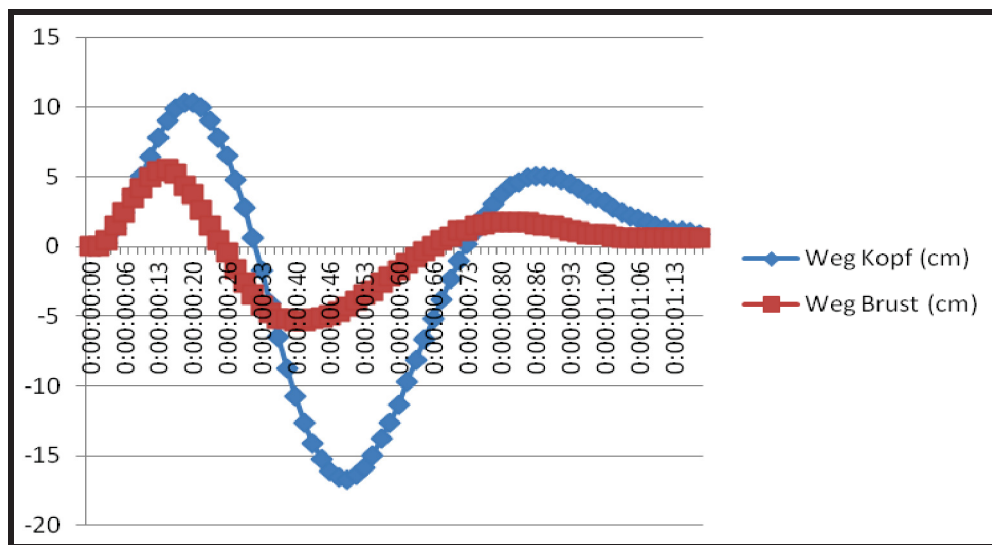


Diagramm 18: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „17“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	12.23	-9.21	5.24
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.79	4.33	2.42
Brust	Weg (cm)	6.19	-5.72	1.91
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.83	3.16	2
Seitliche Neigung HWS (Grad)		6	0	5

Tabelle 18: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Beifahrers „2“ mit entspannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

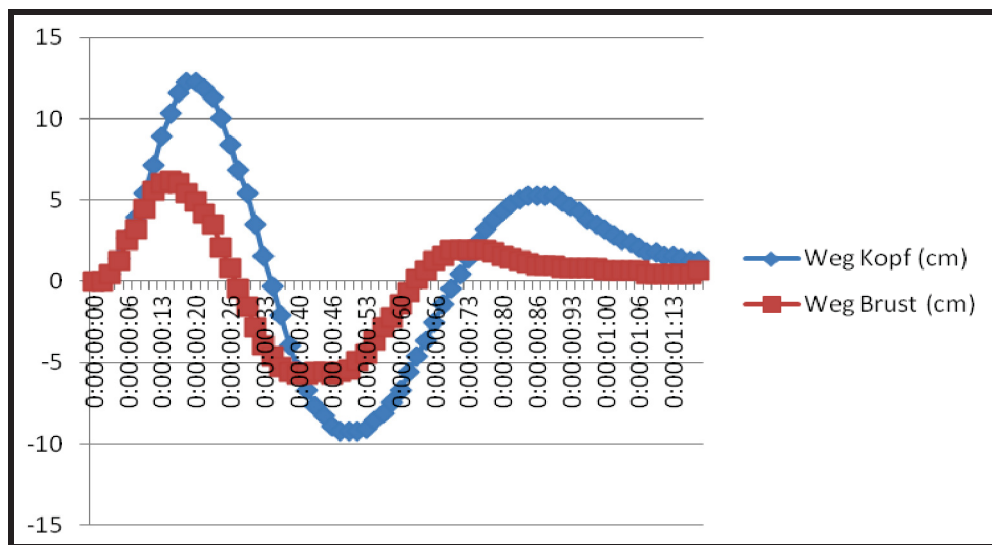


Diagramm 19: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „18“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	10.71	-5.35	6.45
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.75	4.16	2.68
Brust	Weg (cm)	6.31	-6.86	2.88
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.09	3.66	2.07
Seitliche Neigung HWS (Grad)		3	2	1

Tabelle 19: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Fahrers „3“ mit entspannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

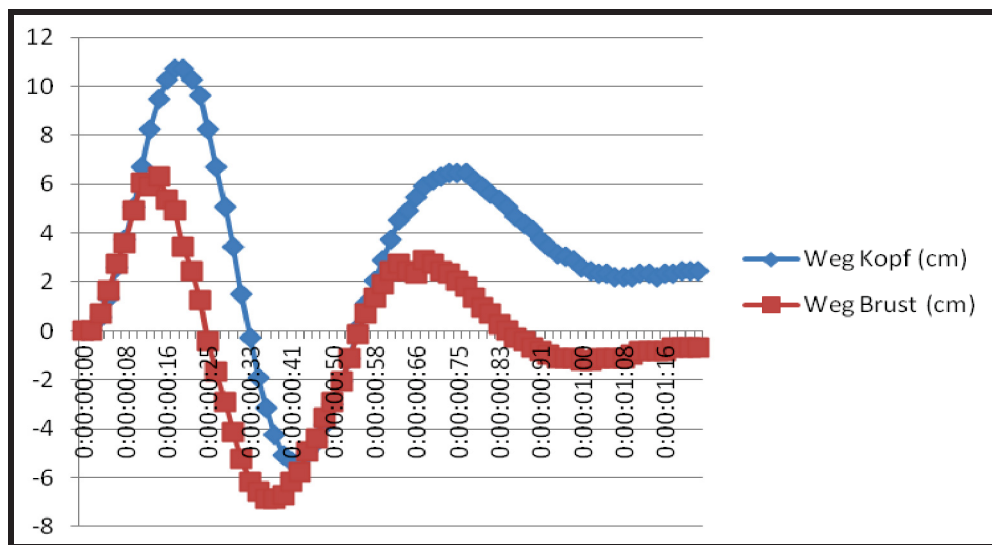


Diagramm 20: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „19“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	10.5	-7.44	6.85
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.21	4.73	2.69
Brust	Weg (cm)	6.42	-9.19	3.79
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.9	4.45	2.99
Seitliche Neigung HWS (Grad)		7	0	6

Tabelle 20: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Beifahrers „3“ mit angespannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

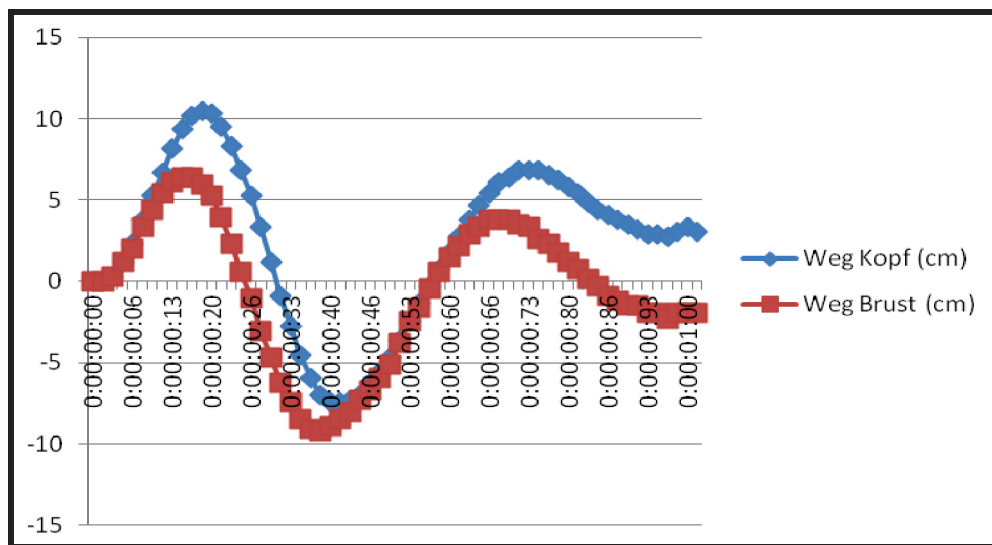


Diagramm 21: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „20“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	10.67	-9.73	6.91
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.45	4.75	3.45
Brust	Weg (cm)	4.87	-4.4	3.77
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.58	3.4	2.27
Seitliche Neigung HWS (Grad)		6	9	0

Tabelle 21: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Fahrers „2“ mit angespannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

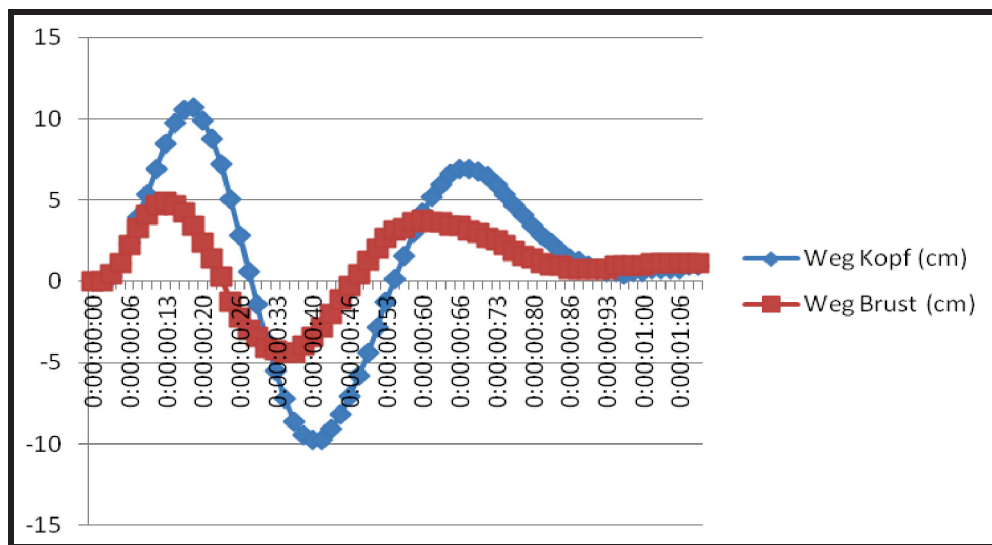


Diagramm 22: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „21“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	11.06	-9.76	7.97
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.78	4.93	3.51
Brust	Weg (cm)	5.86	-6.18	3.9
	Max Geschwindigkeit (km/h)	2.53	3.24	2.13
Seitliche Neigung HWS (Grad)		3	6	1

Tabelle 22: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Beifahrers „2“ mit Muskulatur angespannt. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

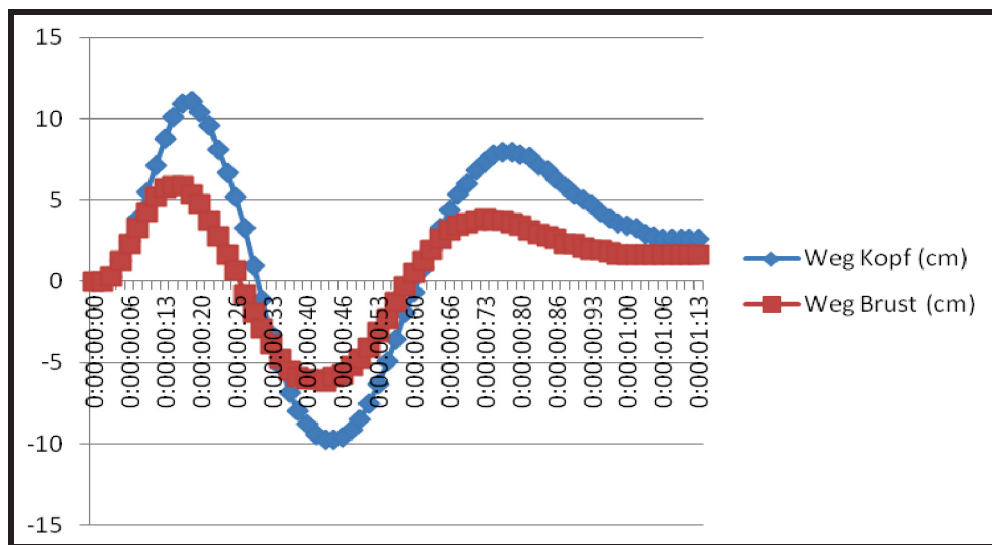


Diagramm 23: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „22“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

		Primär	Sekundär	Tertiär
Kopf	Weg (cm)	9.92	-6.13	4.18
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.21	4.42	2.4
Brust	Weg (cm)	7.58	-8.6	5.25
	Max Geschwindigkeit (km/h)	3.15	3.83	3.46
Seitliche Neigung HWS (Grad)		4	1	1

Tabelle 23: **Bewegungsanalyse der Primär-, Sekundär und Tertiärbewegung**; Auswertung der primären, sekundären und tertiären Bewegungsrichtung des Fahrers „3“ mit angespannter Muskulatur. Max = maximale. Minuszeichen (-) = Weg des Kopfes und der Brust in der Sekundärbewegung („stoßabgewandt“)

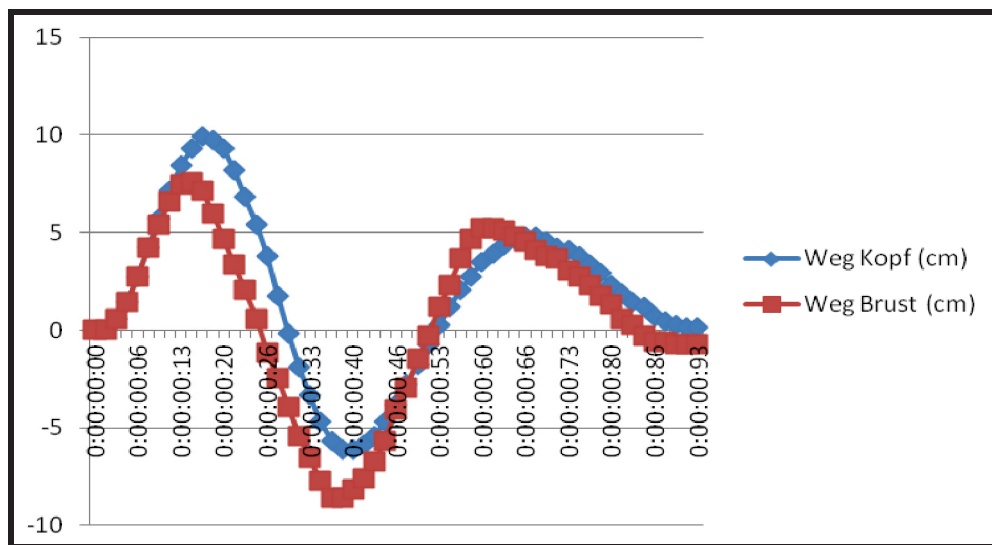


Diagramm 24: **Kurvendiagramm der Bewegungsanalyse**; Auswertung von Tabelle „23“ in einem Kurvendiagramm. Weg = cm, Zeit = Stunden:Minuten: Sekunden:Hundertstel. Die Primär- und Tertiärbewegung verlaufen oberhalb der x-Achse (im positiven Bereich), da diese die Bewegungen des Kopfes und der Brust „stoßzugewandt“ widerspiegeln. Die Sekundärbewegung verläuft unterhalb der x-Achse (im negativen Bereich), da diese die Bewegung des Kopfes und der Brust „stoßabgewandt“ widerspiegeln

8.5 Balkendiagramme der Bewegungsanalyse

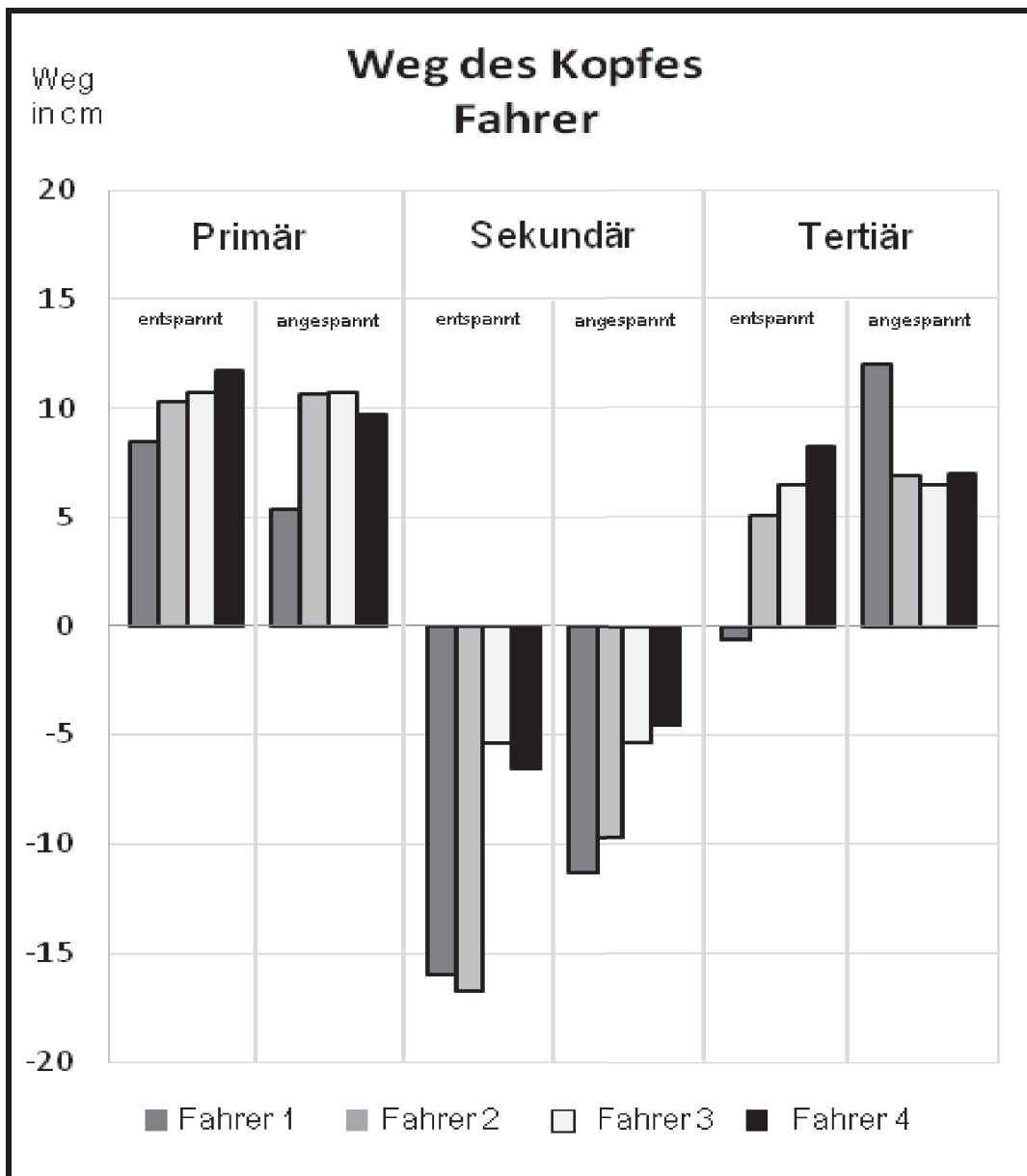


Diagramm 25: **Balkendiagramm der Bewegungsanalyse**; Der Weg des Kopfes der vier Fahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. Die Sekundärbewegung („stoßabgewandt“) verläuft in den negativen (-) Bereich, da diese vom Bewegungsablauf her die entgegengesetzte Richtung widerspiegelt als die der Primärbewegung und der Tertiärbewegung („stoßzugewandt“)

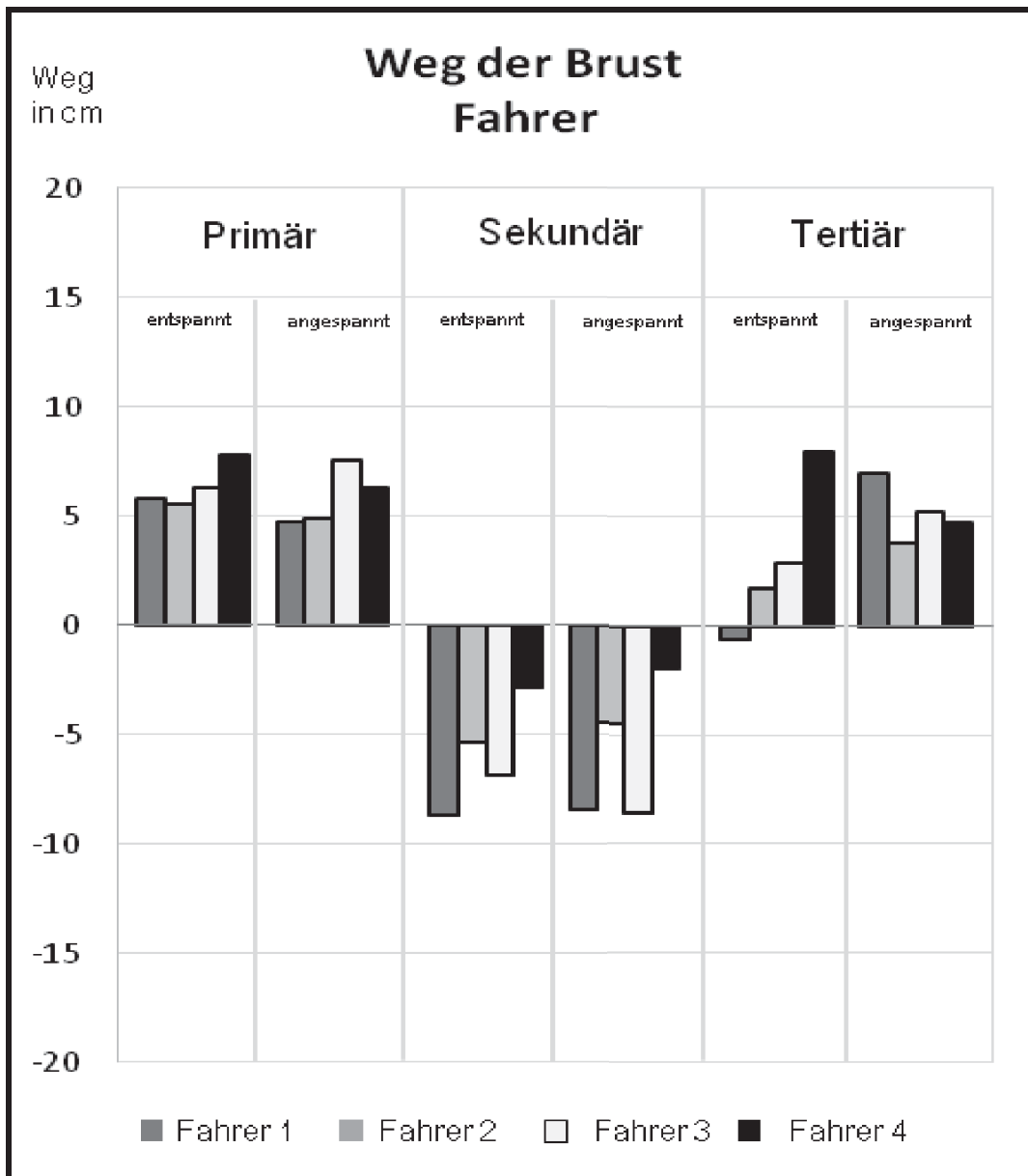


Diagramm 26: **Balkendiagramm der Bewegungsanalyse**; Der Weg der Brust der vier Fahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. Die Sekundärbewegung („stoßabgewandt“) verläuft in den negativen (-) Bereich, da diese vom Bewegungsablauf her die entgegengesetzte Richtung widerspiegelt als die der Primärbewegung und der Tertiärbewegung („stoßzugewandt“)

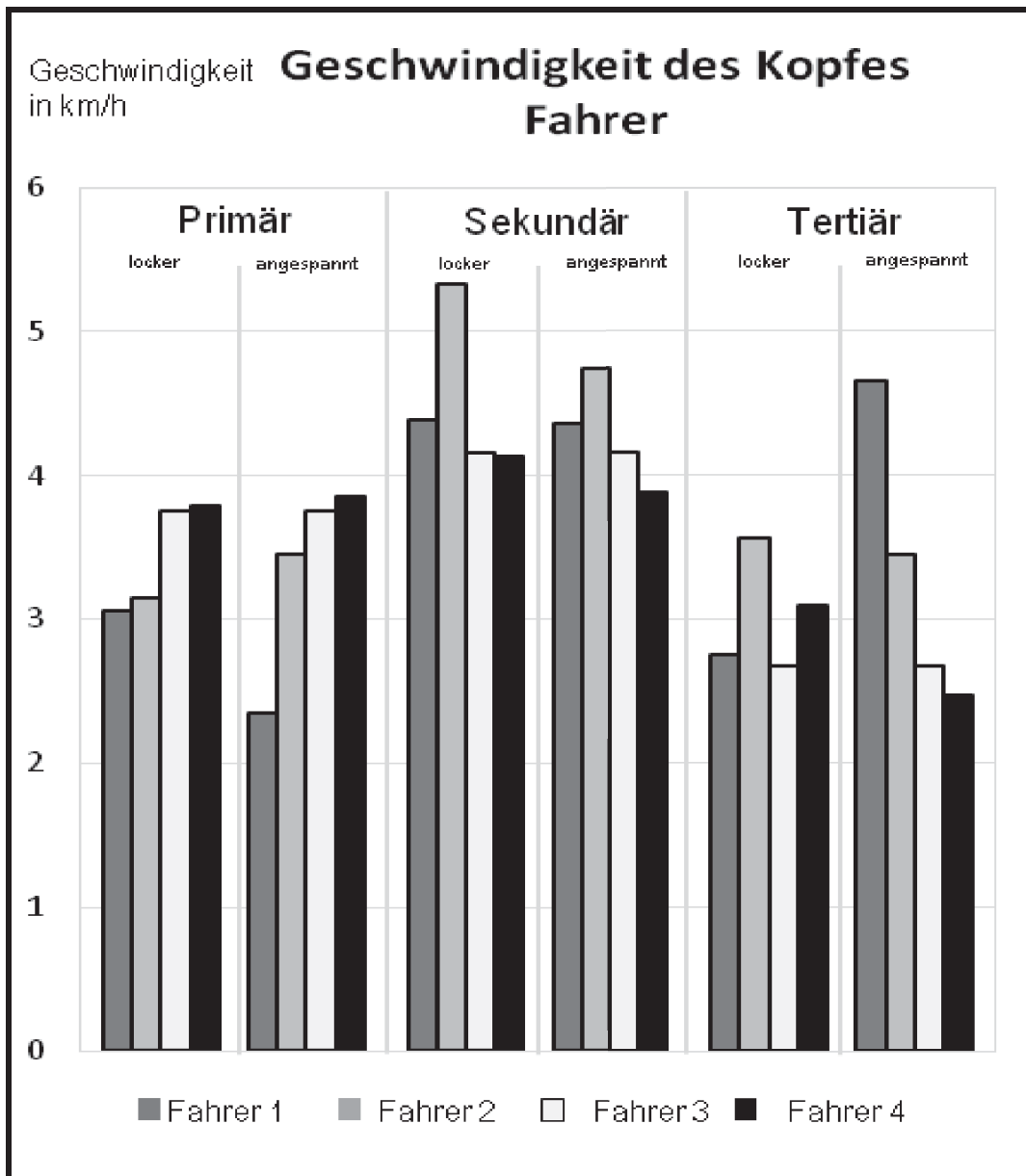


Diagramm 27: **Balkendiagramm der Bewegungsanalyse**; Die Geschwindigkeit des Kopfes (in km/h) der vier Fahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. Bei der Geschwindigkeit geht die Sekundärbewegung nicht in den negativen Bereich, da es sich um eine Geschwindigkeit handelt und nicht um einen Weg

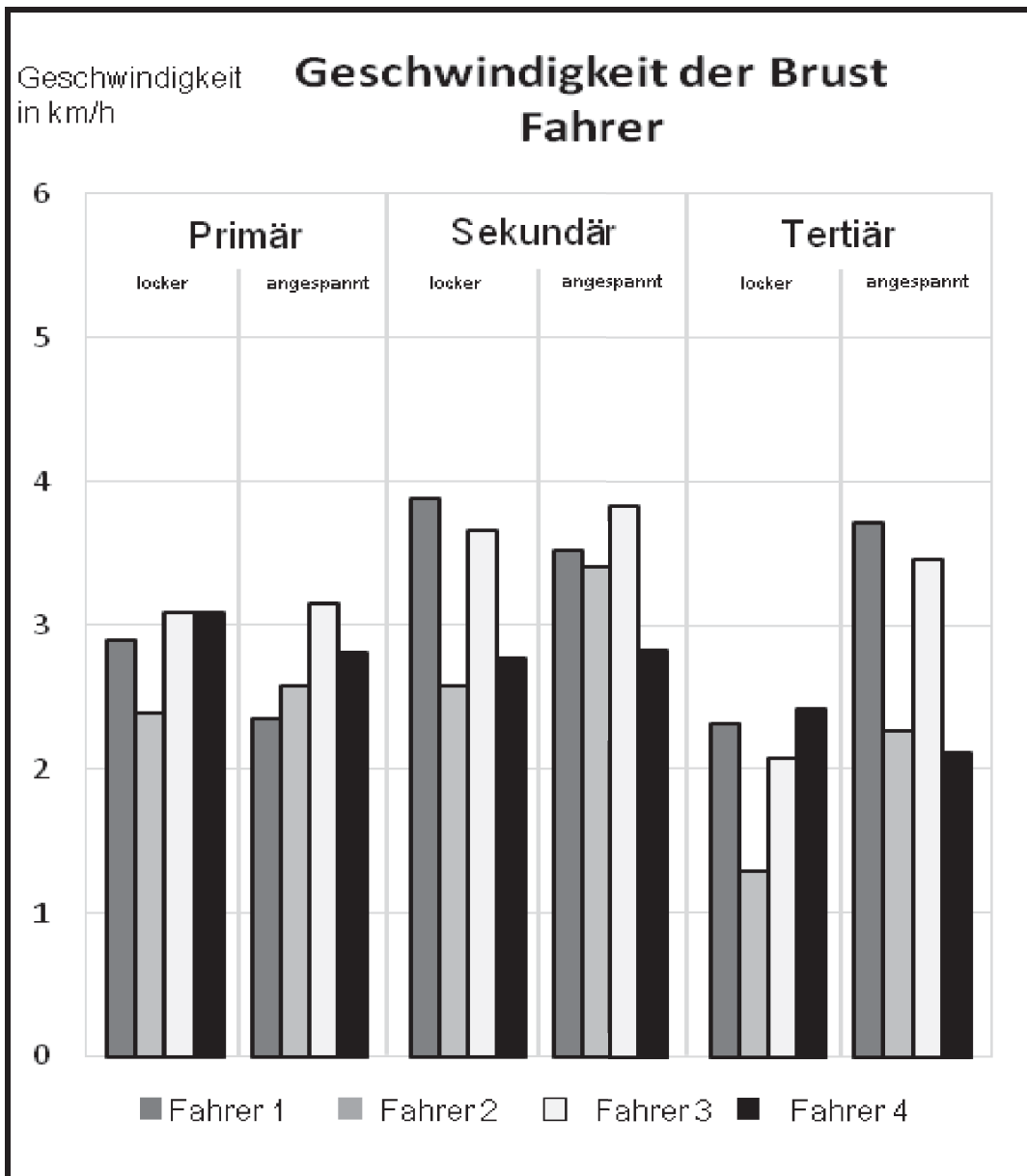


Diagramm 28: **Balkendiagramm der Bewegungsanalyse**; Die Geschwindigkeit der Brust (in km/h) der vier Fahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. Bei der Geschwindigkeit geht die Sekundärbewegung nicht in den negativen Bereich, da es sich um eine Geschwindigkeit handelt und nicht um einen Weg

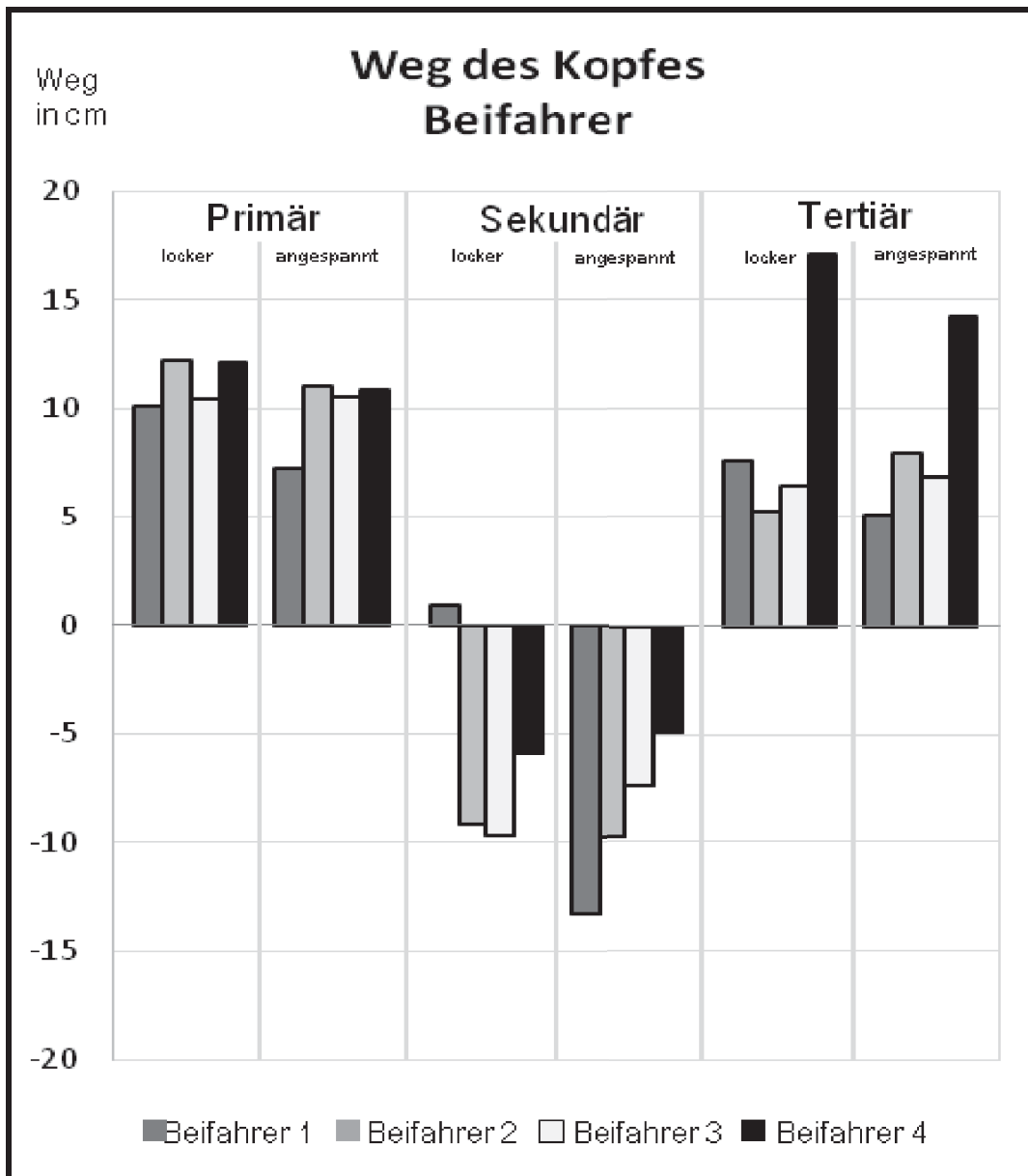


Diagramm 29: **Balkendiagramm der Bewegungsanalyse**; Der Weg des Kopfes der vier Beifahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. Die Sekundärbewegung („stoßabgewandt“) verläuft in den negativen (-) Bereich, da diese vom Bewegungsablauf her die entgegengesetzte Richtung widerspiegelt als die der Primärbewegung und der Tertiärbewegung („stoßzugewandt“)

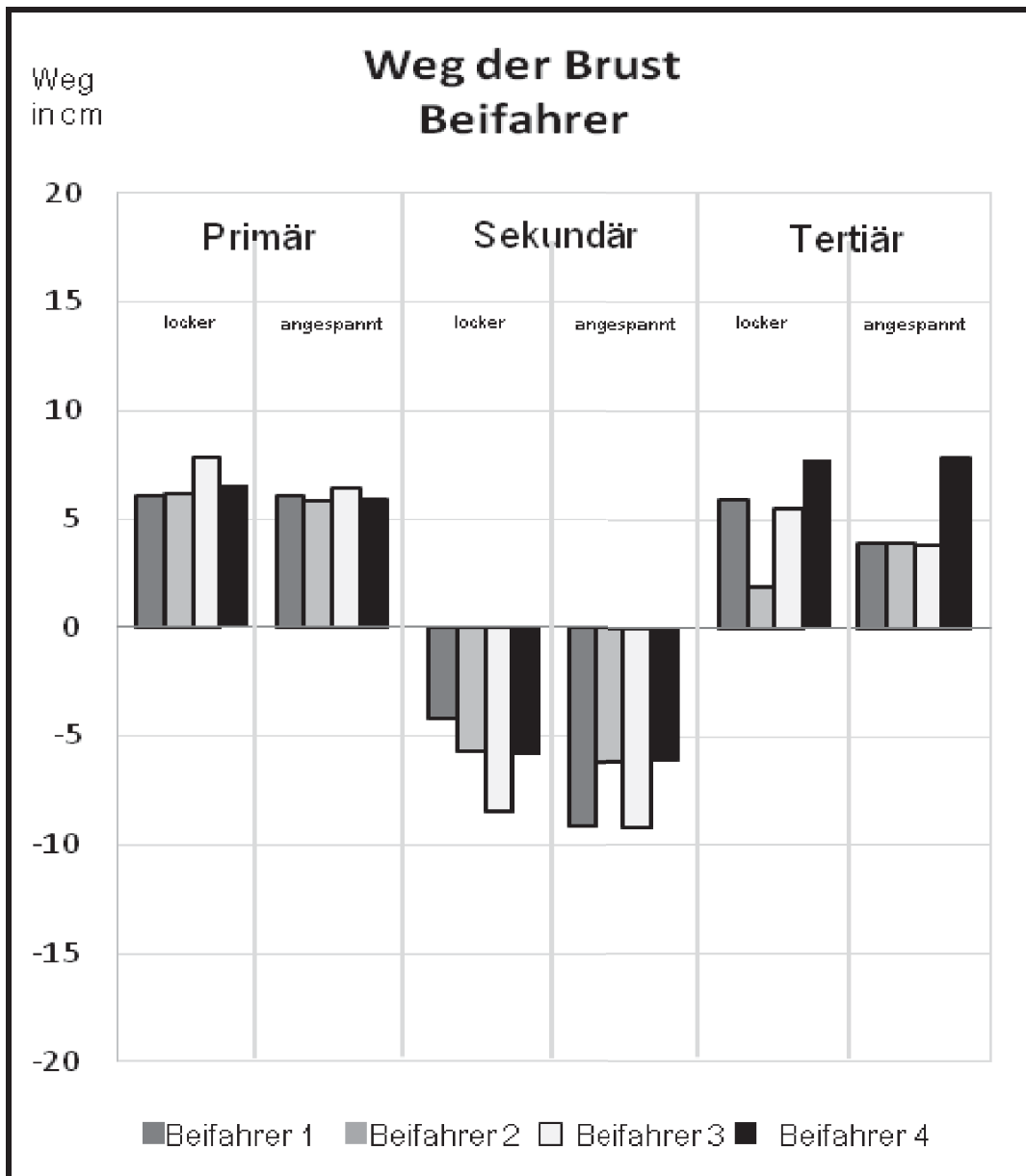


Diagramm 30: **Balkendiagramm der Bewegungsanalyse**; Der Weg der Brust der vier Beifahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. Die Sekundärbewegung („stoßabgewandt“) verläuft in den negativen (-) Bereich, da diese vom Bewegungsablauf her die entgegengesetzte Richtung widerspiegelt als die der Primärbewegung und der Tertiärbewegung („stoßzugewandt“)

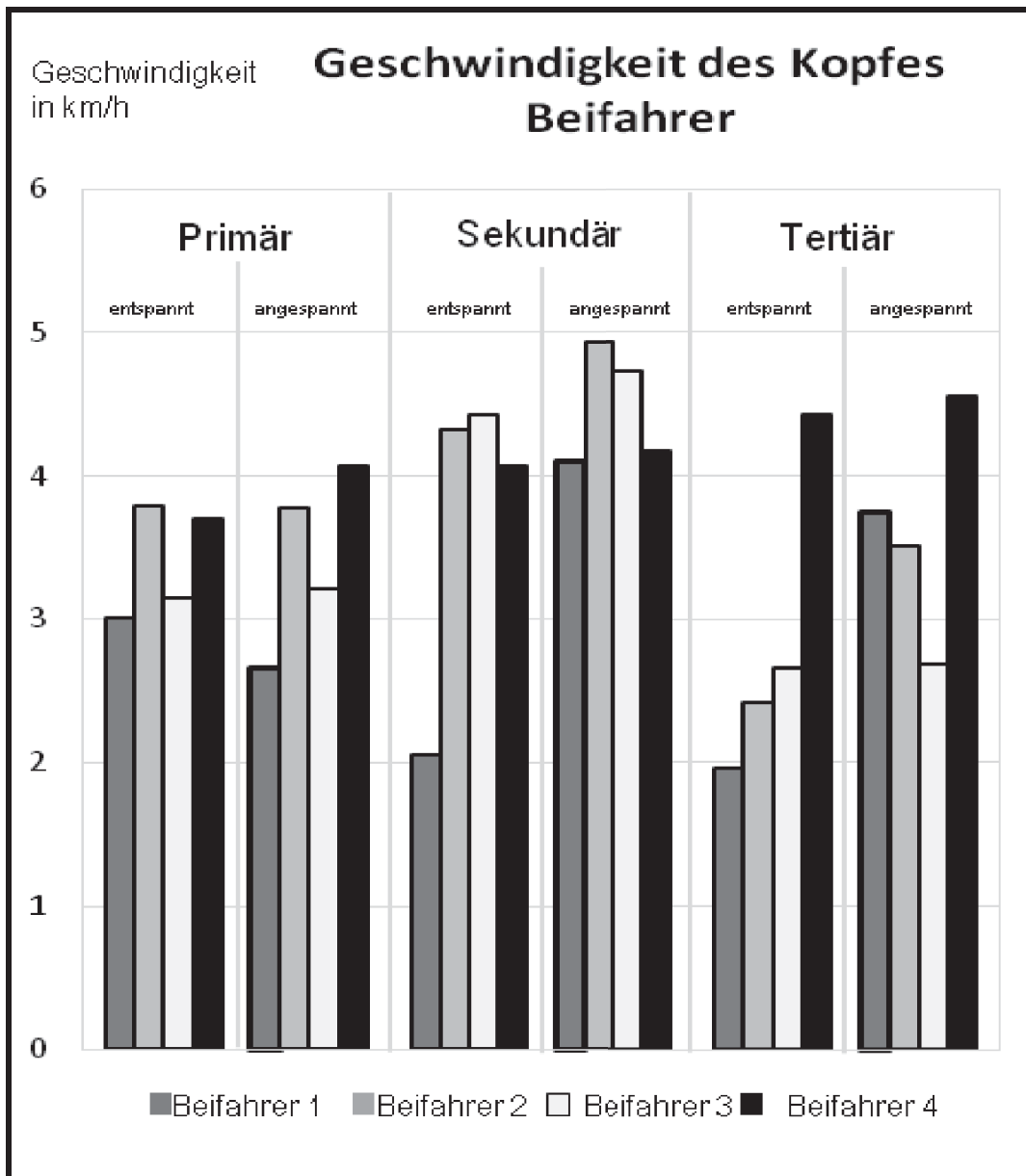


Diagramm 31: **Balkendiagramm der Bewegungsanalyse**; Die Geschwindigkeit des Kopfes (in km/h) der vier Beifahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. Bei der Geschwindigkeit geht die Sekundärbewegung nicht in den negativen Bereich, da es sich um eine Geschwindigkeit handelt und nicht um einen Weg

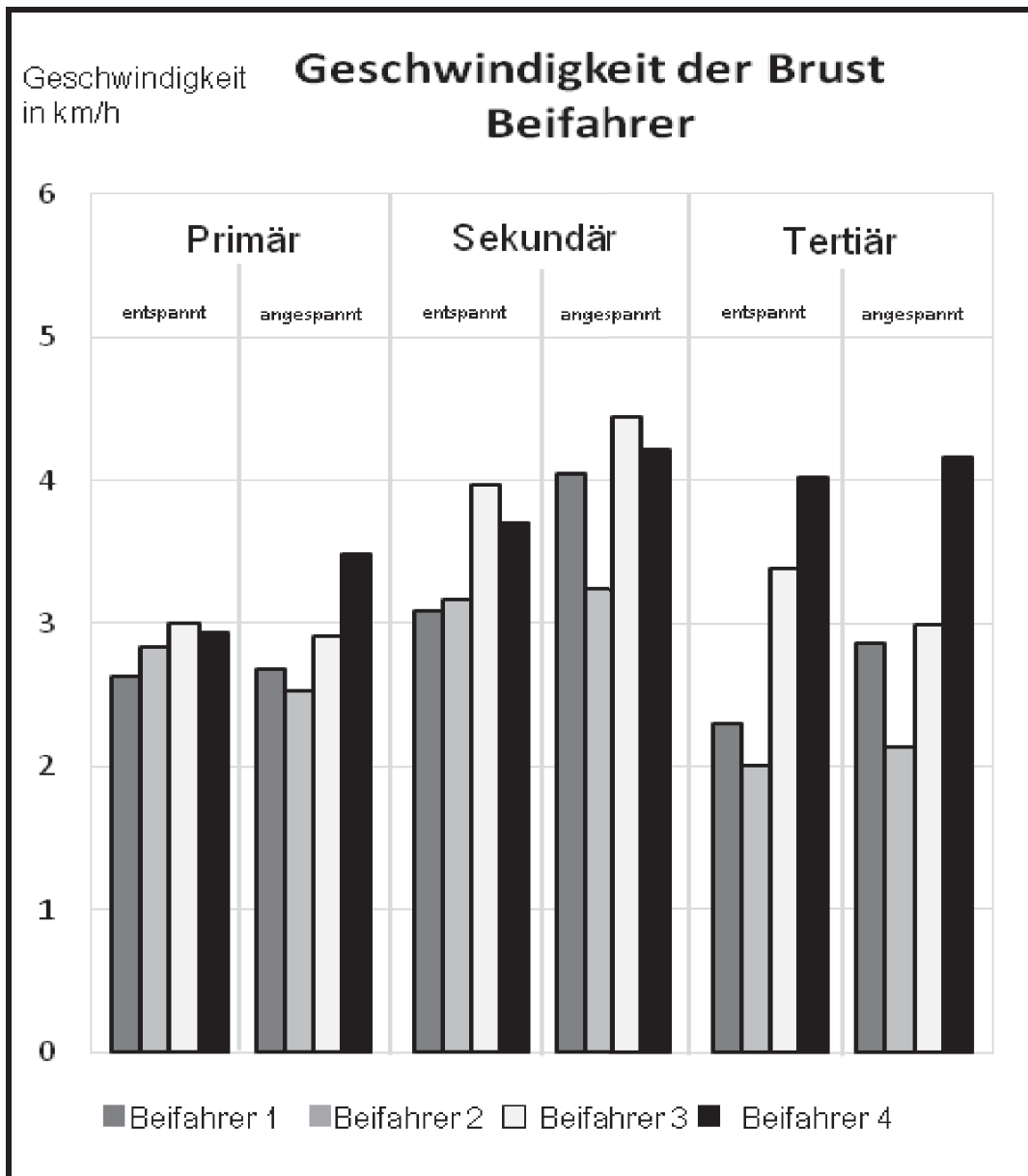


Diagramm 32: **Balkendiagramm der Bewegungsanalyse**; Die Geschwindigkeit der Brust (in km/h) der vier Beifahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. Bei der Geschwindigkeit geht die Sekundärbewegung nicht in den negativen Bereich, da es sich um eine Geschwindigkeit handelt und nicht um einen Weg

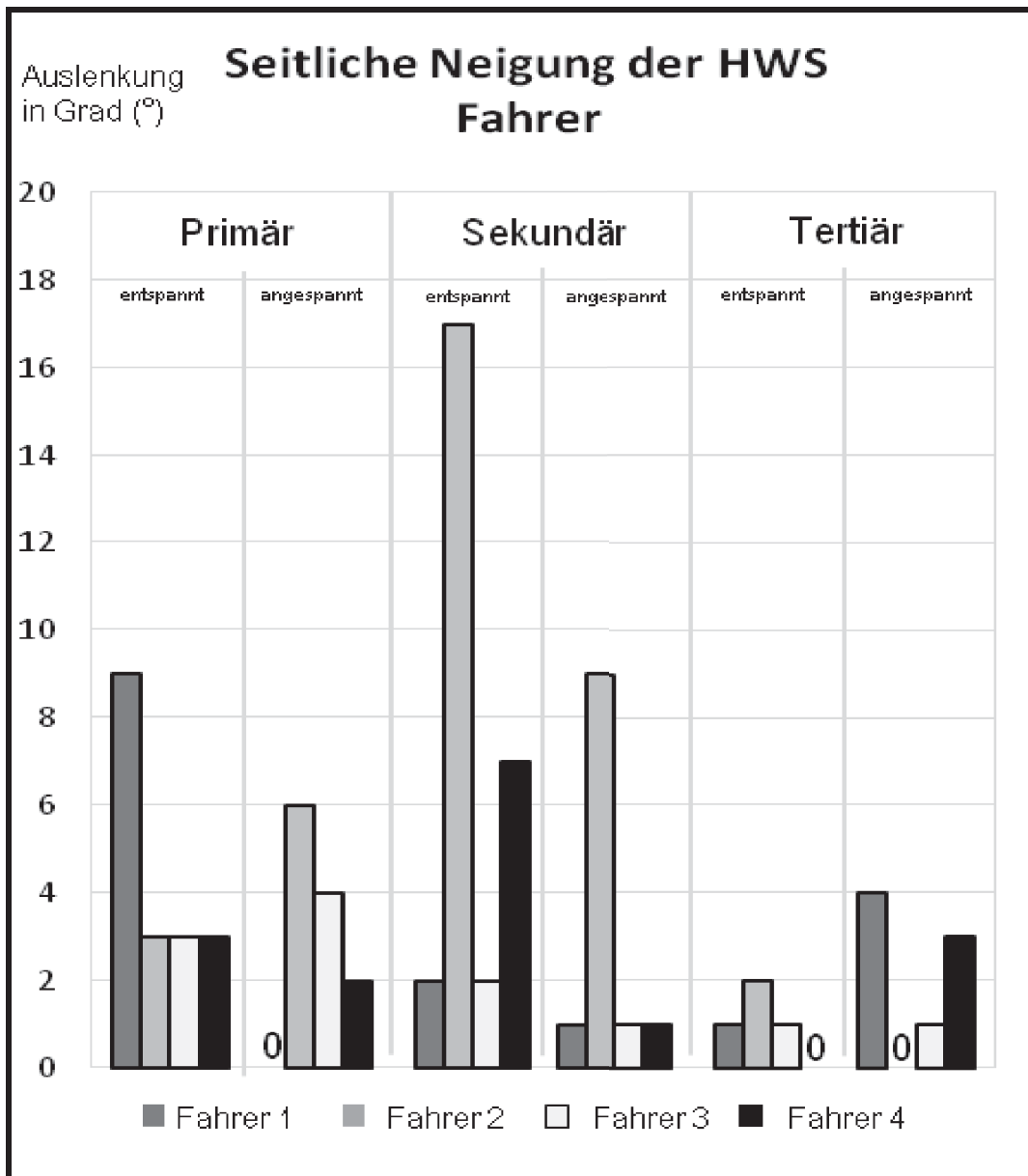


Diagramm 33: **Balkendiagramm der Bewegungsanalyse**; Die seitliche Neigung der HWS der vier Fahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. In den Spalten mit einer „0“ war keine seitliche Neigung der HWS zu beobachten

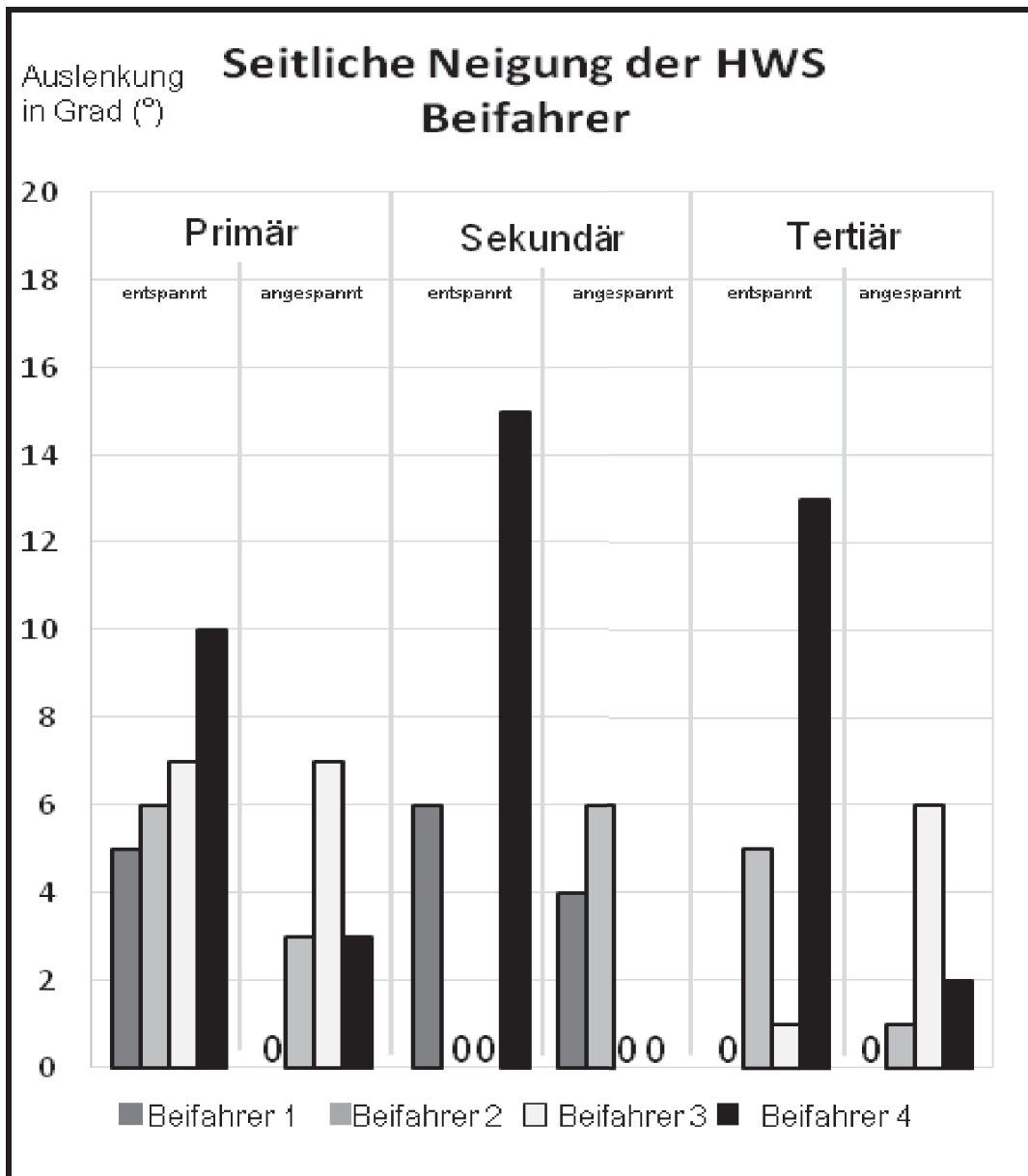


Diagramm 34: **Balkendiagramm der Bewegungsanalyse**; Die seitliche Neigung der HWS der vier Beifahrer nach der Seitenkollision. Unterteilt wurde in „entspannte“ und „angespannte“ Muskulatur in der Primär-, Sekundär- und Tertiärbewegung. In den Spalten mit einer „0“ war keine seitliche Neigung der HWS zu beobachten

Danksagung

Diese Dissertation zu schreiben war nicht einfach und hat mehrere Jahre in Anspruch genommen. Schreiben musste ich die Dissertation alleine, jedoch waren jede Menge Menschen im Hintergrund aktiv, die mir geholfen haben diese Dissertation zu einem guten Abschluss zu bringen. Diesen Menschen bin ich zu größtem Dank verpflichtet.

An erster Stelle möchte ich mich vor allem bei meiner großartigen Frau, meiner Tochter und meinem Sohn bedanken. Wenn ich mit dem Kopf nicht zu Hause, sondern bei der Arbeit war, seid ihr es gewesen, die mich wachgerüttelt und mich immer wieder unterstützt und motiviert haben. Diesen Rückhalt habt ihr mir all die Jahre gegeben, auch wenn ihr immer wieder auf mich verzichten musstet, wenn ich mal wieder an einem Wochenende oder in unserem Urlaub an meinem Schreibtisch saß und an der Dissertation gearbeitet habe. Ich danke euch für euren Rückhalt, eure Geduld und eure Hilfe. Eure Hilfe und Liebe bedeuten mir mehr, als ich hier zum Ausdruck bringen kann.

Das gilt natürlich auch für meine Mutter, meinen Vater, meinen Stiefvater, meine Geschwister und meine Schwiegereltern. Ihr habt mein Jammern und Klagen jahrelang ertragen und mich immer wieder aufgebaut. Ihr wart immer für mich da wenn ich Probleme hatte und habt mir den Rücken frei gehalten. Zudem wart ihr mir stets eine Quelle der Inspiration und habt mir geistige Anregung gegeben.

Bedanken möchte ich mich auch bei meinem Doktorvater Professor Schulitz. Auch wenn wir uns nicht immer einig waren und es schwere Phasen gab, haben Sie nie aufgehört weiter mit mir an der Doktorarbeit zu feilen um sie zu einem guten Ende zu bringen. Vielen herzlichen Dank.

Ich bedanke mich auch für die gute Zusammenarbeit mit dem Orthopädischen Forschungsinstitut (OFI) in Münster, dem Institut für Sportwissenschaft (Arbeitsbereich Bewegungswissenschaft) der Westfälischen Wilhelms-Universität in Münster, dem Ingenieurbüro Schimmelpfennig und Becke in Münster und der Firma Crashtestservice GmbH in Münster. Ohne Eure Hilfe

und Unterstützung bei der Durchführung der gesamten Studie, gäbe es diese Dissertation nicht. Für diese Kollegialität kann ich mich nur bei Euch bedanken.

Darüber hinaus gilt mein Dank allen Freunden und Bekannten. Ihr wart es die mich auch mal auf andere Gedanken gebracht habt und mich immer, wenn nötig, geerdet habt. Zudem habt ihr nie aufgehört an mich zu glauben und ihr habt mir und meiner Familie Rückhalt gegeben. Dafür bedanke ich mich von ganzem Herzen bei Euch.

Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere an Eides statt, dass die Dissertation selbstständig und ohne unzulässige fremde Hilfe erstellt worden ist und die hier vorgelegte Dissertation nicht von einer anderen medizinischen Fakultät abgelehnt worden ist.