

Erwin-Payr-Lehrstuhl für Unfallchirurgie
(Univ.-Prof. Dr. med. A. Ekkernkamp)
Medizinische Fakultät der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald

Mobilität der instabilen Fraktur des Dens axis bei
der Abnahme eines Motorradhelms
-
Eine biomechanische Untersuchung

Inaugural - Dissertation
zur
Erlangung des akademischen
Grades
Doktor der Medizin
(Dr. med.)
der
Medizinischen Fakultät
der
Ernst-Moritz-Arndt-Universität
Greifswald
2005

vorgelegt von: Uli Schmucker

geboren am: 10. Mai 1974

Dekan: **Univ.-Prof. Dr. rer. nat. H.K. Kroemer**

Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald
Dekanat der Medizinischen Fakultät
Fleischmannstr. 8
D-17475 Greifswald

1. Gutachter: **Univ.-Prof. Dr. med. A. Ekkernkamp**

Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald
Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
Sauerbruchstrasse
D-17475 Greifswald

2. Gutachter: **PD Dr. med. P. Biberthaler**

Ludwig-Maximilians-Universität München
Chirurgische Klinik und Poliklinik Innenstadt
Nussbaumstrasse 20
D-80336 München

Ort, Raum: **Universitätsklinikum Greifswald**

Klinik und Poliklinik für Orthopädie
Sauerbruchstrasse
D-17475 Greifswald

Seminarraum 3.49

Datum der Disputation: **21.06.2006**

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	5
1.1	Der Motorradunfall	6
1.1.1	Amtliche Unfallstatistik	
1.1.2	Aktive und passive Verkehrssicherheit	
1.1.3	Der Motorradschutzhelm	
1.2	Funktionelle Anatomie und Biomechanik der Halswirbelsäule	8
1.2.1	Funktionelle Anatomie der Halswirbelsäule	
1.2.2	Biomechanik der Halswirbelsäule	
1.3	Verletzungen der oberen Halswirbelsäule	16
1.3.1	Verletzungen des Atlas	
1.3.2	Verletzungen des Axis	
1.4	Verletzungen der oberen Halswirbelsäule – Diagnostik	22
1.5	Erstversorgung von Halswirbelsäulenverletzungen	24
1.6	Biomechanische Untersuchungen an der Halswirbelsäule	27
1.7	Motivation und Zielsetzung	29
2	METHODIK	30
2.1	Versuchsmodell – humane Kadaver	30
2.1.1	Vorversuche zur Evaluation des humanen Kadavermodells	
2.1.2	Statistische Auswertung	
2.2	Der Versuchsablauf	35
2.2.1	Biometrische Planung	
2.2.2	Versuchsprotokoll	
2.2.3	Vorbereitung des Experiments	
2.2.4	Krafteinleitung auf die Halswirbelsäule	
2.2.5	Markierung mit Röntgenmarkern	
2.2.6	1. Versuchsdurchgang-geführte Bewegungen bei intaktem Segment C1-2	
2.2.7	Osteotomie des Dens axis	
2.2.8	2. Versuchsdurchgang-geführte Bewegungen bei instabilem Segment C1-2	
2.2.9	3. Versuchsdurchgang-Abnahme des Motorradhelms	
2.3	Messung der relativen Segmentbeweglichkeit C1-2 und C2-3	43
2.4	Bilddokumentation	44

3	ERGEBNISSE	45
3.1	Evaluierung der Methode – Ergebnisse	45
3.1.1	Vergleich der Messung anhand von anatomischen Landmarken und Röntgenmarkern	
3.1.2	Standardisierung des Experiments	
3.1.3	Bestimmung untersucherabhängiger Einflüsse – Ergebnisse	
3.1.4	Einfluss von in verschiedenen Ebenen liegenden Röntgenmarkern auf die Messungen	
3.2	Messung der Segmentbeweglichkeit – Ergebnisse	47
3.2.1	Segmentbeweglichkeit bei intakter oberer Halswirbelsäule	
3.2.2	Segmentbeweglichkeit bei instabiler oberer Halswirbelsäule	
3.2.3	Segmentbeweglichkeit bei Abnahme des Motorradhelms	
3.3	Luxationen im verletzten Segment	49
3.4	Zusammenfassung der Messergebnisse	50
4	DISKUSSION	53
4.1	Ausblick	62
5	ZUSAMMENFASSUNG	63
6	LITERATURVERZEICHNIS	67
7	EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG	76
8	LEBENS LAUF	77
9	DANKSAGUNGEN	78

1 Einleitung

Das Fahren von motorisierten Zweirädern erfreut sich in der Bundesrepublik Deutschland zunehmend größerer Beliebtheit. Diese wachsende Begeisterung schlägt sich auch in der Unfallstatistik nieder, in der motorisierte Zweiradfahrer als „schwache Verkehrsteilnehmer“ seit jeher eine exponierte Position einnehmen.

Typische Verletzungsmuster verunfallter Motorradfahrer sind bekannt und lassen sich in Ihrer Entstehung herleiten, wenn die Unfallkinematik und Schutzkleidung in die Analyse miteinbezogen werden.

Verletzungen der Halswirbelsäule sind dabei häufig anzutreffen.

Diese treten meistens nicht als Monoverletzung, sondern in Kombination mit anderen relevanten Verletzungen auf, wobei das Schädelhirntrauma bezüglich Prävalenz und Verletzungsschwere eine führende Position einnimmt. Daraus folgt, dass viele Unfallopfer in reduziertem Bewusstseinszustand angetroffen werden und noch am Unfallort sofortiger notfallmedizinischer Therapie bedürfen. Zu diesen Maßnahmen muss insbesondere das Freihalten der Atemwege, die Intubation oder Beatmung gezählt werden. Hierzu ist das Abnehmen des Motorradschutzhelms unerlässlich.

Bei Vorliegen einer instabilen Fraktur der oberen Halswirbelsäule birgt diese externe Manipulation grundsätzlich das Risiko sekundärer neurologischer Komplikationen. Unter den am Unfallort gegebenen Umständen können Verletzungen der Halswirbelsäule allerdings niemals diagnostiziert oder ausgeschlossen werden.

Aus ethischen und methodologischen Gründen ist eine Untersuchung an lebenden Freiwilligen oder realen, halswirbelsäulenverletzten Unfallopfern obsolet.

In einer biomechanischen Studie am humanen Kadavermodell wurde daher die Segmentbeweglichkeit der intakten und instabilen oberen Halswirbelsäule bei standardisierter Abnahme eines Motorradschutzhelms untersucht.

1.1 Der Motorradunfall

1.1.1 Amtliche Unfallstatistik

In der Bundesrepublik Deutschland stieg die Zahl der zugelassenen motorisierten Zweiräder zwischen 1969 und 1999 stetig an. Im Jahr 1999 waren zirka 3 Millionen motorisierter Zweiräder amtlich registriert. Vor dieser Zeit des Anstiegs der Zulassungszahlen wurden von offizieller Seite keine detaillierten Daten zur Epidemiologie von Zweiradunfällen erhoben, so dass fundierte Daten erst ab den 70er Jahren zur Verfügung stehen. Steigende Bestandszahlen führten erwartungsgemäß zu einem Anstieg der verunglückten Motorradfahrer. Setzt man diese Zahlen aber in Relation zueinander, ergibt sich eine bis in die heutige Zeit konstante Abnahme der Gefährdung [21,64].

Eine detaillierte Statistik zur Epidemiologie von Motorradunfällen stammt aus dem Jahr 1996 [65], herausgegeben vom Statistischen Bundesamt in Wiesbaden. Sie berücksichtigt die Zusammenstellung aller bundesweit mit amtlichem Kennzeichen registrierten motorisierten Zweiräder. Dies entspricht dem Fahrzeugbestand. Als „getötet“ wird jeder Fahrer oder Beifahrer eines amtlich registrierten Fahrzeugs registriert, der an den direkten Verletzungsfolgen eines Motorradunfalls verstirbt. Als „schwer verletzt“ gilt, wer als Folge des Unfalls mindestens 24 Stunden stationär behandelt wird. Dagegen werden „Leichtverletzte“ unter 24 Stunden stationär beziehungsweise ambulant behandelt [65].

Tabelle 1: Statistisches Bundesamt: Fahrzeugbestand motorisierter Zweiräder und Verletzungsstatistik motorisierter Zweiradunfälle für das gesamte Bundesgebiet [65]

		1995	1996	Vergleich 95/96
Fahrzeugbestand		2 267 428	2 470 451	+9,0%
Verunglückte	insgesamt	38121	36842	-3,4%
	Getötete	912	864	-5,3%
	Schwerverletzte	12815	12148	-5,2%
	Leichtverletzte	24394	23830	-2,3%

1.1.2 Aktive und passive Verkehrssicherheit

In den 60er Jahren wurden in den USA die *Federal Motor Vehicle Safety Standards (FMVSS)* formuliert, die als erste weltweit verbindliche Sicherheitsvorschriften gelten. 1970 wurden erstmalig Crash-Tests [60] und Untersuchungen direkt am Unfallort durchgeführt (*in depth analysis on scene*). Daneben fanden eine Reihe klinischer Studien statt, die typische Verletzungsmuster dokumentieren konnten [32,34].

Andere Untersuchungen befassten sich mit kinematischen Modellen und mathematischen Beschreibungen des komplexen Unfallablaufs [62], wodurch die verschiedenen Unfallphasen immer differenzierter dargestellt werden konnten. Moderne Unfallforschung hat interdisziplinären Charakter; sie beschäftigt Mediziner und Sicherheitsingenieure, Psychologen und Informatiker, Automobilhersteller und öffentliche Organisationen [16,19,39,41,60,68].

All diesen Studien gemein ist ihr Bemühen um erhöhte Sicherheit für den Zweiradfahrer in der Unfallsituation bzw. die Vermeidung derselben.

1.1.3 Der Motorradhelm

Den wirksamsten Schutz im Falle eines Aufpralls oder Sturzes stellen die Motorradhelme dar. Das Tragen eines solchen ist seit dem 1. Januar 1976 gesetzlich vorgeschrieben. Am weitesten verbreitet ist der so genannte Vollschutz- oder Integralhelm, welcher sich durch einen geschlossenen Kinnbügel – und folglich höherer Stabilität – vom Jet-Helm unterscheidet.

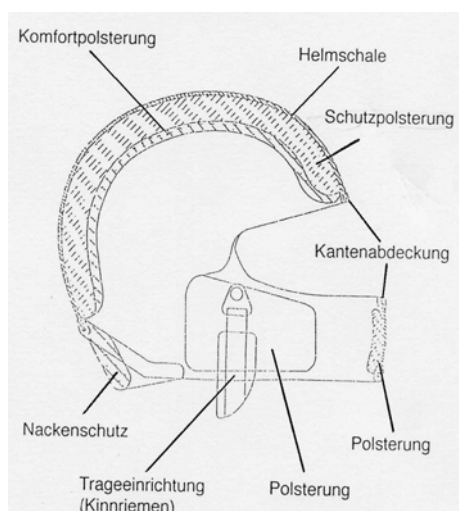


Abbildung 1: Aufbau eines Motorradhelms

Der Aufbau von Schutzhelmen (Abb1.) [12] ist weitgehend einheitlich: außen eine stabile, widerstandsfähige Helmschale, die vorzugsweise vor Stoß- und Schnittverletzungen schützt. Punktuell auftretende Stoßkräfte werden über eine größere Fläche verteilt. Die darunter liegende Schutz- und Komfortpolsterung besteht im Regelfall aus Polystyrol-Schaum, und verhindert die ungedämpfte Weiterleitung der Stoßenergie an den Kopf. Darüber hinaus sorgt die Polsterung für einen sicheren Sitz und Tragekomfort – ein für die breite Akzeptanz des Schutzhelms nicht zu unterschätzendes Kriterium.

1.2 Funktionelle Anatomie und Biomechanik der Halswirbelsäule

Der Mensch der Urzeit überlebte den Wechsel zum aufrechten Gang. Der Mensch des 20. Jahrhunderts überlebte es, in den Weltraum geschossen zu werden. Beides wäre undenkbar ohne die strukturelle und funktionale Integrität der Halswirbelsäule, die für den Menschen essentiell ist. Diese Einheit aus Knochen, Muskeln und Gelenken funktioniert derart perfekt, dass die ersten biomechanischen Arbeiten aus viktorianischer Zeit das effiziente Zerstören dieser Strukturen zum Ziel hatte [17]. Neuere Studien beschäftigen sich hauptsächlich mit der Frage, wie dieses einzigartige Zusammenwirken von Mobilität und Stabilität erhalten oder wiederhergestellt werden kann. Die funktionelle Anatomie und Biomechanik der oberen Halswirbelsäule ist seit langem Gegenstand intensiver Forschung, so dass sich Kapitel 1.2 auf mehrere, inzwischen berühmte Standardwerke und Originalarbeiten stützt [30,36,39,61,73]. Die Kenntnis der anatomischen Beschaffenheit der oberen Halswirbelsäule ist unerlässlich für das Verständnis ihres biomechanischen Verhaltens und ihrer Verletzungsmuster.

1.2.1 Funktionelle Anatomie der Halswirbelsäule

Die atypischen Halswirbelkörper 1 (Atlas) und 2 (Axis) sind über den Dens axis in einem Zapfengelenk verbunden. Die oberen Gelenkflächen des Atlas sind schalenartig geformt, die seitlichen atlantookzipitalen Gelenke ähneln denen der unteren Halswirbelsäule. Die Abbildungen 2 und 3 [48] zeigen die wesentlichen knöchernen Strukturen des Atlas und Axis.

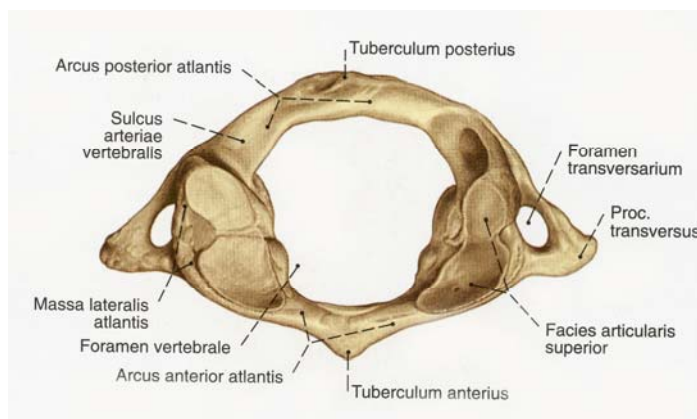


Abbildung 2 (entnommen [48]): Knöcherne Anatomie des Atlas

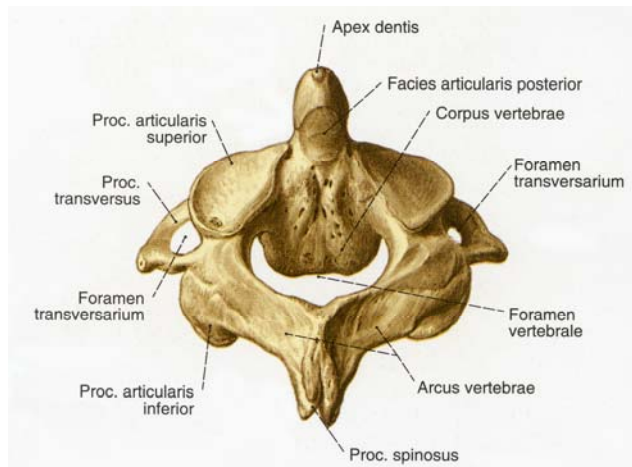


Abbildung 3 (entnommen [48]): Knöcherne Anatomie des Axis

Die Halswirbelkörper (HWK) 3-7 haben einen gleichartigen Aufbau. Die vordere Säule besteht aus den Wirbelkörpern, den Disci intervertebrales, den Pediculi vertebrae und den dazugehörigen Bändern. Alle übrigen Strukturen gehören zur hinteren Säule. Über die Bandscheiben und Articulationes intervertebrales sind diese typischen Wirbelkörper zu einer funktionellen Einheit verbunden. Die Gelenkflächen, mit Knorpel überzogen und in 45° zur Transversalebene stehend, führen die Bewegung, limitieren aber nicht deren Umfang.

Das starke Ligamentum longitudinale anterior ist fest mit dem Periost der ventralen Wirbelkörperflächen verwachsen - aber nur relativ locker mit den Disci verbunden - und setzt an der Schädelbasis an. Die Membrana tectoria als Fortsetzung des Ligamentum longitudinale posterior verläuft dorsal der Wirbelkörper im Spinalkanal (Abbildung 4 [48]). Im dorsalen Teil des Spinalkanals verläuft das elastische Ligamentum flavum, das in Höhe von C2-3 in das Ligamentum nuchae übergeht. Für die Stabilität in C1-2 essentiell ist das Ligamentum cruciforme atlantis, das im Spinalkanal ventral des hinteren Längsbandes liegt.

Die Halswirbelsäule ist für den großen Bewegungsspielraum des Kopfes in allen Ebenen verantwortlich. Die kinematischen Eigenschaften der Halswirbelsäule sind durch ein komplexes Zusammenwirken der knöchernen, muskulären und ligamentären Strukturen bedingt.

Die Beweglichkeit der oberen Halswirbelsäule ist determiniert durch den Aufbau der okzipito-atlanto-axialen Gelenke. Im Gelenk C0-1 sind es vor allem die Membranae atlantooccipitales anterior et posterior, die schalenartig geformten Gelenkflächen und deren Gelenkkapseln, die für die funktionelle Stabilität verantwortlich sind. Indirekte Stabilität wird durch die am Axis entspringenden Liggamenta alaria und die Tektorialmembran erreicht.

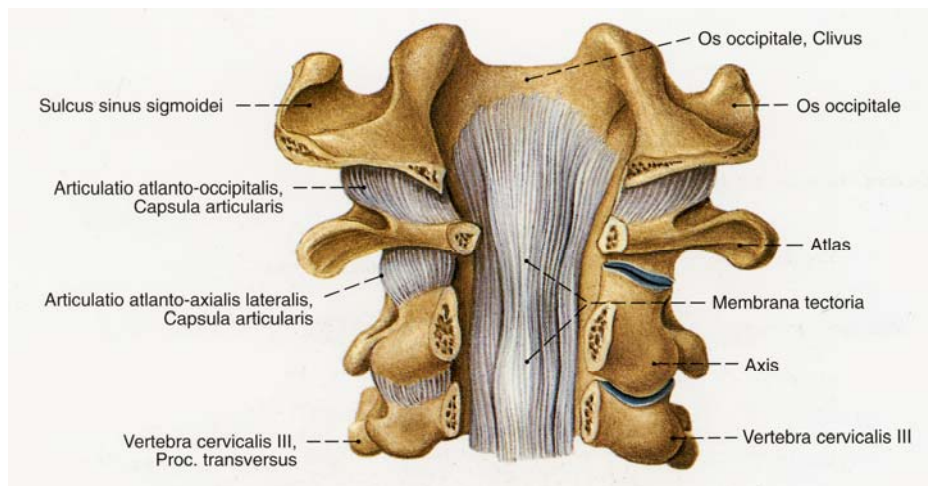


Abbildung 4 (entnommen [48]): Oberflächliche Schicht der segmentüberbrückenden tiefen Bandstrukturen nach Eröffnung der ventralen Strukturen, Übergang zur unteren Halswirbelsäule in der Ansicht von dorsal

Im Gelenk C1-2 sind die Verhältnisse weitaus komplexer: die wichtigsten Elemente zur Sicherung des Gelenks sind der Dens axis und die ihn rahmenartig umgebenden Strukturen des vorderen Atlasbogens und des Ligamentum cruciforme atlantis. Dieses Band besteht aus zwei Anteilen, den kaudal zu C2 verlaufenden Fasciculi longitudinales sowie dem Ligamentum transversum. Letzteres ist das stärkste und größte Band des Dens axis und somit von herausragender Bedeutung. Seine aufsteigenden und absteigenden Anteile sind 3-4 mm dick, der zentrale Anteil sogar 7-8 mm. Alle weiteren Bänder spielen nur eine untergeordnete Rolle. Die extrem elastischen Ligamenta flava verlaufen nicht zwischen C1 und C2, stattdessen nur die wesentlich schwächere atlantoaxiale Membran. Die Ligamenta alaria limitieren lediglich Rotationsbewegungen und auch das Ligamentum apicis dentis gibt keine zusätzliche Stabilität. Die Abbildungen 5-7 verdeutlichen den stabilisierenden und gelenkführenden ligamentär-ossären Komplex der oberen Halswirbelsäule.

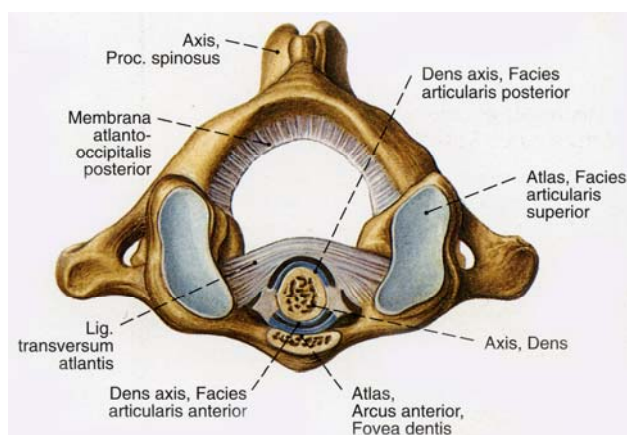


Abbildung 5 (entnommen 48): Rahmenartiger Aufbau des Segments C1-2, Ansicht von kranial

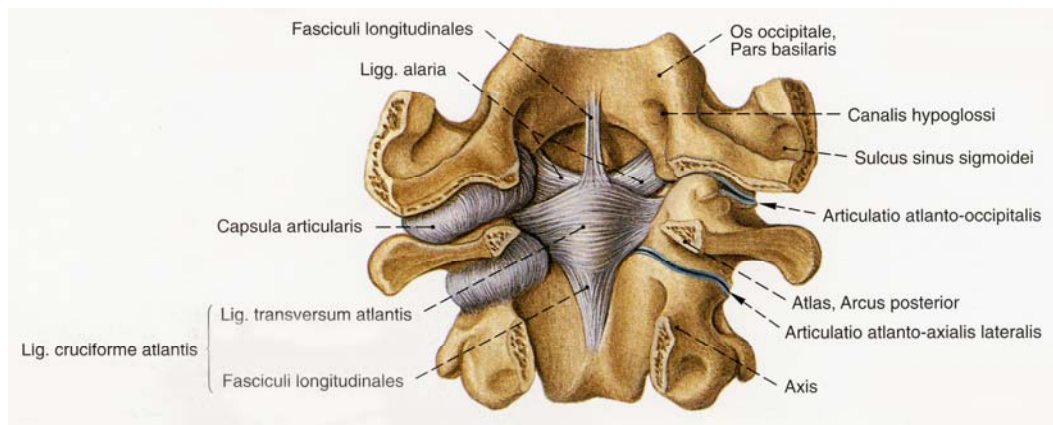


Abbildung 6 (entnommen [48]):

Ligamentäre Umfassung des Dens axis im Segment C1-2, Ansicht von dorsal

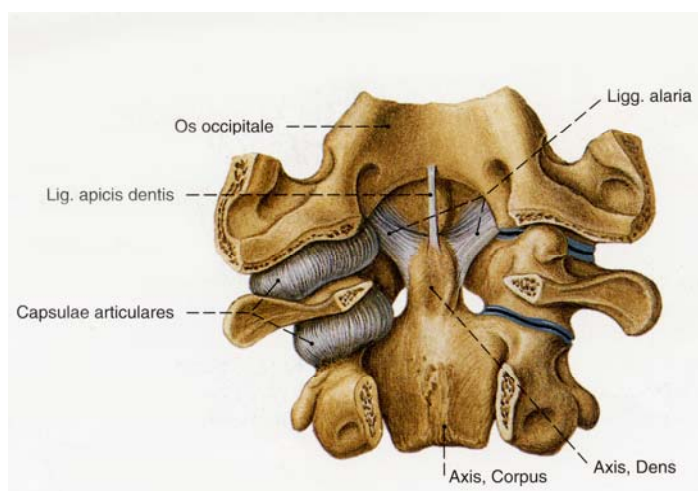


Abbildung 7 (entnommen [48]):

Tiefe Bänder nach Eröffnung der ventralen Strukturen, Ansicht von dorsal

Bewegungen in der Sagittalebene finden in allen Segmenten zwischen Okziput und Axis statt. Dabei ist die Position des Atlas unabhängig von der Beziehung des Hinterhauptes zum Axis. Dies bedeutet, dass der Atlasbogen nicht zwangsläufig mittig zwischen Hinterhaupt und Axis verlaufen muss.

Bei Flexion in der gesamten Halswirbelsäule kann der Atlasbogen beispielsweise näher am Okziput liegen, er ist also zusätzlich flektiert, wodurch wiederum die Ligamenta alaria gespannt werden. Gleichzeitig werden die Ligamenta flava gedehnt, da die Abstände zwischen den Wirbelbögen bei flektierter Halswirbelsäule größer sind. Von außerordentlicher Bedeutung ist hierbei die enorme Elastizität der Ligamenta flava, die verhindert, dass das

wenig gespannte Band in Extension Falten wirft oder „Unebenheiten“ entstehen, die das Rückenmark der unteren Halswirbelsäule komprimieren können [46].

Flexionsbewegungen in C0-1 werden durch die Membrana tectoria zwar gehemmt, aber letztendlich durch knöcherne Strukturen limitiert: vorderer Rand des Hinterhauptes und Spitze des Dens axis. Weitere Vorwärtsneigung muss also aus dem Segment C1-2 resultieren. Dieses wird ebenfalls durch die Tektorialmembran stabilisiert.

Rotationsbewegungen werden im atlanto-occipitalen Gelenk durch die schalenartigen Gelenkflächen nahezu unterbunden, so dass rotatorische Kräfte der am Hinterhaupt ansetzenden Nackenmuskulatur direkt auf C1-2 weitergeleitet werden. Dieses Gelenk allein erlaubt bereits mehr als die Hälfte der maximalen Rotationsbewegungen.

Lateralflexion – also Bewegung in der Frontalebene – findet zum einen im Gelenk C0-1 und zum anderen in C2-3 bis C6-7 statt, während im atlanto-axialen Gelenk nur eine minimale Seitwärtsneigung möglich ist. [31].

Tabelle 2: Segmentbeweglichkeit der Halswirbelsäule in Winkelgraden [31]

	Extension	Flexion	Lateralflexion	Rotation
C0-1	12°	12°	8°	0°
C1-2	10°	10°	0°	49°
C2-3 bis C6-7	24°	60°	49°	45°
gesamt	46°	82°	57°	94°

1.2.2 Biomechanik der Halswirbelsäule

Der Axis ist der einzige Wirbel, der sich unabhängig von anderen Segmenten der Halswirbelsäule bewegen kann. Alle anderen unterliegen dem Prinzip der gekoppelten Bewegung, das für die vorliegende Arbeit von herausragender Bedeutung ist, da es die Transformation von auftretenden Kräften beschreibt: die Bewegung eines einzelnen Segments führt zu Mitbewegungen der gesamten Halswirbelsäule, da diese über ihre einzelnen Bewegungssegmente hinaus zu einem funktionellen Komplex verbunden ist [61,73]. Vereinfachend lässt sich dieses Prinzip als Kompromisslösung zwischen Stabilität und Mobilität ansehen. Dies geschieht durch das komplexe Zusammenwirken von Knochen und Gelenken, von muskulärer Führung der Bewegungen und muskulärer Schutzreflexe, von stabilisierenden Bändern, von den umgebenden Halsweichteilen und nicht zuletzt durch die Gewichtskraft des Kopfes.

Das Prinzip der gekoppelten Bewegung gilt prinzipiell für alle Bewegungsebenen.

1. Bewegungen in der Sagittalebene sind gekoppelt mit Translation in der Transversalebene.

Bei starker Flexion kann es zu Verschiebungen der Gelenkflächen bis hin zur Subluxation kommen. Bei starker Extension kann dies ebenfalls vorkommen, allerdings limitieren die Processus spinosi das Ausmaß der Subluxation durch Knochenhemmung. Die Kenntnis dieser physiologischen Translation ist wichtig für die röntgenologische Beurteilung des Ligamentum cruciforme nach einem Trauma.

2. Lateralflexion ist gekoppelt mit Rotation.

Bei geneigtem Kopf bzw. geneigter Halswirbelsäule drehen sich die Processus spinosi zur Gegenseite, was einer Rotation zur Seite der Lateralflexion entspricht.

3. Rotation ist gekoppelt mit axialer Translation.

Rotation in C1-2 ist nur dadurch möglich, dass sich C1 und C2 einander annähern, da die Gelenkflächen schräg nach lateral abfallen (und nicht halbkugelig geformt sind, was ein Vorbeigleiten der Gelenkflächen ermöglichen würde).

Jede Bewegung der Halswirbelsäule führt also zu Mitbewegungen anderer Segmente oder zu Translationen von Gelenkflächen. Die immense Bedeutung des Prinzips der gekoppelten Bewegung für die vorliegende Arbeit ist folgendermaßen begründet:

- Positive und negative Beschleunigungskräfte beim Unfall führen nach Transformation zu (zusätzlichen) Verletzungen am Locus minoris resistentiae.
- **Kräfte, die durch Bewegungen des Kopfes bei der Helmabnahme entstehen, werden auf Bewegungssegmente der Halswirbelsäule übertragen.**
- Therapeutische Verfahren zur Ruhigstellung der Halswirbelsäule müssen das Prinzip der gekoppelten Bewegung beachten.

Druck und Zugspannung auf die Halswirbelsäule entstehen durch das Gewicht des Kopfes, die Aktivität der umgebenden Muskulatur, die Vorspannung der Bänder und durch das Einwirken äußerer Kräfte. Die longitudinal verlaufenden ligamentären Strukturen erzeugen eine konstante Vorspannung, die je nach Bewegungsrichtung aufgehoben oder verstärkt wird. In Neutralstellung des Kopfes wird diese Spannung vom Ligamentum flavum aufrechterhalten. Die mechanische Belastung ist am niedrigsten, wenn der Kopf rekliniert wird. Auch im aufrechten Stand sind die einwirkenden Kräfte relativ gering. Bewegungen in der Sagittalebene führen zu einem signifikanten Anstieg der resultierenden Kräfte auf die Halswirbelsäule [22].

Die bisher genannten anatomischen und biomechanischen Grundlagen sichern die funktionelle Integrität der Halswirbelsäule. Gleichmaßen sind sie aber für die außerordentlich hohe Verletzungsgefahr der Halswirbelsäule beim Hochrasanztrauma verantwortlich.

Der Kopf erhält seine große Beweglichkeit durch die zapfenartige Verbindung im atlantodentalen Gelenk. Physikalisch gesehen sitzt der Kopf demnach als großes und schweres Element auf dem Körperstamm, verbunden durch eine relativ schmale mehrgelenkige Struktur. Physikalische Momente, die zu Verletzungen führen, entstehen durch extreme Bewegungen mit konsekutiver Vergrößerung des wirksamen Hebelarmes. Dabei kann ein direkter Kopfanprall (z.B. an eine Pkw-Karosserie) zu einem nicht-physiologischen Bewegungsausmaß führen, wobei die äußerlich einwirkende Kraft bis zum

letztendlich osseo-ligamentären Trauma konstant bleibt. Der weitaus häufigere Mechanismus ist allerdings die Schleuderverletzung (whiplash injury). Hier wird der Kopf, genauer die Masse des Kopfes, indirekt beschleunigt und damit ein Moment erzeugt, das auf die Wirbelgelenke und deren ligamentären Strukturen wirkt.

Unter physiologischen Bedingungen erfolgt die Beschleunigung und Verzögerung des Rumpfes durch relativ langsame Einwirkung einer mäßigen Kraft. Anders bei manchen Kontaktsportarten (z.B. American Football) und beim Motorradunfall: durch die kurzen Verzögerungswege und die hohen Geschwindigkeiten vor dem Zusammenprall entstehen weitaus höhere Kräfte. Anhand des folgenden Rechenbeispiels soll exemplarisch gezeigt werden, in welchem Verhältnis die Abbremskräfte der Halswirbelsäule und des beschleunigten Rumpfes zueinander stehen [58].

Der Weg bis zur Beendigung der Vorwärtsbewegung des Kopfes entspricht bei engem Sitz der Breite der Polsterung des Helmes (ca. $s=0,03\text{m}$), unter der Voraussetzung dass der Anprall an ein unelastisches Hindernis geschieht (Straßenoberfläche, Baum o.ä.). Während dieser Strecke wird der Kopf um beispielsweise 50 km/h abgebremst, während der Rumpf ungebremst bleibt. Eine kurzfristige Kompression der Halswirbelsäule in Neutralstellung um zirka 2cm führt im Modell nur selten zu relevanten Verletzungen. Für diese Kompression ist eine Kraft von zirka 5000 Newton erforderlich. Jede größere Kraft und jede größere Kompression führt im Modell regelhaft zu strukturellen Verletzungen.

Dieses von Schneider aufgestellte Rechenmodell [58] ergibt eine weit über den kritischen Wert hinausreichende Krafteinwirkung auf die Halswirbelsäule, da sich der beschleunigte Rumpf bei „Stillstand“ des behelmteten Kopfes noch mit zirka 80% seiner Ausgangsgeschwindigkeit fortbewegt. Ein solches Kräfte-Ungleichgewicht strebt nach Kompensation am locus minoris resistentiae – an der Halswirbelsäule. Darüber hinaus erfolgte die Berechnung unter der theoretischen Annahme einer streng axialen Krafteinwirkung auf Kopf, Halswirbelsäule und Rumpf. In der realen Unfallsituation müssen selbstverständlich viele weitere Faktoren miteinbezogen werden, insbesondere die Wirksamkeit von Hebelarmen bei nicht-axialer Krafteinwirkung und die Elastizität des Schädelknochens. Dennoch zeigt das Beispiel, wie das Kräfteverhältnis zwischen Kopf, Halswirbelsäule und Rumpf zu Ungunsten der Halswirbelsäule ausfällt.

1.3 Verletzungen der oberen Halswirbelsäule

Unter funktionell-anatomischen Gesichtspunkten unterscheidet man die obere Halswirbelsäule (HWK 1-3) von der unteren Halswirbelsäule (HWK 4-7). Die Wirbelsäule kann durch ihre hohe Flexibilität eine Kraft bis zu einem gewissen Grad kompensieren, so dass eine Schädigung der Strukturen erst nach Überschreiten des physiologischen Bewegungsausmaßes auftritt.

Die wesentlichen Inhalte dieses Kapitels wurden dem Standardwerk von Müller und Muhr [39] sowie den zitierten Originalarbeiten entnommen.

Verletzungen der Halswirbelsäule umfassen ein weites Spektrum von der unproblematischen Weichteildistorsion bis hin zu komplexen Gefügezerstörungen. Zur Unterscheidung primär funktioneller Beschwerden von objektiv nachweisbaren Läsionen wurde der Begriff der relevanten Verletzung definiert [10]. Definitionsgemäß gilt eine Verletzung der Halswirbelsäule als relevant, wenn

- eine Läsion anatomischer Strukturen bildgebend darstellbar ist,
- eine abnorme Instabilität nachweisbar ist oder
- eine der Halswirbelsäule zuzuordnende neurologische Schädigung vorhanden ist.

Die Halswirbelsäule ist in zirka 25% der relevanten Wirbelsäulenverletzungen betroffen. Der Anteil an Tetraplegien als Komplikation einer Halswirbelsäulenverletzung ist mit 40% deutlich höher. Osteoligamentäre Läsionen der Halswirbelsäule führen in 30% zum Auftreten neurologischer Symptome [10]. In der klinischen Beobachtung zeigt die obere Halswirbelsäule einen Anteil von nur 12% neurologischer Ausfälle, was auf die hohe primäre Letalität schwerer Gefügezerstörungen zurückzuführen ist. So findet sich bei Sektionen primär verstorbenen Verkehrstoter eine Inzidenz von 25% gravierender Verletzungen der Halswirbelsäule. Hierunter zählen beispielsweise instabile Dislokationen der Kopf-Halsgelenke und komplette Querschnittslähmungen C0-1-2, welche nur im Einzelfall überlebt werden.

Differenzierte Daten zur Prävalenz und Inzidenz von Halswirbelsäulenverletzungen existieren für Deutschland nicht. Dennoch lässt sich aus der bekannten Inzidenz posttraumatischer Tetraplegien (zirka 600 pro Jahr) und der bekannten Relation neurologischer Schädigungen

ein Schätzwert von 2000 relevanten Halswirbelsäulenverletzungen pro Jahr in Deutschland errechnen.

Die Arbeitsgemeinschaft Wirbelsäulenchirurgie der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie hat über den Zeitraum von 3 Jahren alle relevanten Verletzungen der Halswirbelsäule aus 13 Kliniken in einer Sammelstudie (n=542) erfasst. Auf Grundlage dieser Daten publizierten Hofmeister und Bühren [27] unter anderem eine Auswertung zur Epidemiologie.

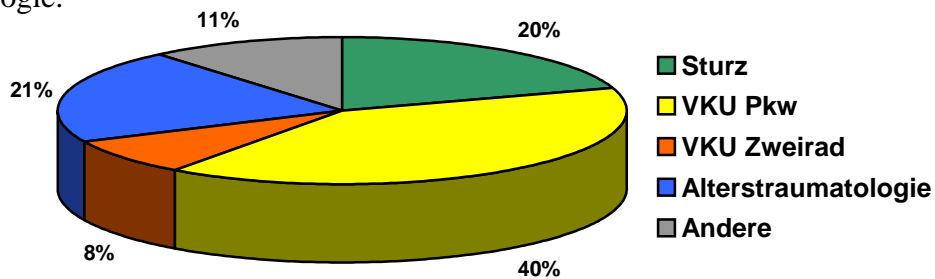


Abbildung 8: Unfallmechanismen relevanter Verletzungen der Halswirbelsäule [27]

In der Altersverteilung zeigte sich der erste Gipfel im 3. Lebensjahrzehnt, wo die Mehrzahl der Verletzungen aus Verkehrsunfällen resultierte. Ein zweiter Gipfel fand sich nach dem 60. Lebensjahr als Ausdruck alterstraumatologischer Schädigungen bei vorbestehend degenerativen Wirbelsäulenveränderungen. Insgesamt war der Verkehrsunfall mit fast 50% die häufigste Ursache, gefolgt von Bagatelltraumen alter Menschen (21%) und Stürzen (20%). Eine detaillierte Untergliederung der Ursachen zeigt Abbildung 8.

Die obere Halswirbelsäule war in 42% betroffen, die untere in 55%, langstreckige oder kombinierte Verletzungen traten in 3% der Fälle auf. 88% waren auf ein Bewegungssegment begrenzt.

Die überwiegende Zahl an Verletzungen der oberen Halswirbelsäule verteilte sich auf drei Entitäten: Frakturen des Dens axis waren mit 55% die weitaus häufigste Einzelverletzung, gefolgt von Hangman-Frakturen mit 20% und Verletzungen des Atlasrings mit 17%.

Schwere Begleitverletzungen sind bei vorliegender Halswirbelsäulenverletzung sehr häufig. In der DGU-Sammelstudie fanden sich in 24% der dokumentierten Fälle schwere Schädel-Hirn-Traumen und in 10% Wirbelsäulenverletzungen an anderer Lokalisation. Bei Polytraumatisierten ergaben sich in 10% der Fälle begleitende Läsionen der Halswirbelsäule. Nur 47% der Halswirbelsäulenverletzungen traten isoliert auf. Ein Viertel aller Patienten wies höhergradige vorbestehende degenerative Veränderungen oder spinale Stenosen auf.

1.3.1 Verletzungen des Atlas

Die Häufigkeit von Frakturen des HWK 1 werden in der Literatur mit 2% -13% aller Halswirbelsäulenverletzungen angegeben [27,39,56]. Als wesentlicher Unfallmechanismus gilt ein Anprall des Kopfes oder Rumpfes mit Transformation der Kräfte auf die Halswirbelsäule. Direkte Traumata sind selten, da der Atlas unterhalb der Schädelkalotte liegt und somit gut geschützt ist.

Isolierte Frakturen des vorderen Atlas-Bogens sind seltene, durch Hyperextension entstehende Verletzungen. Sie gelten als stabil, da die dorsale ligamentäre Zuggurtung intakt ist.

Isolierte Frakturen des hinteren Atlasbogens entstehen häufig in Folge einer Hyperextension und gleichzeitiger axialer Kompression. In der Hälfte der Fälle finden sich weitere Halswirbelsäulenverletzungen (häufig Dens axis-Frakturen oder Hangman-Frakturen).

Zirka zwei Drittel aller Atlasfrakturen sind **kombinierte Frakturen des vorderen und hinteren Atlasbogens**, welche – terminologisch nicht immer korrekt - nach ihrem Erstbeschreiber als Jefferson-Frakturen [29] benannt sind. Hierbei kommt es zu einer Kräftetransformation der axial über das Okziput eingeleiteten Kräfte über die nach lateral geneigten Gelenkflächen. In Folge dieser Umleitung wird der Atlasring gesprengt. Jefferson postulierte, dass der Bruch an vier präformierten Schwachstellen auftreten müsse. Diese 4-Part-Fraktur wird demnach als eigentliche Jefferson-Fraktur bezeichnet [29]. Allerdings konnten Panjabi et al. in biomechanischen Modellen auch 2- und 3-Part-Frakturen durch axiale Kompression erzeugen [43].

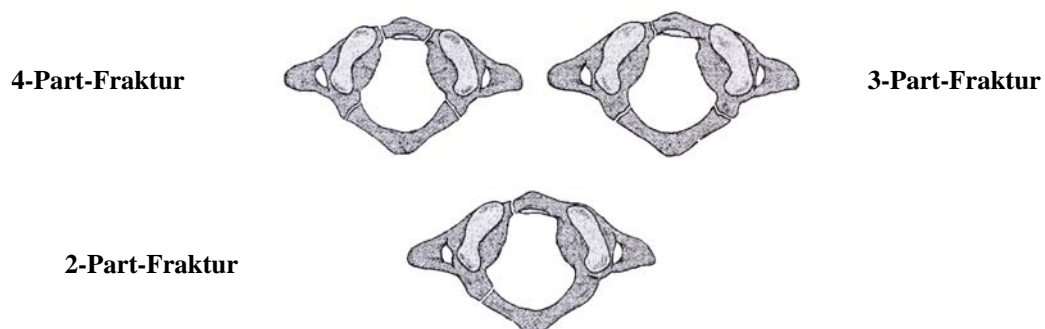


Abbildung 9 (modifiziert nach [56]): Kombinierte Frakturen des vorderen und hinteren Atlasbogens

Neurologische Ausfälle treten nur in Ausnahmefällen auf, da sich der Spinalkanal durch das Auseinanderweichen der Atlasbögen eher erweitert.

Frakturen der Massa lateralis atlantis oder des Processus transversus atlantis sind selten und als stabil einzustufen. Rupturen der Nachbargefäße (Arteria vertebralis) sind in der Literatur beschrieben worden und stellen eine ernste, wenn auch sehr seltene Komplikation dar [56].

1.3.2 Verletzungen des Axis

Frakturen des Halswirbelkörpers 2 machen zirka 20% aller knöchernen Verletzungen der Halswirbelsäule aus. Komplette neurologische Ausfälle im Segment C1-2 sind aufgrund der sofortigen Atemlähmung nur in Ausnahmefällen überlebar.

Frakturen des Corpus und Bogens des Axis sind als Hangman-Frakturen bekannt geworden, da sie erstmals in Folge der Hyperextension bei Erhängten festgestellt wurde. Hierbei verursachte der Zug eine meist bilaterale Bogenfraktur während der Tod als Folge der Verletzung des ungeschützten Rückenmarks gesehen wurde. Auch axiale Gewalteinwirkungen (Kräftetransformation nach Krafteinwirkung auf den Schädel) können jedoch dieses Verletzungsmuster herbeiführen.

Eine international gebräuchliche Einteilung wurde 1981 von Effendi et al. publiziert [18]. Im seitlichen Röntgenbild können Dislokation des vorderen und hinteren Fragments, die Beteiligung der Bandscheiben sowie die Stellung des Facetten-Gelenkfragments zur Einteilung beurteilt werden. Die Einteilung in Effendi I-III erlaubt Aussagen über die Stabilität und Prognose der Verletzung.

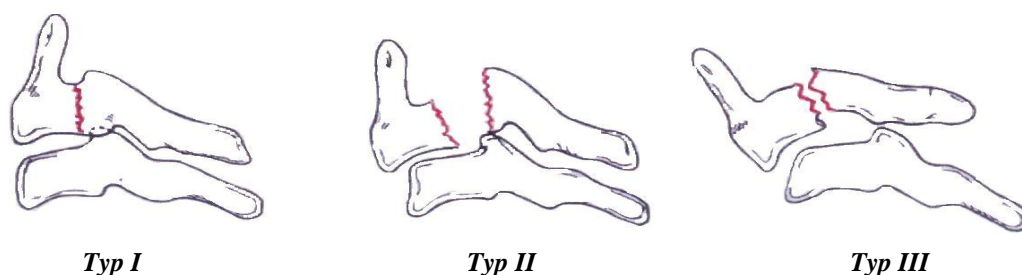


Abbildung 10: Klassifikation nach Effendi [18]

- Typ I nach Effendi: stabil, nicht oder wenig dislozierte Axisring-Fraktur, unverletzter Bandscheibenraum
- Typ II nach Effendi: instabil, in Extensions-, Flexionsfehlstellung oder Listhesis disloziertes ventrales Korpus-Fragment.
- Typ III nach Effendi: instabil, zusätzlich im Facettengelenk luxiertes (häufig irreponibles) dorsales Fragment, Bandscheibenraum immer verletzt.

Die **Fraktur des Dens axis**, die auch als Modell für diese Arbeit gewählt wurde, tritt häufig in Folge von Verkehrsunfällen und Stürzen auf. Während bei jungen Patienten fast immer ein Hochenergie- bzw. Hochgeschwindigkeitstrauma ursächlich ist, kann man bei älteren Patienten oftmals einen einfachen Sturz anamnestisch erheben. Die Fraktur des Dens axis ist die häufigste knöcherne Verletzung der Halswirbelsäule im siebten und achten Lebensjahrzehnt [27,39,54].

Pringle [47] analysierte mehrere große Studien zu Verletzungen der Halswirbelsäule und gab den Anteil der Axisfrakturen unter allen Frakturen und Dislokationen der Halswirbelsäule mit 17-27% an. Davon betrafen 55-60% den Dens axis. Dies bedeutet, dass zirka jede zehnte Fraktur der Halswirbelsäule eine Dens axis Fraktur war. Als häufigsten Untertyp nannten Peicha et al. [45] die Flexionsfraktur mit ventraler Abkippung des Densfragmentes.

Verbreitet ist die Einteilung der Frakturen nach Anderson und D'Alonzo [1]. Diese Klassifikation beschreibt allein den anatomischen Verlauf der Frakturlinie. Während sie also therapeutische Gesichtspunkte unbeachtet lässt, besitzt sie für die mögliche Entwicklung einer Dens-Pseudarthrose einen hohen prädiktiven Voraussagewert. In der genannten Untersuchung von Anderson und D'Alonzo an 70 Patienten mit Dens axis-Fraktur zeigten 25% der Patienten neurologische Ausfälle [1].

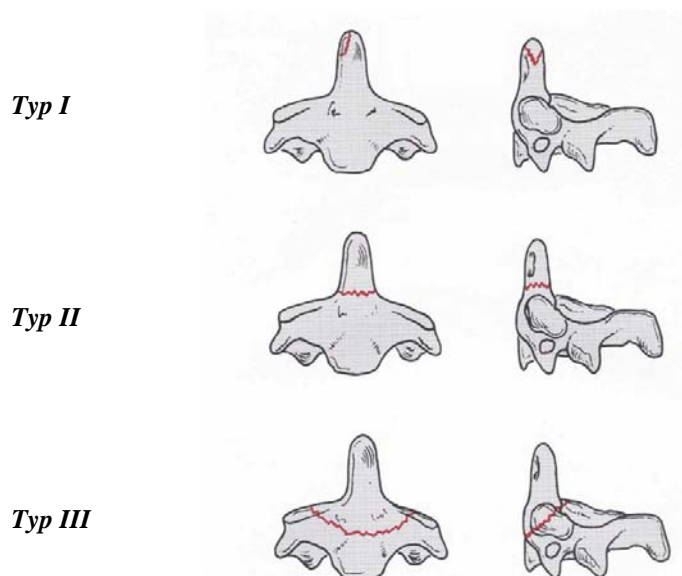


Abbildung 11: Einteilung der Dens axis-Frakturen nach Anderson und D'Alonzo [1]

Typ I: Fraktur der Densspitze

Sie ist extrem selten und gilt als Ausrissfraktur der Ligamenta alaria im Rahmen einer atlanto-okzipitalen Dislokation. Das abgerissene Fragment kann durch Bänderzug vom Frakturspalt abgehoben werden, das Segment C1-2 selbst ist allerdings weiterhin stabil.

Typ II: Fraktur des Processus odontoideus oberhalb seiner Basis

Sie ist mit 67% die häufigste Form [47] und kann als transdentale Luxationsfraktur verstanden werden. Frakturen vom Typ II gelten grundsätzlich als instabil und weisen eine hohe Pseudarthrose rate auf.

Typ III: Fraktur des Axiskörpers

Typischerweise verläuft die Frakturlinie horizontal in die Facies articularis superior, aber auch dorsokranial-ventrokaudale Verläufe und zusätzliche Kompressionsfrakturen der Gelenkflächen sind möglich. Dieser Frakturtyp gilt zwar als potentiell instabil, ist aber durch die großen Spongiosaflächen im Bruchspalt gut heilend.

1.4 Verletzungen der oberen Halswirbelsäule - Diagnostik

Fremd- und eigenanamnestische Angaben sowie die Erhebung des Status praesens sind essentielle Bestandteile der Diagnosefindung.

Als Kardinalsymptome einer Halswirbelsäulenverletzung gelten:

- Kopf- und Nackenschmerzen, insbesondere endgradige Bewegungsschmerzen
- Subjektives Gefühl der „Haltlosigkeit des Kopfes“ mit Abstützen des Kopfes durch beide Hände
- Starke Schmerzen schon bei kleinsten Bewegungen durch dislozierte Fragmente
- Muskulärer Hartspann durch Spasmen der Halsmuskulatur
- Schluckstörungen nach Ausbildung eines retropharyngealen Hämatoms

Von großer Bedeutung für den untersuchenden Arzt ist die Tatsache, dass diese Symptome sich in ihrer Ausprägung im zeitlichen Verlauf ändern oder sogar komplett fehlen können, was besonders für polytraumatisierte Patienten in bewusstseinsreduziertem Zustand gilt. Sowohl die Diagnose wie auch der Ausschluss einer Halswirbelsäulenverletzung sind unter den am Unfallort gegebenen Umständen im Regelfall nicht möglich. Neben der Heterogenität der erfassbaren Symptome ist dies durch die begrenzte Verfügbarkeit apparativer Diagnostik begründet.

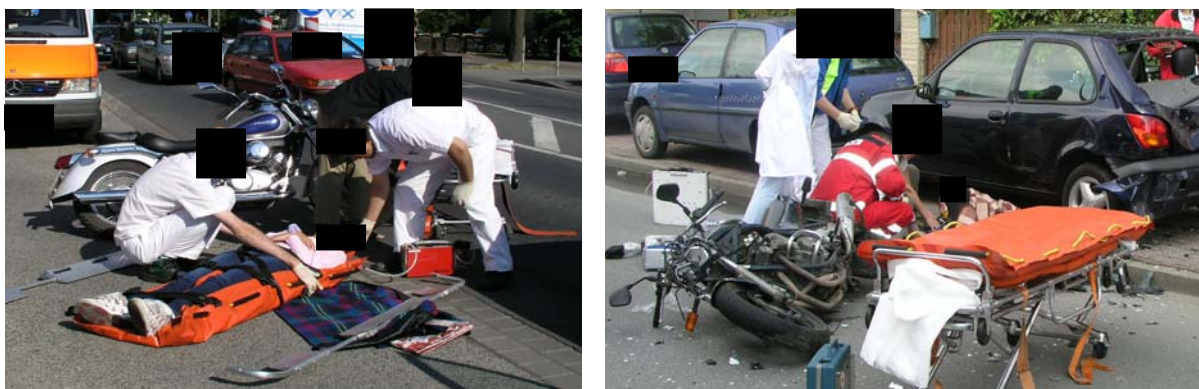


Abbildung 12 und 13: Unfallumgebung nach Motorradunfall, aus dem Bildarchiv des Unfallforschungsprojektes an der Universität Greifswald [19]

Deshalb gilt, dass jedes Verkehrsunfallopfer so behandelt werden muss, als läge eine Verletzung der Halswirbelsäule vor. Dieses Prozedere muss beibehalten werden, bis ein radiologischer Frakturausschluss erfolgt ist.

Die Art, der Umfang und die Reihenfolge der notwendigen diagnostischen Maßnahmen orientieren sich am Gesamtbefund und den Begleitverletzungen des Patienten. In den Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie [5] sind die vorstationären und stationären Diagnose- und Versorgungswege ausführlich beschrieben. Die folgenden Massnahmen sind als unerlässliche Bestandteile der Diagnosefindung stichwortartig aufgeführt.

- Eigen- beziehungsweise Fremdanamnese
 - Analyse des Unfallhergangs
 - Vorerkrankungen und Verletzungen
 - Symptome

- Körperliche Untersuchung
 - Allgemeinzustand und Lokalbefund
 - Neurologischer Status an Unfallstelle und als Verlaufskontrolle
 - Begleitverletzungen

- Bildgebende Verfahren
 - Röntgenaufnahmen der Halswirbelsäule in zwei Ebenen sowie Dens-Zielaufnahme, eventuell Funktionsaufnahmen
 - Spiral-CT mit multiplanaren Rekonstruktionen, gegebenenfalls im Rahmen einer Polytrauma-CT
 - MRT bei Vorliegen eines neurologischen Defizits, welches durch keine andere bildgebende Untersuchung erklärt werden konnte.

Diagnostische Schwierigkeiten können insbesondere dann auftreten, wenn Überlagerungen durch Mehrfachverletzungen im Kopfbereich vorliegen. Darüber hinaus muss sich beim Mehrfachverletzten und Polytraumatisierten der chronologische Ablauf oben genannter Maßnahmen am Gesamtbefund orientieren.

Differentialdiagnostisch muss unter anderem an vorbestehende Erkrankungen (Myelopathie, degenerative Veränderungen), Os odontoideum und pathologische Frakturen gedacht werden.

1.5 Erstversorgung von Halswirbelsäulenverletzungen

Ungefähr 10% aller Rettungsfahrten mit Notarztbeteiligung gelten einem Verkehrsunfall, bei den Einsätzen der Luftrettung ist der Anteil noch wesentlich höher. Während ein Rettungshubschrauber je nach Standort 8-15 Minuten bis zum Eintreffen am Unfallort benötigt, sind die Notarzteinsatzfahrzeuge in 80% der Einsätze in weniger als 10 Minuten vor Ort [11]. Diese Zeitangaben ergeben sich als bundesweiter Durchschnitt, in ländlichen Gebieten sind sie in Einzelfällen erheblich länger.

Die kritische Phase in der Versorgung von Patienten mit Halswirbelsäulentrauma beginnt unmittelbar nach dem Unfall und reicht bis zur stationären Aufnahme in einem geeigneten Krankenhaus. Es ist verständlich, dass von einem Laien-Ersthelfer kein umfassendes Wissen über die möglichen Gefahren und Konsequenzen einer Halswirbelsäulenverletzung erwartet werden kann. Allerdings erscheint auch das medizinische Fachpersonal regelmäßig überfordert zu sein.

Bland [9] berichtet über die Versorgung von 300 Patienten mit dislozierten Frakturen der Halswirbelsäule. In einem Drittel der Fälle, nach denen eine unfallbedingte schwere Behinderung verblieb, konnten Behandlungsfehler und/oder eine mangelhafte Erstversorgung als Hauptursache ausgemacht werden.

Für die Erstversorgung gilt, dass Rettung und Lagerung idealerweise unter Traktion (unter axialem Längszug) erfolgen sollten. Bei der Traktionsbehandlung summieren sich statische Kräfte mit dem Ziel, eine „Entzerrung“ des Gewebes posterior der Halswirbelsäule zu erreichen. Die Foramina intervertebralia werden faktisch vergrößert und die austretenden Nervenwurzeln entlastet. Die einmal begonnene Traktionsbehandlung sollte über die Helmabnahme hinaus bis zum Verletzungsausschluss fortgesetzt werden. Verschiedene externe statische Kräfte summieren sich hierbei zu einer Resultierenden, die auf Halswirbelsäule, Rückenmark und Spinalwurzeln einwirkt:

1. Schon eine geringe Vorwärtsneigung des Kopfes führt zu einer Distraction der Processus spinosi und Vergrößerung der Foramina intervertebralia. Dadurch wird das Risiko sekundärer Einklemmungen der Spinalwurzeln vermindert. Mehrere Untersucher unterstrichen bereits die Bedeutung der Flexion des Kopfes zur Vergrößerung des Hebels auf die Halswirbelsäule während der Traktion, unter der Voraussetzung einer knöchern und ligamentär intakten Halswirbelsäule [13,15].

2. Eine Reklination des Kopfes am liegenden Patienten – wie sie beispielsweise zur Intubation erforderlich ist - führt zu maximaler Druckentlastung der Halswirbelsäule, vergrößert aber das Risiko sekundärer Einklemmungen des Rückenmarks bzw. der austretenden Spinalwurzeln [61,73].

In den Leitlinien verschiedener Fachgesellschaften und Publikationen zahlreicher Arbeitsgruppen wird die Intubation am Unfallort bei Vorliegen eines schweren Schädelhirntrauma und Polytrauma empfohlen [4,5,6,7,28,51,57,66,69,70]. Hierzu muss der Motorradhelm entfernt werden. In der Literatur existieren zahlreiche Empfehlungen zur Helmabnahme.

Eine weit verbreitete Methode, die in Deutschland im Rahmen des Fahrerlaubniserwerbs auch als so genannte Ein-Helfer-Methode gelehrt wird, ist von Aprahamian et al. [2] beschrieben worden: der Helfer bzw. Notarzt befindet sich am Kopfende des Patienten, um so die notwendigen Zugkräfte aufbringen zu können. Zuerst wird der Helm an seiner Unterkante gespreizt und unter erhaltener longitudinaler Zugspannung bis über das Hinterhaupt gezogen. Dann „verrutscht“ der Helfer seine Hände vom Helm auf das Hinterhaupt, umfasst dieses von beiden Seiten, wobei der Daumen dem Jochbein aufliegt, und erhält so die Spannung aufrecht. Mit leichten Bewegungen des Handballens kann der jetzt ziemlich locker sitzende Helm zwischen den Händen abgeschoben werden.

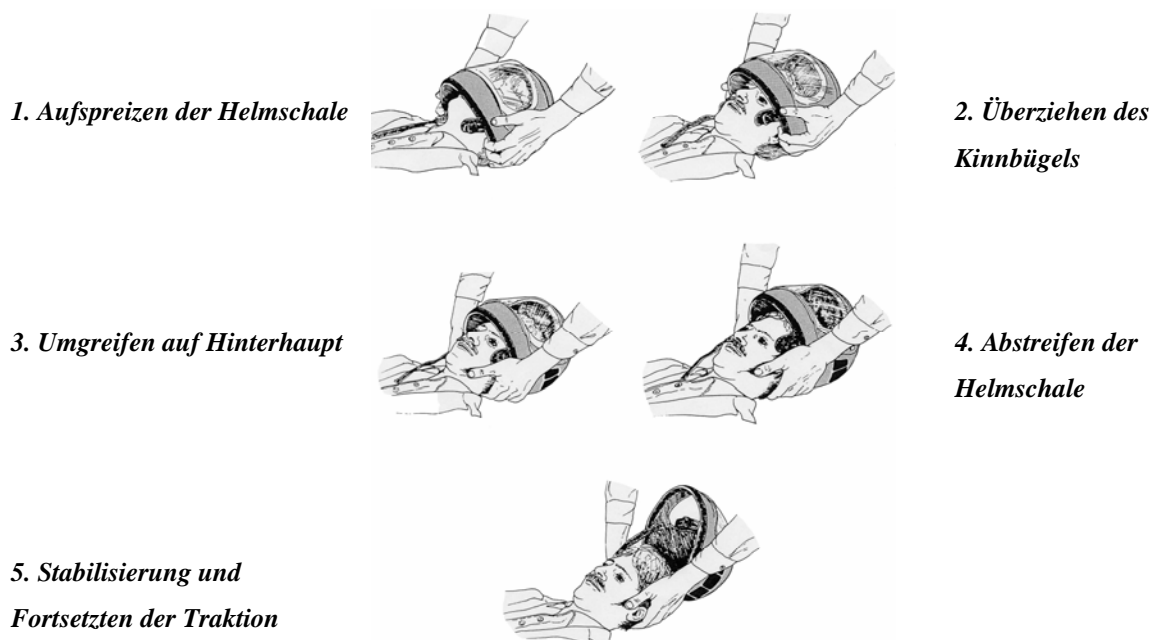


Abbildung 14: Durchführung der Helmabnahme (entnommen [20])

Im Idealfall sollen Bewegungen des Kopfes – und damit auch der Halswirbelsäule – unterbunden werden. Dies ist jedoch in der Praxis unvermeidbar, da die für die Schutzfunktion des Helmes essentielle Passgenauigkeit Spreiz- und Hebelbewegungen bei Helmabnahme erforderlich macht. Die dabei zwangsläufig entstehenden Kopf-Mitbewegungen werden auf die Halswirbelsäule transformiert und führen dort zu Segmentbewegungen.

Im Anschluss an die Helmabnahme und Intubation muss eine steife Zervikalstütze angelegt werden. Repositionsmanöver an der Unfallstelle sollten unterlassen werden. Unter zusätzlicher Fixierung des Kopfes kann der Transport auf einer Vakuummatratze erfolgen. Die Auswahl des Transportmittels und Zielkrankenhauses muss die lokalen Gegebenheiten und die Gesamtverletzungsschwere des Patienten berücksichtigen. Bei Kindern sollte eine Unterstützung des Rumpfes erfolgen, da durch den überproportional großen Kopf ansonsten eine Hyperflexion der Halswirbelsäule provoziert wird. Bei Vorliegen neurologischer Symptome kann die Bolusgabe von Methylprednisolon nach dem NASCIS-Schema fakultativ erfolgen [5].

Nach Aufnahme in ein Krankenhaus sollte zunächst unter Nutzung bildgebender Verfahren die exakte Diagnose gestellt werden. Bei Fehlstellungen ohne neurologisches Defizit ist eine frühzeitige Reposition anzustreben. Ist eine sofortige Operation geplant, kann die Reposition unmittelbar präoperativ erfolgen. Bei Vorliegen neurologischer Symptome wird die ultrahochdosierte Methylprednisolontherapie für 24 Stunden (NASCIS-Schema) empfohlen. Notfallmäßig sollte ein geschlossener Repositionsversuch und die Retention mittels Anlage eines Halo-Fixateurs versucht werden.

Die Therapie relevanter Halswirbelsäulenverletzungen sollte in Zentren mit ausgewiesener Kompetenz erfolgen, im Idealfall als Primärzuweisung nach dem Unfall. Ansonsten muss ein zeitnaher, schonender Transport erfolgen.

1.6 Biomechanische Untersuchungen an der Halswirbelsäule

In der Literatur sind eine Vielzahl von Modellen beschrieben, die sich prinzipiell zur Analyse biomechanischer Fragestellungen eignen [3,14,23,24,42,49,50,53,55]. Insbesondere die von Panjabi [42] 1998 publizierte Übersichtsarbeit *Cervical spine models for biomechanical research* zeigt die breite Palette biomechanischer Modelle auf.

Freiwilligenversuche

Versuche an lebenden Probanden eignen sich zur Untersuchungen reflektorischer und muskulärer Einflüsse, zur Gewinnung funktioneller, physiologischer und anatomischer Normwerte. Ethische Aspekte limitieren das Modell. Intensive Durchleuchtung, Erzeugung von Verletzungen oder invasive Maßnahmen sind obsolet.

Rechner- und sensorengestützte Modelle

Es stehen verschiedene Verfahren zur Simulation von Körperbewegungen zur Auswahl, deren gemeinsamer Nachteil die begrenzte Wiedergabegenauigkeit der menschlichen Anatomie und Physiologie ist.

Das älteste dieser Modelle ist der Dummy, eine aus mehreren starren Teilen aufgebaute Puppe, die in erster Linie die Statik des Skeletts simuliert. Ein weiterentwickelter Ansatz ist das so genannte dreigliedrige Modell mit gedämpft elastisch angekoppelten Schwabbelmassen, bei dem die verschiedenen physikalischen Eigenschaften von Knochen und Weichteilen gesondert berechnet werden. Beide Modelle eignen sich vor allem, um Bewegungen und Momente größerer Körperpartien zu analysieren, ein Modell der Halswirbelsäule existiert (noch) nicht [23,53].

Computermodelle sind primär dazu geeignet, einzelne, exakt definierte Einflussgrößen zu analysieren. Die bekannteste Simulation ist das „Finite Elemente Modell“. Allerdings sind hier die Validität und Reliabilität noch nicht ausreichend untersucht worden [76].

Künstliche Modelle

Künstliche Modelle der oberen Halswirbelsäule sind zwar verfügbar, können die komplexe Anatomie und Physiologie des Kopf-Hals-Übergangsbereichs aber lediglich schematisch simulieren.

Tiermodelle

Am Tiermodell können prinzipiell biomechanische Erkenntnisse gewonnen werden. Allerdings ist die Verwendung eines Motorradhelms nur bei Modellen mit menschlicher Anatomie möglich. Das Tiermodell ist folglich in seiner Aussagefähigkeit begrenzt.

Humane Kadavermodelle

Am isolierten Halswirbelsäulenpräparat wie am Leichenmodell können zahlreiche Fragestellungen untersucht werden. Die vorliegende Untersuchung forderte die Möglichkeit der Röntgenmarkierung, der Erzeugung einer standardisierten instabilen Fraktur sowie die intensive Durchleuchtung mittels Bildwandler. Dies ist mit dem menschlichen Kadavermodell möglich. Weitere Vorteile dieses Modells sind die menschliche Anatomie und Physiologie. Nachteilig sind fehlende muskulär-reflektorische Einflüsse und postmortale Veränderungen.

1.7 Motivation und Zielsetzung

Die zurückliegenden Kapitel zeigten die außerordentlich hohe Komorbidität von Halswirbelsäulenverletzungen und schweren Schädelhirnverletzungen. Dies hat zur Konsequenz, dass eine Helmabnahme durch den Notarzt für das Notfallmanagement häufig unerlässlich ist. Weiterhin wurde das Problem der Diagnosefindung unter realen Bedingungen im Rettungseinsatz beleuchtet, sowie das daraus folgende Risiko für Unfallopfer mit instabiler Halswirbelsäulenverletzung.

In der medizinischen Literatur wurde das Verhalten instabiler Halswirbelsäulenverletzungen bei der Helmabnahme bisher nicht hinreichend untersucht, obwohl das Wissen darum für die Erstversorgung von großer Bedeutung ist. Daher wurde eine biomechanische Untersuchung konzipiert. Ziel dieser Arbeit ist es, die Frage nach dem Verhalten einer instabilen Verletzung der oberen Halswirbelsäule – am Beispiel einer standardisierten Fraktur des Dens axis vom Typ II nach Anderson und D´Alonzo - bei der Helmabnahme zu beantworten.

Die abschließende Zielsetzung dieser Untersuchung soll sein, die Umsetzung der gewonnenen Erkenntnisse vom biomechanischen Modell in die Praxis zu diskutieren. Dies schließt die Indikationsstellung der Helmabnahme, deren Technik und Anwendung mit ein, aber ebenso konstruktionstechnische Veränderungen des Motorradhelmes.

2 Methodik

2.1 Versuchsmodell – humane Kadaver

Die Beantwortung der Frage nach dem Verhalten einer instabilen Fraktur der Halswirbelsäule bei Manipulation von außen erfordert experimentelle Untersuchungen am Menschen.

Nach sorgfältiger Analyse verschiedener Modelle am lebenden Menschen, am Nativpräparat, am künstlichen Modell, am Tier oder mit Hilfe von Computersimulationen wurde das Versuchsmodell des humanen Kadavers mit intakten Weichteilen gewählt.

Panjabi et al. [42] beschrieben die wesentlichen Vorteile dieses Modells:

- identische menschliche Anatomie der Kopf-Hals-Region
- ähnliche biomechanische Eigenschaften wie beim Lebenden
- gleiche Variabilität bezüglich einer Normalpopulation in Körperbau und anderen Merkmalen

Darüber hinaus erlaubt das Kadavermodell Maßnahmen, die sich aus ethischen und praktischen Erwägungen beim gesunden Freiwilligen oder beim Unfallopfer verbieten. Dies sind:

- Markierung der Halswirbelkörper mit Röntgenmarkern
- Erzeugung einer standardisierten instabilen Fraktur der Halswirbelsäule
- Messung des Effekts einer definierten Krafteinwirkung
- Dokumentation dieses Effekts mittels anhaltender Bildwandlerdurchleuchtung

Zur Orientierung über das Versuchsmodell des humanen Kadavers erfolgten mehrere Vorversuche im *Doctor's Hospital* des *Department of Orthopaedics and Rehabilitation* der *University of Miami, Florida, USA*. Diese wurden in Kooperation mit einer Arbeitsgruppe um Professor Loren L. Latta, Ph.D., Director of Research des *Orthopaedic Biomechanics Laboratory* im *The Pearlman Biomedical Research Institute* durchgeführt, welches dem *Mt. Sinai Medical Center of Greater Miami* der *University of Miami, Florida, USA* angehört.

Die Greifswalder Untersuchung zur Messung der Beweglichkeit der oberen Halswirbelsäule bei Abnahme eines Motorradhelms wurden innerhalb eines 4-Monats-Zeitraumes im *Institut für Rechtsmedizin der Universität Greifswald* von der *Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Universität Greifswald* unter Federführung von PD Dr. med. D. Richter (Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Universität Greifswald) und Univ.- Prof. Dr. med. E. Lignitz (Direktor, Institut für Rechtsmedizin der Universität Greifswald) vorgenommen.

Zehn Kadaver wurden untersucht und in die Auswertung übernommen. Die Vorbereitung der Untersuchung sowie die Messungen selbst erfolgten möglichst zeitnah nach dem Tod, zum Teil vor, zum Teil aber auch nach der Sektion. Das Durchschnittsalter der Kadaver betrug 40,1 Jahre (range 18-65 Jahre). Der Todeszeitpunkt lag im Mittel 3,2 Tage (range 1-6 Tage) vor der Untersuchung.

2.1.1 Vorversuche zur Evaluation des humanen Kadavermodells

Vergleichende Messungen der Segmentbeweglichkeit

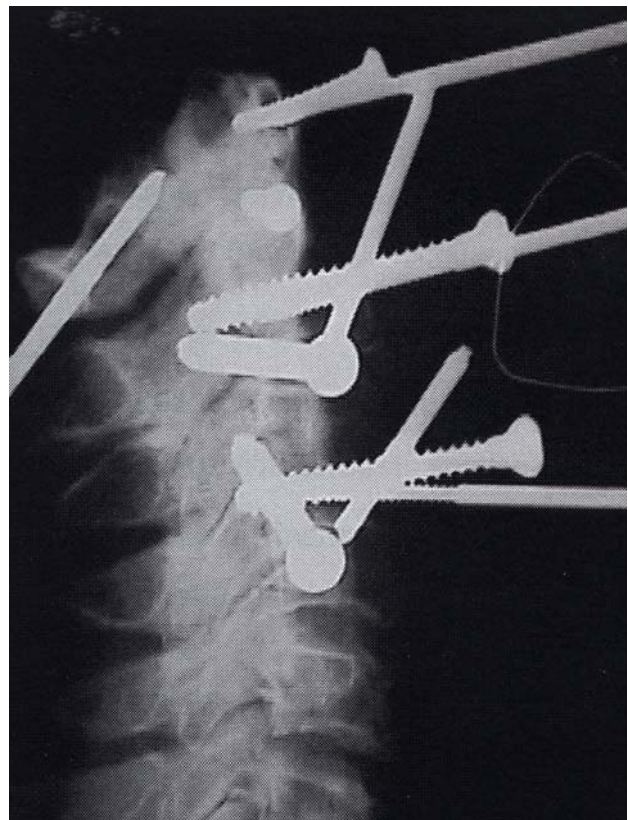
An vier nicht fixierten, gekühlten, frisch verstorbenen Kadavern wurde der Ablauf der Versuche studiert und eine erste Evaluation des Modells vorgenommen.

Hierzu zählten vergleichende Messungen der Segmentbeweglichkeit anhand von anatomischen Landmarken und Röntgenmarkern. In der klinischen Praxis ist es üblich, die Segmentbeweglichkeit im seitlichen Röntgenbild anhand von anatomischen Landmarken zu bewerten. Um die Unterschiede zu der beschriebenen Methode zu beleuchten, wurden beide Verfahren am aufgetauten, unfixierten Nativ-Präparat einer isolierten Halswirbelsäule miteinander verglichen. Dazu wurden die Vorderkanten und Querfortsätze der ersten drei Halswirbelkörper frei präpariert und diese wie beschrieben mit Metallschrauben markiert. Danach wurden in die Halswirbelkörper 1-3 Schanz'sche Schrauben eines Hoffmann II Fixateur externe (Fa. Howmedica, Kiel) von ventral eingebracht. Dadurch war eine isolierte Krafteinleitung auf das einzelne Bewegungssegment möglich.

Zur eigentlichen Untersuchung wurden die Schanz'schen Schrauben in der Sagittalebene um 5° und 10° divergierend und konvergierend bewegt. Dadurch ließ sich eine Extension bzw. Flexion in C1-2 und C2-3 um 5° bzw. 10° simulieren. Analog zur Bilddokumentation in der

Studie wurden im seitlichen Strahlengang Röntgenbilder vom Bildschirm photographiert und anschließend die Segmentbeweglichkeit gemessen.

Die vergleichende Messung der Winkelveränderungen erfolgte parallel dazu am selben Röntgenbild und anhand von anatomischen Landmarken. Durch abschließende Berechnung der Mittelwerte konnten die Methoden hinsichtlich ihrer Abbildungstreue beurteilt werden.



Abbildungen 15 und 16: Nativpräparat und dessen Abbildung im seitlichen Strahlengang

Standardisierung der Versuchsdurchgänge

Hierzu zählten Maßnahmen, die das Umfeld der Untersuchung innerhalb eines Versuchsdurchgangs sowie bei jedem neuen Versuchsdurchgang möglichst identisch wiederherstellen.

- Einstellungen und Positionierungen von Untersuchungstisch, Bildwandler, Videokamera und Fotokamera wurden während der Versuche beibehalten.
- Das Experiment erforderte die Mitarbeit von drei Personen, wobei die jeweiligen Arbeitsschritte durchgehend von derselben Person ausgeführt wurden.
- Die Messungen und Auswertungen der Ergebnisse wurden von einer einzigen Person durchgeführt.
- Die verwendeten Untersuchungsmaterialien waren in jedem Versuchsdurchgang identisch.

Bestimmung untersucherabhängiger Einflüsse

Hierbei wurde der Einfluss des Untersuchers auf die Winkelbestimmung überprüft. Drei verschiedenen Untersuchern wurden zufällig aus den Untersuchungsdaten ausgewählte Röntgenbilder vorgelegt. Die Untersucher sollten darauf die Winkel zwischen den in die Halswirbelkörper 1-3 eingebrachten Röntgenmarkern bestimmen. Aus diesen Messwerten wurden jeweils die Mittelwerte und die Standardabweichung berechnet, um damit die interindividuellen Schwankungen der Messwerte abzuschätzen.

Die intraindividuellen Schwankungen wurden überprüft, indem einem der drei Untersucher nach 14 Tagen noch einmal dieselben zufällig ausgewählten Röntgenbilder zur Winkelbestimmung vorgelegt wurden. Die erneute Mittelwertbestimmung zeigte den Einfluss wiederholter Messungen bei identischem Untersucher.

Einfluss von in verschiedenen Ebenen liegenden Schrauben auf die Messungen

Röntgenaufnahmen geben dem Betrachter ein zweidimensionales Bild wieder, gleichwohl die dargestellten Strukturen im dreidimensionalen Raum liegen.

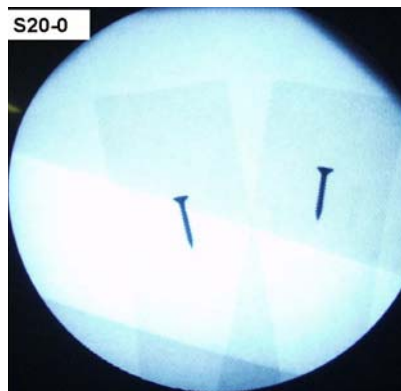
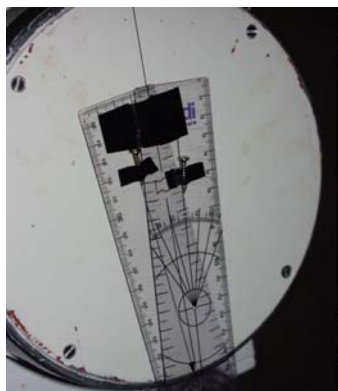
Dies gilt auch für die eingebrachten Röntgenmarker: sie wurden von ventral mit der Hand und über Führungsdrähte eingebracht. Allerdings muss davon ausgegangen werden, dass sie nicht exakt in der Sagittalebene positioniert sind. Unter dieser Annahme stellt sich die Frage, ob Strukturen, die minimal von der Abbildungsebene des Bildwandlers abweichen, stark verfälscht wiedergegeben werden, oder ob diese Ungenauigkeit vernachlässigt werden kann.

Zur Klärung wurden bekannte und konstante Winkel in verschiedener Neigung zur Strahlenebene gemessen und deren Ungenauigkeit berechnet.

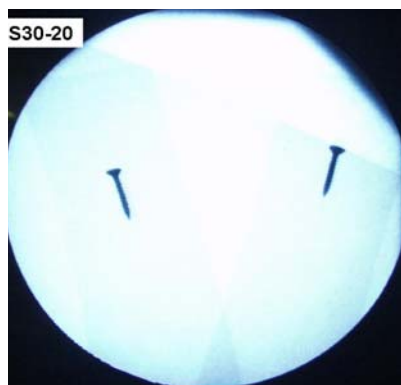
Ein in der klinischen Praxis zur Messung der Gelenkbeweglichkeit verwendeter Winkelmesser wurde mit den in der Studie verwendeten 20 mm Lochschrauben bestückt und auf definierte Winkel von 10° , 20° und 30° eingestellt.

Nach Röntgen in der Bildwandlerebene – also orthogonal zum Zentralstrahl – wurden die Schrauben mit konstantem Winkel in 5° -Schritten bis 20° aus dieser Ebene gekippt. Jeder Kippvorgang wurde analog zur Bilddokumentation der Studie geröntgt und vermessen.

Anschließend wurden die Winkel der jeweiligen Schraubenebenen mit den tatsächlichen Winkeln der 0° -Bildwandlerebene verglichen.



Abbildungen 17 und 18:
Goniometer mit Schrauben im Winkel 20° zueinander und 0° Kippung zur Strahlenebene platziert



Abbildungen 19 und 20:
Goniometer mit Schrauben im Winkel 30° zueinander und 20° Kippung zur Strahlenebene platziert

2.1.2 Statistische Auswertung

Die Segmentbeweglichkeit in den Segmenten C1-2 und C2-3 wurde mittels Winkelmessung in Neutralstellung, Flexion und Extension untersucht.

Zur statistischen Analyse wurden Mittelwert und Standardabweichung berechnet. Dies erfolgte mit dem Tabellenkalkulationsprogramm „Excel“ (Fa. Microsoft, Vermont, USA).

2.2 Der Versuchsablauf

2.2.1 Biometrische Planung

Hauptzielkriterien der Untersuchung zur Mobilität einer instabilen Fraktur des Dens axis bei der Abnahme eines Motorradhelms waren:

- **Bewegungsausmaß der Segmente C1-2 und C2-3 für Extension und Flexion an der intakten Halswirbelsäule bei geführten Bewegungen des Kopfes**
- **Bewegungsausmaß der Segmente C1-2 und C2-3 für Extension und Flexion an der instabilen Halswirbelsäule bei geführten Bewegungen des Kopfes**
- **Bewegungsausmaß der Segmente C1-2 und C2-3 für Extension und Flexion an der instabilen Halswirbelsäule bei standardisiert durchgeführter Helmabnahme**
- **Auftreten von Luxationen im instabilen Segment in Abhängigkeit von durchgeführten Manipulationen**

2.2.2 Versuchsprotokoll

Die Untersuchung zur Mobilität einer instabilen oberen Halswirbelsäule bei Abnahme eines Motorradhelms wurde an zehn menschlichen Präparaten durchgeführt.

Nach Montage eines Kraftaufnehmers am Schädeldach wurden röntgendichte Marker in die Halswirbelkörper 1-3 eingebracht. Ein erster Versuchsdurchgang erbrachte die Referenzwerte der Segmentbeweglichkeit bei intakter oberer Halswirbelsäule während definierter Bewegungen des Kopfes (über den am Schädeldach befestigten Kraftaufnehmer) in der Sagittalebene. Die Dokumentation erfolgte mittels Bildwandleraufzeichnungen im seitlichen Strahlengang.

Nach anschließender Erzeugung einer Fraktur des Dens axis vom Typ II nach Anderson und D'Alonzo [1] wurden wiederum geführte Kopfbewegungen in der Sagittalebene durchgeführt. Die Dokumentation am Bildwandler erfolgte gleich dem ersten Durchgang.

Daraufhin wurde der Kraftaufnehmer demontiert und ein handelsüblicher Integralhelm angepasst. Abschließend erfolgte die Helmabnahme in empfohlener Technik [2,20,38] (Abbildung 20) sowie die radiologische Dokumentation der Extremstellungen der Halswirbelsäule im seitlichen Strahlengang.

Eine real-time-Dokumentation der Halswirbelsäulenbewegung wurde parallel zur Helmabnahme durch Videoaufzeichnung der seitlichen Bildwandlerdurchleuchtung gewährleistet.

Tabelle 3: Versuchsprotokoll

Durchgang	Beschreibung	Stellung der HWS	Dokumentation und Auswertung
1	Geführte Bewegungen des Kopfes ohne Helm vor Osteotomie	Neutral Flexion Extension	Röntgenbilder im seitlichen Strahlengang
2	Geführte Bewegungen des Kopfes ohne Helm nach Osteotomie	Neutral Flexion Extension	Röntgenbilder im seitlichen Strahlengang
3	Helmabnahme nach Osteotomie	Neutral Maximale Flexion Maximale Extension	Durchleuchtung im seitlichen Strahlengang

2.2.3 Vorbereitung des Experiments

Klinische und radiologische Voruntersuchungen der Halswirbelsäule und der Halsweichteile ergaben bei allen Kadavern unauffällige Befunde.

Panjabi et al. [42] beschrieben, dass die Krafteinleitung auf die Halswirbelsäule im Kadavermodell indirekt über den Kopf bei fixiertem Rumpf erfolgen muss. Dazu wurde ein Kraftaufnehmer mit 3,5 mm Kleinfragment-Schrauben zentral auf dem Schädeldach montiert. Dieser besaß einen Aufsatz zum Anhängen eines Kraftmessers. Somit konnte die senkrecht zum Kraftaufnehmer einwirkende Kraft gemessen und standardisiert über den Kopf auf die Halswirbelsäule eingeleitet werden.

Vier Präparate wurden vor dem Experiment bereits seziiert, wobei eine Trepanation durchgeführt wurde. Deshalb musste bei diesen Präparaten vor Montage des Kraftaufnehmers eine Refixation des Schädeldaches mit Zwei- oder Drei-Loch-Platten des Kleinfragment-Instrumentariums erfolgen.

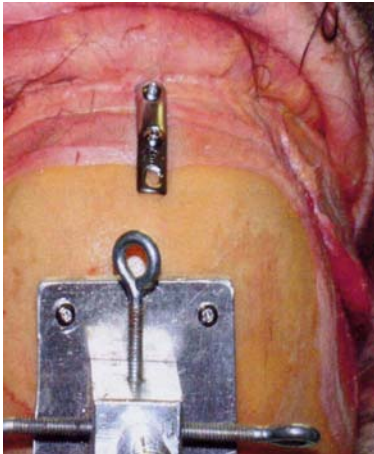


Abbildung 21:
Refixation des Schädeldachs
mit Kleinfragment-Platte

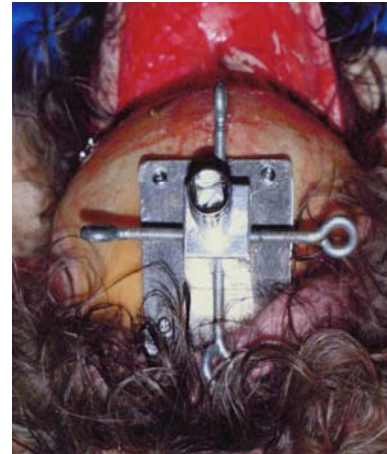


Abbildung 22:
Montage des Kraftaufnehmers
auf dem Schädeldach

2.2.4 Krafteinleitung auf die Halswirbelsäule

Das Bewegungsausmaß der Halswirbelsäule ist interindividuell verschieden, was folglich individuell unterschiedliche Momente zum Erreichen eines maximalen Bewegungsausschlages notwendig macht. Unter definierter Kraft(einleitung) wird im vorliegenden Versuch verstanden, dass der Untersucher zunächst die maximale physiologische Beweglichkeit vor Osteotomie überprüft, diese Kraft mittels eines Kraftmessers in Newton misst und notiert. Bei allen folgenden Versuchsdurchgängen wurde dann mit dieser - an der intakten Halswirbelsäule gemessenen Kraft - operiert.

2.2.5 Markierung mit Röntgenmarkern

Generell lässt sich die Bewegung einzelner Segmente der Halswirbelsäule auf dem seitlichen Röntgenbild qualitativ und mit Einschränkung auch quantitativ bewerten. Da in der vorliegenden Arbeit mit Bildüberlagerungen durch metallisches Helmmaterial und zusätzlich mit Dislokationen gerechnet werden konnte, musste eine Möglichkeit gefunden werden, auch bei mangelhafter Darstellung der gängigen Landmarken eine exakte Messung vorzunehmen. Dies wurde durch das Einbringen von metallischen Schrauben erreicht.

In einem ersten Schritt wurden unter Durchleuchtungskontrolle 1,1mm Kirschner-Drähte von vorne median in die Wirbelkörper eingebracht.



Abbildung 23:
Positionierung im seitlichen Strahlengang



Abbildung 24:
Lage der Kirschner-Drähte

Durch einen kleinen Hautschnitt konnten dann 2,7 mm dicke, kanülierte Lochschrauben (Spezialanfertigung der Fa. Biedermann-Motech, Villingen-Schwenningen) über die Kirschner-Drähte eingedreht werden.

Es wurde darauf geachtet, die Schrauben komplett im Knochen zu versenken. Abschließend wurden die Drähte entfernt und der Hautschnitt mit einer einzelnen Naht verschlossen. Die Markierung des Atlas erfolgte mit 10 mm-Schrauben, Axis und 3. Halswirbelkörper wurden mit 20 mm-Schrauben markiert. Diese Methode der Röntgenmarkierung ließ die Halsweichteile weitgehend unbeschädigt, womit eine Beeinflussung der Messergebnisse vermieden werden sollte.



Abbildung 25: Einbringung der Röntgenmarker

2.2.6 1. Versuchsdurchgang – geführte Bewegungen bei intaktem Segment C1-2

Zunächst erfolgte die Positionierung des Kadavers. Als Neutralstellung galt die Rückenlage auf ebener Unterlage (Untersuchungstisch) mit flach aufliegendem Kopf. Die Dokumentation dieser Stellung erfolgte im seitlichen Strahlengang. Anschließend wurde der Kopf über den Kraftaufnehmer flektiert und ein seitliches Röntgenbild der Halswirbelsäule angefertigt. Zuletzt wurde der Kopf extendiert und wiederum ein seitliches Röntgenbild angefertigt.

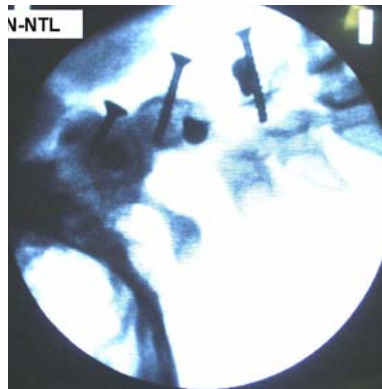


Abbildung 26:
Neutralposition

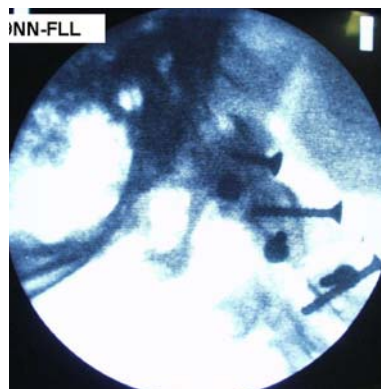


Abbildung 27:
Flexionsstellung

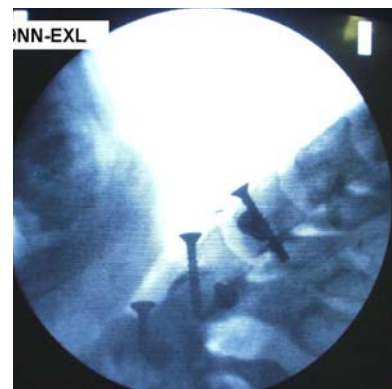


Abbildung 28:
Extensionsstellung

2.2.7 Osteotomie des Dens axis

Als standardisierte instabile Verletzung der oberen Halswirbelsäule wurde die Fraktur des Dens axis Typ II nach Anderson und D'Alonzo [1] gewählt. Die Erzeugung dieser Fraktur erfolgte bei allen Versuchsdurchgängen identisch. Zuerst musste zur Höhenfeststellung der vordere Atlasbogen durch den geöffneten Mund getastet werden. Der (röntgenologisch sichtbare) Klingenmeißel wurde unterhalb des Atlasbogens angesetzt und die korrekte Position unter Durchleuchtung überprüft. Mit Hammer und Klingenmeißel konnte der Dens axis dann an seiner Basis frakturiert werden. Eine erneute radiologische Kontrolle vor Beginn der Versuchsdurchgänge bestätigte die nun vorhandene Instabilität.

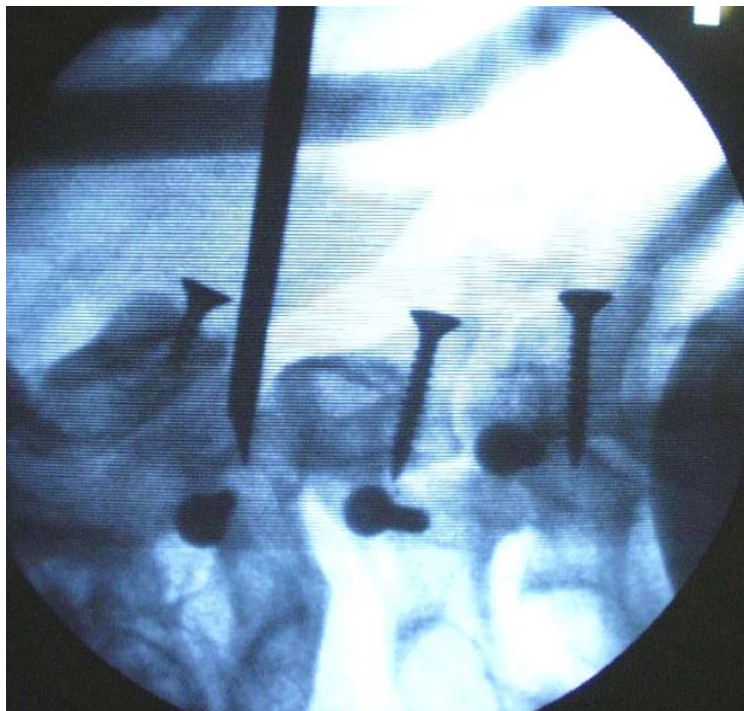


Abbildung 29: Osteotomie mit dem Klingenmeißel

2.2.8 2. Versuchsdurchgang - geführte Bewegungen bei instabilem Segment C1-2

Versuchsdurchgang 2 entsprach in Vorbereitung, Durchführung und Dokumentation dem vorherigen Versuchsdurchgang.



Abbildung 30: Neutralstellung

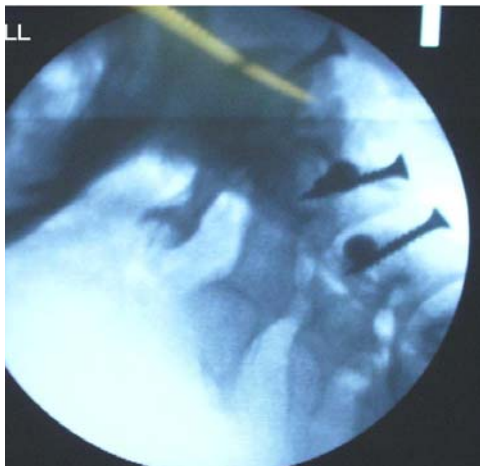


Abbildung 31: Flexionsstellung



Abbildung 32: Extensionsstellung

2.2.9 3. Versuchsdurchgang - Abnahme des Motorradhelms

Wiederum erfolgte die Lagerung des Kadavers zunächst in Neutralposition. Als Neutralposition wurde analog den vorherigen Durchgängen die Stellung der Halswirbelsäule beim behelmteten, auf dem ebenen Untersuchungstisch liegenden Kadaver definiert. Die Helmabnahme erfolgte in standardisierter Technik (Kapitel 1.5 und Abbildung 14).



Abbildung 33:
Neutralposition



Abbildung 34:
Maximale Extension
bei Helmabnahme,
sichtbare ventrale
Instabilität C1-2

Der gesamte Verlauf der Helmabnahme wurde kinematographisch unter Durchleuchtung dokumentiert. In der Nachbearbeitung konnten dann die Extrempositionen der Halswirbelsäule in Extension und Flexion bestimmt werden.

Für die Durchführung der Helmabnahme zeichneten erfahrene Notärzte der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald verantwortlich.

2.3 Messung der relativen Segmentbeweglichkeit C1-2 und C2-3

Die Messung der relativen Beweglichkeit wurde anhand der aufgezeichneten seitlichen Röntgenbilder vorgenommen. Dazu wurden die bei Flexion und Extension im Vergleich zur Neutralstellung veränderten Winkel gemessen. Als Messlinien dienten die von ventral eingebrachten Schrauben, die auf allen Bildern in ausreichender Schärfe, Länge und ohne eine die Messgenauigkeit beeinflussende Überlappung mit Helmmaterial zu sehen sind. Um Veränderungen der Neutralstellung zu berücksichtigen, wurden vor jedem Versuchsdurchgang neue Referenzaufnahmen in Neutralstellung angefertigt.



Abbildung 35:
Winkelmessung C1-2 in Neutralstellung

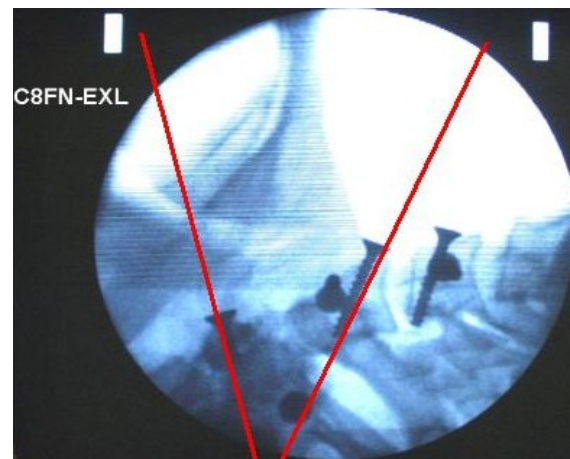


Abbildung 36:
Winkelmessung C1-2 in Extensionsstellung

Der relative Bewegungsumfang (RBU) eines Segments ergibt sich als Summe der Winkel in Extensions- beziehungsweise Flexionsstellung.

2.4 Bilddokumentation

Die radiologischen Kontrollaufnahmen und Untersuchungen der oberen Halswirbelsäule wurden mit dem Durchleuchtungsgerät BV 25 (Fa. Philips, Hamburg) durchgeführt. Die zur Messung verwendeten Aufnahmen wurden im lateralen Strahlengang angefertigt. Zum Einbringen der Röntgenmarker und zur Osteotomie des Dens axis wurden Aufnahmen in beiden Ebenen angefertigt. Die Bildwandlerdokumentation der Helmabnahme erfolgte unter permanenter Durchleuchtung.

Die zur Auswertung benötigten Aufnahmen, sowie Aufnahmen, die zur Veranschaulichung der Methode beitragen, wurden vom Röntgenschirm mit einer digitalen Kamera fotografiert und auf „Smart Media Cards“ gespeichert, danach mithilfe eines Computerprogramms (OLYMPUS CAMEDIA Master®: Fa. Olympus Optical Co., Ltd., Tokio, Japan) überspielt und komprimiert abgespeichert. In der Nachbearbeitung wurde dann jedes Bild zur Identifikation mit einem Textfeld versehen, welches alle Informationen in Form eines Codes enthält: Kadavernummer, intakte bzw. instabile Halswirbelsäule, mit Helm bzw. ohne Helm, Stellung der Halswirbelsäule. Zur Nachbearbeitung diente das Computerprogramm „Power Point®“ (Fa. Microsoft, Vermont, USA).

Die dynamischen Röntgenuntersuchungen wurden mit einer analogen Videokamera (COMPACT VIDEOMOVIE C 1500, Fa. Telefunken, Berlin) vom Bildschirm gefilmt, anschließend digitalisiert und wie oben beschrieben kodifiziert.

3 Ergebnisse

3.1 Evaluierung der Methode – Ergebnisse

3.1.1 Vergleich der Messung anhand von anatomischen Landmarken und Röntgenmarkern

Beim Vergleich der gemessenen Segmentbeweglichkeit anhand von anatomischen Landmarken und Messungen an Röntgenmarkern ergab sich eine Abweichung von durchschnittlich $\pm 0.98^\circ$.

Während der Versuche an einem Test-Präparat der Halswirbelsäule mit fortgeschrittenen degenerativen Veränderungen wurde deutlich, dass die Winkelbestimmung hier große Schwierigkeiten bereitete. Die schlechte Abgrenzbarkeit der Wirbelkörperkonturen (durch Osteophyten, Keilwirbel) führte zu großen Abweichungen im Vergleich der Messungen verschiedener Untersucher. Die Messungen mit Hilfe des Winkels der eingebrachten Schrauben zueinander erschienen weitaus einfacher, da sie in allen Röntgenbildern eindeutig zu identifizieren waren.

3.1.2 Standardisierung des Experiments

Ein normierter, wiederholbarer Ablauf ist essentiell hinsichtlich des Testgütekriteriums Validität. Im vorliegenden Experiment konnten die Rahmenbedingungen jeweils identisch beibehalten werden.

Die Kadaver unterschieden sich im Alter (Mittelwert, 40.1, 18-65 Jahre) und im Todeszeitpunkt (Mittelwert 3.4 Tage vor Experiment, range 1-6 Tage). Postmortale Veränderungen (Rigor mortis, enzymatische und mikrobielle Prozesse) lagen also in unterschiedlicher Ausprägung vor. Weiterhin fanden sich (physiologische) Normvarianten in Gestalt unterschiedlicher Ausprägung der Muskulatur, des Weichteilmantels, der Knochenqualität, des Gewichts (des Kopfes) und anderer Parameter. Da jeder Kadaver aber als seine eigene Kontrollgruppe angesehen werden kann, sind diese Unterschiede von untergeordneter Bedeutung.

3.1.3 Bestimmung untersucherabhängiger Einflüsse – Ergebnisse

Bei nachträglicher Analyse der Messungen wurde offensichtlich, dass bei hochqualitativen Bildern sowohl die intra- als auch die interindividuellen Abweichungen deutlich unter dem Durchschnitt lagen, während eine schlechte Bildqualität zu erhöhten Abweichungen führte.

Tabelle 4: Intra- und interindividuelle Schwankungen als Abweichung von der Originalmessung

Untersucherabhängiger Einfluss	Durchschnittliche Abweichung
Intraindividuelle Variabilität	+ / - 0.8 °
Interindividuelle Variabilität	+ / - 0.85 °

3.1.4 Einfluss von in verschiedenen Ebenen liegenden Röntgenmarkern auf die Messungen

Untenstehende Tabelle gibt die zu erwartenden Abweichungen bei der Winkelmessung nicht in einer Ebene liegender Schrauben an.

Dieser Fehler beträgt aber selbst bei Kippwinkeln von 20°, welche im Experiment niemals erreicht werden, eine Abweichung, die im Bereich der Messgenauigkeit des menschlichen Auges liegt. Als maximale Abweichung wurde 1,6 ° beobachtet (20° Kippung, 30° realer Winkel).

Tabelle 5: Durchschnittliche Veränderungen in den gemessenen Winkeln zwischen zwei Schrauben bei veränderter Lage der Schraubenebene zur Strahlenebene

Kippung der Strahlenebene in °	Realer Winkel in °			
	0	10	20	30
Abweichung vom realen Winkel in °				
0	Orange	Orange	Orange	Orange
5	Orange	Orange	Orange	Orange
10	Orange	Orange	Orange	Orange
15	Orange	Orange	Blau	Blau
20	Orange	Blau	Orange	Blau

Legende: Abweichung < 0.5 ° Abweichung > 0.5 °

3.2 Messung der Segmentbeweglichkeit – Ergebnisse

Die Segmentbeweglichkeit ergab sich aus den Stellungen der Röntgenmarker im seitlichen Strahlengang. Dabei wurde der Winkel der Marker in Extension beziehungsweise Flexion vom dazugehörigen Winkel in Neutralstellung subtrahiert. Als relativer Bewegungsumfang wurde der größte gemessene Bewegungsausschlag angegeben.

Die Messung der Segmentbeweglichkeit C1-2 und C2-3 bei intaktem Segment C1-2 konnte an allen 10 Kadavern durchgeführt werden.

Bei der anschließenden Osteotomie des Dens axis kam es in einem Fall zu einer Lockerung des im Atlas versenkten Röntgenmarkers. Unter Bildwandlersicht zeigte sich keine mit hinreichender Sicherheit anzunehmende Mitbewegung mit den knöchernen Strukturen. Daher wurden die Messwerte des Segments C1-2 für den betreffenden Kadaver ausgeschlossen, die Auswertung erfolgte für n=9 Kadaver.

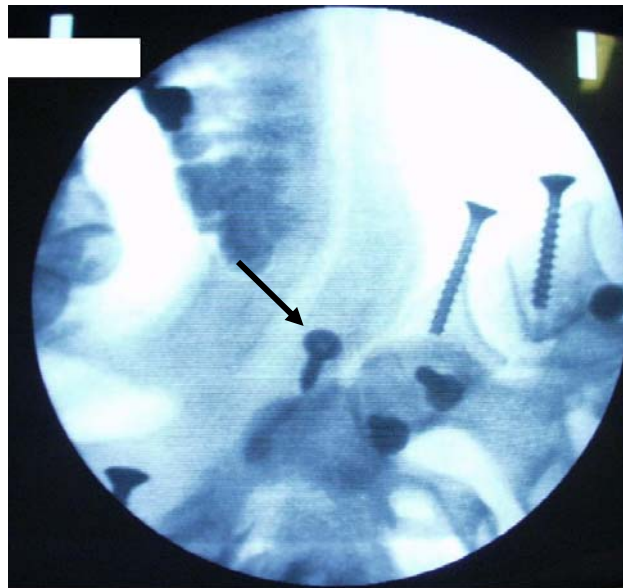


Abbildung 37: Lockerung des C1-Röntgenmarkers

Die Messungen im Segment C2-3 konnten an allen 10 Kadavern erfolgen.

Die Tabellen 6, 7 und 8 zeigen die Ergebnisse in Flexion und Extension. In der rechten Spalte ist als *RBU ExFlex* beziehungsweise *Max RBU ExFlex* der relative Bewegungsumfang in der Sagittalebene angegeben, der sich als Summe der Beweglichkeit in Extension und Flexion errechnet. Alle Bewegungsausmaße sind in Winkelgraden angegeben.

3.2.1 Segmentbeweglichkeit bei intakter oberer Halswirbelsäule

Tabelle 6: Segmentbeweglichkeit bei intakter oberer Halswirbelsäule

	Extension in°		Flexion in°		RBU ExFlex in°	
	C1-C2	C2-C3	C1-C2	C2-C3	C1-C2	C2-C3
MV±SD	6.9±4.8	2.8±2.1	3.3±4.3	2.0±2.0	10.2±4.3	4.8±2.8

MV...mean value (Mittelwert), SD...standard deviance (Standardabweichung)

3.2.2 Segmentbeweglichkeit bei instabiler oberer Halswirbelsäule

Tabelle 7: Segmentbeweglichkeit bei instabiler oberer Halswirbelsäule

	Max Extension in °		Max Flexion in °		Max RBU ExFlex in°	
	C1-C2	C2-C3	C1-C2	C2-C3	C1-C2	C2-C3
MV±SD	19.4±10.3	3.9±2.4	4.3±9.3	2.4±2.0	23.7±5.1	6.3±3.2

MV...mean value (Mittelwert), SD...standard deviance (Standardabweichung)

3.2.3 Segmentbeweglichkeit bei Abnahme des Motorradhelms

In Durchsicht der kinematographischen Aufzeichnungen im seitlichen Strahlengang konnten die maximalen Flexions- und Extensionsausschläge der Segmente C1-2 und C2-3 bestimmt und gemessen werden. Diese sind in Tabelle 8 dargestellt.

Tabelle 8: Relative Segmentbeweglichkeit bei der Helmabnahme

	Max Extension in °		Max Flexion in °		Max RBU ExFlex in°	
	C1-C2	C2-C3	C1-C2	C2-C3	C1-C2	C2-C3
MV±SD	12.4±11.7	1.6±1.5	6.6±10.2	2.3±2.4	19.0±7.9	3.9±2.8

MV...mean value (Mittelwert), SD...standard deviance (Standardabweichung)

3.3 Luxationen im verletzten Segment - Ergebnisse

Unabhängig von der Segmentbeweglichkeit konnten nach Durchsicht der Röntgenbilder bei zwei von zehn Präparaten eine Luxation im verletzten Segment festgestellt werden, die nur während der Helmabnahme auftrat. In einem weiteren Fall bestand die Luxation bereits in Neutralstellung nach Anlegen des Motorradhelms.

Im unverletzten Segment C 2-3 kam es erwartungsgemäß nicht zu einer Dislokation.

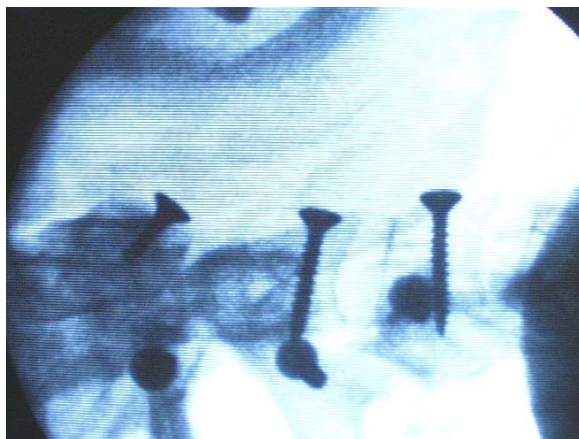


Abbildung 42:
Keine Luxation in Neutralstellung

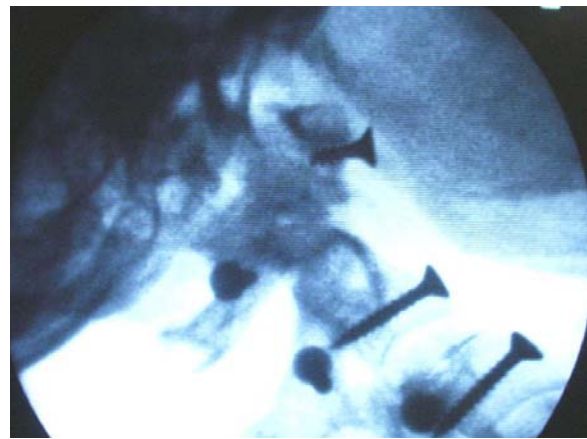


Abbildung 41:
Luxation nach ventral in Flexionsstellung

Tabelle 9: Auftreten von Luxationen

Versuchsdurchgang	(Sub-)Luxationen C1-2
Geführte Bewegungen des Kopfes bei intaktem Segment C1-2	0
Geführte Bewegungen des Kopfes bei instabilem Segment C1-2	0
Nach Anlage des Motorradhelms	1
Abnahme des Motorradhelms	2

3.4 Zusammenfassung der Messergebnisse

In den folgenden Tabellen 10 (Messung Segment C1-2) und 11 (Messung Segment C2-3) sind die Bewegungsausschläge je Versuchsdurchgang in Extensionsrichtung und Flexionsrichtung sowie der relative Bewegungsumfang (RBU) dargestellt. Die jeweils linke Spalte gibt die absolute Beweglichkeit in Winkelgraden an. Die jeweils rechte Spalte gibt die prozentuale Zunahme (+) beziehungsweise Abnahme (-) der Beweglichkeit an. Als Referenzwert (=100%) diente der 1. Versuchsdurchgang.

Tabelle 10: Segment C1-2: Absolute Beweglichkeit in ° (jeweils linke Spalten) und Veränderung der Beweglichkeit in % je Bewegungsrichtung / je Versuchsdurchgang

Versuchsdurchgang	Extension		Flexion		RBU	
	in °	in %	in °	in %	in °	in %
Geführte Bewegungen des Kopfes bei intaktem Segment C1-2	6.9	100	3.2	100	10.2	100
Geführte Bewegungen des Kopfes bei instabilem Segment C1-2	19.4	+181	4.3	+34	23.7	+132
Abnahme des Motorradhelms	12.4	+79	6.6	+106	19.0	+86

Tabelle 11: Segment C2-3: Absolute Beweglichkeit in ° (jeweils linke Spalten) und Veränderung der Beweglichkeit in % (jeweils rechte Spalten je Bewegungsrichtung / je Versuchsdurchgang)

Versuchsdurchgang	Extension		Flexion		RBU	
	in °	in %	in °	in %	in °	in %
Geführte Bewegungen des Kopfes bei intaktem Segment C1-2	2.8	100	2.0	100	4.8	100
Geführte Bewegungen des Kopfes bei instabilem Segment C1-2	3.9	+39	2.4	+20	6.3	+31
Abnahme des Motorradhelms	1.6	-43	2.3	+15	3.9	-19

Bei intakter oberer Halswirbelsäule fanden sich geringe Bewegungsumfänge. Die Beweglichkeit im Segment C1-2 war hierbei erheblich größer als im darunter liegenden Segment.

Nach Osteotomie des Dens axis zeigte sich bei den geführten Bewegungen der Halswirbelsäule ohne Helm eine deutlich höhere Mobilität im Segment C1-2. In geringerem Ausmaß fand sich diese Zunahme auch im unverletzten Segment C2-3.

Das durchschnittliche Bewegungsausmaß im verletzten Segment betrug dabei 23.7°.

Luxationen oder Subluxationen im verletzten Segment wurden bei den geführten Bewegungen der Halswirbelsäule nicht beobachtet.

Beim Anlegen des Motorradhelmes kam es bei einem Präparat zu einer Subluxation in Neutralstellung. Während der Helmabnahme kam es in zwei weiteren Fällen zu einer Luxation.

Die durchschnittlich im verletzten Segment C1-2 gemessene Bewegung bei der Helmabnahme betrug 19.0° (range 3-30°).

Insgesamt waren die bei sachgerechter und vorsichtiger Abnahme des Helmes auftretenden Bewegungen in den Segmenten C1-2 und C2-3 niedriger als die bei geführter maximaler Bewegung der Halswirbelsäule zuvor gemessenen.

Eine Ausnahme stellten die isoliert gemessenen Flexionsbewegungen im Segment C1-2 dar, welche bei der Helmabnahme deutlich zunahmen.

Abbildung 43 zeigt die Veränderung der Segmentbeweglichkeit in den drei Versuchsdurchgängen im Säulendiagramm.

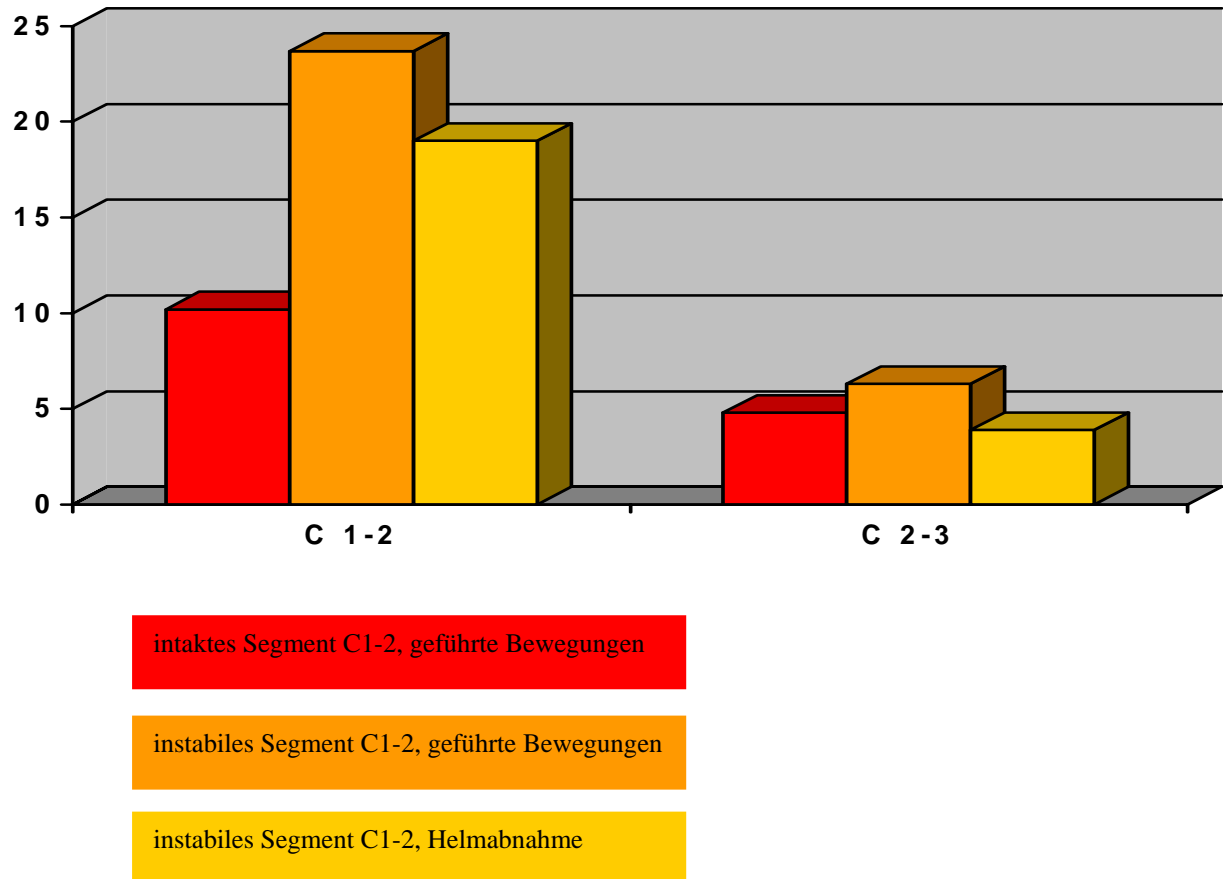


Abbildung 43: Relativer Bewegungsumfang der Segmente C 1-2 und C 2-3 in Winkelgraden

4 Diskussion

Die Befassung mit Verletzungen der Halswirbelsäule stellt klinisch wie wissenschaftlich ein Grenzgebiet verschiedener, mehrheitlich chirurgischer Fächer dar und sind für den Unfallchirurgen, Neurochirurgen, Orthopäden, Anästhesisten und Notfallmediziner seit jeher eine besondere Herausforderung.

Bezieht man den dieser Arbeit zugrunde liegenden Pathomechanismus eines motorisierten Zweiradunfalls mit ein, müssen darüber hinaus Verkehrsunfallforscher, Sicherheitsingenieure und politische Entscheidungsträger in die Analyse und Diskussion mit einbezogen werden.

Motorradunfälle sind in der Bundesrepublik Deutschland häufig und mit einer hohen Verletzungsschwere und Letalität verbunden [6,19,21,27,33,40,41,57,64,66,75]. Frakturen der Halswirbelsäule nach Motorradunfällen sind häufig [19,21,41,75]. In vielen Fällen liegen neben einer Halswirbelsäulenverletzung ein schweres Schädelhirntrauma oder andere schwere Verletzungen vor [6,19,27,33,21,40,41,56,64,67,75]. Gemäß den Leitlinien nationaler Fachgesellschaften und verschiedener Arbeitsgruppen sollte beim schwer Schädelhirn- oder Wirbelsäulenverletzten sowie beim polytraumatisierten Patienten die Sicherstellung der Atemwege durch Intubation noch am Unfallort erfolgen [4,5,6,7,28,54,57,66,69,70]. Hierzu ist die Abnahme des Motorradhelms zwingend erforderlich.

Wick, Ekkernkamp und Muhr [74] beschrieben, dass mehr als ein Drittel der verunfallten Motorradfahrer (von n=86) nicht in der Lage waren, den Helm selbständig abzunehmen, so dass dies durch den Notarzt erfolgen musste. Für das Notfallmanagement ist dieses Wissen essentiell. Dem Notarzt präsentiert sich meistens ein Patient, dessen Leitsymptome ursächlich vegetativer (Kreislaufdysregulation, Schock) und/oder neurologischer (Bewusstseinsreduktion) Art sind. Zusätzlich sind Schmerzen (Kontusionen, Frakturen, Weichteilläsionen) regelmäßig zu erheben. Eine Verletzung der Halswirbelsäule kann am Unfallort praktisch nie sicher ausgeschlossen werden.

Jede relevante Segmentbewegung, jede Subluxation und Luxation bei instabiler Halswirbelsäule erhöht das Risiko neurologischer Schädigungen. Dies kann demnach auch

für das Entfernen eines Motorradhelmes erwartet werden, selbst wenn nach der international empfohlenen, standardisierten Technik verfahren wird [2,20,38].

Auch außerhalb Greifswalds gilt das wissenschaftliche Interesse dieser Thematik. So untersuchte Waninger [72] die durch Abnahme von Football-Schutzhelmen ausgelöste Mitbewegung der unverletzten Halswirbelsäule an amerikanischen Football-Spielern. Mehrere Autoren konnten relevante Zunahmen der Segmentbeweglichkeit bei experimentell erzeugter Instabilität der Halswirbelsäule und anschließend durchgeführter Intubation nachweisen. Untersuchungen von Hauswald et al. [24] an acht nach erfolgloser Reanimation frisch Verstorbenen zeigten, dass es im Rahmen der Intubation und Maskenbeatmung zu Mitbewegungen der unverletzten Halswirbelsäule kommt. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen Majernik et al. [35], die verschiedene Intubationsverfahren an anästhetisierten, relaxierten Freiwilligen auf Mitbewegung der Halswirbelsäule untersuchten.

Aprahamian et al. [3] wiesen in Untersuchungen am Leichenmodell nach, dass eine experimentell erzeugte Instabilität C5-6 zu erhöhter Segmentbeweglichkeit führt. Nach Erzeugen einer Instabilität im Segment C5-6 durch offene Durchtrennung des Bandapparates untersuchten dieselben Autoren die Bewegungen im Segment durch digitales Austasten während der Abnahme eines Integralhelmes sowie eines Autorennfahrerhelmes. Bei der nur an einem Präparat durchgeführten Untersuchung kam es zur Subluxation im instabilen Segment.

Keine dieser Untersuchungen konnte jedoch die Fragestellung der vorliegenden Arbeit beantworten, da einerseits keine standardisierte Frakturherzeugung in einer größeren Fallserie stattgefunden hat und andererseits der Vergleich zwischen unverletztem und instabilem Segment nicht möglich war.

In der Literatur sind zahlreiche Modelle beschrieben worden, die sich prinzipiell zur Analyse biomechanischer Fragestellungen an der Halswirbelsäule eignen [14,23,42,49,50,53,55]. Insbesondere die von Panjabi publizierte Übersichtsarbeit *Cervical spine models for biomechanical research* zeigt eine breite Palette wissenschaftlicher Modelle auf [42]. Nach intensiver Recherche und Überprüfung der Studien konnte kein Modell ausgemacht werden, welches die in der vorliegenden Untersuchung gestellten Fragen beantworten kann.

Daher musste ein geeignetes biomechanisches Modell entwickelt werden.

Versuche an Freiwilligen verbieten sich wegen der notwendigen Erzeugung einer Halswirbelsäulenfraktur. Tiermodelle und computerassistierte Simulationen können die menschliche Anatomie und Physiologie nur unzureichend exakt abbilden. Das Nativpräparat einer isolierten Halswirbelsäule eignet sich zur methodischen Vorbereitung und Evaluierung einzelner Bestandteile des Experiments. Im gewählten Modell des humanen Kadavers vereinigen sich die Vorteile der exakten menschlichen Anatomie mit der Möglichkeit invasiver und externer experimenteller Manipulationen.

Gleichwohl das Versuchsmodell des humanen Kadavers in der Literatur beschrieben wurde liegen hinsichtlich der Segmentbeweglichkeit nur wenige Daten vor [42]. Es ist allerdings beschrieben, dass die Beweglichkeit der Halswirbelsäule interindividuell stark schwankt. Darüber hinaus ist sie vom Kadaveralter und der Ausprägung des Rigor mortis abhängig [42].

Bezüglich anatomisch-physiologischer Normen – beispielsweise Kopfumfang, Ausprägung des Weichteilmantels am Hals – unterschieden sich die in die Untersuchung eingeschlossenen Kadaver, jedoch konnten vergleichbare, standardisierte Versuchsbedingungen gestaltet werden. Die postmortalen Veränderungen der Kadaver waren ebenfalls unterschiedlich ausgeprägt. Unter der Voraussetzung eines während des Versuchsdurchganges konstanten Rigor mortis bei *einem* Kadaver können valide Ergebnisse erwartet werden. Jeder Kadaver fungierte dabei als seine eigene „Kontrollgruppe“ innerhalb der die Bewegungsumfänge und das Auftreten von Subluxationen beurteilt wurden.

Die intraindividuelle und interindividuelle Untersucherabhängigkeit konnte durch wiederholte Messungen bestimmt werden, ebenso der Einfluss sich verändernder Strahlungsebenen auf das Messergebnis. Deren Einfluss - gleichwohl theoretisch zu erwarten - muss als nicht relevant eingestuft werden.

Die aus früheren Untersuchungen bekannte Messung der Segmentbeweglichkeit anhand anatomischer Landmarken stellte insbesondere bei degenerativ vorgeschädigter Halswirbelsäule keine adäquate Methode zur Messung geringer Bewegungen dar. Demgegenüber zeichnete sich die Messung mittels röntgendichter Marker durch hohe Genauigkeit, geringe Untersucherabhängigkeit und hohe Reproduzierbarkeit aus. Die konnte in den Voruntersuchungen nachgewiesen werden.

Analog den Untersuchungen von Richter et al. [49,50] an Halswirbelsäulen-Orthesen wurde die standardisierte, experimentelle Osteotomie der Dens axis-Basis (Typ II nach Anderson und D'Alonzo [1]) als Modell einer Fraktur der oberen Halswirbelsäule gewählt. Diese instabile Fraktur des Halswirbelkörpers 2 ließ sich ohne relevante Weichteilschädigung mit einem transoral geführten Osteotom erzeugen. Die vorliegende Instabilität war unter seitlicher Durchleuchtung sicher kontrollierbar. Die Besetzung der Halswirbelkörper 1-3 mit Röntgenmarkern war ebenfalls reproduzierbar und ohne relevante Beschädigung der Halsweichteile realisierbar.

Die durchgeführten Versuche eigneten sich zur Beantwortung der Fragestellung nach der Mobilität einer instabilen Halswirbelsäulenfraktur beim Abnehmen eines Motorradhelmes, weil

- das humane Kadavermodell die Zielkriterien abbilden konnte,
- die technische Aufarbeitung, die Dokumentation sowie der Versuchsablauf standardisiert werden konnten und ohne Einfluss auf das Ergebnis waren,
- die Untersucherabhängigkeit ohne Einfluss auf die Messergebnisse war.

Bei physiologischen, geführten Bewegungen des Kopfes in der Sagittalebene zeigte sich eine erhebliche atlanto-axialen Segmentbeweglichkeit bei Vorliegen einer Segmentinstabilität C1-2. Diese war deutlich größer als die am identischen Kadavermodell gemessene Beweglichkeit bei stabiler oberer Halswirbelsäule. Im unverletzten Segment C2-3 ließ sich bei instabilem Segment C1-2 eine geringe Zunahme der Beweglichkeit – verglichen mit der intakten oberen Halswirbelsäule - in sagittaler Richtung messen. Dies kann durch Zerstörung der ventralen segmentüberbrückenden ligamentären Strukturen erklärt werden. Folglich war auch die Zunahme der Extensionsbewegungen in beiden Segmenten größer als die der Flexionsbewegungen.

Luxationen oder Subluxationen traten bei geführten Bewegungen nicht auf.

Nach Anlegen des Motorradhelmes fand sich dann in einem Fall eine Subluxation im verletzten Segment in Neutralposition der Halswirbelsäule. Schon in Rückenlage sorgte die Auflagefläche der den Hinterkopf schützenden Anteile der Helmschale für ein Höherliegen

des Kopfes um mehrere Zentimeter. Diese entspricht der Stellung, in der die Mehrzahl der verunfallten Motorradfahrer primär aufgefunden werden (tiefstmöglicher Körperschwerpunkt nach Ausrollphase) beziehungsweise sekundär zur weiteren notfallmäßigen Versorgung manövriert werden. Biomechanisch führt dies zu Hebelkräften, die über den Schädel auf die (obere) Halswirbelsäule weitergeleitet werden und sich dort im Sinne einer vermehrten Flexion äußern. Die Messergebnisse zeigten dies als deutliche Zunahme der Flexionsbewegung bei Helmbabnahme, während bei geführten Bewegungen ohne Helm die Extensionsbewegungen stärker zunahmten. Solch relevante Bewegungsausschläge führten wiederum zu einer vergrößerten Dislokationsneigung bei Vorliegen einer instabilen Verletzung. Offensichtlich hat der verwendete handelsübliche Integralhelm als Hypomochlion gewirkt und die Luxation des instabilen Segments bewirkt.

Dies entspricht Ergebnissen älterer Studien: Schriger et al. [59] untersuchten Unterschiede der Halswirbelsäulen-Position bei Lagerung des Kopfes auf unterschiedlich hohen Kissen. Nach Versuchen an 100 gesunden Freiwilligen postulierten die Autoren, dass es beim Liegen auf einer flachen Unterlage immer zu einer Hyperextension der Halswirbelsäule kommt, während Kopfunterlagen zunehmend zur Flexion führen. Folglich empfahlen sie eine relativ flache Lagerung in der Notfallsituation mit dem Ziel einer moderaten Extensionsstellung. Zu einer ähnlichen Schlussfolgerung gelangten auch Herzenberg et al. [26], welche durch seitliche Röntgenaufnahmen die Stellung der Halswirbelsäule bei Schulkindern in Rückenlagerung untersuchte. Der kindliche Kopfumfang ist relativ zum Körperstamm größer als bei Erwachsenen. Dies resultiert in einer erhöhten Position des Kopfes relativ zum Körperstamm, wie dies auch bei behelmten Personen in Rückenlage erwartet werden kann. Herzenberg et al. [26] fanden bei dieser Untersuchung eine Hyperflexion bei flacher Lagerung und empfahlen unter anderem die Unterfütterung der Notfalltrage vom Hals abwärts bei verunfallten Kindern.

Die weiteren Messergebnisse zeigten erhebliche Bewegungsausschläge im verletzten Segment C1-2 bei sachgerechtem Abnehmen des Motorradhelms. Es fand sich eine relativ hohe Standardabweichung, welche auf die interindividuell unterschiedlich ausgeprägte Leichenstarre und auf physiologische Varianzen der Gelenkbeweglichkeit zurückgeführt wurde. Dies ist aus anderen Untersuchungen am Kadavermodell bekannt [42].

Als Korrelat der Zerstörung der ventralen Strukturen im Segment C1-2 ließ sich vor allem eine deutliche Zunahme der Extension beobachten. Die Bewegungsauslässe im unverletzten Segment C2-3 nahmen nur wenig zu.

Beim sachgerechten Abnehmen des Motorradhelms zeigten sich in zwei weiteren Fällen Luxationen im instabilen Segment C1-2, die bei den geführten Bewegungen im ersten Versuchsdurchgang ohne Helm nicht aufgetreten waren. Auch hier wirkte der Motorradhelm offensichtlich als Hypomochlion. Die im instabilen Segment gemessenen Bewegungsauslässe beim Entfernen des Helms (19.0°) lagen nur geringfügig unter denen, die bei maximaler Bewegung der instabilen oberen Halswirbelsäule ohne Helm registriert worden waren (23.7°).

Unabhängig von den Dislokationsphänomenen ist die durchschnittlich auftretende Bewegung von 19.0° im Segment C1-2 bei sachgemäßer Helmabnahme für den praktisch tätigen, erstversorgenden Arzt erschreckend. Die gemessenen Werte waren damit mehr als doppelt so hoch wie diejenigen, welche unter identischen experimentellen Bedingungen an Präparaten mit intaktem Segment C1-2 gemessen wurden. Darüber hinaus ist zu erwarten, dass die Bewegungsumfänge am realen Patienten noch höhere Werte annehmen, da

1. die Elastizität der Weichteile in vivo größer ist [42],
2. unter realen Bedingungen die Helmabnahme im Einzelfall weniger ideal durchgeführt werden kann als im Leichenversuch.

Die vorliegende Untersuchung analysierte erstmals eine relevante Anzahl von Kadavern mit standardisiert erzeugter Instabilität der oberen Halswirbelsäule. Eine reliable Erhebung der Messergebnisse sowie Auswertung der statischen und dynamischen Röntgenaufzeichnungen konnte durch das entwickelte Modell des humanen Kadavers realisiert werden.

Die Untersuchungen von Meyer und Daniel [38] zeigten, dass es auch bei bewusstseinsklaren, wachen Probanden zu Bewegungsauslässen während der Helmabnahme kommt. Beim Abnehmen verschiedener Helme unter Durchleuchtung wurden bei acht freiwilligen Probanden durchschnittliche Flexionsbewegungen von mehr als 10° in der Halswirbelsäule registriert. Aufgrund dieser Ergebnisse kamen die Autoren zu dem Schluss, dass der Helm wann immer möglich belassen und erst in der Klinik aufgesägt werden soll.

Entsprechende Empfehlungen US-amerikanischer Fachgesellschaften lauteten ebenfalls, den Helm erst im Zielkrankenhaus zu entfernen. Hier muss jedoch bedacht werden, dass die dortige präklinische Versorgung eine Domäne nicht-ärztlichen Personals ist, so dass die Indikation zur Intubation noch nicht am Unfallort gestellt wird. Unter diesen Voraussetzungen ist die Empfehlung verständlich. Für das bundesdeutsche Rettungswesen kann sie nicht gegeben werden. Mehrere Arbeitsgruppen nordamerikanischer Sporttraumatologen, die sich im wesentlichen mit Halswirbelsäulenverletzungen beim American Football und Eishockey beschäftigten [8,72], favorisierten ebenfalls das Belassen des Helmes. Diese Empfehlung bezog sich allerdings auf den bewusstseinsklaren, wachen Patienten und ist für Monoverletzungen nach Sportunfällen nachvollziehbar.

Die Problematik des verletzten Motorradfahrers besteht jedoch in der Kombination mehrerer schwerer Verletzungen.

Hier besteht also schon präklinisch eine Indikation zum Freihalten der Atemwege beziehungsweise zur Intubation. Hierzu ist die Abnahme des Motorradhelms zwingend erforderlich.

Die Helmabnahme wird international standardisiert durchgeführt [2,20,38]. Die in der vorliegenden Untersuchung gemessenen Bewegungsauslässe der oberen Halswirbelsäule waren erschreckend groß. Eine Reduktion dieser Bewegungen durch Modifizierung des Helmabnahmeprozesses erscheint kaum möglich. Die Schutzwirkung eines Motorradhelms ist gekoppelt an seine Ringkonstruktion und Passgenauigkeit. Dies bedeutet, dass insbesondere die den Hinterkopf und Kinnbereich schützende Ringstruktur eine Engstelle bildet, welche bei der Helmabnahme überwunden werden muss. Bei der derzeitigen Bauweise der Integralhelme scheinen die wesentlichen Manipulationen zur Helmabnahme unvermeidlich.

Allerdings ergeben sich Möglichkeiten zur Optimierung der Bauweise von Motorradhelmen. Die Funktionsweise eines Motorradhelms resultiert aus seinem rahmenartigen Aufbau und der Verwendung von Materialien mit jeweils speziellen physikalischen Eigenschaften. Limitiert wird diese Konstruktion durch die Öffnungen für Hals und Sichtscheibe. Für Elastizität bei gleichzeitiger Steifheit sind Verbundkunststoffe verantwortlich. Das Hauptproblem beim Helmabzug liegt im Überstreifen des Kinnbügels über den Unterkiefer,

was bei adäquater Helmgröße nur durch Spreizen der Helmschale und leichter Rückklippung möglich ist. Um dieses Manöver, welches in der vorliegenden Untersuchung zu Mitbewegungen der oberen Halswirbelsäule führte, zu minimieren, sind verschiedene technische Veränderungen möglich.

Erstens könnte ein gelenkiger Kinnbügel konstruiert werden, der beim normalen Helmabziehen, aber insbesondere im Notfall, über das Visier nach oben geklappt werden kann. Hiermit steht für den Helmabzug eine ausreichend weite Öffnung zur Verfügung. Untersuchungen zum Bewegungsausmaß der oberen Halswirbelsäule beim Abnehmen solcher Helme liegen nicht vor, so dass ein Nachweis der theoretisch zu erwartenden Reduzierung der Segmentbeweglichkeit aussteht. Zweitens sind technische Neuerungen denkbar, die ein Aufklappen der Helmschale in sagittaler Richtung ermöglichen. Weiterhin wären versenkbare beziehungsweise abklappbare Nackenschützer vorstellbar. Die langjährige Erfahrung mit dem Greifswalder Unfallforschungsprojekt zeigt, dass solche Fragestellungen häufig im Mittelpunkt des Dialogs zwischen Verkehrsunfallforschern und Ingenieuren der Fahrzeugindustrie stehen.

Die vorliegenden Experimente wurden an einer modellhaft determinierten Fraktur der Halswirbelsäule durchgeführt. Inwiefern sich die Ergebnisse der Untersuchung auf andere Frakturen und andere anatomische Abschnitte der Halswirbelsäule übertragen lassen, ist für den praktisch tätigen Arzt um so relevanter, da die sichere Diagnose einer bestimmten Halswirbelsäulenverletzung am Unfallort im Regelfall nicht zu treffen ist. Hierzu liegen in der Literatur nur wenige Untersuchungen vor, allerdings lässt die Kenntnis der Anatomie, Physiologie und Biomechanik indirekte Schlüsse zu: der gleichartige Aufbau der unteren Halswirbelkörper, das Prinzip der gekoppelten Bewegung, die Fortleitung von Kräften der Kopfregion auf den Körperstamm sind in der Literatur erschöpfend beschrieben worden [10,22,31,43,58,61]. Folglich ist davon auszugehen, dass die in der vorliegenden Arbeit beschriebenen biomechanischen Mechanismen bei Helmabnahme auch auf andere Segmente der Halswirbelsäule zu übertragen sind.

Aprahamian et al. [3] wiesen in Untersuchungen an einem Kadaver nach, dass eine experimentell erzeugte Instabilität C5-6 zu den der vorliegenden Studie ähnlichen Ergebnissen bezüglich des Bewegungsausmaßes führt. Untersuchungen zur Stellung der Halswirbelsäule bei variierenden Lagerungspositionen [59] und bei Schulkindern [26]

unterstützen die These, wonach bei erhöhter Kopflage mit einer dislokationsfördernden Flexion der gesamten Halswirbelsäule gerechnet werden muss. Folglich sind auch bei Vorliegen einer Fraktur der unteren Halswirbelsäule erhöhte Bewegungsausmaße anzunehmen, da sich die Fortleitung der vom Helm auf den Schädel übertragenen Hebelkräfte bis in diese Segmente erstreckt.

Zusammenfassend kann erwartet werden, dass die in der vorliegenden Untersuchung im instabilen Segment C1-2 beobachtete Hypermobilität auch bei Instabilitäten anderer Halswirbelsäulensegmente entsprechend auftritt. Gleiches gilt für die dislokationsfördernde Flexionsneigung der gesamten Halswirbelsäule bei Rückenlagerung eines behelmteten Motorradunfallopfers auf ebener Unterlage.

4.1 Ausblick

Die vorliegende Untersuchung und das vorgestellte Versuchsmodell liefern einen methodisch und inhaltlich wichtigen Beitrag zur Evaluation klinischer Fragestellungen. Hier sind weitere Untersuchungen unerlässlich. Biomechanische Studien müssen andere Verletzungen beziehungsweise Verletzungen anderer Segmenthöhen einbeziehen. Weiterhin interessieren verschiedene Arten externer Manipulationen (Intubation, Lagerungsarten, Transport) hinsichtlich ihres Potentials der Mobilisierung instabiler Segmente.

Einschränkungen unterliegt das vorgestellte Versuchsmodell hinsichtlich der Beurteilung der volkswirtschaftlich bedeutsamen „minor traumata“. Dazu gehört beispielsweise die häufig nach Verkehrsunfällen zu beobachtende Halswirbelsäulen-Zerrung. Hier ist ein Wissenszuwachs kurzfristig nur durch morphologische Studien zu erwarten. Ob dies am lebenden Probanden, am isolierten Präparat oder am Kadaver realisierbar ist, kann gegenwärtig nicht beurteilt werden.

Von großer Wichtigkeit sind auch präklinische und klinische Erhebungen, um die Assoziation externer Manipulation, determinierter Verletzungsmuster und neurologischer Symptome zu evaluieren. Neue Erkenntnisse zur Prävention von Halswirbelsäulenverletzungen sind bei biomechanischen Modellversuchen ebenfalls höchstens ergänzend zu erwarten.

Hier muss im interdisziplinären Dialog zwischen Ärzten, Ingenieuren, politischen und wirtschaftlichen Entscheidungsträgern und nicht zuletzt Interessenvertretern der Zielgruppe Motorradnutzer nach neuen Wegen für verbesserte aktive und passive Verkehrssicherheit, einer zeitgemäßen Notfallversorgung und deren entsprechenden normativen Verankerungen in Gesetzen, Verordnungen und Leitlinien gesucht werden. In der eigenen Einrichtung wurde zu diesem Zwecke ein interdisziplinäres Projekt „Verkehrsunfallforschung“ initiiert [19] welches in Kooperation mit der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald, den gesetzlichen Unfallversicherungen, dem Forschungsausschuss der Automobiltechnik, der DEKRA sowie der Bundesanstalt für Straßenwesen Unfall- und Verletzungsmechanismen in Vorpommern analysiert. Im Rahmen dieser prospektiven, nicht-interventionellen Studie konnten seit dem Beginn der Datenerhebung im Januar 2001 unter anderem 70 Motorradunfälle mit schwer verletzten Aufsassen einer detaillierten medizinischen, technischen und soziologischen Analyse unterzogen werden [bisher unveröffentlichte Daten].

5 Zusammenfassung

Die Untersuchung der Mobilität einer instabilen Fraktur der oberen Halswirbelsäule bei Abnahme eines Motorradhelmes stellt hohe Anforderungen an das Versuchsmodell.

Aus ethischen und methodologischen Überlegungen sind Versuche mit lebenden Probanden oder realen Unfallopfern obsolet.

Daher wurde ein neuartiges biomechanisches Modell entwickelt und evaluiert, welches unter Bedingungen einer exakten menschlichen Anatomie die Möglichkeit zur standardisierten Frakturherzeugung und zur reproduzierbaren Messung der Segmentbeweglichkeit bietet. Hiermit konnte die Mobilität der oberen Halswirbelsäule bei intaktem und instabilem atlanto-axialem Segment sowie während der Abnahme eines Motorradschutzhelmes bei vorliegender Instabilität untersucht werden.

Versuchsmodell und Methodik

Die Halswirbelkörper 1-3 von zehn frisch verstorbenen humanen Kadavern wurden unter Schonung der Weichteile perkutan mit kanülierten 2,7 mm-Schrauben markiert.

Im ersten Versuchsdurchgang wurden bei intakter oberer Halswirbelsäule mittels manueller Führung des Kopfes die Stellung der Halswirbelkörper 1-3 in Neutralstellung, Extensionsstellung und Flexionsstellung im seitlichen Strahlengang dokumentiert. Hieran schloss sich die standardisierte Erzeugung einer Dens axis-Fraktur Typ II nach Anderson und D'Alonzo an. Es folgte ein dem beschriebenen ersten Versuchsdurchgang identischer zweiter Versuchsdurchgang mit instabilem Bewegungssegment C1-2. Im dritten Versuchsdurchgang wurde die Abnahme eines handelsüblichen Integral-Motorradhelms in international standardisierter Technik durchgeführt.

Die Dokumentation des Bewegungsausmaßes in der Sagittalebene erfolgte statisch und dynamisch. Auf digital abfotografierten Röntgenbildern im seitlichen Strahlengang konnten die veränderlichen Winkel der Röntgenmarker in Abhängigkeit von der Halswirbelsäulenposition gemessen werden. Weiterhin wurde die unter seitlicher

Durchleuchtung durchgeführte Motorradhelmabnahme per Videoaufnahme dokumentiert und anschließend digitalisiert. Aus diesen kinematographischen Sequenzen konnten die Extremstellungen der Halswirbelsäule in der Sagittalebene bestimmt und die jeweilige Segmentbeweglichkeit anhand der Winkeländerungen der Röntgenmarker gemessen werden.

Ergebnisse

Die Beweglichkeit der Segmente C1-2 und C2-3 wurden an unfixierten Kadavern gemessen (n= 10, durchschnittliches Alter 40.1 Jahre, range 18-65 Jahre). Der Todeszeitpunkt lag im Mittel 3.4 Tage (range 1-6) zurück.

Die perkutane Markierung mit Röntgenmarkern gelang bei allen 10 Kadavern. Nach Osteotomie wurde bei n=1 Kadaver eine Lockerung des Markers nachgewiesen. Die weitere Messung im Segment C1-2 erfolgte daher nur bei n=9 Kadavern.

Die untersucherabhängigen Schwankungen der Messergebnisse der Segmentbeweglichkeit lagen im Mittel unter 1°.

Der relative Bewegungsumfang im Segment C1-2 stieg nach Erzeugung einer standardisierten instabilen Fraktur von 10.2° auf 23.7°. Die Zunahme der Extensionsbeweglichkeit (+181%) dominierte über die Zunahme der Flexionsbeweglichkeit (+34%). Bei Abnahme des Motorradhelmes zeigte sich eine Beweglichkeit von 19.0° im verletzten Segment C1-2 (+86%). Es zeigte sich hierbei eine relevante Steigerung der Beweglichkeit in beiden Bewegungsrichtungen (Extension +79%, Flexion +106%).

Im Segment C2-3 konnten nach Osteotomie geringe Zunahmen der Bewegungsumfänge nachgewiesen werden.

Luxationen im instabilen Segment C1-2 wurden bei physiologischen, geführten Kopfbewegungen nicht beobachtet. In einem Fall zeigte sich nach Aufsetzen des Motorradhelms eine Luxation C1-2. In zwei weiteren Fällen kam es während der Helmabnahme zur Luxation im verletzten Segment.

Diskussion

Das neu entwickelte Modell zur Messung der Segmentbeweglichkeit der oberen Halswirbelsäule ist für klinische Fragestellungen geeignet. Es zeichnete sich durch hohe Messgenauigkeit, Abbildungstreue und Reproduzierbarkeit aus. Prozessbedingte Störgrößen konnten durch Standardisierung des Versuchsablaufs minimiert werden.

Die Messwerte der Segmentbeweglichkeit C1-2 und C2-3 an der intakten Halswirbelsäule sind mit denen früherer Untersuchungen vergleichbar. Die absoluten Bewegungsausmaße in Extension und Flexionsrichtung waren erwartungsgemäß geringer als bei Messungen an lebenden Probanden, was durch postmortale Veränderungen der Kadaver erklärt werden kann.

Nach Erzeugung einer standardisierten Dens axis-Fraktur Typ II nach Anderson und D'Alonzo nahm das Bewegungsausmaß im verletzten Segment um durchschnittlich +132 % zu. Als Korrelat der ventralen Gefügezerstörung vergrößerte sich die Beweglichkeit im Segment C1-2 in Extensionsrichtung weitaus mehr als in Flexionsrichtung.

Bei der Abnahme eines Motorradhelmes zeigte sich eine annähernd verdoppelte Segmentbeweglichkeit des instabilen Segments C1-2 verglichen mit der intakten Halswirbelsäule. Hierbei fiel neben einer Zunahme der Extensionsbeweglichkeit zusätzlich eine erhebliche Steigerung der Flexionsbeweglichkeit auf.

Die Segmentbeweglichkeit im unverletzten Segment C2-3 war in allen drei Versuchsdurchgängen deutlich kleiner als im Segment C1-2 und vergrößerte sich auch nach Erzeugung einer Instabilität im Segment C1-2 nicht wesentlich. Dislokationen sind erwartungsgemäß nicht aufgetreten.

Das Auftreten von Dislokationen ist auf zwei Mechanismen zurückzuführen. Erstens kam es bei angelegtem Motorradhelm durch die Höherlage des behelmteten Kopfes zu einer artifiziellen Flexion der Halswirbelsäule, welche die Dislokationstendenz des instabilen Segments verstärkte. Zweitens waren Manipulationen am Kopf zum Überstreifen des Kinnbügels und der Nackenpolster bei der Helmabnahme unvermeidlich. Hierdurch wirkten transformierte Hebelkräfte auf die Halswirbelsäule.

In Kenntnis der Biomechanik und Pathophysiologie der Halswirbelsäule ist zu erwarten, dass die in der Untersuchung nachgewiesenen Ergebnisse auf andere Bewegungssegmente und auch auf andere spezifische Verletzungen übertragbar sind.

Die Vermeidung jeglicher Kopfbewegungen ist bei der üblichen Integralhelmbauweise nicht möglich. Veränderungen der Helmbauweise – beispielsweise in Form aufklappbarer Kinnbügel – können eine Abnahme des Helmes mit deutlich reduzierten Mitbewegungen der Halswirbelsäule ermöglichen. Dies verringert das Risiko sekundärer Dislokationen und macht dadurch die Helmabnahme sicherer. Hier sind interdisziplinäre Lösungsansätze zielführend.

Schlussfolgerungen

1. Im vorgestellten Modell des humanen Kadavers sind biomechanische Untersuchungen einzelner Bewegungssegmente unter Erzeugung standardisierter Verletzungen realisierbar. Das Modell wurde bezüglich Abbildungs- und Messtreue evaluiert.
2. Die bei intakter Halswirbelsäule gemessenen Bewegungsumfänge sind deutlich geringer als die bei instabilem Segment gemessenen Bewegungsumfänge. Dies gilt sowohl für die Messungen bei geführten Bewegungen des Kopfes als auch für die Motorradhelmabnahme.
3. Die klinische Relevanz erklärt sich neben der hohen Segmentmobilität bei Helmabnahme auch aus der nachgewiesenen Luxationstendenz des instabilen Segments C1-2 bei externer Manipulation.
4. Bewegungen der Halswirbelsäule sind bei der international standardisierten Technik der Helmabnahme unvermeidbar. Eine Optimierung im Sinne minimierter Segmentbewegung ist vorrangig durch Veränderungen der Helmbauweise realisierbar.
5. Umfangreiche experimentelle Untersuchungen am identischen Modell sind unerlässlich zur Beantwortung weiterführender Fragestellungen. Insbesondere müssen andere Verletzungsarten und externe Manipulationen (Intubation, Lagerungsarten, Transport) hinsichtlich ihres Potentials der Mobilisierung instabiler Segmente analysiert werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Anderson LD, D'Alonzo RT (1974) Fractures of the odontoid process of the axis. J Bone Joint Surg 56 A:1663-1674
2. Aprahamian C, Thompson BM, Darin JC (1984) Recommended Helmet Removal Techniques in a Cervical Injured Patient. J Trauma 24:841-842
3. Aprahamian C, Thompson BM, Finger WA, Darin JC (1984) Experimental Cervical Spine Injury Model: Evaluation of Airway Management and Splinting Techniques. Ann Emerg Med 13:584-587
4. Arbeitsgemeinschaft Intensivmedizin und Neurotraumatologie der Deutschen Gesellschaft für Neurochirurgie und den wissenschaftlichen Arbeitskreis Neuroanästhesie der Deutschen Gesellschaft für Anästhesiologie und Intensivmedizin (1997) Leitlinien zur Primärversorgung von Patienten mit Schädel-Hirn-Trauma. Anästh Intensivmed 38:89-93
5. Arbeitsgruppe Unfallchirurgische Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie (1999) Leitlinien Verletzungen der Halswirbelsäule. Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie – www.dgu-online.de/leitlinien
6. Arbeitsgruppe Unfallchirurgische Leitlinien und Arbeitsgemeinschaft Polytrauma der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie (2002) Leitlinien Polytrauma. Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie – www.dgu-online.de/leitlinien
7. Baethmann A, Chapuis D, Wirth A (1999) System analysis of patient management during the pre- and early clinical phase in severe head injury. Acta Neurochir 73:93-97
8. Bailes JE, Hadley MN, Quigley MR, Sonntag VK, Cerullo LJ (1991) Management of athletic injuries of the cervical spine and spinal cord. Neurosurgery 29:491-497

9. Bland JH (1994) Emergency Management of Fractures, Subluxations, and Soft Tissue Injuries. In: Disorders of the cervical spine: diagnosis and medical management. 2. Auflage, W.B.Saunders Company, Philadelphia, London, Toronto, Montreal, Sydney, Tokyo
10. Bühren V (2002) Frakturen und Instabilitäten der Halswirbelsäule. Unfallchirurg 73:1049-1066
11. Bundesanstalt für Straßenwesen (Hrsg.) (1998) Leistungen des Rettungsdienstes 1996/97. Wissenschaftliche Informationen der Bundesanstalt für Straßenwesen
12. Bundesanstalt für Straßenwesen (Hrsg.) (1994) Sicherheit von Motorradhelmen. Wissenschaftliche Informationen der Bundesanstalt für Straßenwesen
13. Burstein AH, Wright TM (1994) Fundamentals of Orthopaedic Biomechanics. S.45-46. Lippincott, Williams & Wilkins, Baltimore, 1994,
14. Chandler DR, Nemejc C, Adkins RH, Waters RL (1992) Emergency cervical-spine immobilization. Ann Emerg Med 21:1185-1188
15. Colachis SC, Strohm BR (1965) A study of tractive forces and angle pull on vertebral interspaces in the cervical spine. Arch Phys Med 46:820-830
16. Danner M, Langwieder K, Spörner A (1986) Unfälle motorisierter Zweiradfahrer – Sicherheitserhöhung durch technische Maßnahmen aus der Kenntnis des Unfallgeschehens. Forschungshefte Zweiradsicherheit Nr.3, 1. Auflage, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven
17. Duff C (1929) A Handbook on hanging. 1st edition, Hale, Cushman and Flint Publishers, Boston

18. Effendi B, Roy D, Cornish B, Dussault RG, Laurin CA (1981) Fractures of the ring of the axis. A classification based on the analysis of 131 cases. *J Bone Joint Surg* 63-B:319-327
19. Ekkernkamp A (Gesamtleiter) (2001-2005) Unfallforschung an der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald – Unfallmechanismen, Verletzungsmuster und Outcome – Wissenschaftliche Analyse von Verkehrsunfällen. Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald
20. Ekkernkamp A, Matthes G (2001) Chirurgische Maßnahmen im Katastrophenfall bei Patienten mit Kombinationstraumen / Versorgungsstrategien bei polytraumatisierten Patienten. In: Schutzkommission beim Bundesminister des Inneren (Hrsg.) *Katastrophenmedizin*. 1. Auflage, Bundesministerium des Innern, Berlin
21. Feldkamp G, Prall WD, Bühler G, Junghanns K (1977) Unfälle mit motorisierten Zweirädern – Epidemiologie, Klinik, Schutzmöglichkeiten – Eine retrospektive und prospektive Studie. *Unfallheilkunde* 80:1-19
22. Fielding JW (1965) Cineuroentgenography of the normal cervical spine. *J Bone Joint Surg* 39A:1280-1288
23. Grandel J (1994) Traumatologie der Zweiradunfälle - experimentelle Simulation. In: *Biomechanik-Rekonstruktion*, Verlag Schmidt-Römhild, Lübeck
24. Hauswald M, Sklar DP, Tandberg D, Garcia JF (1991) Cervical Spine Movement During Airway Management: Cinefluoroscopic Appraisal in Human Cadavers. *Am J Emerg Med* 9:535-538
25. Hell W (1993) Der Motorradunfall - Eine Analyse von Unfällen motorisierter Zweiradfahrer am Unfallort im Raum München unter besonderer Berücksichtigung von Verletzungsmustern bei verschiedenen Unfalltypen, Helmen und Schutzkleidung. Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München

26. Herzenberg JE, Hensinger RN, Dedrick DK, Phillips WA (1989) Emergency Transport and Positioning of Young Children Who Have an Injury of the Cervical Spine. *J Bone Joint Surg* 71A:15-22
27. Hofmeister M, Bühren V (1999) Therapiekonzept für Verletzungen der unteren HWS. *Orthopäde* 28:401-413
28. Hofmeister M, Sefrin P (2004) Notfallversorgung des Körperhöhlentraumas. *Trauma und Berufskrankheit* 6:53-57
29. Jefferson G (1920) Fracture of the atlas vertebra. Report of four cases and review of those previous recorded. *Br J Surg* 7:407-422
30. Kapandji IA, Merle D´Aubigne (1974) *The Physiology of the Joints*. Vol. 3, 2nd edition, Churchill Livingstone, Edinburgh, London, New York
31. King AI, Prasad P, Ewing CL (1975) Mechanism of spinal injury due to caudocephalad acceleration. *Orthop. Clin. North Am* 6:19-31
32. King P (1979) The pattern of injury in motorcycle accidents in a country area. *Aust N Z J of Surg* 49:207-213
33. Koch H (1986) *Der Motorradunfall: Beschreibung, Analyse, Prävention*. Forschungshefte Zweiradsicherheit Nr.3, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven
34. Kosik DE (1978) *Analyse von 578 Motorradunfällen in Zürich und Winterthur mit besonderer Berücksichtigung des Faktors Schutzhelm*. Dissertation, Medizinische Fakultät der Universität Zürich
35. Majernik TG, Bienick R, Houston JB, Hughes HG (1986) Cervical Spine Movement During Orotracheal Intubation. *Ann Emerg Med* 15:417-420
36. McClure P, Siegler S, Nobilini R (1998) Three-Dimensional Flexibility Characteristics of the Human Cervical Spine In Vivo. *Spine* 23:216-223

37. Mc Swain NE, Petrucelli E (1984) Medical consequences of motorcycle helmet non usage, J Trauma 24:233-236
38. Meyer RD, Daniel WW (1985) The Biomechanics of Helmets and Helmet Removal. J Trauma 25:329-323
39. Müller EJ, Muhr G (1997) Wirbelsäulenverletzungen. 1. Auflage, Thieme Verlag, Stuttgart
40. Otte D, Suren EG (1986) Verletzungen und deren Langzeitfolgen bei verunfallten motorisierten Zweiradbenutzern. In: Der Motorradunfall- Beschreibung, Analyse, Prävention. Forschungshefte Zweiradsicherheit Nr. 3, 1. Auflage, Wirtschaftsverlag NW, Bremerhaven
41. Otte D, Willeke H, Chinn B, Doyle D, Schuller E (1998) Impact Mechanisms of Helmet Protected Heads in Motorcycle Accidents- Accidental Study of COST 327. 2. Internationale Motorradkonferenz, München 1998
42. Panjabi MM (1998) Cervical spine models for biomechanical research. Spine 23:2684-2700
43. Panjabi MM, Oda T, Crisco JJ 3rd, Oxland TR, Katz L, Nolte LP (1991) Experimental study of atlas injuries. I. Biomechanical analysis of their mechanisms and fracture patterns. Spine 16 (Supplement):460-465
44. Peek-Asa C (1999) The prevalence of non-standard helmet use and head injuries among motorcycle riders. Accid Anal Prev 31:229-233
45. Peicha G, Seibert FJ, Bratschitsch G, Grechenig W, Lajtai G, Schweighofer F (2000) Mittel – und langfristige Ergebnisse nach operativ versorgten Frakturen des Dens axis. Akt Traumatol 30:88-95
46. Penning L (1978) Normal Movements of the Cervical Spine. Am J Roentgenol 130:317-326

47. Pringle RG (1993) Fractures and dislocations of the neck. In: Jeffreys E (ed.) Disorders of the cervical spine. 2nd edition, Butterworth – Heinemann, Oxford
48. Putz R, Pabst R (Hrsg.) (1993) Sobotta – Atlas der Anatomie des Menschen, Band 2. 20. Auflage, Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore
49. Richter D (2001) Die Wertigkeit konservativer Behandlungsverfahren bei Verletzungen der oberen Halswirbelsäule – Eine biomechanische Untersuchung. Habilitationsschrift. Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald
50. Richter D, Latta LL, Milne EL, Varkarakis GM, Biedermann L, Ekkernkamp A, Ostermann PA (2001) The stabilizing effects of different orthoses in the intact and unstable upper cervical spine: a cadaver study. J Trauma 50:848-854
51. Ruchholtz S, Waydhas C, Ose C, Lewan U, Nast-Kolb D (2002) Prehospital intubation in severe thoracic trauma without respiratory insufficiency: a matched-pair analysis based on the trauma-registry of the German Trauma Society. J Trauma 52:879-886
52. Rüter A, Trentz O, Wagner M (Hrsg.) (2003) Unfallchirurgie. S. 250-251. 2. Auflage, Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore
53. Ruder H, Gruber K, Hospach H, Ruder M, Subke J, Widmayer K (1994) Die Dynamik der Körpermassen: Einfache Modelle zur Simulation von Körperbewegungen und Aufprallvorgängen. Biomechanik-Rekonstruktion, Verlag Schmidt-Röhmhild, Lübeck
54. Ryan MD, Henderson JJ (1992) The epidemiology of fractures and fracture - dislocations of the cervical spine. Injury 23:38-40
55. Sandler AJ, Dvorak J, Humke T, Grob D, Daniels W (1996) The effectiveness of various cervical orthoses. An in vitro comparison of mechanical stability provided by several widely used models. Spine 21:1624-1629
56. Schären S, Jeanneret B (1999) Atlasfrakturen. Orthopäde 28:385-393

57. Schlechtriemen T, Schaefer S, Stolpe E, Altemeyer KH (2002) Präklinische Versorgung von Traumapatienten in der Luftrettung – Ergebnisse des medizinischen Qualitätsmanagements bei Patienten mit schwerem Schädel-Hirn-Trauma und Polytrauma der Jahre 2000 und 2001. Unfallchirurg 105:974-985
58. Schneider M (1990) Traumatologie der Wirbelsäule. 1. Auflage, Verlag Gesundheit GmbH, Berlin
59. Schriger DL, Larmon B, LeGassick T, Blinman T (1991) Spinal Immobilization on a Flat Backboard: Does It Result in Neutral Position of the Cervical Spine ? Ann Emerg Med 20:878-881
60. Severy DM, Brik HM, Blaisdell DM (1970) Motorcycle Collision Experiments. 14th Stapp Crash Car Conference, Ann Arbor, 1970
61. Shapiro I, Frankel VH (1989) Biomechanics of the cervical spine. In: Nordin M, Frankel VH (Hrsg.) Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 2nd edition, Lea & Febiger, Philadelphia
62. Sporner A (1980) Experimentelle und mathematische Simulation von Motorradkollisionen im Vergleich zum realen Unfallgeschehen. Dissertation. Fachbereich Maschinenbau der Technischen Universität München
63. Statistisches Bundesamt Wiesbaden(Hrsg.) (1999) Kurzinformationen zur Verkehrsstatistik – Verkehrsunfälle –Zweiradunfälle im Strassenverkehr 1998. Statistisches Bundesamt, Wiesbaden
64. Statistisches Bundesamt Wiesbaden (Hrsg.) (1999) Strassenverkehrsunfälle, Verunglückte, Kraftfahrzeugbestand und Bevölkerung ab 1906, persönliche Mitteilung des Statistischen Bundesamts Wiesbaden
65. Statistisches Bundesamt Wiesbaden (Hrsg.) (1997) Wirtschaft und Statistik 9/1997: Motorradunfälle 1996. Statistisches Bundesamt Wiesbaden

66. Statistisches Bundesamt Wiesbaden (Hrsg.) (1999) Zweiradunfälle im Strassenverkehr 1998. Statistisches Bundesamt Wiesbaden
67. Stengel D, Seifert J, Braatz F, Beneker J, Ekkernkamp A, Matthes G (2005) Modellierung kritischer Informationsmengen für unfallchirurgische Entscheidungen: Das „Sequenzielle Informations-Angebots Modul“ (SIAM). Unfallchirurg 108:551-558
68. Suren EG, Otte D (1980) Interdisziplinäre Analyse motorisierter Zweiradunfälle. Unfallheilkunde 83:315-325
69. Trupka A, Waydhas C, Nast-Kolb D, Schweiberer L (1995) Der Einfluß der Frühintubation auf die Reduktion des posttraumatischen Organversagens. Unfallchirurg 98:111-117
70. Voggenreiter G, Eisold C, Sauerland S, Obertacke U (2004) Diagnostik und sofortige Therapiemaßnahmen bei Verletzungen des Thorax – Eine systematische Literaturübersicht. Unfallchirurg 107:881-891
71. Wangerin G (1976) Der Motorradunfall - Auswertung des Krankenguts der Chirurgischen Klinik rechts der Isar der Technischen Universität München 1968-1972. Dissertation, Medizinische Fakultät der Technischen Universität München
72. Waninger KN (1998) On-field management of potential cervical spine injury in helmeted football players: Leave the helmet on! Clin J Sport Med 8:124-129
73. White AA, Panjabi MM (1990) Clinical Biomechanics of the Spine. 2nd edition, Lippincott, Williams & Wilkins, Baltimore
74. Wick M, Ekkernkamp A, Muhr G (1997) Motorradunfälle im Strassenverkehr. Eine Analyse von 86 Fällen. Unfallchirurg 100:140-145
75. Wick M, Müller EJ, Ekkernkamp A, Muhr G (1998) The Motorcyclist: Easy Rider or Easy Victim? An Analysis of Motorcycle Accidents in Germany. Am J Emerg Med 16:320-322

76. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, Pintar FA (1996) Finite element applications in human cervical spine modeling. *Spine* 21:1824-1834

7 Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät vorgelegt worden.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

12.12.2005

Uli Schmucker

8 Lebenslauf

Name: Uli Schmucker

Anschrift: Bleichstrasse 20
17489 Greifswald

Geburtsdatum: 10. Mai 1974
Geburtsort: Ruit auf den Fildern

Studium: 1996 bis 2003 Studium der Humanmedizin
Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald

Praktisches Jahr: 2002 – 2003
Klinikum der Hansestadt Stralsund GmbH
(Prof. Dr. med. T.H. Ittel)
Klinik und Poliklinik für Chirurgie, Universität Greifswald
(Univ.-Prof. Dr. med. A. Ekkernkamp)
Klinik für Orthopädische Chirurgie, Universität Bern, Schweiz
(Prof. Dr. med. R. Ganz)

Sonstige Tätigkeiten: 2001
Fellow (Biomechanic research) University of Miami, FL, USA
(Prof. L.L. Latta, Ph.D)

2001 – 2003
Hilfswissenschaftlicher Mitarbeiter des Projekts Unfallforschung der
Universität Greifswald (Univ.-Prof. Dr. med. A. Ekkernkamp)

seit 2004
Wissenschaftlicher Mitarbeiter des Projekts Unfallforschung

Berufspraxis: 02/2004 – 09/2004 Arzt im Praktikum

seit 10/2004 Assistenzarzt

Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie,
Universität Greifswald (Univ.-Prof. Dr. med. A. Ekkernkamp)

Mitgliedschaft: Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V.

Uli Schmucker

9 Danksagungen

An erster Stelle gebührt mein Dank Herr Univ.-Prof. Dr. med. A. Ekkernkamp für die Überlassung des Themas und die allumfassende Unterstützung der Untersuchung. Weiterhin möchte ich danken für die intensive Förderung meiner klinischen und wissenschaftlichen Ausbildung. Folglich ist es auch kein Zufall, dass die wesentlichen Grundbausteine meiner bisherigen beruflichen Laufbahn – Auslandsaufenthalte, Dissertation, Berufseinstieg, Projekt Unfallforschung, Publikationen – allesamt mit seinem Namen verbunden sind.

Herr PD Dr. med. D. Richter als dem Betreuer der Dissertation gebührt mein Dank für die systematische Anleitung zu wissenschaftlichem Arbeiten. Der rege Erfahrungs- und Gedankenaustausch mit ihm waren Garant für den stetigen Fortschritt der Arbeit. Insbesondere möchte ich sein jederzeit positives, freundschaftliches und im Rückblick außergewöhnliches Engagement für das Gelingen der Dissertation hervorheben.

Herr Univ.-Prof. Dr. med. A. Ekkernkamp und Herr PD Dr. med. D. Richter waren es, die bereits während meines Studiums ein tiefes Interesse an der Unfallchirurgie in mir weckten. Sie waren es auch, die den jungen Arzt über die ersten Stolperfallen geleiteten. Vor allem aber entfachten Sie meine Begeisterung für die wissenschaftliche Auseinandersetzung mit unfallchirurgischen Themen und ermöglichen bis heute ein stetiges Suchen und Finden. Ich wünsche sehr, dass wir noch weite Wege gemeinsam gehen.

Herrn Prof. Dr. med. E. Lignitz danke ich für die kollegiale Zusammenarbeit. Eine Vielzahl von Experimenten wäre ohne seinen fachlichen Beistand und ohne Bereitstellung der entsprechenden Räumlichkeiten nicht realisierbar gewesen. Dies schließt seinen Mitarbeiter Herr M. Münter ausdrücklich mit ein, der maßgeblich an der praktischen Durchführung beteiligt war.

Den Kollegen und Kolleginnen der Universität von Miami, FL, USA gilt meine ausgesprochene Dankbarkeit für die freundschaftliche Aufnahme und befruchtende Zusammenarbeit. Gleichwohl dieses Dankeschön weitere Projekte als diese Dissertationsarbeit mit einschließt, sei es hier erwähnt. Herr Prof. L.L. Latta, PhD, ermöglichte mir einen mehrmonatigen Forschungsaufenthalt in seinem Labor und führte mich

sicher durch die „Neue Welt“. Seinem Mitarbeiter Edward „Ted“ L. Milne gilt mein besonderer Dank. Unvergessen bleiben seine Offenheit, seine Gastfreundschaft und die gemeinsamen Tage im Kreise seiner Familie. Mit ihm verbindet mich bis heute eine enge freundschaftliche Beziehung.

Mein Dank gilt auch den Kolleginnen und Kollegen der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, die oft kurzfristig und mit großem persönlichem Einsatz die mir zugeteilten Stationsaufgaben übernahmen und mir dadurch die Fertigstellung dieser Arbeit ermöglichten. In besonderer Weise gilt dieser Dank Herr Dr. med. G. Matthes für die nie nachlassende Förderung und Supervision meiner wissenschaftlichen Tätigkeit.

Meiner Familie gebührt der herzlichste Dank für die immerwährende Unterstützung in guten wie in schlechten Zeiten. Die wenige verbleibende Zeit und die große räumliche Entfernung wären allzu oft geeignet gewesen, die familiären Bindungen aufzuweichen. Groß ist meine Freude, dass uns bis zum heutigen Tag ein festes Band über viele hundert Kilometer verbindet.

Es ist mir ein besonderes Anliegen, meinen Großvater Herrn Rolf Kleinhans in diesem Zusammenhang zu erwähnen. Er verstarb während der Anfertigung der Dissertation. Ihm sei diese Arbeit gewidmet.