

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Universitätsklinikums Hamburg-Eppendorf

Direktorin: Prof. Dr. B. Kahl-Nieke

**Fehlpositionierungsbedingte „Verzerrungen“ der
Panoramaschichtaufnahme**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg

vorgelegt von

Leyli Behfar

aus Teheran/Iran

Hamburg 2005

Angenommen vom Fachbereich Medizin

der Universität Hamburg am: 30. Januar 2006

Veröffentlicht mit der Genehmigung des Fachbereiches

Medizin der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, die/der Vorsitzende/r: Prof. Dr. B. Kahl-Nieke

Prüfungsausschuss, 2. Gutachter/in: Prof. Dr. H.-D. Jüde

Prüfungsausschuss, 3. Gutachter/in: Prof. Dr. U. Rother

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	8
2. Literaturüberblick	10
2.1 Die Orthopantomographie	10
2.1.1 Historische Entwicklung der Panoramaschichtaufnahme	10
2.1.2 Vorteile der Orthopantomographie	14
2.1.3 Nachteile der Orthopantomographie	14
2.1.4 Technik der Orthopantomographie	15
2.1.5 Entstehung der Unschärfe bei der Panoramaschichtaufnahme	16
2.1.6 Vergrößerungs- und Verzerrungseffekte auf der Panoramaschichtaufnahme	19
2.2 Das digitale Röntgensystem	23
2.2.1 Digitale Bildverarbeitung	25
2.2.1.1 Fensterung	26
2.3 Das Kiefergelenk	28
2.3.1 Anatomie	28
2.3.2 Physiologie	28
2.3.3 Pathologische Veränderungen	29
2.3.4 Funktionelle Störungen	29
2.4 Röntgenanatomie	29
2.5 Asymmetrie-Index	34
2.6 Der Aussagewert der Zahnachsenstellung auf einer PSA bei korrekter und unzulänglicher Einstellung des Kopfes	35
2.7 Diagnostik und Analyse funktioneller Störungen	38
2.7.1 Klinische Funktionsanalyse	38
2.7.1.1 Resilienztest nach Gerber	39
2.7.2 Instrumentelle Funktionsanalyse	40
2.7.2.1 Kondylenpositionsanalyse	40

2.8	Fragestellung	41
3. Material und Methode		42
3.1	Mazerierter Schädel	42
3.2	Metallmarker	43
3.3	Orientierung des Schädels am Röntgengerät	44
3.3.1	Schädelbezugsachsen und -ebenen	44
3.3.2	Stativ	45
3.4	Aufnahmebedingungen	47
3.4.1	Röntgentechnik	47
3.4.2	Positionen des Schädels am Röntgengerät	47
3.5	Fehlpositionen des Schädels	49
3.5.1	Verschiebungen bezüglich einer Raumebene	50
3.5.1.1	Transversalebene	50
3.5.1.2	Mediansagittalebene	50
3.5.2	Rotation bezüglich einer Raumachse	51
3.5.2.1	Dorso-ventrale Achse	51
3.5.2.2	Kranio-kaudale Achse	51
3.5.2.2	Transversale Achse	52
3.5.3	Kombinierte Fehleinstellungen	52
3.6	Art und Anzahl der Aufnahmen	54
3.6.1	Orthograde Aufnahmen	54
3.6.2	Aufnahmen in einer Fehlposition	54
3.7	Metrische Analyse	56
3.7.1	Box-Plot	57
3.8	Röntgenbildauswertung	58
3.8.1	Visuelle Beurteilung der Panoramaschichtaufnahmen	58
3.8.2	Eruierung des Positionierungsfehlers durch visuelle Einschätzung	58
3.8.3	Vorbereitung der Panoramaschichtaufnahmen	59
3.8.4	Vermessung der Metallkugeln	62

3.8.5	Vermessung anatomischer Strukturen auf der Panoramaschichtaufnahme / Lage anatomischer Strukturen auf der Schichtaufnahme	63
3.8.6	Definition der anatomischen Messstrecken	64
3.8.7	Lage- und Längenbestimmung der anatomischen Strukturen	65
3.8.8	Asymmetrie-Index	66
4.	Ergebnisse	68
4.1	Visuelles Erkennen von Veränderungen anatomischer Strukturen in Abhängig- keit von den Fehlpositionierungen	68
4.2	Vermessung der Lage bzw. Länge anatomischer Strukturen	70
4.2.1	Ermittlung der Mandibulahöhe	72
4.2.1.1	Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach anterior, Mandibulahöhe	72
4.2.1.2	Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach posterior, Mandibulahöhe	73
4.2.1.3	Verlagerung des Schädels nach links, Mandibulahöhe	74
4.2.1.4	Kippung des Schädels nach kaudal, Mandibulahöhe	75
4.2.1.5	Kippung des Schädels nach kranial, Mandibulahöhe	76
4.2.1.6	Rotation des Schädels nach links, Mandibulahöhe	77
4.2.1.7	Kippung des Schädels nach rechts, Mandibulahöhe	78
4.2.1.8	Kombinierte Fehleinstellungen des Schädels, Mandibulahöhe	79
4.2.2	Ermittlung des Asymmetrie-Index	80
4.2.2.1	Asymmetrie-Index, Methode nach Kjellberg et al.(59)	80
4.2.2.2	Asymmetrie-Index, Methode nach Habets et al. (40)	81
4.2.2.3	Eigene Methode	82
4.2.3	Ermittlung des Interokklusalabstandes im Molaren- und Prämolarenbereich	83
4.2.3.1	Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach anterior, Molaren	83
4.2.3.2	Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach anterior, Prämolaren ..	84
4.2.3.3	Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach posterior, Molaren	85
4.2.3.4	Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach posterior, Prämolaren	86
4.2.3.5	Verlagerung des Schädels nach links, Molaren	87
4.2.3.6	Verlagerung des Schädels nach links, Prämolaren	88
4.2.3.7	Kippung des Schädels nach kaudal, Molaren	89

4.2.3.8	Kippung des Schädels nach kaudal, Prämolaren	90
4.2.3.9	Kippung des Schädels nach kranial, Molaren	91
4.2.3.10	Kippung des Schädels nach kranial, Prämolaren	92
4.2.3.11	Rotation des Schädels nach links, Molaren	93
4.2.3.12	Rotation des Schädels nach links, Prämolaren	94
4.2.3.13	Kippung des Schädels nach rechts, Molaren	95
4.2.3.14	Kippung des Schädels nach rechts, Prämolaren	96
4.2.3.15	Kombinierte Fehleinstellungen des Schädels, Rotation und Kippung lateral, Molaren	97
4.2.3.16	Kombinierte Fehleinstellungen des Schädels, Rotation und Kippung lateral, Prämolaren	98
4.2.3.17	Kombinierte Fehleinstellung des Schädels, Rotation und Verlagerung lateral, Molaren	99
4.2.3.18	Kombinierte Fehleinstellung des Schädels, Rotation und Verlagerung lateral, Prämolaren	100
5.	Diskussion	101
5.1	Vermessung anatomischer Strukturen auf Panoramaschichtaufnahmen	101
5.2	Methodik	102
5.2.1	Mazerierter Schädel	102
5.2.2	Auswahl der verschiedenen Fehlpositionierungen	103
5.2.3	Reproduzierbarkeit der Streckenausmessungen auf den Panoramaschicht- aufnahmen	104
5.3	Beurteilung der visuellen Ergebnisse	104
5.4	Metrischen Ergebnisse	107
5.4.1	Aufsteigende Äste	107
5.4.2	Interokkluslabstand	108
5.5	Asymmetrie-Index	110
5.6	Panoramaschichtaufnahme und Fernröntgenseitenbild	112
6.	Zusammenfassung	114

7. Literaturverzeichnis	116
8. Danksagung	135
9. Lebenslauf	136
10. Eidesstattliche Versicherung	137

1. Einleitung

Im Rahmen der Röntgendiagnostik hat die Panoramaschichtaufnahme einen hohen Stellenwert, da sie eine gute Übersicht über die knöchernen Strukturen des Gesichtsschädels sowie der Zähne bietet. Alternativen bildgebenden Verfahren ist sie auch aus Gründen der Strahlenhygiene vorzuziehen.

Seit in mehreren klinischen Studien bei Patienten mit kranio-mandibulären Dysfunktionen eine erhöhte Prävalenz von Asymmetrien im Bereich der aufsteigenden Äste festgestellt wurde, wurde diese Aufnahmetechnik auch in der Funktionsdiagnostik zur Beurteilung des funktionellen Status der Kiefergelenke vorgeschlagen (7, 11, 12, 38, 39, 40, 50, 59, 80, 81, 108). Zur Ermittlung der Asymmetrien in der Panoramaschichtaufnahme wurde von *Habets et al.* (39) erstmalig 1988 ein Verfahren vorgestellt. Hierbei wird die vertikale Höhe der rechten und linken aufsteigenden Äste des Unterkiefers miteinander ins Verhältnis gesetzt und als Asymmetrie-Index ausgedrückt.

Schiff et al. (105) sowie *Brezden und Brooks* (14) berichteten, dass die häufigsten Fehler in der Panoramaschichtaufnahme bei der Positionierung der Patienten entstehen. Eine solche Fehlpositionierung hat zur Folge, dass anatomische Strukturen, die nicht exakt in der zentralen Schichtmitte platziert sind, verzerrt dargestellt werden (17, 21, 121, 123). Folglich können bei der Beurteilung der Symmetrie der aufsteigenden Äste falsch positive Ergebnisse entstehen, so dass Individuen ohne Vorliegen einer Asymmetrie als solche mit einer Asymmetrie eingestuft werden.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit war daher, das Ausmaß der Projektionsfehler, bedingt durch Fehlpositionierung des Patienten im Röntgengerät, im Bereich der aufsteigenden Äste zu ermitteln. Es sollte somit überprüft werden, ob sich diese Aufnahmetechnik grundsätzlich als Screening-Test zur Detektion von Asymmetrien eignet.

Weiterhin sollte in diesem Zusammenhang festgestellt werden, ob die verschiedenen Fehlpositionierungen des Patienten, die in der Praxis unbeabsichtigt auftreten können, eine Auswirkung auf den auf der Panoramaschichtaufnahme dargestellten habituellen Interokklusalabstand im Bereich der Prämolaren und Molaren im Symmetrievergleich haben. Eine solche Asymmetrie wird in der instrumentellen Funktionsanalyse als Anzeichen für eine mangelhafte Abstützung der Zähne gedeutet. Hiermit wird ein erhöhtes Risiko einer einseitigen Kompression im Bereich der Kiefergelenke assoziiert. In der

zahnärztlichen Eingangsuntersuchung würde das Erkennen einer solchen mangelhaften Abstützung mit Hilfe der Panoramaschichtaufnahme das diagnostische Spektrum zusätzlich erweitern.

2. Literaturüberblick

2.1 Die Orthopantomographie

2.1.1 Historische Entwicklung der Panoramaschichtaufnahme

Die Entdeckung der „X-Strahlen“ durch *W. C. Röntgen* im Jahre 1895 war eines der wichtigsten Meilensteine in der Geschichte der Medizin und der Zahnmedizin. Schon kurze Zeit nach den Veröffentlichungen *Röntgens* ließ *Walkhoff* durch *Giesel* in Braunschweig intraorale Aufnahmen mit den neu entdeckten „X-Strahlen“ von seinen Backenzähnen anfertigen. Die Expositionszeit für diese Aufnahmen betrug 25 Minuten (84, 85).

Seither hat sich vieles in der zahnärztlichen Röntgendiagnostik verändert (98). Die ersten Gedanken, eine Aufnahmetechnik zu entwickeln, mit der Ober- und Unterkiefer mit sämtlichen Zähnen und Zahnanlagen in der richtigen topographischen Zuordnung abgebildet sind, entstanden 1933 durch *Numata* aus Japan. Er begann 1934 mit Versuchen, bei denen ein gebogener Film intraoral platziert wurde und die Röntgenstrahlen um den Kopf des Patienten herumliefen (84, 85).

Ende der dreißiger Jahre stellte *Heckmann* ein weiteres Verfahren zur Darstellung des gesamten Kausystems vor (48, 133). Er beschrieb ein Röntgenverfahren, bei dem sich zwei Komponenten - nämlich der Film und die Röntgenröhre - bewegten (48). Dieses Prinzip wurde als Pantomographie bezeichnet und entwickelte sich aus dem Prinzip der Tomographie, wie sie sich *Bocage* schon 1921 patentieren ließ. Unabhängig von *Numatas* und *Heckmanns* Arbeiten entwickelte *Paatero* am zahnärztlichen Institut der Universität Helsinki, Finnland (88) 1949 zunächst ein Verfahren mit einer stationären Röntgenröhre, wobei das Strahlenbündel durch einen vertikalen Schlitz begrenzt wurde. Während der Exposition wurde der Patient, der auf einem Drehstuhl saß, um die eigene Achse gedreht. Auch bei ihm befand sich der Röntgenfilm intraoral (89). Dabei mussten zwei getrennte Aufnahmen jeweils vom Unter- und Oberkiefer angefertigt werden.

Später im selben Jahr fand *Paatero* heraus, dass der Film auch extraoral platziert werden kann (90). Er entwickelte eine Methode, bei der der Patient und der Film um eine einzige vertikale Achse gedreht wurden, die Röntgenröhre jedoch unbeweglich stationiert war. Die Filmkassette und der Patient rotierten mit der selben Winkelgeschwindigkeit um eine

vertikale Achse, die etwa in der Mitte zwischen den beiden Kiefergelenken des Patienten lag. Dabei entsprach die Schichtebene der Oberfläche eines Zylinders, was eine geringe Abbildungsschärfe zur Folge hatte (15).

Paatero fand 1950 in Zusammenarbeit mit *Nelsen* und *Kumpula* heraus, dass durch die Anwendung von zwei exzentrischen Rotationszentren statt eines vertikalen Rotationszentrums, die Kiefer näher an den Film heran gebracht werden könnten und dadurch der Zentralstrahl mehr senkrecht auf die Zähne und den Film treffen würde (64, 122). Dies würde die Abbildungsqualität enorm steigern, da es zu weniger Überlagerungen der Zähne käme.

1954 konnte *Paatero* die theoretischen und praktischen Kenntnisse in die Tat umsetzen und stellte das erste funktionstüchtige, klinisch anwendbare Pantomographiegerät vor (92). Bei diesem Gerät rotierten Film und Röntgenröhre während der Aufnahme um zwei für die rechte und linke Kieferseite getrennte Rotationszentren, so dass die abgebildete Schicht der Zahnbogenform angepasst war (112). Während bei den ersten Geräten die Fokalkurve ein Kreisbogensegment darstellte, gelang es durch technische Verbesserungen an den Geräten, die Form der Fokalkurve dem Zahnbogenverlauf entsprechend zu gestalten (15).

Paatero gelang es später, die Pantomographiegeräte derart zu modifizieren, dass zusätzlich zur fast überlagerungsfreien Darstellung aller Zähne auch die orthoradiale Darstellung der aufsteigenden Äste mit den Kiefergelenken möglich war. Dabei musste die Bewegung von Film und Fokus um drei Rotationszentren erfolgen (93, 133), um die Zähne und die umgebenden Strukturen orthoradial abbilden zu können. Dies war mit nur einem Drehpunkt nicht möglich gewesen.

Zwei dieser Rotationszentren kamen links und rechts im Bereich der letzten Molaren zu liegen und das dritte im Bereich des vorderen Mundbodens. Die drei Drehzentren stellten gleichzeitig den sogenannten Pseudofokus oder funktionellen Fokus dar (Abb. 1 und 2).

Der vertikale, Millimeter breite Röntgenstrahl wird bei dem Dreipunktverfahren nach *Paatero* um drei imaginäre Drehpunkte rotiert, die räumlich gesehen als nach innen geneigte, wandernde Drehpunktachsen zu verstehen sind. Diese stehen während der Exposition senkrecht zum Zentralstrahl und bestimmen in Abhängigkeit vom vorgegebenen Neigungswinkel des Strahlers den Neigungswinkel der Schicht zur Vertikalen. Das bedeutet, dass der Fokus senkrecht zum Pseudofokus steht.

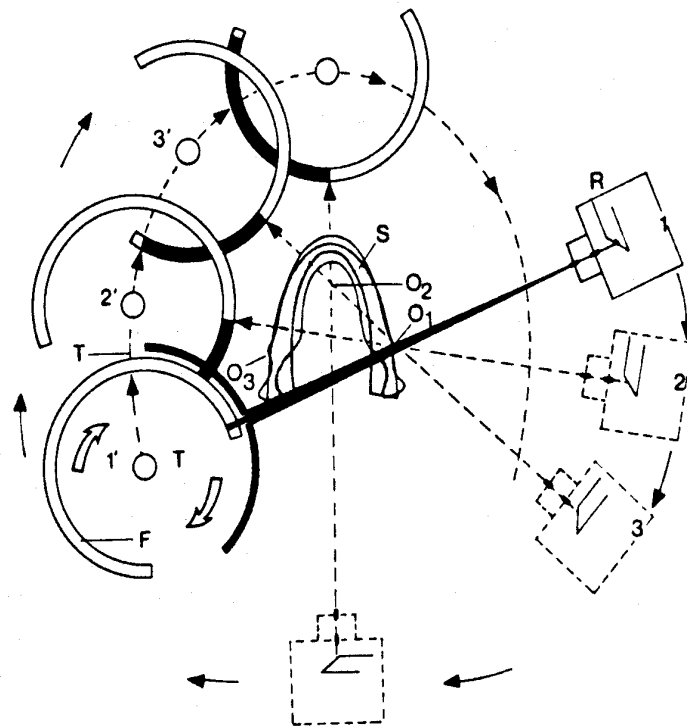


Abbildung 1: Prinzip der Orthopantomographie

Während die Röhre im Gehäuse (R) um die Drehzentren (O1, O2 und O3) nach links bewegt wird, wandert die Filmtrummel (T) nach rechts. Der auf der Filmtrummel montierte Film (F) dreht sich um die Achse der Filmtrummel und gleitet so an der Sekundärschlitzblende vorbei, während die Strukturdetails der filmnahen Schicht nacheinander aufgezeichnet werden (entnommen aus Pasler (96)).

Durch die drei Drehpunktachsen wird eine annähernd orthogonale Projektion der zu untersuchenden Strukturen auf den Film ermöglicht. Durch bewegte Drehpunktachsen lässt sich die Darstellung noch weiter verbessern (99). Dieses Verfahren wird als Orthopantomographie bezeichnet.

Die heutigen Röntgengeräte sind mit einem sich ständig bewegenden Rotationszentrum (Pseudofokus) ausgestattet (47, 67, 69), so dass praktisch unendlich viele Rotationszentren vorhanden sind. Dabei wandern die seitlichen Drehpunkte bis zur Front und wieder zurück. Durch Weiterentwicklung der Generatoren (28), Verkleinerung des Brennflecks, Einsatz von Verstärkerfolien, Optimierung des Bewegungsablaufes und der elektronischen Steuerung, sowie den Einsatz digitaler Rechner konnten weitere wesentliche Verbesserungen der Bildqualität erzielt werden. Die Zeichenschärfe des Mundfilmes ist jedoch immer noch nicht erreicht (10, 22, 24).

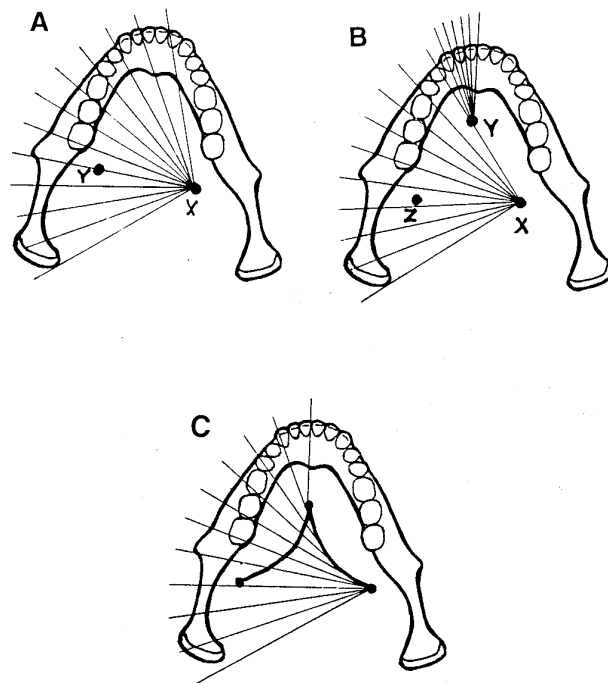


Abbildung 2: Pseudofokus

A zeigt den Pseudofokus mit zwei Rotationszentren, B drei getrennte Rotationszentren und C ein kontinuierliches Rotationszentrum. Dabei geht der Pseudofokus im vorderen Mundbodenbereich, sowie im Bereich der letzten Molaren horizontal auseinander (64, 122).

2.1.2 Vorteile der Orthopantomographie

- Umfassende vollständige zahnärztliche Untersuchung durch Panoramadarstellung des Kausystems mit Einschluss der Kiefergelenke und der Kieferhöhlen
- Erkennung von pathologischen Zusammenhängen und ihrer Auswirkungen auf das Kausystem
- Übersichtliche Dokumentation zur Behandlungsplanung und Behandlungskontrolle
- Senkung der Strahlenbelastung durch Anwendung einer rationellen Untersuchungsstrategie

2.1.3 Nachteile der Orthopantomographie

- Bei extremen Frontzahnstellungen der Klassen II und III kann die Ober- und Unterkieferfront nicht gleichzeitig optimal wiedergegeben werden
- Der Abstand Fokus-Objekt zu Objekt-Film ist nicht überall gleich, woraus ein unterschiedlicher Vergrößerungsfaktor resultiert
- Exakte Messungen - insbesondere in horizontaler Richtung - sind nicht möglich
- Außerhalb der Schicht befindliche Strukturen können die normalen Strukturen der Kiefer überlagern und pathologische Veränderungen vortäuschen (97)

2.1.4 Technik der Orthopantomographie

Bei den üblichen Aufnahmen in der Zahnmedizin, z. B. mit dem konventionellen Zahnfilm, handelt es sich um Summationsaufnahmen. Dies bedeutet, es kommt zu einer Darstellung aller sich im Strahlengang befindenden Strukturen. Bei der Orthopantomographie jedoch handelt es sich um eine Schichtuntersuchung, bei der störende Strukturen, die sich im Strahlengang befinden, durch Verwischung eliminiert werden. Die Verwischung kommt durch die Bewegung von Röntgenröhre und Film zustande (Abb. 3), die sich synchron gegeneinander bewegen (102).

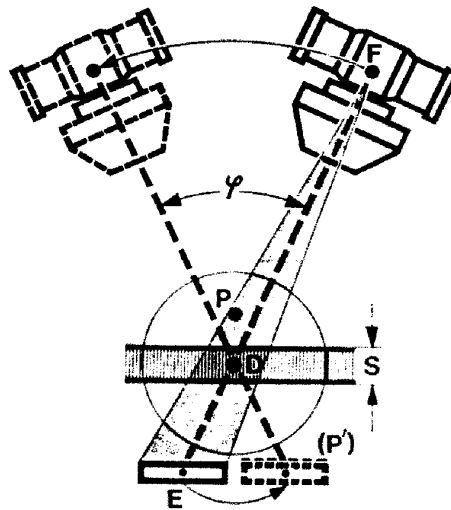


Abbildung 3: Tomographie

Röhre und Filmkassette bewegen sich während der Exposition koordiniert in einem definierten Winkel, dem Schichtwinkel (φ), gegenseitig um einen Drehpunkt (D). Alle Punkte, die in der durch den Drehpunkt verlaufenden Ebene, der Schichtebene (S) (parallel zur Filmebene (E)), liegen, werden in allen Phasen der Bewegung auf dieselbe Stelle des Filmes projiziert und damit scharf abgebildet. Alle Punkte, die außerhalb dieser Ebene liegen (P und P'), werden in unterschiedlichen Phasen der Bewegung auf unterschiedliche Stellen des Filmes projiziert und damit verwischt (102).

Hierbei wird die Dicke der scharf dargestellten Gewebsschicht (116) durch den Schichtwinkel φ beeinflusst (Abb. 4):

- Ein Schichtwinkel von 40 -50 Grad bedeutet eine Schichtdicke von ca. 0,5 cm = Tomographie
- Ein Schichtwinkel von 10 -20 Grad bedeutet eine Schichtdicke von ca. 2-3 cm = Zonographie

Scherenprinzip der Zonographie
Schmalen Strahl – breite Schicht breiter Strahl – schmale Schicht

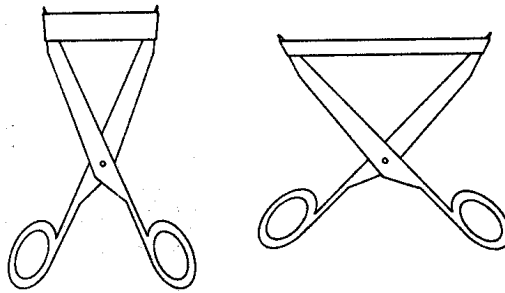


Abbildung 4: Verdeutlichung der Schichtdickenentstehung bei der Zonographie

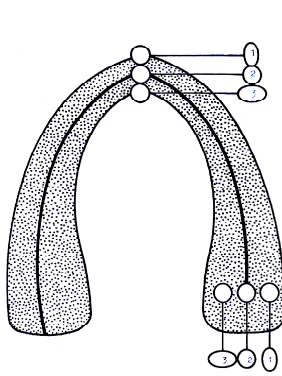
Ein zwischen die Blätterspitzen einer Schere gespanntes Gummiblatt wird durch die Öffnungsbewegung dünner. Es gilt: kleiner Winkel – schmaler Röntgenstrahl – breite Schicht; großer Winkel – breiter Röntgenstrahl – schmale Schicht (117).

Der Zentralstrahl hat bei der Panoramaschichtaufnahme eine Neigung von etwa 7 Grad (6 - 8 Grad) zur Vertikalebene, so dass im Strahlengang befindliche Strukturen weiter oben projiziert werden (22, 133). Die oral liegenden Strukturen erscheinen somit auf dem Röntgenbild höher als die vestibulär gelegenen.

2.1.5 Entstehung der Unschärfe bei der Panoramaschichtaufnahme

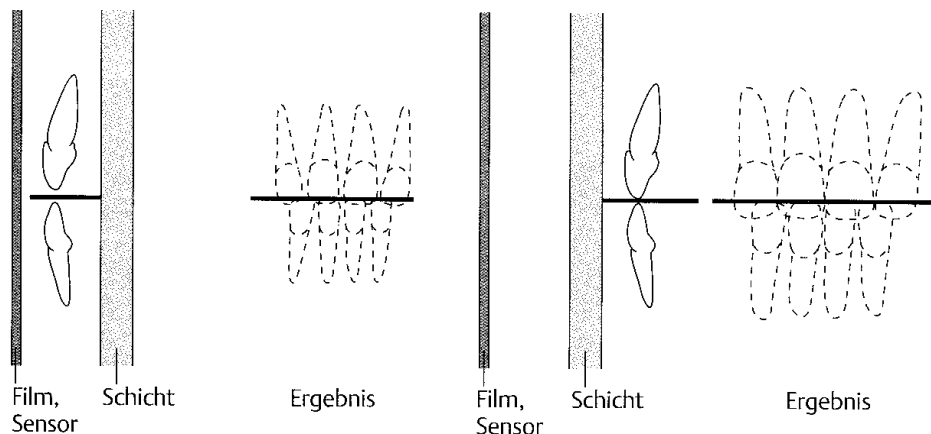
Bei Betrachten der Unschärfe von Röntgenaufnahmen wird zwischen der *geometrischen*, der *Bewegungs-* und der *Materialunschärfe* unterschieden.

Die *geometrische Unschärfe* ist durch die Fehlpositionierung des Patienten bedingt. Am besten lässt sich dieses Phänomen anhand einer Kugel erklären. Eine Kugel im Frontzahnbereich erscheint verschmälert (längsoval), wenn sie zu weit vor die Schicht verlagert ist. Erscheint sie auf dem Röntgenbild jedoch queroval also verbreitert, ist sie zu weit rück verlagert. An den Seitenzähnen zeigt sich eine Lingualverlagerung als querovale verbreiterte Struktur und eine Bukkalverlagerung als eine verschmälerte längsovale Struktur (98).

**Abbildung 5: Geometrische Unschärfe 1**

- 1 - Patientenposition zu weit ventral
Zähne sind aus der Schicht heraus = Verschmälerung
- 2 - Patient steht in der richtigen Schichtebene
- 3 - Patientenposition zu weit dorsal
Zähne befinden sich nicht mehr in der Schicht und sind dem Pseudofokus in der vorderen Mundbodenregion näher = Verbreiterung und Vergrößerung (98).

Mit Hilfe eines Lichtvisiers wird die Ausrichtung der kontinuierlichen Rotationszentren und somit der Schichtebene eingestellt. Das Lichtvisier markiert die Eckzahnlinie. Wird die Eckzahnlinie zu weit dorsal eingestellt, werden die Frontzähne vor der Schichtebene platziert. Infolge des größeren Pseudofokus-Objekt- und verkleinerten Objekt-Film-Abstandes werden die Frontzähne verkleinert dargestellt.

**Abbildung 6: Geometrische Unschärfe 2**

Vor der Schicht: Film- oder sensornah eingestellte Frontzähne erscheinen in der Aufnahme unscharf und verschmälert. Hinter der Schicht: fokuspnäher eingestellte Frontzähne erscheinen in der Aufnahme unscharf und verbreitert (98).

Da sie außerdem außerhalb der Schicht liegen, werden sie zudem unscharf abgebildet. Wird das Lichtvisier zu weit ventral eingestellt, werden die Frontzähne hinter der Schichtebene platziert. Der Pseudofokus-Objekt-Abstand verkleinert sich, der Objekt-Film-Abstand wird größer und die abzubildenden Frontzähne werden vergrößert und unscharf wiedergegeben.

Die *Bewegungsunschärfe* entsteht, wie der Name schon sagt, durch Bewegung. Bewegt sich der Patient bei einer Aufnahme, kann das Bild unbrauchbar werden. Durch die aufeinander abgestimmte Bewegung zweier Komponenten des Systems (Strahler und Film) bei der Panoramaschichtaufnahme wird die Bewegungsunschärfe jedoch ausgenutzt, um störende, sich im Strahlengang befindende Strukturen zu verwischen.

Die *Materialunschärfe* ist das größte Problem bei der Panoramaschichtaufnahme. Alle extraoralen Aufnahmen werden mit Film-Folien-Systemen angefertigt. Das heißt, man nutzt nicht nur Röntgenstrahlen zur Schwärzung des Filmes, sondern auch - und zwar hauptsächlich - sichtbares Licht. Die Schwärzung erfolgt zu einem Volumenanteil von 95 % durch Licht und nur zur 5 % durch Röntgenstrahlen (71).

In einer Filmkassette sind eine dünne Vorderfolie und eine dickere (da hier weniger Strahlen ankommen) Hinterfolie eingeklebt. Diese leuchten auf, wenn Röntgenstrahlen auftreten und schwärzen dadurch den Film. Das Trägermaterial der Verstärkerfolie ist Kunststoff oder Karton. Darauf liegt eine Reflexionsschicht, die die Lichtausbeute steigert, als Nebeneffekt jedoch auch die Unschärfe (das Rauschen) erhöht. Über der Reflexionsschicht liegt die Leuchtschicht, die auch als „seltene Erde“ bezeichnet wird. Diese seltenen Erden (Lanthanide) sind chemische Substanzen, die bei Auftritt von Röntgenstrahlen zu Lichtemissionen führen. Die Seltene-Erde-Folien zeichnen sich durch eine hohe Röntgenabsorption und einen hohen Wirkungsgrad bei der Umwandlung von Röntgenstrahlen in sichtbares Licht aus (73).

2.1.6 Vergrößerungs- und Verzerrungseffekte auf der Panoramaschichtaufnahme

Im Rahmen der zahnärztlichen Diagnostik spielt die Panoramaschichtaufnahme zur Darstellung der Kondylen und der Gelenke sowie der bezahnten und unbezahnten Kieferkämme eine bedeutende Rolle.

Lineare Messungen sind in der Panoramaschichtaufnahme mit einigen Problemen behaftet, die im Weiteren ausgeführt werden. Das Hauptproblem besteht darin, dass jede Panoramaschichtaufnahme neben dem regionenabhängigen Vergrößerungsfaktor auch projektionsbedingte Verzerrungseffekte aufweist. Es wurde in vielen mathematischen und experimentellen Arbeiten versucht, diese Bildverzerrungen zu analysieren. Die Verzerrung stellt sich projektionsbedingt in der Panoramaschichtaufnahme als eine in horizontaler und vertikaler Richtung in unterschiedlichem Ausmaß vergrößerte bzw. verkleinerte Darstellung von anatomischen Strukturen dar. Wie diese Verzerrungen zustande kommen, wird in den folgenden Ausführungen erläutert. *Welanders et al.* zeigen, dass sich das Röntgenbild aus zwei zentralen Projektionen, einer in vertikaler und einer in horizontaler Dimension, zusammensetzt (128, 129). Für die Projektion in vertikaler Richtung gilt ein anderer Brennpunkt, als für die in horizontaler Richtung. Für die vertikale Projektionsrichtung gilt das Zentrum der Strahlenquelle, für die horizontale Projektionsrichtung die Lage des Rotationszentrums als Brennpunkt (Abb.7). Das bedeutet, dass die horizontale Projektion von der Beziehung der Bewegung des Films zur Bewegung des Röntgenstrahls abhängt.

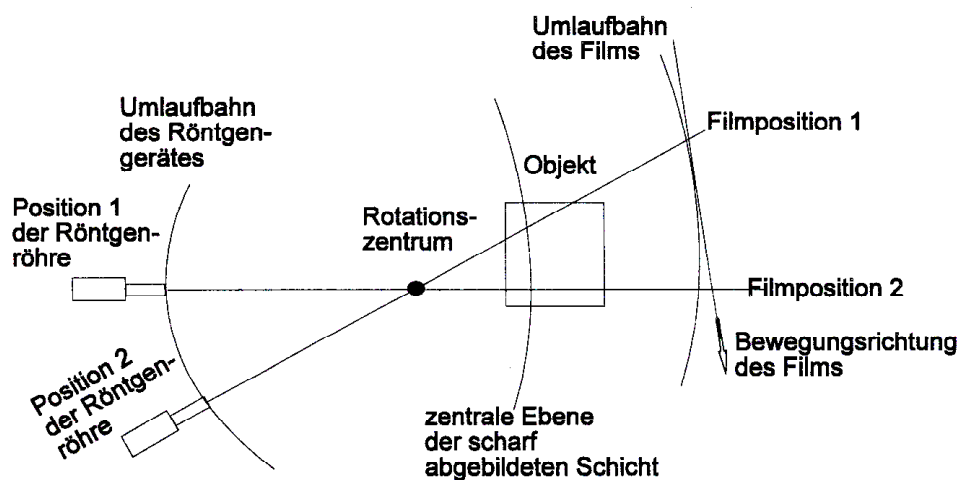


Abbildung 7: Projektionstechnik der Panoramaschichtaufnahme
In der schematischen Ansicht von oben (122, 133).

In der Drehebene, also der scharf abgebildeten Schicht, ist der Vergrößerungsfaktor in vertikaler und horizontaler Dimension gleich (128), so dass es zu keiner Verzerrung, jedoch zu einer unvermeidbaren Vergrößerung der Abbildung kommt. Der Vergrößerungsfaktor liegt dabei zwischen 1,2 und 1,3 (47). Die Vergrößerung kommt durch den geringen Pseudofokus-Objekt-Abstand und den relativ großen Objekt-Film-Abstand zustande, was beim Zahnfilm genau umgekehrt ist. Dort ist der Objekt-Fokusabstand ziemlich groß, so dass die Strahlen fast parallel verlaufend auf das Objekt treffen. Der Film befindet sich so dicht wie möglich am Objekt. Dadurch ist eine Vergrößerung kaum vorhanden.

Alle charakteristischen Verzerrungseffekte, die bei der Panoramascichttechnik unvermeidbar sind, ergeben sich aus den in horizontaler und vertikaler Richtung unterschiedlichen Vergrößerungsfaktoren außerhalb der Drehebene (129, 133).

Betrachtet man den Vergrößerungsfaktor in der vertikalen Richtung für sich, so fällt auf, dass er mit zunehmendem Abstand von der Drehebene relativ gering um einen durchschnittlichen Wert linear variiert (105). Verglichen dazu verhält sich der Vergrößerungsfaktor in der horizontalen Richtung nicht linear (129). Es kommt zu einer (verglichen mit der Vergrößerung in der vertikalen Dimension) stärkeren horizontalen Vergrößerung von Objekten, die von der scharf abgebildeten Schicht in Richtung des Rotationszentrums verschoben werden. Dies kommt dadurch zustande, dass die projizierten Bildpunkte eines Objektes, das in Richtung des Rotationszentrums verschoben liegt, langsamer auf den Film auftreffen, als sich dieser bewegt, was den Verzerrungsanstieg in horizontaler Dimension begründet (136). Auf das Beispiel der Kugeln bezogen heißt das, dass diese als horizontal verbreiterte Ellipsen abgebildet werden (121, 122) (geometrische Unschärfe). Verschiebt man dagegen ein Objekt in Richtung des Films, so nimmt der Vergrößerungsfaktor in horizontaler Richtung stärker ab als in vertikaler. Die Objektpunkte treffen mit einer höheren Geschwindigkeit auf den Film, als dieser sich bewegt (136). Die Kugel würde sich als horizontal komprimierte Ellipse darstellen (121).

Es ist hervorzuheben, dass der horizontale Vergrößerungsfaktor bei Objekten, die zum Rotationszentrum verschoben liegen, höher ist, als derjenige Faktor, um den in Richtung des Filmes verlagerte Objekte verkleinert dargestellt werden (47, 128).

Untersuchungen *Hayakawas et al.* zu Folge, spielt auch die Objektgröße eine entscheidende Rolle, da sie einen unmittelbaren Einfluss auf den horizontalen Vergrößerungsfaktor nimmt (47).

Die Schwankungen des horizontalen Vergrößerungsfaktors sind im anterioren Kieferbereich am größten, da hier der Abstand des Röntgenzentrums zur scharf abgebildeten Schicht sehr klein und die scharf abgebildete Schicht in dieser Region am schmalsten ist (ca. 10 mm) (20, 116, 122, 131, 136). Im posterioren Bereich ist die scharf abgebildete Schicht mit ca. 30 bis 40 mm erheblich breiter (Abb. 8-11).

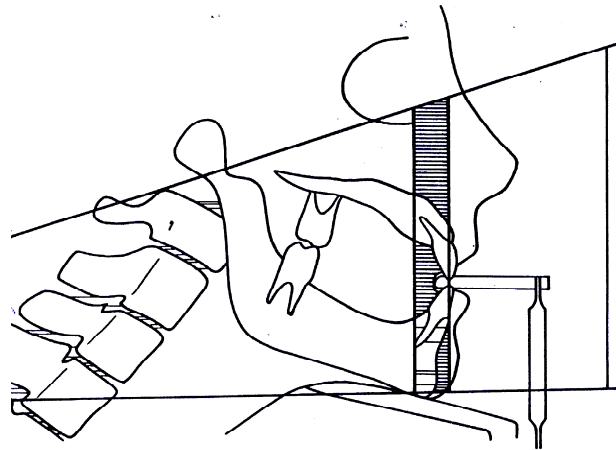


Abbildung 8: Richtige Lage der Frontzähne in der Schicht

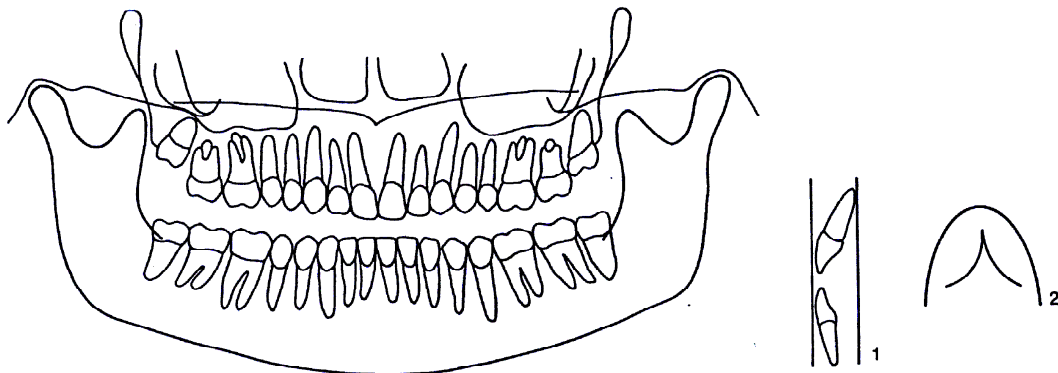


Abbildung 9: Richtige Stellung der Frontzähne in der Schicht - korrekte Lage innerhalb der Schicht

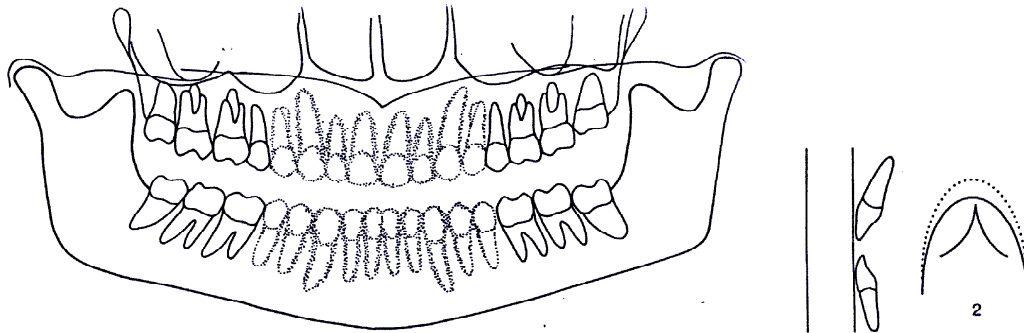


Abbildung 10: Verschiebung des Patienten dorsal

- falsche Lage dorsal der Schicht

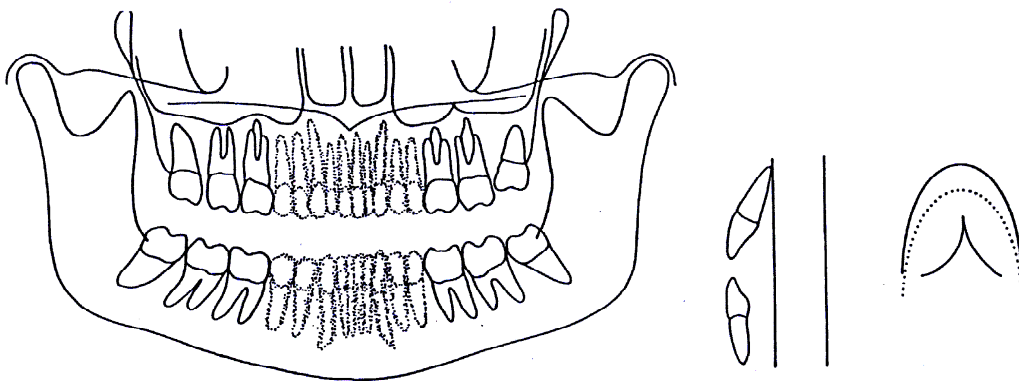


Abbildung 11: Verschiebung des Patienten ventral

- falsche Lage ventral der Schicht

Für das Zustandekommen der Verzerrungseffekte in der Panoramaröntgentechnik ist weiterhin die Eigenschaft der Parallaxe, die sich ebenfalls in horizontaler Dimension auswirkt, von großer Bedeutung. Hierunter versteht man die gegenseitige Verschiebung der Abbildungen zweier verschieden weit entfernter Gegenstände auf der Panoramaschichtaufnahme, wenn sie unter verschiedenen Projektionswinkeln betrachtet werden. Verursacht wird die Parallaxe durch die relative Bewegung des Filmes und der Strahlenquelle zum Objekt. Ihren Einfluss auf die Abbildung intrakoronar gelegener Metallstifte wurde in einer Studie von *Treasure et al.* verdeutlicht (119, 133).

Tronje et al. kamen aufgrund des verschiedenen Verhaltens der Vergrößerungsfaktoren in horizontaler und vertikaler Richtung zu dem Ergebnis, dass horizontale Beurteilungen linearer Dimensionen anhand der Panoramaschichtaufnahme unzuverlässig sind. Vertikale Messungen sind dann vertretbar, wenn der Patient gewissenhaft am Röntgengerät positioniert wird und seine Kiefer durchschnittlich anatomisch geformt sind (121, 122).

Durch die Entwicklung des sich ständig bewegenden Rotationszentrums (Strahlenquelle und Film bewegen sich dabei auf einer elliptischen Bahn, deren Lage in gewissen Grenzen variiert werden kann) und eines konstanten Objekt-Film-Abstandes wird versucht diese Verzerrungseffekte zu reduzieren (119).

Hayakawa et al. zeigten durch Untersuchungen mit dem Orthophos 5 (Siemens), dass bezüglich des Projektionswinkels die angestrebte orthoradiale Projektion nur im Frontzahngelände möglich ist. Die Prämolaren und Molaren werden mit einem Winkel kleiner als 90 Grad abgebildet. Dabei wird der Winkel spitzer, je weiter distal das abzubildende Objekt liegt. In derselben Studie wurde eine Abnahme der Filmgeschwindigkeit vom Beginn der Filmbewegung bis zur Mitte und eine anschließend um den selben Betrag wieder ansteigende Geschwindigkeit ermittelt. Die Filmgeschwindigkeit erreicht also in der Mitte der Umlaufbewegung ihr Minimum (47).

2.2 Das digitale Röntgensystem

In den letzten Jahren werden vermehrt konventionelle Panoramaröntgengeräte durch digitale Technik ersetzt (112). Die digitale Aufnahmetechnik wurde 1987 von *Moyer* entwickelt.

Die digitalen dentalen Radiographiesysteme arbeiten filmlos, weshalb sämtliche Probleme und Kosten für Filme, Folien, Kassetten sowie die Filmverarbeitung mit Entsorgung der gebrauchten Materialien entfallen.

Für die Nutzung des digitalen Röntgensystems ist ein um eine Einschubkarte erweiterter PC mit systemeigener Software, ein Farbmonitor mit hoher Auflösung und der Röntgensensor für die Sichtbarmachung der Röntgenstrahlung mit Kameraanteil, der Bildwandler, notwendig. Die Bildherstellung beruht auf dem Prinzip der Luminiszenzradiographie, der direkten Radiographie oder der indirekten Radiographie. Für die Luminiszenzradiographie ist eine Speicherfolie sowie zusätzlich ein Lasergerät notwendig. Das Erstellen der Aufnahmen verläuft analog zur bekannten Arbeitsweise. Der Patient wird wie gewohnt positioniert. Sämtliche Geräteeinstellungen werden über den Multitimer vorgenommen. Ein Thermodrucker ermöglicht die Abgabe von Papierbildern (106).

Statt des bisher verwendeten Röntgenfilms wird ein elektronisches, strahlungsempfindliches Sensorelement (direkte Radiographie) im Panoramaröntgengerät platziert, das die auftreffende Strahlung direkt in elektrische Signale wandelt (CCD-Sensoren: charged-coupled device). Bei der indirekten Radiographie wird durch eine Verstärkerfolie sichtbares Licht erzeugt. Das Licht wird dann vom lichtempfindlichen Sensor aufgenommen und in elektrische Signale umgewandelt. Die Aufnahmequalität der direkt arbeitenden Geräte wird überwiegend als gut eingeschätzt (112). Ein mit dem Röntgensensor verbundener PC erzeugt aus diesen Signalen sofort das gewünschte Röntgenbild.

Für die digitale extraorale Radiographie kommen nur die Luminiszenzradiographie und die indirekte Radiographie in Frage, da bei der direkten Radiographie eine zu hohe Strahlendosis benötigt wird. Die Hauptvorteile liegen im Wegfall von Verarbeitungsfehlern und der sofortigen Verfügbarkeit der Aufnahmen (44, 45), wobei die Strahlenbelastung nach Herstellerangaben etwa 10-15 % geringer als bei der herkömmlichen Film-Folien-Technik ist (74, 112).

In einem digitalen Röntgensystem liegt das Bild als Reihe von Graustufenwerten vor. Diese Graustufen werden im Rahmen optimaler Helligkeits- und Kontrastdarstellung von der Software ausgeglichen. Bei unterschiedlicher Röntgendosis ändert sich der Bildeindruck bezüglich der Helligkeit und des Kontrastes daher kaum. Die automatische Optimierung der Darstellung betrifft nur die Grauwerte des erstellten Bildes; die Auflösung des Röntgensensors bleibt davon unberührt (21, 23).

Wie bereits erwähnt, werden konventionelle Panoramanschichtaufnahmen normalerweise durch Kombination eines Röntgenfilms mit zwei Verstärkerfolien erstellt. Die Folien konvertieren die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht und belichten so den Film. Unter diesen Umständen dient der Film sowohl als Bildaufnahme- als auch als Bildwiedergabemedium (58, 75, 77). Veränderungen des Bildes können somit nachträglich nicht mehr vorgenommen werden. Anders ist dies bei der digitalen Radiographie (5). Hier sind zwischen der Aufnahme und dem endgültigen Bild mehrere Verarbeitungsschritte zwischengeschaltet, die es ermöglichen, das nun digitalisierte Bild entsprechend zu modifizieren (46, 55, 101).

Voraussetzung dafür ist aber ein geeignetes strahlendetektives Medium, von dem das latente Bild in ein digitales Bild umgewandelt werden kann.

2.2.1 Digitale Bildverarbeitung

Zum Verständnis der Möglichkeiten bei der Verarbeitung von Bildinformationen sollen an dieser Stelle einige Grundlagen und Terminologien kurz behandelt werden.

Das vom Analog/Digitalwandler (z.B. CCD-Sensor) erzeugte digitale Bild setzt sich zusammen aus den einzelnen Bildpunkten (Pixel) und den zugehörigen Grauwerten. Diese Wertzuweisung ist die Grundlage für diverse rechnergestützte Bildverarbeitungsverfahren (55, 101), die es erlauben, den Informationsgehalt des Bildes optimal auszunutzen und darzustellen. Zu diesen Verfahren zählen vor allem die Methoden der Fensterung und der lokalen Kontrastanhebung.

Computer verwenden im Allgemeinen für die durchzuführenden Rechenoperationen das sogenannte binäre System mit der Dualzahl 1 oder 0 (vereinfacht: Schalter *ein* oder *aus*). Jede dieser universell verwendbaren Informationseinheiten wird mit „bit“ bezeichnet. Dem Schalter mit den beiden Schalterstellungen 1 oder 0 können nun, um die Zahl der gleichzeitig zu verarbeitenden Informationen zu erhöhen, nach Bedarf noch mehrere Schalter hinzugefügt werden, womit man z. B. mit 8 Schaltern $2^8 = 256$ Einstellungen erreicht.

Die Bildwiedergabe eines Schwarzweißbildes (ohne Grautöne!) erfolgt in einer Matrix, die aus horizontalen „Zeilen“ und senkrechten „Spalten“ besteht. Gebräuchliche Matrixgrößen sind z.B. 256 x 256, 512 x 512, 1.024 x 1.024 (1 kilobit x 1 kilobit = 1k x 1k) und 2.048 x 2.048 bits. Je mehr Zeilen und Spalten eine bestimmte Matrixgröße aufweist, desto kleiner wird der von zwei Zeilen und zwei Spalten eingerahmte Bildpunkt ausfallen, den man als das kleinste Element der Bildinformation mit „Pixel“ (abgeleitet aus dem englischen Begriff „Picture Element“) bezeichnet. Die Wiedergabetreue und damit die *Bildschärfe* eines Schwarzweißbildes hängt damit von der Anzahl der Pixel pro Flächeneinheit ab. Man nennt dies die *Ortsauflösung* (98).

Die digitale Version des Orthophos arbeitet mit einer physikalischen Pixelgröße von $45 \times 45 \mu\text{m}^2$.

Um die Datenmenge und die Verarbeitungszeit herabzusetzen, werden jeweils 2×2 physikalische Pixel zu einem größeren Pixel zusammengefasst, was zu einer mathematischen Pixelgröße von $90 \times 90 \mu\text{m}^2$ führt.

Hieraus ergibt sich eine theoretische optische Auflösung von 5,6 Lp/mm und eine Abbildungsgröße von horizontal 3.000 Pixel x vertikal 1.540 Pixel für eine Panoramaschichtaufnahme. Das primäre Signal ist in einer Speichertiefe von 12 bit kodiert (4.096 Graustufen), wird aber in der Weiterverarbeitung auf 8 bit (256 Graustufen) reduziert (112).

Die digitalen Daten des Röntgensensors werden im Rechner zu darstellbaren Bildinformationen verarbeitet. Das aufgenommene Bild wird in einzelne Abtastpunkte - die Pixel - zerlegt, die als Zahlencode im Speicher des Rechners abgelegt werden. Jedem Pixel wird ein Wert zugeordnet, der dem Grau- oder Farbwert des aufgenommenen kleinen Bildausschnitts entspricht (115).

Da das Bild nun im Rechner als Folge von genau definierten Zahlenwerten vorliegt, kann durch gezielte Veränderungen der Werte die Bildinformation bearbeitet werden. Das Resultat der Bildbearbeitung wird auf dem Bildschirm als Bildschirmpixel oder auf dem Ausdruck als Druckpixel dargestellt.

Da jedes Bild aus einer Vielzahl von einzelnen Pixeln mit ihren individuellen Farb- bzw. Grauwerten besteht, sind die daraus resultierenden Bilddateien sehr umfangreich. Zur Verwaltung dieser Datenmengen sind Rechner mit großem Arbeitsspeicher für die Verarbeitung und großem Massenspeicher für die Speicherung notwendig (77).

Je nach Art der Pixelveränderung sowie nach Menge der zu verändernden Pixel kann die Verarbeitung der Bilddaten eine gewisse Zeit in Anspruch nehmen (115).

2.2.1.1 Fensterung

Eine Besonderheit und ein Vorteil der digitalen Röntgentechnik liegt in der Möglichkeit, die Aufnahme nachträglich so zu bearbeiten, dass gewünschte Strukturen deutlicher zu sehen sind. Die Auswertung des Bildsignals, das vom Photomultiplier kommt, erfolgt mit einer Auflösung von 12 bit. Das bedeutet, dass das digitalisierte Bild in 4.096 verschiedene Graustufen aufgeteilt wird. Das geübte Auge eines Radiologen kann demgegenüber höchstens 100 Graustufen unterscheiden (77, 103) und damit nur einen Bruchteil der angebotenen Information wahrnehmen. Um den Informationsgehalt, der in den Grauwerten steckt, voll auszuschöpfen, wendet man daher das Prinzip der Fensterung an (Abb. 12).

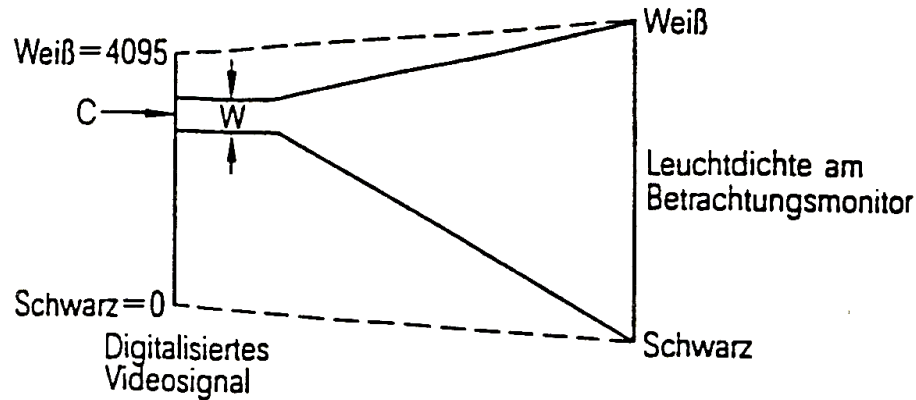


Abbildung 12: Prinzip der Fensterung (32, 77)

Ohne Fensterung würde die gesamte Grauwertskala von 0 (schwarz) bis 4.095 (weiß) des digitalen Bildes linear am Monitor wiedergegeben werden. Grauwerte, die nahe beieinander liegen, könnten so nicht unterschieden werden. Das Bild würde nur schwache Kontraste aufweisen.

Anders verhält es sich, wenn ein Fenster um den Grauwert C ($C = \text{Center}$) mit der Breite W (Width) gesetzt und nur dieser kleinere Bereich auf der Monitorskala abgebildet wird. Durch die entsprechend enge Wahl der Breite W kann dann die Graustufung so weit aufgesplittet werden, dass das digitalisierte Bild in jeder beliebigen Kontrastauflösung am Bildschirm dargestellt wird.

Die einzelnen Pixel der durch die Speichertiefe in bits ergänzten Matrix werden vom Rechner durch Zahlenwerte markiert. Durch Veränderung dieser Zahlenwerte kann das Bild manipuliert werden. Hierbei ist die Verarbeitungszeit der Bilddaten von der Anzahl der zu verarbeitenden Pixel abhängig.

Schlussendlich ist jedoch zu berücksichtigen, dass die Qualität des bearbeiteten Bildes *ausschließlich* von der Qualität des Ausgangs- oder Originalbildes mit seinen Rohdaten abhängt.

Mit anderen Worten, auch im Bereich der digitalen Bildgebung entscheidet die Sorgfalt und das aufnahmetechnische Können des Anwenders über die Qualität und die Interpretationsfähigkeit des auf der Arbeitsfläche erscheinenden Bildes (77).

2.3 Das Kiefergelenk

2.3.1 Anatomie

Die im Kiefergelenk artikulierenden Knochen sind die Mandibula mit dem *Processus condylaris* und das Os temporale mit der *Fossa mandibularis* und dem *Tuberculum articulare*. Die temporalen und mandibulären Gelenkflächen werden durch den Diskus articularis getrennt. Umschlossen wird das Gelenk durch die schlaaffe Capsula articularis, die durch Bänder verstärkt wird (25, 78, 100, 127).

Der *Diskus articularis* trennt das Kiefergelenk in den diskotemporalen und den diskomandibulären Teil. Er ist oval und zu den Rändern hin, besonders anterior und posterior, verdickt. Er sitzt somit den Kondylen kappenartig auf und ist an den Polen des Gelenkköpfchens befestigt (1, 8, 113).

Die Kapsel des Kiefergelenkes, *Capsula articularis*, sorgt für den luftdichten Abschluss des Gelenks und produziert die Gelenkschmiere.

2.3.2 Physiologie

Die anatomische Abgrenzung des diskotemporalen vom diskomandibulären Gelenk spiegelt sich in der Funktion wieder: Im kranialen Anteil erfolgt die translatorische, im kaudalen Anteil die rotatorische Komponente der Gelenkbewegung (185, 127).

Bei der Mundöffnung gleitet der Diskus auf die Dorsalseite des Caput mandibulae, die auch als sekundäre Gelenkfläche bezeichnet wird. Eine Kraftübertragung kommt nicht zustande; die dann belasteten Strukturen wären dafür auch nicht geeignet. Beim Mundschluss gleiten sowohl Diskus als auch Caput nach posterior-kranial, wobei sich der Diskus wiederum langsamer bewegt, so dass er an der primären Artikulationsfläche des Gelenkfortsatzes zu liegen kommt (34, 78, 120).

2.3.3 Pathologische Veränderungen

Bei pathologischen Veränderungen des Kiefergelenkes muss streng unterschieden werden zwischen den Folgen einer primären Grunderkrankung und Veränderungen nach sogenannten sekundären Kiefergelenkserkrankungen (52, 53, 109). Zu den primären Erkrankungen zählen Tumoren, Dys- und Hyperplasien, Traumata, Entzündungen und andere Erkrankungen. Sekundäre Kiefergelenkserkrankungen entstehen in Folge von Funktionsstörungen des stomatognathen Systems und sind somit belastungsinduziert (22, 37, 41, 51).

2.3.4 Funktionelle Störungen

Das Themengebiet „funktionelle Störungen“ ist vielfältig und bietet ein weites Spektrum von ätiologischen und therapeutischen Aspekten. Aufgrund der Entwicklung der diagnostischen Möglichkeiten war die Funktionsdiagnostik im Laufe der Zeit einem starken Wandel unterworfen. Die Bandbreite erstreckt sich von umfangreichen, instrumentellen Registrierungssystemen bis zu manualtherapeutischen Methoden (35, 78, 110).

Die wichtigsten funktionellen Störungen sind:

1. Myopathien (60)
2. Arthropathien
 - a. Diskusverlagerungen (42, 43):
 - i. Diskusverlagerungen mit Reposition
 - ii. Diskusverlagerung ohne Reposition
 - b. Degenerative Erkrankungen der Kiefergelenke (13, 26, 37, 41, 82)

2.4 Röntgenanatomie

Im Unterschied zur normalen makroskopischen Anatomie folgt die in einer Röntgenaufnahme wiedergegebene Röntgenanatomie den besonderen Gesetzmäßigkeiten der Strahlenwirkung (87, 98).

Die Panoramaschichtaufnahme ist keine Nativaufnahme, sondern eine Zonographie, bei der alle Strukturen, die sich innerhalb der Schicht befinden, scharf gezeichnet werden, ohne dass die außerhalb der Schicht liegenden Organe oder Fremdkörper gänzlich verwischt werden können.

Bei der Normprojektion einer Orthopantomographie handelt es sich, vereinfacht gesehen, um eine Aufnahme, bei der die Kiefermitte bis etwa zu den Eckzähnen als leicht gebogene Frontalansicht des Gesichtsschädels abgebildet wird, die durch zwei ebenfalls leicht gebogene laterale Ansichten des Gesichtsschädels seitlich ergänzt wird. Abbildung 13 zeigt eine Photomontage einer solchen „Panoramaschichtaufnahme“ anhand eines Skelettschädels.

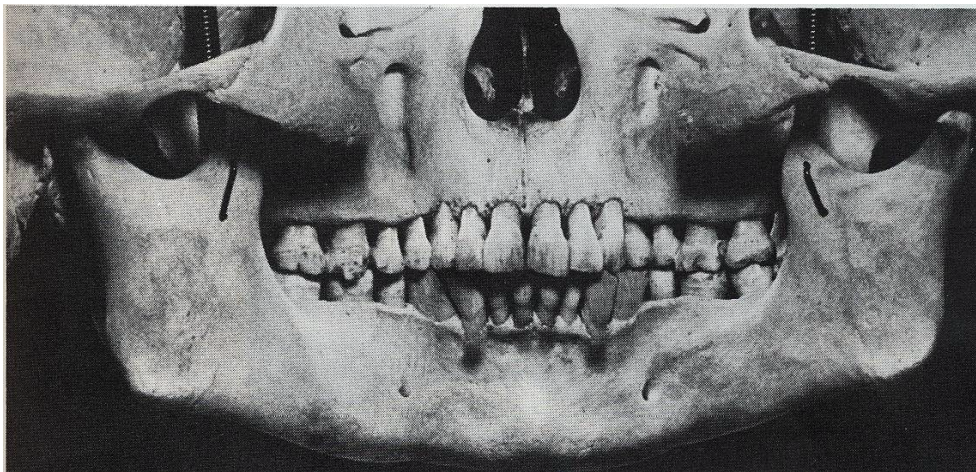


Abbildung 13: Anatomische Strukturen in der Panoramaschichtaufnahme

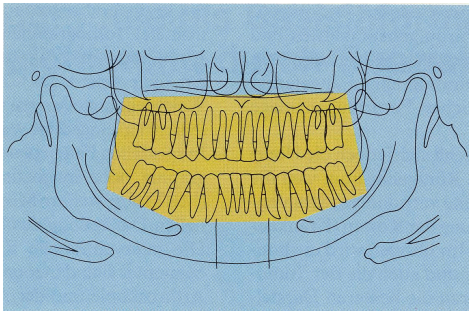
An dieser Photomontage ist die Wiedergabe anatomischer Strukturen in der Panoramaschichtaufnahme gut zu verfolgen. Mit Ausnahme der Halswirbelsäule, der Zunge, der lufthaltigen Räume und des Hyoids sind die wesentlichen Strukturen an ihrem Platz wie im Röntgenbild (96).

Zu beachten ist, dass Röntgenaufnahmen nur die zweidimensionale Wiedergabe räumlicher Situationen erlauben (3, 29). Dementsprechend können auf Panoramaschichtaufnahmen nur vertikale und sagittale, nicht aber transversale Distanzen, also die Knochenausdehnung in bucco-oraler Richtung oder die Neigung des Alveolarfortsatzes beurteilt werden (114, 133).

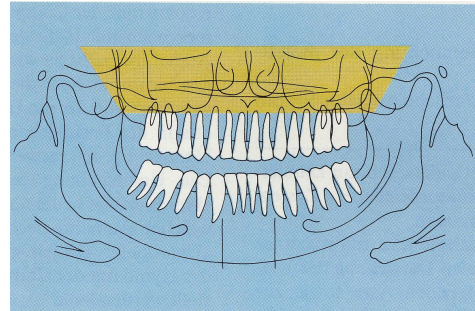
Die Panoramaschichtaufnahme lässt sich in vier Regionen aufteilen (Abb. 14) (78, 96):

- dentoalveoläre Region
- maxilläre Region
- mandibuläre Region
- Kiefergelenkregion mit retromaxillärer und zervikaler Region

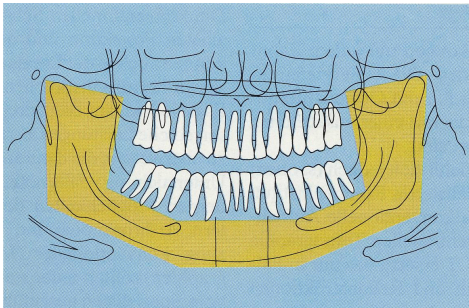
Dentoalveoläre Region



Maxilläre Region



Mandibuläre Region



Kiefergelenkregion

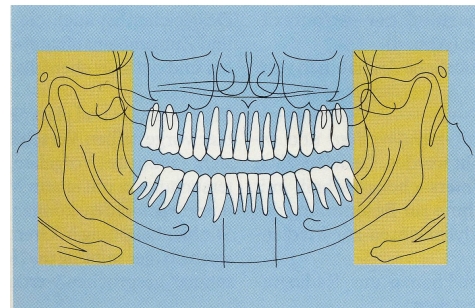


Abbildung 14: Darstellung der systematischen Betrachtung einer PSA (97)

Die anatomischen Strukturen, die sich in der Panoramaschichtaufnahme identifizieren lassen, sind in Abbildung 15 dargestellt (78):

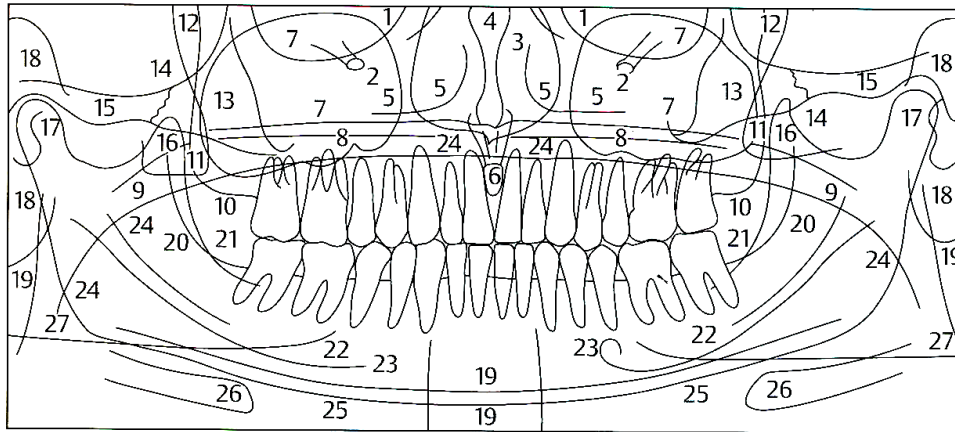


Abbildung 15: Röntgenanatomie

Entnommen aus Pasler (98): Darstellung röntgenanatomischer Strukturen, die theoretisch im Orthopantomogramm eines Erwachsenen beobachtet werden können.

- | | |
|---|---|
| 1 Orbitae | 14 Sutura zygomaticotemporalis |
| 2 Canalis infraorbitalis | 15 Arcus zygomaticus, Tuberculum articulare |
| 3 Cavum nasi | 16 Processus coronoideus |
| 4 Septum nasi | 17 Kondylus |
| 5 Concha nasalis inferior | 18 Äußeres Ohr mit äußerem Gehörgang |
| 6 Foramen incisivum | 19 Halswirbelsäule |
| 7 Sinus maxillaris | 20 Crista temporalis mandibulae |
| 8 Gaumendach und Nasenboden | 21 Linea obliqua |
| 9 Velum Palatinum | 22 Canalis mandibulae |
| 10 Tuber maxillae | 23 Foramen mentale |
| 11 Processus pterygoideus und
Processus pyramidalis ossis palatini | 24 Zungenrücken |
| 12 Fossa pterygopalatina | 25 Kompakta des Unterkieferrandes |
| 13 Os zygomaticum | 26 Zungenbein |
| | 27 Verwischung des Gegenkiefers |

Für die Projektion des gesamten Unterkiefers gibt es keine bessere überlagerungsfreie Darstellung als durch die Panoramiaschichtaufnahme. (22, 118, 133).

Die Darstellung des Kiefergelenkes in der Panoramiaschichtaufnahme wird in der Literatur vielfältig beschrieben. Unumstritten ist, dass diese Aufnahme einen orientierenden Überblick über die Kiefergelenkregion geben kann (22, 30, 61, 70, 72, 78).

Die eingeschränkte Aussagekraft für die Detaildiagnostik beruht auf verschiedenen Unzulänglichkeiten des Aufnahmeverfahrens (unzureichende Röhrenspannung) und der röntgenologisch ungünstigen Lage des Kiefergelenkes an der Schädelbasis (Überlagerung).

Bessere Auskünfte bei spezieller Fragestellung können die Projektionen nach Schüller und Parma (95, 96) geben, die aber wegen anderer schwerwiegender Nachteile (Strahlenbelastung, Problem der Reproduzierbarkeit) auch nicht als befriedigende Standardmethoden gelten können (57, 78).

Nach *Düker* (22) sind der Processus condylaris und das Caput mandibulae in der Panoramaschichtaufnahme gut erkennbar, die Stellung des Köpfchens zur Gelenkpfanne grob abschätzbar und die Fossa articularis sowie das Tuberculum articulare nur schlecht beurteilbar. *Freitag* und *Oeser* (30) gehen davon aus, dass die Gelenkpfanne und das Tuberculum articulare nur in einem Drittel der Fälle für eine Bewertung ausreichend gut abgebildet werden. Die Lage der Gelenkköpfe wird durch ihre Relation zum Tuberculum articulare deutlich (18, 133).

Verzerrungen bei der Darstellung der Rami ascendentes und der Kiefergelenke in der Panoramaschichtaufnahme sind auf drei Phänomene zurückzuführen (56):

- Bei Erwachsenen liegen die Kondylen in der Regel außerhalb der auf die Zahnreihe optimierten Schichtebene und erscheinen deswegen unscharf,
- der Zentralstrahl verläuft nicht parallel zur Längsachse der Kondylen, was zu einer schrägen Abbildung von anteromedial führt, und
- das Kiefergelenk wird mit einem Vergrößerungsfaktor und variabler Projektion abgebildet.

Vertikale Strecken werden in der Panoramaschichtaufnahme um 18-21 % vergrößert dargestellt (66, 135). Die Verzerrungseffekte sind um so größer, je ungenauer man den Patienten positioniert (121, 122). Fehlbeurteilungen der Vertikaldimension sind daher aufgrund der Kopfhaltung im Gerät (Extension/Flexion, Lateralneigung, Rotation), durch Messfehler in der Aufnahme oder durch projektionsbedingte Diskrepanzen möglich.

Eine geringgradige Fehleinstellung des Kopfes im Röntgengerät hat keinen signifikanten Einfluss auf vertikale Messungen in der Panoramaschichtaufnahme (134).

2.5 Asymmetrie-Index

Panoramaschichtaufnahmen sind in der Zahnmedizin heute die grundlegende Röntgendiagnostik, um eine umfassende Übersicht über den dento-maxillofazialen Komplex zu erhalten (83, 111).

Habets et al. stellten 1988 erstmalig eine Methode vor, Asymmetrien im Bereich der aufsteigenden Äste des Unterkiefers in einer Panoramiaschichtaufnahme zu ermitteln (39). Verschiedene Untersuchungen (6, 12, 80, 107) benutzten diesen Asymmetrie-Index (AI) in klinischen Studien, um auf den funktionellen Status des stomatognathen Systems schließen zu können.

Das Prinzip besteht darin, in einer Panoramiaschichtaufnahme die vertikale Höhe des rechten und linken Kondylus und Ramus zu messen und mit diesen Werten den Asymmetrie-Index gemäß der Formel $AI = [(R-L)/(R+L)] * 100 \%$ zu berechnen. R und L stehen für die Werte der rechten und linken Kieferhälfte. Der AI kann sowohl für die Kondylushöhe (CH) als auch für die Ramushöhe (RH) berechnet werden. Nach Habets sollen Differenzen von mehr als 3 % auf tatsächlich asymmetrische Verhältnisse hindeuten und nicht durch Projektionsfehler bedingt sein. Durch Projektions- und Positionierungsfehler entstehen jedoch Fehler, die eine zuverlässige klinische Aussage verhindern (112). Wie Untersuchungen von *Türp et al.* (125, 126) und *Ferrario et al.* (27) nachweisen, sind mit Hilfe des Asymmetrie-Index keine zuverlässigen Aussagen möglich.

Im Rahmen einer In-vitro-Untersuchung testeten *Türp et al.* an 25 mazerierten Schädeln den Asymmetrie-Index auf seine Güte hin. Die Studie zeigte, dass Individuen mit einer vorhandenen Asymmetrie mit einer Wahrscheinlichkeit von 80 % erkannt werden, fälschlicherweise jedoch auch 75 % aller Individuen ohne Vorliegen einer Asymmetrie als mit einer Asymmetrie behaftet eingestuft werden. Somit lieferte das Verfahren mit einer hohen Wahrscheinlichkeit falsch-positive Ergebnisse (125, 126).

Bei der Erhebung eines Asymmetrie-Index anhand einer Panoramiaschichtaufnahme waren somit Übereinstimmungen mit dem anatomischen Korrelat nur unzureichend (125).

Kjellberg et al. (59) beschreiben eine jeweils unilateral anzuwendende Methode, um Fehler durch Vergrößerungseffekte zu vermeiden (59).

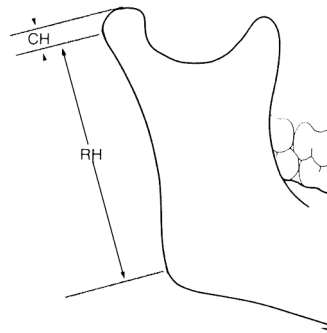
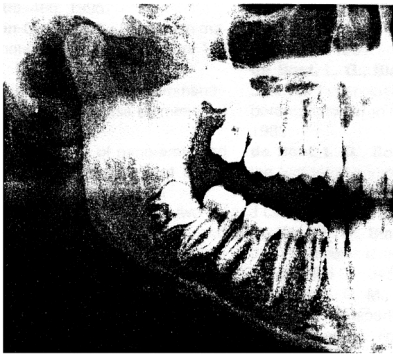


Abbildung 16:
Asymmetrie-Index nach Habets

CH = Kondylushöhe
MH = Mandibulahöhe
RH = Ramushöhe

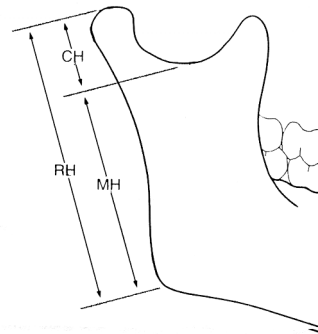


Abbildung 17:
Asymmetrie-Index nach Kjellberg

Abbildung modifiziert nach
Kjellberg et al. (59)

Sie projizierten den höchsten Punkt am Kondylus, den tiefsten Punkt an der Incisura semilunaris und den Punkt Gonion auf einer Tangente, die am hinteren Rand des aufsteigenden Astes angelegt ist.

Durch die Bildung des Quotienten für die Teilstrecken „CH“ (Kondylushöhe) und „MH“ (Mandibulahöhe) oder „CH“ zu „RH“ (Ramushöhe) ergibt sich der Asymmetrie-Index. Dieser Index wird jeweils für die rechte und linke Seite getrennt errechnet, so dass Fehler durch asymmetrische Vergrößerungseffekte bei einer Fehlpositionierung des Patienten im PSA-Gerät vermieden werden können. Der Seitenvergleich der Quotienten erlaubt eine Aussage über asymmetrische Verhältnisse in den aufsteigenden Ästen (59).

2.6 Der Aussagewert der Zahnachsenstellung auf einer PSA bei korrekter und unzulänglicher Einstellung des Kopfes

In einer Studie von *Schopf* sollte unter anderem ermittelt werden, ob die auf Panoramaaufnahmen imponierende Achsenstellung der Zähne einen Aussagewert für die kieferorthopädische Befunderhebung vermitteln kann (109). Entscheidend hierfür war die Untersuchung der Winkelveränderung bei variiertem Objekteinstellung.

Als Grundebene für die Feststellung der Zahnachsenwinkel erwies sich die Okklusionsebene als am verlässlichsten. Bei den durchgeführten Untersuchungen erfolgte ihre Einzeichnung auf folgende Weise:

Die Verbindungslinien der distalen Höckerspitzen der oberen und unteren Sechsjahrmolaren beider Seiten sowie die Verbindungslinien der oberen und unteren Eckzahnspitzen wurden halbiert und die Halbierungspunkte miteinander verbunden. Die Zahnachsen wurden bei einwurzeligen Zähnen durch den Pulpenraum, bei den Molaren durch die Halbierungspunkte des Kronenumfanges und des Interradikularraumes eingezeichnet. Die Winkel, welche die Zahnachsen mit der Bezugsebene bildeten, wurden jeweils nach außen (distal) gemessen.

Kennzeichnend für eine gelungene Projektion ist die Lage der Zahnbogenmitten im Zentrum des Filmes (65), die zur Filmunterkante parallel verlaufende Abzeichnung des Nasenbodens (a), der leicht konkave Verlauf der Okklusionsebene (b) und die etwas stärker konkav geschwungene kaudale Begrenzung des Unterkieferkörpers (c).

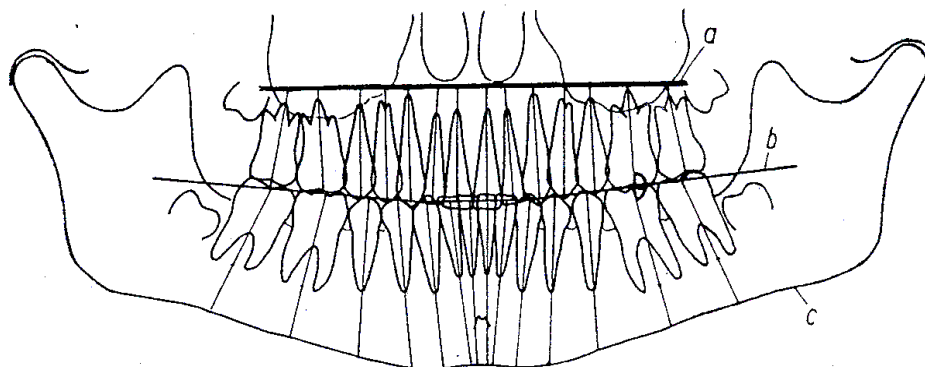


Abbildung 18: Auswertungsschema einer optimalen Panoramiaschichtaufnahme zur Bestimmung der Zahnachsenwinkel (109)

Jede Verkantung oder asymmetrische Einstellung des Kopfes während der Exposition führt zwangsläufig zu einer veränderten Darstellung kennzeichnender Knochenpartien. Untersuchungen mit einem mazerierten Schädel und einem Phantommodell sollten klären, inwieweit die Werte der Zahnachsenwinkel von diesen Veränderungen betroffen werden (109).

Ein Vorneigen des Kopfes - in der Panoramaschichtaufnahme durch eine konkave Deformierung des Nasenbodens und eine stärkere konkave Ausprägung der Okklusionsebene und des Unterkieferkörpers gekennzeichnet - führt zu einer geringen Veränderung der Schneidezahn- und Prämolarenwinkel; die Abweichungen im Eckzahnbereich sind demgegenüber etwas stärker; die Molarenwinkel bleiben praktisch unverändert.

Bei der Dorsalflexion des Kopfes - auf dem Röntgenbild kommen dabei der Nasenboden konvex, die Okklusionsebene und die Unterkieferrandebene annähernd gradlinig zur Abbildung - werden die Frontzahnwinkelwerte stark verändert, während die Winkel im Seitenzahnbereich nur geringe Abweichungen aufweisen.

Die Veränderungen der Zahnachsenwinkel bei Torsion des Schädels betreffen ebenfalls nur das Frontzahngebiet. Kennzeichnend auf der Panoramaschichtaufnahme ist die Verlängerung der einen und die Verkürzung der anderen Kieferhälfte ohne Abweichung der Zahnbogenmitten.

Die größten Unterschiede gegenüber der normalen Darstellung ergeben sich bei der Schrägneigung des Kopfes. Neben einer wellenförmigen Deformierung des Nasenbodens, der Okklusionsebene und der Abzeichnung des Unterkieferrandes sind die Winkelwerte in allen Kieferabschnitten - besonders im Eckzahnbereich - deutlich verändert.

Eine Parallelverschiebung des Kopfes aus der Mitte der Apparatur heraus beeinflusst hingegen lediglich Zahnachsenwinkel im frontalen Abschnitt, während die Molaren- und Prämolarenwerte nur geringfügige Abweichungen aufweisen (109). Die Fehleinstellung des Kopfes ist in diesem Falle auf dem Röntgenbild durch eine Verschiebung der Zahnbogenmitten mit gleichzeitiger Verkürzung der einen und Verlängerung der anderen Kieferhälfte gekennzeichnet.

Bei variiert Objekteinstellung (Kippung des Aufnahmeobjektes um 10 Grad bzw. Lateralverlagerung um 10 mm) liegen die Abweichungen der Frontzahnachsenwinkel zwischen 2 und 5 Grad, die der Prämolaren zwischen 1 und 3 Grad, während die Molarenwinkel bei allen Projektionen kaum verändert sind. Im Front- und

Prämolarengbiet sollten demnach Winkelmessungen auf einwandfreie Panoramaschichtaufnahmen beschränkt bleiben, hingegen können die Molarenmesswerte auch bei mäßiger Abweichung der Kopfeinstellung diagnostisch verwendet werden.

2.7 Diagnostik und Analyse funktioneller Störungen

Für die Analyse von Funktionsstörungen stehen in der Zahnmedizin unterschiedliche diagnostische Methoden zur Auswahl (68). Neben radiologischen Diagnoseverfahren stehen zusätzlich die klinische und die instrumentelle Funktionsanalyse zur Verfügung (9, 36).

2.7.1 Klinische Funktionsanalyse

Der klinischen Funktionsanalyse wird von vielen Autoren eine zentrale Rolle auf dem Weg zur „richtigen“ Diagnose zugeschrieben (2, 16, 62, 63, 107). Das Ergebnis wird von weiteren diagnostischen Maßnahmen wie Modellanalyse, bildgebenden Verfahren und Axiographie ergänzt.

Zur Systematisierung beim praktischem Vorgehen hat *Krogh-Poulsen* 1980 einen Funktionstest mit neun Funktionsaspekten vorgeschlagen, der sich durchgesetzt hat (63). Zur Diagnostik bei Patienten mit funktionellen Störungen des Kausystems forderte *Hupfaut* 1978 ein „ätiologisches Suchverfahren“, um über eine Eingrenzung der Befunde eine möglichst kausale Therapie zu erreichen (49). Zur systematischen Untersuchung dieses Patientenkreises wird von der Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik in der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) das Formblatt für den klinischen Funktionsstatus angegeben (4).

Im Rahmen der klinischen Funktionsanalyse wird ferner häufig ein sogenannter Resilienztest durchgeführt.

2.7.1.1 Resilienztest nach Gerber

Gerber hat im Rahmen der Funktionsdiagnostik eine Untersuchungsmethode vorgestellt, bei der durch bestimmte Aktivitäten des Patienten eine Bestätigung oder Entkräftung von Verdachtsmomenten abgeleitet werden kann. Diese Art von Untersuchung gehört zur Gruppe der Reaktionstests (2).

Der Resilienztest nach Gerber beruht auf der Tatsache, dass eine Kompression des Kiefergelenks unter anderem auch durch eine gleichseitige fehlende Abstützung der Okklusion zustande kommen kann (6). Die Schließmuskulatur, Adduktoren genannt (*M. temporalis*, *M. masseter* und *M. pterygoideus medialis*), zieht den *Condylus articularis* soweit in die Gelenkpfanne, bis die Nonokklusion wieder behoben ist. Dabei wird der *Diskus articularis* entweder komprimiert oder verlagert (33).

Das Ziel dieser Untersuchung ist es daher, abzuschätzen, ob in einem oder in beiden Kiefergelenken eine Distraction oder Kompression vorliegt. Die Fähigkeit des zu testenden Kiefergelenks, ein in der anderen Kieferhälfte eingebrachtes vertikales Hindernis auszugleichen, stellt die Testgröße dar. Ist das zu prüfende Gelenk schon *komprimiert*, so ist bereits ein kleines okklusales Hindernis (ca. 0,3 mm) ausreichend, damit auf der Seite des zu prüfenden Kiefergelenks kein okklusaler Kontakt mehr hergestellt werden kann. Führen hingegen sogar vertikale Hindernisse von 1,5 mm auf der kontralateralen Kieferseite nicht zur Auflösung der Kontakte auf der Seite des zu prüfenden Kiefergelenks, so ist von einem *distrahierten* Gelenk auszugehen (2).

Zur Untersuchung der Prüfseite wird metallene Prüffolie (Shimstockfolie) verwendet. Auf der Gegenseite wird Zinnfolie eingelegt und geprüft bis zu welcher Zinnfolienstärke die Prüffolie auf der zu untersuchenden Seite gehalten werden kann.

Aufgrund der vergleichsweise groben Testung sollten die Ergebnisse des Resilienztests nach *Gerber* nicht überinterpretiert werden. Sie stellen aber eine gute Möglichkeit zur Orientierung dar, die dann gegebenenfalls durch eine instrumentelle Untersuchung differenziert werden muss (2).

2.7.2 Instrumentelle Funktionsanalyse

Sofern das Ergebnis der klinischen Funktionsanalyse auf eine Arthropathie in Form der Kondylenverlagerung hindeutet, sollte dieser Befund im Rahmen der instrumentellen Funktionsanalyse überprüft und nach Möglichkeit quantifiziert werden. Der hierfür erforderliche Arbeitsschritt ist die „Kondylenpositionierungsanalyse“.

2.7.2.1 Kondylenpositionsanalyse

Da für die Kondylenpositionierungsanalyse die Verwendung geeigneter Messinstrumente erforderlich ist, ist der Arbeitsschritt teilweise auch unter der Bezeichnung der jeweiligen Instrumente bekannt geworden, z. B. Denar „Veri-check“, Panadent „CPI“ (Kondylen-Positions-Indikator), SAM „MPI“ (Mandibular-Positions-Indikator), Girschbach Artex „CPM“-SL (Kondylen-Positions-Monitor) (2).

Die Vorgehensweise ist im Detail verschieden, prinzipiell aber ähnlich: Anstelle des zum Einsetzen verwendeten Artikulators werden die Modelle in einen speziellen „Messartikulator“ umgesetzt. Diese Messinstrumente sind anstelle herkömmlicher Kondylenkugeln mit Schreibspitzen ausgestattet, die den graphischen und anschließenden metrischen Vergleich der Kondylenposition dreidimensional erlauben. Dieses ermöglicht es, den Versatz zwischen Kondylenpositionen in habitueller Okklusion (Ist-Situation) sowie in der zentrischen Kondylenposition (physiologische Ruhelage, sozusagen das „Soll“) quantitativ zu erfassen (2). Zur Dokumentation der entsprechenden Messwerte finden hierbei geeignete Untersuchungsbögen Verwendung, die es dem Zahnarzt ermöglichen, der ärztlichen Dokumentation zu genügen.

Insgesamt stellt die Kondylenpositionsanalyse eine wesentliche Grundlage auch für die Erfolgskontrolle im Rahmen der systematischen Schienentherapie dar, da sie die technische Voraussetzung dafür schafft, kondyläre Verlagerungen quantitativ zu erfassen und Informationen über eine mögliche Kompression oder Distraction im Kiefergelenk zu liefern (2).

2.8 Fragestellung

Das Ziel der Studie bestand darin, die Wertigkeit der PSA in der Erkennung von Asymmetrien im Bereich der aufsteigenden Äste des Unterkiefers zu überprüfen.

Insbesondere sollten folgende Fragen beantwortet werden:

1. Welchen Einfluss hat die Fehlpositionierung des Patienten auf die Abbildung von vertikalen Strecken im Bereich der aufsteigenden Äste in der Panoramaschichtaufnahme?
2. Sind die Asymmetrie-Indices nach Habets und Kjellberg verlässliche Methoden, um Asymmetrien im Bereich der aufsteigenden Äste zu erkennen?
3. Kann durch eine Modifikation des Verfahrens nach Kjellberg ein verlässlicherer Index konzipiert werden?

Weiterhin sollte der Frage nachgegangen werden, ob es anhand der Panoramaschichtaufnahme möglich ist, eine mangelhafte Abstützung der Seitenzähne im Symmetrievergleich zu erkennen.

3. Material und Methode

3.1 Mazerierter Schädel

Im Rahmen der vorliegenden In-vitro-Studie wurde ein durchschnittlich geformter, bezahnter, mazerierter Schädel unbekanntes Geschlechts, Alters und Rasse ausgewählt. Beurteilt wurde die Position der Markierungen nach Anfertigung einer Panoramaschichtaufnahme.

Die Fixierung des Oberkiefers zum Unterkiefer des mazerierten Schädels in neutraler Relation erfolgte mittels Gummibändern und Kunststoffaufbissblöcken. Um eine Ruheschwebelage von 3 mm zu simulieren, wurde ein den Zähnen passend eingeschliffener Aufbissblock mit der Dicke 2 mm im Molarenbereich und einer mit der Dicke 3 mm im Frontzahnbereich angebracht. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Unterkiefermitte (vorgegeben durch die Spina mentalis und die Mitte zwischen den Tubercula mentalia) und die Mitte des Mittelgesichtes (gekennzeichnet durch die Fissurae internasalis und intermaxillaris) auf einer gemeinsamen Geraden lagen.

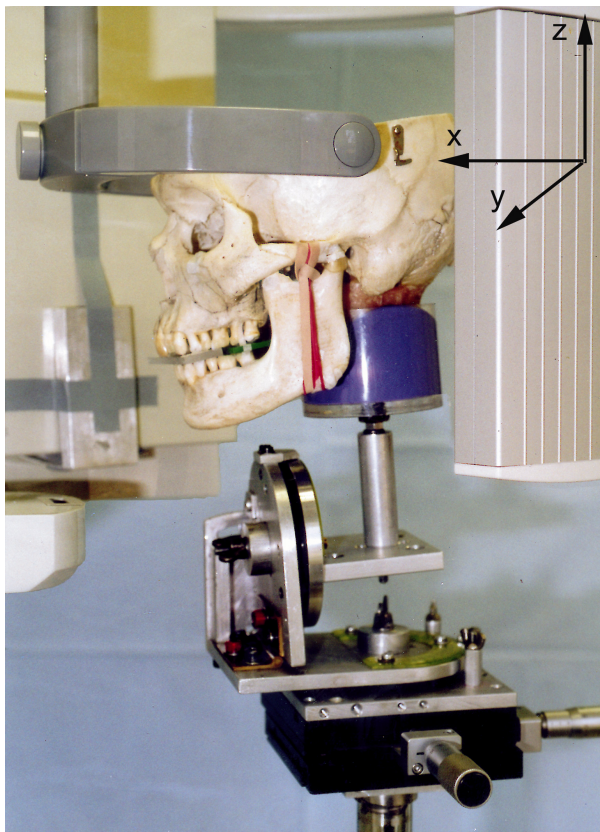


Abbildung 19: Aufbau des Schädels im Röntengerät

Ein grüner Aufbissblock mit einer Dicke von 2 mm wurde im Bereich der Molaren angebracht und ein durchsichtiger Aufbissblock mit der Dicke 3 mm im Frontzahnbereich befestigt. Im Hintergrund ist die 10 mm dicke Aluminiumplatte, die am Sensor befestigt ist, zu erkennen (s. 3.4.1).

3.2 Metallmarker

Es wurden ausschließlich Metallkugeln mit einem Durchmesser von 2 mm verwendet. Markiert wurde im Oberkiefer beidseitig im Bereich des Infraorbitalrandes, am kaudalsten Punkt des Tuberkulum articulare, an den bukkalen Höckerspitzen der ersten Prämolaren sowie an der distalen Randleiste der zweiten Molaren auf dem Aufbissblock.

Im Unterkiefer waren die Markierungen an den Kondylen, am Kieferwinkel, an der tiefsten Stelle der Incisura mandibulae, am Processus coronoideus sowie zwischen den ersten und zweiten Prämolaren und zwischen den bukkalen Höckern der zweiten Molaren angebracht. Die Metallmarker wurden in einem definierten Abstand von 60 mm am Kieferwinkel und Kondylus angebracht. Die Markierungen an den Zähnen wurden so positioniert, dass sie sich am Schädel senkrecht übereinander mit einem definierten Abstand von 2 bzw. 3 mm (definiert durch die Dicke der Aufbissblöcke) befanden. Der Vorteil dieses Vorgehens lag darin, dass die Abstände der Metallkugeln zueinander in beiden Kieferhälften übereinstimmten. Ebenso entsprachen die Distanzen der Metallkugeln der einen Kieferhälfte zur Mediansagittalebene in etwa denen der korrespondierenden Markierungen der anderen Kieferhälfte.



Abbildung 20: Ausschnitt einer Panoramaschichtaufnahme mit den angebrachten Metallmarkierungen

3.3 Orientierung des Schädels am Röntgengerät

3.3.1 Schädelbezugsachsen und -ebenen

Für die exakte Positionierung des markierten Schädels am Orthophos Röntgengerät war die Deklaration schädelbezogener Achsen und Ebenen in Orientierung an die definierten Lage- und Richtungsbezeichnungen am menschlichen Körper erforderlich (100, 133).

Die vertikal durch den Schädel verlaufende Achse wird demnach im Folgenden als kranio-kaudale Achse bezeichnet. Vom Hinterhaupt zur Vorderfläche des Schädels verläuft die dorso-ventrale Achse. Sie steht senkrecht auf der vorher Genannten. Die von rechts nach links verlaufende Querachse wird transversale Achse genannt. Sie steht senkrecht zur kranio-kaudalen und dorso-ventralen Achse.

Die Ebene, die durch die kranio-kaudale und durch die dorso-ventrale Achse gelegt wird, wird als Sagittal- oder Mediansagittalebene bezeichnet. Sie teilt den Schädel in zwei annähernd gleiche Hälften. Die parallel zur Stirn und senkrecht zur Sagittalebene verlaufende Schädelebene wird nachfolgend transversale Ebene genannt. Sie enthält die kranio-kaudale und die transversale Achse. Eine weitere, die transversale und die sagittale Achse beinhaltende Ebene wird als horizontale Ebene bezeichnet. Bei optimaler Positionierung des Schädels am Röntgengerät verläuft die Horizontalebene des Schädels (Frankfurter Horizontale, Ebene durch tiefsten Punkt des Orbitarandes und oberen Rand des Porus acusticus externus) parallel zur Boden-Grundebene eines Raumes.

Außerdem können unter dieser Voraussetzung die am markierten Schädel deklarierten Achsen und Ebenen in den Raum hinein projiziert werden. Die Bezeichnung der Raumachsen und -ebenen erfolgt entsprechend der Namensgebung am Schädel.

Die unter Kapitel 3.5 nachfolgend beschriebenen Fehlpositionierungen des Schädels werden in Bezug zu den auf diese Weise konstruierten Raumachsen bzw. -ebenen eingestellt.

3.3.2 Stativ

Um den mazerierten Schädel exakt am Orthophos Röntgengerät positionieren zu können, wurde ein massives Stativ mit einem in allen drei Ebenen des Raumes verschieb- und kippbaren Platte der Größe 12 x 12 cm² versehen. Somit wurden sowohl lineare Bewegungen als auch Rotations- und Kippbewegungen ermöglicht.

Die verschiebbare Platte war für die linearen Bewegungsrichtungen in der Sagittal- und Transversalebene mit einer Mikrometerschraube versehen. Für die Kippungen in den verschiedenen Ebenen war jeweils eine Messskala in Form von drei rechtwinkligen Dreiecken angebracht (s. Abb. 21). Die Genauigkeit der Schädelneigungen wurde mittels einer selbsterstellten Skala kontrolliert. Die Definition des Tangens eines Winkels α diente zur Erstellung dieser Skala als Grundlage. Hierfür wurde die Länge der Ankathete mit drei Metern festgelegt. Die Länge der Gegenkathete wurde durch die Variation des Winkels α in 1-Grad-Schritten berechnet. Somit konnten die Teillängen der Messskala definiert werden.

Anschließend wurde ein Laserpointer in einem Abstand von 3 Metern zur Wand an die kippbare Platte befestigt.

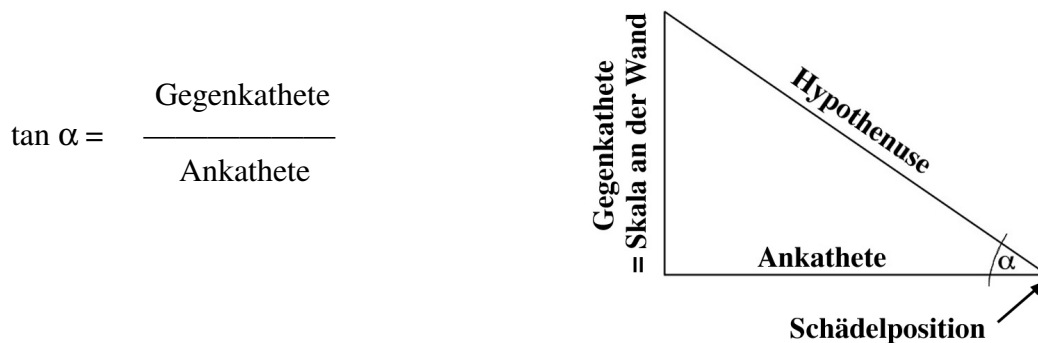


Abbildung 21: Darstellung der Definition des Tangens eines Winkels α

Zur Evaluierung der Schädelneigungen wurden die an der Platte eingestellten Winkel jeweils mit den Werten durch laserpointergestütztes Anleuchten der Skala an der Wand verglichen. Diese Kontrolle wurde für die Rotationen um die drei Raumachsen in 1-Grad-Schritten durchgeführt.

Auf diese Weise ließen sich die Bewegungen des Schädels um die verschiedenen Raumachsen mit einer Genauigkeit von bis zu 1 Grad stufenweise einstellen.

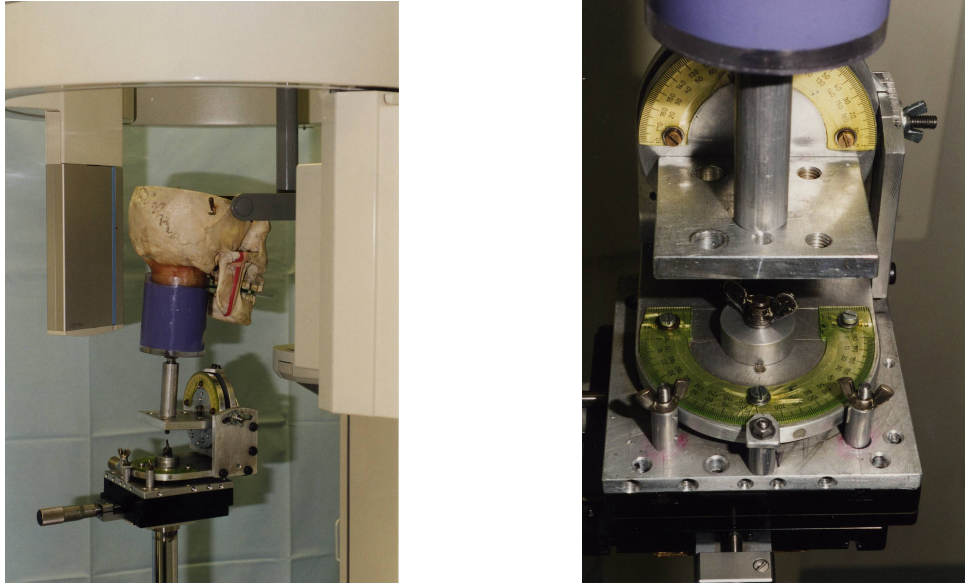


Abbildung 22: Schädelpositionierung am PSA-Gerät und Darstellung des verschiebbaren Tisches

Die Fixierung des mazerierten Schädels am Stativ musste drei Bedingungen erfüllen:

1. Der Schädel musste in einem bestimmten Abstand zum Stativ angebracht werden, damit sich das Stativ außerhalb des Strahlenfeldes befand und somit keine störenden Einflüsse auf der Panoramaschichtaufnahme entstanden.
2. Der Schädel musste exakt repositionierbar sein, um eine hohe Lagekonstanz für die Untersuchungen zu gewährleisten.
3. Im arretierten Zustand musste die Frankfurter-Horizontale des Schädels parallel zur Boden-Grund-Ebene sein.

Diese Bedingungen wurden erfüllt, indem auf der verschiebbaren Platte ein durchsichtiger Kunststoffbecher entsprechend der Halswirbelsäule senkrecht zur Boden-Grund-Ebene angebracht wurde (in Abb. 22 als violette Silikonmasse unterhalb des Schädels erkennbar). Der Becher wurde mit Silikonmasse gefüllt und der Schädel in der Grundposition darin fixiert. Die Länge des Bechers wurde so gewählt, dass das Stativ und die darauf befindliche Platte außerhalb des Strahlenfeldes zu liegen kamen.

3.4 Aufnahmebedingungen

3.4.1 Röntgentechnik

Alle Panoramaschichtaufnahmen des mazerierten Schädels wurden mit einem Orthophos DS Röntgengerät der Firma Sirona, Bensheim - im Folgenden auch als Orthopantomograph bezeichnet - aufgenommen.

Die Aufnahmen wurden mit dem Programm P1 (Normalaufnahme komplett) erstellt. Wegen der fehlenden Weichteilbedeckung mußte die Röhrenspannung auf 68 kV und die Stromstärke auf 8 mA reduziert werden. Die Belichtungszeit betrug 13,9 s. Zur weiteren Kontrastverbesserung wurde zusätzlich ein Aluminiumblock der Stärke 10 mm vor der Schlitzblende angebracht (Abb. 19). Alle Röntgenbilder wurden mittels der Software Sidexis 5.3 C I IPG 90 im PC gespeichert, so dass sie jederzeit abrufbar waren.

3.4.2 Positionen des Schädels am Röntgengerät

Bei den verschiedenen Einstellungen des mazerierten Schädels am Röntgengerät mit Hilfe des Stativs mussten die folgenden Kriterien berücksichtigt werden.

Um den mazerierten Schädel der scharf abgebildeten Schicht entsprechend optimal am Orthopantomographen zu positionieren, mussten fünf Voraussetzungen gewährleistet sein:

1. Der mazerierte Schädel musste in der Sagittalebene in den richtigen Abstand zum Röntgenfilm gebracht werden. Im klinischen Betrieb wird dies durch Verwendung von Aufbissstützen bei bezahnten Patienten bzw. von Subnasalstützen bei unbezahnten Patienten erreicht. Gleichzeitig verhindert eine Stirnstütze das unbeabsichtigte Verschieben des Kopfes in der sagittalen Ebene.

Dementsprechend wurde der bezahnte, mazerierte Schädel mit Hilfe der Kinnstütze in seiner Lage fixiert, wobei die fehlende Weichteilbedeckung durch eine Verlängerung des Abstandes um 5 mm berücksichtigt wurde. Um diesen festgelegten Abstand reproduzieren zu können, wurde eine Aufbissstütze so modifiziert, dass mit einer sich darauf befindlichen und zur Boden-Grund-Ebene parallel ausgerichteten Schieblehre ein immer gleicher Abstand zum knöchernen Kinn eingestellt werden konnte. Zusätz-

- lich wurde der mazerierte Schädel analog zum klinischen Routinebetrieb mit einer Stirnstütze fixiert.
2. Die Frankfurter Horizontale des mazerierten Schädels musste am Orthophos Röntgengerät parallel zur Boden-Grund-Ebene ausgerichtet werden. Diese Forderung wurde, wie bereits erwähnt, bei der Konstruktion des Stativs berücksichtigt. Außerdem wurden am Schädel die der Definition der Frankfurter Horizontalen entsprechenden knöchernen Punkte, also die Oberränder der Pori acustici externi, und die tiefsten Punkte der knöchernen Unterränder der Orbitae markiert. Bei der Anfertigung der orthograden Aufnahmen wurde darauf geachtet, dass die gedachte Verbindungslinie zwischen den markierten Punkten parallel zur horizontalen Linie des eingeblendeten Lichtvisiers lag. Dieses dient im klinischen Routinebetrieb als Orientierungshilfe zur Patientenpositionierung.
 3. Die Mediansagittalebene des Schädel musste in der Mitte des Orthopantomographen zentriert werden. Umgesetzt wurde diese Bedingung durch die Ausrichtung der die Mediansagittalebene vorgebenden anatomischen Strukturen (Fissura internasalis, Fissura intermaxillaris, Mitte zwischen den Tubercula mentalia) in Anlehnung an den vertikalen Strahl des Lichtvisiers.
 4. Der mazerierte Schädel musste bezüglich seiner kranio-kaudalen Achse rotations-symmetrisch am Orthophos Röntgengerät ausgerichtet werden. Diese Bedingung wurde berücksichtigt, indem von der Mitte des Orthopantomographen der Abstand zu den Pori acustici externi vermessen wurde. Die Distanzen stimmten beidseitig überein. In ähnlicher Weise diente die Stirnstütze der rotationssymmetrischen Positionierung des Schädels, indem der Abstand ihrer Endpunkte von den Pori acustici externi verglichen wurde.
 5. Die Höhe des Orthopantomographen wurde mit der digitalen Höheneinstellung so ausgewählt, dass alle interessierenden anatomischen Strukturen auf der Panoramaaufnahme abgebildet wurden. Der entsprechende Höhenwert wurde notiert und diente bei den folgenden Schädelpositionierungen am Röntgengerät als Anhaltspunkt für die Ausrichtung in vertikaler Dimension.

Die unter Beachtung obiger Kriterien beschriebene optimale Positionierung des Schädels wird auch als orthograde Einstellung bezeichnet.

Die optimale Einstellung wurde als Ausgangsposition für die nachfolgend beschriebenen Fehlpositionierungen verwendet. Für die vergleichende Röntgenbildauswertung und die Reliabilität der Einstellungen war es deshalb nötig, diese Position möglichst exakt reproduzieren zu können. Das Stativ wurde dazu nach Auffinden der Optimalposition starr am Boden befestigt.

3.5 Fehlpositionen des Schädels

Zur Untersuchung des Einflusses der Fehlpositionierungen auf die visuelle und metrische Analyse der verschiedenen Kieferstrukturen bzw. der Zähne wurde der mazerierte Schädel in einer unter 3.1. definierten Raumebene oder -achse von seiner orthograden Position abweichend fixiert und geröntgt. Die Richtungen der Fehlpositionierungen entsprachen denen, die *McIver et al.* in ihrer Studie über den Einfluss der Kopfpositionierung auf die Abbildungsbreite von Unterkieferzähnen auf Panoramaschichtaufnahmen wählten (76, 133). Darüber hinaus wurden auch kombinierte Fehlpositionierungen vorgenommen.

In der vorliegenden Arbeit wurden die nachfolgend beschriebenen fehlerhaften Positionierungen mit variierenden Schweregraden untersucht.

3.5.1 Verschiebungen bezüglich einer Raumebene

3.5.1.1 Transversalebene

Ermittelt wurde der Einfluss einer reinen Lateralverschiebung in der Transversalebene. Hierzu wurde der Schädel nach Einstellung der orthograden Position jeweils um 2 mm nach links entlang der Millimetermarkierungen des verschiebbaren Tisches bis 14 mm verschoben. Die Markierungen waren dabei exakt parallel zur Transversalebene des Schädels und somit auch symmetrisch zur Umlaufbahn des Röntengerätes ausgerichtet.

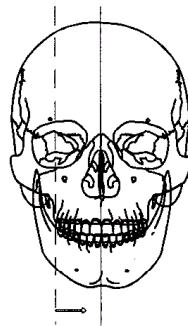


Abbildung 23: Verschiebung in der transversalen Ebene (133)

3.5.1.2 Mediansagittalebene

Untersucht wurde der Einfluss einer reinen anterior-posterioren Verschiebung entlang der Mediansagittalebene. Dabei wurde der Tisch mit dem darauf befestigten Schädel entlang der exakt parallel zur Mediansagittalebene verlaufenden Markierung, jeweils um 2 mm nach anterior bzw. nach posterior bis zur 12 mm Markierung verschoben.

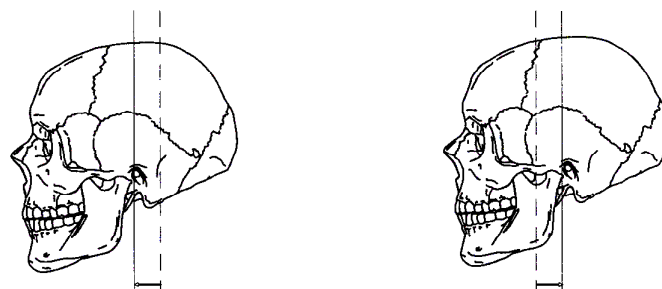


Abbildung 24: Verschiebung in der sagittalen Ebene nach anterior bzw. nach posterior (133)

3.5.2 Rotation bezüglich einer Raumachse

3.5.2.1 Dorso-ventrale Achse

Ermittelt wurde der Einfluss einer reinen Neigung des Schädels um die dorso-ventrale Achse. Geneigt wurde an der Platte, an der der Schädel befestigt war, um 2 und 4 Grad nach rechts. Eine weitere Kippung war aufgrund der Stirnstütze nicht möglich, da diese sich nicht weiter aufdrehen ließ und nicht auf die Stirnstütze verzichtet werden konnte.

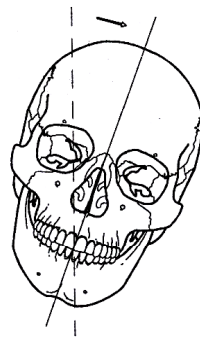


Abbildung 25: Neigung um die dorso-ventrale Achse (133)

3.5.2.2 Kranio-kaudale Achse

Untersucht wurde der Einfluss einer reinen Rotation des Schädels um die kranio-kaudale Achse. Rotiert wurde am Kugelgelenk der Platte um 2, 4, 6, bis 14 Grad nach links. Die Wiedergabe anatomisch richtiger Verhältnisse war relativ einfach, da der Schädel genau senkrecht über dem Kugelgelenk fixiert worden war.

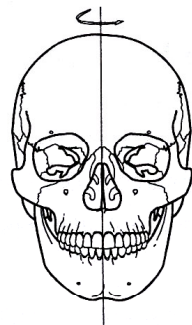


Abbildung 26: Rotation des Schädels um die kranio-kaudale Achse (133)

3.5.2.3 Transversale Achse

Ermittelt wurde der Einfluss einer reinen Kippung des Schädels um die transversale Achse. Gekippt wurde am Gelenk der verschiebbaren Platte um 2, 4, 6, 8 und 10 Grad nach kranial und 2, 4 und 6 Grad nach kaudal. Hierbei wurde eine weitere Kippung nach unten ebenfalls durch die Stirnstütze verhindert.

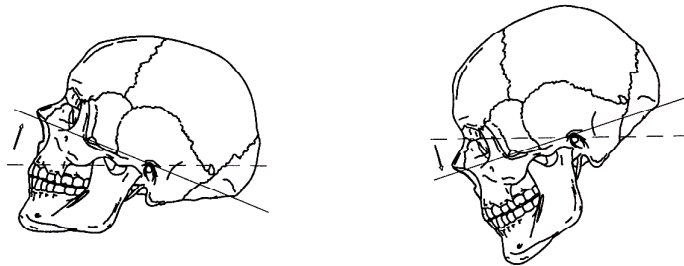


Abbildung 27: Kippung um die transversale Achse nach kranial bzw. nach kaudal (133)

3.5.3 Kombinierte Fehleinstellungen

In dieser Arbeit wurde zusätzlich zu den von *McIver et al.* vorgenommenen Kopfpositionierungen (76) die kombinierte Fehlpositionierung des Schädels vorgenommen. Dabei wurden zwei geringfügige Fehleinstellungen miteinander kombiniert, um herauszufinden, ob sich die Auswirkungen auf die Bildqualität addierten oder eventuell sogar subtrahierten, so dass am Ende trotz der Fehlpositionierungen kaum eine Verzerrung auf der Panoramaschichtaufnahme zu verzeichnen wäre.

Des Weiteren ist die Gefahr der ungewollten geringfügigen Fehleinstellung in den verschiedenen Ebenen und Achsen viel größer als die alleinige gravierende Fehleinstellung z.B. um 14 Grad. Kombiniert wurden die folgenden Fehleinstellungen:

1. 2° Kippung um die transversale Achse nach kranial, 2° Rotation um die kranio-kaudale Achse nach links
2. 2° Neigung um die dorso-ventrale Achse nach rechts, 2° Rotation um die kranio-kaudale Achse nach links
3. 2° Neigung um die dorso-ventrale Achse nach links, 2° Rotation um die kranio-kaudale Achse nach links

4. 2° Kippung um die transversale Achse nach kaudal, 2° Rotation um die kranio-kaudale Achse nach links
5. 2 mm Verschiebung in der transversalen Ebene nach links, 2° Rotation um die kranio-kaudale Achse nach links
6. 2 mm Verschiebung in der sagittalen Ebene nach anterior, 2° Rotation um die kranio-kaudale Achse nach links
7. 2 mm Verschiebung in der sagittalen Ebene nach posterior, 2° Rotation um die kranio-kaudale Achse nach links
8. 2° Kippung um die transversale Achse nach kaudal, 2° Neigung um die dorso-ventrale Achse nach links
9. 2° Kippung um die transversale Achse nach kranial, 2° Neigung um die dorso-ventrale Achse nach links
10. 2 mm Verschiebung in der sagittalen Ebene nach anterior, 2° Neigung um die dorso-ventrale Achse nach links
11. 2 mm Verschiebung in der sagittalen Ebene nach posterior, 2° Neigung um die dorso-ventrale Achse nach links verschoben
12. 2 mm Verschiebung in der transversalen Ebene nach links, 2° Neigung um die dorso-ventrale Achse nach links
13. 2 mm Verschiebung in der transversalen Ebene nach links, 2° Neigung um die dorso-ventrale Achse nach rechts
14. 2° Kippung um die transversale Achse nach kranial, 2 mm Verschiebung in der sagittalen Ebene nach anterior
15. 2° Kippung um die transversale Achse nach kranial, 2 mm Verschiebung in der sagittalen Ebene nach posterior
16. 2° Kippung um die transversale Achse nach kaudal, 2 mm Verschiebung in der sagittalen Ebene nach posterior
17. 2° Kippung um die transversale Achse nach kaudal, 2 mm Verschiebung in der transversalen Ebene nach links
18. 2° Kippung um die transversale Achse nach kaudal, 2 mm Verschiebung in der sagittalen Ebene nach anterior
19. 2° Kippung um die transversale Achse nach kranial, 2 mm Verschiebung in der transversalen Ebene nach links

3.6 Art und Anzahl der Aufnahmen

Die Anzahl der insgesamt angefertigten und beurteilten Panoramaschichtaufnahmen betrug 390. Davon wurden 60 Röntgenbilder in orthograder Schädelposition und 330 in Fehlstellung aufgenommen.

3.6.1 Orthograde Aufnahmen

1. Die Aufnahmen in orthograder Position dienten als Referenz vor der Anfertigung einer Bildserie in fehlerhafter Position des Schädels. Diese Aufnahmen wurden nach jeweiliger Reposition des Schädels angefertigt, um die Reproduzierbarkeit der orthograden Position zu überprüfen und um auszuschließen, dass während der Aufnahmephase das Stativ unbeabsichtigt verschoben wurde.
2. Es wurden zusätzlich drei Aufnahmen in orthograder Position während der Erstellung der kombinierten Fehlpositionierungen angefertigt, die sowohl als Referenz- als auch als Kontrollaufnahmen verwendet wurden.

3.6.2 Aufnahmen in einer Fehlposition

Die möglichen Fehlpositionierungen wurden, wie bereits oben beschrieben, abgesehen von den kombinierten Fehleinstellungen in sieben verschiedene Klassen eingeteilt. Um die genaue Auswirkung der einzelnen Fehlpositionen auf die Analyse der verschiedenen Kieferstrukturen zu untersuchen, wurden innerhalb der einzelnen Fehlpositionierungen mehrere Unterklassen nach dem Schweregrad der Fehleinstellung gebildet. Von jeder Unterklasse wurde eine Bildserie bestehend aus sechs Aufnahmen angefertigt.

Folgende Fehlpositionierungen wurden eingenommen und durch Panoramaschichtaufnahmen dokumentiert:

1. Verschiebung in der transversalen Ebene nach links um 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm, 12 mm und 14 mm.
2. Verschiebung in der Sagittalebene nach anterior um 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm und 12 mm.

3. Verschiebung in der sagittalen Ebene nach posterior um 2 mm, 4 mm, 6 mm, 8 mm, 10 mm und 12 mm.
4. Neigung um die dorso-ventrale Achse nach rechts um 2 und 4 Grad.
5. Drehung um die kranio-kaudale Achse nach links um 2, 4, 6, 8, 10, 12 und 14 Grad.
6. Kippung um die transversale Achse nach kranial um 2, 4, 6, 8 und 10 Grad.
7. Kippung um die transversale Achse nach kaudal um jeweils 2, 4 und 6 Grad.

Begonnen wurde jeweils mit einer Normposition vor jeder Aufnahmeserie bestehend aus einer Fehlpositionierung mit unterschiedlichen Schweregraden. Von den unterschiedlichen Schweregraden wurde jeweils eine Aufnahme angefertigt, so dass eine Aufnahmeserie sich aus zwei bis sieben Aufnahmen zusammensetzte, je nachdem, wie viele Verschiebungen in der jeweiligen Aufnahmeserie vorgenommen wurden. Danach folgte die nächste Fehlpositionierung mit den variierenden Schweregraden. Nachdem alle Fehlpositionierungen ein Mal durchlaufen waren, wurde wieder bei der ersten Fehlpositionierung begonnen. Dieses Vorgehen wurde sechs Mal wiederholt, um eine statistisch verwertbare Aussage treffen zu können. Somit lagen von der ersten Fehlposition (Abb. 23) 42, von der zweiten (Abb.24) 36, von der dritten (Abb. 24) ebenfalls 36, von der vierten (Abb. 25) 12, von der fünften (Abb. 26) 42, von der sechsten (Abb. 27) 30 und von der siebten (Abb. 27) 18 Panoramaschichtaufnahmen vor. Von den oben einzeln aufgeführten kombinierten Fehlpositionen (siehe Seite 52-53) lagen 114 Aufnahmen vor, da insgesamt 19 kombinierte Fehlpositionen angefertigt wurden. Vor jeder Fehlpositionierungsreihe sowie dreimal während der kombinierten Fehleinstellungen erfolgte eine Aufnahme in Normposition. Insgesamt kamen dadurch 60 Aufnahmen in Normposition zustande.

3.7 Metrische Analyse

Alle Panoramafotografien wurden an einem PC vermessen und ausgewertet. Zur besseren Darstellung der Metallmarkierungen wurde das Software Programm „Photoshop 5.0“ (Fa. Adobe, USA) herangezogen. Zur farblichen Markierung der Marker diente das Programm „SigmaScan Pro Version 5.0“ (Fa. SPSS, USA).

Für die statistische Auswertung kam die Software SigmaStat 3.0 (Firma SPSS, USA) zur Anwendung. Es wurde anhand der Nullhypothese geprüft, ob zwischen den Messwerten in verschiedenen Schädelpositionen ein statistisch signifikanter Unterschied besteht.

Vor dem statistischen Vergleich der Stichproben wurde zunächst überprüft, ob die vorliegenden Daten normalverteilt waren. Wenn diese Voraussetzung erfüllt war, kam die *einfache Varianzanalyse für verbundene Stichproben* zur Anwendung. Ergaben sich dabei statistisch signifikante Unterschiede, so erfolgten die paarweisen Gruppenvergleiche mit Hilfe des *Tukey-Tests*. Lagen nur zwei Stichproben vor, kam der *t-Test für verbundene Stichproben* zum Einsatz.

Nicht normalverteilte Daten wurden mit Hilfe verteilungsunabhängiger Tests analysiert. Hierfür wurde die verteilungsunabhängige *einfaktorielle Varianzanalyse für verbundene Stichproben nach Friedman* (Friedman-Test) durchgeführt. Ergaben sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Stichproben, so erfolgten die paarweisen Tests mittels der Methode der *multiplen Paarvergleiche nach Dunnett*. Hierbei muss das gewünschte Signifikanzniveau vorgegeben werden und war programmseitig auf $p < 0,05$ festgelegt. Lagen nur zwei Stichproben vor, kam der *Wilcoxon Signed Rank Test* als verteilungsunabhängiger Test für verbundene Stichproben zum Einsatz.

SigmaStat 3.0 berechnet die p-Werte auf drei Nachkommastellen genau, d.h. dass p-Werte kleiner oder gleich 0,001 nicht genauer berechnet werden und im Ergebnisteil als $p \leq 0,001$ angegeben sind. Bei den *multiplen Paarvergleichen nach Dunnett* wurde das Signifikanzniveau mit 5 % vorgegeben, so dass bei diesem Test im Ergebnisteil die p-Werte mit $p < 0,05$ angegeben sind.

Für die graphische Darstellung der statistischen Ergebnisse wurde das Programm „SigmaPlot 4.0“ (Fa. SPSS, USA) eingesetzt.

3.7.1 Box-Plot

Der Box-Plot ist eine graphische Darstellung zur Charakterisierung der Verteilung stetiger Merkmale beruhend auf den empirischen Quartilen. Der Interquartilsabstand wird als Kasten (engl.: box) dargestellt, von dem aus Linien bis zur 10 %-Perzentile bzw. 90 %-Perzentile gezogen werden. Im Kasten wird der Median durch eine Linie gekennzeichnet. Optional kann die Lage des Mittelwerts gekennzeichnet werden (Abb.28) (19, 104).

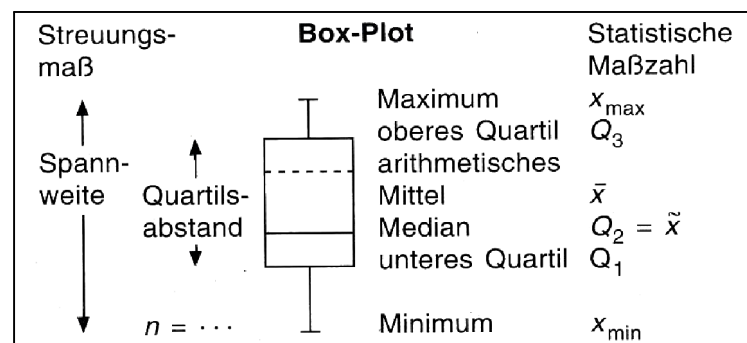


Abbildung 28: Box-Plot („box“ = Kasten, Rechteck) zur vergleichenden graphischen Darstellung von Verteilungen, insbesondere der Quartile (104)

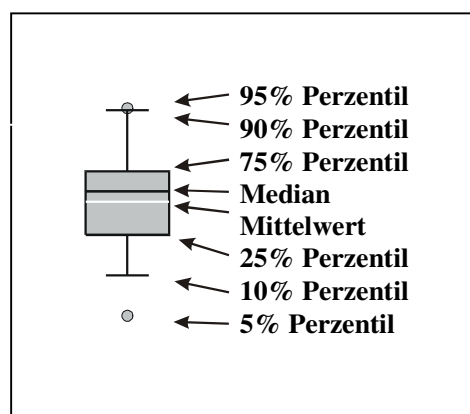


Abbildung 29: Aufteilung der Quartile in Perzentile bei der Darstellung der Box-Plots in dieser Studie

3.8 Röntgenbildauswertung

3.8.1 Visuelle Beurteilung der Panoramaschichtaufnahmen

Vor der Ermittlung der Messdaten wurde jede Panoramaschichtaufnahme des mazerierten Schädels visuell nach folgenden Beurteilungskriterien beurteilt:

1. Übereinstimmung der Unterkiefer- mit der Oberkiefermitte
2. Position der Kiefergelenke zur Bestimmung der Unterkieferlage
3. Position der Tubercula articularia / der Infraorbitalränder zur Bestimmung der Oberkieferlage
4. Längenbeziehung beider Hälften der Unterkieferbasis
5. Breite der Rami ascendentes
6. Verlauf der Rami ascendentes

Die visuelle Beurteilung der Ober- und Unterkieferlage wird ebenso wie der Verlauf der Rami ascendentes und die Lage der Infraorbitalränder in Bezug zum oberen Bildrand durchgeführt.

Die Mitteneinstimmung beider Kiefer wird bezogen auf den Bildseitenrand überprüft, während die Breiten- und Längenbeurteilung der Rami ascendentes bzw. der Unterkieferbasis im Seitenvergleich erfolgt.

3.8.2 Eruierung des Positionierungsfehlers durch visuelle Einschätzung

Eine Panoramaschichtaufnahme galt als unauffällig und somit als normgerecht, wenn der Betrachter keine Auffälligkeiten im Sinne der unten beschriebenen Bildbesonderheiten feststellte. Fielen Abweichungen von normgerecht aufgenommenen Panoramaschichtaufnahmen auf, so wurden diese in Anlehnung an nachfolgendes Schema klassifiziert:

1. Unterkiefermitte in Bezug zur Oberkiefermitte nach links oder rechts verschoben:
Die Unterkiefermitte liegt links oder rechts der Oberkiefermitte.
2. Unterkiefer rechts- bzw. linkslastig: Die Verbindungslinie der am weitesten kranial gelegenen Punkte beider Kiefergelenke liegt nicht parallel zum oberen Bildrand. Fällt sie nach rechts/links ab, so gilt die Aufnahme als linkslastig/rechtslastig.

3. Oberkiefer rechts- bzw. linkslastig: Die Verbindungslinie der am weitesten kaudal gelegenen Punkte der Tubercula articularia und der Infraorbitalränder liegen nicht parallel zum oberen Bildrand. Fallen sie nach rechts/links ab, so gilt die Aufnahme als linkslastig/rechtslastig.
4. Unterkieferbasis rechts bzw. links verlängert: Die rechte oder linke Hälfte der Unterkieferbasis erscheint gegenüber der anderen verlängert.
5. Ramus ascendens rechts bzw. links verbreitert, so gilt er dementsprechend als rechts oder links verbreitert.
6. Neigung der Rami ascendentes verläuft nach schräg außen bzw. nach schräg innen: Schließt die Tangente an den Kieferwinkel (Angulus mandibularis) und dem am weitesten lateral gelegenen Punkt der Kiefergelenkkontur mit den Bildoberrand einen medialen Winkel ein, der kleiner als 90 Grad bzw. größer als 90 Grad ist, so zeigt der Ramus nach schräg außen bzw. nach schräg innen

3.8.3 Bearbeitung der Panoramaschichtaufnahmen am PC

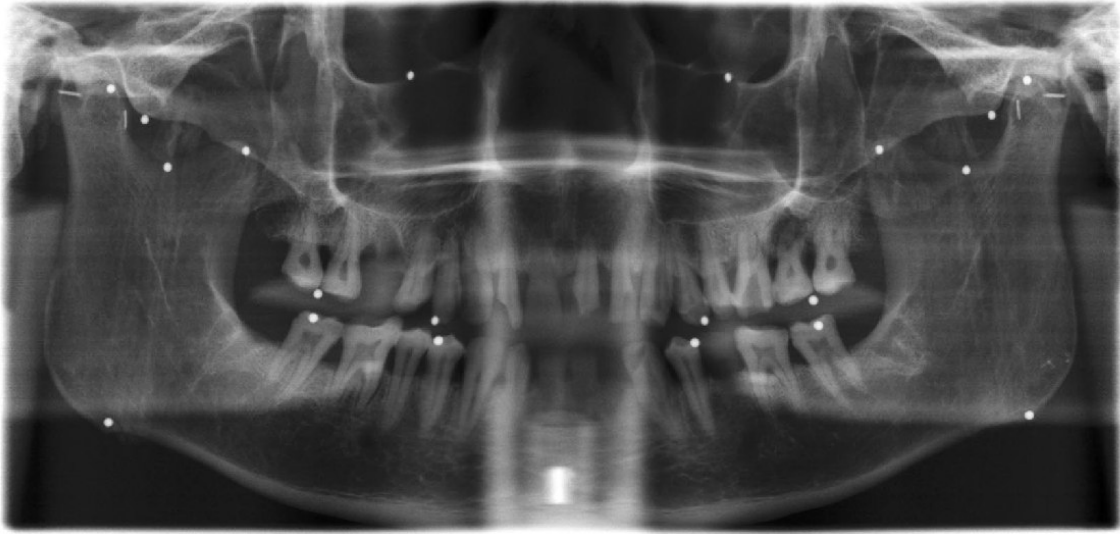
Bevor mit der Auswertung der Panoramaschichtaufnahmen begonnen werden konnte, mussten einige vorbereitende Maßnahmen getroffen werden. Es war zunächst nicht möglich, die Bilder mit dem Programm SigmaScan zu öffnen und zu bearbeiten, da die Originalbilder mit einer Größe von jeweils 4,68 MB zu groß waren. Daher musste die Größe der Bilder vor der Bearbeitung reduziert werden. Im Programm Adobe Photoshop, wohin die Bilder ursprünglich importiert worden waren, wurde an allen Bildern die Breite von 28,44 auf 15 cm reduziert. Die Höhe der Bilder änderte sich automatisch auf 7,4 cm. Die Auflösung der Bilder wurde nicht verändert. Somit hatten die Bilder eine Größe von je 1,3 MB und konnten mit SigmaScan geöffnet werden. Um mit Hilfe des Programms SigmaScan die Metallkugeln markieren zu können, mussten diese vorher noch weiter gegenüber der Umgebung hervorgehoben werden.

Dafür war es notwendig, den Kontrast der Bilder noch deutlicher zu erhöhen, ohne dass Größe und Form der Marker darunter litten.

Dazu waren drei Maßnahmen notwendig:

- Zunächst wurde mit dem Programm SigmaScan die Helligkeit der Bilder um 25 % reduziert.
- Das Bild besteht aus 255 aneinandergereihten Graustufen. Dabei ist die Farbe schwarz dem Zahlenwert 0, die Farbe weiß dem Zahlenwert 255 zugeordnet. Durch dieses Programm besteht die Möglichkeit, die dunkelsten 95 Grauwerte auf schwarz zu reduzieren. Das bedeutet, dass die Grauwertskala erst bei dem Grauwert 95, das jetzt für schwarz steht, beginnt und alle Graustufen mit den Zahlenwerten 0 bis 95 eliminiert werden. Grauwerte kleiner als 95 sind gleich schwarz (Grauwert 0) gesetzt worden. Durch die Reduktion der Helligkeit im vorherigen Schritt stellten sich die Metallmarkierungen dunkler dar als vorher, die hellsten Graustufen von 195 bis ganz weiß mit dem Wert 255 waren im Bild nicht mehr vorhanden. Daher wurde der alte Wert 195 durch den Wert 255 ersetzt, so dass alle Graustufen mit dem Wert 195, in diesem Fall hauptsächlich die Metallmarkierungen, als weiß dargestellt wurden (s. Abb. 30).
- Die dritte Maßnahme zur Optimierung der Bilder betraf den Kontrast. Dieser wurde auf maximal, d.h. 100 %, gesetzt.

Nun war es möglich, durch einmaliges Anklicken innerhalb der Fläche der Metallmarker diese farblich zu markieren, deren Lage genau zu bestimmen und Messungen innerhalb der Markierungen durchzuführen.



30a) unbearbeitete Panoramaschichtaufnahme



30b) nach der standardisierten Bearbeitung der Aufnahme

Abbildung 30: Hervorhebung der Metallmarker von der Umgebung durch die Veränderung der Grauwerte

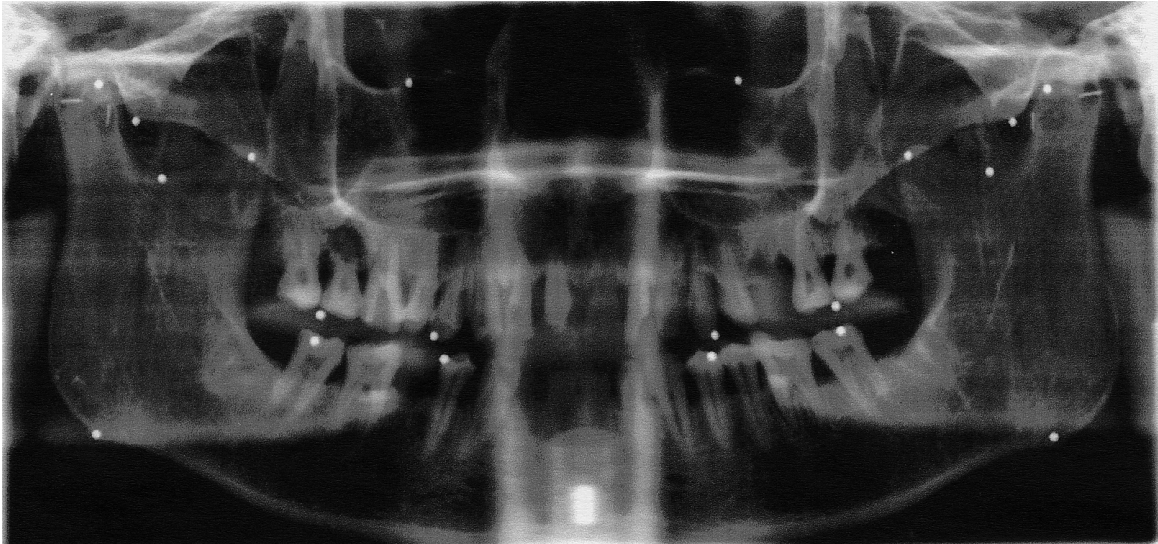
3.8.4 Vermessung der Metallkugeln

Die digital aufgenommene Panoramafotografie ist auf dem Bildschirm des Rechners in Pixel aufgeteilt. Jedes dieser Pixel hat auf einem fiktiven Koordinatensystem, dessen Achsen durch die Ränder des Bildschirms definiert sind, einen zugehörigen x- und y-Wert, so dass die Lage des Schwerpunktes der Metallkugeln durch diese Koordinaten exakt bestimmt werden kann.

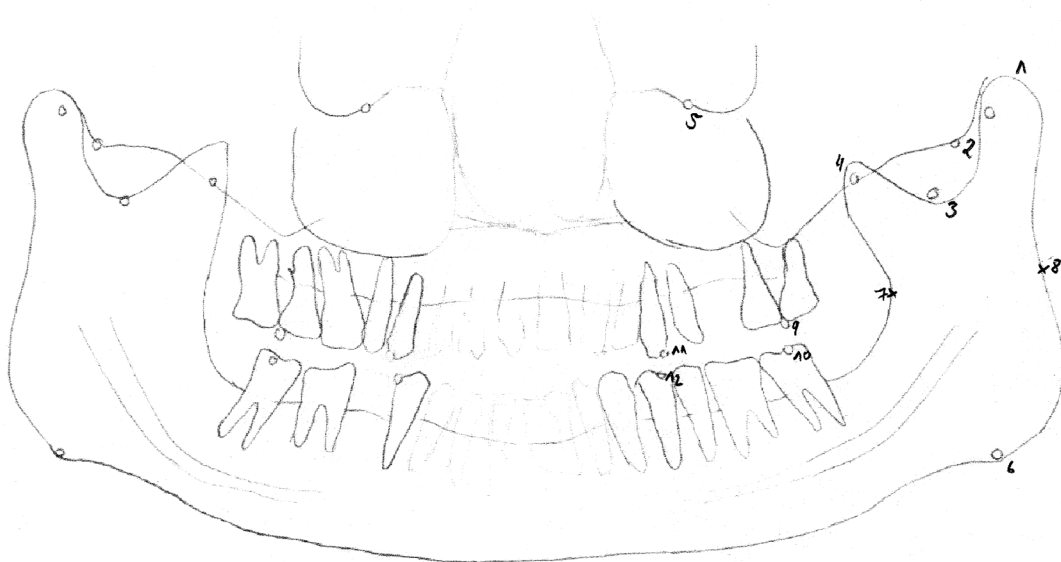
Mit dem Programm SigmaScan wurden die Metallkugeln durch einmaliges Anklicken markiert. In den meisten Fällen waren die Markierungen aufgrund der Verzerrungseffekte, die bereits oben beschrieben sind, als eher ovale Gebilde dargestellt. Mit Hilfe der Software „SigmaScan“ konnte die Längs- und Querachse dieser Markierungen bestimmt werden, so dass die Koordinaten des Flächenschwerpunktes der Kugeln jeweils definiert wurden. Anschließend wurde anhand dieser Koordinaten im Bereich der aufsteigenden Äste, der Molaren sowie der Prämolaren die Distanz zwischen den Schwerpunkten der Markierungen errechnet.

3.8.5 Vermessung anatomischer Strukturen auf der Panoramaschichtaufnahme/ Lage anatomischer Strukturen auf der Schichtaufnahme

In den Abbildungen 31a und 31b wird die Lage der hier untersuchten anatomischen Strukturen auf einer orthograden Panoramaschichtaufnahme einmal in der Originalaufnahme und einmal auf einer Durchzeichnung skizziert dargestellt.



31a) Ausdruck einer Originalaufnahme



31b) Durchzeichnung mit Bezeichnung der Metallmarker-Positionen

Darstellung anatomischer Strukturen der Abbildungen 31a, 31b und 31c:

- 1 Kiefergelenkköpfchen (Caput mandibulae)
- 2 Tuberculum articulare
- 3 Incisura semilunaris mandibulae
- 4 Muskelfortsatz (Processus coronoideus)
- 5 Infraorbitalrand
- 6 kaudalster Punkt des Angulus mandibularis
- 7 Innenkontur des Ramus mandibulae
- 8 Außenkontur des Ramus mandibulae
- 9 distaler Höcker des oberen 7ers
- 10 Querrissur des unteren 7ers
- 11 distobukaler Höckerabhang des oberen 4ers
- 12 Interdentalspalt zwischen den beiden Unterkieferprämolaren

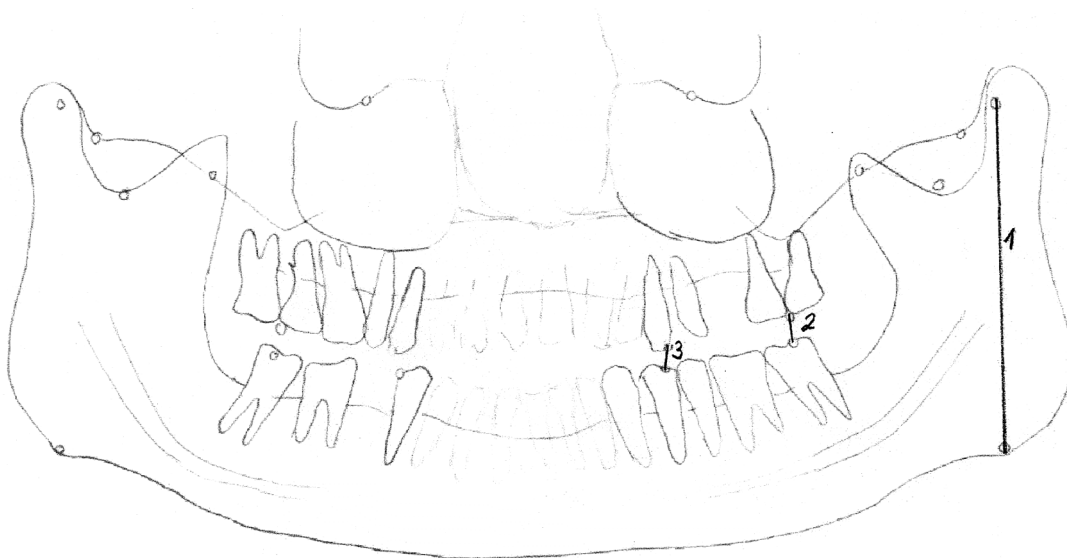
3.8.6 Definition der anatomischen Messstrecken

Die Abbildung 31c) zeigt den Verlauf der anatomischen Messstrecken auf einer orthograden Panoramaschichtaufnahme.

Die Messungen wurden einerseits innerhalb einer Kiefer- bzw. Gesichtshälfte und andererseits - soweit es sich um symmetrische anatomische Strukturen handelte - zu den korrespondierenden Punkten auf der gegenüberliegenden Hälfte der Panoramaschichtaufnahme durchgeführt.

Im Folgenden werden die verschiedenen Messstrecken beschrieben.

1. Strecke zwischen den Punkten am Kiefergelenkköpfchen und am Kieferwinkel (Messstrecke 1).
2. Abstand des oberen 7ers zum unteren 7er (Messstrecke 2).
3. Strecke zwischen dem oberen Prämolaren zum unteren Prämolaren (Messstrecke 3).



31c) Durchzeichnung mit eingezeichneten vertikalen Strecken

Abbildungen 31a-c: Orthograde Panoramascichtaufnahme

3.8.7 Lage- und Längenbestimmung der anatomischen Strukturen

Die Erhebung der anatomischen Einzelmesswerte diente dem Lage- bzw. Längenvergleich paariger anatomischer Strukturen in Abhängigkeit von den verschiedenen Schädeleinstellungen. Zum Vergleich der verschiedenen anatomischen Strukturen wurden die gemessenen Werte jeder fehlpositionierten Panoramascichtaufnahme mit den Werten der dazugehörigen Normposition verglichen und statistisch ausgewertet.

3.8.8 Asymmetrie-Index

In dieser Arbeit wurden drei Indizes erstellt. Gemäß den Angaben von *Habets et al.* wurde jeweils eine Tangente am Hinterrand des aufsteigenden Astes angelegt, worauf die anatomischen Referenzpunkte projiziert wurden (Abb. 32). Anschließend wurden die vertikalen Höhen des rechten und linken Kondylus bzw. Ramus in die Formel

$$AI = [(R - L) / (R + L)] * 100\%$$

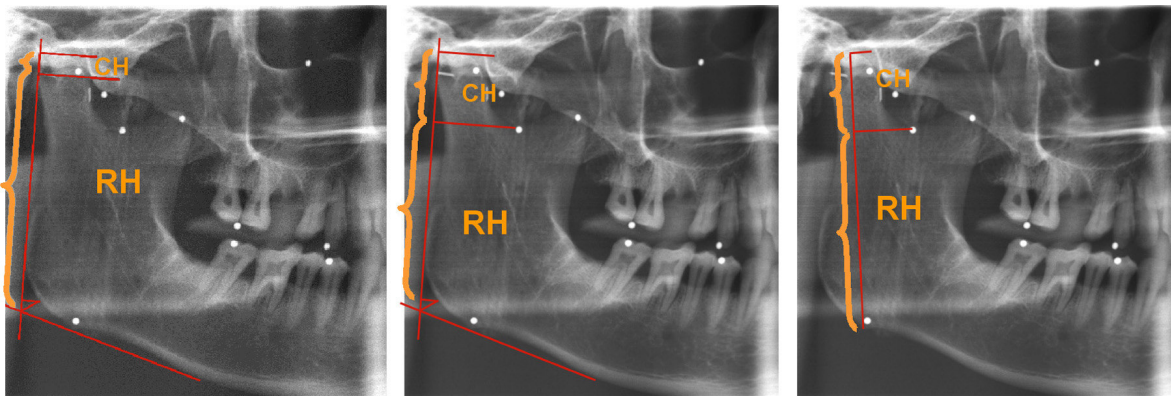
eingesetzt.

Der Asymmetrie-Index nach *Kjellberg et al.* wurde entsprechend ihren Angaben durch Bildung des Quotienten Kondylushöhe / Mandibulahöhe oder Kondylushöhe / Ramushöhe im Seitenvergleich errechnet. Hierbei wurden die anatomischen Punkte ebenfalls auf eine Tangente am Hinterrand des aufsteigenden Astes projiziert.

Für den dritten Asymmetrie-Index wurde der Index nach *Kjellberg et al.* etwas abgewandelt.

Bei den verschiedenen Autoren sind Mandibula-, Kondylus- und Ramushöhe nicht klar definiert. Zur besseren Vergleichbarkeit wird daher in der vorliegenden Untersuchung die Summe von Kondylus und aufsteigendem Ast (Ramus) als Mandibulahöhe bezeichnet.

Die Messung der Mandibulahöhe auf der Panoramaschichtaufnahme erfolgte vom kranialsten Pol des Kondylus bis zu dem Vorsprung am Unterrand des horizontalen Unterkieferastes, der auf allen Röntgenbildern zu erkennen ist (Menton). Der tiefste Punkt der Incisura semilunaris wurde auf dieser Verbindungslinie projiziert. Auch hier ergab sich der Asymmetrie-Index gemäß dem Vorgehen von *Kjellberg et al.* durch die Division der Teilstrecken CH (obere Teilstrecke / Kondylus) und RH (untere Teilstrecke / Ramus).



32a) Habets

32b) Kjellberg

32c) Eigene Methode

Abbildung 32: Graphische Darstellung der Asymmetrie-Indices
Nach a) Habets et al., b) Kjellberg et al. und c) der eigenen Methode

CH = Kondylushöhe
MH = Mandibulahöhe
RH = Ramushöhe

4. Ergebnisse

Es erfolgt zunächst die Darstellung der Veränderungen aufgrund der visuellen Einschätzung, dann die metrische Auswertung der Veränderungen.

4.1 Visuelles Erkennen von Veränderungen anatomischer Strukturen in Abhängigkeit von den Fehlpositionierungen

Zur visuellen Einschätzung der Panoramaschichtaufnahmen wurden die bereits in Abschnitt 3.8.2. beschriebenen visuellen Beurteilungskriterien herangezogen. Die visuellen Beurteilungskriterien unterteilen sich in sechs verschiedene Untereinheiten:

- Unterkiefermitte in Bezug zur Oberkiefermitte
- Unterkiefer links-/rechtslastig
- Oberkiefer links-/rechtslastig
- Verlängerung der Unterkieferbasis im Symmetrievergleich
- Ramus ascendens-Verbreiterung im Symmetrievergleich
- Verlauf der aufsteigenden Äste des Unterkiefers

Die Auffälligkeiten bei der Betrachtung der Röntgenbilder für das Auftreten der visuellen Beurteilungskriterien in Abhängigkeit von den verschiedenen Einstellungen des Schädels werden im folgenden herausgestellt.

Zu unterscheiden war grundsätzlich dabei zwischen Kriterien, die unabhängig vom Schweregrad der unterschiedlichen Fehlpositionen bereits bei geringster Dislokation von der orthograden Ausgangslage zu 100 % erschienen, und solchen, die in Abhängigkeit vom Ausmaß der Fehlpositionierung mit systematisch ansteigender Häufigkeit innerhalb der verschiedenen Bilderserien zu beobachten waren.

Bei Betrachtung der Röntgenaufnahmen fiel auf, dass der Ramus ascendens des Unterkiefers unabhängig von der Positionierung des Schädels stets nach außen schräg abgebildet wurde.

Bei folgenden Fehlpositionierungen wurde hauptsächlich eine Auffälligkeit nach den visuellen Beurteilungskriterien festgestellt:

- Verschiebung in der Transversalebene
- Neigung um die dorso-ventrale Achse
- Drehung um die kranio-kaudale Achse

Diesen drei Fehlpositionierungen war gemeinsam, dass bei der maximalen Fehlpositionierung die auffallenden visuellen Beurteilungskriterien in jeder Aufnahme, auftraten. Für die Kippung des Schädels um die transversale Achse und die Verschiebungen in der sagittalen Ebene konnte dagegen keine Systematik erkannt werden.

Im Falle der transversalen Verschiebung stieg mit zunehmendem Ausmaß der Fehlpositionierung die Häufigkeit an, die Verlängerung der rechten Unterkieferbasis (schon ab einer Verschiebung von 2 mm auf allen sechs Bildern einer Serie zu erkennen), die Linkslastigkeit des Unter- bzw. Oberkiefers (ab einer Verschiebung von 4 mm auf vier von sechs Bildern zu erkennen) und die Verbreiterung des rechten Ramus ascendens (ebenfalls ab einer Verschiebung von 4 mm auf vier Röntgenbildern sichtbar) innerhalb einer Bilderserie zu beobachten. Bei maximaler Verschiebung waren alle genannten Kriterien eindeutig auf allen Bildern einer Serie zu erkennen. Abweichend von dieser überwiegend beständigen Entwicklung der visuell beobachteten Lage- und Längenänderung der anatomischen Bezugsstrukturen in Abhängigkeit vom Ausmaß der Fehlposition zeigten sich bei der Neigung um die dorso-ventrale Achse nach rechts bereits bei initialer Kippung um 2 Grad die linksseitige Verschiebung der Unter- zur Oberkiefermitte, die Rechtslastigkeit des Infraorbitalrandes und des Unter- und Oberkiefers sowie die Verbreiterung des linken Ramus ascendens eindeutig. Erstes und letztgenanntes Kriterium waren ausschließlich bei dieser Fehlposition zu beobachten. Die Verlängerung der linken Unterkieferbasis war mit steigendem Grad der Fehlpositionierung zunächst selten, dann häufig und bei maximaler Neigung eindeutig erkennbar.

Bei der Drehung um die kranio-kaudale Achse fielen neben der bereits bei geringstem Grad der Fehleinstellung (2 Grad) eindeutig imponierenden Verlängerung der rechten Unterkieferbasis erst bei größeren Fehleinstellungen (ab 6 Grad) Bildbesonderheiten entsprechend den anderen visuellen Beurteilungskriterien auf. Bei geringgradigen Fehlpositionen ließ sich keine entsprechende Tendenz bezüglich der Lage- bzw. Längenänderung der betrachteten anatomischen Strukturen erkennen. Unter- wie

Oberkiefer wurden eindeutig linkslastig, der rechtsseitige Ramus ascendens eindeutig verbreitert abgebildet. Bei geringgradigen Fehlpositionen waren jedoch keine entsprechenden Auffälligkeiten dieser Beurteilungskriterien erkennbar.

Der Kippung um die transversale Achse nach kranial bzw. kaudal und der Verschiebung in der sagittalen Ebene nach anterior bzw. posterior war gemeinsam, dass Auffälligkeiten bei der visuellen Beurteilung symmetrisch auftraten. Das Auftreten von Auffälligkeiten war unabhängig vom Schweregrad der Fehleinstellung des Schädels.

Eine Differenzierung zwischen der Verschiebung in der transversalen Ebene und der Drehung um die kranio-kaudale Achse mit den gewählten visuellen Beurteilungskriterien erscheint jedoch bei den geringeren Schweregraden der Fehleinstellungen schwierig, da für beide eine annähernd gleiche Kombination an Auffälligkeiten der visuellen Beurteilungskriterien zu erkennen war. Allerdings ermöglicht die erst bei stärkerer Fehlpositionierung deutlich zu erkennende Verbreiterung des rechten Ramus ascendens ebenso wie der gehäuft linkslastig imponierende Unter- und Oberkiefer eine Unterscheidung zwischen den geringgradig und den maximal fehleingestellten Aufnahmeserien.

Bei symmetrischen Verlagerungen, wie der Dorsal- bzw. Ventralverschiebung des Schädels blieb der Infraorbitalrand parallel zum Bildoberrand bzw. zu der horizontalen Verbindungslinie zwischen den beiden Molaren. Bei asymmetrischen Verlagerungen jedoch (Kippung, Drehung des Schädels) war der Infraorbitalrand, verglichen mit der Normposition nicht mehr parallel, sondern links- bzw. rechtslastig.

Demgegenüber waren Bilderserien bei Neigung des Schädels um die dorso-ventrale Achse problemlos zu erkennen, da bereits bei minimaler Neigung die ausschließlich für diese Fehlposition charakteristische Kombination visueller Beurteilungskriterien eindeutig sichtbar war.

Liegt nur eine einzige Panoramaschichtaufnahme vor, ist nicht gewährleistet, dass eine Bildbesonderheit erkannt wird. Eine korrekte Einordnung einzelner Panoramaschichtaufnahmen ist somit allein aufgrund ihrer visuellen Einschätzung - vor allem bei geringgradigen Fehlpositionierungen - in den meisten Fällen kaum möglich.

4.2 Vermessung der Lage bzw. Länge anatomischer Strukturen

Die in Tabellen festgehaltenen Ergebnisse über die gemessenen Strecken wurden graphisch mit dem Programm „SigmaPlot 4.0“ in Form von Box-Plot-Diagrammen zur besseren Übersicht dargestellt. Jede Fehlposition wurde einzeln mit den verschiedenen Graden der Fehleinstellung dargestellt (siehe auch Abschnitt 3.8.6, Abb. 31c).

Somit kamen für jede Fehlpositionierung drei Diagramme zustande:

1. Mandibulahöhe
2. Molarenabstand
3. Prämolarenabstand

Auf der Abszisse wurde jeweils der Grad der Fehlpositionierung und auf der Ordinate die Distanz der jeweiligen Markierungen dargestellt.

Die grauen Boxplots stellen die rechte, die grünen die linke Seite dar.

Von den 19 kombinierten Fehlpositionierungen (siehe Abschnitt 3.5.3) werden die Ergebnisse der zwei Einstellungen mit den größten Abweichungen von der Normposition graphisch präsentiert. Bei den weiteren 17 kombinierten Fehlpositionierungen waren die Veränderungen im Bereich der aufsteigenden Äste, der Molaren- und Prämolarenabstände auf den Panoramaschichtaufnahmen so gering, dass ihnen keine klinische Relevanz zukam.

Im Folgenden werden erst die Ergebnisse der Messungen der Mandibulahöhe (4.2.1) dargestellt, anschließend die verschiedenen Asymmetrie-Indices (4.2.2) und dann die Veränderungen bei den Molaren und Prämolaren (4.2.3).

4.2.1 Ermittlung der Mandibulahöhe

4.2.1.1 Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach anterior, Mandibulahöhe

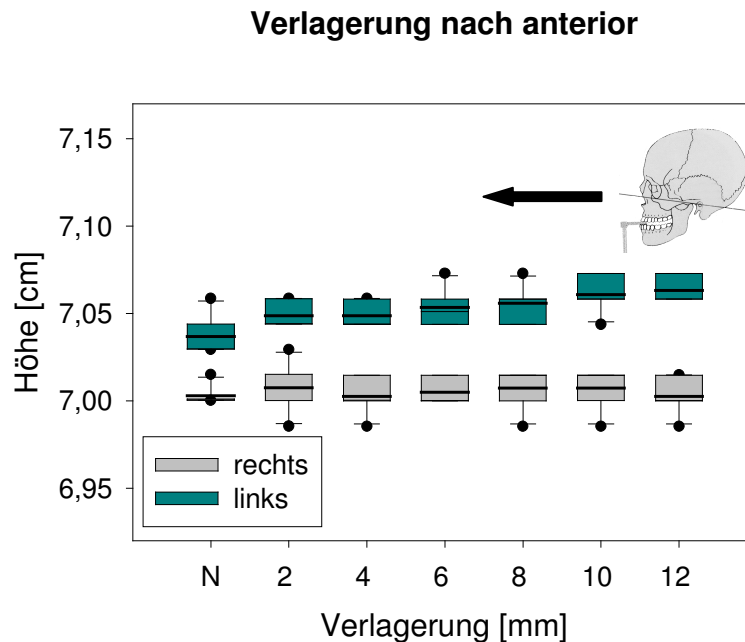


Abbildung 33: Graphische Darstellung der Mandibulahöhe bei der Verlagerung nach anterior

Bei der Verlagerung des Schädels in der Sagittalebene nach anterior blieb die Distanz zwischen den Markierungen am aufsteigenden Ast des Unterkiefers annähernd konstant. Es kam demzufolge zu keiner klinisch relevanten Verzerrung. Die Veränderung fand links und rechts im gleichen Maße statt.

Die statistische Auswertung zeigte für die rechte Seite keine signifikanten Unterschiede, die Längenveränderungen waren unter 0,05 mm (Friedman-Test, $p = 0,810$). Die linke Seite wies zwar signifikante Unterschiede innerhalb der untersuchten Stichproben auf (Friedman-Test $p \leq 0,001$), diese traten jedoch erst ab einer Verlagerung von 6 mm hervor (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$). Bei einer maximalen Verlagerung von 12 mm lag eine Längenveränderung von 0,26 mm vor, die jedoch als klinisch nicht relevant bezeichnet werden konnte.

4.2.1.2 Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach posterior, Mandibulahöhe

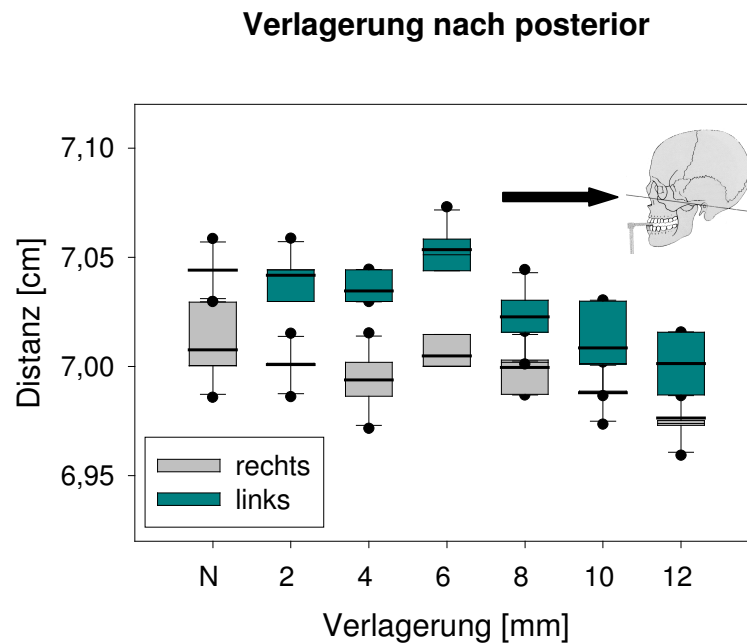


Abbildung 34: Graphische Darstellung der Mandibulahöhe bei der Verlagerung nach posterior

Ein ähnliches Bild liegt bei der Verlagerung des Schädels nach posterior vor. Auch wenn hier signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Fehleinstellungen gefunden wurden (Friedman-Test, $p \leq 0,001$), waren diese klinisch nicht relevant. Die Veränderungen waren im Durchschnitt nicht größer als 0,45 mm.

Im paarweisen Vergleich lag ein signifikanter Unterschied auf der rechten Seite erst ab einer Fehlpositionierung von 10 mm (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$) und auf der linken Seite ab einer Verlagerung von 8 mm ($p < 0,05$) vor.

4.2.1.3 Verlagerung des Schädels nach links, Mandibulahöhe

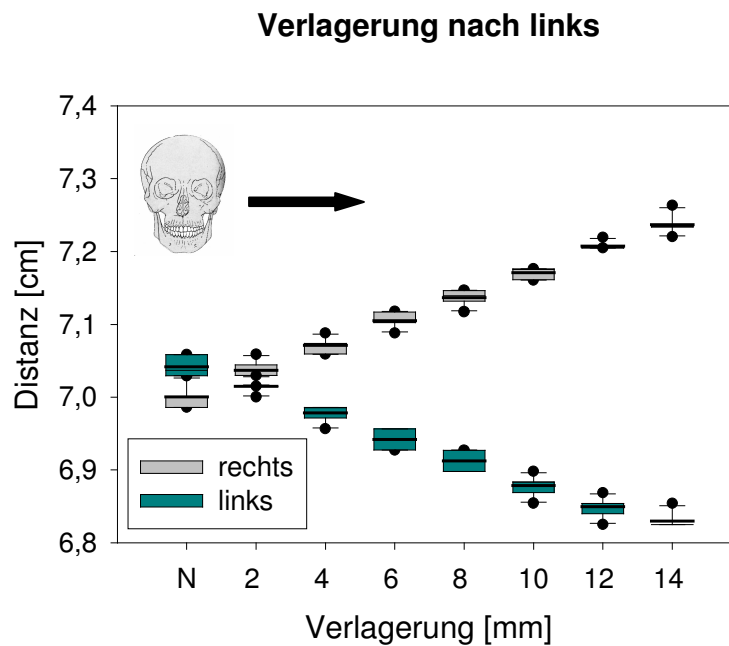


Abbildung 35: Graphische Darstellung der Mandibulahöhe bei der Verlagerung nach links

Ein anderes Bild zeigte sich wie oben dargestellt, bei einer asymmetrischen Verlagerung des Schädels zu einer Seite. Hier kam es bei 14 mm Verlagerung zu jeweils 3 % Verlängerung bzw. Verkürzung der gemessenen Distanzen. Es ist zu einer Verkürzung des linken und einer Verlängerung des rechten Ramus ascendens gekommen. Die Veränderungen waren links und rechts gleichmäßig.

Die Lateralverlagerung hatte einen signifikanten Einfluss auf die Mandibulahöhe (Friedman-Test, $p \leq 0,001$), schon ab der geringsten Verschiebung (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$). Bei der maximalen Verlagerung lag zwischen den beiden Seiten ein Längenunterschied von 4,5 mm vor.

4.2.1.4 Kippung des Schädels nach kaudal, Mandibulahöhe

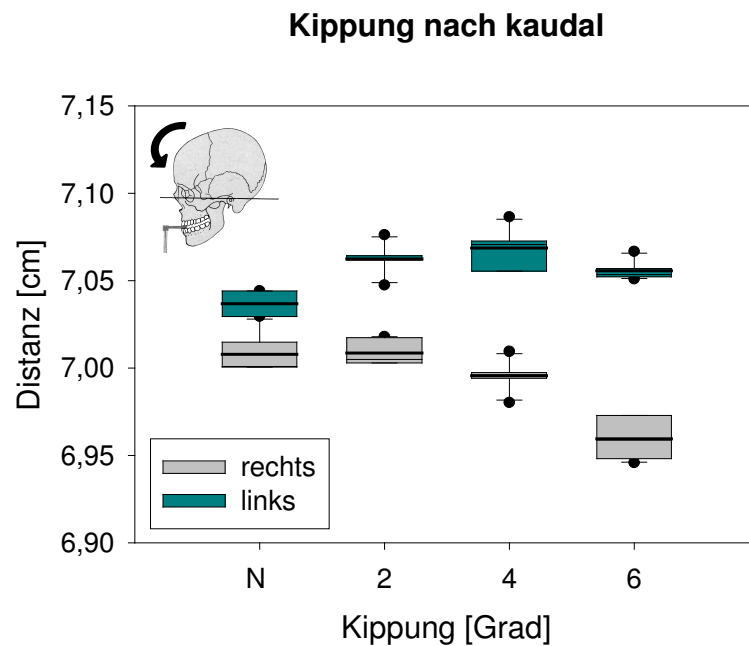


Abbildung 36: Graphische Darstellung der Mandibulahöhe bei einer Kippung nach kaudal

Der Effekt der Kopfneigung nach kaudal war, wie oben dargestellt, wiederum von geringer Bedeutung, dennoch konnten hier signifikante Unterschiede gefunden werden (Friedman-Test, $p \leq 0,001$). Bei einer Kippung von 6 Grad trat jedoch zwischen den beiden Seiten ein Längenunterschied von nur einem Millimeter auf, so dass diese signifikanten Unterschiede als klinisch irrelevant bezeichnet werden könnten. Die rechte Seite wies erst bei einer Kippung von 6 Grad einen signifikanten Unterschied zum Ausgangswert auf ($p < 0,05$).

4.2.1.5 Kippung des Schädels nach kranial, Mandibulahöhe

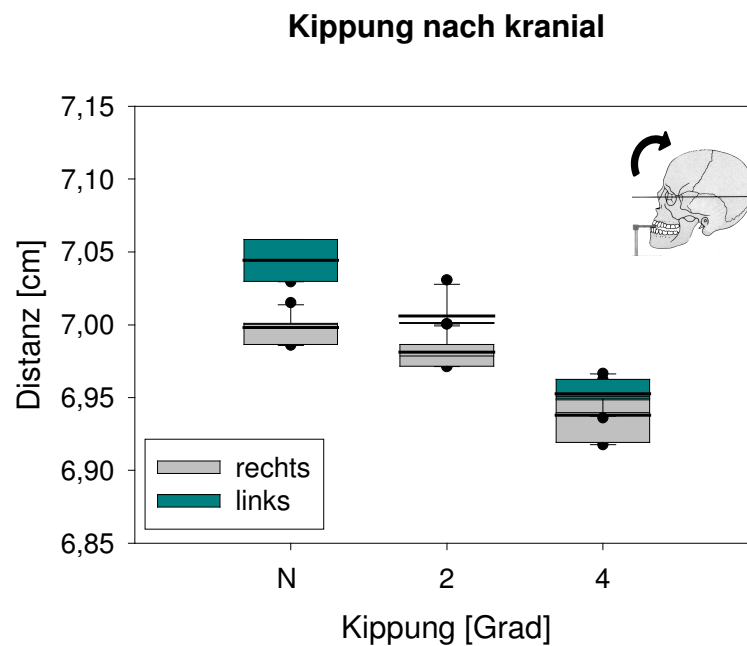


Abbildung 37: Graphische Darstellung der Mandibulahöhe bei einer Kippung nach kranial

Links betrug der Längenunterschied zwischen der Normposition und der Kippung des Schädels um 4 Grad nach kranial 1 mm. Rechts war der Längenunterschied mit 0,5 mm sogar um die Hälfte geringer.

Es kam zu einer signifikanten Verkürzung der gemessenen Distanzen auf beiden Seiten (Friedman-Test, $p \leq 0,001$), schon ab der geringsten Kippung (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$). Aber auch hier war die Veränderung von untergeordneter Bedeutung, zumal diese symmetrisch auftraten.

4.2.1.6 Rotation des Schädels nach links, Mandibulahöhe

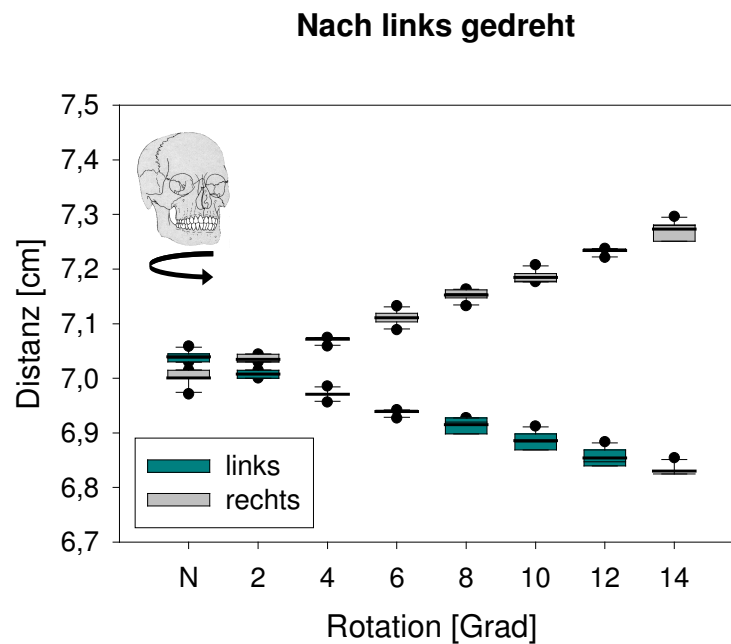


Abbildung 38: Graphische Darstellung der Mandibulahöhe bei einer Rotation nach links

Bei der Rotation des Schädels um die kranio-kaudale Achse um 14 Grad nach links wurden die Distanzen zwischen den Markierungen um ca. 2,5 mm vergrößert bzw. verkleinert. Dies entsprach einer Veränderung von etwa je 3,5 %.

Die statistische Auswertung zeigte einen signifikanten Unterschied innerhalb der untersuchten Gruppen (Friedman-Test, $p \leq 0,001$). Im paarweisen Vergleich konnte bereits bei einer Rotation von 2 Grad ein signifikanter Unterschied festgestellt werden (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$).

4.2.1.7 Kippung des Schädels nach rechts, Mandibulahöhe

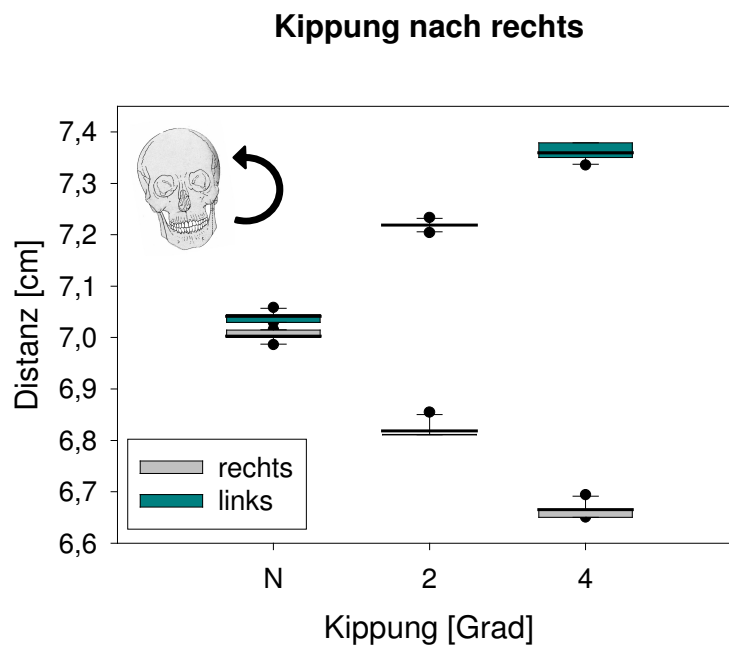


Abbildung 39: Graphische Darstellung der Mandibulahöhe bei einer Kippung nach rechts

Bei der Neigung des Schädels nach lateral kam es bereits bei geringeren Fehlpositionierungen zu größeren Verzerrungen. Eine Kippung von 2 Grad führte beim Vergleich der rechten und linken Seite zu einer Differenz von 4 mm. Bei einer Kippung von 4 Grad kam eine Differenz von 6,9 mm zustande.

Die statistische Auswertung zeigt einen signifikanten Unterschied innerhalb der untersuchten Gruppen (Friedman-Test, $p \leq 0,001$), schon ab der geringsten Kippung (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$).

4.2.1.8 Kombinierte Fehleinstellungen des Schädels, Mandibulahöhe

Eine Kombination geringerer unbeabsichtigter Fehlpositionierungen des Patienten ist in der Praxis eher wahrscheinlich als einzelne extreme Fehleinstellungen. Aus diesem Grund wurden Fehlpositionierungen von geringem Ausmaß miteinander kombiniert.

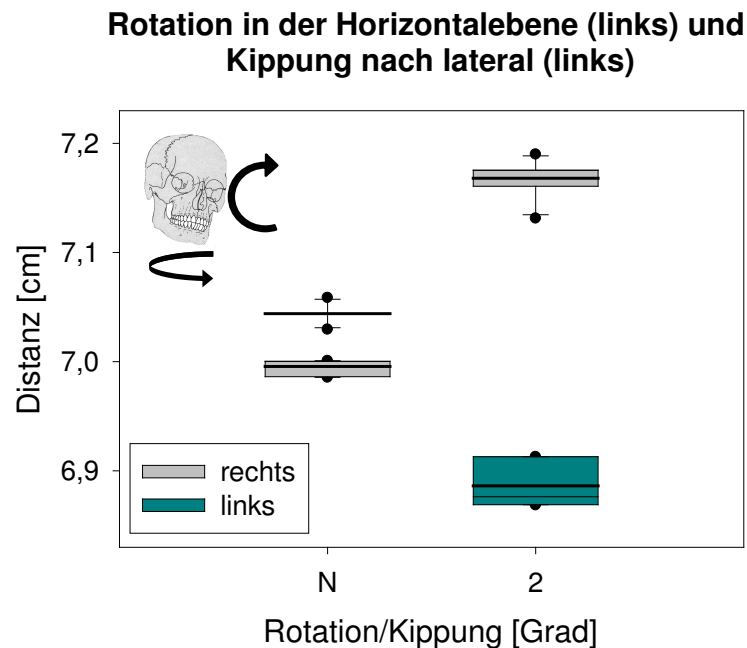


Abbildung 40: Graphische Darstellung der Mandibulahöhe bei einer Rotation und Kippung nach links

Auf der oberen graphischen Darstellung sind die Einstellungen mit den größten Abweichungen von der Normposition miteinander kombiniert dargestellt. Hierbei wurde der Schädel um je 2 Grad um die kranio-kaudale Achse und um die dorso-ventrale Achse zur ipsilateralen Seite rotiert. Die Asymmetrie betrug bei der Betrachtung der beiden Seiten 3,9 %.

Diese kombinierte Fehlpositionierung des Schädels führte zu einer Verkürzung der linken (t-Test für verbundene Stichproben, $p \leq 0,001$) und Verlängerung der rechten Mandibulahöhe (t-Test für verbundene Stichproben, $p = 0,031$).

4.2.2 Ermittlung des Asymmetrie-Index

4.2.2.1 Asymmetrie-Index, Methode nach Kjellberg et al.(59)

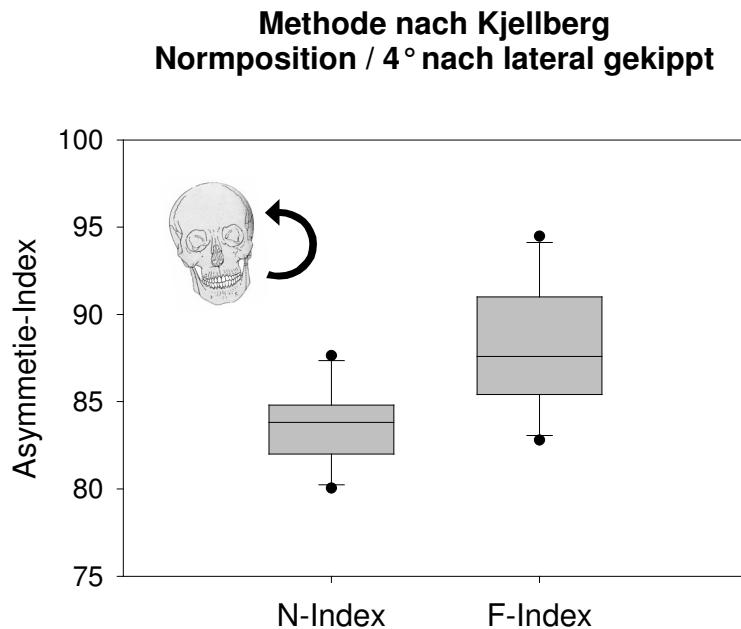


Abbildung 41: Graphische Darstellung der Methode nach Kjellberg et al. (59)

Auf dem oberen Bild werden die Ergebnisse für den Asymmetrie-Index nach *Kjellberg et al.* präsentiert (59). Hierbei wurde der Asymmetrie-Index für die Normposition mit dem Index in der Fehlpositionierung „4 Grad Lateralkippung“ verglichen. Es zeigte sich, dass der Asymmetrie-Index gegenüber der projektionsbedingten Verzerrung empfindlich war. In der Normposition betrug der Index durchschnittlich 83,7 % (sd = 2,6).

Nach der Fehlpositionierung verringerte sich die Asymmetrie, so dass der Index nur noch 88,1 % (sd = 4,1) betrug. Zwischen den beiden Stichproben konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden (t-Test für verbundene Stichproben, $p = 0,036$).

4.2.2.2 Asymmetrie-Index, Methode nach Habets et al. (40)

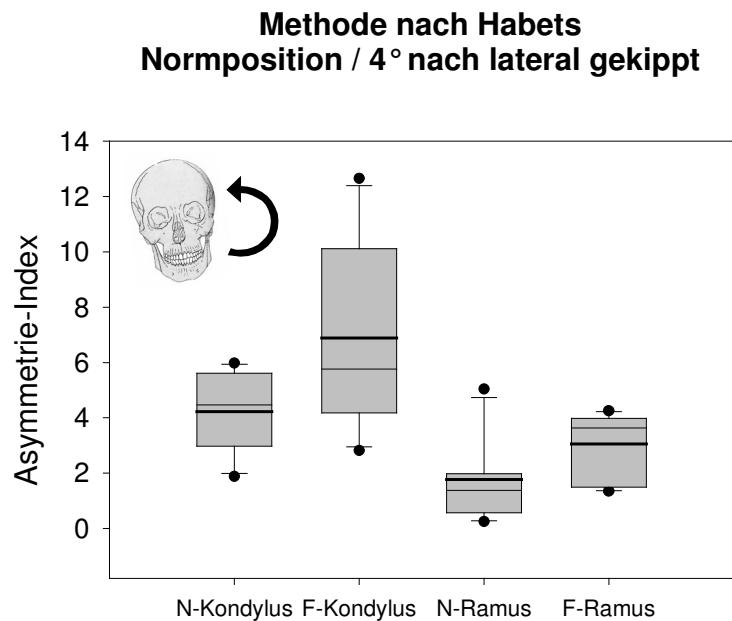


Abbildung 42: Graphische Darstellung der Methode nach Habets et al. (40)

Auf dem oberen Bild werden die Ergebnisse für den Asymmetrie-Index nach *Habets et al.* präsentiert (40). Hierbei wurde der Asymmetrie-Index für die Normposition mit dem Index in der Fehlstellung „4 Grad Lateralkippung“ verglichen. In der Normposition konnte für den Kondylus ein mittlerer Index von 4,2 % (sd = 1,7) und für den Ramus 1,8 % (sd = 1,7) festgestellt werden. Nach der Fehlpositionierung betrug der Asymmetrie-Index im Bereich des Kondylus 6,9 % (sd = 3,8) und im Bereich des Ramus 3,1 % (sd = 1,3). Der Vergleich der Indizes zeigte als verbundene Stichproben in Norm- und in Fehlposition weder für den Kondylus (t-Test für verbundene Stichproben, $p = 0,094$) noch für den Ramus (t-Test für verbundene Stichproben, $p = 0,122$) einen signifikanten Unterschied.

4.2.2.3 Eigene Methode

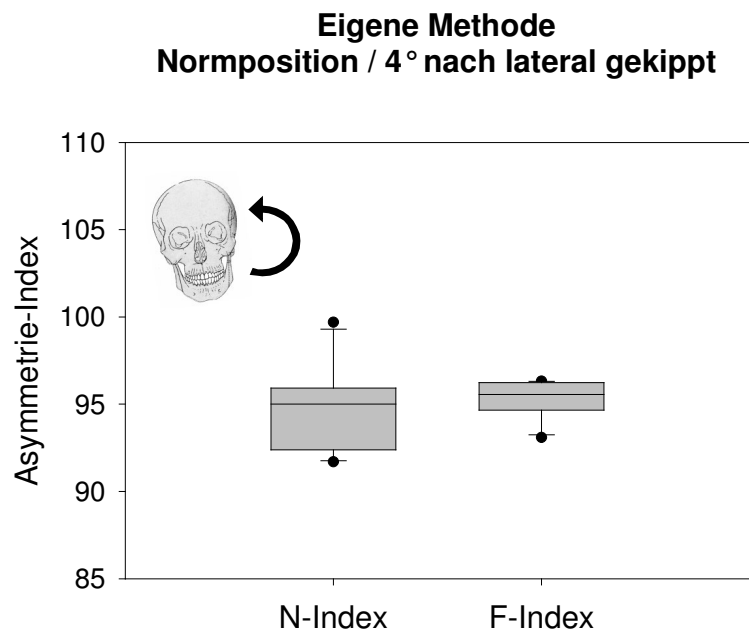


Abbildung 43: Vergleich der Mandibulahöhe bei Normposition und Lateralkippung nach der eigenen Methode

Wird die eigene Methode für die Berechnung eines Asymmetrie-Indexes verwendet, so fällt auf, dass die Fehlpositionierung einen geringen Einfluss auf den erhobene Index hatte. Der Asymmetrie-Index betrug in der Normposition durchschnittlich 94,9 % (sd = 2,9) und in der Fehlposition 95,2 % (sd = 1,2). Zwischen den Asymmetrie-Indizes der Norm- und Fehlpositionierung konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden (t-Test für verbundene Stichproben, $p = 0,844$).

4.2.3 Ermittlung des Interokkluslabstandes im Molaren- und Prämolarenbereich

4.2.3.1 Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach anterior, Molaren

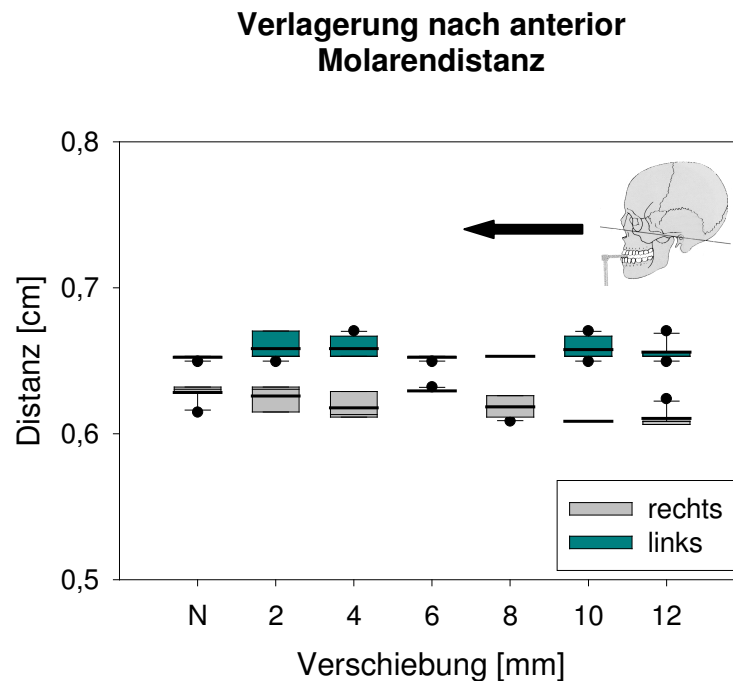


Abbildung 44a: Graphische Darstellung der Molarenabstände bei Verlagerung nach anterior

Die rechte und linke Molarendistanz wiesen auch bei höheren Schweregraden an Fehlpositionierung kaum Veränderungen auf. Bei einer Verlagerung nach anterior von 12 mm lag die Variation der Abstände im Zehntel-Millimeter-Bereich.

Die einfache Varianzanalyse zeigte für die rechte Seite keinen signifikanten Unterschied (Friedman-Test, $p = 0,256$). Auf der linken Seite war erst ab einer Fehlpositionierung von 10 mm ein signifikanter Unterschied zu erkennen (Friedman-Test, $p \leq 0,001$; multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$). Diese ist jedoch klinisch von untergeordneter Bedeutung, da dieser Unterschied im Hundertstel-Millimeter-Bereich lag.

4.2.3.2 Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach anterior, Prämolaren

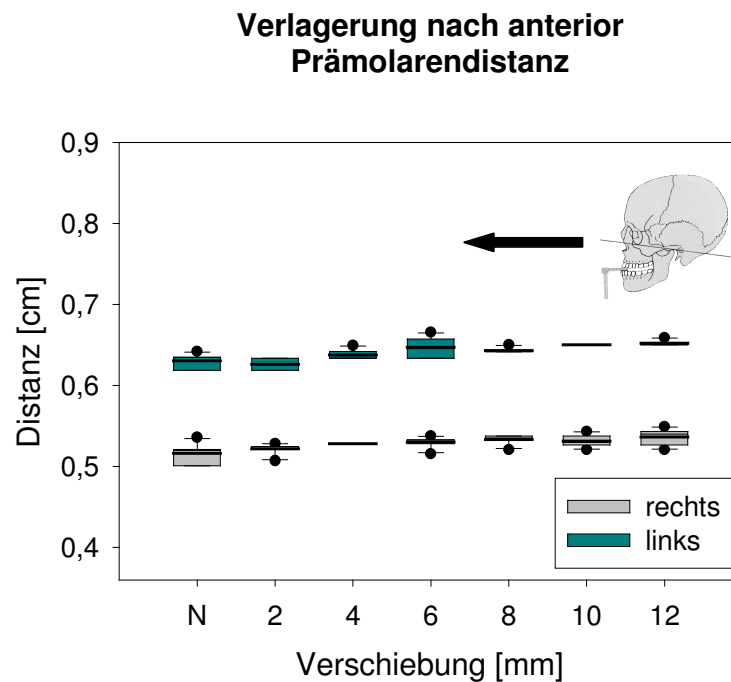


Abbildung 44b: Graphische Darstellung der Prämolarenabstände bei Verlagerung nach anterior

Die rechte und linke Prämolarendistanz wiesen bei der Verlagerung nach anterior ebenfalls kaum eine Änderung auf. Die leichte Zunahme der Distanzen links und rechts trat symmetrisch auf.

Die statistische Auswertung weist zwar für die rechte Seite ab 4 mm (Friedman-Test, $p \leq 0,001$; multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$) und für die linke Seite schon ab 2 mm (Friedman-Test, $p \leq 0,001$; multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$) einen signifikanten Unterschied auf. Diese Unterschiede sind klinisch nicht relevant, da es sich nur um wenige Zehntel Millimeter Differenz handelt.

4.2.3.3 Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach posterior, Molaren

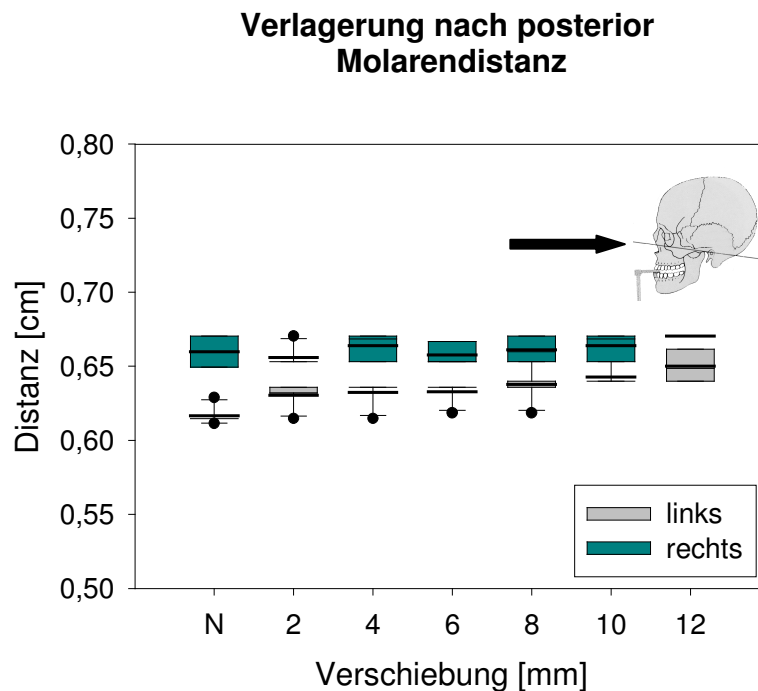


Abbildung 45a: Graphische Darstellung der Molarenabstände bei Verschiebung nach posterior

Der Molarenabstand änderte sich bei einer Verschiebung nach posterior beidseitig links und rechts nicht nennenswert.

Die statistische Auswertung zeigte, dass für den Molarenabstand der rechten Seite ein signifikanter Unterschied (Friedman-Test, $p \leq 0,001$) erst ab einer Fehlpositionierung von 6 mm auftrat (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$).

Für den linken Molarenabstand konnte ein signifikanter Unterschied (Friedman-Test, $p = 0,044$) schon ab einer Fehlpositionierung von 2 mm festgestellt werden (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$).

4.2.3.4 Verschiebung des Schädels in der Sagittalebene nach posterior, Prämolaren

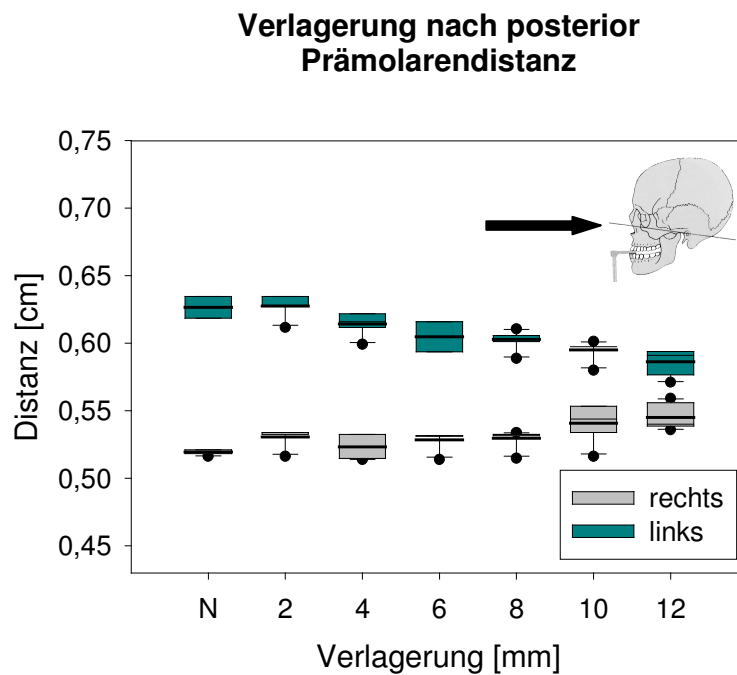


Abbildung 45b: Graphische Darstellung der Prämolarenabstände bei Verschiebung nach posterior

Bei der maximalen Fehlpositionierung nach posterior nahm der Prämolarenabstand rechts um 0,5 mm zu, während dieser links um 0,5 mm abnahm. Die Unterschiede waren beidseits signifikant (Friedman-Test, $p \leq 0,001$).

Die statistische Analyse zeigte, dass der rechte Prämolarenabstand bei einer Verschiebung von bis zu 8 mm keinen signifikanten Unterschied zur Normposition aufwies. Erst ab einer Verschiebung von 10 mm trat ein signifikanter Unterschied auf (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$).

Für die linke Seite war ebenfalls ein signifikanter Unterschied ab einer Verschiebung von 8 mm nach posterior zu verzeichnen (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$).

4.2.3.5 Verlagerung des Schädels nach links, Molaren

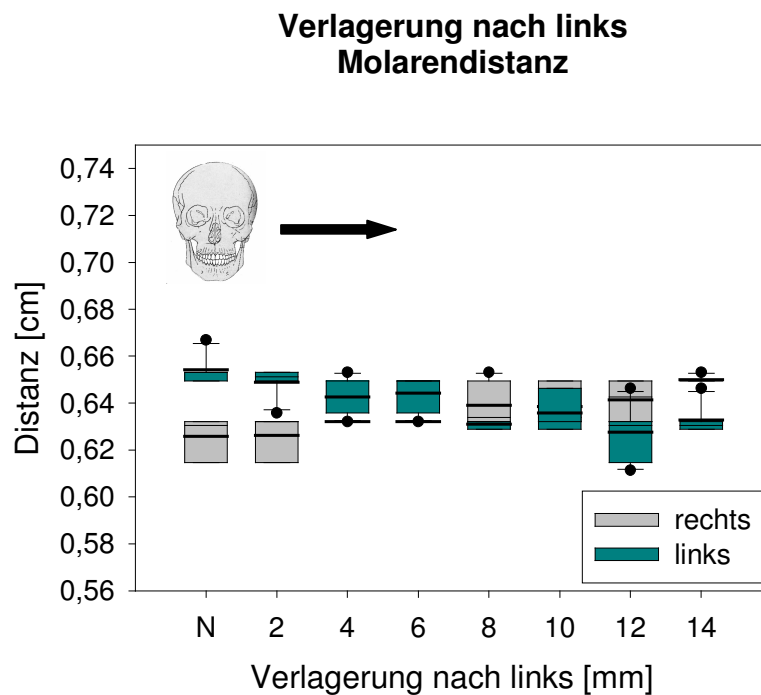


Abbildung 46a: Graphische Darstellung der Molarenabstände bei der Verlagerung nach links

Bei einer Verschiebung entlang der Transversalebene um 14 mm nach links nahm der Abstand der Molaren rechts bis 0,2 mm zu und links bis 0,2 mm ab.

Die statistische Auswertung zeigte, dass eine Verschiebung bis zu 6 mm keinen Einfluss auf die Molarendistanz hatte. Erst bei einer Verschiebung ab 8 mm konnten beidseitig signifikante Unterschiede festgestellt werden (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$).

4.2.3.6 Verlagerung des Schädels nach links, Prämolaren

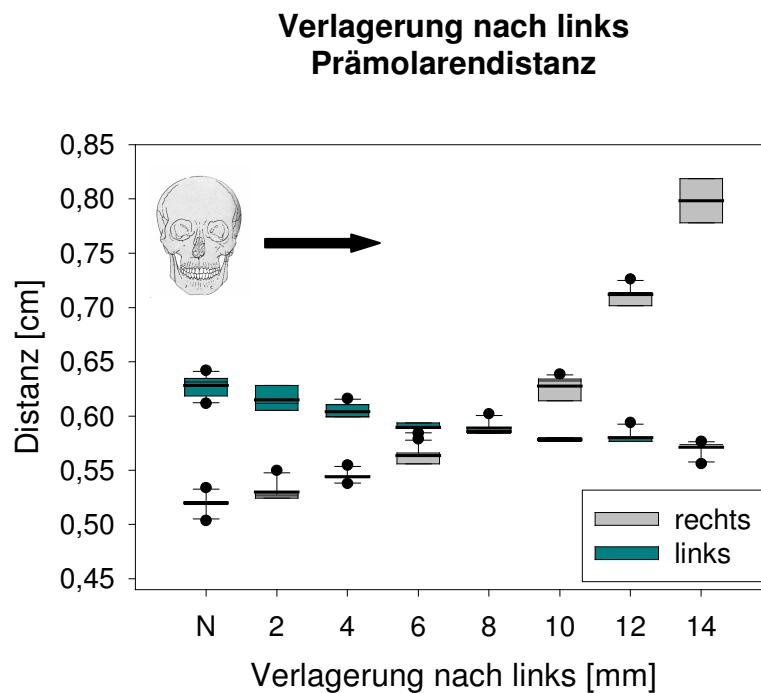


Abbildung 46b: Graphische Darstellung der Prämolarenabstände bei der Verlagerung nach links

Im Bereich der Prämolaren nahm die Distanz auf der rechten Seite in Relation zur Verlagerung des Schädels überproportional zu. Bis zu einer Fehlpositionierung von 10 mm vergrößerte sich die Distanz zunächst nur um 1 mm. Als die Fehlpositionierung von 10 auf 14 mm verstärkt wurde, erhöhte sich die Distanz um weitere 2,8 mm. Auf der linken Seite wurde dagegen eine lineare Veränderung beobachtet. Der Abstand nahm mit zunehmender Fehlpositionierung ab. Bei einer Verlagerung des Schädels um 14 mm nach links wurde die Distanz um 0,6 mm kleiner.

Die statistische Analyse zeigte, dass innerhalb der untersuchten Stichproben sowohl für den rechten als auch für den linken Prämolarenabstand ein signifikanter Unterschied (Friedman-Test, $p \leq 0,001$) schon ab einer Verlagerung um 4 mm vorlag (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$).

4.2.3.7 Kippung des Schädels nach kaudal, Molaren

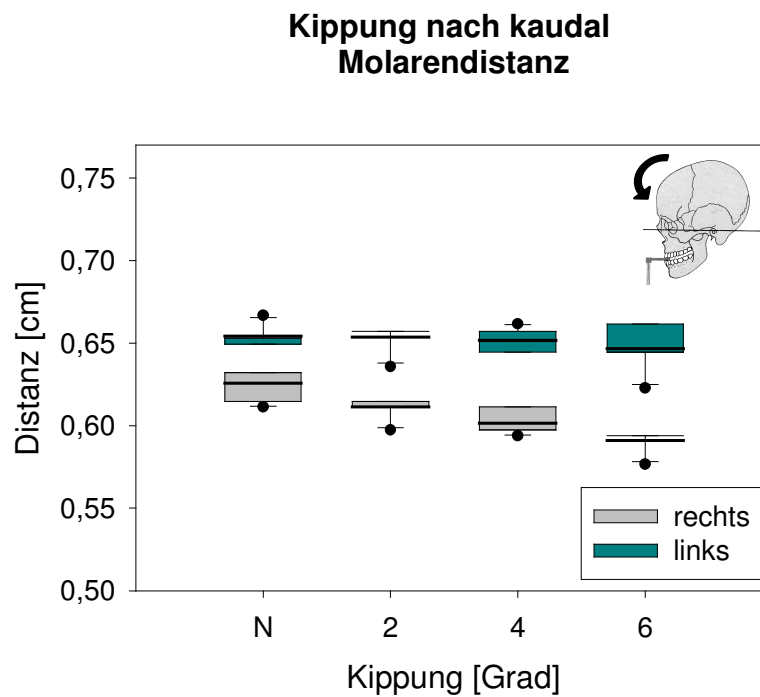


Abbildung 47a: Graphische Darstellung der Molarenabstände bei einer Kippung nach kaudal

Mit zunehmender Kippung des Schädels nach kaudal verkürzte sich die Distanz zwischen der Molaren auf der rechten Seite (Friedman-Test, $p \leq 0,001$). Bei einer Kippung von 6 Grad wurde die Distanz auf der rechten Seite jedoch lediglich um 0,35 mm verkleinert. Dagegen waren auf der linken Seite keine signifikanten Unterschiede für die Molarendistanzen feststellbar (Friedman-Test, $p = 0,459$).

4.2.3.8 Kippung des Schädels nach kaudal, Prämolaren

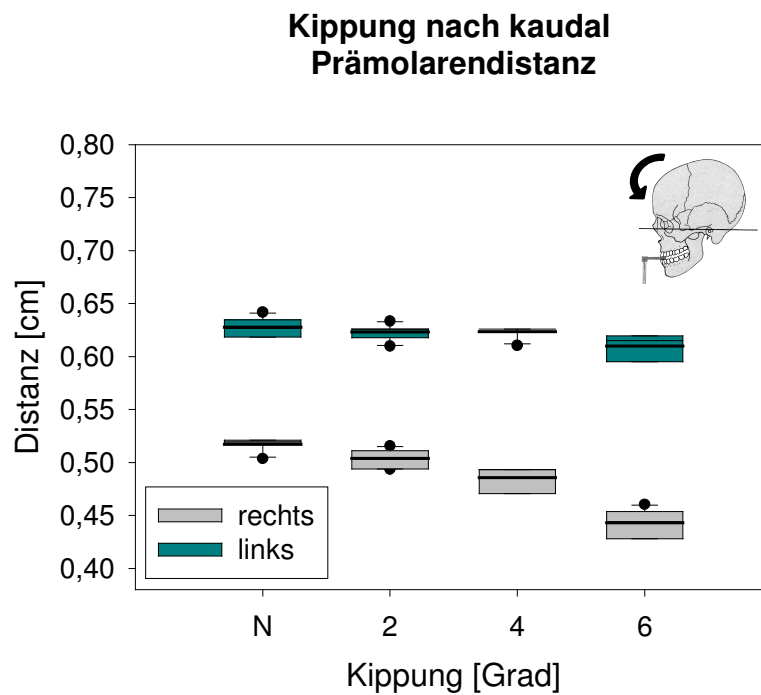


Abbildung 47b: Graphische Darstellung der Prämolarenabstände bei einer Kippung nach kaudal

Die graphische Darstellung zeigt einen fast unveränderten Wert für den linken Prämolarenabstand bei den variierenden Schweregraden der Kippung nach kaudal. Dagegen nahm auf der rechten Seite der Abstand mit steigendem Grad der Kippung ab (Friedman-Test, $p = 0,030$). Bei einer Kippung um 6 Grad war die Distanz im Durchschnitt um 0,7 mm kürzer (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$).

4.2.3.9 Kippung des Schädels nach kranial, Molaren

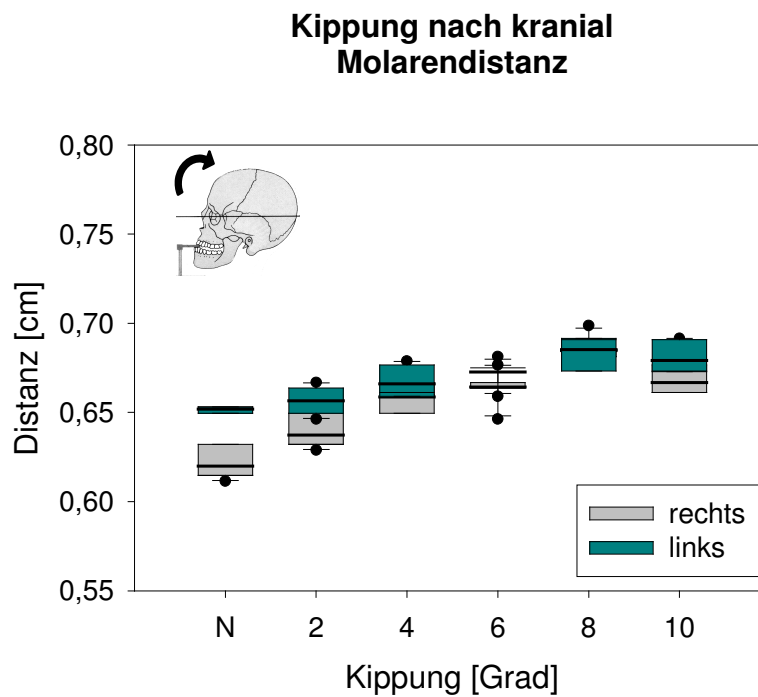


Abbildung 48a: Graphische Darstellung der Molarenabstände bei einer Kippung nach kranial

Wie auf der graphischen Darstellung ersichtlich, nahm der Molarenabstand beidseitig gleichmäßig in geringem Maße zu. Es war kaum ein Unterschied zwischen der linken und rechten Seite zu erkennen.

Auch wenn hier innerhalb der untersuchten Gruppen signifikante Unterschiede festgestellt wurden (Friedman-Test, $p \leq 0,001$), waren diese ohne klinische Relevanz.

4.2.3.10 Kippung des Schädels nach kranial, Prämolaren

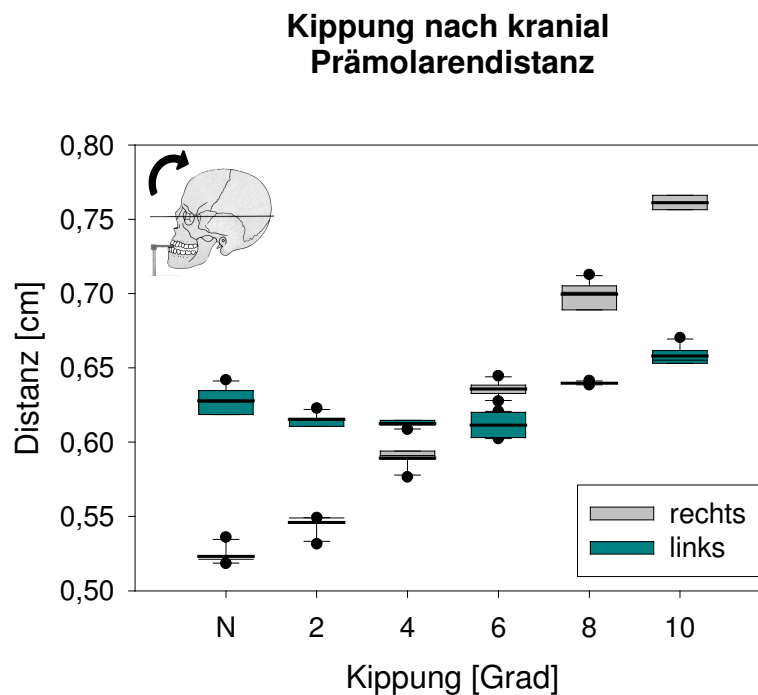


Abbildung 48b: Graphische Darstellung der Prämolarenabstände bei einer Kippung nach kranial

Die statistische Auswertung des Prämolarenabstandes zeigt für beide Seiten einen signifikanten Unterschied zur Normposition (Friedman-Test, $p \leq 0,001$).

Wie auf der graphischen Darstellung zu sehen, nimmt der Abstand linksseitig zunächst bis 4 Grad um 0,15 mm ab, um dann ab 6 Grad wieder anzusteigen. Bei einer Kippung um 10 Grad bewegt sich der Abstand zur Normposition in einem Bereich um 0,3 mm (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$).

Rechtsseitig nimmt dagegen der Abstand von der Normposition bis zu einer Fehlpositionierung von 10 Grad bis zu einem Unterschied von 2,5 mm stetig zu (multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$).

4.2.3.11 Rotation des Schädels nach links, Molaren

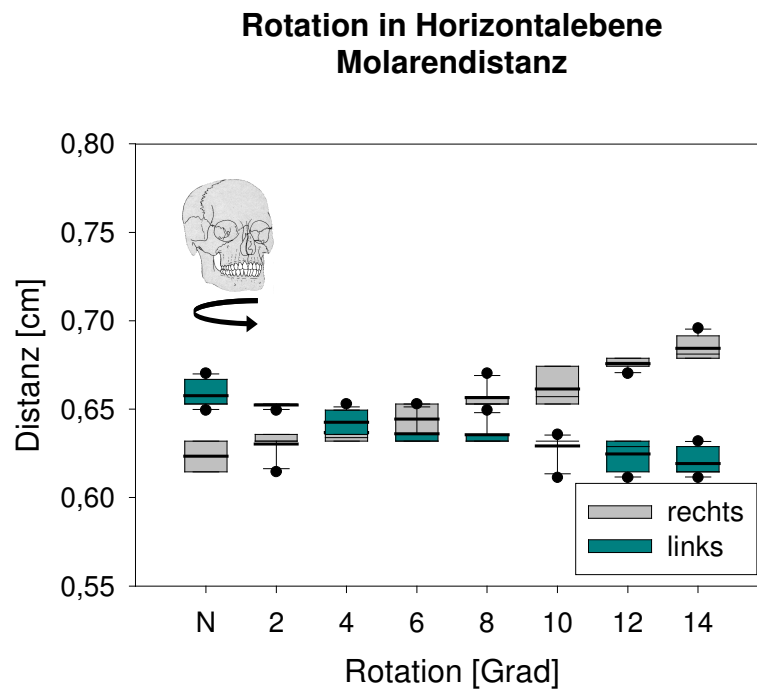


Abbildung 49a: Graphische Darstellung der Molarenabstände bei einer Rotation nach links

Mit zunehmender Fehlpositionierung wurde eine gleichmäßige Zunahme der Molarendistanz auf der rechten Seite festgestellt (Friedman-Test, $p \leq 0,001$). Auf der linken Seite nahmen dagegen die Distanzen ab (Friedman-Test, $p \leq 0,001$). Die Unterschiede waren jedoch von untergeordneter Bedeutung, da links nur ein Unterschied von 0,4 mm und rechts von 0,6 mm bei der größten Fehlpositionierung auftrat.

4.2.3.12 Rotation des Schädels nach links, Prämolaren

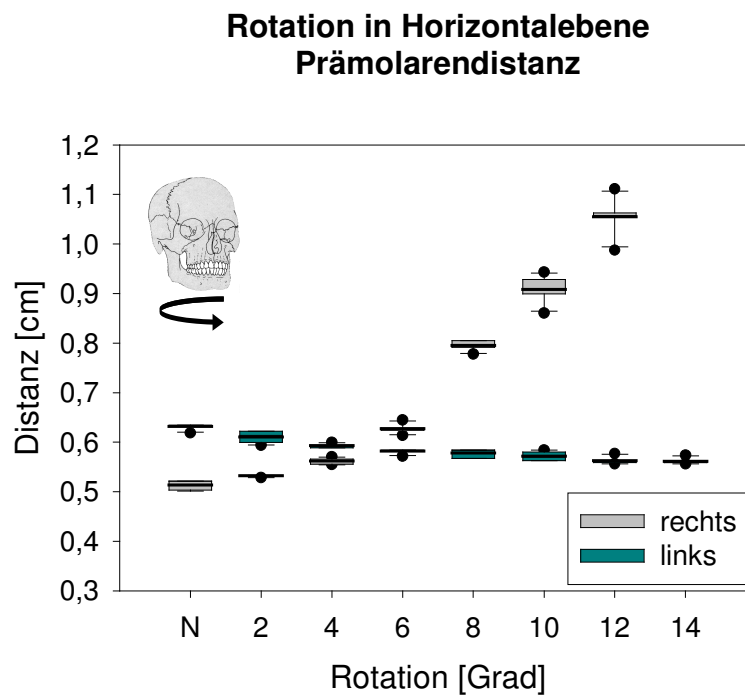


Abbildung 49b: Graphische Darstellung der Prämolarenabstände bei einer Rotation nach links

Der Abstand der rechten Seite nahm mit zunehmender Fehlpositionierung überproportional stark zu. Bis zu einer Fehleinstellung von 6 Grad vergrößerte sich die Distanz zunächst nur um 1 mm. Danach stieg die Distanz bis zur maximalen Fehleinstellung um weitere 5,5 mm an. Der Prämolarenabstand der linken Seite nahm bis 8 Grad leicht ab auf einen Wert von 0,54 mm und bleibt dann bis 14 Grad fast unverändert.

Die statistische Auswertung zeigt für beide Seiten bereits bei den kleineren Fehlpositionierungen einen signifikanten Unterschied (Friedman-Test, $p \leq 0,001$, multiple Paarvergleiche nach Dunnett, $p < 0,05$), auch wenn der Abstand der Prämolaren links bei einer Fehleinstellung von 14 Grad sich nur um 0,7 mm verändert.

4.2.3.13 Kippung des Schädels nach rechts, Molaren

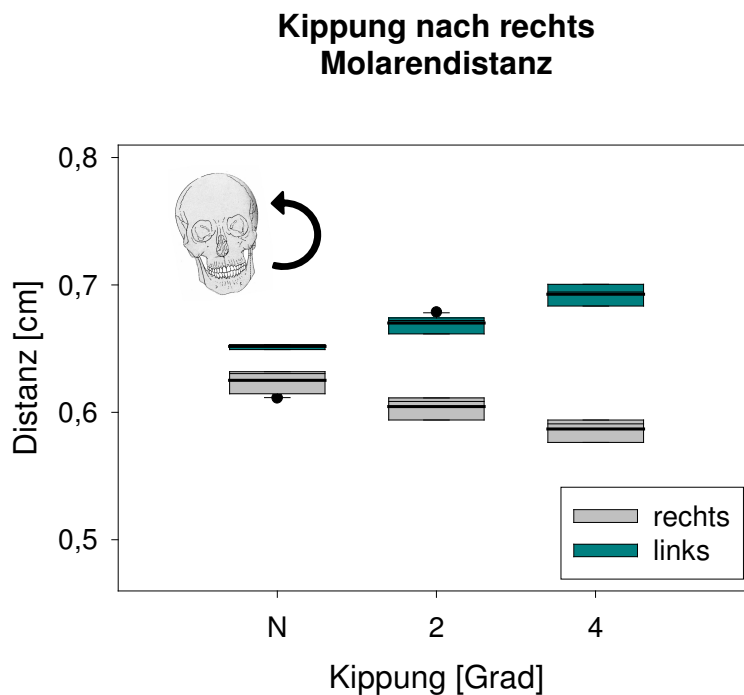


Abbildung 50a: Graphische Darstellung der Molarenabstände bei einer Kippung nach rechts

Die graphische Darstellung zeigt einen gleichmäßig abnehmenden Molarenabstand auf der rechten und einen stetig zunehmenden Molarenabstand auf der linken Seite. Bei einer Kippung des Schädels um 4 Grad nach rechts vergrößerte sich der Abstand links um 0,38 mm. Auf der rechten Seite hingegen verkleinerte sich der Abstand um 0,41 mm.

Die statistische Auswertung zeigte sowohl für die rechte als auch für die linke Seite einen signifikanten Unterschied (Friedman-Test, $p \leq 0,001$). Diese ist klinisch jedoch nicht relevant, da bei einer Fehlpositionierung von 4 Grad ein Unterschied zwischen den Molarenabständen links und rechts von nur 0,79 mm auftrat.

4.2.3.14 Kippung des Schädels nach rechts, Prämolaren

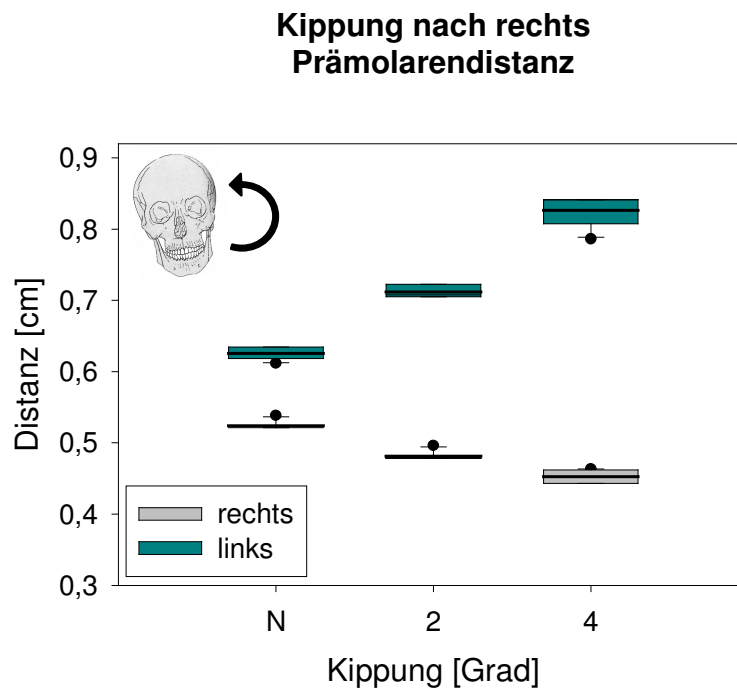


Abbildung 50b: Graphische Darstellung der Prämolarenabstände bei einer Kippung nach rechts

Bei der Betrachtung des Prämolarenabstandes fällt ebenfalls eine gegenläufige Entwicklung auf. Auch hier nimmt der Prämolarenabstand rechts gleichmäßig ab und links gleichmäßig, jedoch in größeren Schritten, zu. Bei einer Kippung von 4 Grad verändert sich der Prämolarenabstand rechts um 0,69 mm und links um 2 mm.

Die statistische Auswertung zeigt einen signifikanten Unterschied auf beiden Seiten (Friedman-Test, $p \leq 0,001$).

4.2.3.15 Kombinierte Fehleinstellungen des Schädels, Rotation und Kippung lateral, Molaren

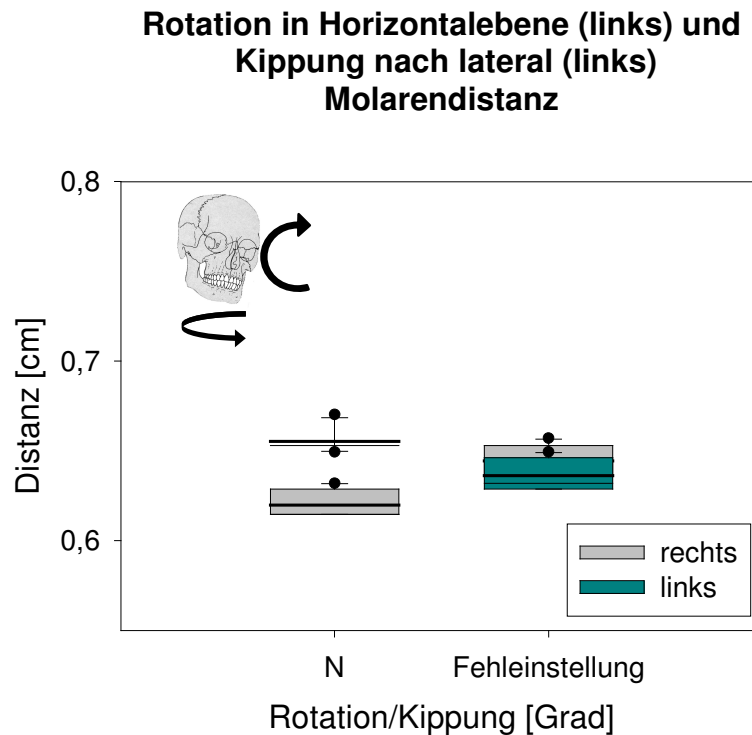


Abbildung 51a: Graphische Darstellung der Molarenabstände bei der Rotation und Kippung nach links

Weder der Molarenabstand auf der linken noch auf der rechten Seite weisen graphisch eine nennenswerte Änderung auf. Die statistische Auswertung zeigte jedoch für rechts (t-Test für verbundene Stichproben, $p = 0,031$) und links (t-Test für verbundene Stichproben, $p = 0,018$) einen signifikanten Unterschied.

Der Abstand der Molaren nahm links um 0,19 mm ab und rechts um 0,29 mm zu.

4.2.3.16 Kombinierte Fehleinstellungen des Schädels, Rotation und Kippung lateral, Prämolaren

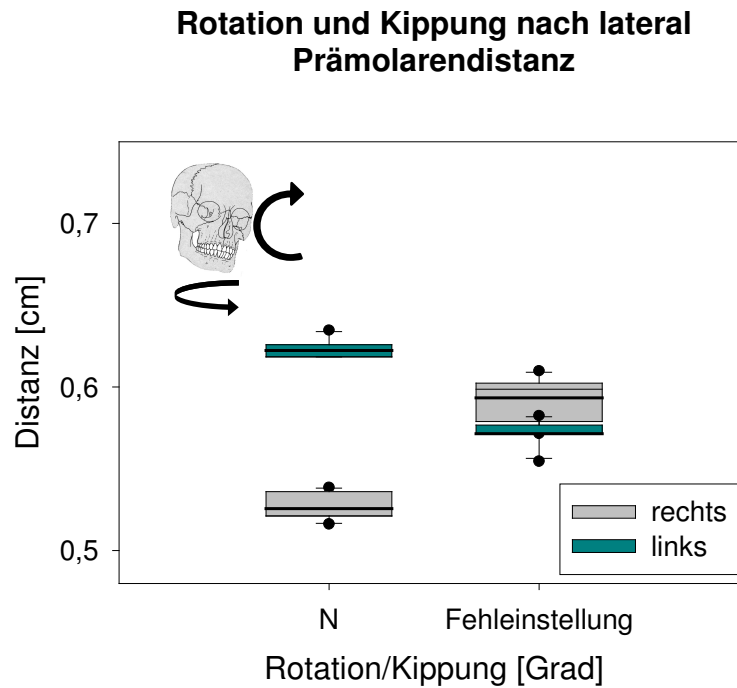


Abbildung 51b: Graphische Darstellung der Prämolarenabstände bei der Rotation und Kippung nach links

Rechtsseitig nahm der Abstand der Prämolaren bei einer gleichzeitigen Rotation und Kippung nach lateral um 0,51 mm zu. Linksseitig wurde dagegen der Abstand um fast den gleichen Betrag (0,67 mm) kleiner.

Die statistische Auswertung zeigte sowohl für die linke als auch für die rechte Seite einen signifikanten Unterschied (t-Test für verbundene Stichproben, $p \leq 0,001$). Auch in diesem Fall war der Unterschied klinisch nicht relevant.

4.2.3.17 Kombinierte Fehleinstellung des Schädels, Rotation und Verlagerung lateral, Molaren

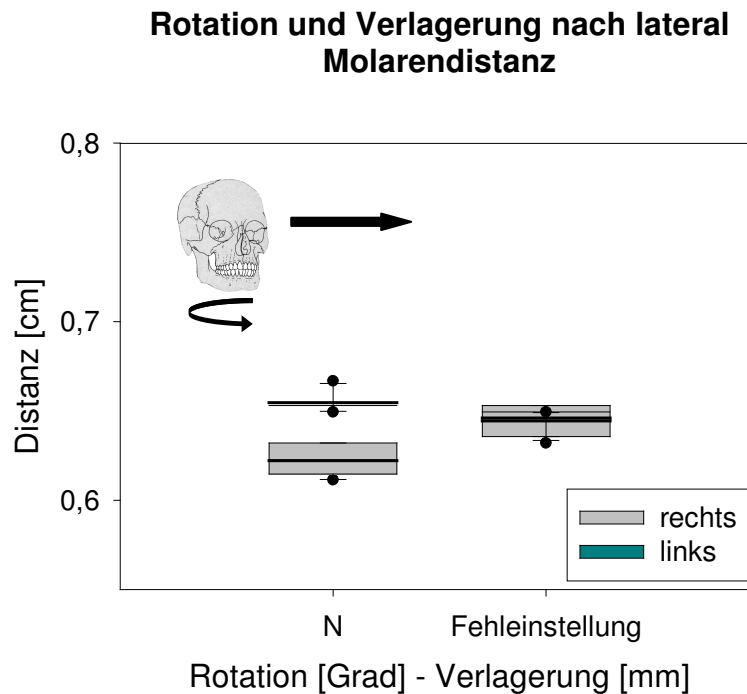


Abbildung 52a: Graphische Darstellung der Molarenabstände bei einer Rotation und Verlagerung nach links

Auf der graphischen Darstellung sind sowohl rechts als auch links kaum Änderungen zwischen den Abständen der Molaren zur Normposition zu verzeichnen.

Linksseitig beläuft sich die Abstandsänderung auf 0,07 mm und rechtsseitig auf 0,24 mm. Auf der Panoramaschichtaufnahme konnte kaum eine visuelle Änderung verzeichnet werden, dennoch war ein signifikanter Unterschied sowohl für rechts (t-Test für verbundene Stichproben, $p = 0,014$) als auch für links (t-Test für verbundene Stichproben, $p = 0,031$) vorhanden.

4.2.3.18 Kombinierte Fehleinstellung des Schädels, Rotation und Verlagerung lateral, Prämolaren

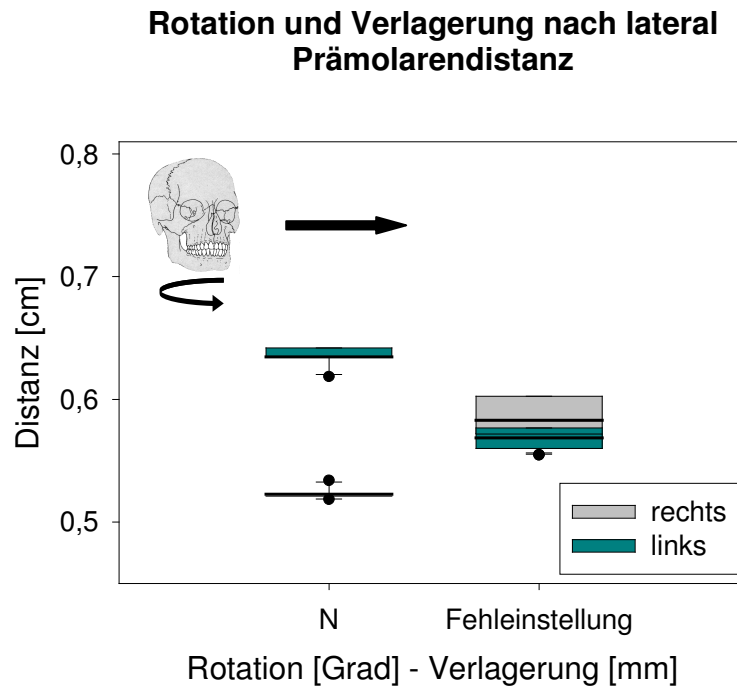


Abbildung 52b: Graphische Darstellung der Prämolarenabstände bei einer Rotation und Verlagerung nach links

Graphisch dargestellt, nimmt rechtsseitig die Distanz zwischen den Prämolaren um 0,6 mm zu und linksseitig um den gleichen Betrag ab.

Obwohl klinisch kein relevanter Unterschied zwischen der kombinierten Fehlpositionierung und der Normposition vorhanden ist, besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Positionen (t-Test für verbundene Stichproben, $p \leq 0,001$).

5. Diskussion

5.1 Vermessung anatomischer Strukturen auf Panoramaschichtaufnahmen

Panoramaschichtaufnahmen sind in der Zahnmedizin heute die grundlegende Röntgen-diagnostik, um eine umfassende Übersicht über den dentomaxillofazialen Komplex zu erhalten (111). Aus der Literatur sind verschiedene Arbeiten bekannt, die sich mit der Entwicklung möglicher Messvorschriften beschäftigen, um bei der Vermessung knöcherner Strukturen auf Panoramaschichtaufnahmen sowohl von den für die Projektionstechnik charakteristischen Verzerrungs- und Vergrößerungseffekten als auch von der individuellen Kieferform und -größe der Patienten unabhängig zu sein. Empfohlen wird beispielsweise, Alveolarkammmessungen als eine Verhältniszahl und nicht als absolute Werte anzugeben (94, 133). So werden zum Vergleich des Knochenangebotes beider Unterkieferhälften neben linearen Vermessungen Indizes angegeben (132).

Habets et al. stellten 1988 erstmalig eine Methode vor, Asymmetrien im Bereich der aufsteigenden Äste des Unterkiefers in einer Panoramaschichtaufnahme zu ermitteln (39). Hierbei wurde die Höhe der rechten und linken aufsteigenden Äste miteinander ins Verhältnis gesetzt und als Asymmetrie-Index ausgedrückt. *Kjellberg et al.* (1994) gaben eine jeweils unilateral anzuwendende Methode an, um Fehler durch Vergrößerungseffekte zu vermeiden (59). In der aktuellen Literatur wird somit neben der Morphologie der Gelenkköpfe in der PSA, auch die Höhe der aufsteigenden Äste im Symmetrievergleich als diagnostisches Kriterium zur Beurteilung des funktionellen Status verwendet.

Schiff et al. (105) berichteten, dass die häufigsten Fehler in der Panoramaschichtaufnahme bei der Positionierung der Patienten entstehen. Eine solche Fehlpositionierung hat zur Folge, dass anatomische Strukturen, die nicht exakt in der zentralen Schichtmitte platziert sind, verzerrt dargestellt werden (122). In zahlreichen Studien (5, 54, 64, 76, 109, 124, 133, 135) wurde jedoch festgestellt, dass vertikale Messungen im Vergleich zu horizontalen in der Panoramaschichtaufnahme gegenüber Fehleinstellungen relativ unempfindlich sind. Die meisten dieser Untersuchungen wurden jedoch im Bereich der zahntragenden Abschnitte des Kiefers durchgeführt.

Nach *Kaplan und Assael* (56) werden Verzerrungen bei der Darstellung der Rami ascendentes und der Kiefergelenke in der Panoramaschichtaufnahme auf drei Phänomene zurückgeführt:

- Bei Erwachsenen liegen die Kondylen in der Regel außerhalb der auf die Zahnreihe optimierten Schichtebene und erscheinen deswegen unscharf,
- der Zentralstrahl verläuft nicht parallel zur Längsachse der Kondylen, was zu einer schrägen Abbildung von anteromedial führt, und
- das Kiefergelenk wird mit einem Vergrößerungsfaktor und variabler Projektion abgebildet.

Fehlbeurteilungen der Vertikaldimension sind daher aufgrund der Kopfhaltung im Gerät (Extension/Flexion, Lateralneigung, Rotation), durch Messfehler in der Aufnahme oder durch projektionsbedingte Diskrepanzen möglich.

Aus diesem Grund war das Ziel der vorliegenden Untersuchung zu überprüfen, in wie weit Fehlpositionierungen des Patienten im PSA-Gerät einen Einfluss auf die Genauigkeit von linearen Messungen im Bereich der aufsteigenden Äste des Unterkiefers haben. Weiterhin sollte die Wertigkeit des Interokklusalabstandes im Bereich der Molaren und Prämolaren in der PSA untersucht werden.

5.2 Methodik

5.2.1 Mazerierter Schädel

Für die Fragestellung dieser Arbeit eignete sich ein mazerierter Schädel aus folgenden Gründen:

- Der mazerierte Schädel unterliegt im Gegensatz zu den knöchernen Gesichtsstrukturen der Patienten keinen morphologischen Veränderungen.
- Die Positionierung des Schädels am Röntgengerät ist verglichen mit der Patientenpositionierung aufgrund der besseren Übersicht über die zur Einstellung benötigten knöchernen Strukturen leichter.

- Morphologische Varianzen zwischen den einzelnen Patienten bezüglich ihrer Kiefergröße und -form können ausgeschlossen werden.
- Aufgrund der Strahlenempfindlichkeit des mazerierten Schädels kann eine beliebige Zahl von Röntgenaufnahmen angefertigt werden.

5.2.2 Auswahl der verschiedenen Fehlpositionierungen

Die ausgewählten Fehlpositionierungen repräsentieren die im klinischen Routinebetrieb zu erwartenden Fehleinstellungen. Sie stimmen bezüglich der Richtung – mit Ausnahme der kombinierten Fehlpositionen – mit denen überein, die *McIver et al.* (76) in ihre metrischen Untersuchungen über die Breite von Zähnen im Unterkiefer und *Windisch* (133) in ihrer metrischen Analyse über die Verzerrung von Implantaten im Unter- und Oberkiefer einbezogen. Die Schweregrade der einzelnen Fehlpositionen wurden in den genannten Studien allerdings nicht in dem Maße wie in dieser Studie variiert.

Die untersuchten Fehlpositionierungen wurden aus Symmetriegründen exemplarisch nur einseitig eingestellt. Dass links und rechts mit gleichen Projektionseffekten gerechnet werden kann, zeigten *Larheim et al.* (66), die links- und rechtsseitige paarige anatomische Strukturen vermessen haben und keine Unterschiede in den Ergebnissen feststellten.

Da die Gefahr einer ungewollten geringfügigen Fehleinstellung des Patienten in der Regel viel größer ist als eine alleinige extreme Fehlpositionierung in einer Richtung, wurden in dieser Arbeit zusätzlich zu den oben beschriebenen Stellungen, kombinierte Fehlpositionierungen des Schädels vorgenommen. Dabei wurden jeweils zwei relativ geringfügige Fehleinstellungen miteinander kombiniert, um herauszufinden, inwieweit Summationseffekte entstehen.

5.2.3 Reproduzierbarkeit der Streckenausmessungen auf den Panoramaschichtaufnahmen

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sind insgesamt durch eine hohe Reproduzierbarkeit gekennzeichnet. Hierbei war es unerheblich, ob als Referenzpunkt die Metallmarker oder anatomische Strukturen gewählt wurden. Dieser Umstand spiegelte sich in der geringen Variation der Messdaten innerhalb der untersuchten Stichproben wieder.

Zum Vergleich der Indizes wurden in dieser Arbeit die anatomischen Referenzpunkte maugesteuert definiert. *Schulze et al.* (112) stellten für diese Messmethodik einen Fehler kleiner als 0,1 mm fest.

Die hohe Reproduzierbarkeit der Messungen war nicht nur auf die gute Identifizierbarkeit der den einzelnen Messstrecken zugrundeliegenden Referenzpunkte zurückzuführen. Auch die Tatsache, dass die Röntgenbilder von nur einem Betrachter ausgewertet und die Vermessung zum Teil computergestützt standardisiert vorgenommen wurde, trug zur hohen Reproduzierbarkeit bei. Es ist jedoch davon auszugehen, dass die in der Praxis durchgeführten Messungen einer größeren Streuung unterliegen. Die anatomische Variation der untersuchten Patienten, Fehler bei der Interpretation und der Vermessung von Röntgenbildern sowie die Inter- und Intraobserver-Variabilität der Messungen sind Faktoren, die die Reproduzierbarkeit des Verfahrens herabsetzen.

5.3 Beurteilung der visuellen Ergebnisse

Es wäre wünschenswert, mit Hilfe der visuellen Beurteilung zwischen den in der Idealposition und den in der Fehlposition erstellten Aufnahmen unterscheiden zu können. Der Vorteil dieses Vorgehens besteht darin, dass der Untersucher zügig und ohne größeren Aufwand die Qualität der PSA vor der eigentlichen Diagnosestellung überprüfen könnte.

Mit Hilfe der in dieser Arbeit erstellten Kriterien war es jedoch nicht möglich, alle Fehlpositionierungen zu identifizieren. Nur solche Fehleinstellungen, die einen unterschiedlichen Sensor-Objekt-Abstand für die beiden Unterkieferseiten zur Folge hatten, konnten mit Hilfe der visuellen Beurteilung diskriminiert werden. Das betraf Fehlpositionierungen des Schädels, die mit der Verschiebung in der transversalen Ebene, mit der Neigung um

die dorso-ventrale Achse und mit der Drehung um die kranio-kaudale Achse einhergingen. Allen diesen Fehleinstellungen war gemeinsam, dass die Mediansagittalebene des Schädels von der Mediansagittalebene der scharf abgebildeten Schicht in horizontaler Richtung entfernt wurde. Der Abstand der anatomischen Strukturen der einen Seite zum Film wurde demnach in unterschiedlichem Ausmaß verringert, der der gegenüberliegenden Seite vergrößert. Auf der Panoramaschichtaufnahme wirkte sich dies derart aus, dass die filmnahen anatomischen Strukturen in horizontaler und vertikaler Richtung verkleinert gegenüber denen der filmfernen Seite abgebildet wurden. Als Konsequenz wurde die Infraorbitalebene nicht mehr parallel zur Horizontalebene abgebildet. Ähnliche Resultate erzielten auch *Welander und Wickman* (130), *Tronje* (122) und *Hayakawa* (47), die die Projektion von Kugeln untersuchten, die außerhalb der scharf abgebildeten Schicht platziert wurden.

Die visuellen Beurteilungskriterien waren dagegen unauffällig, wenn die Verschiebungen des mazerierten Schädels in der Sagittalebene und die Kippungen um die transversale Achse erfolgten. Dies war darauf zurückzuführen, dass bei den genannten Fehlpositionierungen die Mediansagittalebene des Schädels mit der Mediansagittalebene der scharf abgebildeten Schicht übereinstimmte. Der Abstand der anatomischen Strukturen zum Film änderte sich zwar mit zunehmender Fehlpositionierung, wodurch ebenfalls die Projektion entsprechend den Untersuchungsergebnissen von *Welander und Wickman* (130), *Tronje* (122), *Hayakawa* (47) und *Windisch* (133) beeinflusst wurde. Diese Beeinflussung erfolgte jedoch seitengleich. Die daraus resultierenden Besonderheiten konnten daher mit den ausgewählten Beurteilungskriterien nicht erfasst werden, da das Auftreten von Auffälligkeiten auf dem Symmetrievergleich paariger anatomischer Strukturen basierte.

Liegt dem klinischen Routinebetrieb entsprechend nur eine einzige Panoramaschichtaufnahme vor, so werden die Bildbesonderheiten entweder eindeutig erkannt (eher asymmetrische Fehleinstellungen) oder fallen überhaupt nicht auf (eher symmetrische Fehleinstellungen). Eine korrekte Identifikation verschiedener Fehlpositionierungen auf einzelnen Panoramaschichtaufnahmen ist deshalb allein aufgrund ihrer visuellen Einschätzung nur teilweise möglich. Bezugnehmend auf die Fragestellung dieser Arbeit muss jedoch festgestellt werden, dass gerade die Fehlpositionierungen, die einen Einfluss auf die symmetrische Abbildung der anatomischen Strukturen wie z.B. der aufsteigenden Äste hatten, mit Hilfe der visuellen Beurteilung erfasst werden können. Somit ist der Behandler in der Lage, im Vorwege festzustellen, ob sich eine PSA als Screening-Aufnahme zur Beurteilung der Höhe der aufsteigenden Äste eignet. Die

vorgestellten Beurteilungskriterien stellen aus diesem Grund einen wertvollen Beitrag im Rahmen der Qualitätssicherung dar. Insbesondere muss hierbei auf die große Bedeutung der Verbindungslinie zwischen den beiden Infraorbitalrändern hingewiesen werden. Die Parallelität dieser Verbindungslinie zum Bildoberrand ist ein sensibler Parameter zur Detektion einer nicht symmetrischen Positionierung des Patienten im PSA-Gerät (Abb. 54).

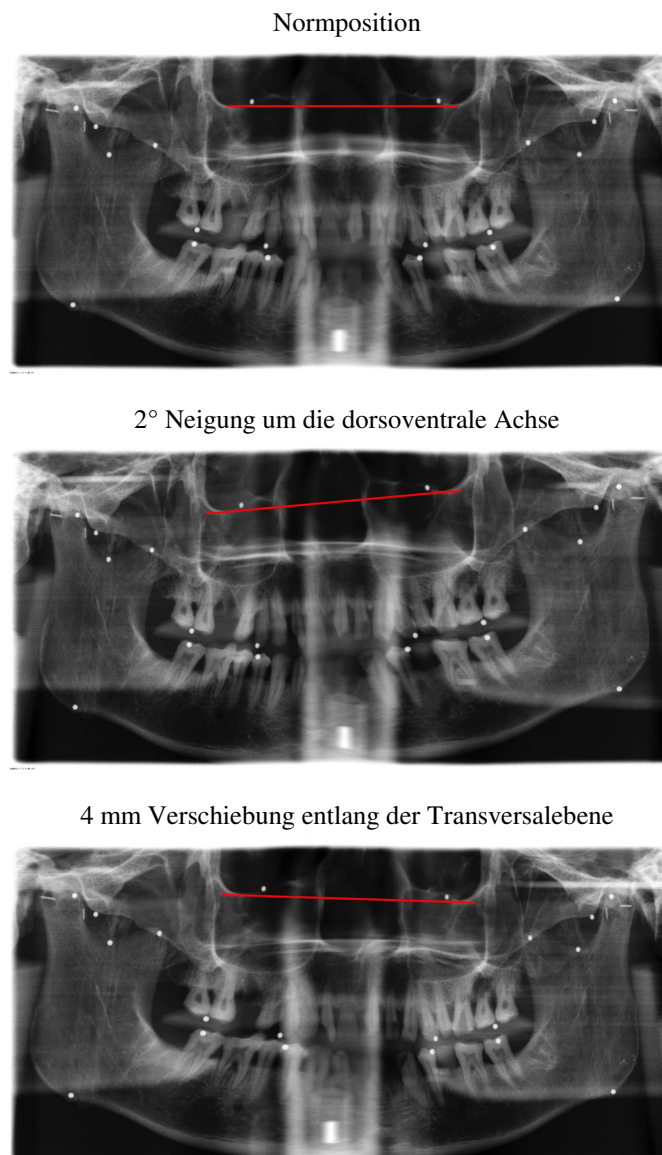


Abbildung 54: Verbindungslinie zwischen den Infraorbitalrändern

Es ist für die genaue Identifikation einer Fehlposition die Ergänzung der vorgestellten visuellen Beurteilungskriterien durch weitere Beurteilungsparameter anzuraten. Die von *Schopf* (109) vorgestellten anatomischen Bezugslinien zur Klassifikation der Fehleinstellungen erscheinen beispielsweise als eine hilfreiche Ergänzung, um auch solche Fehlpositionierungen erkennen zu können, die nicht durch eine Symmetrieänderung auffallen. Den Herstellerangaben für das Orthophos Plus DS sind ebenfalls Anregungen bezüglich weiterer anatomischer Strecken zur visuellen Beurteilung zu entnehmen (31).

Inwieweit die Kombination der in dieser Arbeit vorgestellten Beurteilungskriterien mit weiteren anatomischen Bezugsstrecken eine differenziertere Zuweisung einzelner Panoramachichtaufnahmen zu den verschiedenen Fehlpositionierungen erlaubt, bleibt weiteren Untersuchungen vorbehalten.

5.4 Metrische Ergebnisse

5.4.1 Aufsteigende Äste

Die Fehlpositionierung des Schädels entlang der Median-Sagittal-Ebene (X-Achse) hatte einen geringen Einfluss auf die Vergrößerungsfaktoren im Bereich der aufsteigenden Äste. Die Variation der Schädelposition in einem Bereich von +12 mm bis -12 mm von der Idealposition bewirkte maximal eine Veränderung der Strecken um lediglich 0,6 mm. Ebenso hatte die Rotation des Schädels um die transversale Achse keinen klinisch relevanten Einfluss auf die lineare Messungen im Bereich der aufsteigenden Äste. Die Veränderung der Schädelneigung nach kranial und kaudal um insgesamt 10 Grad hatte maximal eine Variation der vertikalen Distanzen von 1,1 mm zur Folge. Die aufsteigenden Äste befanden sich wahrscheinlich bei allen diesen Fehleinstellungen trotz der größeren Positionsänderungen weitgehend innerhalb der zentralen Schicht, so dass die Vergrößerungsfaktoren relativ konstant blieben.

Liegt ein Objekt dagegen zwischen der Schichtmitte und dem Sensor, wird der Vergrößerungsfaktor kleiner. Umgekehrtes gilt für Objekte, die sich zwischen zentraler Schicht und Fokus befinden, so dass hier der Vergrößerungsfaktor zunimmt. Durch die Lateralverschiebung, die Rotation des Schädels um die kranio-kaudale bzw. dorso-ventrale Achse

wurden in der vorliegenden Studie die rechten und linken Objekt-Sensor-Abstände asymmetrisch verändert, wodurch die Vergrößerungsfaktoren auf beiden Seiten gegenläufig verändert wurden. Eine solche asymmetrische Positionierung des Schädels näherte - bei der Verschiebung sowie bei der Drehung des Schädels nach links - den linken aufsteigenden Ast dem Sensor. Eine Verringerung des Objekt-Sensor-Abstandes bewirkte erwartungsgemäß eine Abnahme des Vergrößerungsfaktors. Auf der kontralateralen Seite bewegte sich dagegen der rechte aufsteigende Ast in Richtung der Median-Sagittal-Ebene, so dass diese Zunahme des Objekt-Sensor-Abstandes mit einer Erhöhung des Vergrößerungsfaktors verbunden war. Zwischen den beiden Rami konnte im ungünstigsten Fall mit der Methode nach *Habets et al.* eine Asymmetrie von 3,1 % festgestellt werden. Asymmetrische Verhältnisse im Bereich der aufsteigenden Äste von mehr als 3 % sind aus diesem Grund wahrscheinlich nicht auf Fehlpositionierungen des Patienten im PSA-Gerät zurückzuführen. In der Praxis ist jedoch die Gefahr einer solchen extremen Fehlpositionierung eher gering. Vielmehr ist es wahrscheinlich, dass mehrere kleinere Fehler in unterschiedlichen Richtungen bei der Positionierung des Patienten auftreten. In der Messserie der kombinierten Fehleinstellungen traten Summationseffekte auf. Hierbei wurden die vertikalen Verzerrungen durch zwei Fehlpositionierungen verstärkt bzw. abgeschwächt. Die ungünstigste Kombination bestand aus der gleichzeitigen Rotation des Schädels um die dorsoventrale und die kranio-kaudale Achse jeweils zur gleichen Seite. Diese beiden Fehlpositionierungen führten jeweils zu asymmetrischen Sensorabständen zu den aufsteigenden Ästen, so dass die größte Asymmetrie der beiden Unterkieferseiten durch diese Kombination entstand. In der Praxis wird vermutlich auch bei dieser kombinierten Fehlpositionierung die scheinbare Asymmetrie nicht größer als 4 % werden.

5.4.2 Interokklusalabstand

Analog den Messungen im Bereich der aufsteigenden Äste wurde der Interokklusalabstand insbesondere durch asymmetrische Fehlpositionierungen beeinflusst. Die Verschiebung des Schädels entlang der Transversalebene, die Rotation um die dorso-ventrale bzw. die kranio-kaudale Achse hatten auf den Interokklusalabstand im Bereich der Molaren und Prämolaren einen entscheidenden Einfluss. Die genannten Fehlpositionierungen bewirkten auch hier asymmetrische Objekt-Sensor-Abstände, wodurch die Vergrößerungsfaktoren im Symmetrievergleich gegenläufig verändert wurden.

Zach et al. (136) sowie *Hayakawa et al.* (47) konnten in ihren Untersuchungen zeigen, dass die Zuverlässigkeit der Messungen nicht nur von der Länge der Messstrecken, sondern auch von ihrer Lage innerhalb des Kiefers abhängig war. In Übereinstimmung mit diesen Untersuchungen war auch in der vorliegenden Arbeit die Reproduzierbarkeit der Messungen abhängig von der Position der Messstrecken in der PSA. So waren die Molarenabstände im Vergleich zu den Prämolarenabständen einer geringeren Variation unterworfen. Auch bei stärkeren Fehlpositionierungen waren die Interokklusalabstände im Bereich der Molaren weitgehend stabil. Der Grund für diesen Unterschied könnte in der variablen Breite der zentralen Schicht in verschiedenen Regionen des Kiefers liegen. Dies wird auch durch die Studien belegt, die für die anteriore Kieferregion eine stärkere Variation der Vergrößerungsfaktoren durch die geringe Breite der scharf abgebildeten Schicht im Vergleich zu den posterioren Kieferabschnitten feststellten. Dort besteht aufgrund der breiteren scharf abgebildeten Schicht eine gewisse Toleranz der Vergrößerungsfaktoren gegenüber Objektdislokationen (116, 130, 131). Bei gleicher Fehlpositionierung wandern somit die Prämolaren im Vergleich zu Molaren eher aus der Schicht heraus, da die Schichtbreite im Prämolarenbereich geringer ist.

Bei der metrischen Analyse aller Röntgenbilder fielen die ungleichen Ausgangslagen der rechten und linken Prämolaren- bzw. Molarenabstände in Normposition auf. Obwohl der Abstand der Metallmarker am mazerierten Schädel durch die Aufbissplatten genau definiert war, zeigte sich stets ein Distanzunterschied von 0,5 mm im Molarenbereich und von 1 mm im Prämolarenbereich auf der Panoramaschichtaufnahme. Eine solche Asymmetrie kann durch mehrere Faktoren bedingt sein. Eine Ursache könnte die nicht einwandfreie Positionierung (Installation) des Panoramaröntgengerätes im Raum sein. Die Neigung des PSA-Gerätes in Relation zur Horizontalebene könnte zur asymmetrischen Abbildung von symmetrischen Distanzen geführt haben. Auch ein unebener Boden hat die gleichen Effekte zur Folge, da das Stativ, welches den Schädel trägt, zum PSA-Gerät relativ geneigt steht. Die asymmetrische Abbildung der Abstände könnte aber auch auf eine ungewollte bzw. unbemerkte nachträgliche Lageveränderung der Metallmarker zurückzuführen sein.

Dieser Umstand zeigt jedoch, dass die Beurteilung des Interokklusalabstandes im Symmetrievergleich in der PSA fraglich ist. Dieses Verfahren scheint sich somit für diese Fragestellung nicht zu eignen, obwohl die Messungen durch eine hohe Reproduzierbarkeit gekennzeichnet waren.

5.5 Asymmetrie-Index

Habets et al. stellten 1988 eine Methode vor (43), Asymmetrien in der PSA zu ermitteln. Das Prinzip des Verfahrens besteht in der Erstellung eines Asymmetrie-Index durch die Bildung des Quotienten für die rechte und linke Kondylus- und Ramushöhe. Verschiedene Autoren stellten mit dieser Methode bei Patienten mit Funktionsstörungen asymmetrisch aufsteigende Äste fest (7, 11, 12, 79, 80, 108).

Im Rahmen einer in-vitro-Studie variierten *Habets et al.* (38) die Position von zwei stilisierten Kondylen um jeweils 10 mm in der Horizontalebene im PSA-Gerät. Anschließend ermittelten sie die durch die Fehlpositionierung der Kondylen bedingten Verzerrungen. Eine Höhendifferenz von maximal 6 % konnten sie bei einer Fehlpositionierung der Kondylen nach lateral zwischen den beiden Seiten feststellen. Die Angabe dieser Asymmetrie mit Hilfe des von ihnen angegebenen Asymmetrie-Index lieferte einen maximalen Wert von 3 %. Sie schlossen daraus, dass Differenzen zwischen der rechten und linken Kondylus- bzw. Ramushöhe von mehr als 6 % oder ein Asymmetrieindex von mehr als 3 % nicht auf Fehlpositionierungen des Patienten zurückzuführen sind.

Kjellberg et al. haben 1994 einen neuen Asymmetrie-Index vorgestellt, bei dem das Verhältnis zwischen Kondylus- und Ramushöhe unilateral erhoben wird (59). In ihrer Untersuchung blieb der Asymmetrie-Index nach der Fehlpositionierung eines mazerierten Schädels unbeeinflusst. Somit soll dieses Verfahren gegenüber den Projektionsfehlern weniger anfällig sein.

Zur Überprüfung der Asymmetrie-Indizes wurde in der vorliegenden Arbeit der mazerierte Schädel um 4 Grad um die dorsoventrale Achse nach lateral gekippt. In den Voruntersuchungen anhand der Metallmarker konnte gezeigt werden, dass die größten Verzerrungen bei dieser Fehlposition auftraten. Aus diesem Grund wurden die verschiedenen Asymmetrie-Indizes bei dieser Fehleinstellung miteinander verglichen.

Der Asymmetrie-Index nach *Habets et al.* unterlag bezüglich der Kondylushöhe einer größeren Streuung. Die Ursache für diese im Vergleich zur Ramushöhe vergrößerte Streuung ist in der relativ geringen Höhe der Kondylen zu suchen. Kleinere Messfehler können größere Asymmetrien vortäuschen. In der vorliegenden Untersuchung wurde im Mittel für den Kondylus in der Normposition ein Asymmetrie-Index von 4,2 % und nach der Fehlpositionierung des Schädels ein Asymmetrie-Index von 6,9 % festgestellt.

Bezüglich der Ramushöhe erhöhte sich der Asymmetrie-Index von 1,8 % auf 3,1 %. Nach Angaben von *Habets et al.* sollen asymmetrische Verhältnisse größer als 3 % nicht mehr auf eine Fehlpositionierung des Patienten zurückzuführen sein. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen jedoch, dass dies lediglich für die Ramushöhe zutrifft. Hierbei wurde dieser Grenzwert nur knapp überschritten. Aus diesem Grund sollten bei der Verwendung des Asymmetrie-Index nach *Habets et al.* anatomische Strukturen mit möglichst großen vertikalen Distanzen gewählt werden.

In der vorliegenden Untersuchung kam es nach der Anwendung des Index nach *Kjellberg et al.* zu einem überraschenden Ergebnis. In der Normposition wurde ein Asymmetrie-Index von 83,7% festgestellt. Dies war ein unerwartet geringer Wert, der auf eine größere Asymmetrie hindeutet. Die Kondylen waren jedoch am Schädel beide annähernd gleich groß. Sie wiesen einen Größenunterschied von nur 2 mm auf.

Nach der Fehlpositionierung erhöhte sich der Wert des Asymmetrie-Indexes auf 88,1 %. Zwischen den beiden Positionen konnte für den Asymmetrie-Index ein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Der Index wurde somit durch die Positionierung des Schädels im PSA-Gerät beeinflusst. Der Asymmetrie-Index nach *Kjellberg et al.* war somit nach den Ergebnissen der vorliegenden Untersuchung mit größeren Fehlern verbunden, als zunächst angenommen. Eine Ursache für diese Ungenauigkeit könnte in der Projektion der anatomischen Referenzpunkte auf unterschiedlich geneigte Tangenten am Hinterrand der aufsteigenden Äste liegen.

Die Anwendung des modifizierten Asymmetrie-Indexes nach *Kjellberg* (eigene Methode) zeigte, dass auch bei größeren Fehlpositionierungen des Schädels dieser eine geringe Variabilität aufwies. Der Asymmetrie-Index betrug in der Normposition durchschnittlich 94,9 % (sd = 2,9) und in der Fehlposition 95,2 % (sd = 1,2). Zwischen den Asymmetrie-Indizes in der Norm- und Fehlpositionierung konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden. Der Asymmetrie-Index war aus diesem Grund gegenüber Fehlpositionierungen des Patienten im PSA-Gerät unempfindlich. Die Vermessung des mazerierten Schädels ergab, dass zwischen der linken und rechten Ramus- und Kondylushöhe eine Längendifferenz von 2,9 % vorhanden war. Somit war die anhand der PSA-Aufnahme festgestellte Asymmetrie in der Normposition auf die reale Asymmetrie zwischen den beiden Unterkieferseiten zurückzuführen. Im Vergleich zu den Indizes nach *Habets et al.* und *Kjellberg et al.* lieferte der eigene Asymmetrie-Index die besten Ergebnisse. Der Grund für die Überlegenheit des eigenen Index gegenüber dem Originalindex nach

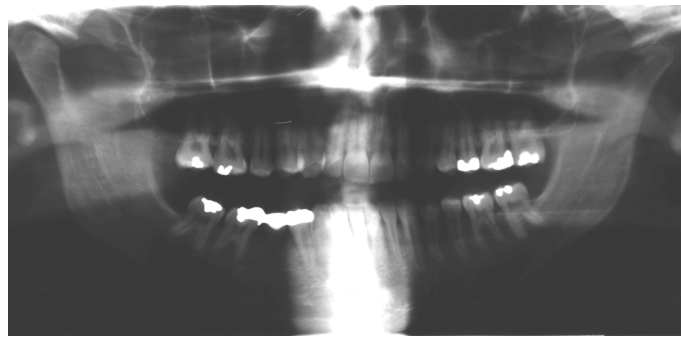
Kjellberg et al. könnte in der Vermeidung von konstruierten Messpunkten in der PSA liegen. *Kjellberg et al.* haben den Referenzpunkt am Gonion durch den Schnittpunkt zweier Tangenten konstruiert. (59). Dieses Vorgehen ist mit einem größeren Methodenfehler behaftet als die direkte Verwendung von anatomischen Punkten auf der Panoramaschichtaufnahme. Auch gegenüber der Methode von *Habets et al.* lieferte das eigene Verfahren bessere Ergebnisse. Die unilaterale Bestimmung des Verhältnisses zwischen Kondylus- und Ramushöhe ist möglicherweise der Grund dafür, dass die eigene Methode im Vergleich zu dem Index nach *Habets et al.* eine geringere Variabilität nach Fehlpositionierungen zeigte.

5.6 Panoramaschichtaufnahme und Fernröntgenseitenbild

In der Kieferorthopädie werden zur Beurteilung des sagittalen und vertikalen Schädelaufbaus Fernröntgenseitenaufnahmen (FRS) angefertigt. Auf einer solchen Aufnahme können Doppelkonturen des Kieferwinkels als Hinweis auf eine mögliche Asymmetrie im Bereich der aufsteigenden Äste gelten. Die PSA kann dazu dienen, den verkürzten aufsteigenden Ast zu lokalisieren. Die beiden Aufnahmen können somit zur Feststellung von Asymmetrien dienen und die diagnostische Sicherheit erhöhen. Die Aufdeckung von Asymmetrien im Bereich der aufsteigenden Äste ist zum einen zur Unterscheidung der skelettalen von der dentoalveolären Mittellinienabweichung von Bedeutung, zum anderen gehen degenerative Veränderungen des Kiefergelenkes mit einer Verkürzung des Kondylus einher. Vor Beginn einer kieferorthopädischen Therapie können somit Rückschlüsse auf den Funktionszustand der Gelenke gezogen werden. In Abbildung 53a können beispielsweise deutliche Doppelkonturen im FRS eines 24-jährigen Patienten verzeichnet werden. Hierbei ist es jedoch nicht möglich, die Seite mit der Verkürzung zu bestimmen. Weiterhin könnten die Doppelkonturen auch als Folge einer Kippung des Schädels entstanden sein. In der PSA desselben Patienten (Abb. 53b) kann jedoch eine deutliche Abflachung des linken Kondylus bei gleichzeitiger Verkürzung des aufsteigenden Astes festgestellt werden. Die Doppelkonturen sind somit auf den degenerativen Prozess des linken Kiefergelenkes zurückzuführen.



53a) das Fernröntgenseitenbild



53b) die Panoramaschichtaufnahme

Abbildung 53: Für die kieferorthopädische Diagnostik notwendige Röntgenbilder

6. Zusammenfassung

Die Aufgabe der vorliegenden Studie bestand darin, die durch Fehlpositionierungen des Patienten im PSA-Gerät bedingten Verzerrungen im Bereich der aufsteigenden Äste und der Seitenzähne zu erfassen. Weiterhin sollte die von *Kjellberg et al.* und *Habets et al.* vorgeschlagenen Asymmetrie-Indizes evaluiert werden.

Dazu wurde ein fast vollständig bezahnter mazerierter Schädel nach Anheftung von 20 Metallmarkern auf ein Stativ montiert. Der Schädel konnte entlang der Sagittal- und Transversalebene verschoben und um alle drei Raumachsen rotiert werden. Insgesamt wurden 60 Aufnahmen in Idealposition und 330 in definierten Fehlpositionierungen erstellt.

Die Fehlpositionierung des Schädels entlang der Median-Sagittal-Ebene (X-Achse) und die Rotation des Schädels um die transversale Achse hatten nur einen geringen Einfluss auf die vertikale Verzerrung der PSA. Dagegen wurden die vertikalen Distanzen durch asymmetrische Fehlpositionierungen des Schädels (Lateralverschiebung des Schädels, Rotation des Schädels um die kranio-kaudale bzw. dorso-ventrale Achse) entscheidend beeinflusst. In der Messserie der kombinierten Fehleinstellungen traten Summationseffekte auf. Hierbei wurden die vertikale Verzerrungen durch zwei Fehlpositionierungen verstärkt bzw. abgeschwächt. Die ungünstigste Kombination bestand aus der gleichzeitigen Rotation des Schädels um die dorso-ventrale und die kranio-kaudale Achse jeweils zur gleichen Seite. Die verzerrungsbedingten Asymmetrien waren nicht größer als 4 %. Bei sorgfältiger Positionierung des Patienten im PSA-Gerät sind daher Asymmetrien größer als 4 % mit hoher Wahrscheinlichkeit auf asymmetrische anatomische Verhältnisse zurückzuführen.

Die Parallelität der Verbindungslinie zwischen den Infraorbitalrändern zum oberen Bildrand ist ein sensibler Parameter zur Detektion einer nicht symmetrischen Positionierung des Patienten im PSA-Gerät. Damit ist der Behandler in der Lage, im Vorwege festzustellen, ob sich eine PSA als Screening-Aufnahme zur Beurteilung der Höhe der aufsteigenden Äste eignet.

Zur Berechnung des Asymmetrie-Index nach *Habets et al.* sollten möglichst große vertikale Distanzen miteinander in Relation gesetzt werden. Die Berechnung des Index für die Höhe des Kondylus kann daher nicht empfohlen werden. Der Asymmetrie-Index nach *Kjellberg et al.* war gegenüber den Fehlpositionierungen empfindlich. Die Anwendung des modifizierten Asymmetrie-Index nach *Kjellberg* (eigene Methode) zeigte, dass dieser auch

bei größeren Fehlpositionierungen des Schädels eine geringe Variabilität aufwies. Insgesamt konnten die besten Ergebnisse mit diesem Verfahren erzielt werden.

7. Literaturverzeichnis

- 1 **Agersberg, G., Bergenholtz, A. (1989)**
Craniomandibular disorders in adult populations of West Bothnia, Sweden.
Acta Odontol Scand, 47:129-140

- 2 **Ahlers, M.O., Jakstat, H.A. (2000)**
Klinische Funktionsanalyse – Interdisziplinäres Vorgehen mit optimierten Befundbögen.
dentaConcept Verlag GmbH, Hamburg, 214-215 und 460-461

- 3 **Alpern, M.C. (1979)**
Analysis of Panoramic Cephalometrics Using a Skeletal Cephalostat.
Angle Orthod, 49:110-120

- 4 **Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik (1989)**
Formblatt zur Dokumentation der Befunderhebung des stomatognathen Systems nach Nr. 800 GOZ.
Zahnärztl. Mitt. 79:2087-2090

- 5 **Arnold, B.A., Eisenberg, H., Borger, D., Metherell, A. (1981)**
Digital radiography: an overview. Application of optical Instrumentation in Medicine. Proc. of the IX International Symposium of the International Society for Optical Engeneering (SPIE), 215

- 6 **Athanasiou, A.E. (1989)**
Occlusal tooth contacts in natural normal adult dentition in centric occlusion studied by photocclusion technique.
Dent Res, 97:439-445

- 7 **Athanasίου, A.E., Melsen, B., Mavreas, D., Kimmel, F.P. (1989)**
Stomatognathic function of patients who seek orthognathic surgery to correct
dentofacial deformities.
Int J Adult Orthodon Orthognath Surg, 4:239-254
- 8 **Augthun, M., Müller-Leisse, C., Bauer, W., Roth, A., Spiekermann, H. (1997)**
Anteriore Verlagerung des Diskus articularis des Kiefergelenkes.
Fortschr Kieferorthop, 59:39-46
- 9 **Augthun, M., Müller-Leisse, C., Bauer, W., Spiekermann, H.(1994)**
Klinische, axiographische und MRT-Untersuchungen bei Patienten mit Diskusvor-
verlagerung ohne Reposition.
Dtsch Zahnärztl Z, 49:529-532
- 10 **Benz, C. (1989)**
Strahlenbelastung und Bildqualität bei intraoralen Zahnaufnahmen.
Zahnärztl Prax, 4:130-133
- 11 **Bezuur, J.N., Habets, L.L., Hansson, T.L. (1989)**
The recognition of craniomandibular disorders; condylar symmetry in relation to
myogenous and arthrogeuous origin of pain.
J Oral Rehabil, 16:257-260
- 12 **Bezuur, J.N., Hansson, T.L., Wilkinson, T.M. (1989)**
The recognition of craniomandibular disorders – an evaluation of the most reliable
signs and symptoms when screening for CMD.
J Oral Rehabil, 16:367-372
- 13 **Borner, A. (1987)**
Epidemiologische Untersuchungen über die Ätiologiefaktoren dysfunktioneller
Erkrankungen im stomatognathen System.
Med. Diss., Universität Basel

- 14 **Brezden, N.A., Brooks, S.L. (1987)**
Evaluation of panoramic dental radiographs taken in private practice.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 63:617-621.
- 15 **Brose, K.A.W. (1992)**
Art und Häufigkeit von Fehlern auf Panoramaschichtaufnahmen.
Med. Diss., Universität Frankfurt am Main
- 16 **Burckhardt, R (1991)**
Elektronische Registriermethoden zur Aufzeichnung der Unterkieferbewegungen.
Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd Zentralbl, 2:6-14
- 17 **Catic, A., Celebic, A., Valentic-Peruzovic, M., Catovic, A., Kuna, T. (1998)**
Dimensional measurements on the human dental panoramic radiographs.
Coll Antropol, 22:139-45.
- 18 **Catic, A., Celebic, A., Valentic-Peruzovic, M., Catovic, A., Jerolimov, V., Muretic, I. (1998)**
Evaluation of the precision of dimensional measurements of the mandible on panoramic radiographs.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol oral Radiol Endod, 86:242-248
- 19 **Cavalli-Sforza, L. (1972)**
Biometrie – Grundzüge biologisch-medizinischer Statistik.
Fischer, Stuttgart
- 20 **Chilvarquer, I., McDavid, D., Langlais, R.P., Chilvarquer, L.W., Nummikoski, P.V. (1988)**
A new technique for imaging the temporomandibular joint with a panoramic x-ray machine.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 65:626-631

- 21 **Dove, S.B., McDavid, W.D., Welander, U., Tronje, G. (1992)**
Preliminary evaluation of a digital system for rotational panoramic radiography.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 73:623-32
- 22 **Düker, J. (1992)**
Röntgendiagnostik mit der Panoramaschichtaufnahme.
Med. Diss., Universität Heidelberg
- 23 **Dula,K., Sanderink, G., van der Stelt, P.F., Mini, R., Nat, P., Buser, D. (1998)**
Effects of dose reduction on the detectability of standardized radiolucent lesions in digital panoramic radiography.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 86:227-233
- 24 **Farrant, S.D. (1986)**
The place of rotational tomography in dentistry.
Radiograph, 52:23-27
- 25 **Farrar, W. (1978)**
Characteristics of the condylar path in internal derangements of the temporomandibular joint.
J Prosth Dent, 39:319-323
- 26 **Farrar, W. (1972)**
Differentiation of the temporomandibular joint dysfunction to simplify treatment.
J Prosth Dent, 28:629-636
- 27 **Ferrario, V.F., Sforza, C., Miani, A. Jr, Sigurta, D. (1997)**
Asymmetry of normal mandibular condylar shape.
Acta Anat, 158:266-273
- 28 **Forest, D., Deschamps, M., Normandeau, L. (1981)**
A comparative study of radiation doses received from constant direct current and conventional self rectified panoramic dental x-ray equipment.
J Dent Que, 18:9-17

- 29 **Fredholm, U., Bolin, A., Andersson, L. (1993)**
Preimplant radiographic assessment of available maxillary bone support. Comparison of tomographic and panoramic technique.
Swed Dent J, 17:103-109
- 30 **Freitag, V., Oeser, M. (1977)**
Die Darstellung der Kiefergelenke auf Panoramaübersichtsaufnahmen.
Dtsch Zahnärztl Z, 32:537-541
- 31 **Frenkel, G., Rahn, R., Meurer, I. (1990)**
Praktische Beispiele und Abrechnungspositionen.in: Siemens Röntgen-Atlas für die Anwendung des Orthophos CD.
Siemens AG, Bensheim
- 32 **Fuhr, K., Reiber, T. (1995)**
Klinische Funktionsdiagnostik.
In: Koeck, B. (Hrsg.): Funktionsstörungen des Kauorgans. PdZ Bd 8, 3. Aufl., Urban und Schwarzenberg, München, 75-113
- 33 **Gerber, A.(1973)**
Funktion und Funktionsstörung im Kausystem.
In: Okklusion und Kiefergelenk. Kursschrift Berienthaus, Zürich
- 34 **Gonzales-Cabeza, J. (1987)**
Praktische Schlussfolgerungen aus einem computer-unterstützten Modell der Funktion und Dysfunktion der Kiefergelenk-Ligamente.
Vortrag 20. Jahrestagung Arbeitsgem. f. Funktionsdiagnostik in der DGZMK, Bad Nauheim, 13.-14.11.1987
- 35 **Graber, G. (1995)**
Der Einfluss von Psyche und Stress bei dysfunktionsbedingten Erkrankungen des stomatognathen Systems.
In: Koeck, B. (Hrsg.): Funktionsstörungen des Kauorgans. PdZ Bd 8, 3. Aufl., Urban und Schwarzenberg, München, 51-72

- 36 **Graber, G. (1982)**
Funktionelle Gebissanalyse.
In: Schwenger, N.(Hrsg.): Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde, Bd. 3, Thieme, Stuttgart
- 37 **Gerber, G. (1989)**
Kurzexpertise zum Problemkomplex der dysfunktionellen Erkrankungen im stomatognathen System.
Zahnärztl Mitt, 5:502-508
- 38 **Habets, L.L., Bezuur, J.N., van Ooij, C.P., Hansson, T.L. (1987)**
The orthopantomogram, an aid in diagnosis of temporomandibular joint problems. I.
The factor of vertical magnification.
J Oral Rehabil, 14:475-80.
- 39 **Habets, L.L., Bezuur, J.N., Neiji, M., Hansson, T.L. (1988)**
The Orthopantomogram, an aid in diagnosis of temporomandibular joint problems.
II. The vertical symmetry.
J Oral Rehabil, 15:465-471
- 40 **Habets, L.L., Bezuur, J.N., Jimenez Lopez, V., Hansson, T.L. (1989)**
The OPG: an aid in TMJ diagnostics. III. A Comparison between lateral tomography
and dentalrotational panoramic radiography.
J Oral Rehabil, 16:401-406
- 41 **Hansson, T., Honee, W., Hesse, J. (1987)**
Funktionsstörungen im Kausystem
Med. Diss., Universität Heidelberg
- 42 **Hansson, T. (1985)**
Die Bedeutung intraartikulärer Weichgewebsveränderungen bei der Diagnose von
Kiefergelenkerkrankungen. Teil 1.
Phillip J, 4: 213-216

- 43 **Hansson, T., Öberg, T. (1977)**
Arthrosis and deviation in form in the temporomandibular joint – A macroscopic study on human autopsy material.
Acta Odontol Scand, 35:167-174
- 44 **Hassfeld, S., Klug, D., Zöller, J., Mühling, J. (1995)**
Bildgebung und Bildnachbearbeitung mit dem neuen Siemens Orthophos Digital.
Dtsch Z Mund Kiefer Gesichtschir, 19:1-3
- 45 **Hassfeld, S., Ziegler, C., Müling, J. (1997)**
Kann die digitale Panoramaschichtaufnahmetechnik das filmbasierte Verfahren ersetzen?
ZWR, 9:510-513
- 46 **Hayakawa, Y., Wakoh, Yamamoto, K., Ueno, H., Kuroyanagi, K. (1990)**
Digital grey-level transformation for the reduction of redundant shadows in rotational panoramic radiography.
Bull Tokyo Dent Coll, 31:211-215
- 47 **Hayakawa, Y., Wakoh, M., Fujimori, J., Ohta, Y., Kuroyanagi, K. (1993)**
Morphometric analysis of image distortion with rotational panoramic radiography.
Bull Tokyo Dent Coll, 34:51-58
- 48 **Heckmann, K. (1939)**
Die Röntgenperspektive und ihre Umwandlung durch eine neue Aufnahmetechnik.
Fortschr Röntgenstr, 60:144-157
- 49 **Hupfauf, L. (1978)**
Klinische Funktionsdiagnostik als Suchverfahren.
Zahnäztl Mitt, 13:701-705
- 50 **Inui, M., Fushima, K., Sato, S. (1999)**
Facial asymmetry in temporomandibular joint disorders.
J Oral Rehabil, 26:402-406

- 51 **Isberg, A., Isacson, G. (1986)**
Tissue reactions associated with internal derangement of the temporomandibular joint.
Acta Odontol Scand, 44:159-164
- 52 **Jäger, K., Borner, A., Graber, G. (1987)**
Epidemiologische Untersuchung über die an dysfunktionellen Erkrankungen beteiligten ätiopathogenetischen Faktoren.
Schweiz Monatsschr Zahnmed, 97:1351-1356
- 53 **Jäger, K., Graber, G. (1988)**
Epidemiologische Untersuchung über die Ätiologiefaktoren dysfunktioneller Erkrankungen im stomatognathen System.
Dtsch Zahnärztl Z, 43:17-23
- 54 **Jansen, V.K., Richter, E.J., Spiekermann, H. (1993)**
Zur Genauigkeit des Orthopantomogramms bei der Bestimmung des Knochenabbaus an IMZ Implantaten.
Z Zahnärztl Implantol, 9:200-204
- 55 **Jaroslavskij, L.P. (1985)**
Einführung in die digitale Bildverarbeitung.
VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften, Berlin
- 56 **Kaplan, A.S., Assael, L.A. (1991)**
Temporomandibular Disorders: Diagnosis and Treatment.
Saunders, Philadelphia
- 57 **Kappei, J. (1990)**
Die Darstellung des Kiefergelenkes in frontaler Ansicht mit dem Panoramaschichtgerät ZONARC.
Med. Diss., Universität Hamburg

- 58 **Kashima, I., Kanno, M., Higashi, T., Takano, M. (1985)**
Computed panoramic tomography with scanning laser-stimulated luminescence.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 60:448
- 59 **Kjellberg, H., Ekestubbe, A., Kiliaridis, S., Thilander, B. (1994)**
Condylar height on panoramic radiographs. A methodologic study with a clinical application.
Acta Odontol Scand, 52:43-50
- 60 **Klett, R. (1986)**
Zur Biomechanik des Kiefergelenkknackens II – Diskusverlagerung durch muskuläre Diskoordination.
Dtsch Zahnärztl Z, 41:308-312
- 61 **Koeck, B., Lückerath, W. (1995)**
Das Kiefergelenk in der bildgebenden Darstellung.
In: Koeck, B. (Hrsg.): Funktionsstörungen des Kauorgans. PdZ Bd 8, 3. Aufl., Urban und Schwarzenberg, München, 153-174
- 62 **Krogh-Poulsen, W. (1983)**
Die Bedeutung der Okklusion für Funktion und Dysfunktion des Kiefers.
In: Solberg, W., Clark, G. (Hrsg.): Das Kiefergelenk – Diagnostik und Therapie. Quintessenz-Verlag, Berlin
- 63 **Krogh-Poulsen, W. (1980)**
Orthofunktion und Pathofunktion des mastikatorischen Systems unter Berücksichtigung der beteiligten Muskelgruppen.
In: Drücke, W., Klemm, B. (Hrsg.): Kiefergelenk und Okklusion. Quintessenz-Verlag, Berlin, 13-32
- 64 **Langland, O.E., Langlais, R.P., McDavid, W.D., DelBalso, A.M. (1989)**
Panoramic Radiography.
2. Aufl., Philadelphia: Lea & Febiger, 3-37 and 171-179

- 65 **Larheim, T.A., Svanaes, D.B., Johannessen, S. (1984)**
Reproducibility of radiographs with the orthopantomograph 5: tooth-length assessment.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 58:736-741
- 66 **Larheim, T.A., Svanaes. (1986)**
Reproducibility of rotational panoramic radiography: mandibular linear dimensions and angles.
Am J Orthod Dentofac Orthop, 90:45-51
- 67 **Lecomber, A.R., Faulkner, K. (1993)**
Dose reduction in panoramic radiography.
Dentomaxillofac Radiol, 22:69-73
- 68 **Lückerath, W. (1988)**
Die Wertigkeit der klinischen, instrumentellen und bildgebenden Funktionsanalyse in der Beurteilung intraartikulärer Weichgewebsveränderungen – Eine vergleichende Studie.
Med. Diss., Universität Bonn
- 69 **Martinez-Cruz, S., Manson Hing, L.R. (1987)**
Comparison of focal trough dimensions and form by resolution measurements in panoramic radiography.
J Am Dent Assoc, 114:639-642
- 70 **Mattila, K., altonen, M., Haavikko, K. (1977)**
Determination of the gonial angle from the orthopantomogram.
Angle Orthod, 47:107-110
- 71 **Maurer, H.-J. (1984)**
Physik der bildgebenden Verfahren in der Medizin. 2. neubearbeitete Aufl., Springer, Berlin Heidelberg New York

- 72 **McCollum, B. (1960)**
The mandibular hinge axis and method of locating it.
J Prosth Dent, 10:428-433
- 73 **McDavid, W.D., Morris, C.R., Tronje, G., Welander, U. (1986)**
Resolution of several screen-film combinations in rotational panoramic radiography.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 61:629-634
- 74 **McDavid, W.D., Dove, S.B., Welander, U., Tronje, G. (1993)**
Dimensional reproduction in direct digital rotational panoramic radiography.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 75:523-527
- 75 **McDavid, W.D., Selander, U., Dove, S.B., Tronje, G. (1995)**
Digital imaging in rotational panoramic radiography.
Dentomaxillofac Radiol, 24:68-75
- 76 **McIver, F.T., Hill, C., Brogan, D.R., Lyman, G.E. (1973)**
Effect of head positioning upon the width of mandibular tooth images on panoramic radiographs.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 35:697-707
- 77 **Mehl, A. (1992)**
Digitale Lumineszenzradiographie am Beispiel des Panoramaschichtverfahrens
Med. Diss., Universität Erlangen-Nürnberg
- 78 **Merkens, H. (1999)**
Befunde in der Panorama-Schichtaufnahme und Funktionsstörungen der Kiefergelenke bei Zahn und Kieferfehlstellungen.
Med. Diss., Universität Aachen
- 79 **Miller, V.J. (1992)**
The effect of age on condylar asymmetry in patients with craniomandibular disorders of arthrogenous origin.
J Prosthet Dent 67:845-846.

- 80 **Miller, V.J., Myers, S.L., Yoeli, Z., Zeltser, C. (1994)**
Condylar asymmetry and its relation to age in a group of patients with a craniomandibular disorder of myogenous origin.
J Oral Rehabil, 21:707-711
- 81 **Miller, V.J., Yoeli, Z., Barnea, E., Zeltser, C. (1998)**
The effect of parafunction on condylar asymmetry in patients with temporomandibular disorders.
J Oral Rehabil, 25:721-724.
- 82 **Motsch, A.(1985)**
Epidemiologie funktioneller Störungen.
Dtsch Zahnärztl Z, 40:147-155
- 83 **Nitsch, J.P. (1979)**
Der routinemäßige Einsatz des Orthopantomographen als Diagnostikum in der zahnärztlichen Praxis.
Dtsch Zahnärztl Z, 34:231-232
- 84 **Numata, H. (1933)**
Consideration of the parabolic radiography of the dental arch.
J Shimazu Studies, 10:13-21
- 85 **Numata, H. (1934)**
A trial on the narrow beam radiography
J Shimazu Studies, 12:6-12
- 86 **Öberg, T. (1983)**
Diskussionsbemerkung.
In: Solberg, W., Clark, G. (Hrsg.): Das Kiefergelenk – Diagnostik und Therapie.
Quintessenz-Verlag, München

- 87 **Öberg, T. (1983)**
Radiologie des Kiefergelenks.
In: Solberg, W., Clark, G.: Das Kiefergelenk – Diagnostik und Therapie.
Quintessenz-Verlag, München
- 88 **Paatero, Y.V. (1946)**
A new radiographic method in dentistry.
Suom Hammaslaak Toim, 87:37-49
- 89 **Paatero, Y.V. (1949)**
Parabolography – A new method for radiography of teeth and jaws.
Suom Hammaslaak Toim, 94:4-11
- 90 **Paatero, Y.V. (1949)**
A new tomographic method for radiographing curved outer surfaces.
Acta Radiol, 32:177-182
- 91 **Paatero, Y.V. (1954)**
Geometrical study on possibilities of making double-eccentric pantomograms with a single exposure.
Suom Hammaslaak Toim, 50:36-39
- 92 **Paatero, Y.V. (1954)**
Pantomography in theory and use.
Acta Radiol, 41:321-335
- 93 **Paatero, Y.V. (1958)**
Orthoradial jaw panthomography.
Ann Med Interne, 48:222-227
- 94 **Packota, G.V., Hoover, J.N., Neufeld, B.D. (1988)**
A study of the height of intact alveolar bone on panoramic radiographs of adult patients.
J Prosthet Dent, 60:504-509

- 95 **Parma, C. (1932)**
Die Röntgendiagnostik der Kiefergelenke.
Röntgenpraxis, 4:633-639
- 96 **Pasler, F. (1989)**
Zahnärztliche Radiologie.
Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2. überarbeitete Aufl., 210-232
- 97 **Pasler, F.A (1991)**
Farbatlant der Zahnmedizin 5: Radiologie
In: Rateitschak, K.H. (Hrsg.): Farbatlant der Zahnmedizin, 1. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart New York, 4-28
- 98 **Pasler, F.A. (1995)**
Zahnärztliche Radiologie.
Thieme Verlag, Stuttgart New York, 3. Überarbeitete Aufl., 9-30 und 180-211
- 99 **Patel, J.R., Manson Hing, L.R. (1986)**
The horizontal plane in patient positioning for panoramic radiography.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 62:350-353
- 100 **Platzer, W. (1991)**
Abschnitte des Körpers – Allgemeine Bezeichnungen, 2-3
In: Kahle, W., Leonhardt, H., Platzer, W. (Hrsg.): Taschenatlas der Anatomie – Bewegungsapparat. Band 1, Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 310-323
- 101 **Pratt, W.K. (1978)**
Digital Image Processing.
John Wiley & Sons Inc, New York
- 102 **Rahn, R. (1989)**
Zahnärztliche Radiologie – Eine Einführung für Studenten.
Carl Hanser Verlag, München, Wien, 114-127

- 103 **Reinfelder, H.E. (1985)**
Erzeugung und Verarbeitung großflächiger digitaler Röntgenbilder.
In: Lemke, H.U., Rhodes, M.L., Jaffee, C.C., Felix, R.(Hrsg.): Computergestützte Radiologie, Springer Berlin, 163-181
- 104 **Sachs, L. (1984)**
Weitere Maßnahmen zur Charakterisierung einer eindimensionalen Häufigkeitsverteilung.
In: Sachs, L.: Angewandte Statistik, 9. Auflage, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New-York, Tokyo, 149-173
- 105 **Schiff, T., D'Ambrosio, J., Glass, B.J., Langlais, R.P., McDavid, W.D. (1986)**
Common positioning and technical errors in panoramic radiography.
J Am Dent Assoc, 113:422-4266.
- 106 **Schittenhelm, R. (1990)**
Biomagnetic imaging.
Digitale Bilddiagn, 10:76-85
- 107 **Schokker, R.P., Hansson, T.L., Ansink B.J. (1990)**
Differences in headache patients regarding their response to treatment of the masticatory system.
J Craniomand Disord Facial Oral Pain, 4:228-236
- 108 **Schokker, R.P., Hansson, T.L., Ansink, B.J., Habets, L.L. (1990)**
Craniomandibular asymmetry in headache patients.
J Craniomandib Disord, 4:205-209.
- 109 **Schopf, P. (1966)**
Längen- und Winkelmessungen am Orthopantomogramm.
Fortschr Kieferorthop, 27:107-114

- 110 **Schulte, W. (1981)**
Kiefergelenkerkrankungen und Funktionsstörungen.
In: Schwenzer, N., Grimm, G. (Hrsg.): Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde. Bd. 2,
Thieme Verlag, Stuttgart New York, 118-176
- 111 **Schulte, W. (1970)**
Zur funktionellen Behandlung der Myoarthropathien des Kauorgans. Ein
diagnostisches und physiotherapeutisches Programm.
Dtsch Zahnärztl Z, 25:422-427
- 112 **Schulze, R., Schalldach, F., d'Hoedt, B. (2000)**
Auswirkung von Positionierungsfehlern auf Vergrößerungsfaktoren im Unterkiefer
bei der digitalen Panoramaschichtaufnahme.
Mund Kiefer Gesichts Chir, 4:164-170
- 113 **Schumacher, G.-H. (1997)**
Anatomie für Zahnmediziner.
Hüthig Verlag, Heidelberg, 3. neubearb. Aufl., 364-447
- 114 **Semple, J., Gibb, D. (1987)**
Dental radiography series. 8. Shortcommings of the OPG machine.
Radiography, 53:147-151
- 115 **SIDEXIS**
Digitales Röntgen, Handbuch für den Anwender. Software 4.2
Sirona, The Dental Company
- 116 **Sjöblom, A., Welander, U. (1978)**
Position, form and thickness of the image layer in narrow beam rotation radiography.
Acta Radiol (Diagn), 19:697-704

- 117 **Sparrer, R. (1988)**
Erste Vergleiche zwischen Orthopantomographie und Zonographie.
Med. Diss., Ludwig-Maximilians-Universität zu München
- 118 **Steinhardt, J. (1989)**
Röntgenologische Darstellung menschlicher Kiefergelenke mit dem
Panoramaschichtgerät Zonarc.
Dtsch Zahnärztl Z, 44:232-236
- 119 **Treasure, P., Chandler, N.P., Wilson, C.G. (1994)**
Image shift of intracoronaral pins viewed on bite-wing and panoramic radiographs.
Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 77:80-85
- 120 **Troest, Th. (1995)**
Form und Funktion im stomatognathen System.
In Koeck, B. (Hrsg.): Funktionsstörungen des Kauorgans, PdZ Bd. 8, 3. Aufl., Urban
und Schwarzenberg, München, 13-25
- 121 **Tronje, G., Eliasson, S., Julin, P., Welander, U. (1981)**
Image distortion in rotational panoramic radiography. II. Vertical distances.
Acta Radiol (Diagn), 22:449-455
- 122 **Tronje, G., Welander, U., McDavid, W.D., Morris, C.R. (1981)**
Image distortion in rotational panoramic radiography. I. General considerations.
Acta Radiol (Diagn), 22:295-299
- 123 **Tronje, G., Welander, U., McDavid, W.D., Morris, C.R. (1981)**
Image distortion in rotational panoramic radiography. III. Inclined objects.
Acta Radiol Diagn (Stockh), 22:585-92
- 124 **Truhlar, R.S., Morris, H.F., Ochi, S. (1993)**
A review of panoramic radiography and its potential use in implant dentistry.
Impl Dent, 2:122-130

- 125 **Türp, J.C., Vach, W., Strub, J.R., Harbich, K., Alt, K.W. (1995)**
Erkennung von mandibulären Asymmetrien auf der Panoramaschichtaufnahme. Ein Beispiel für die Notwendigkeit der Beurteilung der Güte eines diagnostischen Verfahrens.
Schweiz Monatsschr Zahnmed, 105:755-759
- 126 **Türp, J.C., Alt, K.W., Vach, W., Harbich, K. (1998)**
Mandibular condyles and rami are asymmetric structures.
Acta Radiol (Diagn), 22:449-455
- 127 **Waldeyer, A., Mayet, A. (1986)**
Anatomie des Menschen 2,
15. Aufl., de Gruyter, Berlin, 43-63
- 128 **Welander, U. (1974)**
A mathematical modes of narrow beam rotation methods.
Acta Radiol (Diagn), 15:305-317
- 129 **Welander, U., McDavid, W.D., Tronje G., Morris, C.R. (1987)**
An analysis of different planes within the image layer in rotational panoramic radiography.
Dentomaxillofac Radiol, 16:79-84
- 130 **Welander, U., Wickmann, G. (1978)**
Image distortion in narrow beam rotation radiography.
Acta Radiol (Diagn), 19:507-512
- 131 **Welander, U. (1975)**
Layer formation in narrow beam rotation radiography.
Acta Radiol (Diagn), 16:529-540
- 132 **Wilding, R.J., Levin, I., Pepper, R. (1987)**
The use of panoramic radiographs to measure alveolar bone areas.
J Oral Rehabil, 14:557-567

- 133 **Windisch, S.I. (1997)**
Das Panoramaschichtaufnahmeverfahren – Visuelle und metrische Analyse zur Identifikation von Panoramaschichtaufnahmen fehlpositionierter Patienten und ihre Bedeutung für die Implantologie
Med. Diss., Universität Tübingen
- 134 **Xie, Q., Soikkonen, K., Wolf, J., Mattila, K., Gong, M., Ainamo, A. (1996)**
Effect of head positioning in panoramic radiography on vertical measurements: an in vitro study.
Dentomaxillofac Radiol, 25:61-66
- 135 **Xie, Q., Wolf, J., Ainamo, A. (1997)**
Quantitative assessment of vertical heights of maxillary and mandibular bones in panoramic radiographs of elderly dentate and edentulous subjects.
Acta Odontol Scand, 55:155-161
- 136 **Zach, G.A., Langland, O.E., Sippy, F.H. (1969)**
The use of the Orthopantomograph in longitudinal studies.
Angle Orthod, 39:42-49

8. Danksagung

Für die Überlassung des Themas und die Begleitung bei der Durchführung meiner Promotionsarbeit bedanke ich mich herzlich bei Frau Prof. Dr. B. Kahl-Nieke.

Besonders möchte ich mich auch bedanken bei Herrn PD Dr. Reza Sadat-Khonsari für die Hilfe und konstruktive Kritik während der Durchführungsphase der Untersuchungen wie auch für die Beratung bei der Auswertung der Daten.

Ebenfalls gilt mein Dank Herrn Dr. Fuhrmann, Röntgenabteilung der ZMK-Klinik, für die Bereitstellung der Röntgensysteme und des Schädelmodells.

9. Lebenslauf

Name, Vorname: Behfar, Leyli
geboren: am 15. Januar 1975 in Teheran/Iran
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: verheiratet

Schulbildung

1980-1984 Grundschulen in Safah/Teheran und Imstedt/Hamburg
1985-1994 Gymnasium Uhlenhorst-Barmbek/Hamburg

Studium

01.04.1995 Beginn des Studiums der Zahnmedizin am Universitäts-Krankenhaus
Hamburg-Eppendorf
25.03.1996 Naturwissenschaftliche Vorprüfung (Note:gut)
10.04.1997 Zahnärztliche Vorprüfung (Note:gut)
13.07.2000 Zahnärztliche Prüfung (Note:gut)
08.08.2000 Approbation als Zahnärztin

Praktika während des Studiums

12/1994-02/1995 Zahntechnisches Labor Hagemann
07/1995-10/1995 Zahntechnisches Labor Hagemann

Beruflicher Werdegang

08/2001-03/2002 Assistenzzahnarztstätigkeit bei Herrn R. Rexer,
Große Bergstraße 142, 22767 Hamburg
04/2002-05/2005 Assistenzzahnarztstätigkeit bei Dr. C. Siedler, Klosterstern 8,
20149 Hamburg, Schwerpunkt: Implantologie und Prothetik
seit 01.08.2005 Facharztausbildung Oralchirurgie im AK Altona/Hamburg

Hamburg, 15.08.2005

10. Eidesstattliche Versicherung

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Hamburg, August 2005