

Aus der anatomischen Anstalt der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Vorstand Lehrstuhl I
Professor Dr. med. Dr. h. c. Reinhard Putz

**Morphologische Funktionsanalyse des unteren Kopfgelenkes (C1–C2) und
des Bewegungssegmentes C2–C3 mittels CT-Osteoabsorptiometrie**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von
Maximilian Pochert
aus München
2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität zu München

Berichterstatter:	Professor Dr. med. M. Müller-Gerbl
Mitberichterstatter:	Priv. Doz. Dr. K. A. Herrmann Professor Dr. I. Rudzki-Janson
Dekan:	Professor Dr. med. D. Reinhardt
Tag der mündlichen Prüfung:	09.10.2007

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	1
ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	4
1 EINLEITUNG	5
1.1 ALLGEMEINE EINLEITUNG	5
1.2 DIE ANATOMIE DES UNTEREN KOPFGELENKS (C1–C2) UND DES DRITTEN WIRBELGELENKS (C2–C3)	7
1.2.1 Bau und Form des unteren Kopfgelenks (C1–C2)	7
1.2.2 Bau und Form des dritten Wirbelgelenks (C2–C3)	10
1.2.3 Kapselapparat der oberen Halswirbelsäule und meniskoide Falten	11
1.2.4 Bandapparat der oberen Halswirbelsäule	12
1.2.5 Muskelapparat der oberen Halswirbelsäule	14
1.3 GELENKMECHANIK DES UNTEREN KOPFGELENKS (C1–C2) UND DES DRITTEN WIRBELGELENKS (C2–C3)	17
1.3.1 Statik der oberen Halswirbelsäule	17
1.3.2 Kinematik des unteren Kopfgelenks (C1–C2)	23
1.3.3 Kinematik des dritten Wirbelgelenks (C2–C3)	25
1.3.4 Kinematik der oberen Halswirbelsäule als funktionelle Einheit	26
1.4 ZUSAMMENHANG ZWISCHEN MINERALISIERUNG UND BEANSPRUCHUNG DES KNOCHENS	28
1.4.1 Funktionelle Anpassung des Knochens	28
1.4.2 Funktionelle Anpassung des subchondralen Knochens	29
1.4.3 Verfahren zur Ermittlung der Knochendichte	30
1.5 FRAGESTELLUNG	31
2 MATERIAL UND PATIENTEN	33
3 METHODEN	34
3.1 ANFERTIGUNG DER CT-DATENSÄTZE	34
3.2 ERSTELLUNG DER VERTEILUNGSMUSTER DER SUBCHONDRALEN KNOCHENDICHTE MIT HILFE DER CT-OAM	35
3.3 AUSWERTUNG DER DICHTEMUSTER	38
3.3.1 Typisierung der Densitogramme nach Lokalisation der Maxima	38
3.3.2 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Facies articularis superior axis	38
3.3.3 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Facies articularis inferior atlantis in der Arbeitsgruppe	39
3.3.4 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Facies articularis inferior axis	40
3.3.5 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Facies articularis anterior dentis	41
3.3.6 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Facies articularis posterior dentis	41
3.3.7 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Fovea dentis in der Arbeitsgruppe	42

3.3.8	Quantitative Auswertung der CT-OAM	42
3.3.9	Gegenüberstellung der Gelenkflächen	42
3.3.10	Statistische Auswertung	43
4	ERGEBNISSE	44
4.1	AUSWERTUNG DER TOPOGRAFISCHEN MINERALISIERUNGSVERTEILUNG DER GELENKFLÄCHEN	44
4.1.1	Auswertung der Facies articularis superior axis	44
4.1.1.1	Einteilung der Dichtemuster	44
4.1.1.2	Verteilung der Dichtemuster	45
4.1.2	Auswertung der Facies articularis inferior atlantis in der Arbeitsgruppe	45
4.1.2.1	Einteilung der Dichtemuster	45
4.1.2.2	Verteilung der Dichtemuster	47
4.1.3	Auswertung der Facies articularis inferior axis	48
4.1.3.1	Einteilung der Dichtemuster	48
4.1.3.2	Verteilung der Dichtemuster	48
4.1.4	Auswertung der Facies articularis anterior dentis	50
4.1.4.1	Einteilung der Dichtemuster	50
4.1.4.2	Verteilung der Dichtemuster	51
4.1.4.3	Verteilung der peripheren Maxima	52
4.1.5	Auswertung der Facies articularis posterior dentis	53
4.1.5.1	Einteilung der Dichtemuster	53
4.1.5.2	Verteilung der Dichtemuster	53
4.1.6	Auswertung der Fovea dentis atlantis in der Arbeitsgruppe	54
4.1.6.1	Einteilung der Dichtemuster	54
4.1.6.2	Verteilung der Dichtemuster	55
4.1.7	Seitenvergleich und Vergleich der korrespondierenden Gelenkflächen	55
4.1.7.1	Seitenvergleich der Facies articularis superior axis	55
4.1.7.2	Seitenvergleich der Facies articularis inferior axis	56
4.1.7.3	Seitenvergleich der Facies articularis inferior atlantis in der Arbeitsgruppe	56
4.1.7.4	Vergleich der korrespondierenden Gelenkflächen der Articulatio atlantoaxialis lateralis	56
4.1.7.5	Vergleich der korrespondierenden Gelenkflächen der Articulatio atlantoaxialis mediana	57
4.2	AUSWERTUNG DER GESAMTMINERALISIERUNG DER GELENKFLÄCHEN	58
4.2.1	Auswertung des Mineralisierungsgrades	58
4.2.2	Vergleich des Mineralisierungsgrades	58
5	DISKUSSION	61
5.1	DISKUSSION DES MATERIALS	61
5.2	DISKUSSION DER METHODE	62
5.2.1	CT-OAM	62
5.2.2	Berechnung des Calciumgehaltes der subchondralen Knochenplatte	63
5.2.3	Dichtemaximallokalisationen	63
5.2.4	Gegenüberstellung der Gelenkflächen	64
5.3	DISKUSSION DER ERGEBNISSE	65
5.3.1	Diskussion des Seitenvergleiches	65
5.3.2	Diskussion der Gesamtmineralisierung	65
5.3.3	Diskussion der topografischen Mineralisierungsverteilung	67
5.3.3.1	Topografische Mineralisierungsverteilung der Facies articularis inferior axis	68
5.3.3.2	Mineralisierungsverteilung der Facies articularis superior axis und der Facies articularis inferior atlantis (Articulatio atlantoaxialis lateralis)	70
5.3.3.3	Topografische Mineralisierungsverteilung der Facies articularis anterior dentis und der Fovea dentis atlantis (Articulatio atlantoaxialis mediana anterior)	72
5.3.3.4	Topografische Mineralisierungsverteilung der Facies articularis posterior dentis	75

5.3.3.5 Gesamtbetrachtung des unteren Kopfgelenkes (C1–C2) unter Einbeziehung des Bandapparates und der Muskulatur	77
6 ZUSAMMENFASSUNG	78
7 ANHANG	80
8 LITERATURVERZEICHNIS	93
9 DANKSAGUNG	100
10 CURRICULUM VITAE	101

Abkürzungsverzeichnis

ant.	anterior
Art.	Articulatio
art.	articularis
Atl.	Atlas
Ca	Kalzium
CT-OAM	CT-Osteoabsorptiometrie
Dat.	Datensatz
dor.	dorsal
Fac.	Facies
GMA	Gruppe mazerierter Atlanten
GMP	Gruppe mazerierter Präparate (Axis)
GP	Gruppe Patienten Axis
GPA	Gruppe Patienten Atlas
HU	Hounsfieldeinheit
kau.	kaudal
kor.	koronal
kra.	kranial
lat.	lateral
li.	links
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
maz.	mazeriert
med.	medial
N	Fallzahl
Pat.	Patient
post.	posterior
Präp.	Präparat
re.	rechts
tra.	transversal
ven.	ventral

1 Einleitung

1.1 Allgemeine Einleitung

Die menschliche Wirbelsäule besteht aus insgesamt 32–33 Wirbelknochen. Davon bilden die ersten sieben die Halswirbelsäule, die dem Kopf ein Höchstmaß an Beweglichkeit, zugleich aber die größtmögliche Stabilität liefert. Der erste und der zweite Halswirbel unterscheiden sich in ihrem Aussehen erheblich von den anderen fünf Halswirbeln, was in ihrer Funktion begründet ist: Der erste Halswirbel (Atlas) ist ringförmig und trägt den Kopf. Der zweite Halswirbel (Axis) bildet zusammen mit dem ersten Halswirbel das Atlantoaxialgelenk oder das untere Kopfgelenk (C1–C2), das nicht nur dem Kopf, sondern auch der gesamten Halswirbelsäule die Beweglichkeit verschafft, die zum Gebrauch des Gehörsinnes, des Geruchssinnes und nicht zuletzt des Gesichtssinnes notwendig ist.

Rücken- und Nackenschmerzen sind in der Bevölkerung weitverbreitet. Sie lassen sich nach ätiologischen bzw. pathogenetischen Prinzipien in degenerative, funktionelle, traumatische, hereditäre, neoplastische und endokrin-metabolische Schmerzen einteilen. Abnutzungserscheinungen des Skelettes sind normale, aber nicht unvermeidbare Alterungsprozesse, die auch vor der Wirbelsäule nicht haltmachen. Im Vordergrund bei degenerativen Prozessen stehen die Lendenwirbelsäule und die Halswirbelsäule. Abnutzungserscheinungen treten in einer ersten Phase vorwiegend am Discus intervertebralis auf. Die Degeneration der Bandscheibe geht mit einer jeweiligen Höhenverminderung einher, sodass die Wirbel näher aufeinandersitzen. Dies führt zu einer verstärkten Belastung der Articulationes zygapophysiales und weiterhin zur Spondylarthrosis cervicalis (Prescher, 1998). Massagen, physikalische Anwendungen (Wärmepackungen, Rotlicht) und Medikamente (Analgetika, Muskelrelaxantien) sind neben der persönlichen Vorbeugung die wichtigsten Therapiemaßnahmen. In schweren Fällen können Operationen notwendig werden. Im weiteren Verlauf kann es z. B. zu einer Spinalkanalstenose kommen, deren Therapie bis jetzt aus der Schmerzbehandlung und eventuell der chirurgischen Dekompression des Spinalnervs besteht. Auch das Atlantooccipitalgelenk (C0–C1) und das Atlantoaxialgelenk (C1–C2) können von einer Spondylarthrosis cervicalis betroffen sein (s. Abb. 1). Besonders häufig tritt sie in der Articulatio atlantoaxialis mediana auf. Radiologischen Untersuchungen zufolge zeigen 88 % der Personen über 61 Jahre eine Spondylarthrose dieses Gelenks (Prescher, 1998).

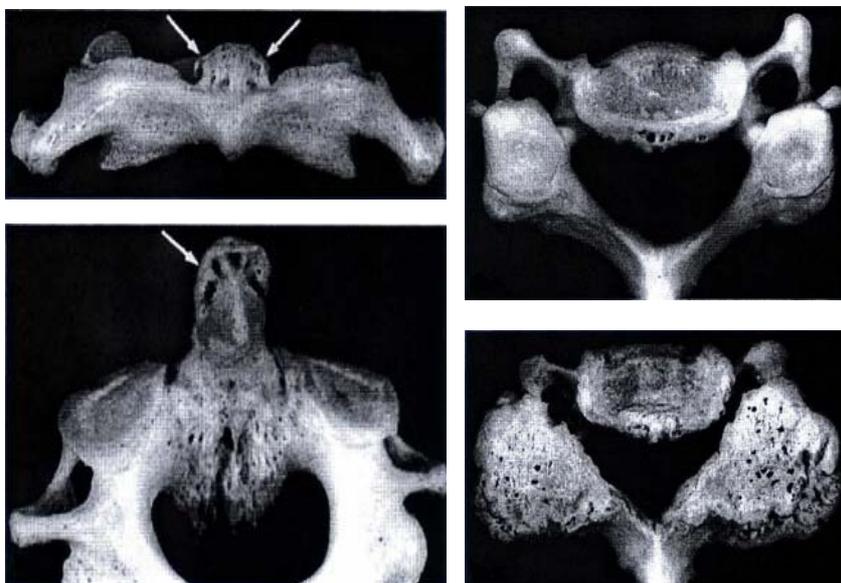


Abb. 1: Arthrotische Veränderungen an der Fovea dentis (links oben), dem Dens axis (links unten), normaler Halswirbel von kranial (rechts oben), arthrotische Veränderungen der Facies articularis superior eines Halswirbels (rechts unten) (Prescher, 1998)

Um zu verstehen, warum die Halswirbelsäule einschließlich der Kopfgelenke so anfällig für degenerative Erkrankungen sind und um einer Spondylarthrosis cervicalis möglicherweise vorbeugen zu können, ist es unentbehrlich, die Beanspruchungsverhältnisse in diesen Gelenken unter physiologischen Umständen zu verstehen.

Es ist zur jedoch wenig über die Gelenkmechanik der Halswirbelsäule und insbesondere des oberen (C0–C1) und unteren (C1–C2) Kopfgelenkes bekannt. Speziell zur Statik der Kopfgelenke liegt wenig Material vor. Hier scheinen die großen Gelenke wie die *Articulatio coxae*, die *Articulatio genus* oder die *Articulatio humeri* in der Vergangenheit für die Forschung von größerem Interesse gewesen zu sein.

Bisherige Studien, die den Bewegungsablauf und die Beanspruchungsverteilung des unteren Kopfgelenkes (C1–C2) und des dritten Wirbelgelenkes (C2–C3) zu erklären versuchten, sind in ihren Ergebnissen stark vom Versuchsaufbau und der verwendeten Methodik abhängig.

Präparatestudien erfordern immer eine äußere Manipulation, die zu Ungenauigkeiten führt. Vor allem aber Einflussfaktoren wie der umfangreiche Muskelapparat der oberen Halswirbelsäule können nicht genau genug nachempfunden werden.

Computersimulationen sind stark von den verwendeten Parametern abhängig und deshalb gleichfalls in ihrer Aussage eingeschränkt.

Radiologische Studien am Lebenden erlauben zwar eine realistische Beurteilung der Bewegungsabläufe und -umfänge, für brauchbare Ergebnisse sind jedoch Röntgenaufnahmen in unterschiedlichen Kopfpositionen notwendig, wodurch die Strahlenbelastung am Patienten unverhältnismäßig hoch wird.

Mit der von Müller-Gerbl (1989, 1990) entwickelten CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) steht seit einigen Jahren ein Verfahren zur Verfügung, das es erlaubt, die Mineralverteilung der subchondralen Knochenplatte als morphologisches Substrat der Langzeitbeanspruchung in Gelenken zu bestimmen. Die Mineralverteilung jeder Gelenkfläche bildet sich über einen langen Zeitraum aus und steht im Zusammenhang mit der Beanspruchungsverteilung. Nach den Theorien von Pauwels (1955, 1963), Kummer (1985) und Müller-Gerbl (1990, 1991) ist die Mineralisierung innerhalb einer Gelenkfläche dort hoch, wo die statische Beanspruchung über einen längeren Zeitraum groß ist. Die CT-OAM liefert einen morphologischen Ansatz und geht von der biologischen Realität aus. Fehlerfaktoren, die jeder Versuchsaufbau beinhaltet, können ausgeschlossen werden.

1.2 Die Anatomie des unteren Kopfgelenks (C1–C2) und des dritten Wirbelgelenks (C2–C3)

1.2.1 Bau und Form des unteren Kopfgelenks (C1–C2)

- *Articulatio atlantoaxialis lateralis* (zwischen *Facies articularis inferior atlantis* und *Facies articularis superior axis*)

Knese (1947) beschrieb die *Fac. art. sup. axis* als rundliche bis dreieckige Flächen, die dorsoventral gleichmäßig gekrümmt sind und von medial-kranial nach lateral-kaudal abfallen. Der Knorpelbelag ist zentral am stärksten. Er misst im Durchschnitt 1,5 mm und gibt den *Fac. art. lat. sup.* in sagittaler und auch in transversaler Richtung eine einheitliche Krümmung mit einer kranialwärts gerichteten Konvexität. Die sagittale Krümmung ist schwächer als die transversale. Putz (1972) zeichnete zwei Querdurchmesser und einen Längsdurchmesser in die *Fac. art. sup. axis* ein (s. Abb. 2). Seine Befunde korrelieren gut mit den Ergebnissen von Knese. Er maß am überknorpelten Präparat sowohl im Querdurchmesser als auch im Längsdurchmesser Konvexitäten, wobei die Krümmung des Querdurchmessers stärker ausfiel. Die Knorpelaufgabe war in der Mitte dicker als am Rand. An nicht überknorpelten Präparaten fand Putz (1972) in der überwiegenden Anzahl der Fälle im Längsdurchmesser eine Konkavität.

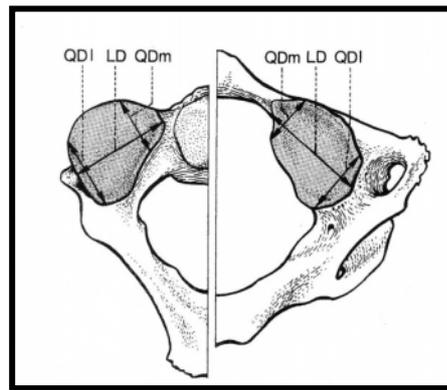


Abb. 2: Längs- und Querdurchmesser (Putz, 1972)

Koebke (1982) beobachtete an überknorpelten Präparaten eine firstförmige Erhebung, die schon von Fick (1911) beschrieben wurde. Er fand – vor allem bei Personen in den mittleren Jahren – am Axis ein keilförmiges Plateau mit transversaler Ausrichtung, wobei der Scheitel zum Dens axis hin orientiert ist. Am Atlas fand er ein korrespondierendes Plateau der gleichen Ausrichtung, das jedoch wesentlich schwächer ausgebildet ist. Bei Neugeborenen und älteren Personen konnte er kein Plateau finden. Die höchste Knorpeldicke fand auch er am Axis, zentral innerhalb des Plateaus (1,5–1,9 mm). Nach peripher hin nahm die Dicke ab (0,5–0,7 mm). Knese bestritt schon 1947, Putz 1972 die angegebene firstförmige Erhebung.

Knese (1947) beschrieb auch die korrespondierenden *Fac. art. inf. atlantis* genauer. Diese zeigen jeweils nach kaudal-medial und wenig nach dorsal. Die Begrenzung dieser Gelenkflächen ist rundlich oder dreieckig. Der Knorpelbelag ist mit 2,3 mm zentral am dicksten, also etwas dicker als an den *Fac. art. inf. axis*. Dadurch wird die überknorpelte Gelenkfläche eben, seltener konvex (Knese, 1947).

Putz (1972) dagegen leitete durch die Einteilung in Quer- und Längsdurchmesser beim überknorpelten Präparat nur im Querdurchmesser eine Konvexität ab, im Längsdurchmesser dagegen im Durchschnitt eine leichte Konkavität (s. Abb. 2). Diese Konkavität passt auf den Längsdurchmesser *Fac. art. sup. axis*. Die *Fac. art. inf. atlantis* hat demnach die Form eines Sattels mit ovaler Umgrenzung. An nicht überknorpelten Präparaten fand er sowohl im Quer- als auch im Längsdurchmesser häufig eine Konkavität.

- *Articulatio atlantoaxialis mediana* (zwischen *Dens axis* und *Fovea dentis* bzw. *Ligamentum transversum*)

Krmpotić-Nemanić (1973) führte Untersuchungen zur *Stellung des Dens axis* auf dem Axiskörper durch. Sie zeigte eine Abhängigkeit der Stellung des *Dens axis* vom Ausmaß der Schädelbasiskyphose und der Halslordose. Die Amplitude dieser Neigung variiert von 11–14° (s. Abb. 3). Es ergab sich eine Einteilung in drei Typen:

- Lordotischer *Dens axis*
- Kyphotischer *Dens axis*
- Gerader *Dens axis*

Die Positionen der *Fac. art. ant. und post. dentis* zueinander können unterschiedlich ausfallen. Sie können auf der gleichen horizontalen Ebene liegen oder die *Fac. art. post. dentis* liegt kaudaler als die *Fac. art. ant. dentis* (Koebke, 1979). Die jeweilige Position hängt von der Stellung des *Dens axis* ab. Bei gerader Stellung sind die Gelenkflächen auf gleicher Höhe im oberen Teil angeordnet, bei lordotischem *Dens axis* ist die *Fac. art. post. dentis* tiefer gelegen und eher elliptisch (s. Abb. 3):

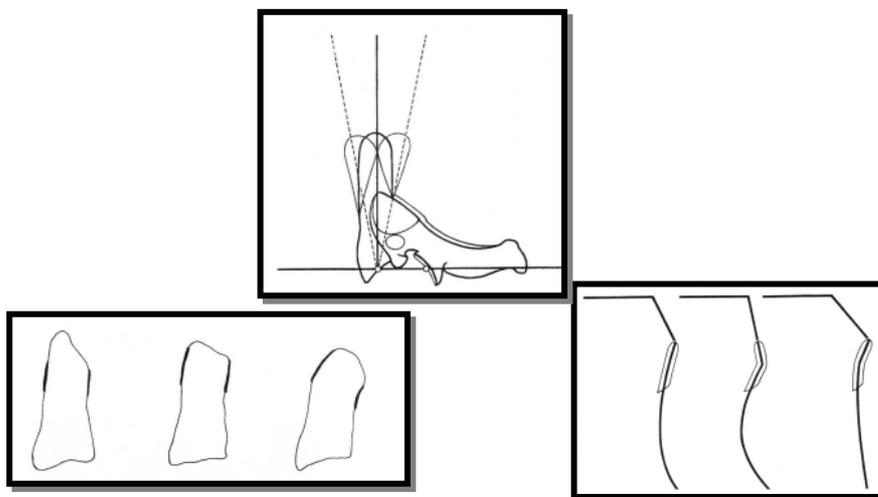


Abb. 3: Stellung des *Dens axis* und Lage der Gelenkflächen (Koebke, 1979, Krmpotić-Nemanić, 1973)

Die *Fac. art. ant. dentis* ist eine deutlich abgegrenzte Ellipse mit der Längsachse in der Vertikalen. Seltener ist sie kreisförmig. Sie weist eine deutlich konvexe Krümmung um die Längsachse des *Dens axis* auf (Fick, 1911; Knese, 1947). Koebke (1979) fand häufig Knorpelschäden auf der *Fac. art. ant. dentis*.

Die entsprechende *Fovea dentis* am ventralen Atlasbogen ist kreisförmig bis querelliptisch, fast eben oder in der transversalen Ebene entsprechend der Längsachse des *Dens axis* gekrümmt (Fick, 1911; Knese, 1947).

Die *Fac. art. post. dentis* ist am Skelettpräparat zumeist einigermaßen deutlich umgrenzt. Klar ist ihre Grenze jedoch am Knorpelpräparat, obwohl sie nicht so scharf abgrenzbar ist wie an der *Fac. art. ant. dentis*. Nach Knese (1947) ist sie queroval, seltener kreisförmig oder sehr selten längsoval. Ihre Krümmung ist etwa zylindrisch. Die Krümmungsachse ist identisch mit der Längsachse des *Dens axis*. Im unteren Teil der Gelenkfläche ist fast immer (außer der Konvexität von rechts nach links) zusätzlich eine Konkavität von oben nach unten vorhanden, sodass in diesen Fällen die Fläche sattelförmig wird. Die Gelenkfläche ist mit Faserknorpel der Dicke 0,3–1,0 mm überzogen (Fick, 1911; Koebke, 1979).

Der anteriore Teil des *Lig. transversum atlantis* besteht aus Faserknorpel, der die korrespondierende Gelenkfläche zu der des *Dens axis* bildet (Fick, 1911; Dvorak, 1988). Die Gelenkfläche entspricht in ihrer Größe, Form und histologischen Beschaffenheit ungefähr der *Fac. art. post. dentis* (Fick, 1911).

1.2.2 Bau und Form des dritten Wirbelgelenks (C2–C3)

Der Axis verbindet in seiner Position die spezielle Struktur der Kopfgelenke mit der darunter liegenden restlichen Halswirbelsäule. Die Voraussetzung für die außerordentlich vielseitige und differenzierte Beweglichkeit der Kopfgelenke ist die besondere Fixierung des Axis auf dem darunter liegenden dritten Halswirbel (Putz, 1981). In seinem Aufbau entspricht der Wirbel C3 den darunter liegenden Halswirbeln. Er nimmt jedoch aufgrund verschiedener Merkmale innerhalb der Halswirbelsäule eine besondere Stellung ein.

Folgende Parameter beschreiben die Anatomie der unteren Halswirbelsäule (s. Abb. 4):

- Neigungswinkel (Winkel der Gelenkflächen zur Transversalebene)
- Öffnungswinkel (horizontaler Winkel der Gelenkflächen zur Sagittalebene)
- Transversaler Abstand der Gelenkflächen
- Höhe der Gelenkflächen (Höhe des anterioren Randes der Gelenkflächen über der superioren Fläche der Wirbelkörper)
- Neigung der superioren und inferioren Flächen der Wirbelkörper (in der Sagittalebene)

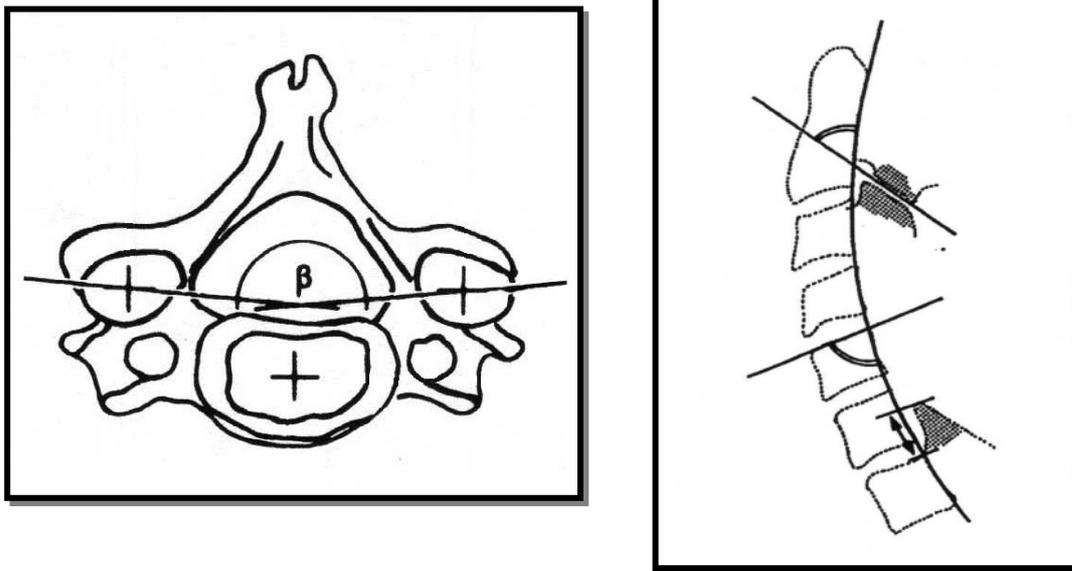


Abb. 4: Öffnungswinkel (Putz, 1981), Neigungswinkel, Höhe der Gelenkflächen, Neigung der Wirbelkörper (Penning, 1988)

Die Fac. art. inf. axis stehen in einem nach ventral-kaudal offenen *Neigungswinkel* von ca. 65° in Bezug zum Unterrand des Wirbelkörpers.

Die Fac. art. sup. des Wirbelkörpers C3 zeigen übereinstimmend nach kranial-dorsal einen Neigungswinkel von ca. 65° in Bezug zum Oberrand des Wirbelkörpers.

Diese Werte sind auffallend hoch im Gegensatz zu den übrigen Halswirbeln, die zwischen $50\text{--}60^\circ$ liegen (Putz, 1981; Nowitzke, 1994).

Putz (1981) ermittelte zudem den *Öffnungswinkel*. Beim dritten Halswirbel liegt der Öffnungswinkel der Fac. art. sup. mit ca. 140° signifikant niedriger als bei den übrigen Halswirbeln (ca. 180°).

Auch der *transversale Abstand* der Fac. art. sup. ist bei C3 kleiner als bei den darunter liegenden Halswirbeln (Putz, 1981).

Putz (1981), Penning (1987) und Nowitzke (1994) legten die *Höhe der Fac. art. sup.* von C3 in Bezug zum Wirbelkörper von C3 auf mittlere Werte zwischen 3–6 mm fest. Diese Werte liegen signifikant tiefer als bei den übrigen Halswirbeln.

Die *Neigungsgrade der oberen Flächen der Wirbelkörper* wurden von Penning (1987) berechnet. Auch hier ergeben sich die höchsten Neigungswerte für C3.

Aus diesen Zahlen geht deutlich hervor, dass das dritte Wirbelsegment (C2–C3) eine Sonderstellung innerhalb der Halswirbelsäule einnimmt.

Wie auch in den Segmenten unterhalb C2–C3 ist die Knorpelauflage der *Fac. art. sup.* C3 ungleich dick. Im Zentrum der Gelenkflächen ist die Knorpelschicht am dicksten; sie nimmt nach peripher hin kontinuierlich ab. Häufig findet man jedoch, wie auch in der übrigen unteren Halswirbelsäule, einen kleinen Wulst am kranialen Rand der Gelenkflächen (Putz, 1981).

Auch bei den *Fac. art. lat. inf. axis* ist die Knorpelauflage im Zentrum am dicksten und nimmt im Allgemeinen kontinuierlich nach peripher hin ab (Putz, 1981).

1.2.3 Kapselapparat der oberen Halswirbelsäule und meniskoide Falten

Der Kapselapparat der oberen Halswirbelsäule wird in der Literatur meist sehr kurz abgehandelt. Sehr genaue Angaben hierzu machte Fick (1911). Die Gelenkkapseln helfen dabei, den Bewegungsumfang zu begrenzen.

Die *Art. atlantoaxialis mediana ant.* besitzt eine zarte Gelenkkapsel, die am Atlas und am Dens axis in einer die Gelenkflächen umgebenden Rinne befestigt ist. Die Gelenkhöhle hat häufig starke Aussackungen nach kranial und nach lateral bis zur posterioren Gelenkkapsel und zum Atlantooccipitalgelenk (C0–C1) (Fick, 1911).

Die Kapsel der *Art. atlantoaxialis mediana post.* entspringt am Dens axis meist dicht am Rand der Gelenkfläche und ist sehr zart. Am *Lig. transversum atlantis* steht sie aber meist in offener Verbindung mit Schleimbeuteln, die den Dens axis umgeben. Diese können auch mit der *Art. atlantoaxialis mediana ant.* und der *Art. atlantoaxialis lat.* in Verbindung stehen (Fick, 1911).

Die Gelenkkapsel der *Fac. atlantoaxialis lat.*, die sehr schlaff ist, setzt mit Ausnahme der Innenseite, an der sie knapper am Rand befestigt ist, weit vom Knorpelrand entfernt an (Fick, 1911).

Die Kapseln der *unteren Halswirbelsäule* und somit auch des C2-C3-Segments werden ebenfalls als schlaff beschrieben (Putz, 1981). Die Spitzen der zugehörigen Gelenkfortsätze ragen frei in die *Cavitas articularis* vor.

In den Halswirbelgelenken sind die Kapseln wesentlich dünner als an den Lendenwirbelgelenken und weisen keine bandhaften Verstärkungszüge auf (Putz, 1981).

Eine besondere Aufmerksamkeit verdienen die *meniskoiden Falten* der Wirbelgelenke, über deren Lage, Aufbau und Funktion in der Literatur noch diskutiert wird.

Diese gehen von der *Membrana synovialis* der Gelenkkapsel aus, sind im Querschnitt keilförmig und ragen rundum in den Gelenkinnenraum vor. Ventral und dorsal sowie lateral sind sie stark ausgebildet, während sie an der medialen Zirkumferenz nur angedeutet sind. Das dicht gepackte Bindegewebe, das diese Falten zum Großteil aufbaut, geht in die *Membrana fibrosa* der Gelenkkapsel über (Putz, 1972).

Mercer und Bogduk (1993) untersuchten die meniskoiden Falten genauer und unterschieden drei verschiedene Arten:

- I. Intraartikuläre Fettpolster
- II. Fibroadipöse Meniskoide
- III. Kapsuläre Ränder

Während die erste Gruppe vor allem in C1–C2 vorkommt, erscheinen die anderen beiden Gruppen innerhalb der gesamten Halswirbelsäule.

Über die Funktion der meniskoiden Falten herrscht in der Literatur ebenso Uneinigkeit wie über die genaue Struktur.

Einerseits ist es möglich, dass die meniskoiden Falten in den Halswirbelgelenken eine druckverteilende Rolle übernehmen (Putz, 1981; Inami, 2004). Besonders bei starker Ventral- und Lateralflexion, aber auch bei der Rotation wird die Gelenkkapsel mit ihren meniskoiden Falten in den Gelenkspalt gepresst, wodurch eine Vergrößerung der druckaufnehmenden Flächen zustande kommt.

Andererseits könnten speziell die fibroadipösen Meniskoide eine Schutzfunktion für den Knorpel übernehmen (Mercer und Bogduk, 1993). Sie bedecken den Knorpel auch in Extremstellungen mit Synovialflüssigkeit.

1.2.4 Bandapparat der oberen Halswirbelsäule

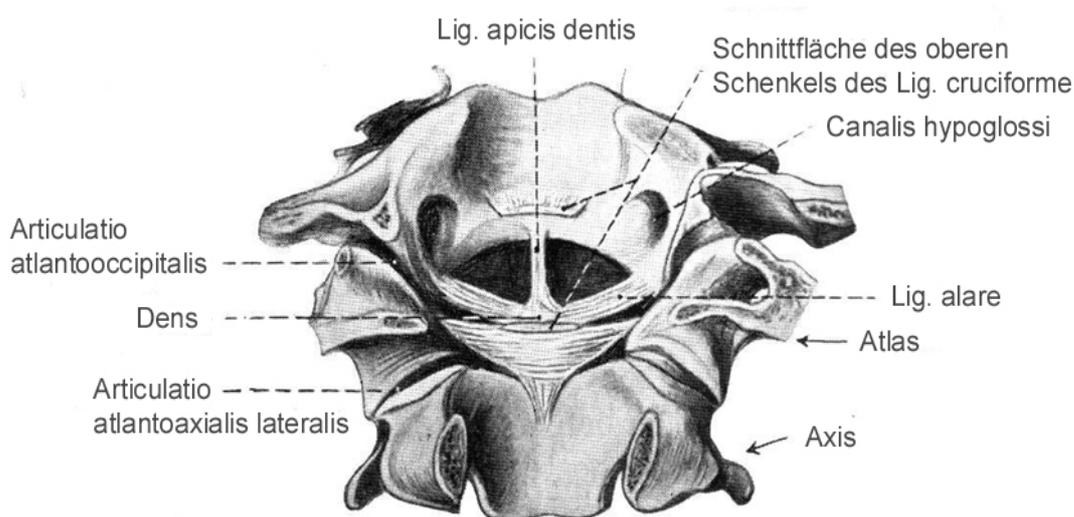


Abb. 5: Bänder der Kopfgelenke von dorsal (Waldeyer, 1972)

Neben den Ligg. longitudinale anterior et posterior, flava, intertransversaria, interspinalia, supraspinale und nuchae, die sich an der gesamten Wirbelsäule finden, bestehen im Bereich der oberen Halswirbelsäule noch weitere spezielle Bänder (s. Tab. 1), die einen Einfluss auf deren Funktion ausüben.

Band	Ursprung	Ansatz
Lig. apicis dentis	Apex dentis	Vorderrand des Foramen magnum
Lig. cruciforme		
➤ Fasciculi longitudinales	Posteriore Fläche des Axiskörpers	Vorderrand des Foramen Magnum
➤ Lig. transversum	Massa lateralis atlantis	Massa lateralis atlantis
Membrana tectoria	Fortsetzung des Lig. longitudinale posterior	Clivus
Lig. alare	Seitenflächen des Dens axis	Condyl occipitales (Massae laterales atlantis)

Tab. 1: spezielle Bänder der oberen Halswirbelsäule

Das *Lig. cruciforme* entsteht durch nach oben und unten vom *Lig. transversum* ausgehende senkrechte Bandschenkel. Die senkrechten Bandschenkel sind schwächer als der quer verlaufende. Der obere senkrechte Schenkel zieht vom *Lig. transversum* nach oben schmaler werdend zum vorderen Rand des Foramen magnum. Der untere Schenkel endet schmaler werdend am Axiskörper. Er verhindert eine Verschiebung des *Lig. transversum* nach oben.

Das *Lig. transversum* ist ein dicker Strang, der an seiner Vorderseite eine faserknorpelige Gelenkfläche für den *Dens axis* trägt. Es schützt das Rückenmark vor dem *Dens axis*. Seine Befestigung hat es jederseits an einem Höcker auf der Innenseite der Atlasseitenmassen. Das *Lig. transversum* ist mit seinem oberen Rand schräg rückwärts gestellt, sodass es den *Dens axis* trichterförmig umgibt (Fick, 1911).

Dvorak (1988) vertrat die Ansicht, dass je nach Ausrichtung des *Dens axis* das *Lig. transversum atlantis* einen anderen Querschnitt aufweist. Das Band eines lordotischen *Dens axis* zeigt einen eher runden Querschnitt, das eines geraden *Dens axis* stellt ein breites, flaches Band dar.

Die *Alarblätter* entspringen an den Seitenflächen des *Dens axis* und setzen an der Innenfläche der *Condyli occipitales* und dem medial angrenzenden Rand des Hinterhauptlochs an (Frick, 1997).

Ludwig (1952) und Dvorak (1988) beschrieben zudem einen anterioren Anteil des *Lig. alare*, der im ventralen Teil der *Massa lateralis* des Atlas ansetzt. Dvorak nannte die Anteile „atlanto-alar“ und „occipito-alar“.

Ludwig (1952) beschrieb den Ansatz am *Dens axis* als viereckig. Davon liegt die kraniale Seite 2–3 mm kaudal zur *Densspitze*. Die vertikalen, seitlichen Begrenzungslinien des Vierecks reichen ventral und dorsal fast bis an die überknorpelten Gelenkflächen des *Dens axis*. Die kaudale Seite liegt auf der Begrenzungslinie zwischen kaudalem und medianem Drittel und ist etwas kürzer als die kraniale Seite (Ludwig, 1952).

Nach Fick (1911) sind die *Alarblätter* verdreht, sodass sie am *Dens axis* eher vertikal stehen, zum Hinterhaupt hin eher horizontal.

Koebke (1979) untersuchte die Trabekelstruktur des *Dens axis* und stellte an Frontalschnitten fest, dass die Trabekel eine Fortsetzung der *Alarblätter* darstellen und zum Zentrum des *Dens axis* zusammenlaufen. Diese Strukturen wirken den starken Kräften der *Alarblätter* entgegen.

Die *Membrana tectoria* deckt den gesamten Bandapparat zum Rückenmark hin ab. Sie entspringt – mit der oberflächlichen Schicht des *Lig. longitudinale post.* verwachsen – am *Clivus*, etwa 1 cm über dessen Rand. Schon im Gebiet des Axiskörpers verwächst die *Membrana tectoria* fester mit der oberflächlichen Schicht des *Lig. longitudinale post.* (Fick, 1911).

Das *Lig. apicis dentis* beschreibt verschiedene Bandbündel, die von der Spitze des *Dens axis* zum vorderen Rand des Foramen magnum ziehen. Oft kann hier kaum von eigentlichen Bändern gesprochen werden, sondern nur von einer „bindegewebigen Ausfüllungsmasse zwischen der Zahnschneide und dem Occiput“ (Fick, 1911).

Die Ligg. alare nehmen eine entscheidende Rolle ein, wenn es um die Begrenzung von Bewegungen im C1-C2-Segment geht. Sie sind vor allem die wichtigsten Rotationsbegrenzer. Dabei wird das eine nach vorne, das andere nach hinten um den Dens axis geführt und angespannt. Dvorak (1986, 1987, 1988) untersuchte in einigen Studien die Funktion der Alarbänder. Er fand nach Läsionen der Alarbänder eine um 30 % erhöhte Rotation im gesamten Kopfgelenk zur kontralateralen Seite, d. h., die Rotation nach rechts wird durch das linke Lig. alare begrenzt und umgekehrt.

Die Ligg. alare begrenzen weiterhin die Lateralflexion, indem sich das kontralaterale Band anspannt.

Die Dorsalflexion wird vor allem durch die transversal orientierten Fasern des Lig. alare begrenzt.

Bei der Ventralflexion spannen sich das Lig. nuchae, das Lig. longitudinale post., die Membrana tectoria, die Fasciculi longitudinales des Lig. cruciforme dentis und zuletzt auch die Ligg. alare (Dvorak, 1987).

Der Schub, der auf den Atlas wirkt, wird mithilfe des Lig. transversum atlantis auf den Dens axis übertragen.

1.2.5 Muskelapparat der oberen Halswirbelsäule

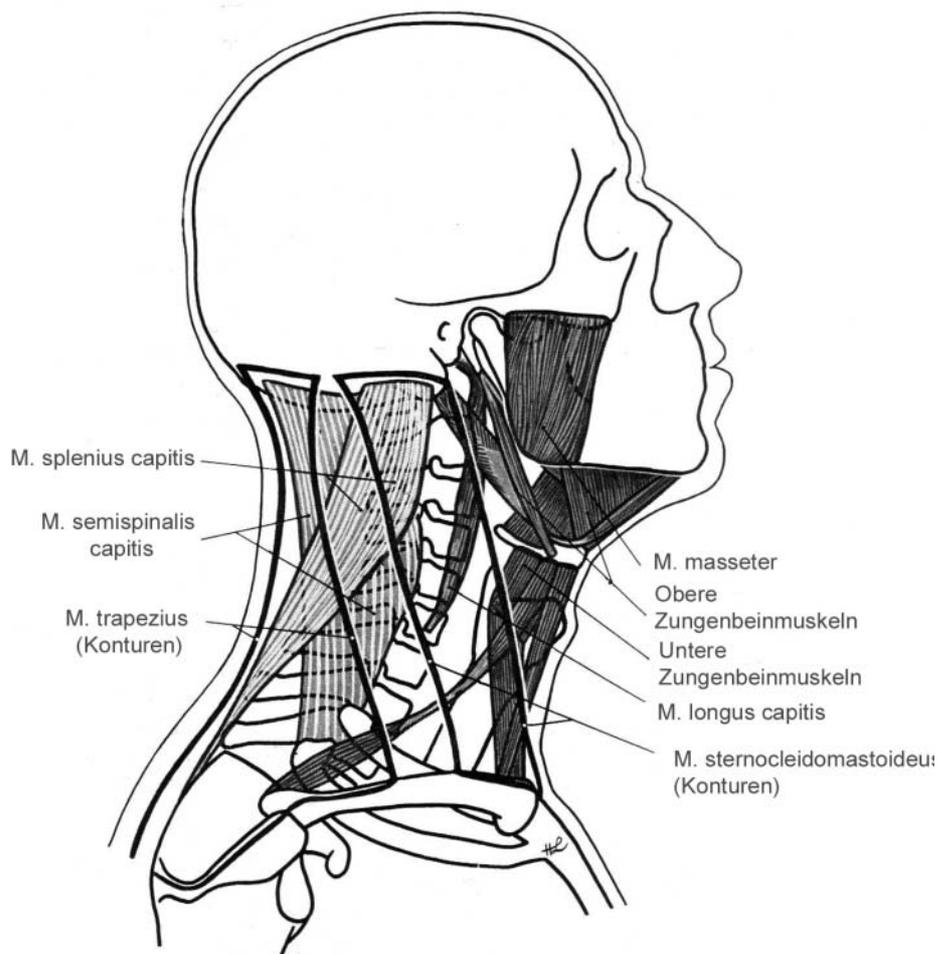


Abb. 6: Schemazeichnung der Halsmuskulatur (Waldeyer, 1972)

Der Hals spielt eine Vermittlerrolle zwischen Rumpf und Kopf. Dies findet auch im Verhalten der Muskeln ihren Niederschlag, die in Lage, Nervenversorgung und Form teils Rumpf-, teils Kopfmuskeln entsprechen. Ausgedehnte und kraftvolle Kopfbewegungen werden durch die Kontraktion der langen, am Kopf inserierenden Muskeln herbeigeführt.

Die meisten Bewegungen sind kombinierte Bewegungen um mehrere Achsen. Nur durch das Zusammenwirken der verschiedenen Muskeln können reine Bewegungen erzeugt werden (Knese, 1947). Der Kopf verhält sich wie ein Kreisel, der sich um eine Achse dreht, die nicht fest ist. „Aus diesem Grund gewährleistet die Wirkung zweier Muskeln nicht nur reine Bewegungen, sondern ist geradezu für die Aufrechterhaltung der Drehbewegung erforderlich. Eine Kraft allein würde, die morphologische Möglichkeit vorausgesetzt, zu irgendeinem Zeitpunkt schließlich nicht mehr drehend, sondern fortbewegend wirken, da der Kopf über keine feste Achse verfügt“ (Knese, 1947).

I. Dorsalflexion	
1.	M. sternocleidomastoideus
2.	M. trapezius
3.	M. splenius capitis
4.	M. semispinalis capitis
5.	M. rectus capitis dorsalis minor et major
6.	M. obliquus capitis superior et inferior
7.	M. levator scapulae
II. Ventralflexion	
1.	M. longus capitis
2.	M. longus colli
3.	M. rectus capitis anterior
4.	Zungenbeinmuskulatur
III. Lateralflexion	
1.	M. longissimus capitis
2.	M. sternocleidomastoideus
3.	M. splenius capitis
4.	M. levator scapulae
5.	M. scalenus anterior, medius, posterior
6.	M. obliquus capitis superior et inferior
7.	M. rectus capitis lateralis
8.	M. rectus capitis dorsalis major et minor
IV. Rotation des Gesichtes zur gleichen Seite	
1.	M. splenius capitis
2.	M. obliquus capitis inferior
3.	M. rectus capitis major
V. Rotation des Gesichtes zur entgegengesetzten Seite	
1.	M. sternocleidomastoideus
2.	M. semispinalis capitis
3.	M. trapezius

Tab. 2: Muskulatur des Halses und ihre Funktion (Knese, 1947)

Zu den Muskeln des Halses und des Kopfes gehört der M. sternocleidomastoideus. Er neigt den Kopf nach der gleichen Seite, dreht ihn nach der Gegenseite und kippt ihn bei beidseitiger Kontraktion nach hinten.

Die Skalenusgruppe besteht aus dem M. scalenus anterior, medius und posterior. Sie dienen dazu, die Halswirbelsäule zur gleichen Seite zu neigen.

Die prävertebrale Gruppe besteht aus dem M. longus colli, dem M. longus capitis und dem M. rectus capitis anterior. Sie helfen bei der Seitwärtsneigung des Kopfes mit und beteiligen sich an der Ventralflexion des Kopfes.

Weiterhin wird die Zungenbeinmuskulatur zu den Muskeln des Halses und des Kopfes gerechnet. Sie besteht aus dem M. sternohyoideus, M. sternothyroideus, M. thyrohyoideus, M. omohyoideus, M. stylohyoideus, M. digastricus, M. mylohyoideus und M. geniohyoideus. Die Zungenbeinmuskulatur kann im Zusammenspiel dabei helfen, den Kopf nach vorne zu neigen.

Auch die Schultergürtelmuskulatur beteiligt sich an den Bewegungen der Halswirbelsäule und des Kopfes. Der M. trapezius dreht bei fixiertem Schultergürtel durch die pars descendens Kopf und Halswirbelsäule nach der Gegenseite, bei beidseitiger Kontraktion streckt er die Halswirbelsäule. Der M. levator scapulae streckt bei festgestelltem Schultergürtel die Halswirbelsäule und kann sie seitwärts neigen. Einen entscheidenden Anteil an den Kopfbewegungen haben die Rückenmuskeln M. semispinalis capitis, M. splenius capitis, M. longissimus capitis, M. rectus capitis lateralis und die kurzen Nackenmuskeln. Sie alle haben die Funktion, den Kopf nach dorsal zu neigen. Weiterhin helfen sie, den Kopf je nach Zugrichtung entweder zur gleichen oder zu entgegengesetzten Seite zu rotieren bzw. zu neigen.

Der M. semispinalis capitis, der als deutlich sichtbarer Wulst beiderseits der Halswirbeldornen hervorspringt, ist nach Knese (1947) der eigentlich statische Muskel des Kopfes. Er wirkt als Gegenspieler zum ventral gelegenen Schwerpunkt des Kopfes, wird allerdings von den anderen Dorsalflektoren unterstützt.

Die kurzen Nackenmuskeln bestehen aus dem M. rectus capitis posterior major, M. rectus capitis posterior minor, M. obliquus capitis inferior und dem M. obliquus capitis superior. Sie setzen weit genug von den Drehachsen an, um ein entsprechendes Drehmoment zu haben. Obwohl sie aufgrund ihrer Dicke auch genügend kräftig erscheinen, sind sie wohl nicht bewegende Faktoren im eigentlichen Sinne. Sie stellen überwiegend die Haltungs- und Stellungsfaktoren des Kopfgelenkes dar, insbesondere, da sie zumeist nur auf eines der beiden Gelenke einwirken (Knese, 1947).

Ein Blick auf die Ausdehnung der tiefen Rückenmuskulatur macht klar, dass dieser eine größere Bedeutung für die Formerhaltung bzw. die Festigkeit der Halswirbelsäule zukommt als den Bändern. Den kurzen und tief gelegenen Muskeln sind eher statische Funktionen zuzuordnen, denen vor allem die Aufgabe einer Zentrierung der Kraftresultierenden zukommt (Putz, 1993). Der Durchstoßpunkt der Kraftresultierenden ist – im Gegensatz zu den Extremitätengelenken – in hohem Maße vom Zusammenspiel der Muskeln abhängig (Kummer, 1992). Dies wird bei einer genaueren Betrachtung der Statik deutlich.

1.3 Gelenkmechanik des unteren Kopfgelenks (C1–C2) und des dritten Wirbelgelenks (C2–C3)

1.3.1 Statik der oberen Halswirbelsäule

Die statische Funktion des atlantoaxialen Komplexes ist es, das Gewicht des Kopfes zu tragen. Für diese Funktion besitzt der Axis breite, laterale Gelenkflächen, die das Gewicht nach kaudal-anterior auf den Discus intervertebralis von C2–C3 und gleichzeitig nach kaudal-posterior auf die Art. zygapophysialis von C2–C3 übertragen (Bogduk, 2001).

Die Halswirbelsäule kann in drei Pfeiler unterteilt werden (Putz, 1981; Kügelgen und Hillemacher, 1989): in einen vorderen unpaaren aus den Wirbelkörpern und in zwei hintere jeweils seitlich in Form der Gelenkfortsätze, wobei dem vorderen meist die größeren statischen Aufgaben zugeteilt werden. Putz (1981) sah darin eine „Dreipunktlagerung“ (s. Abb. 7):

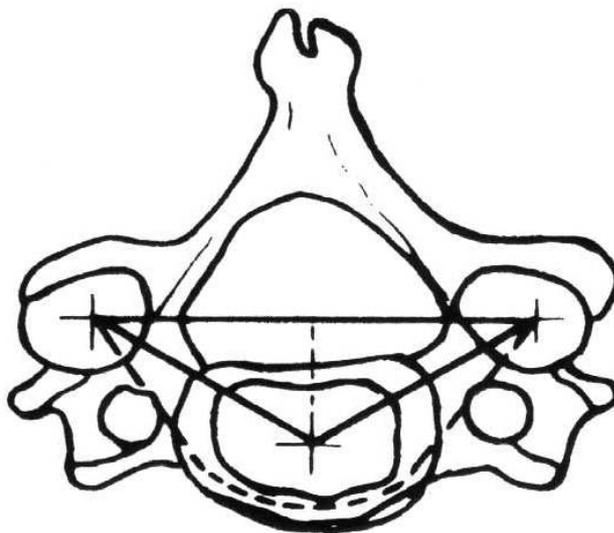


Abb. 7: Unterstützungsdreieck eines Halswirbels (Putz, 1981)

Der Schwerpunkt des Schädels liegt beim Erwachsenen vor dem Atlantooccipitalgelenk (C0–C1) etwa in Gegend der Sella turcica (Kügelgen und Hillemacher, 1989). Der Kopf muss durch die dorsale Zuggurtung des Muskel- und Bandapparates im Gleichgewicht gehalten werden. Die Halswirbelsäule ist nach einem umgekehrten Bogen-Sehnen-Prinzip konstruiert. Den Bogen bildet die Halswirbelsäule, die Bänder und die Rückenmuskulatur bilden die Sehne. Putz (1981) bezeichnete dies als „Vorspannung“ und vertrat die Annahme, dass diese den axialen Druck, der auf die Pfeiler wirkt, in allen Körperstellungen aufrechterhält.

Die Kraftresultierende der auf die Kopfgelenke einwirkenden Kräfte besteht aus zwei Komponenten: der Schwerkraft des Kopfes und der Muskelkraft der Dorsalflektoren. Damit der Kopf in einer Ruhestellung bleibt, müssen beide gleich groß sein. Die exakte Größe und Richtung der Kraftresultierenden ist von der Stellung der Wirbelsäule abhängig. Je nach Richtung der Kraftresultierenden variiert auch der Durchstoßpunkt der Kraftresultierenden durch die Gelenkflächen (Knese, 1949/50; Kummer, 1981). Dabei verläuft die Kraftresultierende immer durch den momentanen Drehpunkt des Gelenks (Tillmann, 1990; Kummer, 1991, 1992, 2005). Um die Größe der Kraftresultierenden ermitteln zu können, ist die Kenntnis aller Muskelkräfte notwendig. Angesichts der großen Zahl der auf die Kopfgelenke einwirkenden Muskeln und deren komplizierter Ansatzverhältnisse gibt es hierzu in der Literatur kaum Angaben. Unter der vereinfachenden Annahme, dass nur die großen Nackenmuskeln als Gegenkomponente zur Schwerkraft fungieren, berechneten Wiktorin und Nordin (1986) die wirkenden Kräfte für das Bewegungssegment C5–C6 in neutraler Position und in Ventralflexion (s. Abb. 8):

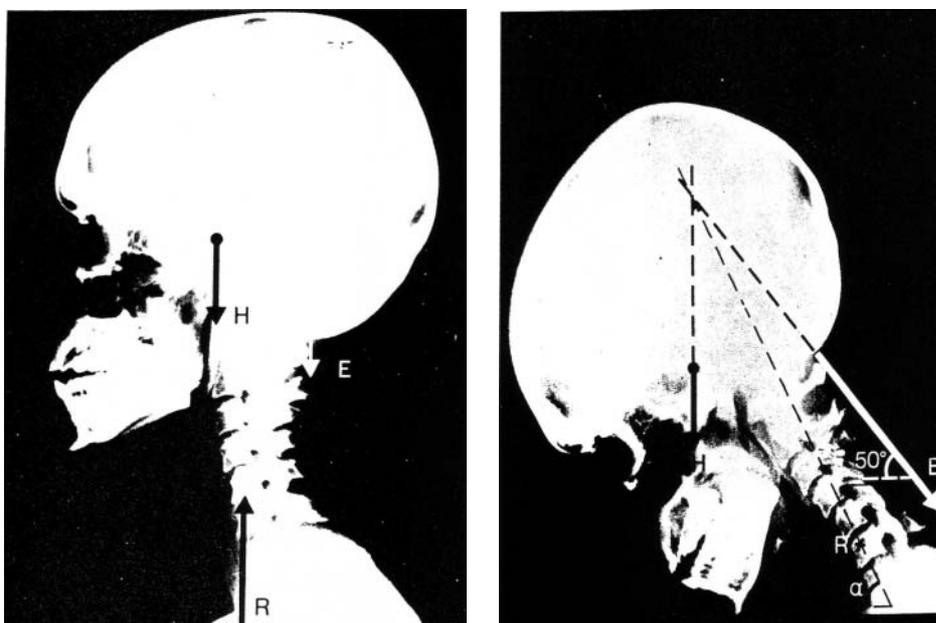


Abb. 8: Kräftediagramme in Neutralstellung und Ventralflexion (Wiktorin und Nordin, 1986)

Wenn der Drehpunkt im C6-Segment liegt, der Hebelarm des Kopfes in Neutralposition 0,02 m, der Hebelarm der Rückenmuskulatur 0,04 m beträgt und der Kopf eine Gewichtskraft von 40 N besitzt, dann ergibt sich aus den Berechnungen eine resultierende Kraft von 60 N auf die Bandscheibe C5. In diesem Fall wirkt die Rückenmuskulatur senkrecht. Bei den Berechnungen für die Ventralflexion wurde eine Zugrichtung der Rückenmuskulatur von 50° zur Horizontalen angenommen. Über eine grafische Auswertung wurde hier eine resultierende Kraft von 148 ± 25 N ermittelt. Diese Werte stellen lediglich Anhaltspunkte dar, da Ungenauigkeiten schon durch die isolierte Betrachtung in der Sagittalebene entstehen.

Nach Putz (1981) verteilt sich diese Kraftresultierende auf die Eckpunkte des Unterstützungsdreiecks. Der quantitative Anteil wird von der Richtung der Kraftresultierenden und ihrer Größe, dem Neigungswinkel der Gelenkflächen und dem Neigungswinkel der Wirbelkörperdeckplatte bestimmt. Durch das Hebelsystem der Wirbelsäule ist es zudem möglich, die resultierende Kraft jedes Bewegungssegmentes im entsprechenden Unterstützungsdreieck zu halten (Putz, 1981).

Diese Meinung vertritt im Wesentlichen auch Kummer (1981, 1992, 2005). Danach verläuft die Kraftresultierende je nachdem, welche Muskeln als Gegenkraft für das Körpergewicht (im Wesentlichen das Gewicht des Kopfes) angenommen werden und je nach Lage des

betrachteten Wirbels relativ zum Scheitel der Halslordose mehr oder weniger schräg nach ventral-kaudal (s. Abb. 9). Sie kann folglich in eine nach ventral gerichtete Schubkomponente S (parallel zur Ebene der Bandscheibe) und in eine Längskomponente L (parallel zur Achse des Wirbelkörpers) zerlegt werden.

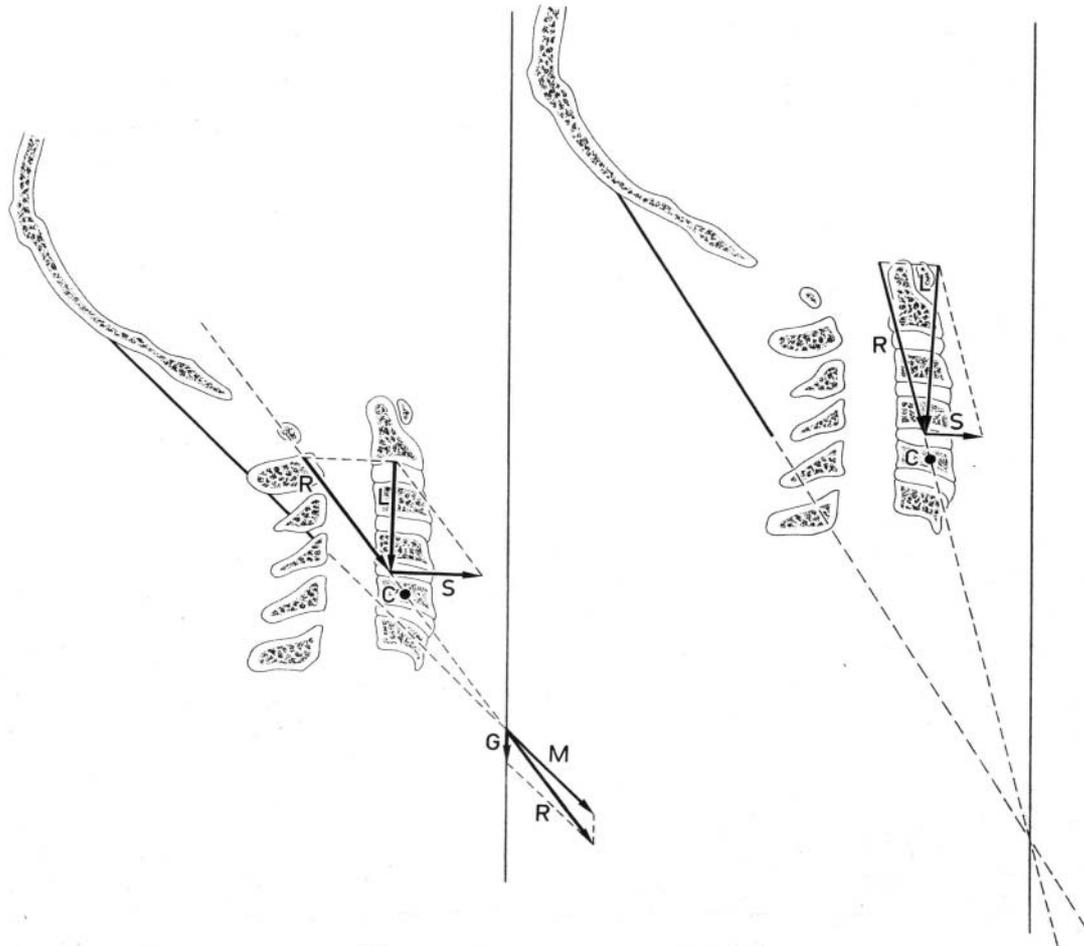


Abb. 9: Aufteilung der Kraftresultierenden R in eine Schubkomponente S und eine Längskomponente L (Kummer, 2005)

Es wird somit ersichtlich, dass bei der Beurteilung der Beanspruchung im unteren Kopfgelenk (C1–C2) und im dritten Wirbelgelenk (C2–C3) die Kopfhaltung entscheidend ist, weil sich hierdurch die Größe und Richtung der Kraftresultierenden und die Kontaktflächen ändern. Kummer (1992) nahm an, dass sich die Kraftresultierende in zwei Kräfte aufteilt, die jeweils senkrecht auf die Gelenkflächen einfallen. Dazu zerlegte er die Kraftresultierende in zwei Gelenknormalen, die jeweils senkrecht auf der Gelenkfläche des Wirbelkörpers bzw. der Wirbelgelenke stehen. Die Zerlegung der Kraftresultierenden in die Gelenknormalen auf Deckplatte und Wirbelgelenk kann nur an einem Punkt erfolgen, in dem sich die Wirklinien der Kraftresultierenden und der Gelenknormalen auf beiden Flächen schneiden (s. Abb. 10 links).

Dieser Schnittpunkt der Gelenknormalen und der Kraftresultierenden ist zugleich der momentane Drehpunkt des Bewegungssegmentes.

Der kaudale Gelenkfortsatz des nächsthöheren Wirbels und das Zentrum seines Wirbelkörpers bewegen sich dann auf Bögen, die zu konzentrischen Kreisen um den Drehpunkt gehören. Die Studien von Penning (1988) zeigten ebenfalls, dass sich die Drehzentren eines Bewegungssegmentes der Halswirbelsäule im Bereich des Wirbelkörpers des unteren Wirbels befinden.

Wenn demnach die Wirklinien von zwei Kräften vorgegeben sind, ist damit festgelegt, dass die Wirklinie der dritten Kraft durch deren Schnittpunkt verlaufen muss. Wenn also im Idealfall (s. Abb. 10 links) angenommen wird, dass die Normalkräfte auf Deckplatte und Wirbelgelenke jeweils in der Mitte der entsprechenden Druckaufnahme­fläche anzusetzen sind, dann bestimmt der Schnittpunkt ihrer Wirklinien zugleich jenen Punkt, durch den im vorliegenden Fall die Wirklinie der Kraftresultierenden aus Gewicht und Muskelkraft verlaufen muss.

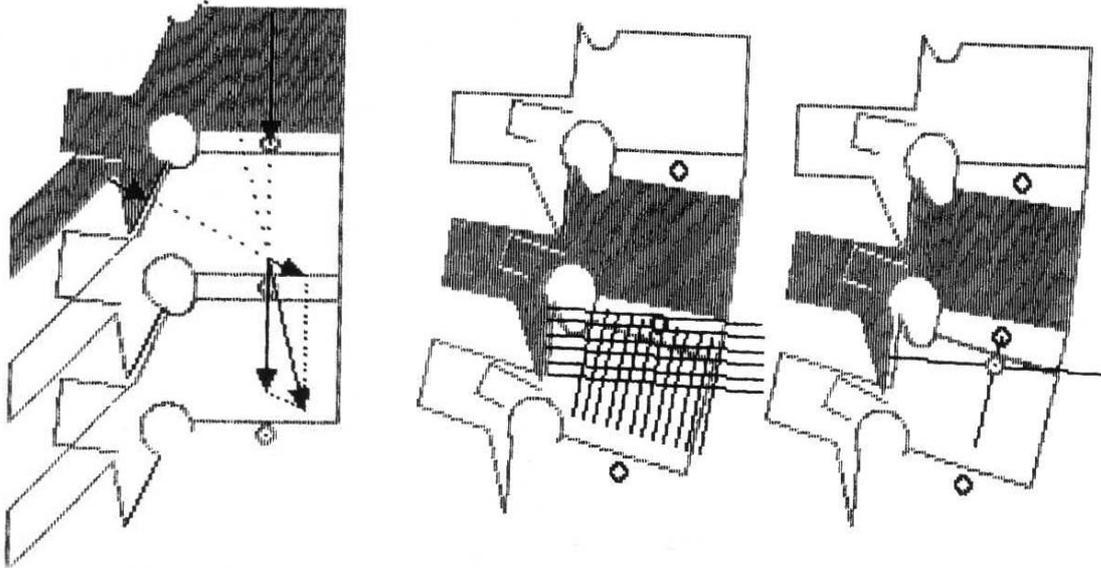


Abb. 10: Gelenkmechanik der Wirbelsäule (Kummer, 1992)

Diese idealisierte Annahme darf jedoch nicht verallgemeinert werden. Sowohl auf der Deckplatte als auch auf der Fläche des Wirbelgelenkes könnte die zugehörige Gelenknormale auch an beliebiger anderer Stelle auftreten. Damit ergibt sich ein mehr oder weniger ausgedehntes Areal, in dem sich alle auf beiden Flächen errichteten Normalen kreuzen (s. Abb. 10 Mitte). Jeder Punkt dieser Überkreuzungsfläche kann im Einzelfall der Ort sein, durch den bei vorausgesetztem Gleichgewicht die Kraftresultierende verlaufen muss. Von der Lage dieses Zerlegungspunktes hängt es allerdings ab, wo die zugehörigen Komponenten von R auf die Flächen der Deckplatte (Discus) und Wirbelgelenke auftreten. Ihr Größenverhältnis zueinander ist demgegenüber durch die Neigungen der betrachteten Kraftaufnahme­flächen gegen die Wirklinie der Kraftresultierenden festgelegt.

Die Richtung der Kraftresultierenden ist von der Orientierung der zur Balance eingesetzten Muskelgruppen abhängig. Da nun eine Änderung der Neigung der Kraftresultierenden zu einer Verschiebung des Schnittpunktes mit beiden Gelenknormalen führt (s. Abb. 10), kann sich folglich der Drehpunkt des Systems in Abhängigkeit von der jeweils aktivierten Muskulatur verlagern. Daraus wird ersichtlich, dass ein Wirbelsäulensegment keinen festen Drehpunkt besitzt und dass die Lage des momentanen Bewegungszentrums nicht wie bei den Extremitätengelenken (z. B. beim Kniegelenk) durch die Gestalt der Gelenkkörper, sondern vor allem durch die Kombination der Muskelkräfte bestimmt wird. Dabei spielt die Mechanik des Discus intervertebralis eine wesentliche Rolle, die – entsprechend dem Prinzip des Wasserkissens – Bewegungen um beliebig viele Drehpunkte zulässt, solange sie in einem begrenzten Areal liegen.

Neben der Größe und der Richtung der Kraftresultierenden spielen die **Größe und Lage der Kontaktflächen** eine entscheidende Rolle bei der Beurteilung der Beanspruchung eines Gelenks.

Nach unserem Wissensstand gibt es bisher keine genaueren Angaben in der Literatur, die die Kontaktflächen während statischer Belastung der Halswirbelsäule beschreiben. Obwohl es inzwischen zahlreiche Methoden gibt, die eine Bestimmung der Kontaktflächen eines Gelenks in unterschiedlichen Stellungen zulassen (SPG, 3-S-Technik, Silikon-Gummi-Abguss, Fuji-Film-Kontaktmessung etc.), wurden diese noch nicht auf die Gelenke der oberen Halswirbelsäule angewendet.

Koebke und Brade (1982) analysierten in Frontal- und Sagittalschnitten die subchondralen Knochenplatten der *Art. atlantoaxialis lateralis (C1–C2)*. Sie untersuchten die Fac. art. lat. von 32 Axis- und Atlaspräparaten. Die Befunde zeigten in den lateralen und zentralen Bereichen der Fac. art. lat. von Atlas und Axis eine größere Dicke als in den medialen, dorsalen und ventralen Anteilen. Nach der Interpretation von Koebke und Brade (1982) kommen in Neutralstellung die Plateaus von Atlas und Axis in Kontakt. In dieser Position beschränkt sich der Druck auf das Plateau. Dies erklärt die in diesem Bereich dickere subchondrale Lamelle. In 17 Fällen fand Koebke am Axis Knorpelschäden und in drei Fällen am Atlas. Am Atlas waren die Schäden nur lateral zu finden, am Axis sowohl lateral als auch dorsal (s. Abb. 11):

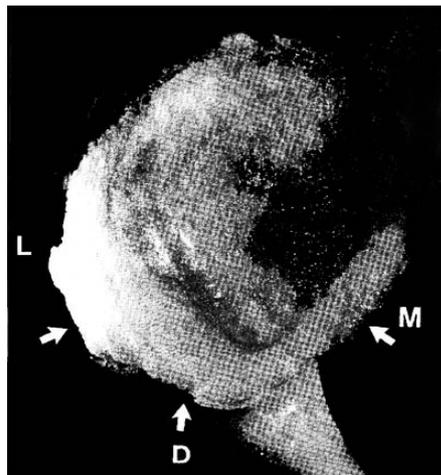


Abb. 11: Knorpelschäden am Axis (Koebke, 1982)

Aus dem Bewegungsmechanismus der Rotation und den Knorpelschäden in diesem Bereich folgerten Koebke und Brade, dass in rotiertem Zustand der dorsale und dorso-laterale Bereich der Fac. art. lat. sup. axis in Kontakt mit dem lateralen Bereich der Fac. art. lat. inf. atlantis tritt (s. a. Abschnitt 1.3.4).

Putz (1992) machte ebenfalls einige Angaben zu den Kontaktflächen in der *Art. atlantoaxialis lat. (C1–C2)*, während einer Neutralstellung des Kopfes. Durch die Tatsache, dass die Fac. art. lat. sup. axis im Querdurchmesser stärker gekrümmt ist als die Fac. art. lat. inf. atlantis, die Krümmungsradien der Längsdurchmesser jedoch annähernd übereinstimmen, kommt während einer Neutralstellung des Kopfes eine in der Richtung des Längsdurchmessers verlaufende Berührungsfläche von ca. 2 mm Breite zustande. Dies wird durch die Verformbarkeit des hyalinen Gelenkknorpels möglich. Diese Annahme deckt sich mit der von Koebke und Brade (1982), da auch das von ihnen beschriebene Plateau in Richtung des Längsdurchmessers verläuft.

Das C2-C3-Segment nimmt eine Sonderstellung in der Halswirbelsäule ein. Die Unterschiede zum Segment C0–C2 sind offensichtlich, aber auch von den restlichen Halswirbeln weicht es in einigen Punkten ab. Es stellt das Verbindungsstück von oberer zu unterer Halswirbelsäule dar. Putz (1981) sah im dritten Bewegungssegment einen relativ starren Sockel, der eine funktionelle Einheit mit den darüber liegenden Gelenken bildet und erst das fein abgestufte Bewegungsspiel zwischen Occiput, Atlas und Axis ermöglicht. Damit übernimmt dieses Bewegungssegment auch wichtige statische Aufgaben.

Putz (1981) beschrieb für das Bewegungssegment C3 bis Th1 ein „Klaffen“ der Gelenkflächen der Wirbelgelenke bei Sagittalflexion, fügte jedoch hinzu, dass dieser Mechanismus im Prinzip in der ganzen Wirbelsäule wirkt. Im einzelnen Wirbelgelenk bleiben dabei die Gelenkflächen nur „linear“ in Kontakt (s. Abb. 12).

Bei Ventralflexion berühren sich in der Endstellung dieser Bewegung demnach die Oberränder der Gelenkflächen des kaudalen Wirbels mit einer transversal eingestellten schmalen Zone im mittleren Bereich der Gelenkflächen des zugehörigen kranialen Wirbels.

Bei Dorsalflexion berühren sich in der Endstellung die kaudalen Spitzen der Gelenkflächen des kranialen Wirbels mit einer transversalen Zone im mittleren Bereich der Gelenkflächen des kaudalen Wirbels (Putz, 1981)

Mesdagh (1976) beschrieb ein Gleiten der Gelenkflächen des Axis auf den Gelenkflächen von C3 und zwar so weit, dass sich die Flächen nur noch zu einem Viertel überlagern. Die Kontaktflächen der Gelenkfläche des Axis würden in diesem Fall bei Ventralflexion weiter nach dorsal wandern.

Fick (1911) zeigte ein Klaffen der Gelenkflächen bei allen Bewegungen der Halswirbelsäule, also auch bei Rotation und Lateralflexion, wodurch Kontaktflächen im medialen bzw. lateralen Bereich der Gelenkflächen des Axis entstehen.

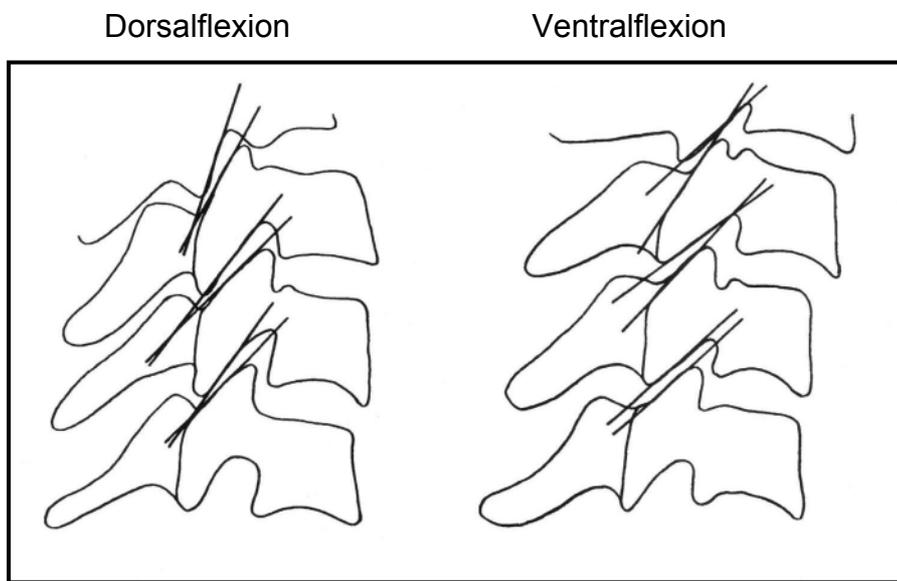


Abb. 12: Klaffen (Putz, 1991)

1.3.2 Kinematik des unteren Kopfgelenks (C1–C2)

Die Hauptbewegung des unteren Kopfgelenks (C1–C2) ist die Rotation. In geringerem Umfang werden auch Sagittalflexion (Flexion und Extension) und Lateralflexion zugelassen. Die Werte für den Bewegungsumfang variieren zwischen den Autoren. Hier ist es oft von der Methodik abhängig, welche Zahlen gemessen wurden. Am Patienten kommen psychologische Faktoren hinzu, z. B. Empfindlichkeit gegenüber Unbequemlichkeiten. Dadurch können auch die Resultate am Patienten sehr unterschiedlich ausfallen.

Die Rotation des unteren Kopfgelenks (C1–C2) ist entscheidend für die erste Phase der Rotation der ganzen Halswirbelsäule.

Die unteren Anteile fangen erst bei einer Rotation des Atlas auf dem Axis von 30–45° zu drehen an (Hohl, 1964; Bogduk, 2001).

Der Anteil an der Gesamtrotation der Halswirbelsäule wurde zwischen 50–60 % festgelegt (Bogduk, 2001; Ishii, 2004).

Das Bewegungsausmaß beträgt je nach Quelle und Messmethode 36–45° (Hohl, 1964; Dvorak, 1988; Ishii, 2004)

Die Achse für die Rotation verläuft vertikal durch den Dens axis und kann bei geringer Dorsalneigung desselben ein wenig von kranial-dorsal nach kaudal-ventral gerichtet sein. Sie entspricht ungefähr dem Krümmungsmittelpunkt der Fac. art. ant. dentis (Knese, 1947; Putz, 1972; Lai, 1993).

In der Art. atlantoaxialis mediana findet dabei ein „drehendes Flächenschleifen“ statt (Knese, 1947).

Fielding (1957) lokalisierte die Rotationsachse im ventralen Teil des Dens axis, Penning (1977) lokalisierte sie im dorsalen Teil des Dens axis, was mit der eher posterioren Insertion der Ligg. alare zusammenhängt. Dabei bewegt sich der Dens axis aus seiner zentralen Stellung zwischen den Kondylen heraus. Er gleitet bei Rotation des Kopfes nach links, in der Fovea dentis nach rechts und umgekehrt.

Da die Massae laterales des Atlas links und rechts des Dens axis liegen und um diesen rotieren, müssen sie sich in entgegengesetzte Richtungen bewegen (s. Abb. 13 links). Die ipsilateralen Gelenkflächen des Atlas bewegen sich nach dorsal-medial und die kontralateralen nach ventral-medial (Bogduk, 2000) (s. Abb. 13):

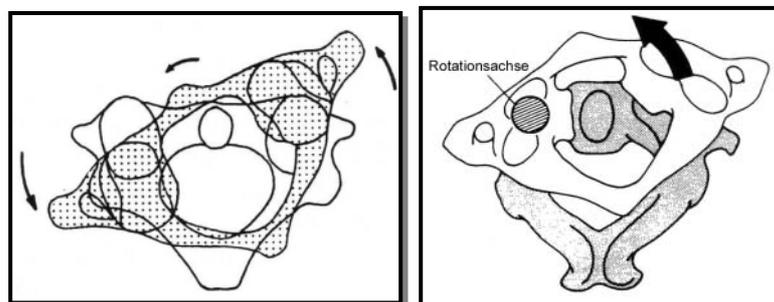


Abb. 13: Rotation (Bogduk, 2000) links, Rotation (Mercer, 1978) rechts

Putz (1972) wies besonders darauf hin, dass während der gesamten Drehbewegung ein schmaler, flächenhafter Kontakt zwischen den Gelenkflächen besteht.

Bogduk (1978) beschrieb eine zweite Form der Rotation mit der Rotationsachse im Bereich der Massae lateralis atlantis. Er bezeichnete diese Form der Rotation als „*unilateral anterior rotatory displacement*“ (s. Abb. 13 rechts).

Der Umfang der *Sagittalflexion* wird zwischen 22–30° beziffert (Penning, 1978; Panjabi, 1988). Die Achse verläuft nach Knese (1947) durch den dorsalen Teil des Axiskörpers. Abweichungen können sich jedoch mit dem Krümmungsradius der Gelenkflächen ergeben. Putz (1972) schrieb von einer Achse, die durch den innersten Punkt des Gelenkspaltes geht, der gleichzeitig auch der höchste ist. Diese Achse stimmt weitgehend mit der von Penning (1977) überein, der sie im Dens axis lokalisiert.

Bei der Sagittalflexion rollen die ventro-dorsal gekrümmten Fac. art. lat. inf. axis auf den ebenen Flächen des Atlas ab (Knese, 1947; Fielding, 1957). Putz (1972) zeigte zwar auch ein Abrollen in den lateralen Gelenken, jedoch nur im inneren Abschnitt. Im lateralen Teil des Gelenks schleift die untere Fac. art. lat. inf. atlantis der Bewegungsrichtung entgegengesetzt auf dem Axis, was aus der Zunahme des Krümmungsradius nach lateral hervorgeht.

Gleichzeitig findet ein „drehendes Flächenschleifen“ in der Art. atlantoaxialis mediana ant. statt. Bei der Extension schleift der Arcus ant. zur Spitze des Dens axis. Er zieht sich aus dem Spalt zwischen Arcus ant. und Lig. transversum atlantis heraus. Bei der Flexion rutscht er tiefer in den Spalt hinein. Entsprechend dieser Bewegung des Bogens entlang des Dens axis ist die Fac. art. ant. dentis vertikal-elliptisch (Knese, 1947).

Oda (1991) und Bogduk (2001) fügten jedoch hinzu, dass sich der Atlas in Flexion zusätzlich nach anterior verschiebt und sich dabei leicht vom Dens axis löst. Oda (1991) ermittelte diese Bewegung in vitro:

- Vertikalverschiebung des Arcus ant. atlantis: 4,1 mm
- Ventralverschiebung des Arcus ant. atlantis: 2,7 mm

Er bemerkte jedoch eine Abhängigkeit der Werte von der Messmethode und vom gewählten Messpunkt.

Koebke (1979) fügte hinzu, dass die oftmals auftretenden Schleifspuren und Knorpelschäden auf der Fac. art. ant. dentis in transversaler Richtung verlaufen und zu dem Schluss führen, dass die Bewegungen hier auf die Rotation begrenzt sind.

Der Atlas zeigt bei der Flexionsbewegung in der Sagittalebene je nach Radius der Bewegung eine paradoxe Beweglichkeit. Während er bei der Nickbewegung eine Flexion ausführt, kommt es beim Anziehen des Kinnes an die Brust zu einer Extension.

Bogduk (2000) und Mercer (2001) führten dies darauf zurück, dass die Hauptkompressionskräfte auf den Atlas je nach Stellung des Kinnes vor oder hinter den Fac. art. sup. atlantis auftreten können (s. Abb. 14):

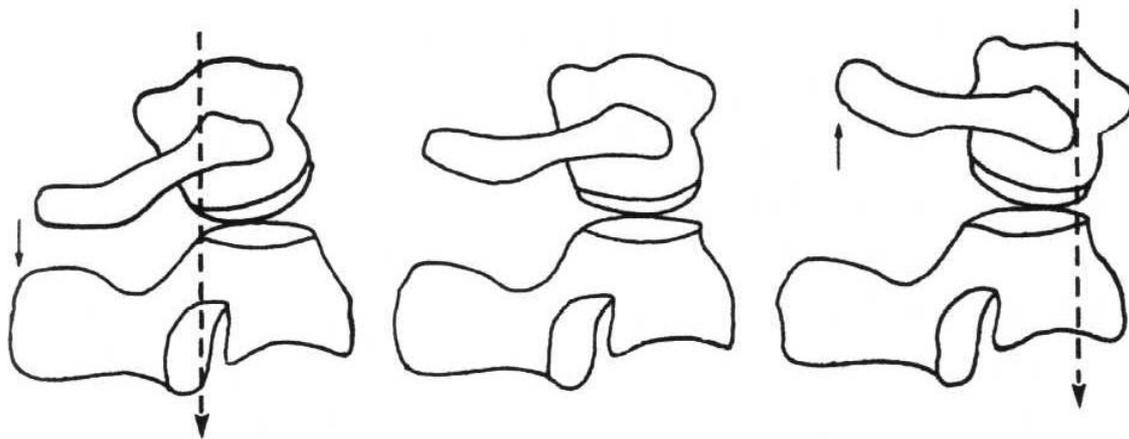


Abb. 14: Passive Beweglichkeit des Atlas (Bogduk und Mercer, 2000)

Penning (1977) schrieb sogar von einer relativen Unabhängigkeit bzw. passiven Beweglichkeit des Atlas. Dabei kann es vorkommen, dass der Atlas in Flexion mit seinem Arcus post. näher am Occiput ist als während der Extension.

Der Atlas wurde deshalb schon von einigen Autoren als „knöcherner Diskus“ zwischen Occiput und Axis verstanden (Putz, 1981).

Der Umfang für die *Lateralflexion* beträgt zirka 3–10° (Knese, 1947; Lewitt, 1967; Panjabi, 1988).

Die Fac. art. lat. sup. axis sind nach außen geneigt. Ihnen lässt sich ein gemeinsamer Krümmungsmittelpunkt zuordnen, durch den die Achse der genannten Bewegung zu denken ist. Diese Achse liegt ungefähr zentral im Körper des vierten Halswirbels. Der Atlas gleitet auf dem Axis nach links bzw. rechts. Er wird wie ein Keil zwischen Occiput und Axis herausgepresst (Lewitt, 1967).

Knese (1947) sah die sagittal verlaufende Achse in Abhängigkeit vom Krümmungsradius der Gelenkflächen durch das obere Drittel des dritten Halswirbelkörpers verlaufen, und zwar annähernd horizontal. Auch diese Bewegung in der Art. atlantoaxialis lat. beschrieb er als „drehendes Flächenschleifen“.

Der Dens axis schleift gleichzeitig übereinstimmend in der Fovea dentis von links nach rechts. Die Fovea dentis ist demgemäß queroval (Knese, 1947).

Putz (1972) und Bogduk (2001) sahen in der als „Lateralflexion“ oder „Seitneigung“ in der Literatur bezeichneten Bewegung eher eine Verschiebung in der Frontalebene, also eher eine „Translation“ (Putz, 1972; Bogduk, 2001).

1.3.3 Kinematik des dritten Wirbelgelenks (C2–C3)

Fick (1911) beschrieb die Beweglichkeit in der Halswirbelsäule als die größte innerhalb der ganzen Wirbelsäule und betrachtete das Gelenk C2–C3 mit seinem sehr geringen Bewegungsumfang als Ausnahme. In diesem Segment hat neben den beiden lateralen Gelenken die Bandscheibe einen zusätzlichen Einfluss auf die Bewegungen. Die Bandscheibe ist dort sehr dünn und der Rand der Fac. art. lat. inf. axis ragt weit vor.

Die *Sagittalflexion* im Gelenk C2–C3 verläuft in einem Bereich von 6–11° (Mesdagh, 1976; Penning, 1987; Panjabi, 1988). Die Beweglichkeit steigt in den unteren Gelenken kontinuierlich bis ins C5-C6-Gelenk an.

Penning (1987) lokalisierte die Rotationsachse für Sagittalbewegungen im kaudalen Bereich von C3. Damit liegt die Achse im Vergleich zu den anderen Halswirbelgelenken relativ weit kaudal. Diese Eigenart erklärte Penning (1987) durch die oben erwähnten Eigenarten des dritten Halswirbels (C3), und zwar tief liegende Fac. art. lat. sup., großer Neigungswinkel der Fac. art. lat. sup. und Wirbelkörper.

Nowitzke (1994) machte dagegen allein die Höhe der oberen Gelenkflächen über dem Wirbelkörper dafür verantwortlich.

Durch die weit entfernte Rotationsachse muss der Axis bei gleicher Winkelbewegung eine größere Distanz auf C3 zurücklegen. Die Sagittalbewegung wird dadurch eingeschränkt (Penning, 1987).

In der unteren Halswirbelsäule kann nicht von einer reinen *Rotation* oder *Lateralflexion* gesprochen werden, da die Lateralflexion immer mit einer Rotation in die gleiche Richtung gekoppelt ist und umgekehrt (Fick, 1911; Mesdagh, 1976; Putz, 1981; Penning, 1987). Dies wird durch den Neigungswinkel der Gelenkflächen, aber auch durch den Processus uncinatus des jeweils kaudalen Wirbels beeinflusst (Penning, 1987). Eine Rotation ist umgekehrt immer mit einer Lateralflexion in die gleiche Richtung verbunden (s. Abb. 15). Anders ausgedrückt

läuft eine Bewegungsachse von kranial-dorsal nach kaudal-ventral rechtwinklig zum Neigungswinkel der Fac. art. inf. axis (Mercer, Bogduk, 2001).

Mercer und Bogduk (2001) verglichen die Gelenke der Halswirbel mit Sattelgelenken, die nur in zwei Richtungen Bewegungen zulassen.

Die laterale Beweglichkeit des Gelenkes C2–C3 ist im Vergleich zu den tiefer liegenden Halswirbelgelenken gering. Panjabi (2001) ermittelte nur 9,5° Bewegungsumfang.

Der Rotationsumfang beträgt 6–7° (Penning, 1987; Panjabi, 1988, 2001). Auch hier nehmen die Werte in den unteren Abschnitten zu.

Die geringen Werte schrieb Putz (1981) dem kleinen Öffnungswinkel der Fac. art. sup. des dritten Halswirbels zu. Gleichzeitig wird dadurch die Endstellung der Rotation besser stabilisiert.

1.3.4 Kinematik der oberen Halswirbelsäule als funktionelle Einheit

Oberes (C0–C1) und unteres Kopfgelenk (C1–C2) arbeiten als eng benachbarte Gelenke nicht nur zusammen, sondern bilden ein funktionelles Ganzes. Aber auch mit dem Rest der Wirbelsäule stehen diese Gelenke in engem Kontakt. Das führt zu den häufig in der Literatur beschriebenen gekoppelten Bewegungen („coupled motions“). Der Begriff beschreibt die Tatsache, dass in den Kopfgelenken keine Bewegungen auf nur einer Ebene ablaufen, sondern immer auch gleichzeitig in einer zweiten. Genau genommen wird im menschlichen Körper keine Bewegung um eine einheitliche Achse ausgeführt, da der Körper kein streng geometrisches Gebilde ist. White (1978) machte jedoch auf eine allgemeine Akzeptanz für eine starke Kopplung im Atlantoaxialgelenk (C1–C2) und somit der oberen Halswirbelsäule aufmerksam.

Einige Autoren versuchten, diese Bewegungen durch die Morphologie der Gelenkflächen zu beschreiben (Koebeke, 1982), andere durch Messungen von festgelegten Punkten in radiologischen Studien (Ishii, 2004) oder anhand von In-vitro-Testapparaturen (Oda, 1991):

- Verschiedene Studien beschrieben ein Absinken des Atlas auf dem Axis während der Rotation. Einerseits stellten einige Autoren diese Bewegung als gleichmäßige Schraubebewegung dar (Fick, 1911; Mercer, Bogduk, 2001). Andererseits wird behauptet, ein Absinken des Atlas findet nur in unphysiologischen Bereichen nach Durchtrennung der Bänder statt (Knese, 1947; Putz, 1972).
- Ishii (2004) machte an In-vivo-MRT-Studien die Beobachtung, dass eine Rotation im unteren Kopfgelenk (C1–C2) mit einer Lateralflexion zur kontralateralen Seite ($\pm 3,8^\circ$) und Extension ($\pm 6,9^\circ$) verbunden ist (s. Abb. 15). Bei der Rotation ist aufgrund der Wirbelsäulen-anatomie gleichzeitig eine Lateralflexion in der unteren Halswirbelsäule zu beobachten (siehe oben). Diese wird automatisch auf der Ebene des oberen (C0–C1) und unteren (C1–C2) Kopfgelenkes durch Extension und entgegengesetzte Lateralflexion ausgeglichen – aus ästhetischen Gründen. In der Summe erfolgt so scheinbar eine reine Rotationsbewegung. Dieser Vorgang wurde von einigen Autoren beschrieben (Penning, 1987; Bogduk, 2000; Mercer, 2001; Ishii, 2004). Bei einer Lateralflexion läuft die Bewegung entgegengesetzt ab. Der Atlas gleitet bei einer Lateralflexion auf dem Axis zur ipsilateralen Seite. Dadurch wird die auf dieser Seite auftretende Kraft auf die untere Halswirbelsäule übertragen, die jedoch physiologisch gleichzeitig eine Rotation durchführt. Diese Rotation muss im unteren Kopfgelenk (C1–C2) durch eine Gegenrotation ausgeglichen werden (Mercer, 2001; Abb. 15).
- Koebeke (1982) beobachtete zwischen den flachen Gelenkflächen des Atlantoaxialgelenkes (C1–C2), die seiner Meinung nach bei Neugeborenen auftreten, einen kontinuierlichen Kontakt. Dadurch wird auch der Druck gleichmäßig übertragen. Um bei einer

Gelenkfläche mit zentralem Plateau bei ausgewachsenen Individuen einen kontinuierlichen Kontakt zu erhalten, müssen außer einer Rotation noch weitere Bewegungen stattfinden. Er vermutet hier jedoch kein Tiefersinken des Atlas, sondern eine Extension in Kombination mit einer Flexion zur Gegenseite (s. Abb. 16). Dabei kommt die dorsale Region der Fac. art. lat. sup. axis in Kontakt mit der Fac. art. lat. inf. atlantis. Die von ihm beobachtete Knorpelverteilung bestätigte dies (dorsale Protrusionen, die mit Knorpel bedeckt sind, ventral knorpelfreie Inzisionen).

In der Literatur werden gekoppelte Bewegungen im weiteren Rahmen auch für das obere Kopfgelenk (C0–C1) und für die übrige Halswirbelsäule beschrieben, was die Komplexität dieses Systems verdeutlicht.

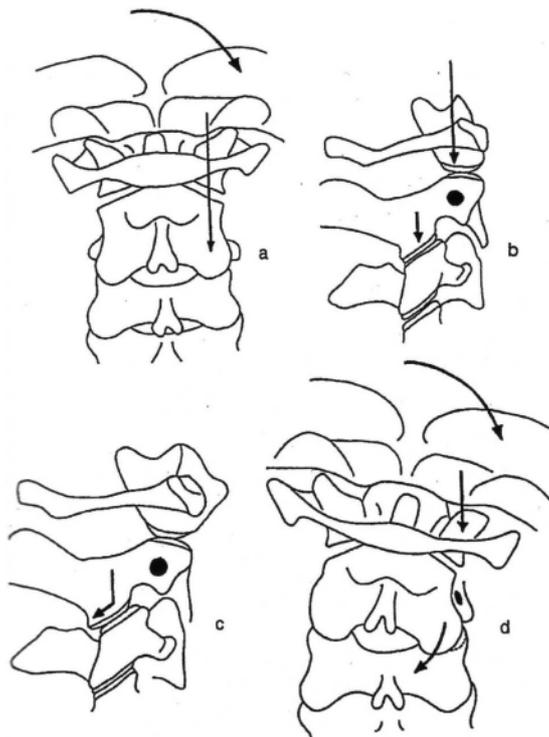


Abb. 15: Lateralflexion + Rotation (Mercer, 2001)

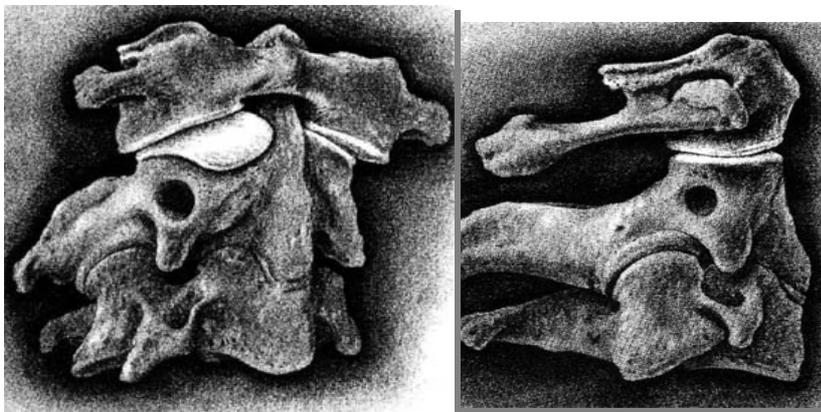


Abb. 16: Rotation + Lateralflexion (Koebke, 1982)

1.4 Zusammenhang zwischen Mineralisierung und Beanspruchung des Knochens

1.4.1 Funktionelle Anpassung des Knochens

Nach den Versuchen von Wolff (1892), Roux (1920) und Benninghoff (1927) konnte erst Pauwels (1954, 1965, 1973) über die Gesetze der Statik und mithilfe der Spannungsoptik sorgfältig herleiten, dass das menschliche Skelett ein idealer Leichtbau ist und an seine mechanische Beanspruchung mit dem geringstmöglichen Materialaufwand optimal angepasst ist.

Carter (1987) vertrat die Theorie, dass der Phänotyp eines Gewebes durch die Beanspruchungsvorgeschichte oder „loading history“ geprägt wird. Die Struktur der Knochenmorphologie ist Ausdruck der Abfolge von Beanspruchungen, der das Gewebe seitdem ausgesetzt war.

Pauwels (1965) betonte, dass ein funktioneller Aufbau des Knochens nur dann besteht, wenn an jeder Stelle die Festigkeit der dort auftretenden Beanspruchungsgröße entspricht, also ein „Körper gleicher Festigkeit“ vorliegt. Dies versuchte Pauwels (1965) wiederum mithilfe der Spannungsoptik, die auf den optischen Eigenschaften von Kunstharz beruht, und auf Röntgenbildern zu veranschaulichen.

Röntgenstrahlen werden beim Durchdringen eines Knochens entsprechend der Dichte und der Menge des durchdrungenen Materials absorbiert. Da die Dichte eine Konstante ist (Rowland et al., 1959; Virtama et al., 1957; Williams, Samson, 1960; Williams, Mason, 1962; alle nach Knief, 1966), ist die Röntgendichte somit nur von der Materialmenge abhängig.

Pauwels (1965) sah im Vergleich von spannungsoptischen Bildern und Röntgenbildern eine Korrelation zwischen den auftretenden Spannungen und der Röntgendichte. Er ging nun davon aus, dass die Röntgendichte der Festigkeit eines Knochens proportional sei.

Amtmann und Schmitt (1968) untersuchten den Zusammenhang zwischen Festigkeit und Materialdichte bzw. Röntgendichte: „Die Festigkeit des Knochens ist zwar dem Kalksalzgehalt proportional, aber darüber hinaus verbleibt ein bedeutender, aus Röntgenbildern nicht zu ermittelnder Rest an Bruchfestigkeitsunterschieden“ (Amtmann und Schmitt, 1968).

Martin und Ishida (1989) untersuchten die Variablen Kollagenfaserrichtung, Porosität, Dichte und Mineralisierung in Abhängigkeit von der Zugfestigkeit. Der Kollagenfaserrichtung schrieben sie den größten Einfluss zu.

Müller-Gerbl (1991) und Eckstein (1994) betonten auch die Tatsache, dass von der subchondralen CT-Dichte und somit der Röntgendichte nicht direkt auf die mechanischen Eigenschaften des Knochens geschlossen werden kann. Obwohl dies sehr wahrscheinlich ist, muss es jedoch noch im Experiment nachgewiesen werden.

Ob der Knochen ein Körper gleicher Festigkeit ist, bleibt somit eine Frage, die noch nicht mit Sicherheit geklärt ist.

Da Pauwels (1965) das Röntgenbild nur abschätzte, zog Knief (1966) die logische Konsequenz und führte den ersten quantitativen Vergleich mithilfe der Densitometrie durch, der gleichzeitig die Ergebnisse von Pauwels (1965) bestätigte.

Aufgrund der positiven Beziehung zwischen reproduzierbaren densitometrischen Diagrammen und der vorherrschenden Beanspruchung im Knochen entwickelte sich die Densitometrie zu einem Instrument, das eine Ableitung der Beanspruchungsverteilung im Knochen erlaubt.

1.4.2 Funktionelle Anpassung des subchondralen Knochens

Der Begriff des subchondralen Knochens zeigt sich im Querschnitt durch eine Gelenkfläche (s. Abb. 17 links):

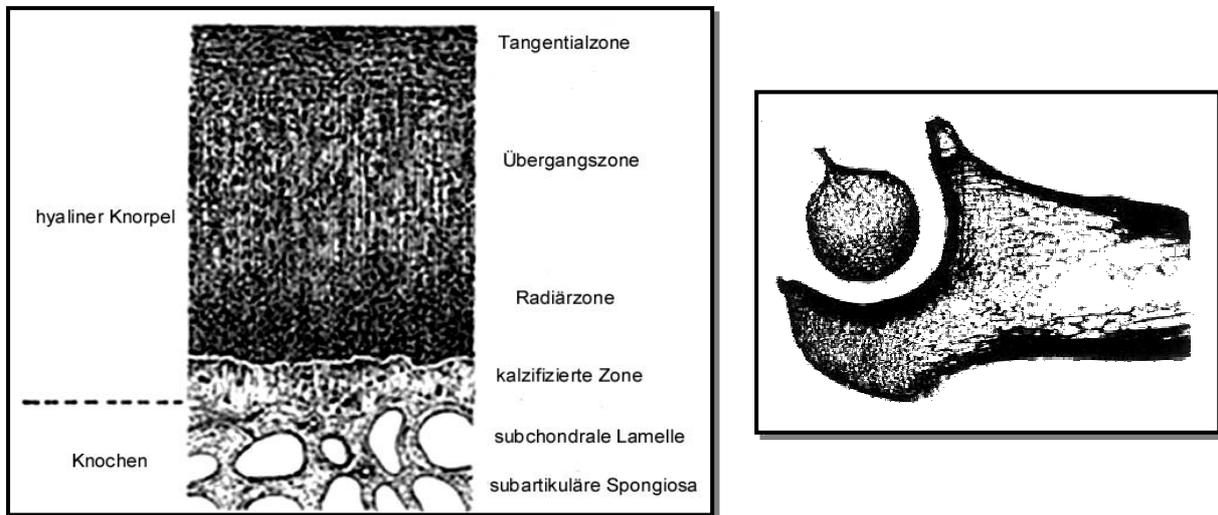


Abb. 17: Querschnitt durch eine Gelenkoberfläche (Müller-Gerbl, 1991); subchondrale Knochendichte (Pauwels, 1963)

Auffallend ist die Unterteilung des Knorpels in einen unmineralisierten und einen mineralisierten Anteil. Die beiden Anteile sind durch die „tidemark“ voneinander abgegrenzt. Unter dem mineralisierten Anteil liegt nach der Definition von Müller-Gerbl (1991) die subchondrale Lamelle („subchondral bone“).

Der subchondrale Knochen wirkt als maßgeblicher Stoßdämpfer im Gelenk (Radin, 1970, 1986; Inoue, 1981). Darüber hinaus überträgt er Kräfte auf die tieferen Anteile des Knochens. Für die Dämpfung der Kraft sind der subchondrale Knochen und das periartikuläre Weichgewebe besser geeignet als der Knorpel, weil dieser dafür zu dünn ist (Radin, 1970).

Knorpel hat die Funktion, Gelenkkräfte auf die darunter liegenden knöchernen Strukturen zu übertragen und die Kontaktfläche des Gelenks zu maximieren (Radin, 1970, 1986).

Die oben erwähnten Zusammenhänge für die funktionelle Anpassung gelten auch für den subchondralen Knochen. Schon Pauwels (1963) sah hier eine Korrelation. In seiner Ableitung zur Beanspruchung im Ellenbogengelenk stellte er fest: „Diese theoretischen Erörterungen werden noch dadurch gestützt, dass in beiden Gelenkkörpern die Dichte des Knochens unter dem Gelenkknorpel offenbar ganz ähnlich verteilt ist wie die Spannungen in den errechneten Diagrammen. Das wird im Röntgenbild noch besonders deutlich. Man kann demnach auch hier geradezu von einem verkörperten Spannungsdiagramm sprechen“ (s. Abb. 17 rechts).

Zum einen bestimmen die Größe und der Durchstoßpunkt der Kraftresultierenden, die sich nach Pauwels (1965) aus dem Körpergewicht und der Muskelresultierenden zusammensetzt, die Gelenkbeanspruchung. Zum anderen sind hierfür die Lage und Größe der Kontaktflächen entscheidend (s. Abb. 51).

Die Kontaktflächen ändern sich mit der Gelenkstellung und hängen von der Geometrie der Gelenkfläche ab. Mit größerer Kontaktfläche wird die Beanspruchung kleiner. Unter Druck verformt sich der Gelenkknorpel und bestimmt die Kontaktflächen und die Druckverteilung. Die Langzeitbeanspruchung ist abhängig von sich wiederholenden Beanspruchungsformen. *Dies äußert sich letztlich im Mineralisierungsmuster bzw. Dichtemuster des subchondralen Knochengewebes.* Die Röntgendichte bzw. die Materialverteilung des subchondralen Knochens stellt somit ein sich über einen längeren Zeitraum ausbildendes morphologisches Äquivalent der individuellen Gelenkbeanspruchung dar (Müller-Gerbl, 1991).

1.4.3 Verfahren zur Ermittlung der Knochendichte

Den Anreiz zur Anwendung quantitativer Methoden zur Bestimmung der Knochendichte bzw. der Röntgendichte gab Pauwels (1965). Seine Behauptung, die Röntgendichte eines Knochens korreliere gut mit der örtlichen Beanspruchung (nach Spannungsoptik), beruhte auf einer visuellen Abschätzung.

Knief (1966) wandte in diesem Zusammenhang erstmals die Methode der Densitometrie zur quantitativen Bestimmung der Röntgenabsorption an.

Weitere Methoden wurden von Konermann (1970, 1975) und Schleicher (1980) entwickelt.

Die Methode von Konermann wurde von Oberländer (1973) verwendet, um eine flächenhafte Darstellung des Acetabulums im menschlichen Hüftgelenk zu erhalten. So gelang ihm die flächenhafte Darstellung der gelenknahen Knochendichte.

All diese Verfahren konnten jedoch nur an anatomischen Schnittpräparaten Anwendung finden. Mit der Notwendigkeit einer Methode, die auch am Patienten verwendet werden konnte, entwickelte Müller-Gerbl (1991) die Computertomografie-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM).

Die Methode erlaubt es, mithilfe von CT und einem Analyseprogramm subchondrale Mineralisationsmuster grafisch darzustellen. Es ergibt sich eine flächenhafte Projektion von Äquidensiten in Falschfarben auf die Gelenkfläche.

Das Verfahren fand inzwischen in zahlreichen Studien Anwendung (Müller-Gerbl, 1990, 1991, 1993; Eckstein, 1992, 1994; Linsenmaier, 2003).

In der Umkehrung des Gesetzes der Transformation der Knochen (Wolff, 1992) können so am Patienten individuelle Gelenkbeanspruchungen abgeleitet werden und unphysiologische Beanspruchungen, die oft den Ausgangspunkt für Arthrose bilden, diagnostiziert werden.

1.5 Fragestellung

Wie schon Prescher (1988) zeigte, sind die Kopfgelenke häufig von *degenerativen Erkrankungen* betroffen. Die wesentlichen Merkmale der Arthrose sind die Degeneration des Gelenkknorpels und des darunter liegenden Knochens. In den meisten Fällen entsteht die Arthrose ohne offensichtliche Prädispositionsfaktoren. Es gilt als weitgehend sicher, dass Arthrose in der Mehrzahl der Fälle die Folge einer chronischen Überbeanspruchung eines Gelenkes ist. Um die Entstehung und den Verlauf degenerativer Erkrankungen des unteren Kopfgelenkes (C1–C2) und des Gelenkes C2–C3 grundlegend verstehen zu können, ist die genaue Kenntnis der Biomechanik, insbesondere der physiologischen Beanspruchungsverteilung innerhalb der Gelenkflächen, eine notwendige Voraussetzung. Erst dann können pathologische Veränderungen richtig interpretiert werden. Daraus lassen sich möglicherweise Konsequenzen für Prophylaxe und Therapie arthrotischer Veränderungen ableiten. Daher sollen im Rahmen dieser Arbeit Funktionsanalysen des unteren Kopfgelenkes (C1–C2) und des Gelenkes C2–C3 durchgeführt werden.

Mithilfe der CT-OAM kann festgestellt werden, welche *Mineralisierungsmuster bzw. Dichtemuster als Korrelat der langfristigen Beanspruchung in den subchondralen Knochenplatten des Axis* auftreten. Diese Methode liefert einen morphologischen Ansatz und geht somit von der biologischen Realität aus. Fehlerfaktoren, die jeder Versuchsaufbau beinhaltet, können ausgeschlossen werden.

Durch die Anwendung der CT-OAM soll insbesondere untersucht werden, ob für die untersuchten Gelenkflächen einheitliche Grundmuster der subchondralen Mineralisierung existieren. Falls einheitliche Grundmuster auftreten, ergibt sich die Frage, welche Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung als Korrelat der langfristigen mechanischen Beanspruchung vorhanden sind und welche Rückschlüsse auf die Gelenkmechanik sich aus diesen Verteilungsmustern folgern lassen.

Folgende Teilaspekte sollten in dieser Studie geklärt werden:

- **Existieren regelmäßige Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung** für
 - die Facies articularis superior axis,
 - die Facies articularis inferior atlantis,
 - die Facies articularis inferior axis,
 - die Facies articularis anterior dentis,
 - die Fovea dentis atlantis und
 - die Facies articularis posterior dentisund wie sind die Fallzahlen der möglichen Mineralisierungsmuster statistisch verteilt?

- **Gibt es im Seitenvergleich** der
 - Facies articularis superior axis,
 - Facies articularis inferior atlantis
 - und der Facies articularis inferior axisunterschiedliche Häufigkeiten der einzelnen Mineralisierungsmuster und damit unterschiedliche Verteilungen der mechanischen Beanspruchungen?

- Gibt es einen Unterschied in der **Gesamtmineralisierung (mg Ca/ml)** zwischen
 - linker und rechter Facies articularis superior,
 - linker und rechter Facies articularis inferior,
 - Facies articularis anterior dentis und Facies articularis posterior dentis,
 - zwischen den Facies dentis und den Facies laterales axis und
 - zwischen kranialer und kaudaler Facies articularis und damit Unterschiede in der Beanspruchung?

- Wie verhält sich die **Dichteverteilung der korrespondierenden Gelenkflächen**
 - Fovea dentis atlantis ↔ Facies articularis anterior dentis und
 - Facies articularis superior axis ↔ Facies articularis inferior atlantis zueinander?

- Welche Rückschlüsse können durch diese Erkenntnisse auf die physiologische **Biomechanik** des unteren Kopfgelenks (C1–C2) und des dritten Wirbelgelenks (C2–C3) gezogen werden?

2 Material und Patienten

In dieser Studie wurden 36 *Axes* untersucht. Sie bestanden aus zwei Gruppen:

- 25 mazerierte Axispräparate (Gruppe mazerierte Präparate: GMP) der Sammlung des Anatomischen Instituts. In dieser Gruppe konnten weder Alter noch Geschlecht bestimmt werden.
- 11 Patienten (Gruppe Patienten: GP) aus dem Archiv der Radiologie des Klinikums Innenstadt. Diese Daten stammten aus computertomografischen HWS-Aufnahmen. Der Altersdurchschnitt der vier Frauen und sieben Männer lag bei 42,0 Jahren.

Zu untersuchen waren daher:

- 72 Facies articulares superiores axis
- 72 Facies articulares inferiores axis
- 36 Facies articulares anteriores dentis
- 36 Facies articulares posteriores dentis

Innerhalb einer Arbeitsgruppe wurden zusätzlich 38 *Atlantes* untersucht:

- 24 mazerierte Atlantes der Anatomischen Sammlung der Ludwig-Maximilians-Universität München (Gruppe mazerierte Atlanten = GMA). Diesen konnte weder Alter noch Geschlecht zugeordnet werden.
- 14 Patienten aus dem Archiv der radiologischen Abteilung des Klinikums Innenstadt der Ludwig-Maximilians-Universität München (Gruppe Patienten Atlas = GPA). Der Altersdurchschnitt lag hier bei 40,0 Jahren.

Es ergaben sich somit:

- 76 Facies articulares inferiores atlantis
- 38 Foveae dentis

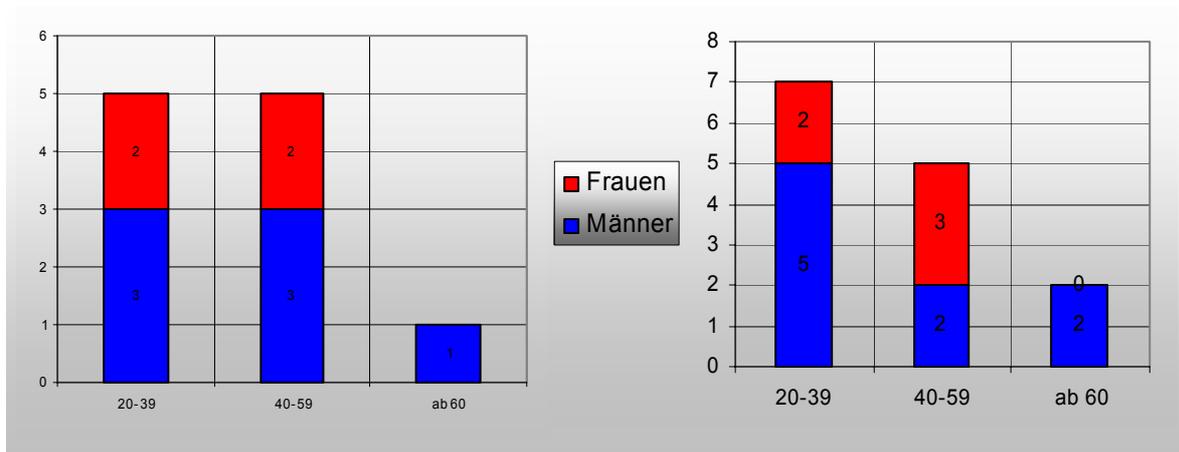


Abb. 18: Altersverteilung der Patienten für Axis (links) und Atlas (rechts)

3 Methoden

3.1 Anfertigung der CT-Datensätze

Die CT-Aufnahmen wurden in der Radiologie des Klinikums Innenstadt erstellt. Als Computertomograf diente ein SOMATOM PLUS (Siemens, Erlangen).

- Mazerierte Präparate

Die maz. Präparate wurden kaudal mit Wachs auf einem Holzstab so befestigt, dass die Gelenkflächen frei blieben. Es wurden jeweils ca. fünf Stück gleichzeitig im CT positioniert. Zur exakten Ausrichtung dienten die Laserfunktion des Tomografen und eine in der Software integrierte Funktion, die eine Übersichtsaufnahme ermöglichte. Das Protokoll ist Tab. 3 zu entnehmen:

Scan:	Schichtdicke:	2 mm
	Schichtkollimation:	1 mm
	Vorschub:	5 mm
Rekonstruktion:	Fenster:	B20 s weich
	Schichtdicke:	1,25 mm
	Rekonstruktion Inkrement:	0,7 mm

Tab. 3: Aufnahmeprotokoll für Weichteilfenster

- Patienten

In der GP dienten computertomografische Aufnahmen von Halswirbelsäulen ausgewählter Patienten aus dem Archiv der Radiologie des Klinikums Innenstadt zur Bearbeitung.

Die Daten konnten in zwei unterschiedliche Gruppen getrennt werden:

- Rekonstruktion im Weichteilfenster erfolgte wie in Tab. 3 und bestand aus fünf Patienten
- Rekonstruktion im Knochenfenster erfolgte wie in Tab. 4 und bestand aus sechs Patienten

Scan:	Schichtdicke:	2 mm
	Schichtkollimation:	1 mm
	Vorschub:	5 mm
Rekonstruktion:	Fenster:	B60 s scharf
	Schichtdicke:	2,0 mm
	Rekonstruktion Inkrement:	2,0 mm

Tab. 4: Aufnahmeprotokoll für Patientengruppe Knochenfenster

Standardmäßig lagen die Schichten in der transversalen Ebene.

3.2 Erstellung der Verteilungsmuster der subchondralen Knochendichte mithilfe der CT-OAM

- a) Da die Daten der GP aus ganzen Halswirbelsäulen bestanden, mussten die nicht relevanten Schnitte (alle Schnitte, die nicht den Axis zeigen) entfernt werden. In der GMP mussten die gemeinsam positionierten Präparate voneinander getrennt werden. Für diese Funktionen erwies sich die Software „Osiris“ als geeignet.
- b) Zur Umwandlung des vorliegenden Dicom-Formates (.dcm) in das Format der Software „Analyze“ (.hdr) diente das Programm „MRICro“ (Version 1.37).
- c) Die Datensätze wurden per Netzwerk auf eine Workstation (IBM RISC System/6000) übertragen. Hierauf war das Bildanalyseprogramm „Analyze“ (Version 7.5.5, Firma: Mayo Foundation) installiert.
- d) In einem weiteren Schritt, der der Reduzierung der Datenmenge diente, wurde der Bereich des Axis auf den Schnitten eingegrenzt. Hierfür wurde die „Interactive Region“-Funktion angewendet.
- e) Da die Ebenen der Gelenkflächen rechtwinklig zueinander stehen, mussten auch senkrecht aufeinander stehende Schichten angefertigt werden. Die Fac. art. lat. sup. und inf. waren am besten in der koronaren Ebene zu beurteilen, die Fac. art. ant. und post. am besten in der transversalen Ebene. Mit der „Oblique“-Funktion konnten Sekundärschnitte erstellt werden, die als „Datensatz-kor-a“ und „Datensatz-tra-a“ gespeichert wurden (s. Abb. 19):

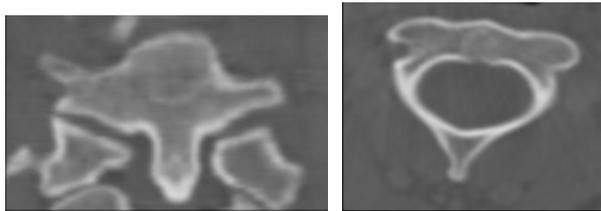


Abb. 19: „Datensatz-kor-a“ und „Datensatz-tra-a“

- f) In beiden a-Datensätzen wurde nun der Axis mit der „Image Edit“-Funktion von den anderen Wirbeln getrennt und unter „Datensatz-kor-b“ und „Datensatz-tra-b“ gespeichert (s. Abb. 20):

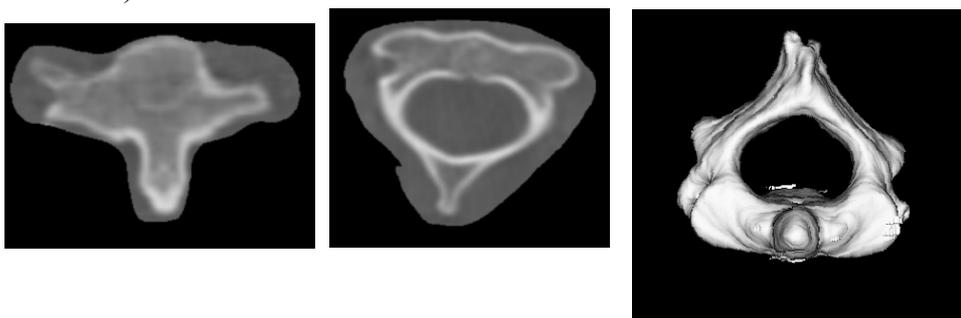


Abb. 20: „Datensatz-kor-b“ und „Datensatz-tra-b“ (links); rekonstruierter Axis von kranial (rechts)

Diese Datensätze konnten mit dem „Voxel Gradient Shading“-Algorithmus zu einem 3-D-Bild rekonstruiert werden. Dieses Bild wurde in vier unterschiedliche Positionen gedreht (s. Abb. 20, 23):

- Ansicht von kranial zur Beurteilung der Facies articulares laterales superiores
- Ansicht von kaudal zur Beurteilung der Facies articulares laterales inferiores
- Ansicht von ventral zur Beurteilung der Facies articularis anterior dentis
- Ansicht von dorsal zur Beurteilung der Facies articularis posterior dentis

- g) Im nächsten Schritt mussten die beiden a-Datensätze erneut geladen werden, diesmal mit der „Image Edit“-Funktion, aber nur die subchondralen Knochenplatten ausgeschnitten und entsprechend der Gelenkfläche als „Datensatz-c“ gespeichert werden (s. Abb. 21):



Abb. 21: „Datensatz-c“

Im Anschluss erfolgte mit diesen Datensätzen durch den „Maximum Intensity Projection“-Algorithmus wiederum eine dreidimensionale Bildrekonstruktion. Die jeweils dichtesten Punkte der isolierten subchondralen Knochenplatte projizierten sich dabei senkrecht auf die Gelenkfläche. Die rekonstruierten Gelenkflächen wurden in die gleiche Ansicht rotiert wie ihre entsprechenden Gesamtbilder (s. Punkt f, Abb. 22).

Diese Ansicht der subchondralen Knochenplatte wurde zur besseren Unterscheidung der unterschiedlichen Knochendichten mit Falschfarben belegt. Es fanden zwei Keile Anwendung:

- Zweifarbendarstellung
- Mehrfarbendarstellung (13 Farben von wenig mineralisiert nach hoch mineralisiert: Blautöne, grün, Gelbtöne, Rottöne, schwarz und zuletzt weiß). Eine Farbe entsprach dabei jeweils einem Intervall von 100 Hounsfield-Einheiten (HU) (s. Abb. 22):

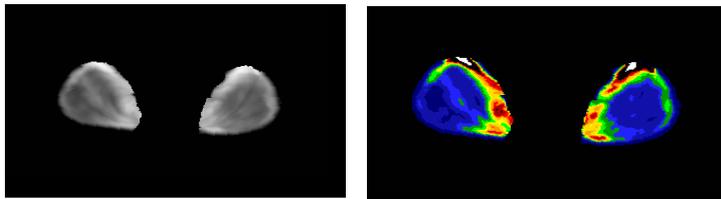


Abb. 22: Rekonstruktion der Gelenkfläche und Falschfarbendarstellung

- h) Zum Abschluss wurden die 3-D-Bilder aus Punkt f) und Punkt g) überlagert. Das Ergebnis dieses Prozesses waren sechs Densitogramme eines Axis, die jeweils die Dichteverteilungen der sechs Gelenkflächen repräsentierten (s. Abb. 23):

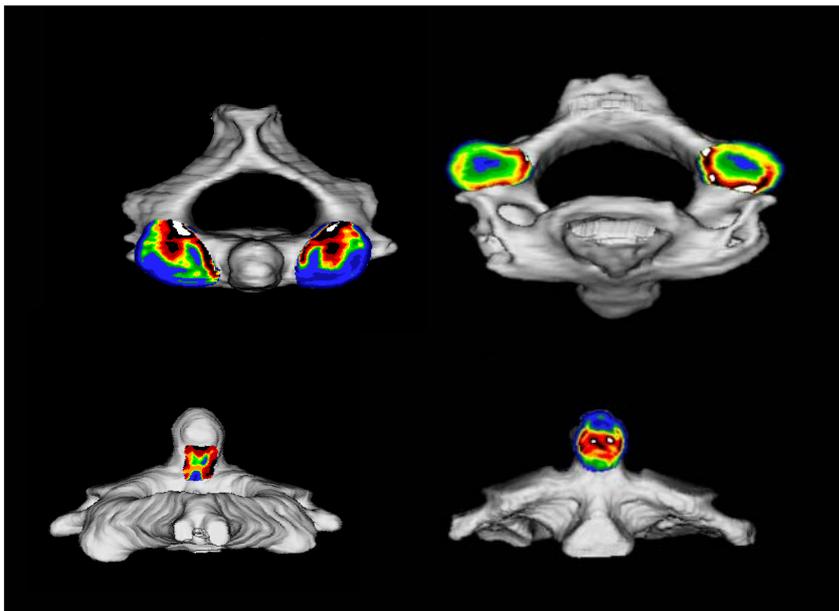


Abb. 23: Densitogramme aller sechs Gelenkflächen eines Axis

- i) Da innerhalb einer Arbeitsgruppe zusätzlich die Flächen des Atlas untersucht wurden, konnten die Densitogramme der Fovea dentis und der Fac. art. inf. atlantis von dort übernommen werden. Daraus ergaben sich drei weitere Densitogramme eines Atlas, die jeweils die Dichteverteilung von drei Gelenkflächen darstellten (s. Abb. 24):

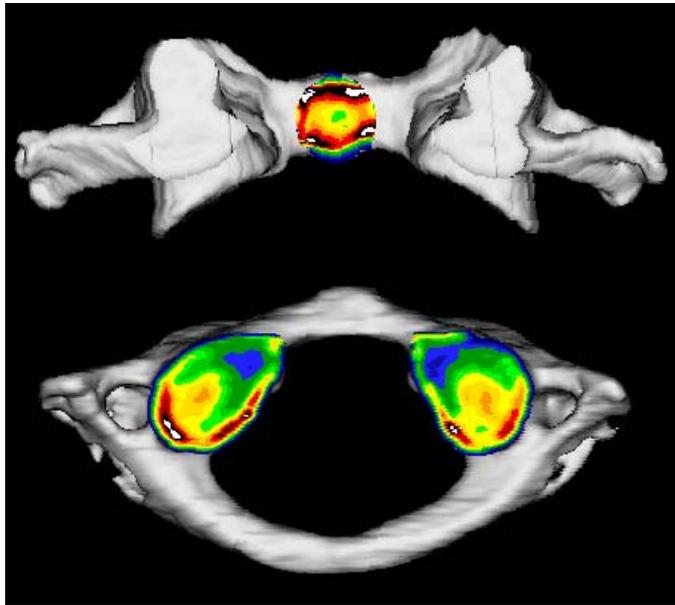


Abb. 24: Densitogramme aller drei Gelenkflächen des Atlas

3.3 Auswertung der Dichtemuster

3.3.1 Typisierung der Densitogramme nach Lokalisation der Maxima

Als Maximum wurden Lokalisationen definiert, die innerhalb des jeweiligen Densitogramms die höchste Mineralisierung aufwiesen. Die Definitionen von Haupt- und Nebenmaximum waren von der Art der Gruppeneinteilung abhängig.

Die Bilder wurden nach Lage des Hauptmaximums und nach Anzahl und Lage der Nebenmaxima sortiert und es wurde eine Gruppeneinteilung vorgenommen. Durch die Lage des Hauptmaximums wurde für die einzelnen Gelenkflächen jeweils die Zuordnung zu einer Hauptgruppe bestimmt. Nach Anzahl und Lokalisation der Nebenmaxima konnte anschließend eine Unterteilung in Untergruppen vorgenommen werden.

Es ergab sich somit jeweils eine spezifische topografische Mineralisierungsverteilung bzw. ein spezifisches Mineralisierungsmuster für jeden Gelenkflächentyp.

3.3.2 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Facies articularis superior axis

An der Fac. art. sup. axis erwies sich ein Neunerraster (3 x 3) als sinnvoll, um die Lokalisation der Maxima zu bestimmen und auch korrekt beschreiben zu können. Dafür wurden die Bilder innerhalb des Programms „Analyze“ in das Tif-Format (.tif) umgewandelt und auf einem handelsüblichen PC in das Softwareprogramm „Corel Draw 10“ geladen, das eine entsprechende Funktion („Millimeterpapier“) besaß.

Die Ausdehnung des Rasters definierte sich durch die Begrenzung des Densitogramms. Die Außenkanten berührten die Gelenkflächen auf allen vier Seiten an den am weitesten außen gelegenen Stellen. Durch proportionale Dehnung deckte jedes Feld die gleiche prozentuale Fläche bei allen Dichtemusterdarstellungen ab und machte die Mineralisierungsmuster beim Vergleich der Größe der einzelnen Gelenkflächen unabhängig und interindividuell vergleichbar.

Zur besseren Lagebeschreibung wurden die Felder jedes Rasters nach der Art eines Koordinatensystems beschriftet (s. Tab. 5, Abb. 25). Um jeweils gleiche Lokalisationen mit der gleichen Nummer beschreiben zu können, wurden die Fac. art. sup. axis der linken und rechten Seite jeweils spiegelbildlich nummeriert.

Rechte Gelenkfläche				Linke Gelenkfläche			
			Y3	Y3			
			Y2	Y2			
			Y1	Y1			
X3	X2	X1			X1	X2	X3

Tab. 5: Rastereinteilung der Fac. art. sup.

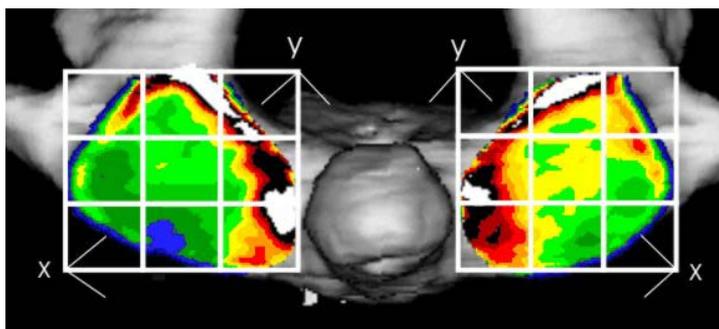


Abb. 25: Rastereinteilung der Fac. art. sup.

3.3.3 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Facies articularis inferior atlantis in der Arbeitsgruppe

An der Fac. art. inf. atlantis bewährte sich für die Auswertung ein Raster mit 16 Feldern (4 x 4). Auch hier wurden, um jeweils gleiche Lokalisationen der Dichtemaxima mit der gleichen Nummer beschreiben zu können, die Fac. art. inf. atlantis der linken und rechten Seite jeweils spiegelbildlich nummeriert (s. Abb. 26, Tab. 6):

Linke Gelenkfläche				Rechte Gelenkfläche			
			Y4	X4			
			Y3	X3			
			Y2	X2			
			Y1	X1			
X4	X3	X2	X1	X1	X2	X3	X4

Tab. 6: Rastereinteilung der Fac. art. inf. atlantis

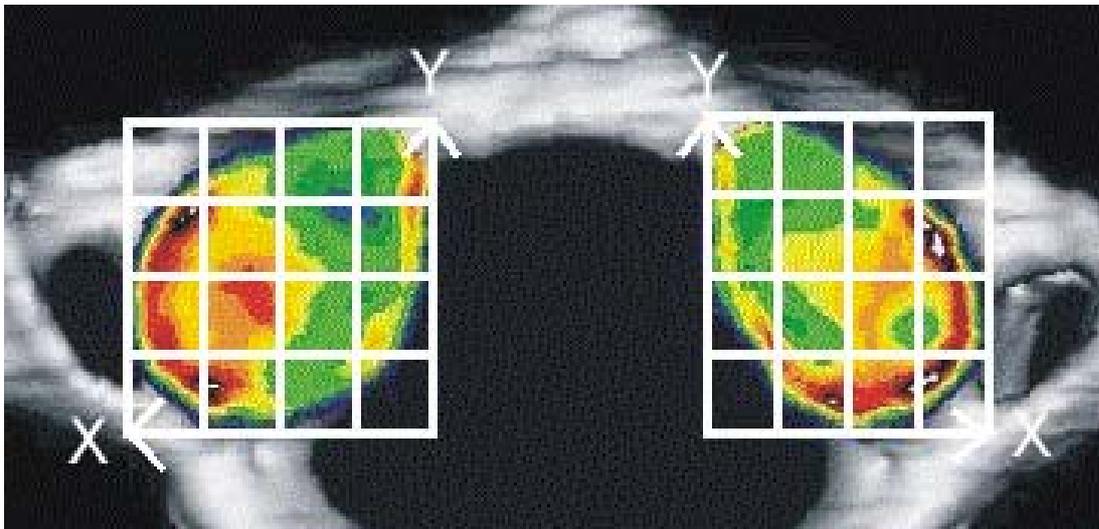


Abb. 26: Rastereinteilung der Fac. art. inf. atlantis

3.3.4 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Facies articularis inferior axis

Für die Auswertung der Densitogramme bewährte sich ein Raster mit 8 x 8 Feldern. Auch hier wurden die linke und rechte Fac. art. inf. axis spiegelbildlich nummeriert (s. Tab. 7, Abb. 27).

Es wurden auf jeder Gelenkfläche im Raster diejenigen zehn Felder markiert, die die höchste Dichte aufwiesen. Die Anzahl aller markierten Felder wurde in ein entsprechendes Koordinatensystem übertragen (s. Anhang: Tabelle 14).

Die Anzahl der auftretenden Maxima pro Feld wurde in Prozent umgerechnet und in einem Diagramm dargestellt (s. Abb. 37, Anhang: Tabelle 15).

Linke Gelenkfläche								Rechte Gelenkfläche									
								Y8	Y8								
								Y7	Y7								
								Y6	Y6								
								Y5	Y5								
								Y4	Y4								
								Y3	Y3								
								Y2	Y2								
								Y1	Y1								
X8	X7	X6	X5	X4	X3	X2	X1			X1	X2	X3	X4	X5	X6	X7	X8

Tab. 7: Rastereinteilung der Fac. art. inf.

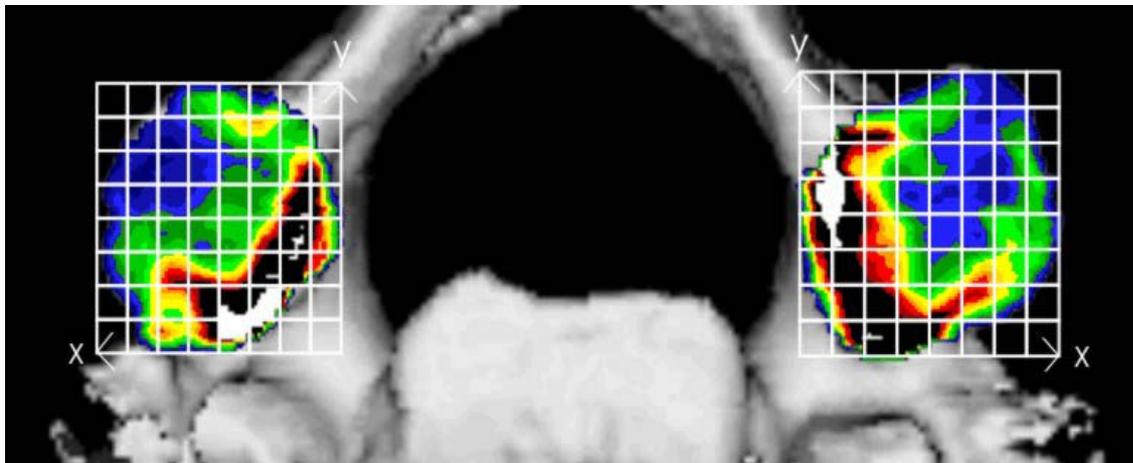


Abb. 27: Rastereinteilung der Fac. art. inf.

3.3.5 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Facies articularis anterior dentis

Zur Auswertung der Fac. art. ant. dentis bewährte sich ein Raster mit 6 x 12 Feldern. Wie auch oben wurden die Felder in der Art eines Koordinatensystems beschriftet (s. Abb. 28). Es konnten zentrale und periphere Maxima unterschieden werden. Dabei wurden die Begriffe wie folgt anhand des Rasters definiert:

- **Rot = zentrales Maximum** (Maxima, die innerhalb der roten Felder lagen)
- **Blau = peripheres Maximum** (Maxima, die innerhalb der blauen Felder lagen)

Alle Maxima, die innerhalb der blauen Felder lagen, galten als peripher, alle Felder, die innerhalb der roten Felder lagen, galten als zentral.

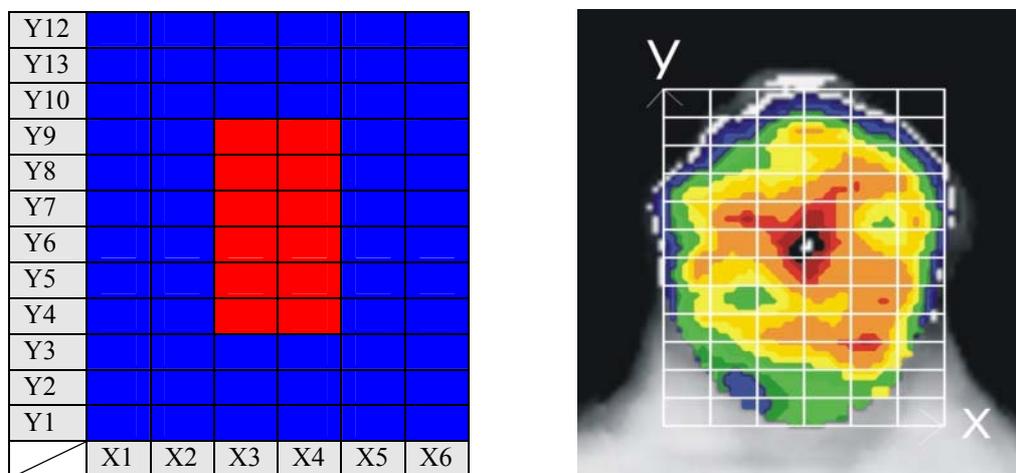


Abb. 28: Rastereinteilung der Fac. art. ant. dentis

Die Lokalisationen der peripheren Maxima wurden gesondert ausgewertet. Es wurden auf jeder Gelenkfläche im peripheren Raster diejenigen zehn Felder markiert, die die höchste Dichte aufwiesen. Die Anzahl aller markierten Felder wurde in ein entsprechendes Koordinatensystem übertragen (s. Anhang: Tabelle 17).

Die Anzahl der auftretenden Maxima pro Feld wurde in Prozent umgerechnet und in einem Diagramm dargestellt (s. Abb. 42, Anhang: Tabelle 18).

3.3.6 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Facies articularis posterior dentis

Hier wurde für die Auswertung auf ein Raster verzichtet. Die Mineralisierungsmuster wurden rein visuell beurteilt. Anhand des 3-D-Bildes wurde der Verlauf des Lig. transversum atlantis beurteilt. Weiterhin wurde die Gelenkfläche großflächig ausgeschnitten. So erhielten wir die Mineralverteilung der umgebenden Strukturen. Anhand dieser Darstellung und dem 3-D-Bild konnte eine eindeutige Verteilung der Maxima gefunden werden.

3.3.7 Bestimmung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Fovea dentis in der Arbeitsgruppe

Wie bereits bei der Beurteilung der Fac. art. post. dentis beurteilten wir die topografische Mineralisierungsverteilung auch auf der Fovea dentis visuell.

3.3.8 Quantitative Auswertung der CT-OAM

Eine weitere Auswertung der Densitogramme des Axis erfolgte mithilfe der quantitativen CT-OAM. Diese Methode ermöglichte es, den Calciumgehalt (in Milligramm) pro Volumeneinheit (in Milliliter) der subchondralen Knochenplatte der jeweiligen Gelenkfläche zu bestimmen.

Im CT-Bild repräsentierte jedes Voxel einen bestimmten Hounsfieldwert und besaß eine konstante Auflösung (x-, y-, z-Wert). Aus den Werten der Auflösung konnten die Fläche (mm^2) und das Volumen (mm^3) jeder Gelenkfläche berechnet werden.

Die Software „Analyze“ machte es möglich, eine Tabelle im txt-Format (.txt) zu erstellen, in der aufgelistet war, wie viele Voxel von jedem Hounsfieldwert innerhalb jeder Gelenkfläche vorhanden waren. Diese Werte wurden in eine Tabelle der Software „Excel“ kopiert.

Anhand von Messungen eines Phantoms bekannter Calciumkonzentration war es möglich, die Hounsfieldwerte in Calciumwerte umzurechnen. Anhand dieser Werte konnte der absolute Calciumgehalt pro Gelenkfläche (mg Ca) errechnet werden. Um die Werte von der Gelenkflächengröße unabhängig zu machen und somit intra- und interindividuell vergleichen zu können, wurden sie in Relation zur Gelenkflächengröße gesetzt (mg Ca/ml). Für jeden Axis ergaben sich somit sechs Werte der Calciumdichte, wobei jeder Wert für ein Densitogramm stand (s. Anhang: Tabelle 20).

3.3.9 Gegenüberstellung der Gelenkflächen

Die Ergebnisse der topografischen Mineralisierungsverteilung und der quantitativen CT-OAM wurden intraindividuell gegenübergestellt.

Wir untersuchten die **Mineralisierungsmuster** im Hinblick auf eine *Seitenabweichung*. Hier wurde beurteilt, ob links bzw. rechts bestimmte Dichtemuster deutlich öfter vorlagen. Folgende Gelenkflächen wurden beurteilt:

- Facies articularis superior axis
- Facies articularis inferior axis
- Facies articularis inferior atlantis

Weiterhin untersuchten wir die Mineralisierungsmuster im Hinblick auf die *Übereinstimmung an den korrespondierenden Gelenkflächen des unteren Kopfgelenkes (C1–C2)*, also zwischen Axis und Atlas. Hier wurde untersucht, wie oft an den Gelenkflächen des Axis und denen des Atlas Lokalisationen erhöhter Mineralisierung gefunden werden konnten, die topografisch miteinander in Übereinstimmung zu bringen waren. Korrespondierende Gelenkflächen bestanden an der:

- Articulatio atlantoaxialis lateralis
- Articulatio atlantoaxialis mediana

Die Werte des **Calciumgehaltes** wurden intraindividuell gesondert für die Gruppe der maz. Präparate und die Patientengruppe gegenübergestellt. Folgende Gelenkflächen wurden verglichen:

- Facies articularis superior und inferior axis
- Facies articulares dentis und Facies articulares laterales axis
- Facies articularis posterior dentis und Facies articularis anterior dentis

Weiterhin wurde auch hier ein *Seitenvergleich* der Gelenkflächen ausgewertet.

Anschließend stellen wir die Ergebnisse der Calciumkonzentration pro Gelenkfläche beider Gruppen (GP/GMP) vergleichend gegenüber.

3.3.10 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung der Calciumwerte arbeiteten wir mit der Software SPSS. Die Patientengruppe wurde getrennt von der Gruppe der maz. Präparate ausgewertet. Zunächst wurden für beide Gruppen die Durchschnittswerte und Standardabweichungen ermittelt. Die Vergleiche der quantitativen CT-OAM wurden anhand eines Wilcoxon-Tests ($\alpha = 0,05$) auf Signifikanz geprüft. Bei einem Patienten reflektierte auf den CT-Bildern metallischer Zahnersatz auf die Gelenkflächen des Dens axis. Dadurch wurde die Dichteverteilung im Bild sichtbar beeinflusst. Diese Flächen wurden der statistischen Auswertung entzogen, worauf die unterschiedlichen Fallzahlen bei den statistischen Vergleichen zurückzuführen waren.

4 Ergebnisse

4.1 Auswertung der topografischen Mineralisierungsverteilung der Gelenkflächen

4.1.1 Auswertung der Facies articularis superior axis

4.1.1.1 Einteilung der Dichtemuster

Es wurde ein einheitliches Dichtemuster gefunden, bei dem sich ein Hauptmaximum von ventral-medial über medial bis nach dorsal erstreckte, wobei die höchste Dichte im dorsalen Bereich lag. Teilweise erstreckte sich das Hauptmaximum bis ins Feld X3Y3. Häufig konnte ein zentrales Nebenmaximum gefunden werden (X2Y2).

Dementsprechend wurden zwei Dichtemuster unterschieden (s. Tab. 8, Abb. 29, Abb. 30):

Muster	Felder	Beschreibung
I	X1Y1; X1Y2; X1Y3; X2Y3; X3Y3	Hauptmaximum erstreckt sich von medial bis nach dorsal
II	X1Y1; X1Y2; X1Y3; X2Y3; X3Y3 + X2Y2	Hauptmaximum erstreckt sich von medial bis nach dorsal + zusätzliches Nebenmaximum zentral

Tab. 8: Einteilung der Dichtemuster Fac. art. sup. axis

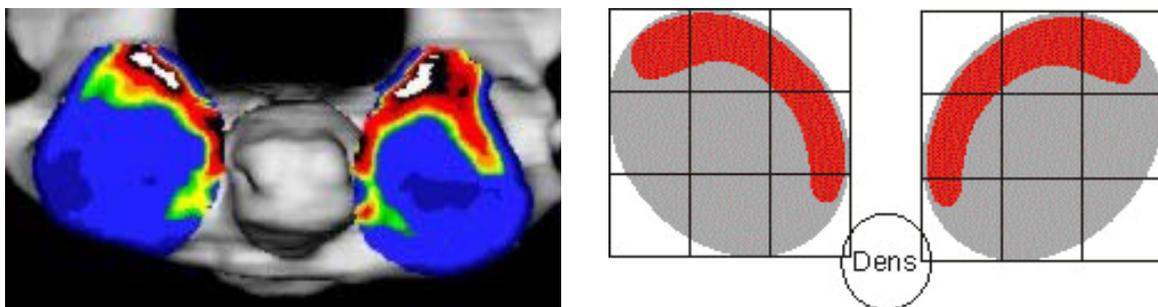


Abb. 29: Beispiel für ein Dichtemuster mit einem Hauptmaximum; Schema einer rechten Gelenkfläche N = 35

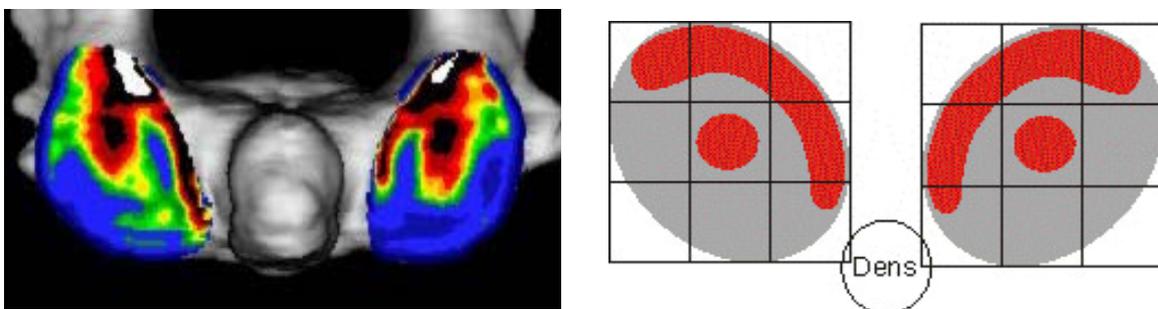


Abb. 30: Beispiel für ein Dichtemuster mit Haupt- und Nebenmaximum; Schema einer rechten Gelenkfläche N = 37

4.1.1.2 Verteilung der Dichtemuster

Die Zuordnungen der Dichtemuster zu den Patienten und maz. Präparaten finden sich im Anhang (s. Anhang: Tabelle 1).

	Muster I	Muster II
Gesamt	35	37
GP	14	8
GMP	21	29

Tab. 9: Verteilung der Dichtemuster der Fac. art. sup.

In der Gruppe der Patienten fanden wir einen höheren Anteil an Muster I, in der Gruppe der maz. Präparate dagegen einen höheren Anteil an Muster II.

Das Muster II mit zentralem Nebenmaximum konnte etwas häufiger gefunden werden als Muster I. Muster I trat zu 48,6 % auf, Muster II zu 51,4 %.

Die Dichtemuster hatten folglich alle ein dorso-mediales, bandförmiges Maximum. Der größere Teil aller Gelenkflächen wies zusätzlich ein zentrales Nebenmaximum auf. Ventral waren keine Maxima zu finden.

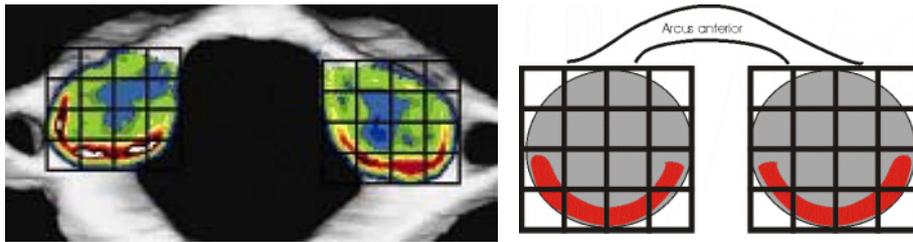
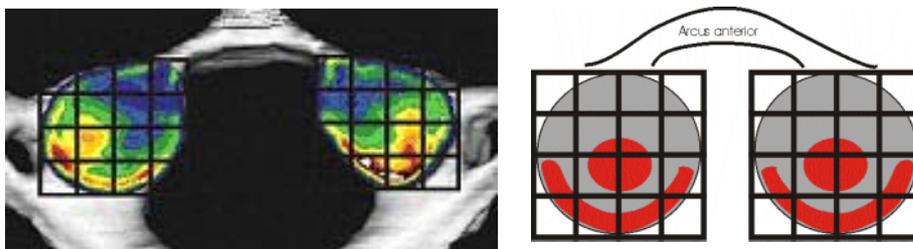
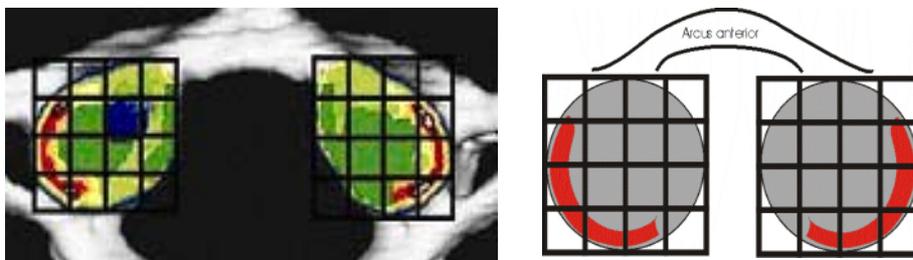
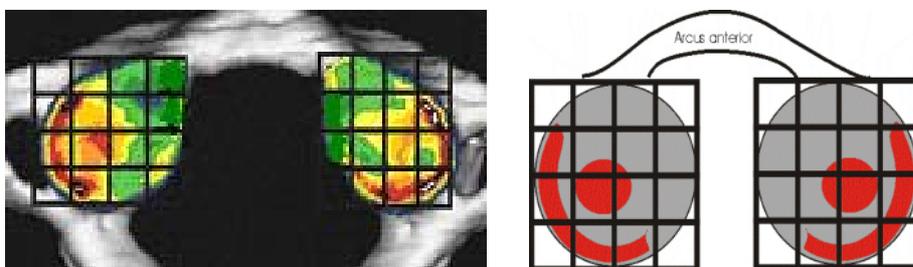
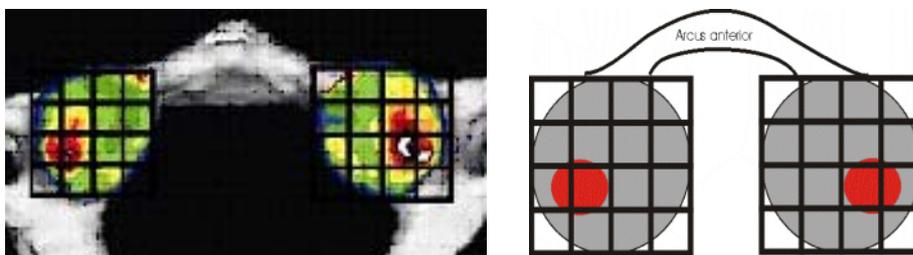
4.1.2 Auswertung der Facies articularis inferior atlantis in der Arbeitsgruppe

4.1.2.1 Einteilung der Dichtemuster

Der Fac. art. inf. atlantis konnten vier Mineralisierungsmuster zugeordnet werden, von denen die Gruppen I und II wiederum in Untergruppen unterteilt werden konnten (s. Abb. 31–35, Tab. 10):

Muster	Felder	Beschreibung
I, 1	X1Y2; X1Y1; X2Y1; X3Y1; X4Y1; X4Y2	Dorsale, halbkreisförmige Zone erhöhter Mineralisierung
I, 2	X1Y2; X1Y1; X2Y1; X3Y1; X4Y1; X4Y2 + mindestens eines der zentralen Felder X2Y2; X3Y2; X2Y3; X3Y3	Dorsale, halbkreisförmige Zone erhöhter Mineralisierung mit zusätzlichem zentralen Maximum
II, 1	X2Y1; X3Y1; X4Y1; X4Y2; X4Y3	Dorso-laterale, halbkreisförmige Zone erhöhter Mineralisierung
II, 2	X2Y1; X3Y1; X4Y1; X4Y2; X4Y3 + mindestens eines der zentralen Felder X2Y2; X3Y2; X2Y3; X3Y3	Dorso-laterale, halbkreisförmige Zone erhöhter Mineralisierung mit zusätzlichem zentralen Maximum
III	X3Y2; X4Y2; X3Y3; X4Y3	Rundes Maximum im zentralen, dorsalen und lateralen Bereich
IV	–	Nicht I bis III

Tab. 10: Einteilung der Mineralisierungsmuster Fac. art. inf. atlantis

Abb. 31: Beispiel und Schema für Muster I, 1 $N = 14$ Abb. 32: Beispiel und Schema für Muster I, 2 $N = 28$ Abb. 33: Beispiel und Schema für Muster II, 1 $N = 08$ Abb. 34: Beispiel und Schema für Muster II, 2 $N = 10$ Abb. 35: Beispiel und Schema für Muster III $N = 11$

4.1.2.2 Verteilung der Dichtemuster

Die Zuordnungen der Dichtemuster zu den Patienten und maz. Präparaten finden sich im Anhang (s. Anhang: Tabelle 26).

	Muster I, 1	Muster I, 2	Muster II, 1	Muster II, 2	Muster III	Muster IV
Gesamt = 76	14	28	08	10	11	05
GP = 28	08	09	05	03	01	02
GMP = 48	07	18	04	06	10	03

Tab. 11: Verteilung der Dichtemuster der Fac. art. inf. atlantis

Sowohl innerhalb der Patientengruppe als auch innerhalb der Gruppe der maz. Präparate war Muster I, 2 am häufigsten vertreten. Vor allem innerhalb der Muster I, 1, II, 1 und III traten jedoch starke Unterschiede zwischen der Patientengruppe und der Gruppe der maz. Präparate auf. Die Muster I, 1 und II, 1 kamen innerhalb der Patientengruppe etwa doppelt so häufig wie in der Gruppe der maz. Präparate vor. Das Muster III kam innerhalb der Gruppe der maz. Präparate wesentlich häufiger vor als in der Gruppe der Patienten.

Da bei den Mustern I, 2, II, 2 und III jeweils ein zentrales Maximum vorhanden war, war somit bei 49 Gelenkflächen (64,5 %) ein zentrales Maximum vorhanden. Ferner verfügten alle Muster (außer Muster IV) über eine erhöhte Mineralisierung im lateralen und posterioren Randbereich, sodass insgesamt 71 Gelenkflächen oder 93,4 % eine erhöhte Mineralisierung im dorsalen und lateralen Randbereich aufwiesen.

Mit 37 % kam Dichtemuster I, 2 mit dorsaler, halbkreisförmiger Zone erhöhter Mineralisierung und zusätzlichem zentralen Maximum im Gesamtvergleich am häufigsten vor, während die Häufigkeit aller anderen Dichtemuster jeweils unter 15 % lag.

93 % aller Gelenkflächen zeigten dorsal eine Zone erhöhter Mineralisierung. 65 % zeigten ein zentrales Maximum.

4.1.3 Auswertung der Facies articularis inferior axis

4.1.3.1 Einteilung der Dichtemuster

Die Maxima der Fac. art. inf. axis lagen alle im peripheren Bereich (s. Abb. 36).

Es wurden daher im Raster 8 x 8 an jeder Gelenkfläche die zehn Felder der höchsten Dichte in ein entsprechendes Koordinatensystem übertragen (s. Anhang: Tab. 2–15).

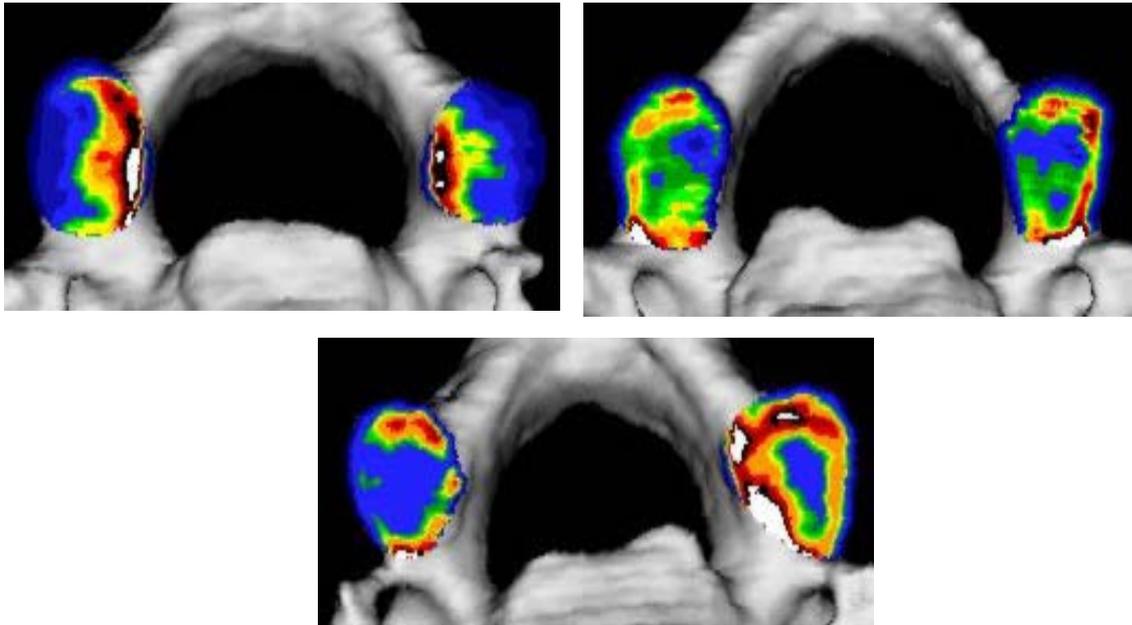


Abb. 36: Beispiele für verschiedene Mineralisierungsmuster: halbkreisförmig medial (links oben), halbkreisförmig lateral (rechts oben), zweigeteilt (unten, linke Gelenkfläche), Vollkreis (unten, rechte Gelenkfläche)

4.1.3.2 Verteilung der Dichtemuster

Bei einer Einteilung des Koordinatensystems in lateral, medial, anterior und posterior (Einteilung und absolute Werte im Anhang) konnten die prozentualen Anteile von Maxima in diesen Bereichen berechnet werden. Diese zeigten das gleiche Ergebnis wie die Grafik (s. Tab. 12, Abb. 37):

	Gesamt	GP	GMP
Lateral	9,9 %	14,1 %	8,0 %
Medial	28,8 %	24,1 %	30,8 %
Anterior	39,0 %	30,5 %	42,8 %
Posterior	22,4 %	31,4 %	18,4 %

Tab. 12: Maximaverteilung der Fac. art. inf. gesamt, GP und GMP

In der GP war der Anteil an lateralen und posterioren Maxima relativ zur Gesamtverteilung höher, der Anteil an medialen und anterioren Maxima geringer.

In der GMP war der Anteil an lateralen und posterioren Maxima relativ zur Gesamtverteilung geringer, der Anteil an medialen und anterioren Maxima höher.

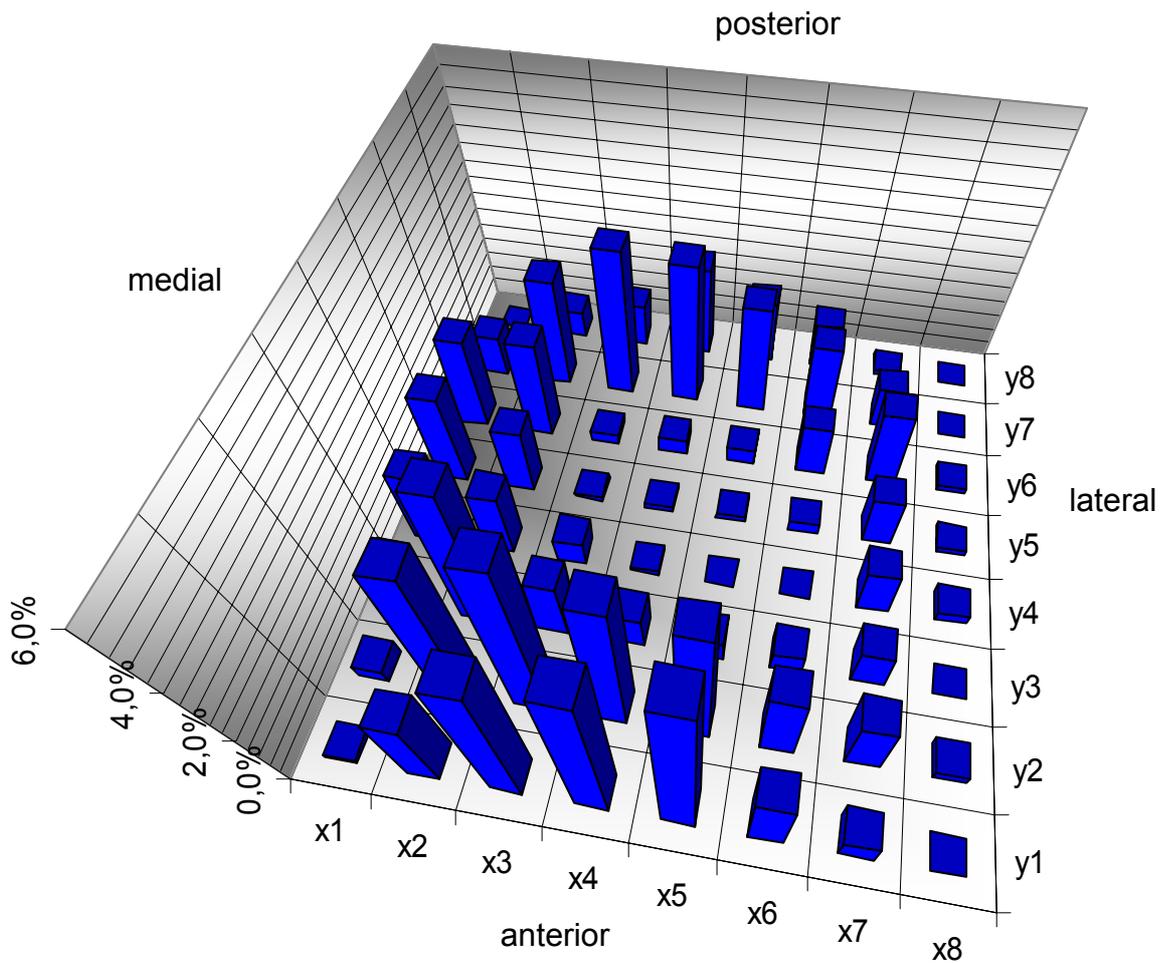


Abb. 37: Lage der Dichtemaxima der Fac. art. inf. in %

Die Maxima lagen fast alle im peripheren Bereich. Die Verteilung dieser Maxima konzentrierte sich zum großen Teil im ventralen Bereich. Auch der mediale und dorsale Bereich wiesen oft Dichtemaxima auf. Der zentrale und der laterale Bereich dagegen waren meist von geringer Dichte gekennzeichnet.

4.1.4 Auswertung der Facies articularis anterior dentis

4.1.4.1 Einteilung der Dichtemuster

Der Fac. art. ant. dentis konnten drei verschiedene Dichtemuster zugeordnet werden (s. Abb. 38–40, Tab. 13):

Muster	Beschreibung
I	Zentrales Maximum
II	Zentrales Maximum + periphere Maxima
III	Maxima im peripheren Bereich

Tab. 13: Einteilung der Dichtemuster der Fac. art. ant. dentis

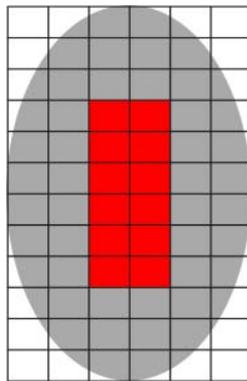
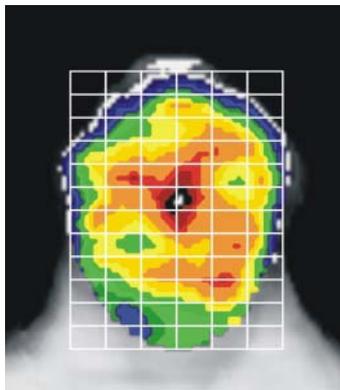


Abb. 38: Muster I: Nur ein Maximum im zentralen Bereich

Beispiel (links);
Schema (rechts)

$N = 5$

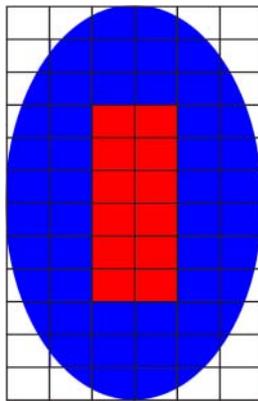
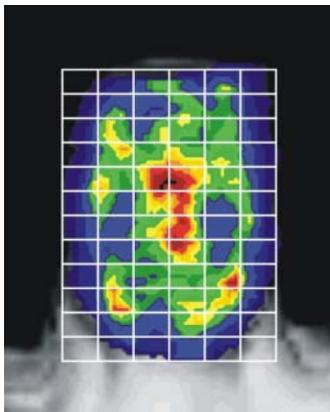


Abb. 39: Muster II: Maximum im zentralen Bereich und Nebenmaxima

Beispiel (links);
Schema (rechts)

$N = 25$

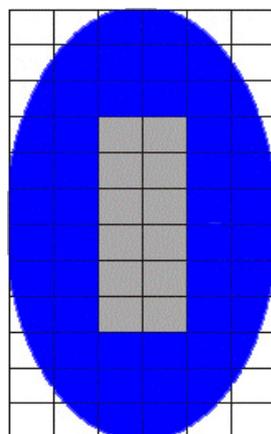
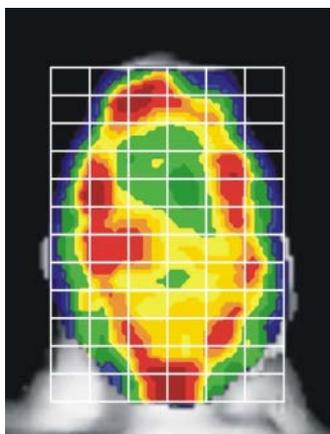


Abb. 40: Muster III: Nur Nebenmaxima

Beispiel (links);
Schema (rechts)

$N = 5$

Die zentralen Maxima variierten innerhalb des roten Bereiches in ihrer Höhe, d. h. einige lagen genau zentral, einige lagen nach kranial oder kaudal verschoben (s. Abb. 41):

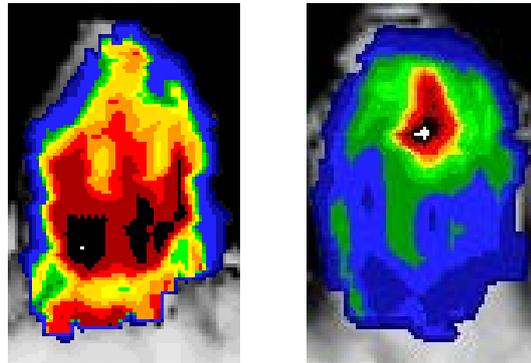


Abb. 41: Beispiel für ein nach kaudal bzw. kranial verschobenes zentrales Maximum

4.1.4.2 Verteilung der Dichtemuster

Die Zuordnungen der Mineralisierungsmuster zu den Patienten und den maz. Präparaten befinden sich im Anhang (s. Anhang: Tab. 16).

	Muster I	Muster II	Muster III
Gesamt	5	25	5
GP	1	4	5
GMP	4	21	-

Tab. 14: Verteilung der Dichtemuster der Fac. art. ant. dentis

Muster III hatte mit 50 % prozentual den größten Anteil innerhalb der Patientengruppe (GP). Somit traten hier Hauptmaxima nur zu 50 % auf.

In der GMP kamen dagegen Muster ohne Hauptmaximum nicht vor. Muster II nahm einen Anteil von 84 % ein. Die größte Häufigkeit in der Gruppe der maz. Präparate (GMP) wiesen somit Muster mit Haupt- und Nebenmaximum auf.

Der Anteil von Muster II war im Gesamtvergleich mit 71,4 % am höchsten. Die Muster I und III traten jeweils zu 14,3 % auf.

Das Mineralisierungsmuster II mit zentralem Maximum und peripheren Maxima war das Muster, das prozentual die größte Häufigkeit im Gesamtvergleich aufwies. An nur fünf Individuen waren keine peripheren Maxima vorhanden und an weiteren fünf war kein zentrales Maximum vorhanden.

4.1.4.3 Verteilung der peripheren Maxima

Da die peripheren Maxima keine einheitliche Verteilung aufwiesen, erschien es sinnvoll, deren Verteilung gesondert zu betrachten. Eine Auflistung der absoluten Werte für die Lokalisationen findet sich im Anhang (s. Anhang: Tab. 17, 18).

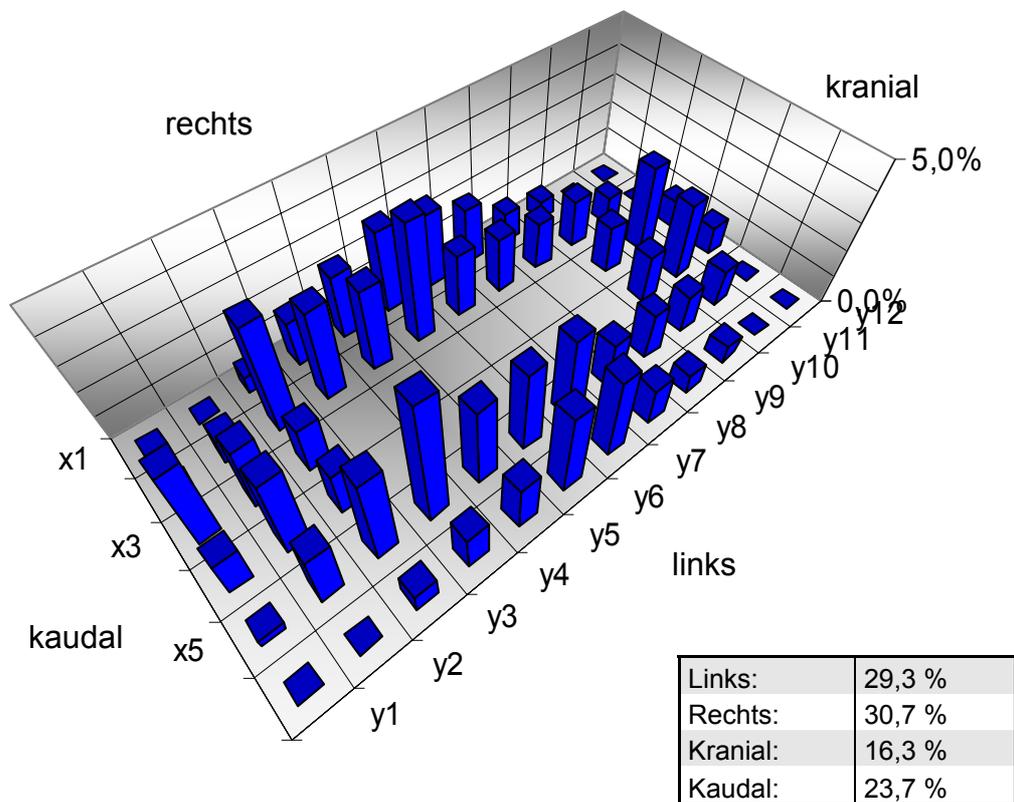


Abb. 42: Lage der peripheren Maxima der Fac. art. ant. dentis in %

Tab. 15: %-Anteile an Nebenmaxima

Die Einteilung der Gelenkfläche in einen linken, rechten, kranialen und kaudalen Anteil führte zum gleichen Ergebnis (Einteilung des Koordinatensystems im Anhang) wie die grafische Darstellung (s. Abb. 42).

Die Facies articularis anterior dentis zeigte im linken und rechten Bereich häufiger Nebenmaxima als im kranialen und kaudalen Bereich.

4.1.5 Auswertung der Facies articularis posterior dentis

4.1.5.1 Einteilung der Dichtemuster

Auf der Fac. art. post. dentis konnten wir zwei Dichtemuster unterscheiden (Abb. 43 und 44, Tab. 16):

Muster	Beschreibung
I	Bandförmiges, medianes Maximum
II	Zentrales Minimum

Tab. 16: Einteilung der Dichtemuster Fac. art. post. dentis

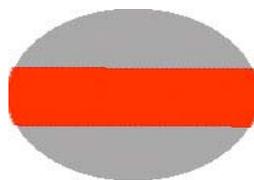
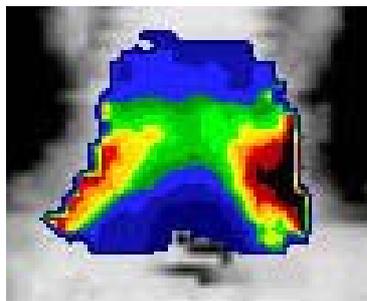


Abb. 43: Schema und Beispiel für ein bandförmiges Maximum N = 18

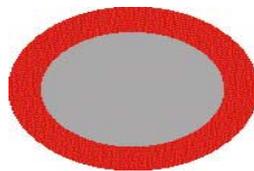
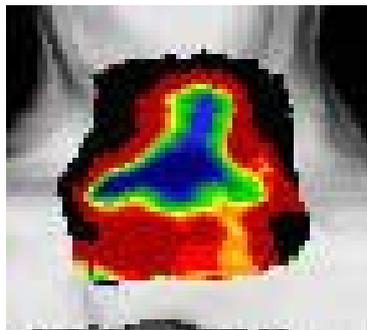


Abb. 44: Schema und Beispiel für ein zentrales Minimum N = 17

4.1.5.2 Verteilung der Dichtemuster

	Muster I	Muster II
Gesamt = 35	18	17
GP = 10	7	3
GMP = 25	11	14

Tab. 17: Verteilung der Muster der Fac. art. post. dentis

Die Zuordnungen der Muster auf die Patienten und maz. Präparate befinden sich im Anhang (s. Anhang: Tab. 19).

Muster I trat in der Patientengruppe häufiger auf als Muster II. In der Gruppe der maz. Präparate war es umgekehrt.

Muster I mit bandförmigem, zentralem Maximum war an der Gesamtzahl aller Axis mit 51,4 % beteiligt; Muster II mit zentralem Minimum trat zu 48,4 % auf.

Das Dichtemuster I mit bandförmigem, zentralem Maximum und das Dichtemuster II mit zentralem Minimum fanden wir im Gesamtkollektiv ungefähr gleich verteilt.

4.1.6 Auswertung der Fovea dentis atlantis in der Arbeitsgruppe

4.1.6.1 Einteilung der Dichtemuster

Auf der Fovea dentis wurden Dichtemuster ohne Raster gebildet. Dabei konnten wir vier Dichtemuster unterscheiden (s. Abb. 45–47, Tab. 18):

Muster	Beschreibung
I	Kaudales linkslaterales und kaudales rechtslaterales Maximum, verbunden durch eine Zone höherer Mineralisierung
II	Zirkulär randständig erhöhte Mineralisierung mit jeweils kaudal und kranial linkslateralem und kaudal und kranial rechtslateralem Hauptmaximum
III	Linienförmiges kaudales Hauptmaximum mit isoliertem kranial linkslateralem und rechtslateralem Maximum
IV	Nicht I bis IV

Tab. 18: Einteilung der Mineralisierungsmuster der Fovea dentis

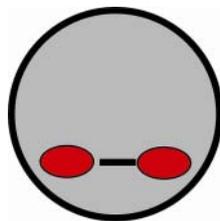
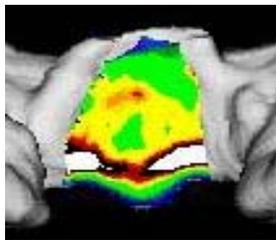


Abb. 45: Beispiel und Schema für Muster I

N = 11

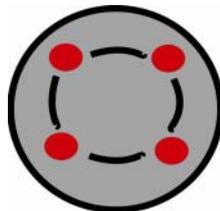


Abb. 46: Beispiel und Schema für Muster II

N = 17



Abb. 47: Beispiel und Schema für Muster III

N = 9

4.1.6.2 Verteilung der Dichtemuster

Die Zuordnungen der Dichtemuster zu den Patienten und maz. Präparaten befinden sich im Anhang (s. Anhang: Tab. 25).

	Muster I	Muster II	Muster III	Muster IV
Gesamt = 38	11	17	09	01
GP = 14	04	06	03	01
GMP = 24	07	11	06	00

Tab. 19: Verteilung der Muster der Fac. art. post. dentis

Es konnte gezeigt werden, dass die Verteilung innerhalb der Patientengruppe des Atlas nahezu identisch war mit der Verteilung innerhalb der Gruppe der maz. Präparate des Atlas.

68 % aller untersuchten Gelenkflächen zeigten kranial und kaudal eine Zone erhöhter Mineralisierung. 29 % zeigten nur kaudal eine Zone erhöhter Mineralisierung.

4.1.7 Seitenvergleich und Vergleich der korrespondierenden Gelenkflächen

4.1.7.1 Seitenvergleich der Facies articularis superior axis

	Muster I	Muster II
Gesamt	35	37
Links	19	16
Rechts	16	20
GP	14	8
Links	7	4
Rechts	7	4
GMP	21	29
Links	12	13
Rechts	9	16

Tab. 20: Häufigkeit des Auftretens der Dichtemuster für beide Seiten der Fac. art. sup. axis

Wie aus Tab. 20 deutlich zu ersehen ist, konnte im Seitenvergleich keine signifikante Abweichung festgestellt werden. Das heißt, keines der Muster zeigte eine bevorzugte Seite. Während bei den Patienten überhaupt keine Abweichung festgestellt werden konnte, war dies im Gegensatz dazu an sieben der maz. Präparate der Fall.

Insgesamt wiesen von 36 untersuchten Wirbeln sieben links ein anderes Muster auf als rechts. Dies entsprach 19,4 %. Somit konnte also bei etwa einem Fünftel der Präparate die linke Gelenkfläche einer anderen Gruppe zugeordnet werden als die kontralaterale Gelenkfläche.

4.1.7.2 Seitenvergleich der Facies articularis inferior axis

	Links	rechts
Lateral	10,6 %	9,2 %
Medial	28,3 %	29,2 %
Posterior	37,5 %	40,6 %
Anterior	23,6 %	21,1 %

Tab. 21: Häufigkeit des Auftretens der Maxima für beide Seiten der Fac. art. inf. in %

Die topografische Mineralisierungsverteilung zeigte auch hier keine signifikante Seitenabweichung im Gesamtvergleich für die Patienten und die Präparate. Die Verteilung im Seitenvergleich für das Gesamtkollektiv ist aus Tabelle 21 gut zu ersehen. Zehn von 36 Gelenkpaaren zeigten hingegen links ein anderes Muster als rechts.

4.1.7.3 Seitenvergleich der Facies articularis inferior atlantis in der Arbeitsgruppe

	Muster I, 1	Muster I, 2	Muster II, 1	Muster II, 2	Muster III	Muster IV
Gesamt	14	28	8	10	11	5
Links	8	12	4	5	6	3
Rechts	7	15	5	4	5	2
Patienten	8	9	5	3	1	2
Links	4	4	2	2	1	1
Rechts	4	5	3	1	0	1
Maz. Präp.	7	18	4	6	10	3
Links	4	8	2	3	5	2
Rechts	3	10	2	3	5	1

Tab. 22: Häufigkeit des Auftretens der Dichtemuster auf beiden Seiten der Fac. art. inf. atlantis

Wie aus Tab. 22 klar hervorgeht, traten bei der Häufigkeit der Mineralisierungsmuster im Gesamtkollektiv innerhalb der Patientengruppe und innerhalb der Gruppe der maz. Präparate keine wesentlichen Unterschiede im Rechts-links-Vergleich auf. Allerdings war bei 13 Präparaten (36 %) die Zuteilung des Dichtemusters rechts und links unterschiedlich. Somit konnte bei etwa einem Drittel der Präparate die linke Gelenkfläche einer anderen Gruppe als die kontralaterale Gelenkfläche zugeordnet werden.

4.1.7.4 Vergleich der korrespondierenden Gelenkflächen der Articulatio atlantoaxialis lateralis

	Axis	Atlas
Zentrales Maximum	51,4 %	64,5 %
Ohne zentrales Maximum	48,6 %	35,5 %
Dorsal erhöhte Mineralisierung	100,0 %	93,4 %
Dorsal ohne erhöhte Mineralisierung	0,0 %	6,6 %

Tab. 23: Auftreten von Maxima der korrespondierenden Gelenkflächen von Axis und Atlas in %

Zentrale Maxima konnten am Axis dem Dichtemuster II zugeordnet werden, am Atlas war dies an den Mustern I, 2 und II, 2 der Fall. Wie aus Tabelle 23 zu ersehen ist, neigte der Atlas mit 64,5 % eher zu zentralen Maxima als der Axis, der nur in 51,4 % der Fälle zentrale

Maxima aufwies. Die Tendenz war jedoch gleich, da sowohl Axis als auch Atlas häufiger mit zentralem Maximum auftraten als ohne, sodass hier eine gute Korrelation vorlag.

Eine erhöhte Mineralisierung im dorsalen Bereich wiesen Axis und Atlas fast immer auf, da sowohl beide Muster des Axis als auch alle Muster des Atlas (außer Muster IV) dorsale Bereiche erhöhter Mineralisierung zeigten. Damit korrelierten diese Bereiche auch gut miteinander.

Allerdings erstreckte sich die Mineralisierung des Axis eher nach medial, während sich die Mineralisierung des Atlas eher nach lateral erstreckte, sodass hier keine Übereinstimmung zu finden war.

4.1.7.5 Vergleich der korrespondierenden Gelenkflächen der Articulatio atlantoaxialis mediana

	Fac. art. ant. dentis	Fovea dentis atlantis
Zentrales Maximum	85,7 %	2,6 %
Ohne zentrales Maximum	14,3 %	97,4 %
Peripher erhöhte Mineralisierung	85,7 %	97,4 %
Peripher ohne erhöhte Mineralisierung	14,3 %	2,6 %

Tab. 24: Häufigkeit des Auftretens von Maxima der korrespondierenden Gelenkflächen Fac. art. ant. dentis und Fovea dentis atlantis in %

Zentrale Maxima konnten am Dens axis den Mustern I und II zugeordnet werden. An der Fovea dentis atlantis war dies bei keinem der Muster der Fall (außer bei Muster IV). Wie aus Tabelle 24 zu ersehen ist, zeigte der Axis somit zu 85,7 % zentrale Maxima, während diese am Atlas, wie schon aus der Einteilung der Muster hervorgeht, so gut wie nicht vorhanden waren.

Allerdings wiesen sowohl Atlas als auch Axis einen hohen Grad einer erhöhten Mineralisierung im peripheren Bereich auf. Eine periphere Mineralisierung konnten wir an der Fac. art. ant. dentis den Mustern II und III zuordnen. An der Fovea dentis atlantis wies nur das Muster IV keine periphere Mineralisierung auf. Am Axis konnten nur 14,3 % der Exemplare in diesem Bereich daher keine Maxima aufweisen, am Atlas waren dies mit 2,6 % noch weniger, sodass hier eine gute Korrelation bestand.

Bei der Verteilung der Dichtemuster im Seitenvergleich wies keines eine bevorzugte Seite auf.

An einigen Präparaten waren jedoch links und rechts unterschiedliche Dichtemuster zu finden.

Die korrespondierenden Gelenkflächen zeigten in der Verteilung der Dichtemaxima insgesamt eine gute Korrelation.

Innerhalb der Articulatio atlantoaxialis lateralis erstreckte sich die Mineralisierung des Axis eher nach medial, die des Atlas eher nach lateral. Beide Gelenkflächen wiesen jedoch dorsale Maxima auf.

Innerhalb der Articulatio atlantoaxialis mediana anterior wies der Axis im Gegensatz zum Atlas häufig zentrale Maxima auf. Eine peripher erhöhte Mineralisierung konnte sowohl am Axis als auch am Atlas oft nachgewiesen werden.

4.2 Auswertung der Gesamtmineralisierung der Gelenkflächen

4.2.1 Auswertung des Mineralisierungsgrades

Die Auswertung des Mineralisierungsgrades innerhalb der Patientengruppe lieferte folgende Ergebnisse:

	Anzahl	Minimum	Maximum	Durchschnitt	Standardabweichung
Fac. art. sup. axis sinister	11	497,4	923,6	735,336	112,643
Fac. art. sup. axis dexter	11	481,8	917,2	740,664	115,897
Fac. art. inf. axis sinister	11	544,7	877,1	742,800	108,436
Fac. art. inf. axis dexter	11	561,0	908,0	756,436	105,788
Fac. art. ant. dentis	10	738,2	1194,1	971,800	161,744
Fac. art. post. dentis	10	718,7	1245,8	952,810	209,707

Tab. 25: Auswertung des Mineralisierungsgrades (mg Ca/ ml) der Gelenkflächen der Patienten

Die Auswertung innerhalb der Gruppe der maz. Präparate lieferte ähnliche Tendenzen. Die genaue Tabelle befindet sich im Anhang (s. Anhang: Tab. 20).

4.2.2 Vergleich des Mineralisierungsgrades

Die Gegenüberstellungen der Werte wurden durch einen Wilcoxon-Test ($\alpha = 0,05$) auf Signifikanz geprüft.

Ein signifikanter Unterschied ergab sich in der GP im Vergleich der Gelenkflächen des Dens axis zu den übrigen – also kranialen und kaudalen – Gelenkflächen (s. Abb. 48).

Ein Unterschied zwischen kranialen und kaudalen Gelenkflächen konnte nicht nachgewiesen werden.

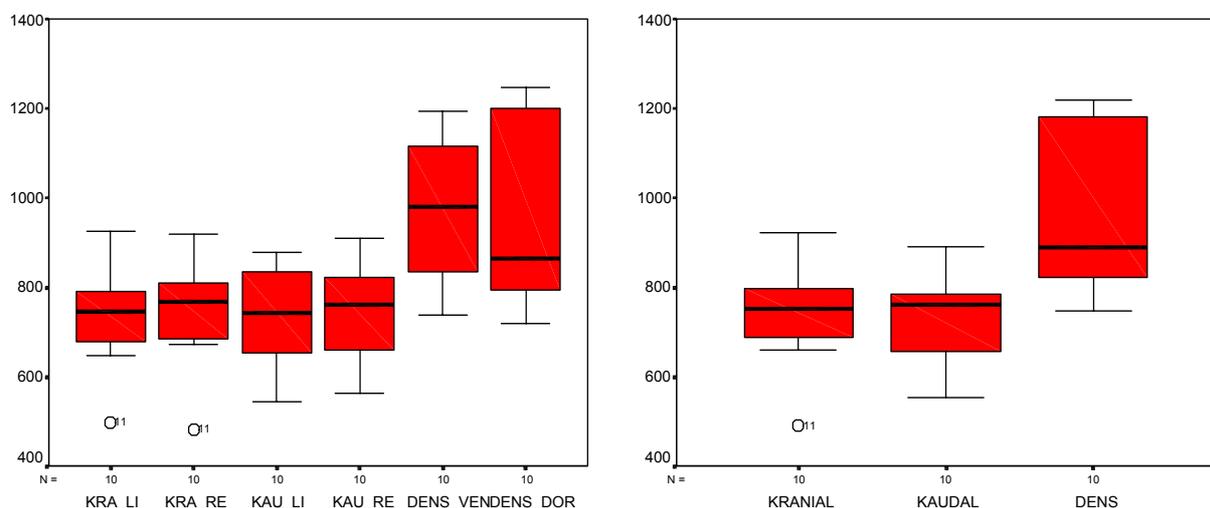


Abb. 48: Vergleich der absoluten Werte aller Gelenkflächen (links) und der Mittelwerte der kranialen, kaudalen und der des Dens axis (rechts) in der GP

Auch in der GMP waren die Gelenkflächen des Dens axis im Unterschied zu den kranialen und kaudalen signifikant höher mineralisiert.

Hier konnte jedoch zusätzlich eine geringe, aber signifikant höhere Mineralisierung der kranialen Gelenkflächen im Gegensatz zu den kaudalen Gelenkflächen nachgewiesen werden (s. Abb. 49). Dieses Ergebnis wurde zusätzlich durch einen t-Test ($\alpha = 0,05$) bestätigt, der bei der hier etwas höheren Fallzahl zulässig war.

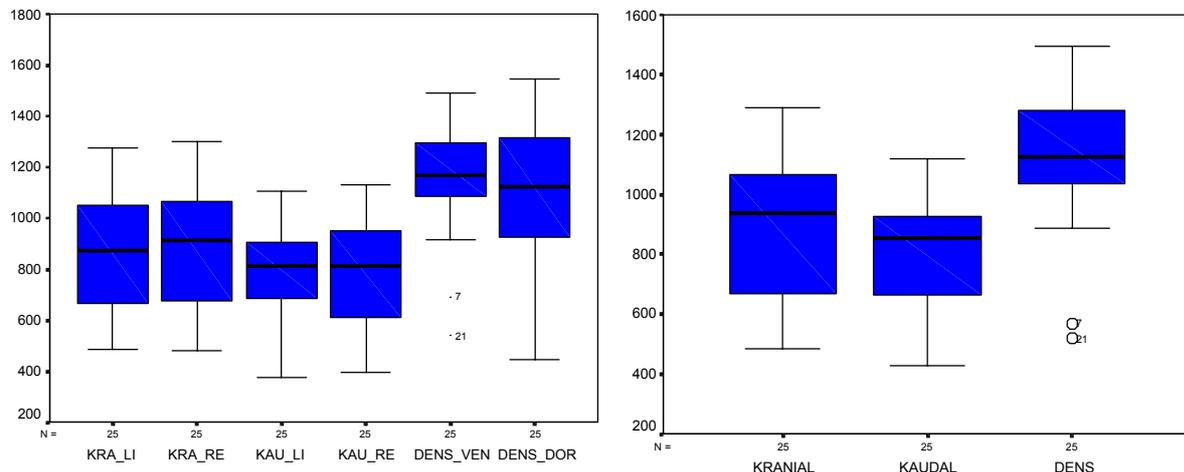


Abb. 49: Vergleich der absoluten Werte aller Gelenkflächen (links) und der Mittelwerte der kranialen, kaudalen und der des Dens axis (rechts) in der GP

Im Vergleich der GP und der GMP war zu erkennen, dass die Grundtendenz in beiden Fällen gleich verlief. In beiden Fällen war der Unterschied zwischen den Gelenkflächen des Dens axis und den lateralen Gelenkflächen gut zu sehen.

In den Streudiagrammen für die kranialen und kaudalen Gelenkflächen konnte man die gute Korrelation im Seitenvergleich erkennen (Patienten: alive = 1; maz. Präp.: alive = 0):

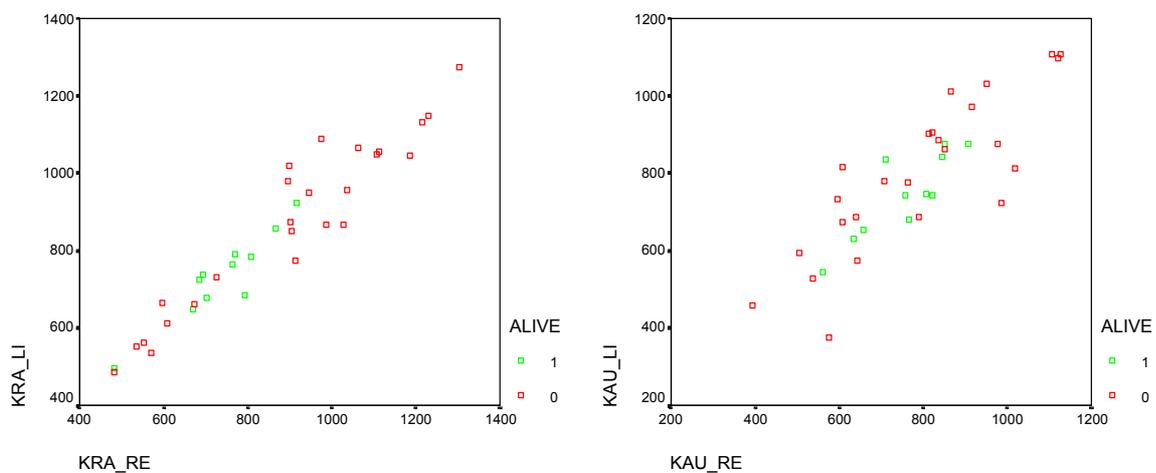


Abb. 50: Streudiagramme zum Seitenvergleich

Wie aus den obigen Box-Plots zu ersehen ist, fand sich kein signifikanter Unterschied zwischen Fac. art. ant. und post. dentis.

**Im Gesamtkollektiv zeigten die Gelenkflächen des Dens axis eine signifikant höhere Mineralisierung als die lateralen Gelenkflächen des Axis.
Dagegen konnte keine Abweichung im Seitenvergleich und zwischen Facies articularis anterior und posterior dentis nachgewiesen werden.**

5 Diskussion

5.1 Diskussion des Materials

Bei der Auswahl der **Patienten-CTs** aus der radiologischen Abteilung der Ludwig-Maximilians-Universität München legten wir auf eine möglichst *gute Bildqualität* Wert. CT-Bilder mit zu starken Artefakten wurden nicht in unsere Auswahl miteinbezogen. Artefakte im Bereich des Axis entstanden vorwiegend durch metallischen Zahnersatz, da bei axialer Schnittführung die Fac. art. sup. axis und der Dens axis oft auf Höhe des Unterkiefers lagen. Artefakte aufgrund von Bewegungen des Patienten während des Röntgenvorganges stellten hingegen kein Problem dar.

Weiterhin achteten wir auf sichtbare pathologische Veränderungen, sodass Patienten mit starken *Arthrosen* von vornherein ausgeschlossen werden konnten. Es muss jedoch hinzugefügt werden, dass degenerative Veränderungen vor allem im Anfangsstadium auf dem Schnittbild nicht immer diagnostiziert werden können.

Nach Prescher (1998) zeigen 60 % der Frauen und 80 % der Männer im Alter von 49 Jahren eine Spondylosis deformans, im Alter von 79 Jahren bereits 95 % aller Frauen und Männer. Eine stetig steigende Inzidenz degenerativer Veränderungen in den Wirbelgelenken findet man bei Patienten über 30 Jahren (Prescher, 1998). Wichtig war uns daher ein relativ *geringer Altersdurchschnitt* der Patienten. Dieser lag für die Auswahl des Axis bei 42,0 Jahren, für die Auswahl des Atlas bei 40,0 Jahren.

Die *Geschlechterverteilung* lag mit ungefähr zwei Dritteln auf der Seite der Männer. Eine ausgeglichene Verteilung wäre zwar wünschenswert gewesen, hätte jedoch den Rahmen der Bildauswahl zusätzlich eingeengt. Da in dieser Studie kein Geschlechtervergleich durchgeführt wurde, trat dieses Kriterium in den Hintergrund.

Bei der Auswahl der **mazierten Präparate** aus der Anatomischen Sammlung der Ludwig-Maximilians-Universität München entfielen Probleme der *Bildqualität*, die bei der Patientenauswahl oft beachtet werden mussten, da die CTs gemeinsam in einer Sitzung standardisiert gefahren werden konnten. Die Bildqualität war daher durchgehend hochwertig. Auch hier achteten wir auf sichtbare *degenerative Veränderungen*. Allerdings ist eine erkrankte Gelenkfläche am maz. Präparat wesentlich schwieriger zu diagnostizieren als am Schnittbild eines Patienten, auf dem in solchen Fällen die Gelenkflächen oft „verwachsen“ erscheinen. Die *Altersverteilung* der maz. Präparate war unbekannt. Lediglich das Alter einer Patientin (26 Jahre) war bekannt. Allerdings darf angenommen werden, dass der Altersdurchschnitt höher liegt als in der Patientenauswahl. Dadurch werden zwar arthrotische Veränderungen wahrscheinlicher, diese Verteilung lässt jedoch mit Einschränkungen einen Vergleich der Mineralisierung zwischen Jung und Alt zu.

Eine mögliche Fehlerquelle bei den verwendeten maz. Präparaten stellte die mögliche Änderung der Mineralisierungsdichte durch das *Mazerationsverfahren* dar. Da bei der Erstellung der Densitogramme jedoch nur die Relativverteilung der Mineralisierung von Bedeutung ist, kam es zu keiner entscheidenden Änderung der Densitogramme durch das Mazerationsverfahren. Dies wurde auch durch die jeweils sehr ähnliche Häufigkeitsverteilung der einzelnen Dichtemuster innerhalb der Patientengruppe und der Gruppe der maz. Präparate deutlich. Die Bestimmung des Calciumgehaltes pro Flächeneinheit erfolgte allerdings getrennt von den Patientendaten und konnte nur als relativer Vergleichswert innerhalb der maz. Präparate, nicht aber als absoluter Wert angesehen werden.

Sowohl bei den Patienten als auch bei den maz. Präparaten waren die *Lebensumstände* unbekannt. Berufe und Hobbys konnten daher nicht berücksichtigt werden, obwohl diese einen Einfluss auf die Bewegungsabläufe der Individuen haben und somit die Mineralisierung der Gelenke beeinflussen können. Allerdings sind derartige Daten kritisch zu beurteilen. Eine Arbeit am Schreibtisch bedeutet nicht zwangsläufig, dass die bevorzugte Kopfposition die Ventralflexion ist. So kann, wenn viel am PC gearbeitet wird, die Kopfposition schon bevorzugt eine Dorsalflexion sein. Die Angaben müssten sich daher eher auf eine genaue Analyse der bevorzugten Kopfpositionen erstrecken. Unter diesem Aspekt mussten die Dichteverteilungen jedoch vorsichtig interpretiert werden.

5.2 Diskussion der Methode

5.2.1 CT-OAM

Bis zur Entwicklung der CT-OAM durch Müller-Gerbl (1989) wurde vor allem die Röntgendensitometrie zur Untersuchung der subchondralen Mineralisierung verwendet. Aus methodischen Gründen war dies jedoch nur an anatomischen Schnittpräparaten möglich. Eine Untersuchung in vivo war ausgeschlossen. Mit der CT-OAM steht nun seit einigen Jahren ein validiertes Verfahren zur Verfügung, das es ermöglicht, an Patienten die langfristige Beanspruchungssituation eines Gelenkes zu bestimmen. Aus diesem Grund wurde die CT-OAM bereits für verschiedene Fragestellungen, insbesondere in der Arthroseforschung, angewendet (Eckstein et al., 1994; Milz et al., 1995).

Gerätetechnisch bedingte Fehler wie Kalibrierungsfehler oder Fehler, die sich durch eine Aufhärtung von Röntgenstrahlen ergeben, können bei modernen Geräten wie dem hier verwendeten SOMATOM PLUS weitgehend vernachlässigt werden.

Die CT-Bilder im Weichteilfenster zeigten qualitativ hochwertigere Densitogramme im Vergleich zum Knochenfenster. Daher verwendeten wir, wenn es im zeitlich begrenzten Klinikalltag möglich war, zweimal zu rekonstruieren, das Weichteilfenster. Ansonsten verzichteten wir auf eine zusätzliche Bildrekonstruktion und arbeiteten im Knochenfenster, da sich auch die CT-Bilder im Knochenfenster als ausreichend genau erwiesen.

Der *Partiell-Volumen-Effekt*, bei dem partiell von der CT-Schicht erfasste Strukturen nur anteilweise berücksichtigt werden, ist als potenzielle Fehlerquelle in Erwägung zu ziehen. Dieser Effekt kann bei der CT-OAM durch die Vermeidung tangentialer Schnitte durch Bereiche mit hohen Dichtegradienten deutlich reduziert werden (Müller-Gerbl, 1991). Da die Gelenkflächen des Dens axis senkrecht auf den lateralen Gelenkflächen stehen, wurden bei axialer Schnittführung, wie sie bei den Patienten-CTs vorlag, die lateralen Gelenkflächen jedoch tangential getroffen. Diesen Fehler konnten wir erstens dadurch relativieren, dass wir bei den maz. Präparaten eine im Gegensatz zu den Patienten koronare Schnittführung verwendeten, zweitens wurde auf eine max. Schichtdicke von 2 mm geachtet, um den Effekt zu minimieren, drittens verringerte die Maximum Intensity Projection der Software Analyse den Partiell-Volumen-Effekt, da hierbei jeweils nur der höchste Hounsfieldwert an die Oberfläche projiziert wird (Müller-Gerbl, 1998).

Um die zur Schichtebene tangential verlaufenden Gelenkflächen darstellen zu können, mussten *Sekundärschnitte* angefertigt werden. Müller-Gerbl (1991) konnte nachweisen, dass die Ergebnisse der CT-OAM von Sekundärschnitten eine gute Übereinstimmung mit denen von Primärschnitten zeigen.

5.2.2 Berechnung des Calciumgehaltes der subchondralen Knochenplatte

Zur Bestimmung des Calciumgehaltes der subchondralen Knochenplatte wurde jedem Hounsfieldwert eines Pixels der Densitogramme ein Calciumwert entsprechend der Messung an einem Phantom bekannter Calciumkonzentration zugeordnet.

Die Verlässlichkeit der quantitativen CT-OAM konnte von Müller-Gerbl (1991) gezeigt werden.

Hinsichtlich der Calciumkonzentration muss jedoch einschränkend angemerkt werden, dass die ermittelten Werte lediglich die Dichteverteilungsunterschiede (z. B. medial-lateral) zeigen können. Deshalb wurden die Mineralisierungswerte *nicht zwischen verschiedenen Individuen* verglichen, sondern lediglich die Gelenkflächen intraindividuell. Um einen korrekten quantitativen Calciumwert zu ermitteln, ist nach wie vor die Messung mit Referenzphantom die geeignete Methode (Müller-Gerbl, 1991). Wie von Müller-Gerbl (1991) jedoch nachgewiesen werden konnte, kann im Rahmen einer qualitativen Vergleichsuntersuchung der Grad der Mineralisierung – ohne jeweils ein Referenzphantom zusammen mit dem Patienten durchleuchten zu müssen – problemlos verwendet werden.

5.2.3 Dichtemaximalokalisationen

Besonderes Interesse galt der Frage, ob für die verschiedenen Gelenkflächen einheitliche Dichteverteilungen gefunden werden konnten.

Prinzipiell wäre die Auswertung der beobachteten Dichteverteilungen auch rein visuell möglich gewesen. Die Beschreibung der Dichtemaximaverteilung gelang meist jedoch am einfachsten mit der Einteilung der Gelenkflächen in *Raster*. Diese Methode wurde schon in vorhergehenden Studien verwendet (Müller-Gerbl, 1990, 1991). Die Anzahl der Rasterfelder wurde jeweils für die verschiedenen Gelenkflächen so ausgewählt, dass eine optimale Lagebeschreibung möglich war. Allgemein konnte festgestellt werden, dass eine variabelere Verteilung ein feineres Raster erforderlich macht als eine eindeutigere Verteilung.

Durch die individuelle Anpassung der Raster an die jeweilige Gelenkflächengröße wurde bei allen untersuchten Gelenkflächen pro Rasterfeld jeweils der gleiche Flächenanteil bedeckt. Hierdurch wurde trotz Flächengrößenunterschieden eine direkte Vergleichbarkeit der untersuchten Gelenkflächen bzgl. der Lage der Dichtemaxima ermöglicht.

In machen Fällen war jedoch die Einteilung der Dichtemuster ohne Raster einfacher. Im Fall der Fac. art. post. dentis wurde auf ein Raster verzichtet, da die Gelenkflächengrenzen hier oft schwer zu beurteilen waren und die Gefahr bestand, das Raster nicht an der korrekten Position anzubringen. Hier erwies sich der *rein visuelle Vergleich* als genauer.

Auch bei der Fovea dentis atlantis wurde kein Raster aufgelegt, da sonst die Einteilung in Haupt- und Nebenmaxima zu viele verschiedene Gruppen nach sich gezogen hätte. Der visuelle Vergleich führte auch hier zu sinnvolleren Ergebnissen.

Bei der Fac. art. inf. axis stellte sich die *Darstellung im Diagramm* als ideal dar, da hier durchgehend viele kleine Dichtemaxima im peripheren Bereich auftraten.

Die Einteilung der Dichtemaxima in Gruppen unterlag einer gewissen Subjektivität, da dieses Verfahren keine statistisch bzw. mathematisch exakte Methode darstellt. Mehrmaliges Vergleichen und die Beurteilung durch mehrere Personen konnten jedoch weitgehend sicherstellen, dass die verwendeten Einteilungen repräsentativ für die jeweiligen Gelenkflächen waren.

5.2.4 Gegenüberstellung der Gelenkflächen

In der Studie wurde das untere Kopfgelenk (C1–C2) bestehend aus *Art. atlantoaxialis mediana anterior* und *posterior* und aus *Art. atlantoaxialis lat.* betrachtet. Zusätzlich wurde das Gelenk C2–C3 untersucht.

Die korrespondierende Gelenkfläche zur *Fac. art. post. dentis* bildet das *Lig. transversum* zusammen mit dessen knorpeligen Anteilen. Diesbezüglich existiert keine subchondrale Knochenplatte, die im Röntgenbild darstellbar ist.

Die korrespondierende Gelenkfläche zur *Fac. art. inferior axis* bildet der dritte Halswirbel. Da sich die Studie auf Atlas und Axis beschränkte, lagen auch keine Mineralisierungsmuster für die Gelenkflächen des dritten Halswirbels vor.

Eine Gegenüberstellung von korrespondierenden Gelenkflächen konnte daher für die *Fac. art. post. dentis* und die *Fac. art. inf. axis* nicht durchgeführt werden. Die Kombination dieser Gelenkflächen sollte ggf. in weiteren Studien untersucht werden, wobei die Methode der CT-OAM auf das *Lig. transversum* nicht anwendbar ist, da sie radiologisch basiert arbeitet.

Wie zuvor erwähnt, konnten bei der *quantitativen Beurteilung der CT-OAM* die Calciumkonzentrationen lediglich als intraindividuelle Vergleichswerte dienen. Es hätten dementsprechend intraindividuell die durchschnittlichen Calciumkonzentrationen von Atlas und Axis verglichen werden können.

Die Patientenkollektive für Atlas und Axis waren jedoch nicht vollständig identisch, weil uns Faktoren der Bildqualität wichtiger waren.

Bei den maz. Präparaten konnten die Atlaspräparate nicht den zugehörigen Axispräparaten zugeordnet werden, weshalb anzunehmen war, dass die Kollektive nicht identisch waren.

Daher wurden die Calciumkonzentrationen zwischen Atlas und Axis nicht gegenübergestellt.

5.3 Diskussion der Ergebnisse

5.3.1 Diskussion des Seitenvergleiches

Bei der Auswertung des Seitenvergleiches zeigte keines der Mineralisierungsmuster eine bevorzugte Seite. Individuelle Unterschiede traten hingegen häufiger auf.

Auf der Fac. art. inf. axis zeigten zehn von 36 Gelenkpaaren links ein anderes Dichtemuster als rechts.

Auf der Fac. art. sup. axis zeigten insgesamt sieben auf der linken Seite ein anderes Dichtemuster als rechts.

Auf der Fac. art. inf. atlantis war an 13 von 38 Präparaten die Zuteilung des Dichtemusters rechts und links unterschiedlich.

Ein Grund hierfür könnte die bevorzugte *Körperhaltung* der Individuen sein. Die Summation vieler „asymmetrischer Gewohnheitshaltungen“ wirkt sich auf die Langzeitbeanspruchung und damit auf die subchondrale Mineralisierung aus.

Weiterhin könnten aber auch *geometrische Unterschiede* einiger Individuen zwischen linker und rechter Gelenkfläche hierfür verantwortlich sein. Francis (1955) konnte während seiner Untersuchung an 328 Individuen Unterschiede zwischen linker und rechter Gelenkfläche feststellen. Auch Overton (1952) konnte Asymmetrien erkennen, die sich auf den zweiten und dritten Halswirbel beziehen. Eine weitere Studie könnte zukünftig einen Zusammenhang zwischen Geometrie der Gelenkfläche und dem Mineralisierungsmuster herstellen. Es könnte ein Zusammenhang zwischen Arthroseentstehung und speziellen Gelenkflächengeometrien als Risikofaktor bestehen.

Die unterschiedlichen Dichtemusterverteilungen im Seitenvergleich können zum einen auf geometrische Variationen zurückgeführt werden, zum anderen können asymmetrische Formen der Beanspruchung dafür verantwortlich sein.

5.3.2 Diskussion der Gesamtmineralisierung

Ein signifikanter Mineralisierungsunterschied ergab sich im Vergleich der Fac. art. lat. axis mit den Gelenkflächen des Dens axis. Die Gelenkflächen des Dens axis waren signifikant höher mineralisiert.

Die Größe der Druckbeanspruchung ist von der *einwirkenden Kraft* und von der *kraftaufnehmenden Fläche* abhängig (Tillmann, 1990). Eckstein et al. (1995) konnten zeigen, dass bei gleich großer auf eine Gelenkfläche einwirkende Kraft die kleinere Gelenkfläche aufgrund der höheren Beanspruchung einen höheren Calciumgehalt pro Flächeneinheit aufweist als die größere Gelenkfläche.

Die statische Beanspruchung der Wirbelsäule besteht hauptsächlich aus axialem Druck (Putz, 1981; Kummer, 1992). Die an der Halswirbelsäule wirkenden Schubkräfte sind demnach quantitativ kleiner als die axiale Komponente.

Die Hauptaufgabe der lateralen Gelenkflächen ist es, die Längskraft aufzunehmen. Im kranialen Anteil besitzt der Axis für diese Funktion breite laterale Gelenkflächen, die das Gewicht nach kaudal-anterior auf den Discus intervertebralis von C2–C3 und gleichzeitig nach kaudal-posterior auf die Art. zygapophysiales von C2–C3 übertragen (Bogduk, 2001).

Der Dens axis mit seinen verhältnismäßig kleinen Gelenkflächen nimmt hauptsächlich die Schubkräfte des Atlas auf.

Die von uns gemessene höhere Mineralisierung des Dens axis kann demnach als ein ungünstigerer Quotient aus Kraft pro Fläche interpretiert werden. Die Beanspruchung und die daraus resultierende Gesamtmineralisierung sind am Dens axis, trotz kleinerem Betrag der Kraft, aufgrund der überproportional geringeren Gelenkfläche größer.

Eine geringgradige, aber signifikant höhere Mineralisierung konnte in der Gruppe der maz. Präparate für die Fac. art. sup. axis im Vergleich zur Fac. art. inf. axis nachgewiesen werden. Im dritten Wirbelgelenk wird die Längskomponente der Kraft durch den Wirbelkörper aufgenommen (Kummer, 2005). Die Fac. art. inf. axis nehmen hauptsächlich die Schubkomponente der Kraft auf und nur einen geringen Anteil der Längskomponente (Kummer, 2005). Der Quotient aus Kraft pro Fläche wird hier scheinbar so verteilt, dass die Fac. art. sup. axis eine höhere Gesamtlast zu tragen haben als die Fac. art. inf. axis. In der Patientengruppe konnte dieser Unterschied jedoch nicht nachgewiesen werden. Auch in der Gruppe der maz. Präparate konnte das Signifikanzniveau nur knapp erreicht werden. Das Ergebnis wurde zwar zusätzlich durch einen t-Test bestätigt, der Unterschied sollte aber dennoch in weiteren Untersuchungen erhärtet werden.

Unterschiede zwischen linker und rechter Fac. art. sup. axis und zwischen linker und rechter Fac. art. inf. axis konnten im Vergleich der durchschnittlichen intraindividuellen Mineralisierung nicht festgestellt werden. Primär spricht dies dafür, dass die Beanspruchungen links und rechts gleich sind. Allerdings sagt diese Gegenüberstellung nichts über einen individuellen Vergleich der Gelenkflächen aus. Daher konnte es durchaus vorkommen, dass ein Individuum, wie auch schon bei den Dichtemusterverteilungen, links und rechts unterschiedliche Beanspruchungen der Gelenkflächen aufwies. Für diese Verteilungen wären die gleichen Ursachen wie beim Seitenvergleich der Mineralisierungsmuster denkbar (s. Abschnitt 5.3.1).

Da auf den Dens axis eine nach ventral gerichtete Schubkraft wirkt (Putz, 1981; Kummer, 1992; Wiktorin und Nordin, 1986), wäre auf der Fac. art. post. dentis eine höhere Mineralisierung zu erwarten gewesen. Die Gesamtmineralisierung zwischen Fac. art. ant. und post. dentis zeigte jedoch keinen Unterschied. Möglicherweise treten intermittierend – vor allem bei quasistatischen Bewegungen wie dem Gehen – Schubkräfte auf, die nach dorsal gerichtet sind. Das Lig. transversum kann hierfür jedoch nicht verantwortlich sein, da es an der Fac. art. ant. dentis immer die gleiche Kraft ausübt wie an der Fac. art. post. dentis. Eine Schubkraft von ventral oder dorsal stört dieses Gleichgewicht.

Für die unterschiedliche Gesamtmineralisierung der lateralen Gelenkflächen des Axis und der Gelenkflächen des Dens axis ist voraussichtlich ein für den Dens axis ungünstigerer Quotient aus Kraft pro Fläche verantwortlich.

Die vergleichbar hohe Gesamtmineralisierung von vorderer und hinterer Gelenkfläche des Dens axis spricht dafür, dass neben ventral gerichteten Schubkräften intermittierende Schubkräfte auch nach dorsal gerichtet sind.

5.3.3 Diskussion der topografischen Mineralisierungsverteilung

Die Dichtemuster sind als das bildliche Äquivalent der „loading history“, also als grafische Darstellung der Langzeitbeanspruchung zu verstehen (Müller-Gerbl, 1991). Quasistatische Bewegungen, d. h. Bewegungen von geringem Umfang, spielen deshalb neben der Statik die entscheidende Rolle für die Mineralisation der subchondralen Knochenplatte (Müller-Gerbl, 1992).

Zum Verständnis soll hier noch einmal verdeutlicht werden, dass die Gelenkbeanspruchung von der beanspruchenden Gesamtkraft (Größe der Kraftresultierenden), von der Größe und Lage der kraftaufnehmenden Kontaktfläche und von der Verteilung der Spannungen innerhalb der kraftaufnehmenden Fläche, also dem Durchstoßpunkt der Kraftresultierenden, abhängt (Tillmann, 1990; Kummer, 1985; Müller-Gerbl, 1990) (s. Abb. 51):

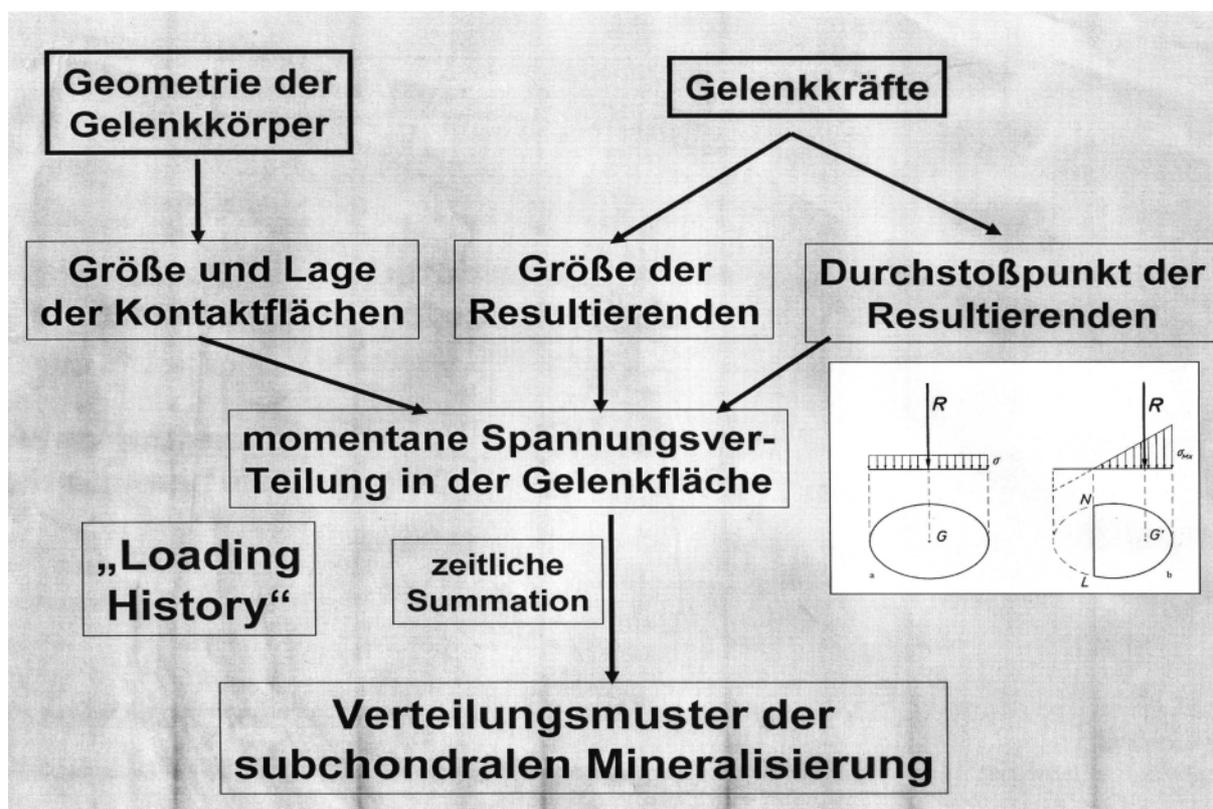


Abb. 51: Entstehung der subchondralen Mineralisierung (Müller-Gerbl, 1998)

5.3.3.1 Topografische Mineralisierungsverteilung der Facies articularis inferior axis

Die Auswertung für die Fac. art. inf. axis ergab Dichtemaxima, die fast alle im peripheren Bereich lagen. Die Verteilung dieser Maxima konzentrierte sich zum großen Teil auf den ventralen Bereich. Der mediale und der dorsale Bereich wiesen ebenfalls oft Dichtemaxima auf. Der zentrale Bereich und der laterale Bereich dagegen waren meist Bereiche geringer Dichte.

Zur Beurteilung des Bewegungssegmentes C2–C3 sollte man sich die Arbeiten von Kummer (1981, 1992, 2005) vor Augen führen. Die Kraftresultierende ist in diesem Segment mehr oder weniger schräg nach ventral gerichtet. Die Längskomponente wird durch den Wirbelkörper aufgenommen. Die Wirbelgelenke nehmen überwiegend den nach ventral gerichteten Schub auf.

Die Wirbelgelenke zeigen bei allen Bewegungen – v. a. bei Ventralflexion und Extension – ein „Klaffen“ (Putz, 1981, 1993) (s. Abb. 12). Dieses Klaffen tritt auch bei quasistatischen Bewegungen auf, wenn auch nicht so ausgeprägt. Wenn mit dem von Putz (1981, 1993) beschriebenen Gelenkklaffen gleichzeitig die Kraftresultierende so einfällt, dass auf die Wirbelgelenke eine Schubkraft entsteht, dann treten in den Randbereichen der Wirbelgelenke immer wieder Kraftspitzen auf. Dies zeigt sich letztlich in der subchondralen Mineralisierung in den peripheren Bereichen der Fac. art. inf. axis. Bei Ventralflexion entsteht ein Kontakt im ventralen Bereich beider Gelenkpartner. Da die Ventralflexion eine beim Mitteleuropäer sehr häufig eingenommene Position ist, steht der ventrale Bereich der Gelenkflächen verhältnismäßig oft unter Beanspruchung. Am häufigsten fanden wir Dichtemaxima der subchondralen Knochenplatte im ventralen Bereich.

Auch Müller-Gerbl (1991) stützt sich in ihrer Arbeit über die lumbalen Wirbelgelenke auf die Thesen von Kummer. Auch in diesen Gelenken wurde die höchste Dichte im ventralen (kranialen) Bereich gefunden. Die Kraftresultierende aus Körpergewicht und autochthoner Rückenmuskulatur ist auch in der Lendenwirbelsäule mehr oder weniger stark ventralwärts gerichtet. Dadurch besteht auch hier eine Schubkomponente der Kraft. Damit sind die vorderen Gelenkanteile mit Ausnahme extremer Dorsalflexion ständig einer statischen Druckbeanspruchung unterworfen, die sich in einer erhöhten Dichte in diesem Bereich äußert (s. Abb. 52). Durch die Größe des Öffnungs- und des Neigungswinkels ist, wie auch aus der Arbeit von Putz (1981) zu ersehen ist, das Bewegungssegment C2–C3 von allen Halswirbeln am ehesten mit den geometrischen Parametern der lumbalen Bewegungssegmente vergleichbar.

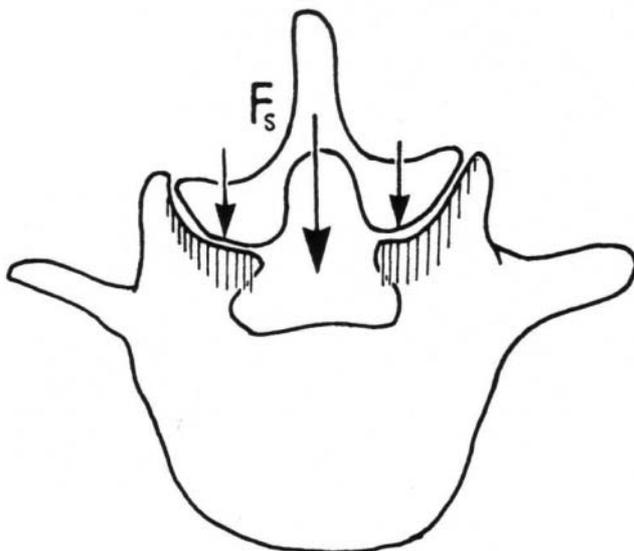


Abb. 52: Schubkraft wirkt auf Wirbelgelenke (Müller-Gerbl, 1991)

Kummer (1992) zeigte, dass *die Kraftresultierende* sich in zwei Komponenten aufteilen lässt. Der Schnittpunkt der beiden Gelenknormalen und der Kraftresultierenden ist gleichzeitig der momentane Drehpunkt.

Da nun eine Änderung der Neigung der Kraftresultierenden zu einer Verschiebung des Schnittpunktes von dieser und den beiden Gelenknormalen führt (s. Abb. 10), die Richtung der Kraftresultierenden ihrerseits aber von der Orientierung der zur Balance eingesetzten Muskelgruppen abhängt, kann sich folglich der Drehpunkt des Systems in Abhängigkeit von der jeweils aktivierten Muskulatur verlagern.

Daraus wird ersichtlich, dass ein Wirbelsäulensegment keinen festen Drehpunkt besitzt und dass die Lage des momentanen Bewegungszentrums nicht wie bei den Extremitätengelenken (z. B. beim Kniegelenk) durch die Gestalt der Gelenkkörper, sondern vor allem durch die Kombination der Muskelkräfte bestimmt wird.

Wenn das momentane Rotationszentrum in eine Region fällt, die die Gelenknormalen auf die Fac. art. inf. axis nach peripher wandern lässt, wäre die in diesem Bereich erhöhte Mineralisierung zu erklären.

Nicht nur Druckbeanspruchungen, sondern auch *Biegebeanspruchungen* müssen in den Wirbelgelenken in Erwägung gezogen werden. Nach Kummer (1992) erfährt die Wurzel der Wirbelgelenke durch den Ventralschub eine Biegebeanspruchung, die mit der Größe der Ventralschubkomponente zunimmt. Die von uns beobachtete Mineralisierung im ventralen Bereich könnte auch ein Resultat dieser Biegebeanspruchung sein.

Es wäre aufschlussreich, wie die langfristige Randbeanspruchung einen schonenden oder schädigenden Einfluss auf die Gelenkflächen haben kann, da für das Gelenk günstige Verhältnisse üblicherweise bei zentrischer Beanspruchung vorliegen (Tillmann, 1990). In weiteren Studien sollte daher ein Kollektiv aus Patienten mit degenerativen Veränderungen mit diesen Ergebnissen verglichen werden.

Das Gelenkklaffen hat wahrscheinlich einen entscheidenden Einfluss auf die Beanspruchung des Gelenkes C2–C3. Dadurch werden die Randbereiche der Wirbelgelenke einer langfristigen intermittierenden Druckbeanspruchung ausgesetzt.

Weiterhin ist es durchaus möglich, dass die Kraftresultierende durch das variable Rotationszentrum die größte Verweildauer in den Randbereichen hat.

5.3.3.2 Mineralisierungsverteilung der Facies articularis superior axis und der Facies articularis inferior atlantis (Articulatio atlantoaxialis lateralis)

Die Auswertung der Mineralisierungsverteilung ergab für die Fac. art. sup. axis ein hauptsächlich dorso-mediales, bandförmiges Dichtemaximum. Der größere Teil aller Gelenkflächen wies zusätzlich ein zentrales Nebenmaximum auf. Ventral waren nahezu keine Dichtemaxima zu finden.

Die Fac. art. inf. atlantis zeigte meist dorsal eine halbkreisförmige Zone erhöhter Mineralisierung und ebenfalls zusätzlich meist ein zentrales Dichtemaximum. Auch hier waren ventral nahezu keine Dichtemaxima zu finden.

Dies zeigt sich auch im Vergleich der korrespondierenden Gelenkflächen. Beide Gelenkflächen zeigten fast ausnahmslos dorsal eine erhöhte Mineralisierung. Etwas mehr als die Hälfte aller Gelenkflächen zeigte an beiden Gelenkpartnern zusätzlich ein zentrales Maximum.

Nach der Interpretation von Koebke und Brade (1982) und auch von Putz (1992) kommen in der Neutralstellung die Plateaus von Atlas und Axis in Kontakt. In der Neutralstellung beschränkt sich nach Putz (1992) die Druckbeanspruchung auf das Plateau. Einleuchtend ist daher die häufig vorhandene Zone erhöhter Mineralisierung im zentralen Bereich, die jedoch in unseren Untersuchungen fast immer als rundes Dichtemaximum auftritt und nicht wie von Koebke und Brade (1982) sowie Putz (1992) angenommen als linienförmige Zone im Verlauf des Plateaus.

Die von uns gemessene Dichteverteilung zeigt, dass die Langzeitbeanspruchung nicht auf das Plateau beschränkt, sondern dorsal weitaus größer ist. Auch dies ist nicht verwunderlich, da die Extensionsstellung des Atlas wahrscheinlich auch oft eingenommen wird, weil der *Atlas als knöcherner Diskus* zwischen Occiput und Axis funktioniert (Mercer und Bogduk, 2001; Penning, 1997). Das heißt, er reagiert weitgehend passiv. Die Position des Atlas ist vom Schwerpunkt des Kopfes und damit *vom Durchtrittspunkt der Kraftresultierenden* abhängig. In neutraler Position wird der Atlas auf den Konvexitäten der beiden Gelenkpartner balanciert. Wenn der Atlas über den Gleichgewichtspunkt nach ventral balanciert wird, dann gleitet dieser in Flexionsstellung; wenn umgekehrt der Atlas nach dorsal über den Gleichgewichtspunkt wandert, dann gleitet dieser in Extensionsstellung (Mercer und Bogduk, 2001; Abb. 14). Fraglich ist jedoch, wie der Atlas in Neutralstellung genau auf dem Axis balanciert werden kann, da es vergleichbar schwierig ist, zwei Kugeln aufeinander zu balancieren. Die hauptsächlich auftretende Dichteverteilung – nämlich zentral und dorsal jeweils eine Zone erhöhter Mineralisierung (s. Abb. 30) – lässt den Schluss zu, dass zwei Hauptpositionen des Atlas existieren, die zwei Hauptmaxima verursachen: die Extensionsstellung und die Flexionsstellung.

Koebke (1982) fand oft Knorpelschäden im dorsalen Bereich der Fac. art. sup. axis (s. Abb. 11). Er führte diese auf den Mechanismus der Rotation zurück, bei dem der Atlas gleichzeitig eine Extensionsbewegung durchführt und daher im dorsalen Gelenkflächenbereich in Kontakt mit der Fac. art. sup. axis kommt (s. Abb. 16). Verwunderlich ist jedoch zunächst, warum wir auch am Atlas eine Zone erhöhter Mineralisierung im dorsalen Bereich fanden, wenn man annimmt, dass dieser Bereich über die Gelenkfläche des Axis nach dorsal hinausrotiert, wie von Bogduk und Mercer (2000) beschrieben (s. Abb. 13 links). White (1978) beschrieb jedoch eine zweite Form der Rotation, wobei die Rotationsachse während der Linksrotation im Bereich der linken *Massae lateralis atlantis* liegt (s. Abb. 13 rechts). Diese Form der Bewegung bezeichnet White (1978) als „*unilateral anterior rotatory displacement*“. Damit bleibt während der Linksrotation die linke

Massae lateralis atlantis weitgehend stabil. Aus diesem Grund erstreckt sich das Dichtemaximum der Fac. art. sup. axis auch oft nach medial, das der Fac. art. inf. atlantis oft nach lateral. Für die Langzeitbeanspruchung, die sich letztlich in der subchondralen Mineralisierung zeigt, scheint dieser Mechanismus von Bedeutung zu sein, da sich eine Vielzahl von geringen Rotationsbewegungen bei der Balance des Kopfes aufsummiert. Durch die starke Kopplung findet im Kopfgelenk beispielsweise bei der Lateralflexion eine geringgradige Rotation statt (Penning, 1987; Bogduk, 2000; Mercer, 2001; Ishii, 2004). Durch dieses intermittierende Abkippen könnten die lateralen Gelenke auch zum Teil einen nach ventral gerichteten Schub abfangen und dadurch das Lig. transversum entlasten.

Die ventralen Bereiche der Fac. art. sup. axis und die Fac. art. inf. atlantis treten offensichtlich nur selten in Kontakt, da wir hier selten eine erhöhte Mineralisierung messen konnten. Bei Ventralflexion scheint die Kontaktzone lediglich bis zum zentralen Bereich zu wandern. Eine weitere Flexion wird wahrscheinlich durch das Aufeinandertreffen von vorderem Atlasbogen und Axiskörper verhindert. Es ist möglich, dass dieser Bereich *nur in ausgeprägter Rotationsstellung* als Kontaktfläche dient, eine Position, die nicht oft erreicht wird und daher keinen Einfluss auf die Dichte der subchondralen Knochenplatte hat.

Auch hier ist die Mineralisierungsverteilung bedingt durch die langzeitige Randbeanspruchung der dorsalen Bereiche als ein Risikofaktor für die Arthroseentstehung zu sehen. In weiteren Studien sollte daher ein Kollektiv aus Patienten mit degenerativen Veränderungen mit diesen Ergebnissen verglichen werden.

Die statische Beanspruchung der Articulatio atlantoaxialis lateralis wird wahrscheinlich wesentlich durch das passive Verhalten des Atlas bestimmt. Die relativ lange Verweildauer des Atlas in der Extensionsstellung verursacht eine langfristig höhere Beanspruchung der dorsalen Bereiche beider Gelenkpartner. Die ventralen Bereiche dienen womöglich nur als Kontaktfläche bei extremer Rotation.

5.3.3.3 Topografische Mineralisierungsverteilung der Facies articularis anterior dentis und der Fovea dentis atlantis (Articulatio atlantoaxialis mediana anterior)

Die Fac. art. ant. dentis wies meist ein zentrales Hauptmaximum und zusätzlich periphere Nebenmaxima auf. An nur fünf Individuen waren keine peripheren Nebenmaxima und an weiteren fünf war kein zentrales Hauptmaximum vorhanden.

Auf der Fovea dentis atlantis zeigten drei Viertel aller Individuen eine zirkulär erhöhte Mineralisierung. Eine kaudale Zone höherer Mineralisierung trat zu ca. einem Viertel auf.

Der direkte Vergleich der korrespondierenden Gelenkflächen der Art. atlantoaxialis mediana zeigt somit eine gegenläufige Tendenz: zu 85,7 % ein zentrales Dichtemaximum auf der Fac. art. ant. dentis, jedoch nur zu 2,6 % auf der Fovea dentis atlantis.

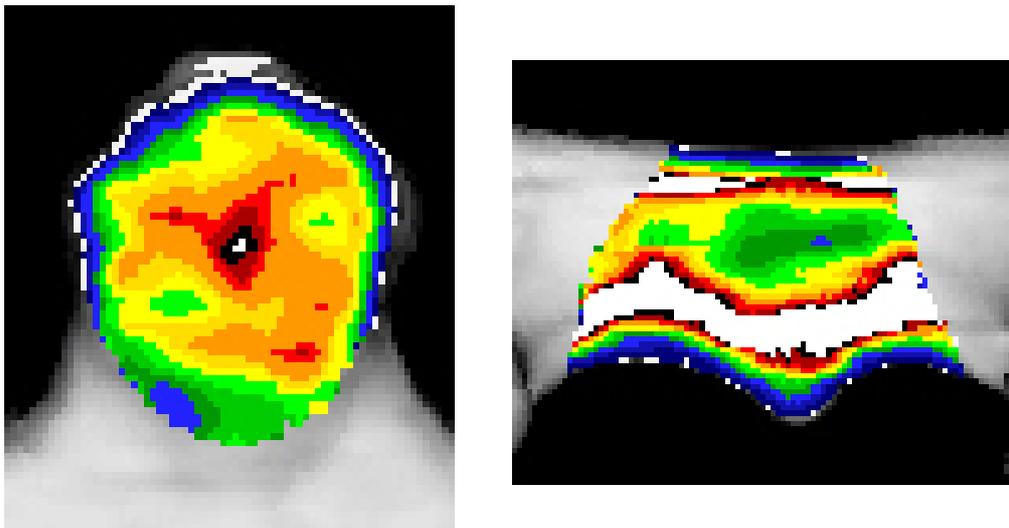


Abb. 53: Korrespondierende Gelenkflächen des gleichen Patienten; Dens axis: zentrales Maximum; Fovea dentis kranial und kaudal: Zone erhöhter Mineralisierung

Die Hauptaufgabe der Art. atlantoaxialis mediana ist es, die Rotation des Kopfes zu ermöglichen. Gleichzeitig muss sie jedoch den ständig auftretenden Schub des Atlas auffangen. Dieser Schub ist der entscheidende Faktor für die Langzeitbeanspruchung. Der Schub begleitet alle statischen Gelenkstellungen. Die Kraftresultierende ist zwar eher nach ventral gerichtet, allerdings wirkt das Lig. transversum als ständiger Gegenspieler, der für die Druckbeanspruchung im vorderen Gelenk verantwortlich ist.

Die Art. atlantoaxialis mediana ant. besteht aus einem konvexen und einem konkaven Gelenkpartner. Untersuchungen von Eckstein (1996) veranschaulichen den Einfluss der Kongruenz der Gelenkpartner und der Einfallrichtung der Kraftresultierenden auf die Mineralisation der subchondralen Knochenplatte. Eine Computersimulation zeigte, dass multizentrische Dichteverteilungen durch Inkongruenzen der Gelenkflächen verursacht werden konnten. Weiterhin kann eine variierende Einfallrichtung der Kraftresultierenden multizentrische Dichteverteilungen verursachen.

Die Dichtemaxima auf der Fovea dentis erstreckten sich über den kranialen und kaudalen Bereich (s. Abb. 53). Bei einer Inkongruenz der Gelenkpartner müsste die Dichteverteilung der Fac. art. ant. dentis ebenfalls multizentrisch sein, was jedoch nicht der Fall ist. Die Kongruenz der Krümmungsradien sollte jedoch in weiteren Studien untersucht werden, da sie einen Einfluss auf die Gelenkmechanik der Art. atlantoaxialis mediana haben kann.

Die Verteilung könnte aber als eine *multizentrische Einfallrichtung der Kraftresultierenden* auf die Fovea dentis atlantis interpretiert werden (Eckstein, 1996). Die Kraftresultierende

wird in diesem Fall hauptsächlich durch den dorsalen Zug des Lig. transversum verursacht. Durch die relativ starke Beweglichkeit der Fovea dentis in Relation zur Fac. art. ant. dentis ist der Durchstoßpunkt der Kraftresultierenden am Dens axis weitgehend konstant, während er am Atlas variiert (s. Abb. 54).

Durch diese Beanspruchungsform entsteht wahrscheinlich auf der Fac. art. ant. dentis ein zentrales rundes Dichtemaximum.

Auf der Fovea dentis zieht eine variable Beanspruchung infolge intermittierender Rotations- und Sagittalbewegungen eine zirkulär erhöhte Mineralisierung nach sich.

Die Kontaktfläche der Fovea dentis ist bei Rotationsbewegungen, für den Fall, dass die momentane Rotationsachse im Bereich des Dens axis liegt, von der Kopfposition abhängig.

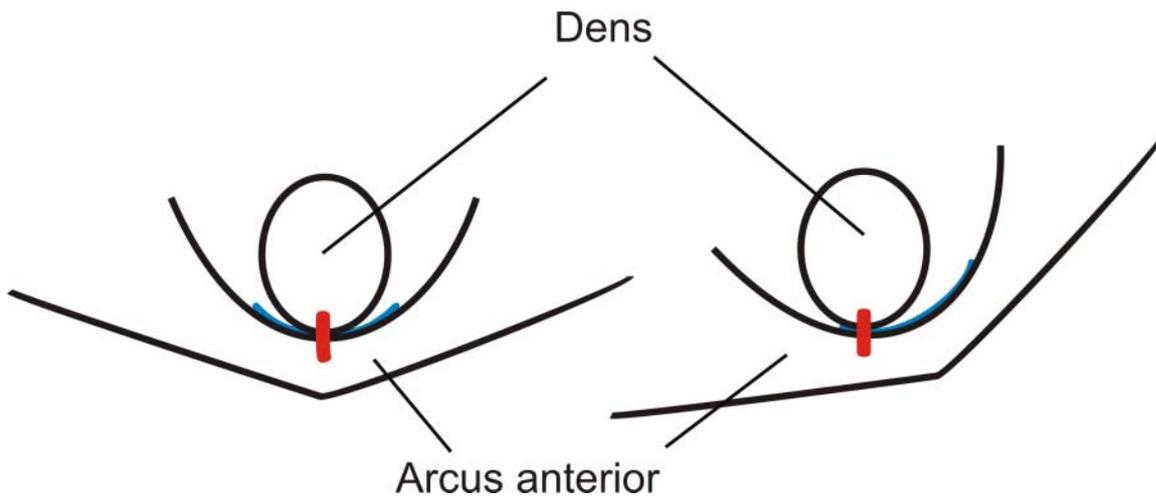


Abb. 54: Rotation im Bereich der Fovea dentis atlantis und Kontaktbereiche; blau: Fovea dentis atlantis, rot: Kontaktflächen

Von einigen Autoren wurde ein Gleiten des Atlas auf dem Dens axis nach kranial und kaudal beschrieben, das als *passive Beweglichkeit des Atlas* bezeichnet wurde (Oda, 1991; Bogduk, 2001) (s. Abb. 14). Koebke (1979) widersprach hingegen diesen Aussagen, da seiner Meinung nach die oftmals auftretenden Schleifspuren und Knorpelschäden auf der Fac. art. ant. dentis, die in transversaler Richtung verlaufen, Hinweise darauf sind, dass die Bewegungen hier auf die Rotation begrenzt sind. Eine derartige Anordnung der Schleifspuren muss jedoch nicht bedeuten, dass in kranio-kaudaler Richtung keine Bewegung stattfindet. Wenn die Fovea dentis wie von Bogduk (2001) beschrieben bei quasistatischen Bewegungen in die zwei Hauptpositionen nach kranial bzw. kaudal gleitet, entsteht möglicherweise auf der Fovea dentis eine multizentrische Verteilung der Mineralisierung mit zwei linienförmigen Kontaktzonen im kaudalen bzw. kranialen Bereich (s. Abb. 55):

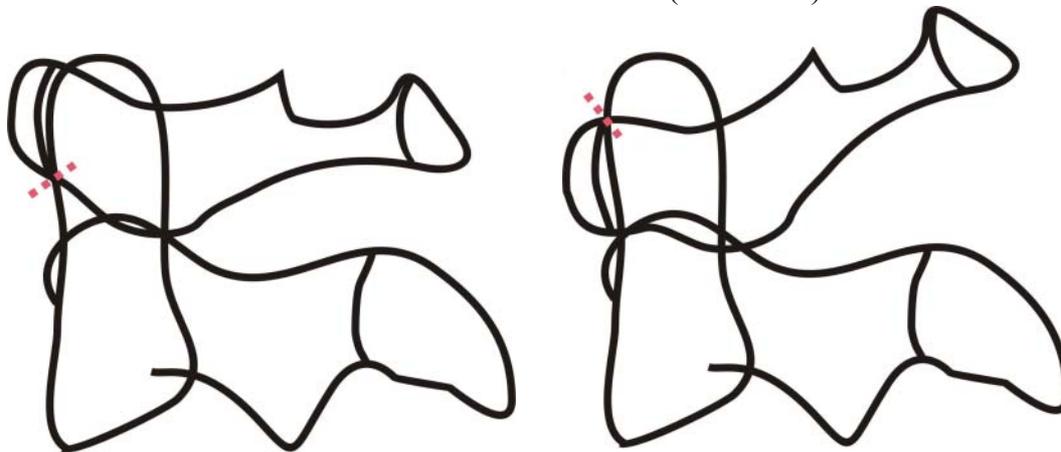


Abb. 55: Kontaktbereiche in der Art. atlantoaxialis mediana bedingt durch die paradoxe Beweglichkeit des Atlas; rote Linien entsprechen den Kontaktflächen

Nach White (1978) kann die Rotationsachse während der Linksrotation im Bereich der linken *Massae lateralis atlantis* liegen („*unilateral anterior rotatory displacement*“, s. Abb. 13 rechts). Dieser Mechanismus würde einen Kontaktflächenverlust im Zentrum des *Dens axis* nach sich ziehen. Gleichzeitig kämen die lateralen Bereiche der *Fac. art. ant. dentis* und der *Fovea dentis* in Kontakt. Die peripheren Nebenmaxima im linken und rechten Bereich beider Gelenkpartner könnten somit die Folge einer exzentrischen Rotationsachse sein.

Eine Variation der zentralen Hauptmaxima nach kaudal bzw. nach kranial ergibt sich möglicherweise durch die *Position des Dens axis*, wie sie Krmpotić-Nemanić (1973) beschrieb (s. Abb. 3). Bei kyphotischem *Dens axis* liegen die zentralen Hauptmaxima dadurch weiter kranial, bei lordotischem *Dens axis* weiter kaudal.

Auch in diesem Gelenk könnten die häufigen arthrotischen Veränderungen durch die periphere Beanspruchung der *Fovea dentis* und der *Fac. art. ant. dentis* begünstigt werden.

Die Kraftresultierende verläuft bedingt durch die verhältnismäßig starre Position des Axis relativ konstant durch den zentralen Bereich der *Facies articularis anterior dentis*. Da der Atlas eine große Bewegungsfreiheit durch Rotation und passive Sagittalbewegungen hat, trifft die Resultierende dort sehr variabel auf. Dadurch bleibt die Beanspruchung auf der *Facies articularis anterior dentis* auf den zentralen Bereich beschränkt, während sie auf der *Fovea dentis* prinzipiell in jede Position wandern kann. Weitere Einflussgrößen sind eine variable Rotationsachse und die Stellung des *Dens axis*.

5.3.3.4 Topografische Mineralisierungsverteilung der Facies articularis posterior dentis

Die Fac. art. post. dentis zeigte im Gesamtkollektiv zu ungefähr gleichen Anteilen ein bandförmiges, zentrales Dichtemaximum oder ein zentrales Dichteminimum.

Diese Mineralisierungsverteilung musste zurückhaltend betrachtet werden, da die Gelenkflächengrenzen nicht immer eindeutig festgelegt werden konnten.

Angaben zur Geometrie wurden von Knese (1947) gemacht, wonach die Krümmung der Fac. art. post. dentis etwa zylindrisch ist. Die Krümmungsachse ist identisch mit der Längsachse des Dens axis. Im unteren Teil der Gelenkfläche ist fast immer (ausgenommen die Konvexität von rechts nach links) zusätzlich eine Konkavität von oben nach unten vorhanden, sodass in diesen Fällen die Fläche sattelförmig wird. Die Gelenkfläche des Lig. transversum entspricht in ihrer Größe, Form und histologischen Beschaffenheit ungefähr der Fac. art. ant. post. dentis (Fick, 1911), womit sie in kranio-kaudaler Richtung den konvexen Partner zur konkaven Fac. art. post. dentis bildet.

Damit ist auch hier an eine mögliche *Inkongruenz* der Gelenkflächen zu denken (Eckstein, 1996). Dvorak (1988) vertrat die Ansicht, dass je nach Ausrichtung des Dens axis das Lig. transversum atlantis einen anderen Querschnitt aufweist. Das Band eines lordotischen Dens axis zeigt einen eher runden Querschnitt, das eines geraden Dens axis stellt ein breites, flaches Band dar. Damit wird ein Zusammenhang zwischen der Ausrichtung des Dens axis, wie sie Krmpotić-Nemanić (1973) beschrieb (s. Abb. 3), und der Form des Lig. transversum bzw. dessen Gelenkfläche hergestellt. Uns liegen jedoch keine Untersuchungen darüber vor, wie sich die Stellung des Dens axis auf die Form der Fac. art. post. dentis auswirkt. Eine Verteilung der Dichtemuster, wie sie von uns gefunden wurde, lässt vermuten, dass die Gelenkflächen zur Hälfte aller untersuchten Individuen eine Inkongruenz aufwiesen. Ein flaches Lig. transversum kann eine bizenrische Mineralisierung auf der Gelenkfläche bilden. Weiterhin kann bei hoher Dauerbelastung ein flaches Lig. transversum auch eine monozentrische Mineralisierung verursachen. Dies ist auch dann der Fall, wenn das Lig. transversum einen runden Querschnitt aufweist. Auf den Densitogrammen zeigt sich ein solcher Fall als bandförmiges, zentrales Dichtemaximum. Nach den Untersuchungen von Eckstein (1996) nimmt die Kongruenz der Gelenkflächen mit dem Alter zu. Wir fanden jedoch in der Gruppe der Patienten, wenn auch nicht signifikant häufiger, Densitogramme mit zentralem, bandförmigem Dichtemaximum, während in der Gruppe der maz. Präparate häufiger ein zentrales Dichteminimum vorhanden war. Die Frage, ob eine Inkongruenz der Gelenkflächen einen entscheidenden Einfluss auf die Beanspruchung dieses Gelenkes hat, kann daher nicht eindeutig geklärt werden.

Darüber hinaus kann auch *die Kraftresultierende* an unterschiedlichen Punkten die längste Verweildauer haben. Diese kann in zwei Komponenten aufgeteilt werden, die jeweils senkrecht auf die Fac. art. post. dentis und die Fac. art. sup. axis treffen (Kummer, 1992). Nach Untersuchungen von Knese (1947) zieht sich der Dens axis bei Extension aus dem Spalt zwischen ventralem Atlasbogen und Lig. transversum atlantis heraus. Bei der Flexion rutscht er tiefer in den Spalt hinein. Demnach können sich auch die Kontaktflächen nach kranial und kaudal verschieben und damit ebenfalls die Kraftresultierende.

Da sich auf allen Densitogrammen im linken und rechten Bereich eine erhöhte Mineralisierung darstellen ließ, sollte bedacht werden, dass dies nicht zwangsläufig durch die Beanspruchung der Gelenkfläche bedingt sein muss. Es könnte auch *die Gesamtkonstruktion* des Dens axis eine Rolle spielen. Koebkes Untersuchungen zur Trabekelstruktur des Dens axis (1979) konnten an Frontalschnitten zeigen, dass die Trabekel eine Fortsetzung der Alarbänder darstellen und zum Zentrum des Dens axis zusammenlaufen. Diese Strukturen wirken den starken Kräften der Alarbänder entgegen und können, falls sie sich bis in den Bereich der Gelenkfläche erstrecken, vor allem im linken und rechten Bereich eine erhöhte Mineralisierung hervorrufen. Dies wird durch die Untersuchungen von Ludwig (1952) erhärtet. Er beschrieb den Ansatz des Lig. alare am Dens axis als viereckig. Davon liegt die kraniale Seite 2–3 mm kaudal zur Spitze des Dens axis. Die vertikalen seitlichen Begrenzungslinien des Vierecks reichen ventral und dorsal fast bis an die überknorpelten Gelenkflächen des Dens axis. Die kaudale Seite liegt auf der Begrenzungslinie zwischen kaudalem und medianem Drittel und ist etwas kürzer als die kraniale Seite (Ludwig, 1952). Auch durch *Biegebeanspruchung* kann im linken und rechten Bereich die Mineralisierung ansteigen.

Eine Inkongruenz zwischen Ligamentum transversum und Facies articularis posterior dentis könnte einen Einfluss auf die langfristige Beanspruchung der Articulatio atlantoaxialis mediana posterior haben.

Wahrscheinlich ist jedoch ein variabler Kontaktpunkt – durch Verschiebung des Ligamentum transversum auf der Facies articularis posterior dentis – für die Beanspruchung der entscheidende Faktor.

5.3.3.5 Gesamtbetrachtung des unteren Kopfgelenkes (C1–C2) unter Einbeziehung des Bandapparates und der Muskulatur

Die Art. atlantoaxialis lat. und die Art. atlantoaxialis mediana funktionieren als ein zusammengehöriges Gelenk (Knese, 1947). Demnach lässt sich auch die Dichteverteilung nicht unabhängig voneinander interpretieren.

Die von kaudal aufsteigenden, transversospinalen Muskelbündel konvergieren zum Proc. spinosus des Axis und sind in der Lage, diesen aktiv zu stabilisieren. Am Atlas setzen dagegen überwiegend die kurzen Nackenmuskeln an. Daher reagiert der Atlas bei allen Bewegungen weitgehend passiv (s. Abb. 14). Auch Mercer und Bogduk (2001) betonten diese Tatsache und machten sie zusammen mit der bikonvexen Struktur für die paradoxe Beweglichkeit des Atlas verantwortlich. Putz (1981) beschrieb den Atlas daher auch schon als „knöchernen Diskus“ zwischen Occiput und Axis.

In Neutralstellung des Kopfes haben entweder die zentralen Bereiche der lateralen Gelenkflächen von Atlas und Axis miteinander Kontakt oder, was aus der *passiven Bewegung des Atlas* hervorgeht, die dorsalen Bereiche. Die Stellung ist vom Durchtrittspunkt der Kraftresultierenden abhängig. Eine Extensionsstellung des Atlas findet sich ebenso während der Extension und Rotation (Koebke, 1982), aber auch während der Lateralflexion des Kopfes, da diese immer mit einer Rotation im unteren Kopfgelenk (C1–C2) gekoppelt ist (Mercer und Bogduk, 2001).

Sind im lateralen Gelenk die dorsalen Bereiche in Kontakt, dann tritt das mediane Gelenk ebenfalls in Extensionsstellung. Die Fovea dentis atlantis bekommt im kaudalen Bereich Kontakt mit dem zentralen Bereich der Fac. art. ant. dentis. Die Extensionsstellung scheint die Hauptposition des Atlas zu sein. Dadurch fanden wir die Dichtemaxima in der Art. atlantoaxialis lat. hauptsächlich im dorsalen Bereich, auf der Fovea dentis atlantis hauptsächlich im kaudalen Bereich. Koebke (1982) fand daher Knorpelschäden vor allem im dorsalen Bereich der Fac. art. sup. axis.

Während der Ventralflexion verlagert sich der Kopf über den Gleichgewichtspunkt nach vorne (Penning, 1977; Bogduk und Mercer, 2000, 2001). Der Atlas gleitet in Flexionsstellung. Dadurch kommt innerhalb der Art. atlantoaxialis mediana die Fovea dentis atlantis im kranialen Bereich in Kontakt mit dem zentralen Bereich der Fac. art. ant. dentis.

Die Kontaktflächen der Art. atlantoaxialis lat. verlagern sich in den zentralen Bereich. Das Aufeinandertreffen zwischen vorderem Atlasbogen und Axiskörper wirkt neben den Bändern wahrscheinlich zusätzlich als „Stopp“ für das Abrollen in der Art. atlantoaxialis lat. In der Art. atlantoaxialis lat. verlagern sich daher die Kontaktflächen der Fac. art. inf. atlantis auf der Fac. art. sup. axis nicht über den zentralen Bereich hinaus bis nach ventral. Dadurch treten in diesem Gelenk wahrscheinlich (außer bei extremer Rotation) die ventralen Bereiche der Gelenkflächen nicht in Kontakt. Koebke (1982) fand daher oft atrophierten Knorpel im ventralen Bereich der Fac. art. sup. axis. Wir fanden dort ein Minimum an Mineralisierung.

Wahrscheinlich treten diese Formen der Beanspruchung jedoch nicht isoliert auf, womit das untere Kopfgelenk eine große Bewegungsvielfalt erlangt.

6 Zusammenfassung

Die Kopfgelenke sind häufig von degenerativen Erkrankungen betroffen. Die wesentlichen Merkmale der Arthrose sind die Degeneration des Gelenkknorpels und des darunter liegenden Knochens. Es gilt als weitgehend sicher, dass Arthrose in der Mehrzahl der Fälle die Folge einer chronischen Überbeanspruchung eines Gelenkes ist. Um die Entstehung und den Verlauf degenerativer Erkrankungen des unteren Kopfgelenkes (C1–C2) und des Gelenkes C2–C3 grundlegend verstehen zu können, ist die genaue Kenntnis der Biomechanik, insbesondere der Beanspruchungsverteilung innerhalb der Gelenkflächen, eine notwendige Voraussetzung. Erst dann können pathologische Veränderungen richtig interpretiert werden.

Die Mineralisierungsverteilung der subchondralen Knochenplatte ist das Korrelat der langfristigen mechanischen Beanspruchung eines Gelenkes und erlaubt damit Aussagen zur Funktionsweise und zur Mechanik eines Gelenkes. Zur Ermittlung dieser Mineralisierungsverteilung wurde die CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) entwickelt, mit der erstmals eine Methode zur Verfügung stand, die auch am Patienten eingesetzt werden konnte.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden zur Ermittlung der Beanspruchungsverteilung und der Gesamtbeanspruchung der Gelenkflächen des unteren Kopfgelenkes (C1–C2) und des Wirbelgelenkes C2–C3 mit der CT-OAM sog. „Densitogramme“, also Darstellungen der Mineralisierungsverteilung der Gelenkflächen, von 72 Facies articulares superiores axis, 72 Facies articulares inferiores axis, 76 Facies articulares inferiores atlantis, 36 Facies articulares anteriores dentis, 36 Facies articulares posteriores dentis und 38 Foveae dentis angefertigt.

Die der CT-OAM zugrunde liegenden CT-Aufnahmen entstammten zwei Kollektiven: Ein Teil wurde in der Radiologischen Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität an Patienten angefertigt, der andere Teil entstammte Präparaten der anatomischen Anstalt.

Die Sortierung und Gruppeneinteilung der Densitogramme erfolgte entsprechend der Lage und Anzahl der Maxima der subchondralen Mineralisierung.

Im Seitenvergleich zeigten zwar die meisten Individuen links und rechts die gleiche Verteilung der Mineralisierung, allerdings traten zu einem gewissen Teil Unterschiede auf, die als eine asymmetrische Beanspruchung interpretiert werden können.

Ein wesentlicher Unterschied konnte in der Gesamtmineralisierung zwischen den Gelenkflächen des Dens axis und den übrigen Gelenkflächen festgestellt werden. Dies lässt auf ein für den Dens axis ungünstigeres Verhältnis von Kraft pro Fläche schließen, was einen Prädispositionsfaktor für die Entstehung der Arthrose darstellt.

Die Hauptmineralisierung der Facies articularis inferior axis lag in den peripheren Bereichen. Ein Klaffen der Wirbelgelenke im Segment C2–C3, auch bei kleinen Bewegungen, und ein peripherer Durchstoßpunkt der Kraftresultierenden sind hierfür die entscheidenden Faktoren.

Die Gelenkflächen der Articulatio atlantoaxialis lateralis wiesen fast ausnahmslos dorsal eine erhöhte Mineralisierung auf. Etwas mehr als die Hälfte aller Gelenkflächen zeigte an beiden Gelenkpartnern zusätzlich ein zentrales Dichtemaximum. Der ventrale Bereich war meist eine Zone geringer Mineralisierung. Diese Verteilung wird wesentlich durch das passive Verhalten des Atlas verursacht. Die relativ lange Verweildauer des Atlas in Extensionsstellung verursacht eine langfristige Beanspruchung der dorsalen Bereiche beider Gelenkpartner. Die ventralen Bereiche dienen womöglich nur als Kontaktfläche bei ausgeprägter Rotation.

Die Facies articularis anterior dentis zeigte meist ein zentrales Dichtemaximum und zusätzlich periphere Nebenmaxima, während auf der Fovea dentis atlantis eine zirkulär erhöhte Mineralisierung oder eine kaudale Zone höherer Mineralisierung zu sehen war. Die Kraftresultierende verläuft, bedingt durch die starre Position des Axis, relativ konstant durch den zentralen Bereich der Facies articularis anterior axis. Da der Atlas eine große Bewegungsfreiheit durch Rotation und passive Sagittalbewegungen hat, trifft die Kraftresultierende dort sehr variabel auf. Dadurch bleibt die Beanspruchung auf der Facies articularis anterior dentis weitgehend auf den zentralen Bereich beschränkt, während sie auf der Fovea dentis in periphere Bereiche wandert.

Die Facies articularis posterior dentis zeigte im Gesamtkollektiv zu ungefähr gleichen Anteilen ein bandförmiges, zentrales Dichtemaximum bzw. ein zentrales Dichteminimum, was auf eine zur Hälfte vorliegende Inkongruenz zwischen Ligamentum transversum und Facies articularis posterior dentis schließen lässt. Den größeren Einfluss auf die langfristige Beanspruchung der Gelenkfläche hat wahrscheinlich ein variabler Durchstoßpunkt der Kraftresultierenden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde erstmals eine Analyse der physiologischen Beanspruchungsverteilung des unteren Kopfgelenkes (C1–C2) und des Wirbelgelenkes C2–C3 an Patienten durchgeführt. Für zukünftige wissenschaftliche Arbeiten wäre eine weitere Analyse der Beanspruchungsverteilung von Patienten mit degenerativen Veränderungen von Interesse, sodass mithilfe der CT-OAM die Möglichkeit einer Frühdiagnostik von degenerativen Erkrankungen dieser Gelenke geschaffen werden kann. Auf diese Weise könnte die CT-OAM nicht nur ihren Platz in der wissenschaftlichen Forschung einnehmen, sondern sich zu einem diagnostisch wertvollen Verfahren mit Konsequenzen für die Vorsorge und Therapie der Arthrose weiterentwickeln. Die Indikation muss aufgrund der Strahlenbelastung sorgfältig gestellt werden.

7 Anhang

Tabelle 1: Musterzuordnung der Fac. art. lat. sup. axis

	Muster links	Muster rechts	Auflösung
Patient 1	I	I	0,358
Patient 2	II	II	0,319
Patient 3	I	I	0,338
Patient 4	II	II	0,375
Patient 5	I	I	0,194
Patient 6	II	II	0,194
Patient 7	I	I	0,412
Patient 8	I	I	0,194
Patient 9	I	I	0,194
Patient 10	I	I	0,194
Patient 11	II	II	0,518
dat-3	II	II	0,354
dat-4			0,351
dat-5			0,354
dat-6	II	II	0,351
dat-7	II	II	0,354
dat-10	II	II	0,354
dat-11	II	II	0,354
dat-12			0,354
dat-13	II	I	0,354
dat-14			0,354
dat-15	I	II	0,405
dat-16	II	II	0,405
dat-17	II	II	0,244
dat-18			0,405
dat-19			0,405
dat-20	I	I	0,194
dat-21	I	II	0,194
dat-22	II	II	0,194
dat-23	II	I	0,194
dat-24	I	II	0,194
dat-25	I	II	0,194
dat-26	I	II	0,194
dat-27	I	I	0,194
dat-28	I	I	0,194
dat-29	I	I	0,194
dat-30	I	I	0,194
dat-31	I	I	0,194
dat-32	II	II	0,194
dat-33	I	I	0,194
dat-34	II	II	0,194
dat-35	II	II	0,194

Tabelle 2: Absolute Werte der Maxima GMP der Fac. art. inf. axis rechte Seite

	x1	x2	x3	x4	x5	x6	x7	x8		Summe:	250
y8		1	1	3	2	1			y8		
y7	4	6	8	11	8	5	2		y7		
y6	5	6	2	3	3	4	4		y6		
y5	7	6				1	4		y5		
y4	5	6	3				4		y4		
y3	4	11	4	4	2	1	4		y3		
y2	1	11	13	11	12	7	3	1	y2		
y1		4	9	11	15	7			y1		
	x1	x2	x3	x4	x5	x6	x7	x8			

Tabelle 3: Absolute Werte der Maxima GMP der Fac. art. inf. axis linke Seite

	X1	x2	x3	x4	x5	x6	x7	x8		Summe:	250
y8		1	3	3	1	1			y8		
y7	2	10	13	10	6	1			y7		
y6	7	6				1	3		y6		
y5	6	3		1	1	1	2		y5		
y4	5	5	1	1			2		y4		
y3	4	12	3	2			2		y3		
y2	1	15	16	14	10	4	5	1	y2		
y1		9	16	15	17	5	3		y1		
	X1	x2	x3	x4	x5	x6	x7	x8			

Tabelle 4: Absolute Werte der Maxima GMP der Fac. art. inf. axis gesamt

	x1	x2	x3	x4	x5	x6	x7	x8		Summe:	500
y8	0	2	4	6	3	2	0	0	y8		
y7	6	16	21	21	14	6	2	0	y7		
y6	12	12	2	3	3	5	7	0	y6		
y5	13	9	0	1	1	2	6	0	y5		
y4	10	11	4	1	0	0	6	0	y4		
y3	8	23	7	6	2	1	6	0	y3		
y2	2	26	29	25	22	11	8	2	y2		
y1	0	13	25	26	32	12	3	0	y1		
	x1	x2	x3	x4	x5	x6	x7	x8			

Tabelle 5: Gesamtverteilung der Maxima der Fac. art. inf. axis in der GMP in % und Einteilung des Koordinatensystems zur Berechnung von med., lat., ant., post.

y8	0,0 %	0,4 %	0,8 %	1,2 %	0,6 %	0,4 %	0,0 %	0,0 %
y7	1,2 %	3,2 %	4,2 %	4,2 %	2,8 %	1,2 %	0,4 %	0,0 %
y6	2,4 %	2,4 %	0,4 %	0,6 %	0,6 %	1,0 %	1,4 %	0,0 %
y5	2,6 %	1,8 %	0,0 %	0,2 %	0,2 %	0,4 %	1,2 %	0,0 %
y4	2,0 %	2,2 %	0,8 %	0,2 %	0,0 %	0,0 %	1,2 %	0,0 %
y3	1,6 %	4,6 %	1,4 %	1,2 %	0,4 %	0,2 %	1,2 %	0,0 %
y2	0,4 %	5,2 %	5,8 %	5,0 %	4,4 %	2,2 %	1,6 %	0,4 %
y1	0,0 %	2,6 %	5,0 %	5,2 %	6,4 %	2,4 %	0,6 %	0,0 %
	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8

Tabelle 6: Absolute Werte der Maxima GP der Fac. art. inf. axis rechte Seite

	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8		Summe:	110
y8		2	2	4	4	2			y8		
y7	1	3	4	3	4	6	2		y7		
y6	1	4				2	3		y6		
y5	1	3	1				2	1	y5		
y4	2	2					2	2	y4		
y3	1	4	3	1	1	2	1		y3		
y2	1	3	4	3	3	2	2		y2		
y1	1	3	2	5	3	1	1		y1		
	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8			

Tabelle 7: Absolute Werte der Maxima GP der Fac. art. inf. axis linke Seite

	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8		Summe:	110
y8		1	2	7	5	5	1		y8		
y7	1	2	3	3	3	3	4		y7		
y6	5	3				3	5	1	y6		
y5	4	1					2		y5		
y4	3		1				1		y4		
y3	1	3	2		1	1	1		y3		
y2		2	3	3	4	3	2		y2		
y1		1	5	4	3	1	1		y1		
	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8			

Tabelle 8: Absolute Werte der Maxima GP der Fac. art. inf. axis gesamt

	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8		Summe:	220
y8	0	3	4	11	9	7	1	0	y8		
y7	2	5	7	6	7	9	6	0	y7		
y6	6	7	0	0	0	5	8	1	y6		
y5	5	4	1	0	0	0	4	1	y5		
y4	5	2	1	0	0	0	3	2	y4		
y3	2	7	5	1	2	3	2	0	y3		
y2	1	5	7	6	7	5	4	0	y2		
y1	1	4	7	9	6	2	2	0	y1		
	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8			

Tabelle 9: Gesamtverteilung der Maxima der Fac. art. inf. axis in der GP in % und Einteilung des Koordinatensystems zur Berechnung von med., lat., ant., post.

y8	0,0 %	1,4 %	1,8 %	5,0 %	4,1 %	3,2 %	0,5 %	0,0 %
y7	0,9 %	2,3 %	3,2 %	2,7 %	3,2 %	4,1 %	2,7 %	0,0 %
y6	2,7 %	3,2 %	0,0 %	0,0 %	0,0 %	2,3 %	3,6 %	0,5 %
y5	2,3 %	1,8 %	0,5 %	0,0 %	0,0 %	0,0 %	1,8 %	0,5 %
y4	2,3 %	0,9 %	0,5 %	0,0 %	0,0 %	0,0 %	1,4 %	0,9 %
y3	0,9 %	3,2 %	2,3 %	0,5 %	0,9 %	1,4 %	0,9 %	0,0 %
y2	0,5 %	2,3 %	3,2 %	2,7 %	3,2 %	2,3 %	1,8 %	0,0 %
y1	0,5 %	1,8 %	3,2 %	4,1 %	2,7 %	0,9 %	0,9 %	0,0 %
	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8

Tabelle 10: Absolute Werte der Maxima gesamt der Fac. art. inf. axis rechte Seite

	x1	x2	X3	x4	X5	x6	x7	x8		Summe:	360
y8	0	3	3	7	6	3	0	0	y8		
y7	5	9	12	14	12	11	4	0	y7		
y6	6	10	2	3	3	6	7	0	y6		
y5	8	9	1	0	0	1	6	1	y5		
y4	7	8	3	0	0	0	6	2	y4		
y3	5	15	7	5	3	3	5	0	y3		
y2	2	14	17	14	15	9	5	1	y2		
y1	1	7	11	16	18	8	1	0	y1		
	x1	x2	X3	x4	X5	x6	x7	x8			

Tabelle 11: Gesamtverteilung der Maxima der Fac. art. inf. axis der rechten Seite in % und Einteilung des Koordinatensystems zur Berechnung von med., lat., ant., post.

y8	0,0 %	0,8 %	0,8 %	1,9 %	1,7 %	0,8 %	0,0 %	0,0 %
y7	1,4 %	2,5 %	3,3 %	3,9 %	3,3 %	3,1 %	1,1 %	0,0 %
y6	1,7 %	2,8 %	0,6 %	0,8 %	0,8 %	1,7 %	1,9 %	0,0 %
y5	2,2 %	2,5 %	0,3 %	0,0 %	0,0 %	0,3 %	1,7 %	0,3 %
y4	1,9 %	2,2 %	0,8 %	0,0 %	0,0 %	0,0 %	1,7 %	0,6 %
y3	1,4 %	4,2 %	1,9 %	1,4 %	0,8 %	0,8 %	1,4 %	0,0 %
y2	0,6 %	3,9 %	4,7 %	3,9 %	4,2 %	2,5 %	1,4 %	0,3 %
y1	0,3 %	1,9 %	3,1 %	4,4 %	5,0 %	2,2 %	0,3 %	0,0 %
	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8

Tabelle 12: Absolute Werte der Maxima gesamt der Fac. art. inf. axis linke Seite

	x1	x2	X3	x4	X5	x6	x7	x8		Summe:	360
y8	0	2	5	10	6	6	1	0	y8		
y7	3	12	16	13	9	4	4	0	y7		
y6	12	9	0	0	0	4	8	1	y6		
y5	10	4	0	1	1	1	4	0	y5		
y4	8	5	2	1	0	0	3	0	y4		
y3	5	15	5	2	1	1	3	0	y3		
y2	1	17	19	17	14	7	7	1	y2		
y1	0	10	21	19	20	6	4	0	y1		
	x1	x2	X3	x4	X5	x6	x7	x8			

Tabelle 13: Gesamtverteilung der Maxima der Fac. art. inf. axis der linken Seite in % und Einteilung des Koordinatensystems zur Berechnung von med., lat., ant., post.

y8	0,0 %	0,6 %	1,4 %	2,8 %	1,7 %	1,7 %	0,3 %	0,0 %
y7	0,8 %	3,3 %	4,4 %	3,6 %	2,5 %	1,1 %	1,1 %	0,0 %
y6	3,3 %	2,5 %	0,0 %	0,0 %	0,0 %	1,1 %	2,2 %	0,3 %
y5	2,8 %	1,1 %	0,0 %	0,3 %	0,3 %	0,3 %	1,1 %	0,0 %
y4	2,2 %	1,4 %	0,6 %	0,3 %	0,0 %	0,0 %	0,8 %	0,0 %
y3	1,4 %	4,2 %	1,4 %	0,6 %	0,3 %	0,3 %	0,8 %	0,0 %
y2	0,3 %	4,7 %	5,3 %	4,7 %	3,9 %	1,9 %	1,9 %	0,3 %
y1	0,0 %	2,8 %	5,8 %	5,3 %	5,6 %	1,7 %	1,1 %	0,0 %
	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8

Tabelle 14: Absolute Werte der Maxima der Fac. art. inf. axis gesamt

	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8	
									Summe: 720
y8	0	5	8	17	12	9	1	0	y8
y7	8	21	28	27	21	15	8	0	y7
y6	18	19	2	3	3	10	15	1	y6
y5	18	13	1	1	1	2	10	1	y5
y4	15	13	5	1	0	0	9	2	y4
y3	10	30	12	7	4	4	8	0	y3
y2	3	31	36	31	29	16	12	2	y2
y1	1	17	32	35	38	14	5	0	y1
	x1	x2	X3	x4	x5	x6	x7	x8	

Tabelle 15: Gesamtverteilung der Maxima der Fac. art. inf. axis in % und Einteilung des Koordinatensystems zur Berechnung von med., lat., ant., post.

y8	0,0 %	0,7 %	1,1 %	2,4 %	1,7 %	1,3 %	0,1 %	0,0 %
y7	1,1 %	2,9 %	3,9 %	3,8 %	2,9 %	2,1 %	1,1 %	0,0 %
y6	2,5 %	2,6 %	0,3 %	0,4 %	0,4 %	1,4 %	2,1 %	0,1 %
y5	2,5 %	1,8 %	0,1 %	0,1 %	0,1 %	0,3 %	1,4 %	0,1 %
y4	2,1 %	1,8 %	0,7 %	0,1 %	0,0 %	0,0 %	1,3 %	0,3 %
y3	1,4 %	4,2 %	1,7 %	1,0 %	0,6 %	0,6 %	1,1 %	0,0 %
y2	0,4 %	4,3 %	5,0 %	4,3 %	4,0 %	2,2 %	1,7 %	0,3 %
y1	0,1 %	2,4 %	4,4 %	4,9 %	5,3 %	1,9 %	0,7 %	0,0 %
	x1	x2	x3	x4	x5	x6	x7	x8

Tabelle 16: Musterzuordnung der Fac. art. ant. dentis

	Muster	Auflösung
Patient 1	II-3	0,358
Patient 2	III	0,319
Patient 3	III	0,338
Patient 4		0,375
Patient 5	I-2	0,194
Patient 6	III	0,194
Patient 7	II-2	0,412
Patient 8	II-1	0,194
Patient 9	III	0,194
Patient 10	II-2	0,194
Patient 11	III	0,518
dat-3		0,354
dat-4		0,351
dat-5	II-2	0,354
dat-6	II-1	0,351
dat-7	II-2	0,354
dat-10	II-2	0,354
dat-11		0,354
dat-12	II-2	0,354
dat-13		0,354
dat-14	II-2	0,354
dat-15		0,405
dat-16		0,405
dat-17	II-2	0,244
dat-18	II-3	0,405
dat-19	I-1	0,405
dat-20	II-3	0,194
dat-21	I-1	0,194
dat-22	II-1	0,194
dat-23	II-3	0,194
dat-24	II-3	0,194
dat-25	I-2	0,194
dat-26	II-2	0,194
dat-27	II-2	0,194
dat-28	II-3	0,194
dat-29	II-2	0,194
dat-30	II-3	0,194
dat-31	I-1	0,194
dat-32	II-3	0,194
dat-33	II-2	0,194
dat-34	II-2	0,194
dat-35	II-2	0,194

Tabelle 17: Absolute Werte der Nebenmaxima Fac. art. ant. dentis

	x1	X2	x3	x4	x5	x6		Summe:	300	
y12			3	3			y12			
y11		3	9	8	4		y11			
y10	2	5	5	5	4	2	y10			
y9	3	5				5	2	y9		
y8	6	6				5	4	y8		
y7	8	7				9	9	y7		
y6	9	13				9	9	y6		
y5	7	9				9	5	y5		
y4	5	10				14	4	y4		
y3	2	12	5	5	10	2	y3			
y2		3	7	9	6		y2			
y1			9	4	1		y1			
	x1	X2	x3	x4	x5	x6				

Tabelle 18: Nebenmaximaverteilung Fac. art. ant. dentis in % und Einteilung des Koordinatensystems zur Berechnung von rechts, links, kranial, kaudal

y12	0,0 %	0,0 %	1,0 %	1,0 %	0,0 %	0,0 %	
y11	0,0 %	1,0 %	3,0 %	2,7 %	1,3 %	0,0 %	
y10	0,7 %	1,7 %	1,7 %	1,7 %	1,3 %	0,7 %	
y9	1,0 %	1,7 %				1,7 %	0,7 %
y8	2,0 %	2,0 %				1,7 %	1,3 %
y7	2,7 %	2,3 %				3,0 %	3,0 %
y6	3,0 %	4,3 %				3,0 %	3,0 %
y5	2,3 %	3,0 %				3,0 %	1,7 %
y4	1,7 %	3,3 %				4,7 %	1,3 %
y3	0,7 %	4,0 %	1,7 %	1,7 %	3,3 %	0,7 %	
y2	0,0 %	1,0 %	2,3 %	3,0 %	2,0 %	0,0 %	
y1	0,0 %	0,0 %	3,0 %	1,3 %	0,3 %	0,0 %	
	x1	x2	x3	x4	x5	x6	

Tabelle 19: Musterzuordnung der Fac. art. post. dentis

	Muster	Auflösung
Patient 1	I	0,358
Patient 2	I	0,319
Patient 3	I	0,338
Patient 4		0,375
Patient 5	II	0,194
Patient 6	I	0,194
Patient 7	I	0,412
Patient 8	I	0,194
Patient 9	II	0,194
Patient 10	II	0,194
Patient 11	I	0,518
dat-3		0,354
dat-4		0,351
dat-5	I	0,354
dat-6	II	0,351
dat-7	II	0,354
dat-10	II	0,354
dat-11		0,354
dat-12	I	0,354
dat-13		0,354
dat-14	II	0,354
dat-15		0,405
dat-16		0,405
dat-17	I	0,244
dat-18	II	0,405
dat-19	I	0,405
dat-20	II	0,194
dat-21	II	0,194
dat-22	I	0,194
dat-23	II	0,194
dat-24	I	0,194
dat-25	I	0,194
dat-26	II	0,194
dat-27	I	0,194
dat-28	II	0,194
dat-29	II	0,194
dat-30	I	0,194
dat-31	I	0,194
dat-32	II	0,194
dat-33	II	0,194
dat-34	II	0,194
dat-35	I	0,194

Tabelle 20: Mineralisationswerte der Gelenkflächen des Axis für die GP und die GMP

	kra-li	kra-re	kau-li	kau-re	dens-ven	dens-dor
Patient 1	923,6	917,2	874,6	908,0	1114,5	1245,8
Patient 2	857,6	865,5	877,1	852,1	1170,9	1199,9
Patient 3	686,2	791,7	743,2	822,9	1194,1	1242,8
Patient 4	738,4	693,3	842,6	844,9	-	-
Patient 5	676,9	700,6	654,3	658,9	738,2	757,9
Patient 6	646,9	670,6	834,7	710,0	834,5	896,7
Patient 7	764,9	764,4	747,4	807,0	1049,8	1036,2
Patient 8	790,0	769,3	679,6	765,6	926,6	803,4
Patient 9	724,2	684,2	630,2	633,8	849,1	718,7
Patient 10	782,6	808,7	742,4	756,6	810,4	831,8
Patient 11	497,4	481,8	544,7	561,0	1029,9	794,9
dat-3-5	535,3	569,8	376,5	575,0	1114,3	1347,7
dat-6	1273,5	1302,0	1098,8	1119,6	1488,1	1364,3
dat-7	873,0	902,4	777,9	706,0	1296,0	1334,9
dat-10	950,7	946,4	723,0	984,5	1339,7	1225,0
dat-11-12	773,8	912,7	886,2	837,4	1265,3	1163,4
dat-13-14	664,2	597,5	456,9	394,9	973,0	924,1
dat-15-19	487,0	482,0	527,3	535,8	690,0	445,5
dat-16-18	551,6	535,6	593,2	505,7	1221,4	849,9
dat-17	663,1	673,4	573,0	641,8	1084,3	686,4
dat-20	1056,4	1113,7	1012,6	865,4	1345,4	1118,7
dat-21	867,0	1027,7	731,7	595,8	1017,8	1090,7
dat-22	1089,5	973,7	816,4	608,1	1106,1	1306,4
dat-23	1018,3	898,8	776,6	761,7	913,9	1217,9
dat-24	1147,3	1230,7	1105,8	1106,3	1444,9	1545,2
dat-25	1131,0	1214,6	903,1	813,8	1248,1	1124,7
dat-26	1050,4	1108,2	971,9	915,6	984,2	1146,9
dat-27	866,6	986,2	863,2	850,1	1327,2	919,2
dat-28	957,9	1035,3	1032,3	950,4	1188,2	1484,4
dat-29	730,4	725,0	685,4	789,4	1122,3	935,1
dat-30	980,5	896,6	811,4	1018,8	1179,2	1391,0
dat-31	563,4	551,1	686,9	639,3	539,1	495,9
dat-32	611,5	607,1	673,2	608,9	1167,8	697,7
dat-33	1066,1	1064,0	1105,9	1127,7	1103,2	1069,3
dat-34	1044,1	1187,3	875,1	977,6	1316,0	1313,9
dat-35	851,6	904,3	906,2	821,0	1165,8	1082,5

Tabelle 21: Deskriptive Statistik und Wilcoxon-Test der einzelnen Gelenkflächen des Axis in der GP

Deskriptive Statistik					
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
KRA_LI	11	735,336	112,643	497,4	923,6
KAU_LI	11	742,800	108,436	544,7	877,1
DENS_VEN	10	971,800	161,744	738,2	1194,1
KRA_RE	11	740,664	115,897	481,8	917,2
KAU_RE	11	756,436	105,788	561,0	908,0
DENS_DOR	10	952,810	209,707	718,7	1245,8

Test Statistik (Wilcoxon)	
	Asymp. Sig.
KRA_RE - KRA_LI	0,859
KAU_RE - KAU_LI	0,155
DENS_DOR - DENS_VEN	0,878

Tabelle 22: Deskriptive Statistik und Wilcoxon-Test der Mittelwerte der kranialen, kaudalen Gelenkflächen des Axis und der Gelenkflächen des Dens axis in der GP

Deskriptive Statistik					
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
KRANIAL	11	738,0000	112,4035	489,60	920,40
KAUDAL	11	749,6182	103,1914	552,85	891,30
DENS	10	962,3050	178,9888	748,05	1218,45

Test Statistik (Wilcoxon)	
	Asymp. Sig.
KAUDAL - KRANIAL	0,722
DENS - KRANIAL	0,005
DENS - KAUDAL	0,005

Tabelle 23: Deskriptive Statistik und Wilcoxon-Test der einzelnen Gelenkflächen des Axis in der GMP

Deskriptive Statistik					
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
KRA_LI	25	872,180	221,319	487,0	1273,50
KAU_LI	25	897,844	242,869	482,0	1302,00
DENS_VEN	25	798,820	200,394	376,5	1105,90
KRA_RE	25	790,024	204,794	394,9	1127,70
KAU_RE	25	1145,652	215,392	539,1	1488,10
DENS_DOR	25	1091,228	290,193	445,5	1545,20

Test Statistik (Wilcoxon)

	Asymp. Sig.
KRA_RE - KRA_LI	0,128
KAU_RE - KAU_LI	0,427
DENS_DOR – DENS_VEN	0,253

Tabelle 24: Deskriptive Statistik und Wilcoxon-Test der Mittelwerte der kranialen, kaudalen Gelenkflächen des Axis und der Gelenkflächen des Dens axis in der GMP

Deskriptive Statistik					
	N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
KRANIAL	25	885,0120	229,2892	484,50	1287,75
KAUDAL	25	794,4220	194,4632	425,90	1116,80
DENS	25	1118,4400	230,1204	517,50	1495,05

Test Statistik (Wilcoxon)

	Asymp. Sig.
KAUDAL – KRANIAL	0,002
DENS – KRANIAL	0,000
DENS – KAUDAL	0,000

Tabelle 25: Musterzuordnung der Fovea dentis (Arbeitsgruppe)

Präparat	Fovea dentis
Atl-1	I
Atl-3	III
Atl-5	I
Atl-11	III
Atl-12	II
Atl-20	III
Atl-21	III
Atl-22	III
Atl-23	II
Atl-24	II
Atl-25	II
Atl-26	I
Atl-27	II
Atl-28	II
Atl-29	II
Atl-30	I
Atl-31	I
Atl-32	I
Atl-34	II
Atl-35	I
Atl-36	II
Atl-37	III
Atl-38	II
Atl-39	II
Patient 1	IV
Patient 2	II
Patient 3	II
Patient 4	II
Patient 5	II
Patient 6	I
Patient 7	I
Patient 8	III
Patient 9	I
Patient 10	III
Patient 11	II
Patient 12	I
Patient 13	III
Patient 14	II

Tabelle 26: Musterzuordnung der Fac. art. lat. inf. atlantis (Arbeitsgruppe)

Präparat	rechts	links
Atl-1	III	III
Atl-3	I b	I b
Atl-5	IV	IV
Atl-11	III	III
Atl-12	I b	IV
Atl-20	I b	I b
Atl-21	I b	I b
Atl-22	I b	I b
Atl-23	I b	II b
Atl-24	II a	II a
Atl-25	I a	I a
Atl-26	III	I b
Atl-27	III	III
Atl-28	II b	II a
Atl-29	I b	III
Atl-30	I b	I b
Atl-31	I b	I a
Atl-32	I a	I a
Atl-34	II a	I a
Atl-35	II b	II b
Atl-36	I b	I b
Atl-37	I b	I b
Atl-38	I b	II b
Atl-39	I b	III
Patient 1	II a	I a
Patient 2	I a	II a
Patient 3	II a	II a
Patient 4	II a	I a
Patient 5	IV	IV
Patient 6	I a	III
Patient 7	I b	I b
Patient 8	I b	I a
Patient 9	I b	I b
Patient 10	I a	II b
Patient 11	I b	I b
Patient 12	II b	II b
Patient 13	I a	I a
Patient 14	I b	I b

8 Literaturverzeichnis

- Amtmann, E., Schmitt, P. (1968): Über die Verteilung der Corticalisdichte im menschlichen Femurschaft und ihre Bedeutung für die Bestimmung der Knochenfestigkeit. *Z Anat Entwickl Gesch* 127: 25–41.
- Benninghoff, A. (1927): Über die Anpassung der Knochenkompakta an geänderte Beanspruchung. *Anat Anz* 63: 289–299.
- Bogduk, N., Mercer, S. (2000): Biomechanics of the cervical spine, I: Normal kinematics. *Clin Biomech* 15: 633–648.
- Bullough, P. G., Jagannath, A. (1983): The morphology of the calcification front of articular cartilage: its significance. *J Bone Jt Surgery* 65-B: 72–78.
- Carter, D. R. (1987): Mechanical loading history and skeletal biology. *J Biomech* 12: 1095–1109.
- Cave, J. E. (1933/1934): On the occipito-atlanto-axial articulations. *J Anat* 68: 416.
- Cooper, R. R. (1970): Tendon and ligament insertion. *J Bone Jt Surg* 52 [A]: 1–20.
- Crisco, J. J., Oda, T., Panjabi, M. M., Bueff, U. H., Dvorak, J., Grob, D. (1991): Transections of the C1-C2-joint capsular ligaments in the cadaveric spine. *Spine* 16: 474–479.
- Cusick, J. F., Pintar, F. A., Yoganandan, N. (2001): Whiplash Syndrome – Kinematic factors influencing pain patterns. *Spine* 26 (11): 1252–1258.
- Daniels, D. L., Williams, A. L., Haughton, V. M. (1983): Computed tomography of the articulations and ligaments at the occipito-atlanto-axial region. *Radiology* 146: 709–716.
- Duncan, H., Riddle, J. M., Jundt, J. W., Pitchford, W. (1985): Osteoarthritis and the subchondral plate. In: Verbruggen, G., Veys, E. M. (eds): *Degenerative Joints Vol. 2*, Elsevier Science, Amsterdam, 181–197.
- Dvorak, J., Panjabi, M. M. (1987): Functional anatomy of the alar ligaments. *Spine* 12: 183–189.
- Dvorak, J., Panjabi, M. M., Wichmann, M., Gerber, M. (1987): CT-functional diagnostics of the rotatory instability of the upper cervical spine. *Spine* 12: 197–205.
- Dvorak, J., Penning, L., Hayek, J., Panjabi, M. M., Zehnder, R. I. (1988): Functional diagnostics of the cervical spine using computer tomography. *Neuroradiology* 30: 132–137.
- Dvorak, J., Schneider, E., Saldinger, P., Rahn, B. (1988): Biomechanics of the craniocervical region: the alar and transverse ligaments. *J Orthop Res* 6 (3): 452–461.
- Eckstein, F., Jakobs, C. R., Merz, B. R. (1997): Mechanobiological adaptation of subchondral bone as a function of joint incongruity and loading. *Med Eng Phys* 19 (8): 720–728.

- Eckstein, F., Merz, B., Jacobs, C., Schön, M., Putz, R. (1997): Zugspannungen bestimmen die funktionelle Anpassung des subchondralen Knochens in inkongruenten Gelenken. *Osteologie* 6 (Suppl.): 30.
- Eckstein, F., Müller-Gerbl, M., Putz, R. (1992): Distribution of subchondral bone density and cartilage thickness in the human patella. *J Anat* 180: 425–433.
- Eckstein, F., Müller-Gerbl, M., Putz, R. (1994): Die Verteilung der Knorpeldegeneration an der menschlichen Patella in Beziehung zur individuellen subchondralen Mineralisierung. *Z Orthop* 132: 405–411.
- Eckstein, F., Müller-Gerbl, M., Steinlechner, M., Kierse, R., Putz, R. (1995): Subchondral bone density in the human elbow assessed by computed tomography osteoabsorptiometry: a reflection of the loading history of the joint surfaces. *J Orthop Res* 13: 268–278.
- Fick, R. (1911): Allgemeine + spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. In: *Handbuch der Anatomie des Menschen*, Bd. I + II, Fischer, Jena.
- Fielding, W. J. (1957): Cineröntgenography of the normal cervical spine. *J Bone Joint Surg* 39 [Am]: 1280–1288.
- Fischer, K. J., Jacobs, C. R., Carter, D. R. (1995): Computational method for determining of bone and joint loads using bone density distributions. *J Biomech* 28: 1127–1135.
- Francis, C. F. (1955): Variations in the articular facets of the cervical vertebrae. *Anat Rec* 122: 589–602.
- Frick, H., Leonhardt, H., Stark, D. (1992): *Taschenlehrbuch der gesamten Anatomie*, Bd. I + II. Georg Thieme Verlag, Stuttgart/New York.
- Goel, V. K., Clark, C. R., Callaes, K., King Liu, Y. (1988): Moment-rotation relationships of the ligamentous occipito-atlanto-axial complex. *J Biomech* 21: 673–680.
- Hohl, M. (1964): Normal motions in the upper portion of the cervical spine. *J Bone Jt Surg* 46 [Am]: 1777–1779.
- Hohl, M., Baker, H. R. (1964): The atlanto-axial joint. *J Bone Jt Surg* 46 [Am]: 1739–1751.
- Hohlmdahl, D. E., Ingelmark, B. E. (1948): Der Bau des Gelenkknorpels unter verschiedenen funktionellen Verhältnissen. Experimentelle Untersuchungen an wachsenden Kaninchen. *Acta Anat* 6: 309–375.
- Inami, S., Kaneoka, K., Hayashi, K., Ochiai, N. (2000): Types of synovial fold in the cervical facet joint. *J Orthop Sci* 5: 475–480.
- Inoue, H. (1981): Alterations in the collagen framework of osteoarthritic cartilage and subchondral bone. *Int Orthop* 5: 47–53.
- Ishii, T., Mukai, Y., Hosono, N., Sakaura, H., Nakajima, Y., Sato, Y., Sugamoto, K., Yoshikawa, H. (2004): Kinematics of the upper cervical spine in rotation: in vivo three dimensional analysis. *Spine* 29 (7): E139–144.

- Knese, K. H. (1949/50): Kopfgelenk, Kopfhaltung und Kopfbewegung des Menschen. *Z Anat Entwickl Gesch* 114: 67–107.
- Knief, J. J. (1967): Quantitative Untersuchung der Verteilung der Hartschubstanz im Knochen in ihrer Beziehung zur lokalen mechanischen Beanspruchung. *Z Anat Entwickl Gesch* 126: 55–80.
- Koebke, J. (1979): Morphological and functional studies on the odontoid process of the human axis. *Anat Embryol* 155 (2): 197–208.
- Koebke, J., Brade, H. (1982): Morphological and functional studies on the lateral joints of the first and second cervical vertebrae in man. *Anat Embryol* 164 (2): 265–275.
- Konermann, H. (1975): Äquidensitometrie, Dichtemessung und Materialverteilung im Knochen. *Z Orthop* 113: 734–737.
- Konermann, H. (1971): Quantitative Bestimmung der Materialverteilung nach Röntgenbildern des Knochens mit einer neuen fotografischen Methode. *Z Anat Entwickl Gesch* 134: 13–48.
- Krmpotić-Nemanić, J., Keros, P. (1972): Funktionelle Bedeutung der Adaptation des Dens axis beim Menschen. *Verh Anat Ges* 67: 393–397.
- Kumar, V., Cotran, S., Robbins, S. (2003): Diseases of the joints. In: Robbins Basic Pathology, Saunders, Philadelphia.
- Kummer, B. (1970): Die Entwicklung der Biomechanik in Deutschland in den letzten 40 Jahren. *Deutsch med Wschr* 95: 1735–1738.
- Kummer, B. (1981): Biomechanik der Wirbelgelenke. In: Junghans, H. (ed): Die Wirbelgelenke in Forschung und Praxis, Bd. 87, Hippokrates, Stuttgart, 29–34.
- Kummer, B. (1985): Kausale Histogenese der Gewebe des Bewegungsapparates und funktionelle Anpassung. In: Staubesand, J. (ed): Benninghoff, Anatomie Bd. 1, Urban und Schwarzenberg, München/Wien/Baltimore, 199–213.
- Kummer, B. (1992): Biomechanische Probleme der aufrechten Haltung. *Ann Anat* 174: 33–39.
- Kummer, B. (2005): Morphologie und Biomechanik der Halswirbelsäule. In: Biomechanik, Deutscher Ärzte Verlag, Köln.
- Kummer, B. (1981): Morphologie und Biomechanik der Halswirbelsäule. *Z Orthop* 119: 554–558.
- Kügelgen, B., Hillemacher, A. (1989): Problem Halswirbelsäule. Springer-Verlag, Berlin/Heidelberg/New York.
- Lai, H., Moriya, H., Goto, S., Takahashi, K., Yamagata, M., Tamaki, T. (1993): Three dimensional motion analysis of the upper cervical spine during axial rotation. *Spine* 18: 2388–2392.

- Layton, M. W., Goldstein, S. A., Goulet, R. W., Feldkamp, L. A., Kubinski, D. J., Bole, G. G. (1988): Examination of subchondral bone architecture in experimental osteoarthritis by microscopic computed axial tomography. *Arthritis Rheum* 31: 1400–1405.
- Lewitt, K., Krausova, L. (1967): Mechanismus und Bewegungsausmaß in den Kopfgelenken bei passiven Bewegungen. *Z Orthop* 103: 323–333.
- Lewitt, K., Krausova, L. (1999): Messungen von Vor- und Rückbeuge in den Kopfgelenken. *Röfo* 4: 538–543.
- Linsenmaier, U., Kersting, J., Schlichtenhorst, K., Putz, R., Pfeifer, K. J., Reiser, M., Müller-Gerbl, M. (2003): Funktionelle Computertomographie: Beanspruchungsabhängige Darstellung der subchondralen Mineralisierung mittels CT gestützter Osteoabsorptiometrie (CTOAM). *Fortschr Röntgenstr* 175: 663–669.
- Ludwig, K. S. (1952): Über das Ligamentum alare dentis epistrophei des Menschen. *Z Anat Entwickl Gesch* 116: 442–445.
- Martin, R. B., Ishida, J. (1989): The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density and mineralisation on bone strength. *J Biomech* 22: 419–426.
- Mercer, S. R., Bogduk, N. (2001): Joints of the cervical vertebral column. *J Orthop Sports Phys Ther* 31 (4): 174–182.
- Mercer, S. R., Bogduk, N. (1993): Intra-articular inclusions of the cervical synovial joints. *Brit J Rheumatol* 32: 705–710.
- Mesdagh, H. (1976): Morphological aspects and biomechanical properties of the vertebroaxial joint (C2–C3). *Acta Morphol Neerl Scand* 14 (1): 19–30.
- Milz, S., Eckstein, F., Putz, R. (1995): The thickness of the subchondral plate and its correlation with the thickness of the uncalcified articular cartilage in the human patella. *Anat Embryol* 192: 437–444.
- Mimura, M., Moriya, H., Watanabe, T., Takahashi, K., Yamagata, M., Tamaki, T. (1989): Three dimensional motion analysis of the cervical spine with special reference to the axial rotation. *Spine* 14: 1135–1139.
- Müller-Gerbl, M. (1991): *The subchondral bone plate*. Springer, Berlin/Heidelberg/New York.
- Müller-Gerbl, M. (1992): Die Rolle der Wirbelgelenke für die Kinematik der Bewegungssegmente. *Ann Anat* 174: 48–53.
- Müller-Gerbl, M., Hodapp, N., Reinbold, W. D., Putz, R. (1991): Can CT-Osteoabsorptiometrie be used to display the distribution of subchondral mineralisation. *Calcif Tissue Int* 48 (Suppl): 68.
- Müller-Gerbl, M., Putz, R., Hodapp, N., Schulte, E., Wimmer, B. (1990): Die Darstellung der subchondralen Dichtemuster mittels der CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) zur Beurteilung der individuellen Gelenkbeanspruchung am Lebenden. *Z Orthop* 128: 128–133.

- Müller-Gerbl, M., Putz, R., Kenn, R. (1993): Verteilungsmuster der subchondralen Mineralisierung in der Cavitas glenoidalis bei Normalpersonen, Sportlern und Patienten. *Z Orthop* 131: 10–13.
- Müller-Gerbl, M., Putz, R., Schulte, E. (1989): Zur Verteilung der Knorpeldicke und der subchondralen Knochendichte in der cavitas glenoidalis. *Verh Anat Ges* 82: 393–394.
- Müller-Gerbl, M. (1992): Dreidimensionale Darstellung des Faserverlaufes in der Symphyse und Verteilung der subchondralen Knochendichte. *Verh Anat Ges* 82: 395–396.
- Müller-Gerbl, M., Schulte, E., Putz, R. (1987a): The thickness of the calcified layer of articular cartilage: a function of the load supported? *J Anat* 154: 103–111.
- Müller-Gerbl, M. (1991): CT-Osteoabsorptiometrie (CT-OAM) und ihr Einsatz zur Analyse der Langzeitbeanspruchung der großen Gelenke in vivo. Habilitationsschrift.
- Nowitzke, A., Westaway, M., Bogduk, N. (1994): Cervical zygapophyseal joints, geometrical parameters and relationship to cervical kinematics. *Clin Biomech* 9: 342–348.
- Oberländer, W. (1973): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks – V. Die Verteilung der Knochendichte im Acetabulum. *Z Anat Entwickl Gesch* 140: 367–384.
- Oberländer, W. (1977): Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks – VII. Die Verteilung der Knorpeldicke im Acetabulum und ihre funktionelle Bedeutung. *Anat Embryol* 150: 141–153.
- Oda, T., Panjabi, M. M., Crisco, J. J. (1991): Three-dimensional translational movements of the upper cervical spine. *J Spinal Disord*, Vol. 44: 411–419.
- Overton, L. M., Grossman, J. W. (1952): Anatomical variations in the articulation between the second and third cervical vertebrae. *J Bone Jt Surg* 34 (a): 155–161.
- Panjabi, M. M., Crisco, J. J., Vasavada, A., Oda, T., Cholewicki, J., Nibu, K., Shin, E. (2001): Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *Spine* 26: 2692–2700.
- Panjabi, M. M., Dvorak, J., Duranceau, J., Yamamoto, I., Gerber, M., Rauschnig, W., Bueff, U. H. (1988): Three-dimensional movements of the upper cervical spine. *Spine* 13: 726–730.
- Panjabi, M. M., Oxland, T., Takata, K., Goel, V., Duranceau, J., Krag, M. (1993): Articular facets of the human spine: Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 18: 1298–1310.
- Pauwels, F. (1965): *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates*. Springer, Berlin/Heidelberg/New York.
- Pauwels, F. (1973): Kurzer Überblick über die mechanische Beanspruchung des Knochens und ihre Bedeutung für die funktionelle Anpassung. *Z Orthop* 111: 681–705.
- Penning, L., Töndury, G. (1963): Entstehung, Bau und Funktion der meniskoiden Strukturen in den Halswirbelgelenken. *Z Orthop ihre Grenzgeb* 98: 1–14.

- Penning, L. (1978): Normal Movements of the cervical spine. *Am J Roentgenol* 130 (2): 317–326.
- Penning, L., Wilmlink, J. T. (1987): Rotation of the cervical spine. *Spine* 12: 732–738.
- Prescher, A. (1998): Anatomy of the aging spine. *Europ J Radiol* 27: 181–195.
- Putz, R. (1981): Funktionelle Morphologie der oberen Wirbelsäule. *Normale patholog Anat* 43: 1–116.
- Putz, R. (1981): Funktionelle Anatomie der Wirbelgelenke. Thieme, Stuttgart.
- Putz, R., Pomaroli, A. (1992): Form und Funktion der *Articulatio atlantoaxialis lateralis*. *Acta Anat* 83 (3): 333–345.
- Putz, R. (1992): The detailed functional anatomy of the ligaments of the vertebral column. *Ann anat* 174: 40–47.
- Putz, R. (1992): Development of the vertebral joints (C3 through T2) in man. In: *The head neck sensory motor system*, Oxford University Press, Oxford/New York.
- Putz, R. (1993): Anatomie der Halswirbelsäule. In: Moorahrend, U. (ed): *Die Beschleunigungsverletzung der Halswirbelsäule*, Fischer, Stuttgart/Jena/New York.
- Radin, E. L., Paul, I. L. (1970): Does cartilage compliance reduce skeletal impact loads? The relative force attenuating properties of articular cartilage, synovial fluid, periarticular soft-tissues and bone Arthritis. *Rheum* 13: 139–144.
- Radin, E. L., Paul, I. L., Lowy, M. (1970): A comparison of the dynamic force transmitting properties of subchondral bone and articular cartilage. *J Bone Jt Surg* 52 (A): 444–456.
- Radin, E. L., Rose, R. M. (1986): Role of subchondral bone in the initiation and progression of cartilage damage. *Clin Orthop* 213: 34–40.
- Reich, N. E., Seidelmann, F. E., Tubbs, R. R., Mac-Intyre, W. J., Meaney, T. F. (1976): Determination of bone mineral content using CT scanning. *Am J Roentgenol* 127: 593–594.
- Rueggsegger, P., Elsasser, U., Anliker, M., Gnehm, H., Kind, H., Prader, A. (1976): Quantification of bone mineralisation using computed tomography. *Radiology* 121: 93–97.
- Roux, W. (1920): Bemerkungen zur Analyse des Reizgeschehens und der funktionellen Anpassung sowie zum Anteil dieser Anpassung an der Entwicklung des Reichs der Lebewesen. *Arch Entw Mech* 46: 485–536.
- Schleicher, A., Tillmann, B., Zilles, K. (1980): Quantitative analysis of x-ray images with a television image analyzer. *Microscopia Acta* 83: 189–196.
- Schonstrom, N., Twomey, L., Taylor, J. (1993): The lateral atlanto-axial joints and their synovial folds: an in vitro study of soft tissue injuries and fractures. *J Trauma* 35: 886–892.
- Waldeyer, A. (1970): Anatomie des Menschen, Bd. 2. Walter de Gruyter, Berlin/New York.

Werne, S. (1958): The possibilities of movements in the craniovertebral joints. *Acta Orthop Scandinav* 28: 165–173.

White, A. A., Panjabi, M. M. (1978): The clinical biomechanics of the occipitoatlantoaxial complex. *Orthop Clin North Am* 9 (4): 867–878.

White, A. A., Johnson, R. M., Panjabi, M. M., Southwick, W. O. (1975): Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine. *Clin Orthop* 10: 85–96.

White, A. A., Panjabi, M. M. (1978): The basic kinematics of the human spine – a review of past and current knowledge. *Spine* 3: 12–20.

Wiktorin, C., Nordin, M. (1986): The cervical spine. In: Introduction to problem solving in biomechanics. Lea & Febinger, Philadelphia.

Wolff, J. (1892): *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Hirschwald, Berlin.

Yoganandan, N., Knowles, S. A., Maiman, D. J., Pintar, F. A. (2003): Anatomic study of the morphology of human cervical facet joint. *Spine* 28 (20): 2317–2323.

Yoganandan, N., Kumaresan, S., Pintar, F. A. (2000): Geometric and mechanical properties of human cervical spine ligaments. *J Biomech Eng* 122: 623–629.

9 Danksagung

Mein größter Dank richtet sich an Frau Prof. Dr. med. Magdalena Müller-Gerbl für die Überlassung des Themas und die stets gewährte Unterstützung, Diskussionsbereitschaft und konstruktive Kritik.

Herrn Prof. Dr. med. Dr. h. c. Reinhard Putz danke ich für die konstruktiven Gespräche, die mir so manchen Denkanstoß vermittelten.

Frau Gisela Lippelt danke ich für die Einführung in das Computerprogramm „Analyze“ und für die Hilfe bei der Organisation der anfallenden Daten.

Frau Elisabeth Mayer möchte ich für das Auffinden so mancher schwer zu findender Literaturstelle danken.

Weiterhin danke ich allen Mitarbeitern des Anatomischen Institutes, die mich bei der Arbeit unterstützt haben.

Darüber hinaus gilt mein besonderer Dank meiner Familie, besonders meiner Schwester Nina für das Durchlesen des Manuskriptes, meiner Freundin Andrea und allen Freunden, die mich während der Fertigstellung der Arbeit motiviert und unterstützt haben.

10 Curriculum Vitae

Maximilian Pochert

Geburtsdatum: 20. Oktober 1978

Geburtsort: München

Staatsangehörigkeit: deutsch

Familienstand: ledig

Eltern: Dr. med. dent. Wolfram Peter Willi Pochert
Helga Margarethe Maria Pochert, geb. Kirchner,
Medizinisch-technische Assistentin

Geschwister: Randi Godavari Pochert, Zahnarzthelferin
Nina Pauline Pochert, Apothekerin

Schulbildung

1985–1989 Volksschule Vötting in Freising

1989–1999 Josef-Hofmiller-Gymnasium Freising

Zivildienst

2000 Rettungsdienst im BRK Freising

Studium

2001–2003 Vorklinik an der Ludwig-Maximilians-Universität München

2003 Physikum

2006 Staatsexamen

München, im Januar 2007