

**Aus dem Universitätsklinikum Münster
Poliklinik für Kieferorthopädie
- Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Ulrike Ehmer -**

**Die Reproduzierbarkeit von radiologisch-anatomischen
Landmarks zur Determination der Gelenkspaltgrenzen
des Articulatio temporomandibularis**

Inaugural – Dissertation

**zur
Erlangung des doctor medicinae dentium
der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster**

vorgelegt von

**Fleuter, Christian
aus Recklinghausen**

2006

**Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster**

Dekan: Univ.-Prof. Dr. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. med. dent. U. Ehmer

2. Berichterstatter: PD Dr. H.- P. Wiesmann

Tag der mündlichen Prüfung: 06.02.2006

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Poliklinik für Kieferorthopädie
- Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Ulrike Ehmer -

Referentin: Univ.-Prof. Dr. med. dent. U. Ehmer

Koreferent: PD Dr. H.- P. Wiesmann

Zusammenfassung

**Die Reproduzierbarkeit von radiologisch-anatomischen Landmarks zur
Determination der Gelenkspaltgrenzen des Articulatio temporomandibularis**

Christian Fleuter

Zur Evaluierung so komplexer Strukturen wie dem Kiefergelenk ist eine dreidimensionale Betrachtung unumgänglich. Es soll eine Methode entwickelt werden, mit der sich anhand von computertomographischen Aufnahmen das Volumen des Gelenkspalts bestimmen lässt. Hierzu wurden landmarks zur Grenzbestimmung des Gelenks definiert. Zur Beurteilung der Prozessqualität wurden die landmarks auf ihre interindividuelle Reproduzierbarkeit untersucht. Um eine Vergleichsmöglichkeit zu haben, wurden neben den landmarks im Bereich der Kiefergelenke bereits in der Literatur etablierte landmarks im Bereich der Orbita mit in die Studie einbezogen. Fünf Untersucher haben an identischen digitalen Kopien der ausgewählten achtzehn originalen CT-Datensätze jeweils die neunzehn landmarks identifiziert. Aus der Euklidischen Distanz zwischen zwei gleichen von den verschiedenen Untersuchern gesetzten landmarks wurde ein Fehlerradius für jeden untersuchten landmark erstellt.

Der interindividuelle Fehlerradius für alle neunzehn untersuchten landmarks lag durchschnittlich bei $\bar{R}_{LM} = 2,04 \text{ mm} \pm 2,20 \text{ mm}$. Die für die Evaluation des Kiefergelenks definierten landmarks wiesen mit einem durchschnittlichen Fehlerradius von $\bar{R}_{TMJ} = 1,89 \text{ mm} \pm 2,07 \text{ mm}$ einen überdurchschnittlich guten Wert auf. Im Vergleich mit den orbitalen landmarks mit einem Fehlerradius von $\bar{R}_{Orbital} = 2,27 \text{ mm} \pm 1,87 \text{ mm}$ besitzen die landmarks im Bereich des Kiefergelenks eine bessere Reproduzierbarkeit. Sie ermöglichen eine reliable Definition der kaudalen Grenzebene des Kiefergelenks zur volumetrischen Erfassung des Gelenkspaltes.

Für die graphische Ausrichtung der Kiefergelenke in Bezug auf diese Grenzebene wurde für die verwendete Software ImageJ [58] ein Plugin programmiert. Dieses Plugin errechnet mit Hilfe der Koordinaten der entsprechenden landmarks die Rotationswinkel und Rotationsrichtung und führt die entsprechenden Rotationen aus. Auf diese Weise werden die Kiefergelenke mit großer Präzision entsprechend ihrer Grenzebene im dreidimensionalen Raum ausgerichtet.

Tag der mündlichen Prüfung: 06.02.2006

Für meine Eltern und Großeltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Das Kiefergelenk	1
1.1.1	Die Morphologie des Kiefergelenks	1
1.1.2	Funktion des Kiefergelenks	3
1.1.3	Kieferrelation.....	5
1.2	Bildgebende Verfahren zur Darstellung des Kiefergelenks.....	7
1.2.1	Die Röntgenstrahlung.....	7
1.2.2	Übersicht über verschiedene Verfahren.....	9
1.2.3	Die Computertomographie	12
1.2.3.1	Computertomographische Darstellung und Diagnostik des Kiefergelenks	15
1.2.3.2	Aufnahmetechnik zur Darstellung des Kiefergelenks in CT-Aufnahmen.....	17
1.2.3.3	Messungen anhand von CT-Aufnahmen	18
1.3	Landmarks zur Beschreibung radiologischer Strukturen	21
1.3.1	Landmarks in der Anthropologie.....	22
1.3.2	Landmarks in der zweidimensionalen Kephalemetrie.....	23
1.3.3	Landmarks im dreidimensionalen Raum.....	26
1.3.4	Fuzzy landmarks.....	30
1.4	Ziel der Studie.....	32
2	Material und Methode.....	34
2.1	Reproduzierbarkeit der landmarks.....	34
2.1.1	Definition der landmarks.....	34
2.1.2	Datenerhebung und Auswertung	41
2.1.3	Statistik.....	44

2.2	Dreidimensionale Ausrichtung einer CT-Aufnahme nach der Grundebene des Kiefergelenks	46
2.2.1	Graphische Reformatierung der CT-Aufnahmen	47
2.2.2	Mathematische Berechnung der Rotationswinkel.....	58
2.2.2.1	Geometrisches Prinzip und mathematische Grundlagen	58
2.2.2.2	Allgemeine Formel zur Berechnung der Rotationswinkel	64
2.2.2.3	Bestimmung der Rotationsrichtung	69
2.2.3	Plugin „TMJ_Rotation“	71
3	Ergebnisse	78
3.1	Reproduzierbarkeit der landmarks.....	78
3.2	3D Ausrichtung einer CT-Aufnahme nach der Grundebene	83
3.2.1	1.Patientenfall; weiblich, 53 Jahre	83
3.2.2	2.Patientenfall; weiblich, 69 Jahre	87
3.2.3	3.Patientenfall; männlich, 51 Jahre.....	90
4	Diskussion	93
5	Zusammenfassung	98
6	Literaturverzeichnis.....	100
7	Abbildungsverzeichnis	109
8	Tabellenverzeichnis.....	113
9	Anhang	I
9.1	Sourcecode des Plugins „TMJ_Rotation“	I
9.2	Danksagung	VII
9.3	Lebenslauf.....	VIII

1 Einleitung

1.1 Das Kiefergelenk

Das Kiefergelenk (Articulatio temporomandibularis) stellt die bewegliche Verbindung zwischen Unterkiefer (Mandibula) und der Schädelbasis dar. Die Erforschung der Funktion des Kiefergelenks mit seinen sechs Freiheitsgraden und den so ermöglichten komplexen Bewegungsabläufen stellt eine große Herausforderung für Wissenschaftler und Kliniker dar [72].

1.1.1 Die Morphologie des Kiefergelenks

Im Kiefergelenk artikulieren das Caput mandibulae des Processus condylaris mit der Fossa mandibularis und dem Tuberculum articulare des Os temporalis. Es stellt die bewegliche Verbindung des Unterkiefers mit der Schädelbasis dar. Das Caput mandibulae hat die Form einer Walze mit einer Breite von ca. 20 mm und einer Höhe von ca. 7 mm. Die beiden Gelenkköpfe sind leicht schräg angeordnet, so dass sich die verlängerten Achsen beider Kondylen – horizontal betrachtet – am vorderen Rand des Foramen magnum in einem stumpfen Winkel von etwa 150° bis 175° schneiden. Die Gelenkköpfe sind mit Faserknorpel überzogen, wodurch der Verschleiß vermindert wird.

Die Gelenkfläche, die Facies articularis, besteht aus der Fossa mandibularis und dem Tuberculum articulare auf der exocranialen Seite der Schädelbasis. Die Fossa mandibularis an der Pars squamosa des Os temporalis wird ventral und lateral durch die Wurzeln des Processus zygomaticus begrenzt. Nach medial findet sich als Grenze die Glaser'sche Spalte, die Fissura petrotympanica, nach dorsal liegt der Meatus acusticus externus. Das Dach der Gelenkgrube wird durch eine dünne Knochenlamelle gebildet, die die Fossa von der mittleren Schädelgrube trennt. Die Gelenkgrube ist etwa doppelt so groß

wie das Caput mandibulae, so dass ein großer Bewegungsfreiraum für den Kondylus gegeben ist. Auch die Gelenkfläche ist von Faserknorpel überzogen. Der Discus articularis ist ovoid gestaltet und gleicht die Inkongruenz zwischen Gelenkköpfchen und Gelenkpfanne aus. Der Diskus kann in fünf Anteile aufgeteilt werden. Anterior inseriert die Sehnen des oberen Bauches des M. pterygoideus lateralis. Es folgt ein dickerer faserknorpeliger Anteil. Die dünne intermediäre Zone besteht aus straffem Bindegewebe. Es folgt wieder ein dickerer faserknorpeliger Anteil. Als letzter Teil schließt sich ein elastisches Band, das Ligamentum discotemporale an, das den Discus in seiner richtigen Lage zwischen dem Gelenkköpfchen und der Gelenkpfanne hält.

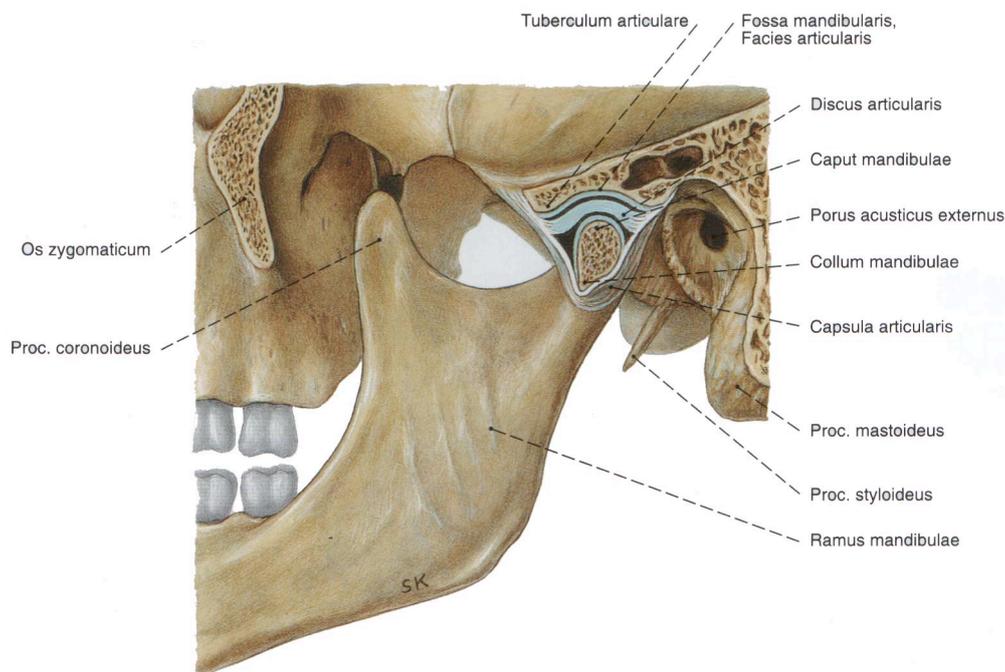


Abbildung 1.1: Schnittbild Kiefergelenk von lateral (aus [57])

Die Gelenkkapsel entspringt am Rande der Fossa mandibularis, schließt das Tuberculum articulare mit ein und setzt unterhalb des Caput mandibulae am Unterkieferhals an. Sie ist so weit, dass das Gelenkköpfchen nach ventral auf das Tuberculum articulare versetzt werden kann, ohne dass sie einreißt. Die Kapsel wird durch mehrere Bänder verstärkt. Die Kapsel ist ringsherum fest mit dem Discus articularis verwachsen und teilt das Kiefergelenk so in eine obere discotemporale und eine untere discomandibuläre Kammer. Die gleichnamigen

Die Adduktoren sind der M. masseter und der M. pterygoideus medialis. Zur Abduktion dient die infra- und suprahyoidale Muskulatur, sowie der M. pterygoideus lateralis. Bei einseitiger Kontraktion des M. pterygoideus lateralis kommt es zur Laterotrusion, bei beidseitiger Kontraktion zur Protrusion. Die mittleren und hinteren Faseranteile des M. temporalis fungieren als Retraktoren. Begrenzt wird die Beweglichkeit durch die Muskulatur und den Bänderapparat. Da die Mandibula ein unpaariger Knochen ist, werden immer beide Kondylen gegenüber der Schädelbasis bewegt.

Bei der Öffnungs- und Schließbewegung handelt es sich um eine kombinierte Scharnier- Schiebebewegung. Die Öffnung beginnt mit einer reinen Rotationsbewegung. Im weiteren schließt sich eine Gleitbewegung an. Unter dem Einfluss des M. pterygoideus lateralis rutscht der Diskus auf das Tuberculum articulare. Gleichzeitig bewegt sich der Kieferwinkel nach dorsal. Diese Drehung des Unterkieferastes findet um eine Achse statt, die beidseits durch das Foramen mandibulae verläuft, so dass der dort in den Unterkiefer eintretende Nervus alveolaris inferior nicht irritiert wird. Im physiologischen Falle ist die Mundöffnung bis zu einer Schneidekantendistanz von 40-50 mm möglich. Die Pro- und Retrusion sind reine Gleitbewegungen, die im discotemporalen Gelenk unter Führung der Zahnreihen stattfinden. So haben Zustand, Form und Stellung der Zähne und die Form der Gelenkfläche, die horizontale Kondylenbahn, wesentlichen Einfluss auf diese Funktion des Kiefergelenks.

Die Laterotrusion bzw. Mediotrusion findet ebenfalls unter Führung der Zahnreihen statt. Durch einseitige Kontraktion des M. pterygoideus lateralis gleitet der Discus und der Kondylus der Mediotrusionsseite nach anterior medial kaudal auf das Tuberculum articulare. Auf der kontralateralen Seite, der Laterotrusionsseite, rotiert der Kondylus um eine senkrechte Achse.

Der Vorgang des Kauens ist ein komplexer Bewegungsablauf, bei dem sowohl Ab- und Adduktion, als auch Medio- und Laterotrusion zusammenspielen. Der Unterkiefer wird in der so genannten Kauschleife bewegt, so dass die mit der zu verkleinernden Speise beladenen Seitenzähne beim Zubiss exakt im Verlauf ihrer Achsen belastet werden. So lässt sich effizient bei minimalem

Kraftaufwand ein maximaler Nutzen erzielen und die Krafteinwirkung auf das Kiefergelenk reduzieren [6, 24, 57, 66].

1.1.3 Kieferrelation

Die physiologische Lagebeziehung des Kondylus mit seinen sechs Freiheitsgraden [72] zur Gelenkgrube wird in der Literatur kontrovers diskutiert. Als Name für die ideale Position des Kondylus in der Fossa articularis etablierte sich der Begriff „Centric Relation“. Die Definition dieser Position wechselte im Laufe der Zeit mehrmals. 1956 bezeichnete das Glossary of Prosthodontic terms der Academy of Denture Prosthetic die „most retruded position“ als die physiologische [26]. 1987 wurde die Definition von „most posterior superior“ in „most superior anterior“ geändert [27]. Die bis heute gültige Definition stammt aus dem Jahre 1994. „Die cranio-ventrale, nicht seitenverschobene Position beider Kondylen bei physiologischer Kondylus-Diskus-Relation und physiologischer Belastung der beteiligten Gewebe“ [28].

1952 sagte Posselt, die Lage der Kondylen im Gelenk sei durch Bänder beeinflusst [56]. Boucher et Jacoby folgerten 1968 nach gezieltem Einsatz von Muskelrelaxantien, dass die Position der Kondylen in der Fossa articularis muskulär bestimmt und nicht unveränderlich sei [8]. Ein neuromuskulärer Einfluss auf die Kondylen wurde 1973 von Calagna, Silverman et Garfinkel nachgewiesen [12].

Helkimo, Ingervall et Carlsson zeigten 1971 einen Zusammenhang zwischen Körper- bzw. Kopfhaltung des Patienten und der Position der Mandibula auf [30]. Piehslinger beschrieb 1993 die „Centric Relation“ nicht als Punkt, sondern als „area of reference position“ mit einem Durchmesser von 0,2 mm [55].

In der Literatur sind mehr als 70 Verfahren zur Bestimmung der Kondylus-Fossa-Relation beschrieben. Es finden sich viele logische Hypothesen, allerdings nur wenige klinische Fakten. Es stellt sich die Frage, ob bei der Evaluierung dieses komplexen Gelenkes eine Reduzierung auf zwei Dimensionen, wie es die herkömmliche Radiologie mit sich bringt ausreichend

ist, oder ob viel mehr eine dreidimensionale Darstellung durch beispielsweise die Computertomographie notwendig ist.

1.2 Bildgebende Verfahren zur Darstellung des Kiefergelenks

Im Laufe der Jahre wurden verschiedenste Techniken zur bildlichen Darstellung des Kiefergelenks entwickelt. Die Aufnahmen des Kiefergelenks ohne störende Überlagerungen durch die umgebenden Strukturen insbesondere durch das Felsenbein und den Jochbogen anzufertigen, stellt hierbei eine grundlegende Schwierigkeit dar. Das Ergebnis der Aufnahmen ist daher erheblich vom Strahlengang abhängig. Zum anderen wird in der Regel ein komplexes dreidimensionales System auf eine zweidimensionale Fläche projiziert. Hier bietet die Computertomographie den Vorteil mit Hilfe entsprechender Software dreidimensionale Bilder erstellen zu können.

Gemeinsam ist den verschiedenen röntgenologischen Verfahren die Nutzung der erstmals von dem Physiker Wilhelm Conrad Röntgen (Abbildung 1.3) im Jahre 1895 beschriebene Röntgenstrahlung.

1.2.1 Die Röntgenstrahlung

Durch die epochale Entdeckung des „Unsichtbaren Lichtes“ 1895 durch Wilhelm Conrad Röntgen wurde der unblutigen Erforschung des lebenden Körpers und der menschlichen Anatomie ungeahnte Möglichkeiten eröffnet. Darüber hinaus stellten die X-Strahlen, wie Röntgen seine Entdeckung zunächst nannte, ein innovatives non-invasives diagnostisches Hilfsmittel dar [52, 64]. Röntgen konnte schon nach seinen ersten Experimenten mit der Röntgenstrahlung alle ihre wesentlichen Eigenschaften beschreiben [75]. Sie konnte bestimmte Materialien durchdringen, wobei die Absorptionsfähigkeit der durchstrahlten Objekte eine entscheidende Rolle spielte. Die Intensität der Strahlung nahm mit dem Quadrat des Abstandes zur Strahlungsquelle ab. Die Strahlung breitete sich gradlinig aus. Beim Auftreffen von Strahlung auf bestimmte Materialien wurde Fluoreszenz ausgelöst und photographische Schichten ließen sich schwärzen. Bereits am 22.12.1895 fertigte Röntgen die

weltbekannt gewordene Aufnahme von der Hand seiner Frau an (Abbildung 1.3).



Abbildung 1.3: Wilhelm Conrad Röntgen und die am 22.12.1895 angefertigte Aufnahme von der Hand seiner Frau

Insgesamt beschäftigten sich nur drei seiner sechzig Veröffentlichungen mit der X-Strahlung. 1901 erhielt Röntgen den zum ersten Mal verliehenen Nobel-Preis für Physik.

Röntgenstrahlung wird in einer Röntgenröhre erzeugt. Die Röntgenröhre besteht aus einem bleiummantelten Glaszylinder, in dem ein Hochvakuum vorliegt. Innerhalb des Vakuums befinden sich eine Glühkatode und eine Bremsanode, zwischen denen eine Hochspannung angelegt wird. Ist die Glühkatode aufgeheizt, werden Elektronen frei, die im elektrischen Feld beschleunigen und ohne Wechselwirkungen mit Luftmolekülen in dem Hochvakuum mit hoher Geschwindigkeit auf die Anode treffen. Die Elektronen werden abgebremst. Hierbei entsteht ein Bremsspektrum, das heißt es entsteht Strahlung in allen Wellenlängenbereichen, unter anderem auch Röntgenstrahlung. Die Strahlung tritt über ein Austrittsfenster aus der Röntgenröhre aus. Je höher die Spannung zwischen Kathode und Anode gewählt wird, desto größer ist die Beschleunigung der Elektronen und desto energiereicher ist die entstehende Strahlung. Energiereiche, so genannte „harte“ Strahlung hat eine höhere Durchdringungsfähigkeit als „weiche“ Strahlung [52, 64, 75].

1.2.2 Übersicht über verschiedene Verfahren

- **Kiefergelenkaufnahme nach Clementschitsch**

Die Röntgenaufnahme nach Clementschitsch ist die Standardaufnahme zur Diagnostik von Condylusfrakturen. Durch den Strahlengang, der in der Median-Sagittal-Ebene vom Nacken zur Nasenwurzel verläuft, erhält man eine kaudal-exzentrische Projektion.

- **Transcraniale schräglaterale Röntgenaufnahme**

Diese Aufnahmetechnik basiert auf einer cranial- und dorsalexzentrischen Ausrichtung des Zentralstrahls. So trifft dieser nach Möglichkeit axial auf das filmnahe Kiefergelenksköpfchen. So lässt sich der Condylus weitgehend überlagerungs- und verzerrungsfrei darstellen [69]. Vorreiter dieser Aufnahmetechnik war Schüller, der diese Technik bereits 1905 beschrieb [68]. Bei der transcranialen Röntgenaufnahme nach Parma trifft der Zentralstrahl bei weit geöffnetem Mund direkt von lateral auf den Condylus. Hierdurch kann die Position des Condylus in der Fossa verzerrungsfreier dargestellt werden.

- **Tomographie (Schichtaufnahmen)**

Die konventionelle Tomographie erstellt von einer bestimmten Ebene des zu untersuchenden Körpers eine scharfe Abbildung, wobei diese von den verwischt dargestellten Strukturen, die vor oder hinter der gewünschten Schicht liegen, überlagert wird. Die Verwischung wird durch einen abgestimmten Bewegungsablauf von Röntgenröhre und Röntgenfilm erreicht.

Petrilli et Gurley fertigten 1939 die ersten Kiefergelenk-Schichtaufnahmen an [53]. Der Vorteil gegenüber Panorama-

Schichtaufnahmen liegt nach Ong et Franklin in der besseren Diagnosemöglichkeit degenerativer Veränderungen [50]. Insbesondere aufgrund der hohen Strahlenbelastung wird das Verfahren nur noch in sehr spezifischen Fällen angewendet.

- **Ortho-Pan-Tomogramm (Panoramaschichtaufnahme)**

Das OPG bietet eine Übersicht über das gesamte Kauorgan und stellt die Standardröntgenaufnahme in der zahnärztlichen Praxis dar. Durch einen definierten Bewegungsablauf von Röntgenröhre und Röntgenfilm um den Kopf des Patienten können die Strukturen, die in der Ebene des Alveolarkamms liegen scharf dargestellt werden. Das OPG enthält viele Verzeichnungen und Unschärfen und ist eher als Übersichtsaufnahme anzusehen. Die Strahlenbelastung ist sehr gering. Auch die Kiefergelenke werden dargestellt, wenn sie auch außerhalb der beschriebenen Schichtebene liegen. Das Funktions-OPG zeichnet ausschließlich den Bereich der Kiefergelenke auf und kann bei geöffnetem und geschlossenem Mund durchgeführt werden [69]. Im Zusammenhang mit arthropathischen Beschwerden ist es geeignet um Hinweise auf degenerative Veränderungen und Luxationen zu erkennen. Jedoch bleibt auch hier zu berücksichtigen, dass die Abbildung relativ unscharf ist.

- **MRT (Magnet-Resonanz-Tomographie)**

Die Magnet-Resonanz-Tomographie ist ein Verfahren, das ohne schädliche Röntgenstrahlung und damit ohne jedes durch Strahlung verursachte Risiko auskommt. Das technische Prinzip der Magnetresonanz wurde 1946 von Bloch und Purcell unabhängig voneinander entdeckt und bald in Physik und Chemie angewandt. 1952 erhielten die beiden Wissenschaftler den Nobelpreis für ihre Entdeckung. Die Weiterentwicklung zu einer Technik in der Medizin, mit Hilfe derer

Bilder des menschlichen Körpers erzeugt werden können, wurde im wesentlichen durch Lauterbur und Mansfield im Jahr 1973 vorangetrieben. Dafür bekamen sie 2003 den Nobelpreis für Medizin. Praktisch verfügbar ist das Verfahren seit 1984. In einem starken Magnetfeld werden Protonen in eine bestimmte Richtung ausgependelt. Nach Änderung des Energiefeldes kehren die Protonen in ihre ursprüngliche Lage zurück und geben die hierbei absorbierte Energie wieder ab. Diese Energie ist messbar und ermöglicht durch komplexe mathematische Zusammenhänge die Errechnung einer graphischen Darstellung. Mit dem MRT können auch Weichteile dargestellt werden, so dass es im Bezug auf das Kiefergelenk auch die Beurteilung des Discus articularis und dessen Position zu Condylus und Fossa ermöglicht [69]. Als deutlicher Nachteil müssen die sehr hohen Kosten aufgeführt werden.

- **Arthroskopie**

Hierbei wird bei einem kleinen chirurgischen Eingriff eine endoskopische Kamera in den oberen Gelenkspalt eingebracht, die ihre Aufnahmen auf einen Monitor überträgt. Im Rahmen dieses Eingriffs ist eine Spülung des Gelenkspaltes möglich.

- **Sonographie**

Ein Schallkopf sendet Ultraschallwellen in den zu untersuchenden Körper. Je nach Gewebe, auf welches die Schallwellen treffen, werden sie in unterschiedlichem Maße absorbiert oder reflektiert. Ein Empfänger wandelt die reflektierten Schallwellen in elektrische Impulse um die bildlich wiedergegeben werden können. Die Untersuchung des Kiefergelenks mit Ultraschall spielt aufgrund der starken Überlagerung durch knöcherne Strukturen eher eine untergeordnete Rolle. Ein Vorteil

dieser Technik ist die Möglichkeit, Bewegungen des Gelenkköpfchens darstellen zu können.

- **Szintigraphie**

Die Szintigraphie ist eine nuklearmedizinische Untersuchung, bei der Radionuklide in den Körper eingebracht werden. Diese reichern sich im zu untersuchenden Organ oder Gewebe an. Die kurzlebigen Radionuklide senden Gamma-Strahlung aus, wenn sie in ihren stabilen Grundzustand übergehen. Die Aktivitätsverteilung, also die räumliche Verteilungsdichte der aus dem Körper austretenden Gamma-Strahlung kann als Bild im Szintigramm dargestellt werden. Durch die Szintigraphie können erhöhte Stoffwechselaktivitäten z. B. entzündliche Prozesse oder erhöhte knöcherne Umbauvorgänge diagnostiziert werden.

1.2.3 Die Computertomographie

Bei der Computertomographie handelt es sich um ein spezielles Röntgenverfahren, das Querschnittsbilder verschiedener Körperabschnitte anfertigt. Das Verfahren wurde 1972 von dem amerikanischen Physiker A.M. Cormack und dem britischen Ingenieur G. N. Hounsfield entwickelt, die für ihre Entwicklung 1979 den Nobelpreis für Medizin erhielten.

Bei einer herkömmlichen Röntgenaufnahme erhält man eine zweidimensionale Projektion eines dreidimensionalen Körpers, das heißt eine Summationsabbildung, bei der sich alle im Strahlengang befindlichen Gewebe überlagern.

Die konventionelle Tomographie erstellt von einer bestimmten Ebene des zu untersuchenden Körpers eine scharfe Abbildung, wobei diese von den verwischt dargestellten Strukturen, die vor oder hinter der gewünschten Schicht liegen, überlagert wird.

Die Computertomographie ist im Vergleich dazu in der Lage, die Bildinformation des abzubildenden Querschnitts ohne verwirrende Bildüberlagerungen darzustellen.



Abbildung 1.4: Computertomograph der Firma Siemens

Bei der Computertomographie dreht sich ein mechanisch verbundenes Röntgenröhren-Detektor-System kreisförmig um die Längsachse des Patienten. Ein bleistiftdünnem Strahlenbündel durchdringt die zu untersuchende Körperschicht. Der Detektor ist 100mal sensitiver als ein normaler Röntgenfilm. Er misst die auf der anderen Seite der Körperschicht austretende Strahlungsintensität und setzt diese in elektrische Signale um, deren Intensität von der Menge der eintreffenden Strahlen, die also nicht von dazwischen liegenden Geweben absorbiert wurden, abhängt. Diese Signale werden in Bildpunkte unterschiedlicher Helligkeit umgerechnet. Das so produzierte Bild entspricht dem eines Röntgenbildes von dem entsprechenden Körperquerschnitt eines lebenden Patienten.

Die Leistung eines Computer Tomographen hängt von verschiedenen Faktoren ab. Wesentliche Bedeutung kommen dem Detektor, dem Rekonstruktions-Algorithmus, der Strahlenquelle, der verwendeten Strahlendosis, der Computer- und Displayelektronik und der Software für die Nachbearbeitung zu.

In den letzten Jahrzehnten wurde die Computer Tomographie kontinuierlich durch kürzere Aufnahmezeit und höhere Bildqualität verbessert. Eine entscheidende Weiterentwicklung stellt die in den 1990er Jahren eingeführte

Spiral-Computertomographie dar [81]. Hierbei handelt es sich um eine kontinuierliche Aufnahme, bei der der Patient mit einer konstanten Geschwindigkeit durch die Öffnung des Computertomographen (gantry) gefahren wird und die Einheit aus Röntgenröhre und Detektor kontinuierlich um den Patienten kreist. Die Untersuchung kann somit zeitlich deutlich verkürzt werden, so dass die Gefahr von Bewegungsartefakten, beispielsweise durch Atmungsbewegungen, stark minimiert werden kann. Im Gegensatz zur konventionellen Computertomographie, bei der während der Messung sequentiell Schicht um Schicht gemessen wird, erfolgt bei der Spiral-Computertomographie die schichtweise Bildrekonstruktion aus dem primär gemessenen spiralförmigen Rohdatensatz durch Messwertinterpolation mit variablen Schichtabständen.

1998 wurde die Multi-Slice- Computertomographie vorgestellt. Hierbei werden nach dem gleichen Prinzip wie bei der Spiral-Computertomographie gleichzeitig zwei transaxiale Schichten durch die Verwendung zweier paralleler Detektorbänke aufgenommen, was eine weitere Reduzierung der Aufnahmezeit und somit eine Verringerung der Bewegungsartefakte ermöglicht. Es kann eine hohe Anzahl an Schichten aufgezeichnet werden bei besserer Nutzung der exponierten Strahlung [81].

2001 kamen Cone-Beam-Scanner auf den Markt. Diese können aufgrund parallel geschalteter Sensorfelder mit einem einzigen Umlauf um den Patienten – ähnlich wie bei einem Orthopantomograph – ein komplettes Kopfvolumen aufzeichnen. Durch ihre kompakte Bauweise und ihren erschwinglichen Preis sind sie auch für den Einsatz in der zahnärztlichen oder oralchirurgischen Praxis geeignet. Bei voranschreitender Dosisreduktion stellt diese Technik vielleicht einmal eine ernst zunehmende Alternative zum OPG dar [44, 81].

Die digitale Form eines CT-Datensatzes ermöglicht quantitative Angaben in Form von Dichte-, Distanz-, Winkel- und Flächenmessungen. Es können auch Bilder errechnet werden, die in einer anderen als der primär aufgenommenen Schichtebene liegen, wobei aber ein Verlust an räumlicher Auflösung unvermeidlich ist [9, 25, 48, 75].

Lineare oder volumetrische Vermessungen am Bildschirm sind zuverlässig verwendbar, da die Messwerte mit den anatomischen Abmessungen übereinstimmen [11, 59, 63]. Besonders im Bereich der Mandibula besteht kein signifikanter Unterschied zwischen Vermessungen einer CT-Aufnahme und makroskopischen Messungen. Strecken lassen sich zuverlässiger vermessen als Winkel [18].

Neben der zweidimensionalen Schichtbilddarstellung ist auch eine dreidimensionale Oberflächenrekonstruktion möglich. Dies half, die diagnostischen Möglichkeiten weiter zu verbessern und zielgerichtete präoperative Therapieplanungen vorzunehmen [3].

1.2.3.1 Computertomographische Darstellung und Diagnostik des Kiefergelenks

Eine Reduzierung auf zwei Dimensionen, wie es die herkömmliche Radiologie mit sich bringt, ist bei der Untersuchung des Kiefergelenkes nicht immer ausreichend. Vielmehr ist häufig eine dreidimensionale Darstellung notwendig. Panorama-Aufnahmen bilden nur wenige Details ab. Aufgrund von Überlagerungen durch kontralaterale Strukturen ist nur eine grobe Beurteilung von Kondylus-Abnormalitäten möglich. Tomographie-Aufnahmen vermeiden zwar das Problem der Überlagerung, es besteht jedoch die Gefahr, dass durch eine unglückliche Wahl der Schichtebene falsch-negative Diagnosen entstehen, so dass häufig mehrere Aufnahmen nötig sind. Außerdem wird im Gegensatz zur CT nur ein geringer Prozentsatz des durchstrahlten Gewebes auch abgebildet [63].

Durch die Einführung der High-Resolution Computertomographie in den 1980er Jahren mit Schichtdicken von 2 mm wurde die Computertomographie interessant für die craniofaciale Anwendung [81]. Aufgrund des hohen Auflösungsvermögens ist die Computertomographie ein exzellentes Verfahren zur Beurteilung knöcherner Gelenkstrukturen. Sie bietet durch detaillierte Aufnahmen essentielle Informationen, die auf herkömmlichen Röntgenbildern

nicht zu sehen sind und ist damit herkömmlichen Röntgenaufnahmen und der konventionellen Tomographie im Hinblick auf ihr diagnostisches Potential überlegen [21, 74]. Aus diesem Grunde wird die Computertomographie zunehmend auch zur Untersuchung primärer und sekundärer Kiefergelenkserkrankungen herangezogen. Sie ist beispielsweise indiziert zur Beurteilung von Knochenabnormalitäten, Frakturen, Dislokationen, Arthritiden, Sklerosierungen, Ankylosen, Hyperplasien und Neoplasien. Zahnärztliche Chirurgen können wichtige Strukturen wie den Canalis mandibulae in ihrer Lagebeziehung zu den umgebenden anatomischen Beschaffenheiten aus der Sicht der dritten Dimension beurteilen.

Der Diskus ist mit der Computertomographie grundsätzlich darstellbar. Durch die Verwendung spezieller Weichteilfilter besteht die Möglichkeit, neben den knöchernen Begebenheiten auch weichgewebige Strukturen abzubilden. So eignet sich die Computertomographie durchaus zur Diagnostik von Diskusabnormalitäten und Diskusverlagerungen. Die Abbildung von Weichgeweben in der Computertomographie ist allerdings als nicht besonders zuverlässig einzuschätzen. Das Verfahren der Wahl zur Beurteilung der Diskusform und –position ist heute die Magnetresonanztomographie, die besser reproduzierbare und präzisere Aufnahmen von so filigranen Weichgewebsstrukturen wie dem Diskus des Kiefergelenks ermöglicht [11, 17, 21, 74, 80].

Da die Computertomographie mit einer relativ hoher Strahlenbelastung und vergleichsweise hohen Kosten verbunden ist, sollte die Indikation für die Computertomographie nicht leichtfertig gestellt werden [9]. Sie ist nicht bei Routineuntersuchungen indiziert, sondern als weiteres diagnostisches Mittel, wenn die konventionellen radiologischen Untersuchungen trotz bestehender Beschwerden keinen Hinweis auf eine pathologische Veränderung geben [17, 21].

Durch spezielle Rechenroutinen ist es möglich, eine dreidimensionale Darstellung der Oberflächen der abgebildeten Strukturen zu erhalten. Den Oberflächenpixeln werden hierbei in Abhängigkeit von ihrer Entfernung und Lage zum Betrachter verschiedene Graustufen zugeteilt. Dieses

dreidimensionale Bild kann in alle Richtungen rotiert werden, so dass eine Untersuchung des Kiefergelenks aus jedem beliebigen Winkel ermöglicht wird. Das Kiefergelenk kann mit diesem Verfahren in seine Einzelteile zerlegt werden, so dass auch bislang verborgene Oberflächen, wie zum Beispiel die Fossa articularis beurteilt werden können. Es werden filigrane anatomische Details abgebildet, wie beispielsweise die Fissura petrotympanica oder die Fossa pterygoidea am Processus condylaris. Die Darstellung der Gelenkoberflächen war in vivo bislang nur mit Hilfe der Arthroskopie und den damit einhergehenden operativen Risiken möglich [63].

1.2.3.2 Aufnahmetechnik zur Darstellung des Kiefergelenks in CT-Aufnahmen

Bei der Anfertigung der Computertomographie-Aufnahmen des Kiefergelenks muss sorgfältig darauf geachtet werden, dass der Patient sich nicht bewegt, da die CT aufgrund ihrer relativ langen Aufnahmezeit anfällig für Bewegungsartefakte ist [63]. Durch die Einführung der Spiral-Computer Tomographie wurde die Aufnahmezeit verkürzt, und somit die Anfälligkeit für Bewegungsartefakte deutlich reduziert [77]. Trotzdem sind bei der Anfertigung von CT-Aufnahmen verschiedene Maßnahmen zu ergreifen, um die Qualität zu verbessern. Der Kopf des Patienten wird symmetrisch in der Kopfschale gelagert und mit Klettband fixiert. Die Lage des Unterkiefers ist durch eine Aufbißschiene aus einem radiotransparenten Material zu sichern, um spontane Bewegungen des Unterkiefers, zum Beispiel Spasmen der Kaumuskulatur während der Strahlenexposition zu verhindern. Das Kinn kann mit Klebeband an der Haut der Jochbeinregion fixiert werden [52].

Bei einer gewöhnlichen CT-Aufnahme des Kiefergelenks erhält man eine Abbildung in der horizontalen Ebene. Die Art und Weise, wie der Kliniker das Kiefergelenk und seine Bewegungsabläufe betrachtet, macht in häufigen Fragestellungen eine Darstellung in sagittalen Schichten wünschenswert. Prinzipiell lässt sich eine herkömmliche CT-Aufnahme zu einer Abfolge

sagittaler Slices rekonstruieren, jedoch ist dieses Procedere mit einigen Nachteilen verbunden. Es ist eine große Anzahl von Schichten und eine damit verbundene hohe Strahlenbelastung bei der ursprünglichen Aufnahme notwendig und die Bildqualität nimmt bei einer rekonstruierten Aufnahme durch Messwertinterpolation ab. Van der Kuijl et al. haben 1990 eine direkte sagittale Aufnahmetechnik entwickelt. Mit Hilfe eines modifizierten Patiententisches, einer speziellen Kopfstütze, maximaler Neigung des Gantrys und einer eigens entwickelten seitlichen Patientenlagerung bei maximaler Lateroflexion des Kopfes kann ein Strahlengang erreicht werden, der eine sagittale Aufnahme des Kiefergelenks ermöglicht [79].

Honda et al. verglichen 2001 die Ortho cubic super-high resolution computed tomography (Ortho-CT) mit herkömmlichen Röntgenaufnahmen. Bei der Ortho-CT sammelt ein einzelner 360° Scan Projektionsdaten, aus denen ein dreidimensionales Bild mit der Form eines Zylinders rekonstruiert wird, mit der Höhe von 32 mm und einem Durchmesser von 38 mm. Die Bilder haben eine höhere Auflösung bei geringerer Strahlendosis als die herkömmliche Computer Tomographie. Die Ortho-CT, die nicht mehr Platz benötigt als ein OPG, wurde ursprünglich für die Untersuchung der dentalen und maxillofacialen Region entwickelt. Allerdings hat die klinische Erfahrung auch seinen erfolgreichen Einsatz bei der Diagnostik von Kiefergelenkserkrankungen gezeigt. Herkömmlichen Röntgenverfahren ist es in Bezug auf sein diagnostisches Potential überlegen und ist hier vergleichbar mit gewöhnlichen CT-Aufnahmen. Der Nachteil ist die mit 17 Sekunden recht lange Aufnahmezeit, so dass auch hier eine Fixierung des Kopfes notwendig ist [32].

1.2.3.3 Messungen anhand von CT-Aufnahmen

Vermessungen an CT-Aufnahmen sind zuverlässig verwendbar, da die Messwerte mit den anatomischen Abmessungen übereinstimmen [11, 59]. Auf herkömmlichen zweidimensionalen Röntgenbildern sind Messungen der räumlichen Tiefe, also der Dicke einer biologischen Struktur nicht möglich. CT-

Aufnahmen bieten diese Möglichkeit. Zudem sind die Messungen an CT-Aufnahmen auf den Bruchteil eines Millimeters genau [87].

Togashi et al. fanden 2002 heraus, dass die Messfehler an CT-Aufnahmen bei linearen Messungen kleiner als 5% waren, sofern die Schichtdicke der Aufnahme nicht größer als 3 mm war. Mit zunehmender Schichtdicke vergrößerte sich auch der Messfehler [77]. 1987 untersuchten Christiansen et al. CT-Aufnahmen des „normalen“, also nicht erkrankten Kiefergelenks von 53 Patienten und vermaßen Dimensionen, Winkel und Abstände. Sie fanden heraus, dass der Kondylus in der horizontalen Ebene in 40% der Fälle eine elliptische, in 40% eine konkavkonvexe und in 20% eine ovoide Form hat. Außerdem wurde der antero-superiore sagittale Gelenkspalt (1,9 mm), der koronale zentral-superiore Gelenkspalt (2,3 mm) und der medial-horizontale Gelenkspalt vermessen (3,9 mm) [16]. Waitzmann et al. verglichen 1992 direkte Streckenmessungen an Schädeln im Bereich der Orbita mit indirekten Messungen an CT-Aufnahmen. Die durchschnittliche Differenz zwischen beiden Methoden betrug nur 0,9% bei exakt axial angefertigten CT-Aufnahmen. Bei nicht axial aufgenommenen CT-Aufnahmen nahm die Differenz etwas zu. Wurden die Aufnahmen mit einer Achsenabweichung von $\pm 4^\circ$ aufgenommen, war bei 65% der Messungen der Fehler kleiner als 2%, und bei 95% der Messungen kleiner als 5%. Nach Meinung der Autoren liegen auch diese Ergebnisse in einem klinisch akzeptablen Rahmen [83].

Auch Cavalcanti et al. verglichen 1999 direkte und an CT-Aufnahmen indirekt durchgeführte Messungen linearer Interlandmark-Distanzen und fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Methoden. Sie folgerten, dass die Genauigkeit der Messungen an CT-Aufnahmen für präoperative Planungen ausreiche [13]. Im selben Jahr untersuchten Kusnoto et al. ebenfalls im Vergleich zur direkten Methode, Messungen von Interlandmark-Distanzen und Winkeln an CT-Aufnahmen mit besonderem Augenmerk auf den Einfluss von Kopffrotationen von 5° während der Aufnahme. Sie folgerten aus ihren Ergebnissen, dass Ungenauigkeiten bei der Identifizierung der landmarks die größere Fehlerquelle im Vergleich zur Rotation darstellt [38].

Auch Volumenmessungen an CT-Daten sind bereits validiert worden. Roth et al. haben 1997 die Genauigkeit von volumetrischen Messungen der Mandibula untersucht. Sie haben direkte Messungen mit indirekten Messungen an CT-Daten verglichen. Zur direkten Messung wurden die Volumina von Unterkiefern von Leichen durch Wasserverdrängung bestimmt. Die indirekte Messung anhand von CT-Aufnahmen erfolgte durch die schichtweise Zählung der beteiligten Voxel. Ein Voxel ist ein Volumenelement, dessen Größe sich aus dem Produkt seiner von der verwendeten Auflösung abhängigen Grundfläche und der Schichtdicke der CT-Aufnahme ergibt. Das Volumen der Mandibula lässt sich durch die Multiplikation der ermittelten Voxel-Anzahl und dem Voxel-Volumen errechnen. Sie fanden eine durchschnittliche Abweichung zwischen beiden Verfahren von weniger als 5% [49, 65]. Im selben Jahr verglichen Kane et al. verschiedene Methoden der Volumenmessung an Kunststoff-Phantommodellen unterschiedlicher Form. Sie bestimmten die Volumina durch Vermessungen mit Hilfe von Schieblehren und indirekt anhand von CT-Aufnahmen. Sie fanden einen durchschnittlichen Unterschied von nur 2,2% zwischen den beiden Messverfahren [35]. So wurden in verschiedenen Studien anhand von CT-Aufnahmen die Volumina nicht nur von der Mandibula, sondern auch von einzelnen Kaumuskeln bestimmt [34, 36, 45].

1.3 Landmarks zur Beschreibung radiologischer Strukturen

Zur Beschreibung biologischer Strukturen, seien es Kurven, Oberflächen oder Volumina, hat sich die Definition von Bezugspunkten, so genannten landmarks etabliert.

Bereits um 1490 begann Leonardo da Vinci mit seinen anatomischen Untersuchungen an menschlichen Leichnamen. Trotz des ausdrücklichen päpstlichen Verbotes schuf da Vinci ein etwa 200 Seiten fassendes anatomisches Werk. Er versuchte die menschliche Schönheit mit Hilfe von Bezugspunkten und konstruierten Linien in geometrischen Regeln auszudrücken.

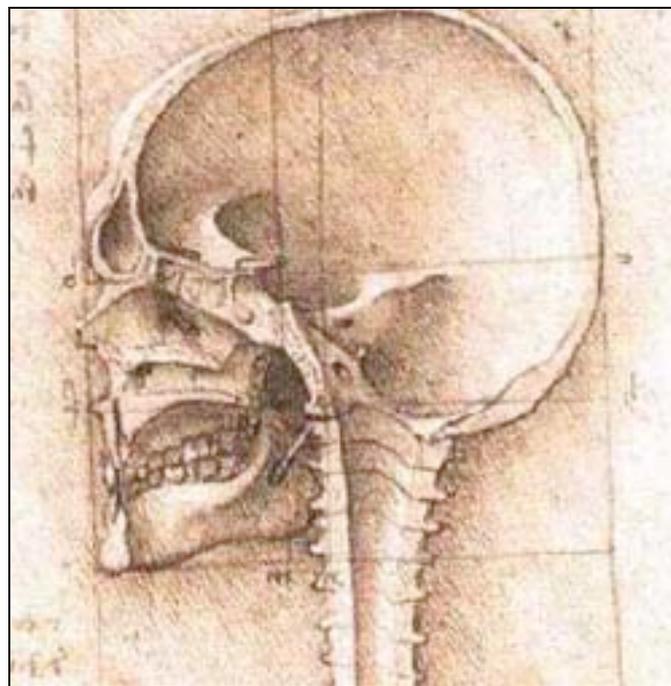


Abbildung 1.5: Menschlicher Schädel, Leonardo da Vinci, um 1500.

Landmarks sind definiert als biologisch bedeutungsvolle Punkte, die unmissverständlich beschrieben werden können und sich wiederholbar an biologischen Strukturen lokalisieren lassen. Die wichtigste Anforderung an ein landmark ist, dass es leicht zu identifizieren ist und mit einem hohen Grad an Genauigkeit und Präzision lokalisiert werden kann. Nur wenn ein landmark unter allen Bedingungen zu finden ist, ist dieser sinnvoll für Analysen zu verwenden. Landmarks können beispielsweise an Foramina, Schnittpunkten

von Suturen oder knöchernen Fortsätzen liegen. Unter homologen landmarks versteht man landmarks, die korrespondierend bei verschiedenen Organismen im Sinne einer Kontinuität der enthaltenen Information zu finden sind [40, 62].

1.3.1 Landmarks in der Anthropologie

Landmarks wurden bereits vor über einem Jahrhundert in der Anthropologie verwendet, um craniale Variationen zu quantifizieren. Die erste radiologische Studie über fossile menschliche Funde wurde bereits 1906 veröffentlicht, nur elf Jahre nach W. C. Röntgens Entdeckung der gleichnamigen Strahlung. D. Gorganovic-Kramberger untersuchte Variationen bei Pulpenkavitäten von Zähnen von Neandertalern. Weitere Studien befassten sich mit Zähnen, Unterkiefern und Schädeln von Fossilien. In den 1980er Jahren wurden die ersten CT-Scans von fossilen Schädeln angefertigt und die Fortschritte im Bereich der digitalen Bildverarbeitung ermöglichten geometrisch exakte dreidimensionale Bildgebung von fossilen Schädeln, so dass intracraniale Messungen vorgenommen werden konnten [76]. In etlichen Studien wurden beispielsweise das Os temporale und die Fossa articularis unter Zuhilfenahme dreidimensionaler landmarks anhand von CT-Datensätzen vermessen und zwischen verschiedenen hominiden Fossilien, Primaten und modernen Menschen verglichen [29, 42, 70, 71]. Hennessy und Stringer untersuchten 2002 mit Hilfe von Distanzen zwischen paarigen wie unpaarigen landmarks die regionalen Unterschiede der craniofacialen Form des modernen Menschen [31].

1.3.2 Landmarks in der zweidimensionalen Kephalometrie

Seit den 1930er Jahren fanden landmarks auch klinische Anwendung bei der facialen Anthropometrie bei Patienten mit Lippen- Kiefer- Gaumenspalten und zur Beschreibung hemifacialer Asymmetrien [23].

Die kephalometrische Analyse in der Kieferorthopädie verwendet ebenfalls landmarks. Durch die Identifikation kephalometrischer Bezugspunkte können anschließend Winkel- und Streckenmessungen vorgenommen werden. Bei den über 200 in der Literatur beschriebenen Bezugspunkten handelt es sich um landmarks an der Schädelbasis, der Maxilla, der Mandibula und im Bereich der Dentition. Grundsätzlich werden verschiedene Messpunktarten unterschieden. Anatomische Punkte werden durch anatomische Strukturen eindeutig bestimmt. Anthropologische Punkte sind Extrempunkte von anatomischen Konturen. Ihre Lage ist nicht immer exakt definiert, da sie von der Lagerung und Neigung des Kopfes abhängig sind. Konstruierte Punkte werden erst durch geometrische Konstruktionen ermittelt. Röntgenologische Punkte sind durch die durch Überlagerungen anatomischer Strukturen entstehenden Schnittpunkte definiert. Mögliche Ungenauigkeiten erklären sich mit verschiedenen Fehlerquellen. Radiographische Fehler sind röntgentechnische und projektorisch bedingte Fehler, wie zum Beispiel Verzerrung und Vergrößerung oder die falsche Lagerung eines Patienten. Messfehler entstehen bei der analytischen Auswertung der Bezugspunkte. Die wohl gravierendste Fehlerquelle stellt der Identifikationsfehler dar. Die Größe des durch fehlerhafte Interpretation der anatomischen Strukturen entstehenden Fehlers ist in hohem Maße vom Übungsgrad des Untersuchers abhängig [67].

1971 untersuchten Baumrind und Frantz sechzehn Standard-landmarks in Bezug auf die Präzision bei ihrer Identifizierung. Die Studie zeigte, dass der durch Ungenauigkeiten bei der Identifizierung der landmarks entstehende Fehler einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf eine anschließende cephalometrische Analyse hat. Es wurden deutliche Unterschiede zwischen verschiedenen landmarks gefunden. So lassen sich landmarks an anatomisch

markanten Positionen wie knöchernen Kanten oder Foramina genauer reproduzieren als landmarks an Kurven. Sie fanden, dass die Fehler für jeden landmark eine charakteristische Verteilung aufwiesen, und folgerten, dass die Fehler nicht rein zufällig, sondern je nach Beschaffenheit des landmarks systematisch zustande kommen. Sie schlugen vor, die Fehler bei der Identifizierung zu reduzieren, indem alle landmarks routinemäßig mehrfach lokalisiert werden [5].

Midtgard et al. beschrieben 1974 die Reproduzierbarkeit von landmarks in FRS-Aufnahmen. Sie fanden, dass landmarks in Abhängigkeit von Abbildungsschärfe und Kontrast im Bereich der äußeren Schädelkontur relativ leicht zu identifizieren sind. Landmarks im Inneren des Schädels seien häufig ungenauer aufgrund der Summation überlagerter anatomischer Strukturen. Sie zeigten, dass die intraindividuelle Abweichung im Durchschnitt etwa 1 mm beträgt. Ein Testintervall von einem Monat hatte keinen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis. Sie folgerten, dass die Unterschiede zu großen Teilen von der Unsicherheit des Untersuchers beim Platzieren der landmarks abhängen. Bei einem interindividuellen Vergleich erzielten beide Untersucher ähnliche Ergebnisse [47].

McWilliams und Welander beschäftigten sich 1978 mit dem Einfluss der Bildqualität auf die Genauigkeit der landmarks. Sie zeigten, dass Auflösung und Kontrast des Röntgenbildes maßgebliche Faktoren darstellen. Weitere wichtige Einflussgrößen seien projektorische Fehler, die Art des jeweiligen landmarks, die Darstellung anatomischer Details, Ungenauigkeiten durch Überlagerungen und Erfahrung und radiologisches Wissen des Untersuchers. Sie bestimmten eine minimale Auflösung, unter welcher der Fehler in der landmark-Identifizierung signifikant zunahm. Durch den Einsatz von Verstärkerfolien ließe sich die Strahlendosis ohne negative Auswirkung auf die Genauigkeit der landmarks reduzieren [46].

Stabrun und Danielsen fanden 1982 eine hohe Präzision bei einem intraindividuellen Vergleich und folgerten, dass jeder Untersucher eine klare Vorstellung von der definierten Position der vierzehn untersuchten landmarks hat. Bei dem interindividuellen Vergleich erzielten sie zwar generell gute

Ergebnisse, bei der Lokalisierung einiger weniger landmarks traten jedoch größere Unstimmigkeiten auf. Sie forderten eine klarere Definition der Position der landmarks und eine intensivere Kalibrierungen der Untersucher, um Fehler bei der Identifizierung von landmarks durch unterschiedliches Verständnis einer landmark- Definition zu vermeiden. Übereinstimmend mit Baumrind und Frantz [5] beschrieben sie ein charakteristisches Bild der Identifikationsfehler für jeden landmark in Abhängigkeit der spezifischen Konditionen, die mit der Lokalisierung verbunden sind [73].

El-Mangoury et al. bemerkten 1987, dass möglichen Ungenauigkeiten bei der Lokalisierung der landmarks häufig nicht die nötige Aufmerksamkeit zuteil wird und somit Daten aus kephalometrischen Analysen in Frage gestellt werden müssen. Sie fanden heraus, dass in posterior-anterioren Röntgenaufnahmen skeletale landmarks genauer zu reproduzieren sind als dentale. Die Identifikation einzelner landmarks ist zuverlässiger als die Identifikation von Flächen, da hierzu mehrere landmarks notwendig sind und mögliche Fehler sich addieren können [22].

Major et al. fanden 1994 bei ihrer Untersuchung von landmarks in Fernröntgenfrontalaufnahmen auf ihre Verlässlichkeit signifikante Unterschiede zwischen den intraindividuellen und den interindividuellen Identifikationsfehlern. Auch sie erkannten landmarks, die je nach ihrer Definition größere Fehler in der Horizontalen oder der Vertikalen aufwiesen. Sie diskutierten, ob das genaue Wissen um die Fehlercharakteristika eines jeden verwendeten landmarks einen positiven Effekt in Bezug auf die Genauigkeit und Verlässlichkeit der Analyse haben könnte [43].

Athanasiou et al. errechneten 1999 aus allen ihren gemessenen landmark-Positionen Mittelwerte für die x- und y-Koordinate, um eine möglichst „wahre“ Position des landmarks als Referenz zu erhalten, da eine exakte Position für ein landmark nicht existiert und auch Experten über die ideale Position unterschiedlicher Ansicht sind. Sie zeigten signifikante Unterschiede in der Genauigkeit verschiedener landmarks und nur geringe Unterschiede zwischen verschiedenen Untersuchern. Auch in dieser Studie wurde eine für jeden landmark charakteristische Verteilung der gemessenen Positionen beschrieben.

So liegt bei einigen landmarks der Fehler eher auf der x-, bei anderen eher auf der y-Achse. Für paarige landmarks wurde auf beiden Seiten weit gehend übereinstimmende Ergebnisse erzielt [4].

1.3.3 Landmarks im dreidimensionalen Raum

Die Anwendung von landmarks im dreidimensionalen Raum begann durch die Stereolokalisierung von landmarks durch die Kombination von Fernröntgenseiten- und Fernröntgenfrontalaufnahmen. Diese zweiflächige Rekonstruktion von dreidimensionalen landmark-Positionen galt als praktikabler Kompromiss zwischen Genauigkeit und Kosten zur Untersuchung der dreidimensionalen kranialen Form. Bei einem Vergleich dieser Methode mit Schieblehrenmessungen fanden Bookstein et al. nur Abweichungen von durchschnittlich 0.4 mm bei den Interlandmark-Distanzen. Probleme dieser Methode waren die relativ geringe Anzahl von geeigneten landmarks und die hohe Fehlerquelle durch die Notwendigkeit, alle landmarks auf zwei verschiedenen Röntgenbildern identifizieren zu müssen. So entwickelten Brown und Abbott ein computerunterstütztes Verfahren bei dem mit Hilfe einer radiographischen Gleichung basierend auf der Geometrie eines zweiflächigen Systems die Lage eines landmarks auf dem zweiten Röntgenbild durch seine Lage auf dem ersten Röntgenbild vorhergesagt werden konnte. Die ermittelten dreidimensionalen landmark-Koordinaten konnten für metrische Analysen oder zur Darstellung des Schädels als „Drahtmodell“ verwendet werden. [7, 10].

Nachteile der herkömmlichen cephalometrischen Röntgenbilder sind vor allem Ungenauigkeiten durch Überlagerungen und eine relativ geringe Anzahl an präzise zu lokalisierenden landmarks. Aus diesem Grund wurden landmarks geschaffen, die aus geometrischen Regeln und Positionen anderer landmarks konstruiert werden müssen, was eine zusätzliche Fehlerquelle bedeutet. Bei der Computer Tomographie gibt es keine Probleme durch Überlagerungen, Vergrößerungen oder Verzerrungen. Sie bietet eine große Anzahl an geeigneten landmarks im dreidimensionalen Raum, die Messungen sind

genauer als bei herkömmlichen Röntgenbildern und der interindividuelle Fehler ist kleiner [85].

Neben etlichen landmarks auf zweidimensionalen Röntgenbildern, sind bereits mehrfach landmarks im dreidimensionalen Raum an CT-Daten validiert worden. So sind bereits mit Hilfe von landmarks Formvergleiche, lineare, volumetrische und Winkel- Messungen und verschiedene Wachstumsmuster im Bereich des Schädels beschrieben worden.

Bei Formvergleichen wurde in verschiedenen Studien die durchschnittliche Form einer Population errechnet und mit einer anderen verglichen. Mit Hilfe einer gemittelten Matrix aus Interlandmark-Distanzen können verschiedene Individuen oder Gruppen gegenüber gestellt und auf signifikante Unterschiede untersucht werden. So wurden beispielsweise Klassifikationen für knöcherne Missbildungen erstellt [33] und Schädelformen und Wachstumsmuster von syndromalen Patienten beschrieben [51, 88]. Als mathematische Grundlage für diese Formvergleiche diente die von Lele und Richtsmeier entwickelte „Euclidean Distance Matrix Analysis“ (EDMA). Mit dieser auf landmarks basierenden Methode lassen sich Formen und Wachstumsmuster im zweidimensionalen und dreidimensionalen vergleichen. Durch die Erstellung einer Matrix aus den Interlandmark-Distanzen ist diese Methode unabhängig von den verwendeten Koordinatensystemen oder von röntgenologischen Einflüssen, wie zum Beispiel Rotationen. Dadurch können verschiedene Aufnahmen von verschiedenen Patienten gegenübergestellt werden. Es werden die Verhältnisse zwischen allen homologen Interlandmark-Distanzen berechnet, um die relativen Unterschiede zwischen zwei Schädeln zu beschreiben. Die EDM wurde in mehreren Studien entwickelt und beschrieben [20, 39, 40, 41, 60, 61].

In den vergangenen fünfzehn Jahren sind mehrfach landmarks im Bereich des Schädels anhand von CT-Aufnahmen auf ihre Genauigkeit und intra- wie interindividuelle Reproduzierbarkeit untersucht worden.

Abbott et al. ließen 1990 den Untersucher die 76 landmarks zweimal identifizieren mit einer einmonatigen Pause zwischen den beiden Durchläufen. Durch diese Pause sollten Erinnerungen an einzelne anatomische

Besonderheiten der verschiedenen CT-Aufnahmen und damit an die im ersten Durchgang gewählten Positionen der landmarks vermieden werden. Für zwölf landmarks wurden auf diese Weise signifikante Abweichungen gefunden. Das heißt, das Verständnis der Definition der landmarks hat sich für den Untersucher verändert. Sie folgerten, dass exaktere Definitionen der landmarks ihrer Reproduzierbarkeit verbessern könnten. Die gemessenen Abstände lagen zwischen 0,411 mm und 5,165 mm, der durchschnittliche Fehler bei 1,7 mm, was in den verwendeten CT-Aufnahmen in etwa der Größe zweier Voxel entspricht. Bei der selben Untersuchung an herkömmlichen zweidimensionalen Röntgenbildern wurde ein durchschnittlicher Fehler von nur 0,7 mm gefunden. Bei Patienten mit syndromalen Erkrankungen oder Asymmetrien sind die herkömmlichen Bilder jedoch häufig schwer zu interpretieren, so dass in diesen Fällen die Computer Tomographie die Identifizierung einer größeren Anzahl von landmarks ermöglicht. Eine Untersuchung mit CT-Aufnahmen von Patienten mit Weichgewebs- oder knöchernen Abnormalitäten zeigte, dass diese keinen negativen Einfluss auf die Genauigkeit der landmarks haben. Sie folgerten, dass die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der landmarks die Beschreibung des craniofacialen Systems ermöglichen und diese somit für die Analyse und Quantifizierung der craniofacialen Morphologie in drei Dimensionen geeignet sind [1].

Richtsmeier et al. beschrieben 1995 verschiedene Arten von Fehlern in der Anwendung von landmarks. Fehler bei der Herstellung eines digitalen Bildes vom lebenden Objekt, Fehler beim Identifizieren der landmarks im digitalen Bild und Fehler die durch die nicht korrekte Nutzung der Hard- und Software entstehen. Von zehn Schädeln wurden je zwei Aufnahmen angefertigt, auf jeder Aufnahme wurden die landmarks zweimal identifiziert. Unterschiede in den gemessenen Daten von zwei verschiedenen Aufnahmen des selben Schädels sind bedingt durch Fehler bei der Anfertigung des digitalen Bildes. Differenzen zwischen Daten, die zu unterschiedlicher Zeit vom selben Bild erhoben wurden, sind abhängig von Fehlern, die beim Aufzeichnen der landmarks durch die Interaktion von Untersucher und verwendeter Hard- und Software entstehen. Da die Auswertung der Daten anhand von Koordinatensystemen nicht ohne

weiteres möglich ist, da bei verschiedenen Aufnahmen die Nullpunkte der Koordinatensysteme in Bezug auf das dargestellte Objekt an verschiedenen Stellen liegen und somit ein Vergleich der Daten durch ein Übereinanderlegen der Aufnahmen nicht durchführbar ist, entschied man sich, in Anlehnung an die „Euclidean Distance Matrix Analysis“ eine Matrix aus Interlandmark-Distanzen zu erstellen um mögliche Differenzen statistisch zu erfassen. Die durchschnittlich Differenz der landmark-Positionen auf ein und demselben Bild betrug nur 0,5 mm, die durchschnittliche Differenz der landmark-Positionen auf zwei verschiedenen Aufnahmen des selben Schädels lag je nach Schädel zwischen 0,17 mm und 0,53 mm. Die Autoren folgerten, dass die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der landmarks in CT-Aufnahmen die Untersuchung der biologischen Geometrie mit akzeptabler Präzision ermöglicht. Richtsmeier beschreibt eine weitere Besonderheit, die mit der Darstellung durch Schichtbilder einhergeht. Die Pixelgröße betrug im vorliegenden Fall 0,39 mm x 0,39 mm, die Schichtdicke 1,5 mm. Damit war die Auflösung in der x- und der y-Achse viermal größer als in der z-Achse. Er vermutete, dass die Nutzung dreidimensional rekonstruierter CT-Aufnahmen weniger arbeitintensiv sei und keine Erfahrung im Umgang mit Schichtbildern voraussetze. Allerdings würden bei der Rekonstruktion keine neuen Daten hinzugefügt, so dass mit einer erhöhten Genauigkeit und Präzision nicht zu rechnen sei [62].

Kragoskov et al. verglichen 1997 landmarks in konventionellen cephalometrischen Röntgenaufnahmen mit landmarks in CT-Aufnahmen in Bezug auf ihre Zuverlässigkeit. Sie fanden interindividuelle Differenzen von weniger als 1 mm bei den konventionellen Röntgenbildern und Differenzen von etwa 2 mm bei CT-Aufnahmen. Sie folgerten, dass bei herkömmlichen Analysen die Anfertigung konventioneller Röntgenbilder ausreichend sei. Bei Patienten mit Asymmetrien und craniofacialen Syndromen sei die Computer Tomographie indiziert [37].

Cavalcanti und Vannier untersuchten mögliche Unterschiede in der Genauigkeit von landmarks in zweidimensional und dreidimensional rekonstruierten CT-Aufnahmen und verglichen die Ergebnisse mit direkten Messungen am Schädel. Sie fanden für die Messungen an dreidimensional rekonstruierten CT-

Aufnahmen bessere Ergebnisse als für die an zweidimensional rekonstruierten CT-Aufnahmen durchgeführten Messungen. Keine an dreidimensional rekonstruierten CT-Aufnahmen durchgeführte Messungen unterschied sich signifikant von den direkten Messungen, bei den an zweidimensional rekonstruierten CT-Aufnahmen durchgeführten Messungen gab es bei jeder vierten einen signifikanten Unterschied. Aber auch die zweidimensional rekonstruierten CT-Aufnahmen lieferten eine akzeptable Genauigkeit. Die Messung der bikondylären Distanz wies beispielsweise nur eine durchschnittliche Differenz von 0,22 mm im Vergleich zur direkten Messung auf [15].

Cavalcanti et al. untersuchten 2004 die Präzision und Genauigkeit von craniofacialen landmarks an dreidimensional rekonstruierten CT-Aufnahmen indem sie Interlandmark-Distanzen mit direkten Messungen am Schädel verglichen. An der Studie nahmen zwei Radiologen teil, so dass die intra- und interindividuelle Reproduzierbarkeit beurteilt werden konnte. Sie fanden keine signifikanten Unterschiede zwischen den intra- und interindividuellen Messungen und auch keine signifikanten Abweichungen zwischen der indirekten und der direkten Methode [14].

1.3.4 Fuzzy landmarks

Valeri et al. begründeten 1998 eine neue Klasse von landmarks. Ein Fuzzy landmark repräsentiert die Position einer biologischen Struktur, die präzise skizziert ist, aber ein größeres Areal als ein einzelner Punkt einnimmt. Es handelt sich hierbei um Flächen, denen die Eigenschaften oder markante Besonderheiten für die Definition eines einzelnen Punktes fehlen, die aber eine topographische Bedeutung haben. Solche Flächen existieren an vielen biologischen Objekten. Es könnte sich beispielsweise um Gelenkflächen, Insertionsstellen von Muskeln an Knochen, um eine Weichgewebsstruktur oder

eine Fossa handeln. Ein Fuzzy landmark liegt im angenommenen Zentrum des Areal.

In der durchgeführten Studie war der Messfehler bei den Fuzzy landmarks zwar größer als bei herkömmlichen landmarks, lag aber mit einer durchschnittlichen Varianz von 1,15 mm in einem akzeptablen Rahmen, besonders da durch diese neue Art der landmarks neue Areale für die Untersuchung durch landmarks erschlossen werden, die mit herkömmlichen landmarks nicht zu beschreiben waren. Durch wiederholte Lokalisierung und statistische Auswertung der gemessenen Abstände konnten durch die erzielten Ergebnisse Fuzzy landmarks etabliert werden. Grundsätzlich ist diese Methode auch auf andere anatomische Strukturen übertragbar, jeder neu definierte Fuzzy landmark bedarf jedoch einer genauen Untersuchung bezüglich seiner Reproduzierbarkeit. Mögliche Anwendungsgebiete der Fuzzy landmarks sind Wachstumsstudien, klinische Messreihen und Volumenmessungen [78].

Williams und Richtsmeier stellten 2003 fest, dass der Unterkiefer aufgrund der geringen Anzahl markanter anatomischer Punkte und Strukturen, die sich als landmarks eigneten, nur schwerlich durch landmarks zu quantifizieren ist. Sie definierten daher insgesamt sieben Fuzzy landmarks im Bereich des Kondylus, des aufsteigenden Astes und des Kinns. Zusätzlich bezogen sie einige konstruierte landmarks in ihre Studie mit ein. Auch sie stellten für die Fuzzy landmarks und die konstruierten landmarks größere Fehler als für die biologischen landmarks fest, fanden aber für alle landmarks akzeptable Fehlerradien [86].

1.4 Ziel der Studie

Trotz intensivster Forschung zur Gelenkposition existieren bisher nur wenige evidente Fakten über eine anatomische dreidimensionale physiologische Position des Condylus zur Fossa.

Dass eine Gesetzmäßigkeit bzw. eine Symmetrie in der biologischen Variation von Condylus zur Fossa besteht, wurde bereits 1899 von dem Anthropologen Aurel von Török bestritten [82]. Er stellte an 905 Schädeln mit Unterkiefer fest: ..., dass weder die Form, noch die Flächenausdehnung der Gelenkgrube ein solches, für alle möglichen vorkommenden Einzelfälle gültiges Verhältnis aufzustellen gestattet, aus welchem auf die spezielle Form und Größe der Gelenkköpfe des Unterkiefers ein sicherer Rückschluss gezogen werden könnte. Um nun die Aussagen in dreidimensionaler Hinsicht zu komplettieren fügt von Török hinzu: ... spielt die Stellung der Gelenkköpfe eine wesentliche Rolle, und könnte ihre Richtung in den Gelenkgruben ohne weiteres genau bezeichnet werden, so wäre dieses einzige Moment schon für sich allein hinreichend, um die Entscheidung einer Zusammengehörigkeit ganz sicher treffen zu können. Leider ist das nicht der Fall.

Die Simplifizierung der dreidimensionalen Struktur des Kiefergelenkes auf eine zweidimensionale Projektion, wie in vielen bildgebenden Verfahren der Fall, ist für therapeutische Positionierungen des Condylus zur Fossa also fragwürdig. Hier stellt sich nun die Frage, ob nicht der dreidimensionale Gelenkspalt die geeigneten Informationen der räumlichen Positionierung von Condylus zur Fossa beinhaltet.

Es soll eine Methode entwickelt werden, mit der sich anhand von computertomographischen Aufnahmen das Volumen des Gelenkspalts bestimmen lässt. Hierzu wurden landmarks definiert, die die volumetrischen Grenzen des Kiefergelenks markieren. Voraussetzung für eine korrekte Volumenbestimmung des Gelenkspalts ist die exakte Definition und Reproduzierbarkeit der benutzten landmarks.

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es,

- 1) die neu definierten landmarks im Bereich des Kiefergelenks in Bezug auf ihre Reproduzierbarkeit in Computertomographie-Aufnahmen zu untersuchen und mit schon validierten landmarks am Schädel zu vergleichen;
- 2) eine Anleitung zu erstellen, wie eine Computertomographie-Aufnahme des Kiefergelenks anhand der von uns entwickelten und validierten landmarks mit der verwendeten Software ImageJ [58] unter zu Hilfenahme einer für diesen Zweck programmierten Applikation im dreidimensionalen Raum entsprechend der Grundebene ausgerichtet werden kann.

2 Material und Methode

2.1 Reproduzierbarkeit der landmarks

Um die interindividuelle Reproduzierbarkeit der von uns für die volumetrische Evaluation des Gelenkspalts definierten landmarks besser beurteilen zu können, wurden bereits etablierte landmarks in die Auswertung mit einbezogen.

2.1.1 Definition der landmarks

Man unterscheidet verschiedene Typen bzw. Klassen von landmarks. So finden sich unter den hier untersuchten landmarks zum einen radiologisch-anatomisch definierte Punkte im Bereich des Mittelgesichts, zum anderen aber auch so genannte fuzzy-landmarks. Die Definition eines fuzzy-landmark ist dabei weiträumiger als die Definition eines herkömmlichen anatomischen Punktes und entspricht weniger einer klar festgelegten radiologisch dargestellten Struktur, sondern eher einer annähernden Beschreibung eines interessierenden Areals, die je nach Untersucher unterschiedlich ausfallen kann. Die Tabelle 2.1 zeigt eine Zusammenfassung der untersuchten landmarks.

Tabelle 2.1: Überblick über die untersuchten landmarks

Name des landmark	Abkürzung	Region	Seite	Typ
Meatus acusticus externus	MAE	tmj	r + l	radiologisch-anatomisch
Spina ossis sphenoidalis	SOS	tmj	r + l	radiologisch-anatomisch
Tuberculum articulare anterior	TAA	tmj	r + l	radiologisch-anatomisch
Os temporale laterale	OTL	tmj	r + l	radiologisch-anatomisch
Fuzzy condyle	FC	fuzzy	r + l	fuzzy
Fuzzy lambda	FL	fuzzy	medial	fuzzy
Fuzzy sella	FS	fuzzy	medial	fuzzy
Laterale orbita	LO	Orbita	r + l	radiologisch-anatomisch
Os temporale mediale	OTM	Orbita	r + l	radiologisch-anatomisch
Mediale orbita	MO	Orbita	r + l	radiologisch-anatomisch
Foramen incisivum	FI	Mittelgesicht	medial	radiologisch-anatomisch

Abbildung 2.1 bis Abbildung 2.9 zeigen die detaillierten Regionen der landmarks, die zur Grenzbestimmung des Kiefergelenks herangezogen wurden.

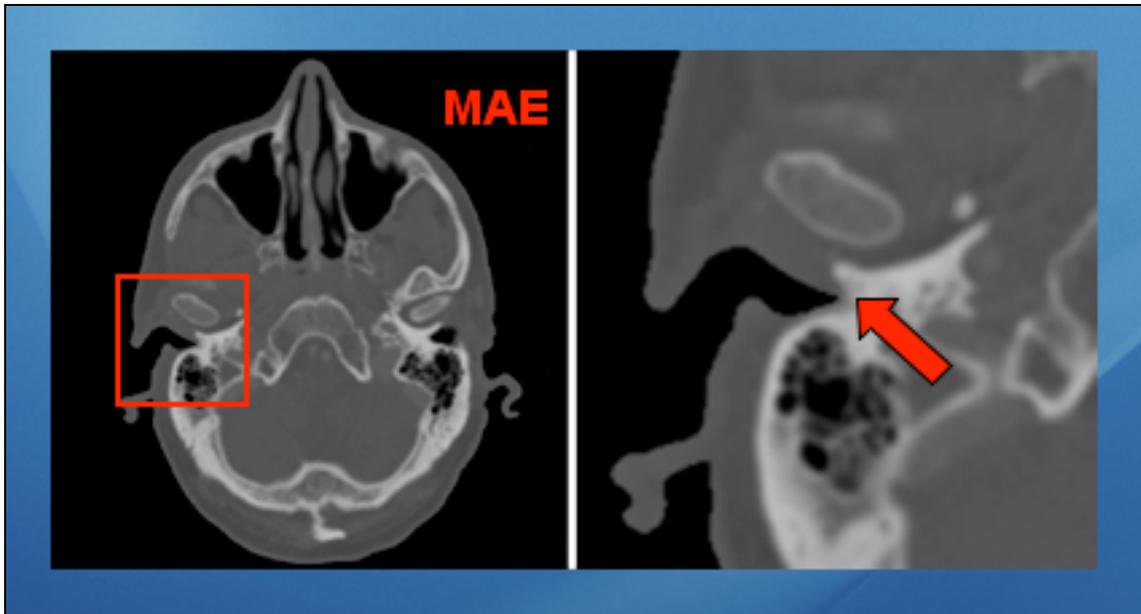


Abbildung 2.1: Meatus acusticus externus (MAE)

Der Meatus acusticus externus bildet die dorsale Begrenzung der Gelenkgrube. Der Punkt liegt in der Schicht der unteren und lateralen Begrenzung des Meatus acusticus externus. Die Weichteilöffnung (schwarz) berührt so gerade die knöcherne Begrenzung (hell).

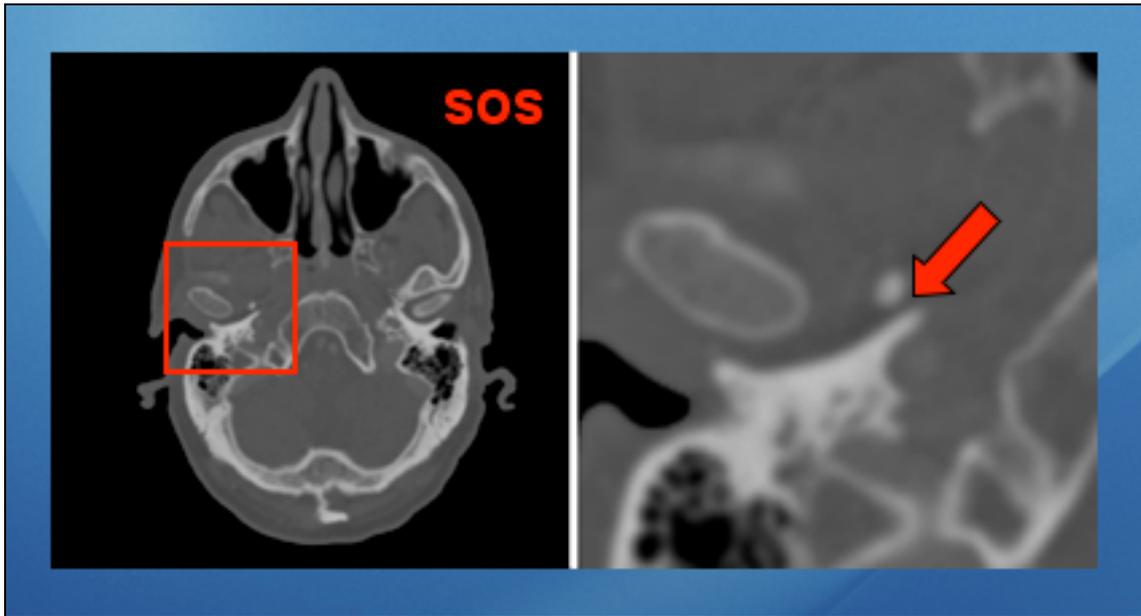


Abbildung 2.2: Spina ossis sphenoidalis (SOS)

Die Spina ossis sphenoidalis stellt die mediale Begrenzung der Gelenkgrube dar. Hier liegt die Verlängerung der Fissura petrotympanica (Glaser'sche Spalte) nach medial. Der Punkt wird im kaudalen Bereich der Spina ossis sphenoidalis in den Eingang der Spalte gesetzt.

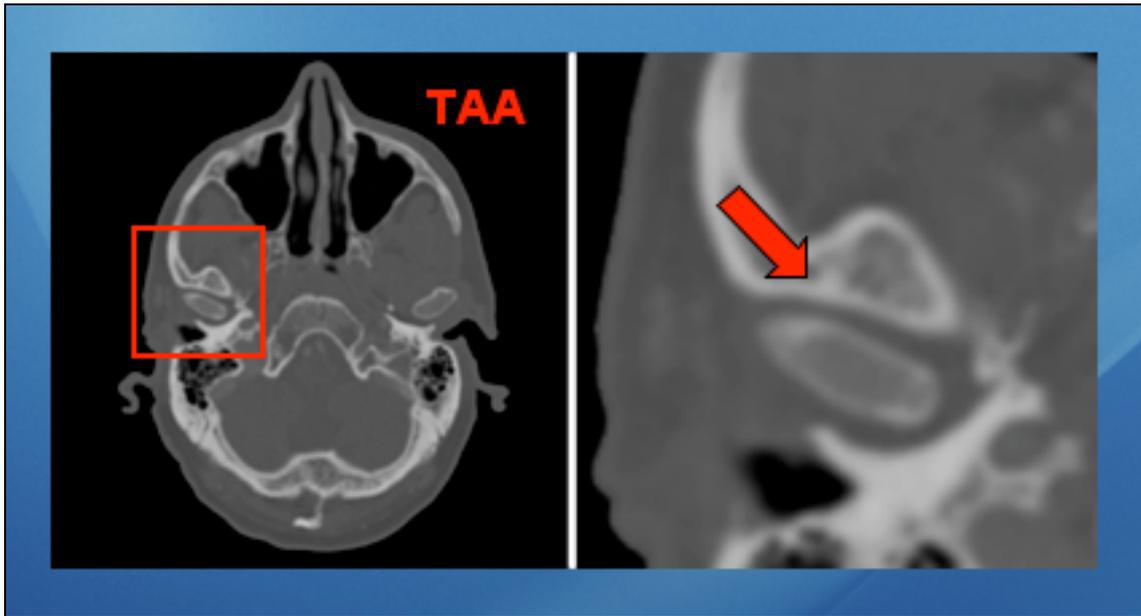


Abbildung 2.3: Tuberculum articulare anterior (TAA)

Das Tuberculum articulare anterior ist die anteriore Begrenzung der Gelenkgrube. Der Punkt liegt auf der Erhebung des Tuberculum articulare anterior. Die knöcherne anteriore Begrenzung des Kiefergelenks ist gerade noch durchgängig sichtbar.

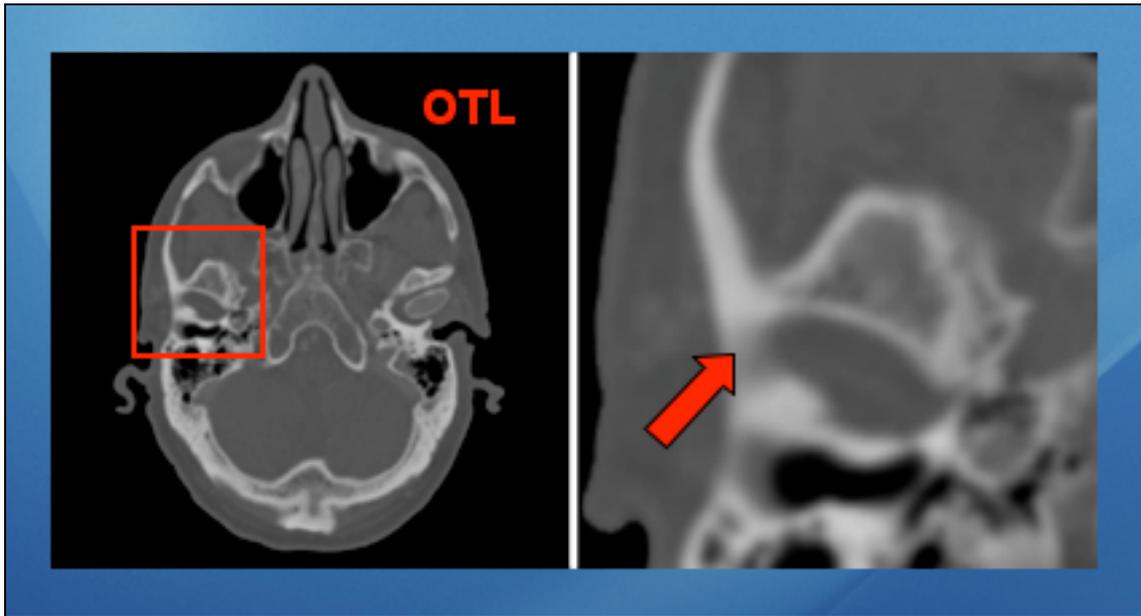


Abbildung 2.4: Os temporale laterale (OTL)

Der Punkt Os temporale laterale legt die laterale Begrenzung der Gelenkgrube fest. Die knöcherne Struktur des Os temporale ist lateral gerade noch durchgängig sichtbar.

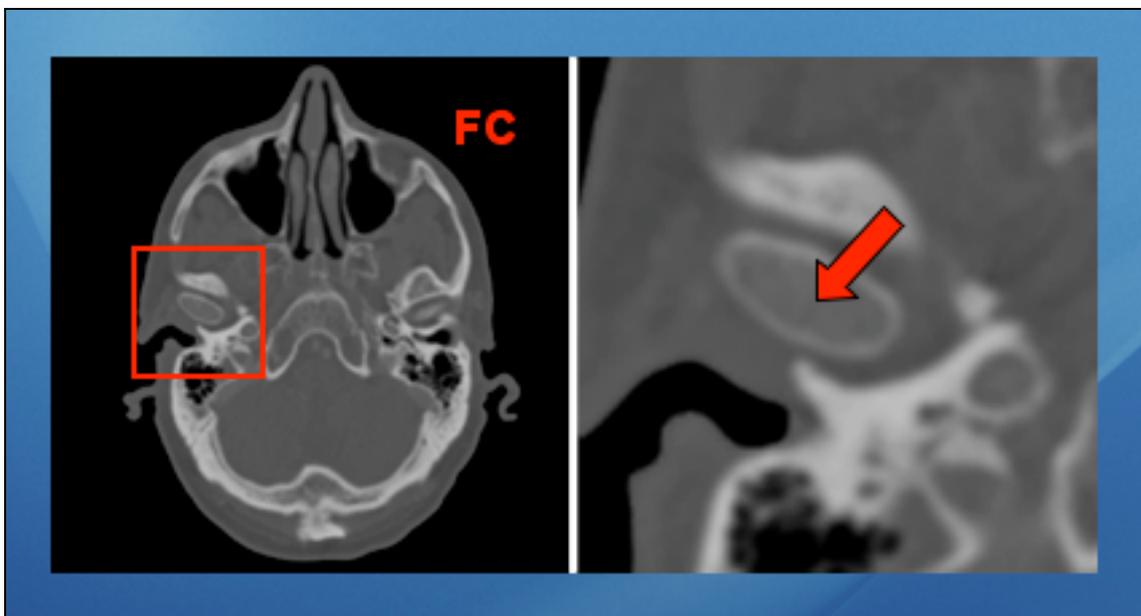


Abbildung 2.5: Fuzzy condyle (FC)

Fuzzy condyle liegt im Mittelpunkt des Condylus in der Schichtebene seiner größten Ausdehnung.

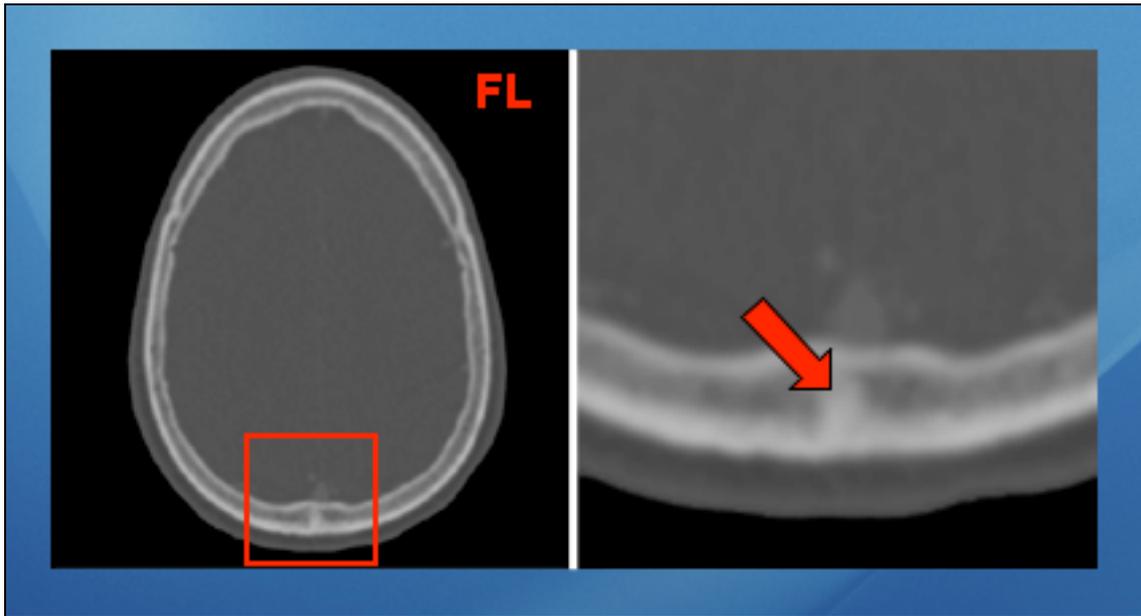


Abbildung 2.6: Fuzzy lambda (FL)

Der Punkt Fuzzy lambda wird auf den Schnittpunkt der occipitalen Suturen gesetzt.

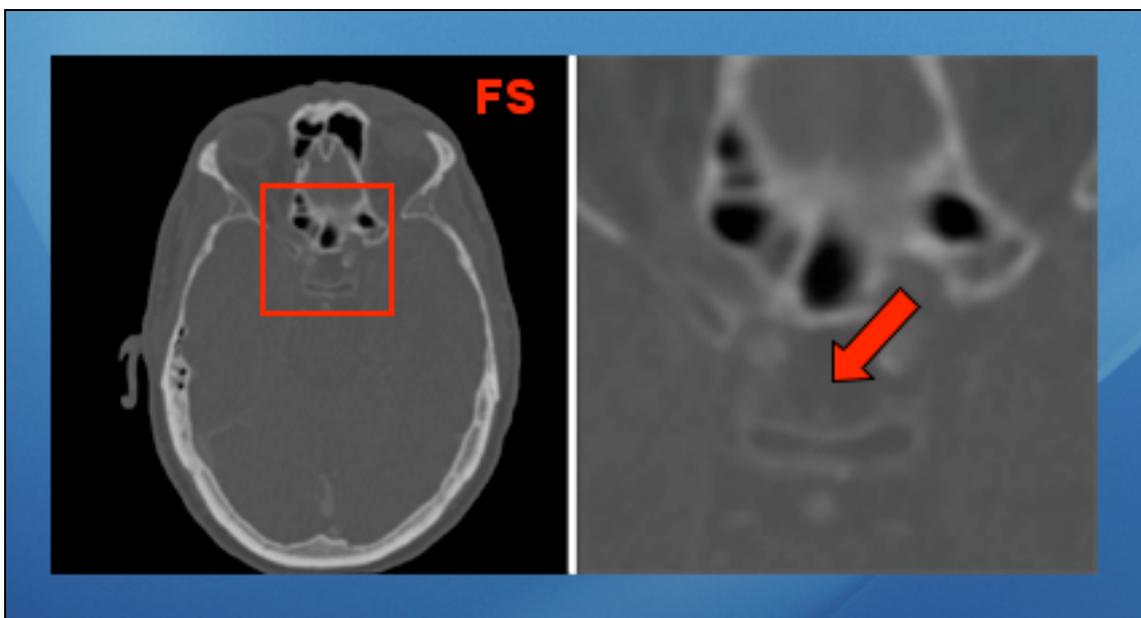


Abbildung 2.7: Fuzzy sella (FS)

Fuzzy sella liegt im Mittelpunkt der Sella turcica. Es wird neben der Horizontalen auch die Vertikale berücksichtigt, indem die in der Mitte der Sella liegende Schichtebene gewählt wird.

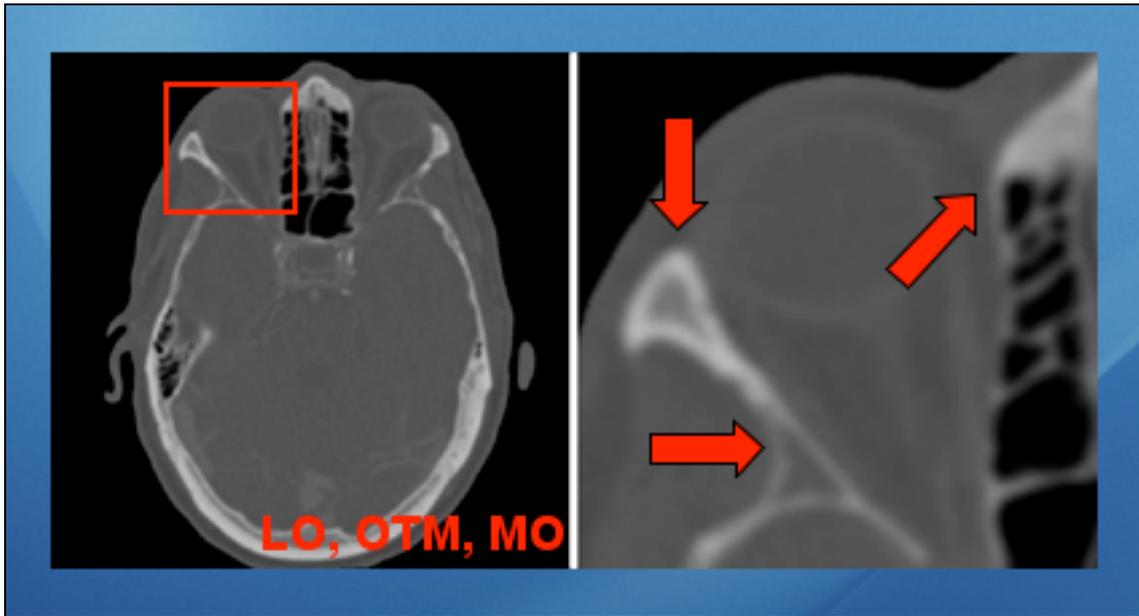


Abbildung 2.8: Laterale Orbita (LO), Os temporale mediale (OTM), Mediale Orbita (MO)

Die drei Punkte liegen in der Schichtebene mit der größten Öffnung des Canalis opticus. Nervus opticus sowie Musculus rectus lateralis und medialis sind zu erkennen.

Der Punkt Laterale Orbita ist die knöcherne anteriore und laterale Begrenzung der Orbita.

Os temporale mediale liegt im Bereich der tiefsten medialen Einziehung des Os temporale.

Der Punkt Mediale Orbita stellt die knöcherne anteriore und mediale Begrenzung der Orbita dar.

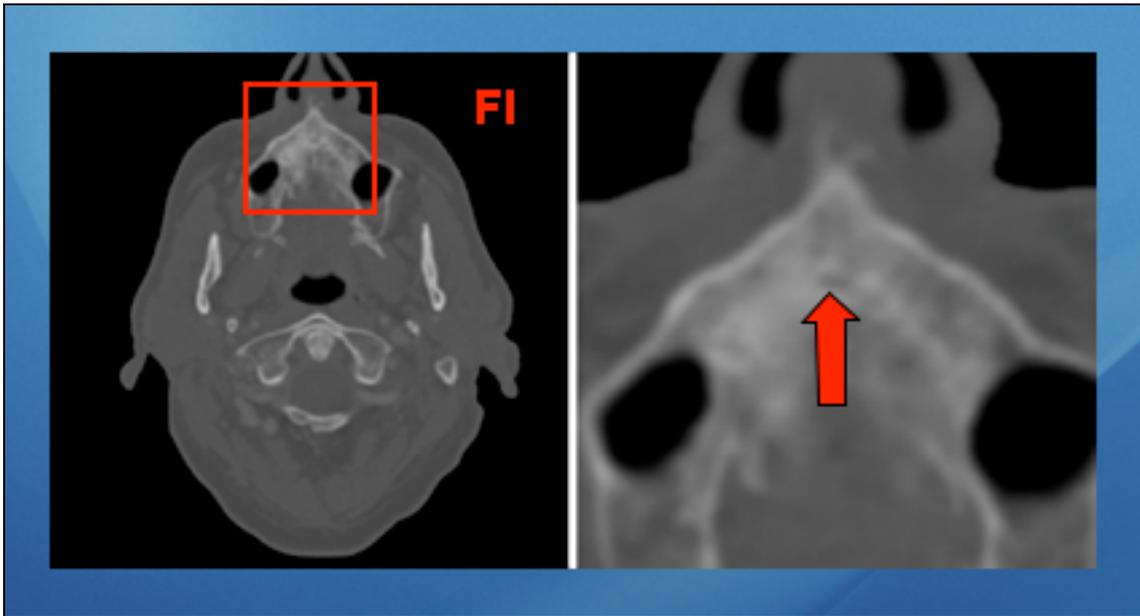


Abbildung 2.9: Foramen incisivum (FI)

Der Punkt Foramen incisivum befindet sich am Eingang des Canalis incisivus. Der Punkt liegt in der Schichtebene, in der der Kanal das erste Mal knöchern umschlossen ist. Er wird auf die Mitte des Kanals gesetzt.

Die Positionierung der landmarks erfolgte in einer Arbeitsgruppe. Diese bestand aus fünf Klinikern. Die genaue Position der ausgewählten landmarks wurde zunächst von einem Radiologen festgelegt. Diese Vorgaben wurden als Goldstandard gesetzt. Anhand dieses Goldstandards wurden anschließend alle teilnehmenden Untersucher kalibriert. Jeder Untersucher befolgte bei der Positionierung der landmarks ein im Vorfeld festgelegtes Auswertungsprotokoll, wobei mit der linken Seite der Datensätze begonnen wurde.

2.1.2 Datenerhebung und Auswertung

Bei den verwendeten Computertomographien handelt es sich um Spiral-Computertomographien (CT-AVE, Phillips, Niederlande). Die Datensätze wurden dem elektronischen Bildarchiv des Institutes für Klinische Radiologie des Universitätsklinikums Münster entnommen. Zur Auswahl der Datensätze

wurden im PACS (Picture Archiving and Communication System) die Suchbegriffe „CT-Head“ und „CT-Angio“ verwendet. Entscheidend für die Auswahl war, dass der knöcherne Schädel komplett abgebildet war, und dass keine gravierenden Pathologien im Sinne syndromaler oder dysmorpher Schädelveränderungen vorlagen. Der überwiegende Teil der Computertomographien wurde bei einer Spannung von 120 kV und einer Stromstärke von 170 mAs aufgenommen. Die verwendeten CT-Aufnahmen wurden auf Schichtdicken von 1 mm bis 1,3 mm rekonstruiert.

Die Übertragung von digitalen Bilddaten bei derzeitigen radiologischen Großgeräten erfolgt auf Basis bestimmter Protokolle, die spezielle Dienste zur Verfügung stellen. Der DICOM-Standard (**D**igital **I**maging and **C**ommunications in **M**edicine) wurde entwickelt, um eine herstellerunabhängige Kommunikationsplattform für medizinische Bilder und bildbezogene Informationen zu schaffen. Es werden nicht nur "nackte" Daten, sondern auch Instruktionen und Informationen über die beabsichtigte Verwendung der Daten innerhalb einer Nachricht mit übertragen. Mit Hilfe dieser Nachrichten werden bei DICOM Daten über Netzwerke ausgetauscht [54]. Über den frei erhältlichen DICOM-Server Central Test Note des Mallinckrodt Institute of Radiology wurden die achtzehn ausgewählten Datensätze aus dem Institutsnetzwerk auf einen lokalen Arbeitsrechner transferiert. Die Hardwarekonfiguration des Arbeitsrechners setzte sich aus einem G3 Power-PC Prozessor mit 333 MHz, 256 MB Ram und einer sechs Gigabyte Festplatte zusammen. Als Betriebssystem wurde OS 8.6 verwendet. Für die weitere Bearbeitung wurde eine Applikation programmiert, die das derzeitige Format DICOM 3 importiert. Als Entwicklungsplattform und Auswertungssoftware diente ImageJ [58].

An der vorliegenden Studie zur interindividuellen Reproduzierbarkeit der landmarks nahmen fünf Untersucher mit unterschiedlicher klinischer Erfahrung teil. Zunächst wurden alle Teilnehmer im Umgang mit der Auswertungssoftware geschult, um jedem Teilnehmer die individuell am günstigsten erscheinende Bildeinstellung zu ermöglichen. Da das menschliche Auge in der Regel nur zwischen 20-50 Graustufen differenzieren kann, muss der zu untersuchende Bildausschnitt in durch das menschliche Auge auflösbaren Graustufen

dargestellt werden. Hierzu werden so genannte Fenstereinstellungen vorgenommen. Diese stellen die einzelnen Dichtewerte der durchstrahlten Strukturen mit einer bestimmten Spannweite, der so genannten Fensterweite in Hounsfield-Einheiten dar. Durch Veränderung der Fensterweite konnte jeder Untersucher den Bildausschnitt mit den relevanten Knochenstrukturen für sich optimiert anzeigen lassen. Anhand eines Beispiel-CT wurden alle Teilnehmer in Bezug auf die genaue Definition der landmarks kalibriert. Jeder Untersucher arbeitete an einer identischen digitalen Kopie der ausgewählten achtzehn originalen CT-Datensätze. Um Fehler durch Informationsaustausch und Konzentrationsmangel zu minimieren, wurden alle Datensätze geblindet und nicht mehr als 140 landmarks pro Tag und Untersucher identifiziert. Alle landmark-Koordinaten wurden zusammen mit dem zugehörigen Bild-, Datensatz-, und Untersucher-Code sofort für die weitere statistische Auswertung in einer lokalen Datenbank gespeichert. Nachträgliche Korrekturen wurden damit ausgeschlossen. Zusätzlich wurde ein CT-Datensatz mit einer Schichtdicke von 4 mm verwendet, um den Einfluss der Schichtdicke beurteilen zu können.

Die Reproduzierbarkeit eines landmarks wurde anhand des räumlichen Abstandes zwischen den von den verschiedenen Untersuchern festgelegten Koordinaten für den gleichen landmark des gleichen Datensatzes beurteilt. Bei fünf Untersuchern ergeben sich pro landmark und Datensatz zehn Interlandmark-Distanzen.

Dieser Abstand der Koordinaten für den gleichen landmark zwischen zwei Untersuchern ($u1 \leftrightarrow u2$) im Sinne eines räumlichen Fehlerradius ergibt sich aus der Länge des zwischen den Koordinaten aufgespannten Vektors.

$$\overline{LM_{u1}LM_{u2}} = \begin{pmatrix} x_{u2} - x_{u1} \\ y_{u2} - y_{u1} \\ z_{u2} - z_{u1} \end{pmatrix}$$
$$|\overline{LM_{u1}LM_{u2}}| = \sqrt{(x_{u2} - x_{u1})^2 + (y_{u2} - y_{u1})^2 + (z_{u2} - z_{u1})^2}$$

x_u , y_u und z_u sind die Koordinaten des landmarks LM_u , die durch die Untersucher $u1$ bis $u5$ ermittelt wurden. Der durchschnittliche interindividuelle

Fehlerradius \bar{r} des landmarks LM eines Datensatzes i wurde wie folgt berechnet:

$$\bar{r}_i = \frac{1}{10} \sum \left\{ \begin{array}{l} \overline{LM_{u1}LM_{u2}} + \overline{LM_{u1}LM_{u3}} + \overline{LM_{u1}LM_{u4}} + \overline{LM_{u1}LM_{u5}} \\ \overline{LM_{u2}LM_{u3}} + \overline{LM_{u2}LM_{u4}} + \overline{LM_{u2}LM_{u5}} \\ \overline{LM_{u3}LM_{u4}} + \overline{LM_{u3}LM_{u5}} \\ \overline{LM_{u4}LM_{u5}} \end{array} \right\}$$

Für alle Datensätze ergibt sich daher für LM der interindividuelle Fehlerradius:

$$\bar{R}_{LM} = \frac{1}{18} \sum_{i=1}^{18} \bar{r}_i$$

2.1.3 Statistik

Die statistische Aufbereitung der Daten erfolgte mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS for Macintosh Release 11.0 (SPSS Inc., Chicago, L, USA). Die interindividuelle Reproduzierbarkeit der landmarks wurde mit dem t-Test für gepaarte Stichproben getestet. Die Abhängigkeit zu bestimmten landmarks wurde mit der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) überprüft. Es wurden drei Signifikanzniveaus festgelegt: $p \leq 0,001$; $0,001 < p \leq 0,01$; $0,01 < p \leq 0,05$.

Die graphische Darstellung der Ergebnisse erfolgte mittels Boxplots. Zur Interpretation eines Boxplots sind einige Erläuterungen notwendig. Der dicke Balken im farbigen Bereich (Box) ist der Median: Würde man die Stichprobe anhand der dargestellten Variablen „interindividuelle Distanz“ sortieren, so ist der Median der Wert, den die Messung genau in der Mitte geliefert hat. Hätten z.B. 99 Messungen Werte zur Variablen „interindividuelle Distanz“ geliefert, so ist der Median der Wert, den die 50. Messung lieferte. 50% der Messdaten insgesamt liegen in der Box: Der obere Rand der Box halbiert wiederum die obere Hälfte der Stichprobe, der Rand liegt also am 75. Perzentil. Entsprechendes gilt für die untere Hälfte: Der untere Rand entspricht dem 25.

Perzentil. Die dünnen Striche zeigen die höchsten bzw. niedrigsten beobachteten Werte, die noch keine Ausreißer sind.

2.2 Dreidimensionale Ausrichtung einer CT-Aufnahme nach der Grundebene des Kiefergelenks

Um eine volumetrische Vermessung des Kiefergelenks durchführen zu können, wurden landmarks zur Grenzbestimmung des Gelenks definiert und diese auf ihre Reproduzierbarkeit untersucht.

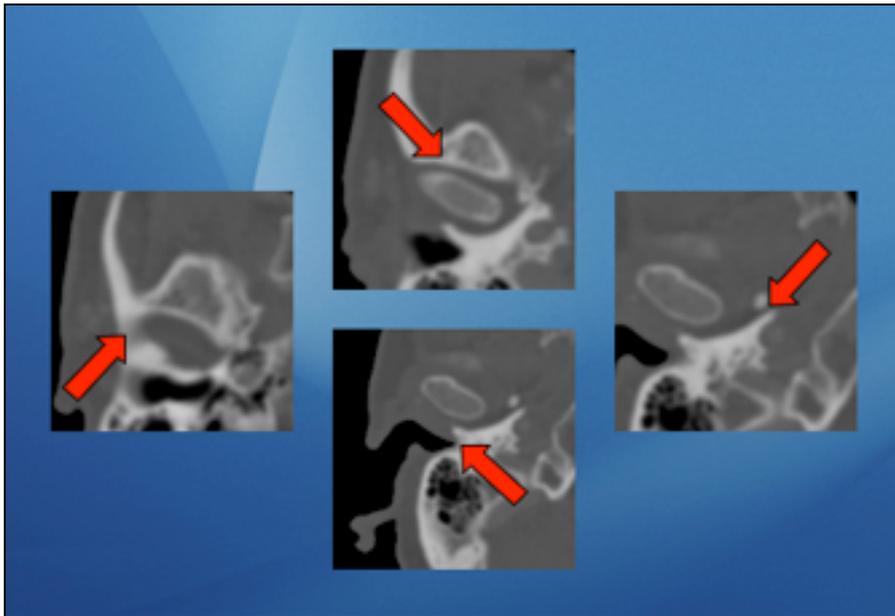


Abbildung 2.10: Landmarks zur Bestimmung der Gelenkspaltgrenzen

Die anteriore, die posteriore und die mediale Markierung bilden zusammen die kaudal liegende Grundebene des zu evaluierenden Gelenkspaltes.

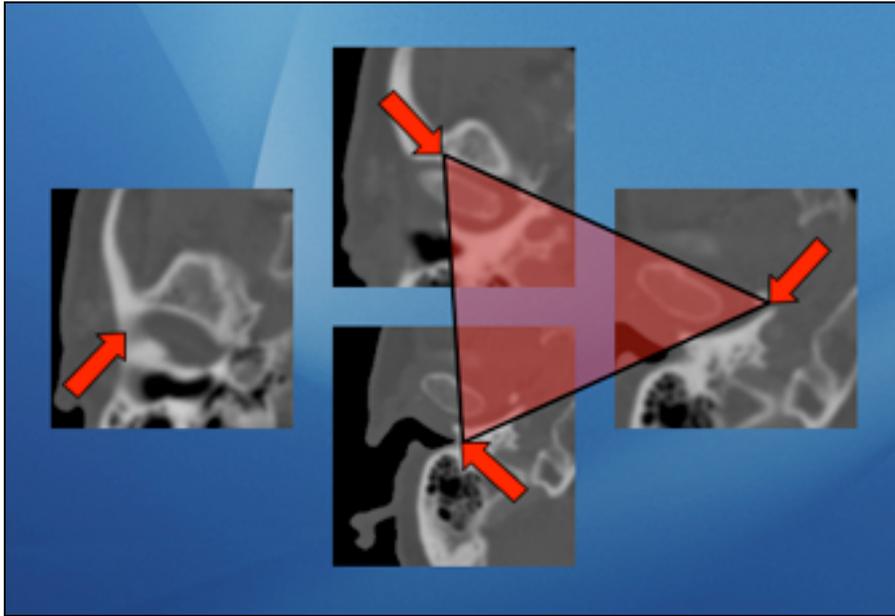


Abbildung 2.11: Grundebene des Gelenkspaltvolumens

Da die oben gezeigten landmarks in der Regel in verschiedenen Schichtebenen liegen, muss die CT-Aufnahme des Kiefergelenks als Vorbereitung für die volumetrische Vermessung im nächsten Schritt im dreidimensionalen Raum rotiert werden, so dass der Gelenkspalt in Bezug auf seine Grundebene ausgerichtet wird. Der CT-Datensatz wird dabei so rotiert, dass die landmarks MAE (Meatus acusticus externus), TAA (Tuberculum articulare anterior) und SOS (Spina ossis sphenoidalis) in der selben Schichtebene liegen.

2.2.1 Graphische Reformatierung der CT-Aufnahmen

Die dreidimensionale Ausrichtung der CT-Aufnahmen wurde ursprünglich realisiert, indem die Aufnahmen von den Gelenken aus einer horizontalen, einer sagittalen und einer frontalen Ansicht betrachtet wurden, jeweils die Winkel zwischen den landmarks und der Horizontalen bzw. der Vertikalen gemessen und drei entsprechende Rotationen um die x-, y- und z-Achse durchgeführt wurden.

Es folgt eine detaillierte Anleitung für den Umgang mit der verwendeten Software ImageJ [58]. Die Anleitung beinhaltet das Vorgehen zum korrekten Setzen der landmarks, zur Durchführung der notwendigen Rotationen und zur verwendeten Nomenklatur des Dateisystems.

1. ImageJ starten und dann eine Patienten-Datei mit der Endung .zip, z.B. *mustermann_m.zip*, öffnen (**File** → **Open**).
2. Oben links im Stack-Fenster steht die Slice-Nr und die Anzahl der Slices, z. B. 1/125. Die erste Schicht sollte oben im Schädel liegen, so dass wir von oben nach unten scrollen. Wenn das nicht der Fall ist, dann muss der Stack umsortiert werden (**Plugins** → **Stack Reverser**). Die Änderungen sollten abgespeichert werden (**File** → **Save as** → **ZIP**). Dazu muss die alte Datei überschrieben werden (**Replace**).
3. Als nächstes müssen die Einstellungen des Stacks überprüft werden (**Image** → **Properties**). *Unit of Length* muss immer in Millimetern angegeben sein. *Pixel/Unit* und *Slice Spacing* können aus dem Info-file entnommen werden.

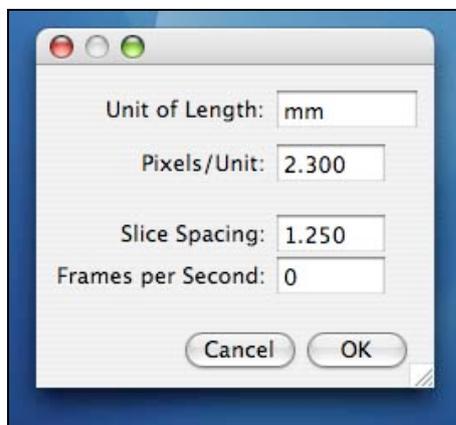


Abbildung 2.12: ImageJ: Properties

4. *Properties* mit **OK** verlassen.
5. Mit dem Fenster-Schieber durch die Schichten scrollen und den Gelenk-Bereich aufsuchen. Alternativ zum Schieber funktionieren auch die Tasten „Punkt“ und „Komma“. Mit dem linken Gelenk beginnen. Alle kommenden Ausführungen beziehen sich auf das linke Gelenk. Beim rechten Gelenk bitte entsprechend umdenken!

6. Mit dem *Rectangular Selection* Tool das linke Gelenk sehr großzügig markieren, so dass Teile des Ohres miterfasst sind. Die Größe des ausgewählten Bereichs wird bestimmt, indem man den weißen Punkt auf der gelben Markierung mit der Maus fasst, und durch Bewegungen mit der Maus die Größe verändert. Durch Drücken der Shift-Taste verändert sich die gelbe Markierung von einem Rechteck zu einem Quadrat. Die Größe des ausgewählten Bereichs wird auf dem ImageJ Toolbar angezeigt. Nun das Zentrum des Quadrates in den Mittelpunkt des Condylus legen.

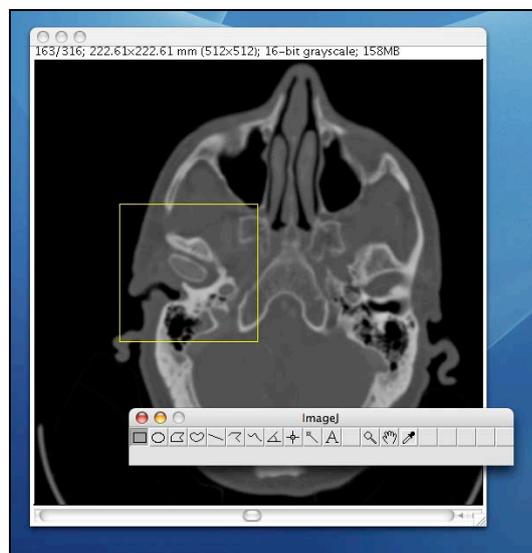


Abbildung 2.13: ImageJ: Rectangular Tool zur Auswahl des interessierenden Bereichs.

7. Das Bild wird auf die ausgewählte Größe zurechtgeschnitten (**Image** → **Crop**).
8. Die Änderungen abspeichern (**File** → **Save as** → **ZIP**). Es wird jetzt die Endung „_kgl“ für „Kiefergelenk links“ angehängt. Aus *mustermann_m.zip* wird jetzt *mustermann_m_kgl.zip*.
9. Die landmarks aufsuchen und mit dem *Crosshair* Tool mit Punkten markieren. Hierbei streng nach dem vorgegebenem Protokoll mit den landmark-Definitionen und immer in der Reihenfolge **MAE, SOS, TAA, OTL** vorgehen. Es empfiehlt sich, das Bild mit der Lupe zu vergrößern.

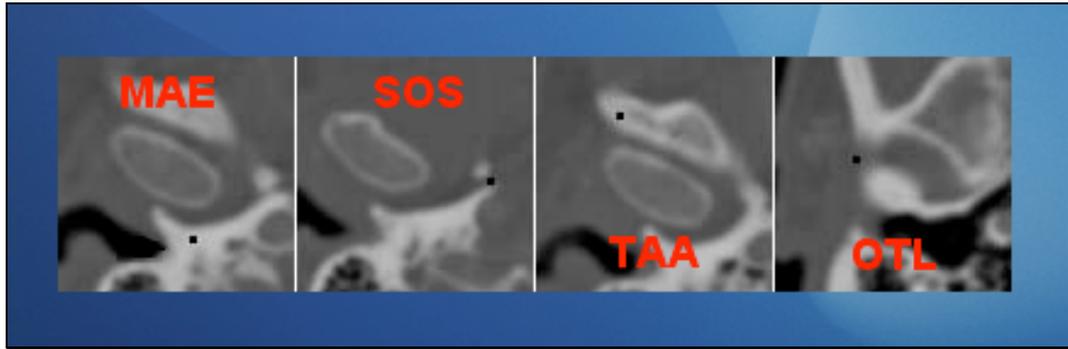


Abbildung 2.14: Lage der vier Kiefergelenk-landmarks in verschiedenen Schichtebenen.

Wenn man den ersten Punkt setzt geht ein *Results* Fenster auf, in dem die Koordinaten angezeigt werden. Wichtig zu wissen ist, dass die Punkte nicht gelöscht werden können. Das heißt, wenn ein Fehler auftritt, muss von vorne begonnen werden. Dazu bitte das File schließen (Klick auf roten Punkt, Don't save), das *Results* Fenster schließen (Don't save) und erneut laden (**File** → **Open** → *mustermann_m_kgl.zip*).

10. Nachdem alle Punkte gesetzt sind, muss der Stack abgespeichert werden (**File** → **Save as** → **ZIP**). Es wird jetzt die Endung „p“ für „Punkte“ angehängt. Aus *mustermann_m_kgl.zip* wird jetzt *mustermann_m_kglp.zip*.
11. In das *Results* Fenster klicken und die Daten als **txt**-file mit dem Namen *mustermann_m_kglp.txt* abspeichern (**File** → **Save as** → **TXT**).
12. Das *Results* Fenster schließen (Klick auf roten Punkt).
13. Das *Angle* Tool anklicken und den unteren weißen Punkt auf **MAE** und den ersten oberen Punkt auf **TAA** setzen. Den zweiten oberen Punkt so ausrichten, dass eine vertikale Linie entsteht. Man kann mit den Tasten Punkt und Komma durch die Slices scrollen, ohne dass das Dreieck verschwindet. So kann man die weißen Enden auf die Punkte setzen.

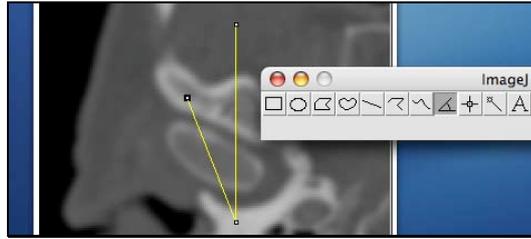


Abbildung 2.15: ImageJ: Angle Tool zur Messung des Winkels für die Rotation um die z-Achse.

14. Jetzt den Winkel zwischen den Schenkeln vermessen (**Analyze → Measure**). Es erscheint ein *Results* Fenster. Den Winkelwert zur Sicherheit notieren. Auf den Stack klicken, um die Menüs wieder erscheinen zu lassen.
15. Jetzt wird die erste Rotation durchgeführt (**Image → Rotate → Arbitrarily, Process Stack → Yes**). Den eben gemessenen Winkelwert aus dem *Results* Fenster eintragen (CAVE: Eingabe mit Punkt statt Komma, CAVE: wenn der Winkel nach rechts oben offen ist, dann muss vor dem Wert ein Minuszeichen eingegeben werden. Immer überlegen wie gedreht werden soll: Linksdrehung [-], Rechtsdrehung [+]), *Interpolate* muss abgehakt sein. Mit **OK** bestätigen. Der Stack wird um die z-Achse gedreht.
16. **MAE** und **TAA** müssen jetzt auf einer vertikalen Linie stehen. Falls jetzt etwas schief gelaufen ist, bitte das aktuelle (gedrehte) Fenster schließen (Klick auf roten Punkt, Don't save) und nochmals zu dem File *mustermann_m_kglp.zip* zurückkehren. Notfalls das File erneut laden (**File → Open**). Wieder mit Punkt 13 beginnen.

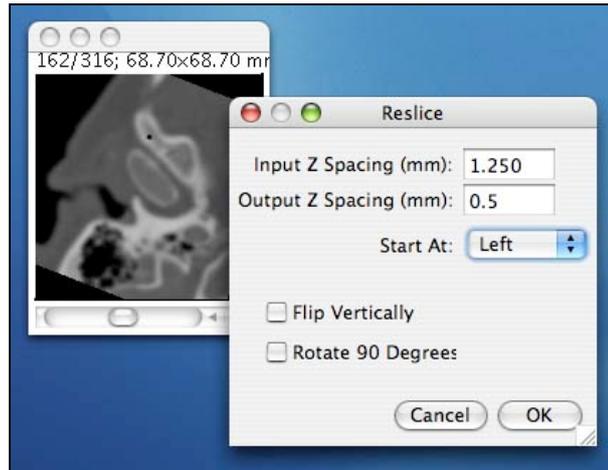


Abbildung 2.16: ImageJ: Reslice

17. Den gedrehten Stack jetzt umrechnen, so dass eine laterale Ansicht entsteht (**Image** → **Stacks** → **Reslice**). Hierbei muss *Input Slice Spacing* identisch mit der Angabe in den Properties sein. Bei *Output Spacing* tragen wir jetzt 0.5 ein (CAVE: Punkt statt Komma). *Start at Left* einstellen (Beim rechtem Gelenk umdenken, also *Start at Right*). Mit **OK** bestätigen. Der Stack wird reformatiert. Man erhält eine Ansicht von links. **MAE** und **TAA** liegen in der selben Schichtebene. Durch den neuen Stack scrollen und orientieren.



Abbildung 2.17: Ansicht des linken Kiefergelenks von lateral.

18. Auf die Lupe und dann ins Bild klicken um die Ansicht zu vergrößern.
19. Jetzt wie unter Punkt 6 mit dem *Rectangular Selection Tool* den interessierenden Bereich auswählen.

20. Den Stack zurechtschneiden (**Image** → **Crop**).
21. Die Änderungen wieder speichern (**File** → **Save as** → **ZIP**). Es wird jetzt die Endung „r1“ für „Reslice 1“ angehängt. Aus *mustermann_m_kglp.zip* wird jetzt *mustermann_m_kglpr1.zip*.
22. Mit der Lupe vergrößern und Punkt **MAE** aufsuchen.
23. Das *Angle* Tool anklicken und den hinteren weißen Punkt auf **MAE** und den ersten vorderen Punkt auf **TAA** setzen. Den zweiten vorderen Punkt so ausrichten, dass eine horizontale Linie entsteht. Man kann mit den Tasten Punkt und Komma durch die Slices scrollen, ohne dass das Dreieck verschwindet. So kann man die weißen Enden auf die Punkte setzen.

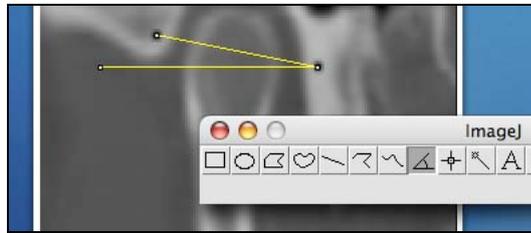


Abbildung 2.18: ImageJ: Angle Tool zur Messung des Winkels für die Rotation um die x-Achse.

24. Jetzt den Winkel zwischen den Schenkeln vermessen (**Analyze** → **Measure**). Es erscheint ein *Results* Fenster. Den Winkelwert zur Sicherheit notieren. Auf den Stack klicken, um die Menüs wieder erscheinen zu lassen.
25. Jetzt wird die zweite Rotation durchgeführt (**Image** → **Rotate** → **Arbitrarily, Process Stack** → **Yes**). Den eben gemessenen Winkelwert aus dem *Results* Fenster eintragen (CAVE: Eingabe mit Punkt statt Komma, CAVE: wenn der Winkel nach links oben offen ist, dann muss vor dem Wert ein Minuszeichen eingegeben werden. Immer überlegen wie gedreht werden soll: Linksdrehung [-], Rechtsdrehung [+]), *Interpolate* muss abgehakt sein. Mit **OK** bestätigen. Der Stack wird um die x-Achse gedreht.
26. **MAE** und **TAA** müssen jetzt auf einer horizontalen Linie stehen. Falls jetzt etwas schief gelaufen ist, bitte das aktuelle (gedrehte) Fenster

schließen (Klick auf roten Punkt, Don't save) und nochmals zu dem File *mustermann_m_kglp.zip* zurückkehren. Notfalls das File erneut laden (**File → Open**). Wieder mit Punkt 22 beginnen.

27. Jetzt wieder den Stack umrechnen, so dass eine anteriore Ansicht entsteht (**Image → Stacks → Reslice**) anklicken. *Input und Output Slice Spacing* muss jetzt auf 0.5 stehen. *Start at Left* einstellen (beim rechten Gelenk *Start at Left + Rotate 90 Degrees*). Mit **OK** bestätigen.

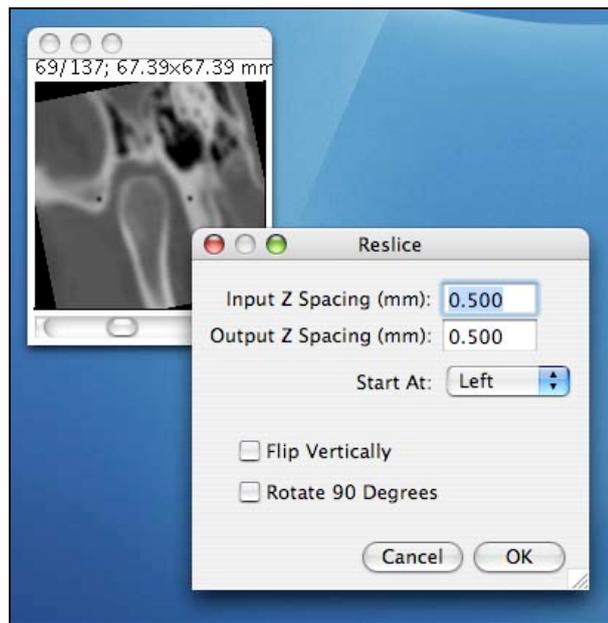


Abbildung 2.19: ImageJ: Reslice

Der Stack wird reformatiert. Man erhält eine Ansicht von vorne. Achtung, durch den neuen Stack scrollen und orientieren! Der Stack liegt jetzt horizontal. Das Ohr ist jetzt oben. Wir können den Stack jetzt zur besseren Orientierung drehen (**Image → Rotate → Rotate 90 degrees right**). Beim rechten Gelenk nicht mehr drehen!

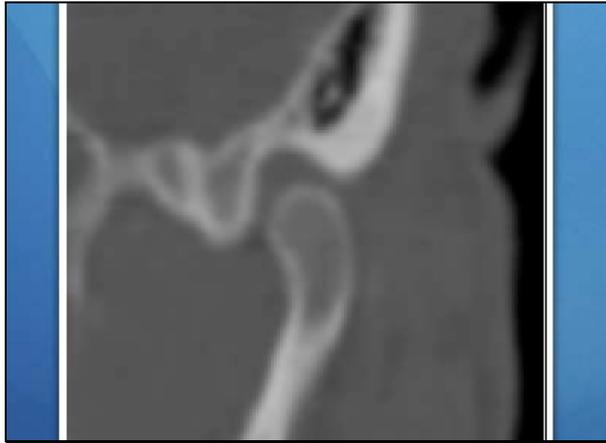


Abbildung 2.20: Ansicht des linken Kiefergelenks von anterior.

TAA und **MEA** liegen jetzt zwar in verschiedenen Schichtebenen, aber auf den selben x- und y-Koordinaten.

28. Nun zur Sicherheit wieder speichern (**File** → **Save as** → **ZIP**). Es wird jetzt die Endung „r2“ für „Reslice 2“ angehängt. Aus *mustermann_m_kglpr1.zip* wird jetzt *mustermann_m_kglpr1r2.zip*. Um etwas mehr Speicher zu erhalten, können alle anderen noch offenen Stacks (bis auf *mustermann_m_kglpr1r2* und die ImageJ Toolbar) geschlossen werden.
29. Stack wieder mit der Lupe vergrößern.
30. **SOS** (medial) und **TAA** (lateral) aufsuchen.
31. Erneut das *Angle* Tool benutzen, wie unter Punkt 23. Zwei Punkte liegen jetzt auf **TAA** und **SOS**, der andere Schenkel bildet wieder eine Horizontale. CAVE: **TAA** nicht mit **OTL** verwechseln. Man kann mit den Tasten *Punkt* und *Komma* durch die Slices *hin* und *her* scrollen, ohne dass das Dreieck verschwindet. So kann man die weißen Enden auf die Punkte setzen.

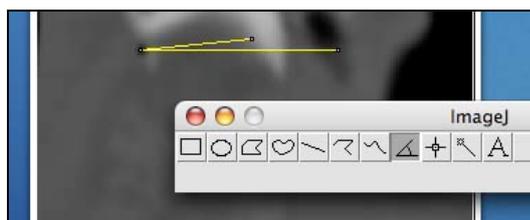


Abbildung 2.21: ImageJ: Angle Tool zur Messung des Winkels für die Rotation um die y-Achse.

32. Jetzt den Winkel zwischen den Schenkeln vermessen (**Analyze** → **Measure**). Es erscheint ein *Results* Fenster. Den Winkelwert zur Sicherheit notieren. Auf den Stack klicken, um die Menüs wieder erscheinen zu lassen.
33. Jetzt wird die dritte Rotation durchgeführt (**Image** → **Rotate** → **Arbitrarily**, *Process Stack* → **Yes**). Den eben gemessenen Winkelwert aus dem *Results* Fenster eintragen (CAVE: Eingabe mit Punkt statt Komma, CAVE: wenn der Winkel nach links oben offen ist, dann muss vor dem Wert ein Minuszeichen eingegeben werden. Immer überlegen wie gedreht werden soll: Linksdrehung [-], Rechtsdrehung [+]), *Interpolate* muss abgehakt sein. Mit **OK** bestätigen. Der Stack wird um die y-Achse gedreht.
34. **TAA**, **SOS**, und **MAE** müssen jetzt auf einer horizontalen Linie sein.
35. Wir können den Stack erneut mit dem *Rectangular Selection Tool* beschneiden. Dazu das Rechteck wieder auf den Mittelpunkt des Condylus ausrichten (**Image** → **Crop**).
36. Jetzt wieder den Stack umrechnen, so dass wieder eine Aufsicht wie zu Beginn entsteht (**Image** → **Stacks** → **Reslice**). *Slice Spacing* muss wieder 0.5 sein. Jetzt **Start at TOP** einstellen. Mit **OK** bestätigen. Der Stack wird reformatiert. Die Ansicht ist jetzt wie zu Anfang, nur kann das Ohr jetzt rechts sein (durch Scrollen orientieren). Beim rechten Gelenk gilt dies auch.
37. Um dieses zu korrigieren kann der Stack rotiert werden (**Image** → **Rotate** → **Flip Horizontally**).
38. Das linke Kiefergelenk ist jetzt korrekt ausgerichtet, das heißt **MAE** (Meatus acusticus externus), **TAA** (Tuberculum articulare anterior) und **SOS** (Spina ossis sphenoidalis) liegen jetzt alle in einer Schichtebene.



Abbildung 2.22: Alle drei landmarks sind in die gleiche Schichtebene rotiert.

39. Zum Schluss muss der ausgerichtete Stack noch gespeichert werden (**File** → **Save as** → **ZIP**). Es wird noch die Endung „**r3**“ für „Reslice3“ angehängt. Aus *mustermann_m_kglpr1r2.zip* wird also *mustermann_m_kglpr1r2r3.zip*.

Es müssten in dem Ordner **mustermann_m** folgende **8** Files sein:

mustermann_mkgl.zip	linkes Gelenk zugeschnitten
mustermann_mkglp.txt	Koordinaten der gesetzten Punkte
mustermann_mkglp.zip	linkes Gelenk mit Punkten
mustermann_mkglpr1.zip	linkes Gelenk nach Rotation um z-Achse
mustermann_mkglpr1r2.zip	linkes Gelenk nach Rotation um x-Achse
mustermann_mkglpr1r2r3.zip	linkes Gelenk nach Rotation um y-Achse
mustermann_m.zip	Originaldatensatz
Info for <i>filename.txt</i>	Info-Text eines Original DICOM- Bildes des Patienten; <i>filename</i> kann irgendetwas kryptisches sein

40. bei der Reformatierung des rechten Kiefergelenks analog verfahren.

2.2.2 Mathematische Berechnung der Rotationswinkel

Das oben beschriebene manuelle Ausrichten der Landmarks in eine Ebene ist sehr zeitintensiv. Konnten wir die benötigte Zeit pro Gelenk letztendlich mit sehr viel Übung im Umgang mit Image Java auf durchschnittlich etwa sieben Minuten verkürzen, so muss der Ungeübte doch mindestens die doppelte bis dreifache Zeit investieren. Hieraus entstand die Idee, die notwendigen Rotationswinkel und Rotationsrichtungen auf mathematischem Wege zu bestimmen.

Wenn die anatomischen Landmarks im Programm Image Java festgelegt werden, teilt das Programm die Koordinaten eines jeden Punktes mit. Für jeden Punkt wird ein Wert für die x-, y- und z-Achse eines dreidimensionalen Koordinatensystems angegeben. Dieser Datensatz reicht aus, um die notwendigen Informationen zu berechnen.

2.2.2.1 Geometrisches Prinzip und mathematische Grundlagen

Die geometrische Idee hinter der weiter unten stehenden Berechnung ist folgende: Wie in Abbildung 2.23 gezeigt, spannen drei Punkte im dreidimensionalen Raum immer eine Ebene auf.

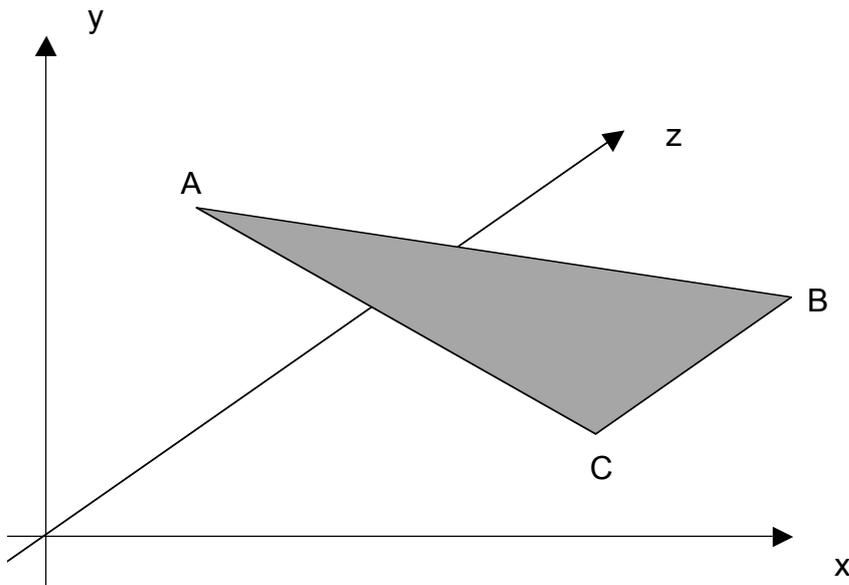


Abbildung 2.23: Zwischen drei Punkten im dreidimensionalen Raum wird eine Ebene aufgespannt.

Das Ziel der Rotation ist es, diese Ebene parallel zur Aufsichtsebene, die der xy-Ebene des Koordinatensystems entspricht, auszurichten. Auf mathematischem Weg wird hierzu der Normalenvektor zu dieser Ebene berechnet. Der Normalenvektor steht, wie in Abbildung 2.24 zu sehen ist, senkrecht zu den beiden Richtungsvektoren seiner Ebene.

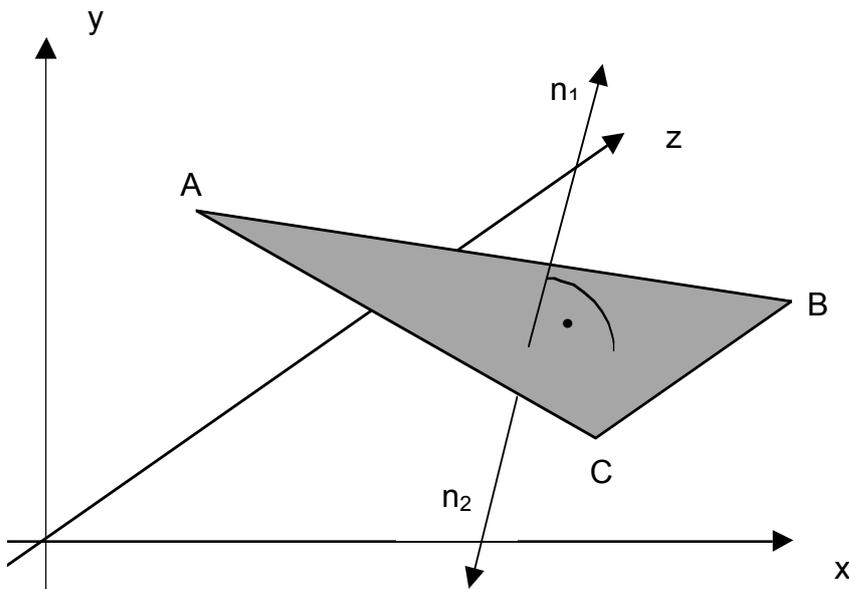


Abbildung 2.24: Der Normalenvektor steht senkrecht auf der Ebene. Zu jeder Ebene gibt es zwei Normalenvektoren.

Um nun die aufgespannte Ebene parallel zur xy-Ebene auszurichten, muss der Normalenvektor parallel zur z-Achse ausgerichtet werden.

Zunächst soll auf die notwendigen mathematischen Schritte etwas näher eingegangen werden:

Als erstes muss aus den Koordinaten der Landmarks die aufgespannte Ebene berechnet werden. Eine Ebene setzt sich zusammen aus einem Stützvektor und zwei Richtungsvektoren. Gegeben sind die drei Punkte mit folgenden Koordinaten:

A (a/b/c)

B (d/e/f)

C (g/h/i)

Die Ebene \bar{x} , in der die drei Punkte liegen, berechnet sich in diesem allgemein gehaltenen Fall wie folgt:

$$\vec{x} = \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} + k \begin{pmatrix} d-a \\ e-b \\ f-c \end{pmatrix} + l \begin{pmatrix} g-a \\ h-b \\ i-c \end{pmatrix}$$

Der zweite mathematische Schritt ist, den Normalenvektor \vec{n} zu berechnen. Der Normalenvektor hat die Eigenschaft, senkrecht zu seiner Ebene, das heißt zu den beiden Richtungsvektoren der Ebene, zu verlaufen. Der Normalenvektor entsteht aus dem Kreuzprodukt der beiden Richtungsvektoren. Zur Anwendung des Kreuzproduktes folgt nun eine kurze Erläuterung.

$$\begin{pmatrix} m \\ n \\ o \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} p \\ q \\ r \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} nr - oq \\ op - mr \\ mq - np \end{pmatrix}$$

Zur Veranschaulichung folgt noch ein Zahlenbeispiel:

$$\begin{pmatrix} 2 \\ 1 \\ 3 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} 1 \\ 2 \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -5 \\ 1 \\ 3 \end{pmatrix}$$

Probe: Da der Kosinus von 90° gleich null ist, ist auch das Produkt zweier senkrechter Vektoren gleich null.

$$\begin{pmatrix} 2 \\ 1 \\ 3 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} -5 \\ 1 \\ 3 \end{pmatrix} = -10 + 1 + 9 = 0$$

$$\begin{pmatrix} 1 \\ 2 \\ 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} -5 \\ 1 \\ 3 \end{pmatrix} = -5 + 2 + 3 = 0$$

Damit ist bewiesen, dass der Normalenvektor senkrecht zu den beiden Vektoren steht.

Der abschließende mathematische Schritt ist, die Rotationswinkel zu berechnen. Hierbei findet das Skalarprodukt seine Anwendung. Es gilt, dass das Skalarprodukt zweier Vektoren gleich dem Produkt aus den Längen der Vektoren und dem Kosinus des Winkels zwischen den Vektoren ist. Auch zur Winkelberechnung im dreidimensionalen Raum eine kurze Erläuterung:

$$\vec{s} * \vec{v} = |\vec{s}| * |\vec{v}| * \cos \gamma$$

$$\begin{pmatrix} s \\ t \\ u \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} v \\ w \\ x \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} s \\ t \\ u \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} v \\ w \\ x \end{pmatrix} * \cos \gamma$$

$$sv + tw + ux = \sqrt{s^2 + t^2 + u^2} * \sqrt{v^2 + w^2 + x^2} * \cos \gamma$$

$$\cos \gamma = \frac{sv + tw + ux}{\sqrt{s^2 + t^2 + u^2} * \sqrt{v^2 + w^2 + x^2}}$$

$$\gamma = \frac{180^\circ}{\pi} * \arccos \frac{sv + tw + ux}{\sqrt{s^2 + t^2 + u^2} * \sqrt{v^2 + w^2 + x^2}}$$

Auch hierzu zwei Zahlenbeispiele, in denen die Winkel zwischen den Vektoren in der Abbildung 2.25 berechnet werden.

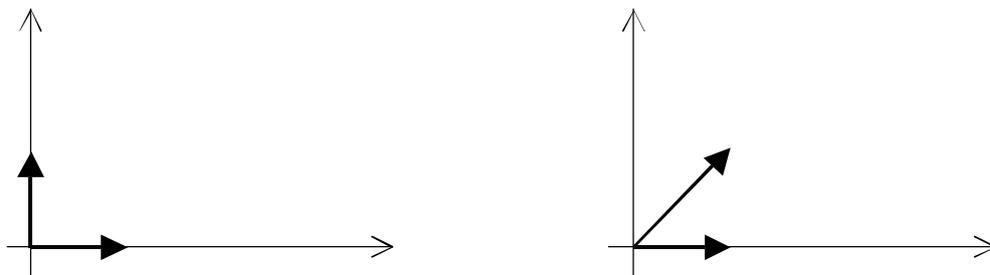


Abbildung 2.25: Zahlenbeispiele zur Berechnung von Winkeln zwischen zwei Vektoren

$$\begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} * \cos \gamma$$

$$0 = \sqrt{1^2} * \sqrt{1^2} * \cos \gamma$$

$$0 = 1 * 1 * \cos \gamma$$

$$\cos \gamma = 0$$

$$\gamma = 90^\circ$$

$$\begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} * \cos \gamma$$

$$1 = \sqrt{1^2} * \sqrt{1^2 + 1^2} * \cos \gamma$$

$$1 = 1 * \sqrt{2} * \cos \gamma$$

$$\cos \gamma = \frac{1}{\sqrt{2}}$$

$$\gamma = 45^\circ$$

Um den Normalenvektor \vec{n} parallel zur z-Achse auszurichten, sind zwei Rotationen notwendig. Die erste Rotation wird um die x-Achse um den Winkel α durchgeführt, die zweite um die y-Achse um den Winkel β , der sich aus Winkel β' interpretieren lässt. Um den Rotationswinkel α zu berechnen, muss eine zweidimensionale Projektion des Normalenvektors \vec{n} betrachtet werden. Der Winkel α liegt zwischen der Projektion von \vec{n} in der yz-Ebene und der z-Achse. Der Winkel β' liegt zwischen dem Normalenvektor und der x-Achse im dreidimensionalen Raum.

Die Betrachtung eines dreidimensionalen Falls als zweidimensionale Projektion funktioniert wie in den folgenden Beispielen demonstriert:

Es soll der Winkel zwischen dem exemplarischen Vektor \vec{p} und der z-Achse in der yz-Ebene berechnet werden. Dazu wird der Vektor \vec{z} , der parallel zur z-Achse ist, gebildet.

$$\vec{z} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad \text{in 2D in der yz-Ebene} \quad \Rightarrow \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix}$$

$$\vec{p} = \begin{pmatrix} p \\ q \\ r \end{pmatrix} \quad \Rightarrow \begin{pmatrix} q \\ r \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} q \\ r \end{pmatrix} = 1 * \sqrt{q^2 + r^2} * \cos \gamma$$

$$\cos \gamma = \frac{r}{\sqrt{q^2 + r^2}}$$

$$\gamma = \frac{180^\circ}{\pi} * \arccos \frac{r}{\sqrt{q^2 + r^2}}$$

Auch hierzu folgt ein kurzes Zahlenbeispiel, indem für Vektor \vec{p} untenstehende Zahlenwerte verwendet werden.

$$\vec{z} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad \text{in 2D in der yz-Ebene} \quad \Rightarrow \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix}$$

$$\vec{p} = \begin{pmatrix} 1 \\ 1 \\ 0 \end{pmatrix} \quad \Rightarrow \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \end{pmatrix} = 1 * 1 * \cos \gamma$$

$$\cos \gamma = 0$$

$$\gamma = 90^\circ$$

2.2.2.2 Allgemeine Formel zur Berechnung der Rotationswinkel

Soviel zur Theorie. Im Folgenden wird wieder die eigentliche Fragestellung betrachtet. Die Rotationswinkel sollen einmal allgemein berechnet werden, so dass in Zukunft nur noch die Zahlenwerte der Koordinaten der Landmarks in das Endergebnis eingesetzt werden müssen, um die gesuchten Winkel zu bestimmen. Hierbei spielt es keine Rolle, welchen der drei Landmarks (MAE, SOS und TAA) man als Punkt A, B, oder C betrachtet.

Gegeben sind also drei Punkte mit folgenden Koordinaten:

A (a/b/c)

B (d/e/f)

C (g/h/i)

Die Ebene \vec{x} , in der die drei Punkte liegen, berechnet sich wie folgt:

$$\vec{x} = \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \end{pmatrix} + k \begin{pmatrix} d - a \\ e - b \\ f - c \end{pmatrix} + l \begin{pmatrix} g - a \\ h - b \\ i - c \end{pmatrix}$$

Der hieraus resultierende Normalenvektor \vec{n} errechnet sich durch das Kreuzprodukt der Richtungsvektoren der Ebene \vec{x} :

$$\begin{aligned}\vec{n} &= \begin{pmatrix} d-a \\ e-b \\ f-c \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} g-a \\ h-b \\ i-c \end{pmatrix} \\ \vec{n} &= \begin{pmatrix} (e-b)(i-c) - (h-b)(f-c) \\ (g-a)(f-c) - (i-c)(d-a) \\ (d-a)(h-b) - (e-b)(g-a) \end{pmatrix} \\ \vec{n} &= \begin{pmatrix} ei - ce - bi + bc - fh + ch + bf - bc \\ fg - cg - af + ac - di + ai + cd - ac \\ dh - bd - ah + ab - eg + ae + bg - ab \end{pmatrix} \\ \vec{n} &= \begin{pmatrix} ei - ce - bi - fh + ch + bf \\ fg - cg - af - di + ai + cd \\ dh - bd - ah - eg + ae + bg \end{pmatrix}\end{aligned}$$

Der Normalenvektor \vec{n} ist senkrecht zur Ebene \vec{x} . Allerdings bestehen zu jeder Ebene zwei Normalenvektoren, die in entgegengesetzte Richtungen verlaufen, wie in Abbildung 2.24 zu erkennen ist. Dieser Umstand macht eine Betrachtung der Verlaufsrichtung des errechneten Normalenvektors nötig:

Ein dreidimensionales Koordinatensystem lässt sich wie in Abbildung 2.26 gezeigt in acht Oktanten aufteilen. Eine Besonderheit bei dem von Image Java über die CT-Datensätze gelegten Koordinatensystem ist die von oben nach unten verlaufende y-Achse.

Kiefergelenks auch eine ungewollte Spiegelung hinzu. Aus diesem Grunde muss der Normalenvektor \vec{n} betrachtet werden. Das heißt, wenn der Wert für die z-Koordinate negativ ist, müssen alle drei Vorzeichen des Normalenvektors verändert werden. Auf diese Weise erhält man den zweiten Normalenvektor der von den Landmarks aufgespannten Ebene. Ein zu diesem Normalenvektor \vec{n} paralleler Vektor, dessen Beginn am Nullpunkt des Koordinatensystems liegt, verläuft in einen der Oktanten I-IV. Somit ist der Winkel α kleiner als 90° , und die ungewollte Spiegelung lässt sich vermeiden.

Um die Ebene \vec{x} parallel zur xy-Ebene, also der Betrachtungsebene, auszurichten, muss der Normalenvektor \vec{n} parallel zur z-Achse ausgerichtet werden. Hierzu sind zwei Rotationen notwendig. Die erste Rotation wird um die x-Achse um den Winkel α durchgeführt, die zweite um die y-Achse um den Winkel β . Um den Rotationswinkel α zu berechnen, muss eine zweidimensionale Projektion des Normalenvektors \vec{n} betrachtet werden. Der Winkel α liegt zwischen der Projektion von \vec{n} in der yz-Ebene und der z-Achse, der Winkel β ist erst nach einer Interpretation des Winkels β' zu benennen, welcher zwischen dem Normalenvektor \vec{n} und der x-Achse im dreidimensionalen Raum liegt. Um die Winkel zu berechnen bedient man sich des Wissens, dass das Skalarprodukt zweier Vektoren gleich dem Produkt ihrer Längen und dem Kosinus des eingeschlossenen Winkels ist.

In diesem Fall wird der Rotationswinkel α wie folgt berechnet:

$$\vec{z} = \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad \Rightarrow \begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix}$$

in 2D in yz-Ebene:

$$\vec{n} = \begin{pmatrix} ei - ce - bi - fh + ch + bf \\ fg - cg - af - di + ai + cd \\ dh - bd - ah - eg + ae + bg \end{pmatrix} \quad \Rightarrow \begin{pmatrix} fg - cg - af - di + ai + cd \\ dh - bd - ah - eg + ae + bg \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} 0 \\ 1 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} fg - cg - af - di + ai + cd \\ dh - bd - ah - eg + ae + bg \end{pmatrix} = 1 * \sqrt{(fg - cg - af - di + ai + cd)^2 + (dh - bd - ah - eg + ae + bg)^2} * \cos \alpha$$

$$\cos \alpha = \frac{dh - bd - ah - eg + ae + bg}{\sqrt{(fg - cg - af - di + ai + cd)^2 + (dh - bd - ah - eg + ae + bg)^2}}$$

$$\alpha = \frac{180^\circ}{\pi} * \arccos \frac{dh - bd - ah - eg + ae + bg}{\sqrt{(fg - cg - af - di + ai + cd)^2 + (dh - bd - ah - eg + ae + bg)^2}}$$

Anschließend noch die Berechnung des Winkels β' :

$$\vec{x} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$\vec{n} = \begin{pmatrix} ei - ce - bi - fh + ch + bf \\ fg - cg - af - di + ai + cd \\ dh - bd - ah - eg + ae + bg \end{pmatrix}$$

$$\begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} * \begin{pmatrix} ei - ce - bi - fh + ch + bf \\ fg - cg - af - di + ai + cd \\ dh - bd - ah - eg + ae + bg \end{pmatrix} = 1 * \sqrt{(ei - ce - bi - fh + ch + bf)^2 + (fg - cg - af - di + ai + cd)^2 + (dh - bd - ah - eg + ae + bg)^2} * \cos \beta'$$

$$\cos \beta' = \frac{ei - ce - bi - fh + ch + bf}{\sqrt{(ei - ce - bi - fh + ch + bf)^2 + (fg - cg - af - di + ai + cd)^2 + (dh - bd - ah - eg + ae + bg)^2}}$$

$$\beta' = \frac{180^\circ}{\pi} * \arccos \frac{ei - ce - bi - fh + ch + bf}{\sqrt{(ei - ce - bi - fh + ch + bf)^2 + (fg - cg - af - di + ai + cd)^2 + (dh - bd - ah - eg + ae + bg)^2}}$$

Um Winkel β zu erhalten, muss folgende Berechnung angestellt werden:

$$\beta = (90^\circ - \beta') * (-1)$$

Die Multiplikation mit dem Faktor -1 ist nötig, da eine Rotation um einen positiven Winkel nach mathematischer Definition gegen den Uhrzeigersinn und um einen negativen Winkel im Uhrzeigersinn durchgeführt werden muss. Im Gegensatz dazu definiert ImageJava die Rotationsrichtungen genau andersherum.

2.2.2.3 Bestimmung der Rotationsrichtung

Nach dem Errechnen der Rotationswinkel bleibt noch die Frage nach der Rotationsrichtung. Die Rotationsrichtung wird von ImageJava definiert als „im Uhrzeigersinn“ (cw) und „gegen den Uhrzeigersinn“ (ccw), vom Nullpunkt des Koordinatensystems aus in Verlaufsrichtung der Rotationsachsen, also der x- bzw. der y-Achse, betrachtet. Eine Rotation um einen positiven Winkel wird im Uhrzeigersinn, um einen negativen Winkel gegen den Uhrzeigersinn ausgeführt.

Die Richtung der ersten Rotation um die x-Achse ist abhängig von der Richtung des Normalenvektors \vec{n} . Verläuft die Nullpunktparallele des Normalenvektors \vec{n} in einen der Quadranten I oder III, so muss die Rotation im Uhrzeigersinn erfolgen. Verläuft die Nullpunktparallele des Normalenvektors \vec{n} in einen der Quadranten II oder IV, so muss gegen den Uhrzeigersinn rotiert werden.

Auch die zweite Rotation ist abhängig von der Richtung des Normalenvektors. Erhält man für Winkel β einen positiven Wert, so verläuft die Nullpunktparallele des Normalenvektors \vec{n} in einen der Quadranten III oder IV, und die Rotation um die y-Achse muss im Uhrzeigersinn vorgenommen werden. Hat Winkel β einen negativen Wert, verläuft die Nullpunktparallele des Normalenvektors \vec{n} in einen der Quadranten I oder II, und es muss gegen den Uhrzeigersinn rotiert werden.

In Tabelle 2.3 sind die Rotationsrichtungen und Rotationswinkel für alle vier denkbaren Fälle zusammengefasst. Die Berechnung des Winkels β liefert je nach Vorzeichen des Ergebnisses auch schon die nötigen Informationen über die Rotationsrichtung. Bei der Berechnung des Winkels α erhält man immer ein positives Ergebnis, was eine Betrachtung der Verlaufsrichtung des Normalenvektors wie in Tabelle 2.2, und eine Festlegung der Rotationsrichtung wie in Tabelle 2.3 gezeigt, nötig macht.

Tabelle 2.3: Rotationswinkel und Rotationsrichtung.

Oktant	Rotation	Richtung	Winkel
I	1.	cw	α
	2.	ccw	β
II	1.	ccw	$-\alpha$
	2.	ccw	β
III	1.	cw	α
	2.	cw	β
IV	1.	ccw	$-\alpha$
	2.	cw	β

cw clockwise
ccw counterclockwise

2.2.3 Plugin „TMJ_Rotation“

Unter Zuhilfenahme der oben berechneten Formeln wurde mit SubEthaEdit® [83] ein Plugin mit dem Namen „TMJ_Rotation“ für ImageJava geschrieben. Mit Hilfe dieses Unterprogramms kann die räumliche Ausrichtung der CT-Aufnahmen zeitsparend und anwenderfreundlich durchgeführt werden. Der User wird nur noch aufgefordert, die Koordinaten der landmarks einzugeben und die interessierenden Schichten, in denen das Kiefergelenk liegt, anzugeben. Als Resultat wird der Normalenvektor \vec{n} und die beiden relevanten Rotationswinkel errechnet und die Rotationsrichtungen werden bestimmt. Das Plugin liest aus dem ursprünglichen Stack die Schichtdicke aus und führt auf Grundlage dieses Datensatzes die notwendigen Rotationen durch.

Es folgt eine detaillierte Anleitung für den Umgang mit der Auswertungssoftware ImageJ unter Verwendung des TMJ_Rotation-Plugin. Die Anleitung beinhaltet das Vorgehen zum korrekten Setzen der landmarks, zur Berechnung und Durchführung der notwendigen Rotationen und zur verwendeten Nomenklatur des Dateisystems. Der Sourcecode des Plugins findet sich im Anhang ab Seite I.

1. ImageJ starten und dann eine Patienten-Datei mit der Endung .zip, z.B. *mustermann_m.zip*, öffnen (**File** → **Open**).
2. Oben links im Stack-Fenster steht die Slice-Nr und die Anzahl der Slices, z. B. 1/125. Die erste Schicht sollte oben im Schädel liegen, so dass wir von oben nach unten scrollen. Wenn das nicht der Fall ist, dann muss der Stack umsortiert werden (**Plugins** → **Stack Reverser**). Die Änderungen sollten abgespeichert werden (**File** → **Save as** → **ZIP**). Dazu muss die alte Datei überschrieben werden (**Replace**).
3. Als nächstes müssen die Einstellungen des Stacks überprüft werden (**Image** → **Properties**). *Unit of Length* muss immer in Millimetern

angegeben sein. *Pixel/Unit* und *Slice Spacing* können aus dem Info-file entnommen werden.

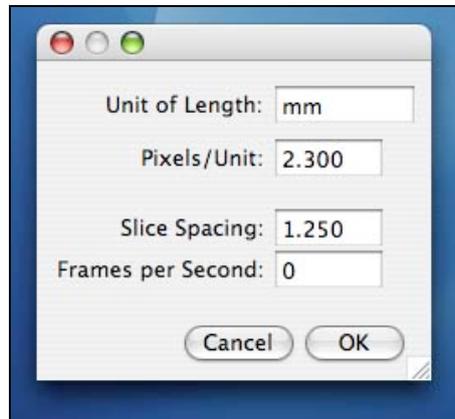


Abbildung 2.27: ImageJ: Properties

4. *Properties* mit **OK** verlassen.
5. Mit dem Fenster-Schieber durch die Schichten scrollen und den Gelenk-Bereich aufsuchen. Alternativ zum Schieber funktionieren auch die Tasten „*Punkt*“ und „*Komma*“. Mit dem linken Gelenk beginnen.
6. Mit dem *Rectangular Selection* Tool das linke Gelenk sehr großzügig markieren, so dass Teile des Ohres miterfasst sind. Die Größe des ausgewählten Bereichs wird bestimmt, indem man den weißen Punkt auf der gelben Markierung mit der Maus fasst, und durch Bewegungen mit der Maus die Größe verändert. Durch Drücken der Shift-Taste verändert sich die gelbe Markierung von einem Rechteck zu einem Quadrat. Die Größe des ausgewählten Bereichs wird auf dem ImageJ Toolbar angezeigt. Nun das Zentrum des Quadrates in den Mittelpunkt des Condylus legen.

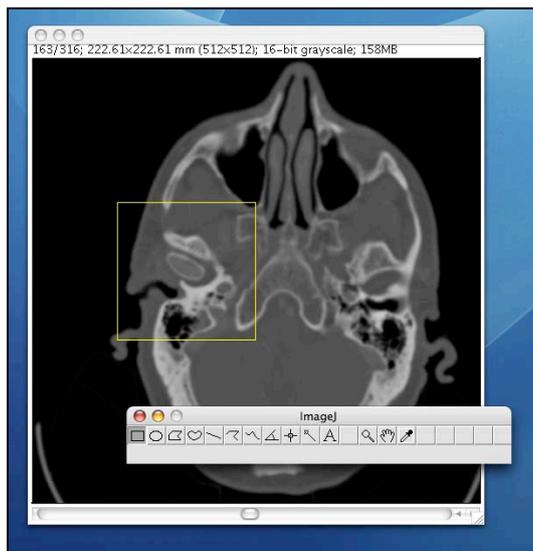


Abbildung 2.28: ImageJ: Rectangular Tool zur Auswahl des interessierenden Bereichs

7. Das Bild wird auf die ausgewählte Größe zurechtgeschnitten (**Image → Crop**).
8. Die Änderungen abspeichern (**File → Save as → ZIP**). Es wird jetzt die Endung „_kgl“ für „Kiefergelenk links“ angehängt. Aus *mustermann_m.zip* wird jetzt *mustermann_m_kgl.zip*.
9. Die landmarks aufsuchen und mit dem *Crosshair* Tool mit Punkten markieren. Hierbei streng nach dem vorgegebenem Protokoll mit den landmark-Definitionen und immer in der Reihenfolge **MAE, SOS, TAA, OTL** vorgehen. Es empfiehlt sich, das Bild mit der Lupe zu vergrößern.

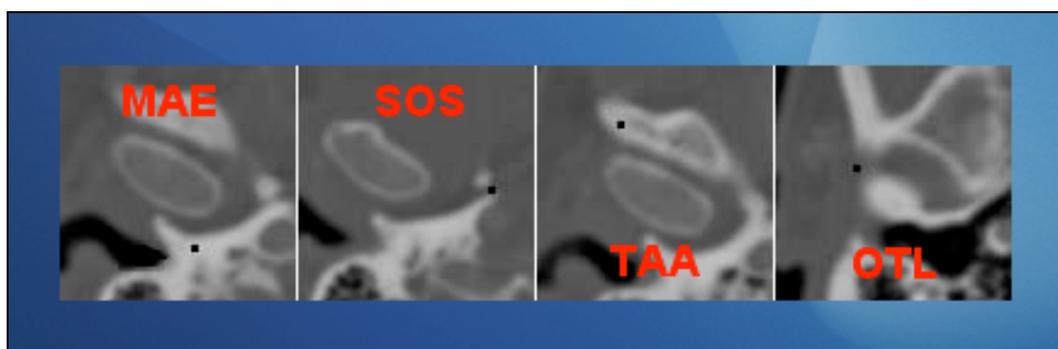


Abbildung 2.29: Lage der vier Kiefergelenk-landmarks in verschiedenen Schichtebenen.

Wenn man den ersten Punkt setzt geht ein *Results* Fenster auf, in dem die Koordinaten angezeigt werden. Wichtig zu wissen ist, dass die

Punkte nicht gelöscht werden können. Das heißt, wenn ein Fehler auftritt, muss von vorne begonnen werden. Dazu bitte das File schließen (Klick auf roten Punkt, Don't save), das *Results* Fenster schließen (Don't save) und erneut laden (**File** → **Open** → *mustermann_m_kgl.zip*).

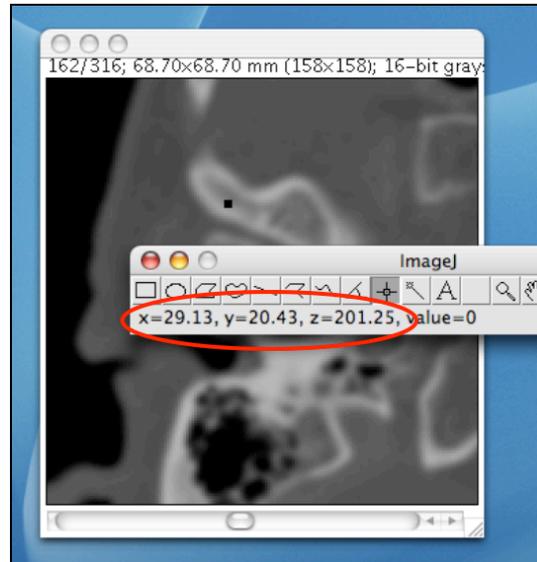


Abbildung 2.30: ImageJ: Koordinaten der gesetzten landmarks.

10. Nachdem alle Punkte gesetzt sind, muss der Stack abgespeichert werden (**File** → **Save as** → **ZIP**). Es wird jetzt die Endung „p“ für „Punkte“ angehängt. Aus *mustermann_m_kgl.zip* wird jetzt *mustermann_m_kglp.zip*.
11. In das *Results* Fenster klicken und die Daten als **txt**-file mit dem Namen *mustermann_m_kglp.txt* abspeichern (**File** → **Save as** → **TXT**).
12. Das *Results* Fenster schließen (Klick auf roten Punkt).
13. Jetzt das TMJ_Rotation-Plugin starten (**Plugins** → **TMJ_Rotation**).

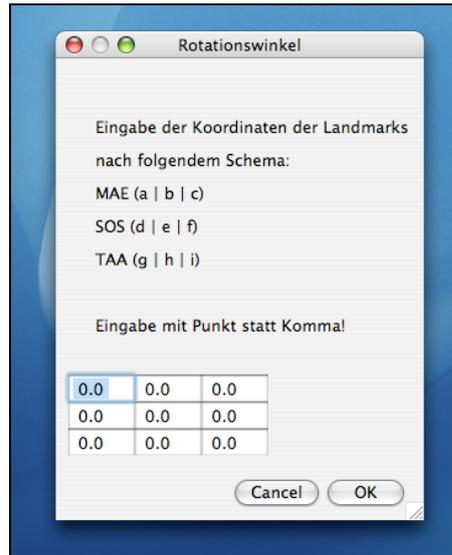


Abbildung 2.31: ImageJ: Eingabeaufforderung des Plugin

Koordinaten der drei landmarks **MAE**, **SOS** und **TAA** eintragen. Mit **OK** bestätigen. Am Ende der gesamten Prozedur erscheint ein Ergebnisfenster, in dem der Normalenvektor und die beiden Rotationswinkel angegeben werden. Die Vorzeichen der Winkel entsprechen den Rotationsrichtungen. Zur Kontrolle werden auch die zuvor eingetragenen Koordinaten und die aus dem DICOM-Datensatz ausgelesene Schichtdicke aufgeführt.

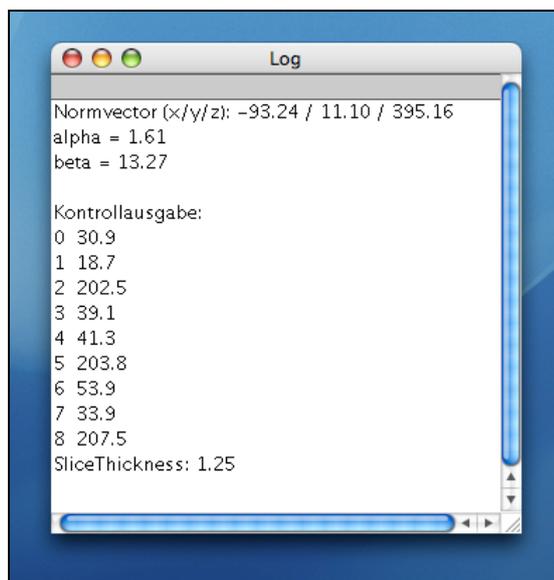


Abbildung 2.32: ImageJ: Ergebnisfenster des Plugin

14. Es wird automatisch das Plugin „Substack Maker“ gestartet. Der Benutzer wird aufgefordert, die Schichten zu benennen, in denen das Kiefergelenk abgebildet ist. Alle übrigen Schichten werden entfernt und das Ergebnis wird als neuer Stack in einem neuen Fenster geöffnet. Es empfiehlt sich, sowohl nach cranial als auch nach kaudal etwas Sicherheitsabstand zu belassen.

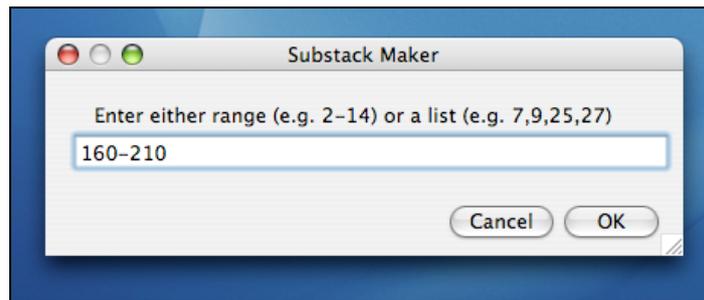


Abbildung 2.33: Substack Maker: Überflüssige Schichten werden gelöscht

15. Das Plugin liest im Folgenden selbstständig die Schichtdicke aus dem DICOM-Datensatz aus, berechnet die Rotationswinkel und führt die Rotationen aus.
16. Die drei landmarks **MAE**, **SOS** und **TAA** liegen jetzt in einer Schichtebene.

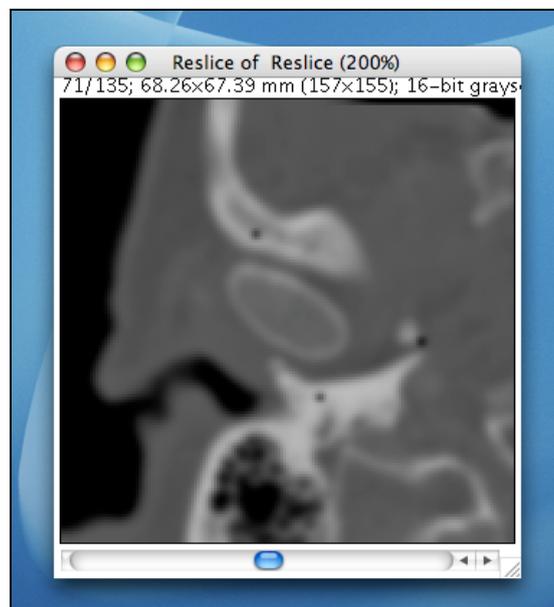


Abbildung 2.34: Das korrekt ausgerichtete linke Kiefergelenk.

Zum Schluss muss der ausgerichtete Stack noch gespeichert werden (**File** → **Save as** → **ZIP**). Es wird noch die Endung „rot“ für „rotiert“ angehängt. Aus *mustermann_m_kglp.zip* wird also *mustermann_m_kglprot.zip*.

Es müssten in dem Ordner **mustermann_m** folgende **6** Files sein:

mustermann_mkgl.zip	linkes Gelenk zugeschnitten
mustermann_mkglp.txt	Koordinaten der gesetzten Punkte
mustermann_mkglp.zip	linkes Gelenk mit Punkten
mustermann_mkglprot.zip	linkes Gelenk korrekt ausgerichtet
mustermann_m.zip	Originaldatensatz
Info for <i>filename.txt</i>	Info-Text eines Original DICOM- Bildes des Patienten; <i>filename</i> kann irgendetwas kryptisches sein

20. bei der Reformatierung des rechten Kiefergelenks exakt identisch verfahren.

Einen Schritt weiter gedacht wäre die ideale Lösung ein Plugin für Image Java, das unaufgefordert die Koordinaten schon beim Setzen der Landmarks registriert und aufgrund dieses Datensatzes die entsprechenden Berechnungen der Rotationswinkel anstellt, die Verlaufsrichtung des Normalenvektors \vec{n} analysiert und nach korrekter Feststellung der Rotationsrichtung die beiden Rotationen durchführt. Der User würde auf diesem Wege sofort ein ideal ausgerichtetes CT erhalten. Eine derartige Umsetzung der oben aufgeführten Überlegungen würde eine immense Zeitersparnis bedeuten, insbesondere für Kollegen, die nicht täglich mit Image Java arbeiten.

3 Ergebnisse

3.1 Reproduzierbarkeit der landmarks

Der durchschnittliche Fehlerradius für alle neunzehn untersuchten landmarks lag bei $\bar{R}_{LM} = 2,04 \text{ mm} \pm 2,20 \text{ mm}$. Allerdings zeigten die interindividuellen Fehlerradien der einzelnen landmarks eine deutliche Variation. Die beste interindividuelle Reproduzierbarkeit zeigte der Punkt FI (Foramen incisivum) mit einem gemessenen Fehlerradius von nur $\bar{R}_{FI} = 0,43 \text{ mm} \pm 0,28 \text{ mm}$. Auf der anderen Seite wurde bei dem Punkt FL (Fuzzy lambda) mit $\bar{R}_{FL} = 4,6 \text{ mm} \pm 4,21 \text{ mm}$ der größte Fehlerradius gemessen und damit die schlechteste Reproduzierbarkeit festgestellt (s. Tabelle 3.1 und Abbildung 3.1).

Tabelle 3.1: Ergebnisse aller untersuchten landmarks

	N	Min.	Max.	Mean	Std. Deviation	Variance
mae_l	180	,00	11,05	2,3038	2,25435	5,082
sos_l	180	,00	11,36	2,5114	2,54290	6,466
taa_l	180	,00	6,65	1,1804	1,20128	1,443
otl_l	180	,00	5,27	1,2572	,98377	,968
fc_l	180	,00	6,39	1,5816	1,45016	2,103
mae_r	180	,00	11,07	2,1789	1,93444	3,742
sos_r	180	,00	20,02	2,7724	3,32691	11,068
taa_r	180	,00	7,29	1,6262	1,39090	1,935
otl_r	180	,00	5,45	1,3049	,99184	,984
fc_r	180	,00	6,39	1,1449	1,23735	1,531
mo_l	180	,00	8,11	2,3904	1,90355	3,624
mo_r	180	,00	7,78	2,4506	1,95834	3,835
lo_l	180	,00	7,61	2,2186	1,88596	3,557
lo_r	180	,00	7,52	2,1072	1,85088	3,426
otm_l	180	,00	7,83	2,2288	1,82204	3,320
otm_r	180	,00	7,80	2,2538	1,79786	3,232
fs	180	,00	13,25	2,2049	2,25033	5,064
fl	180	,00	21,47	4,5995	4,21191	17,740
fi	180	,00	,98	,4307	,28379	,081

Bei der Anwendung der einfaktoriellen Varianzanalyse ANOVA zeigte der Levene-Test, dass ein signifikanter Unterschied in den Varianzen der landmarks besteht ($p < 0,001$). Aus diesem Grund wurde als multipler Gruppenvergleich der Post-Hoc-Test nach Games-Howell gewählt.

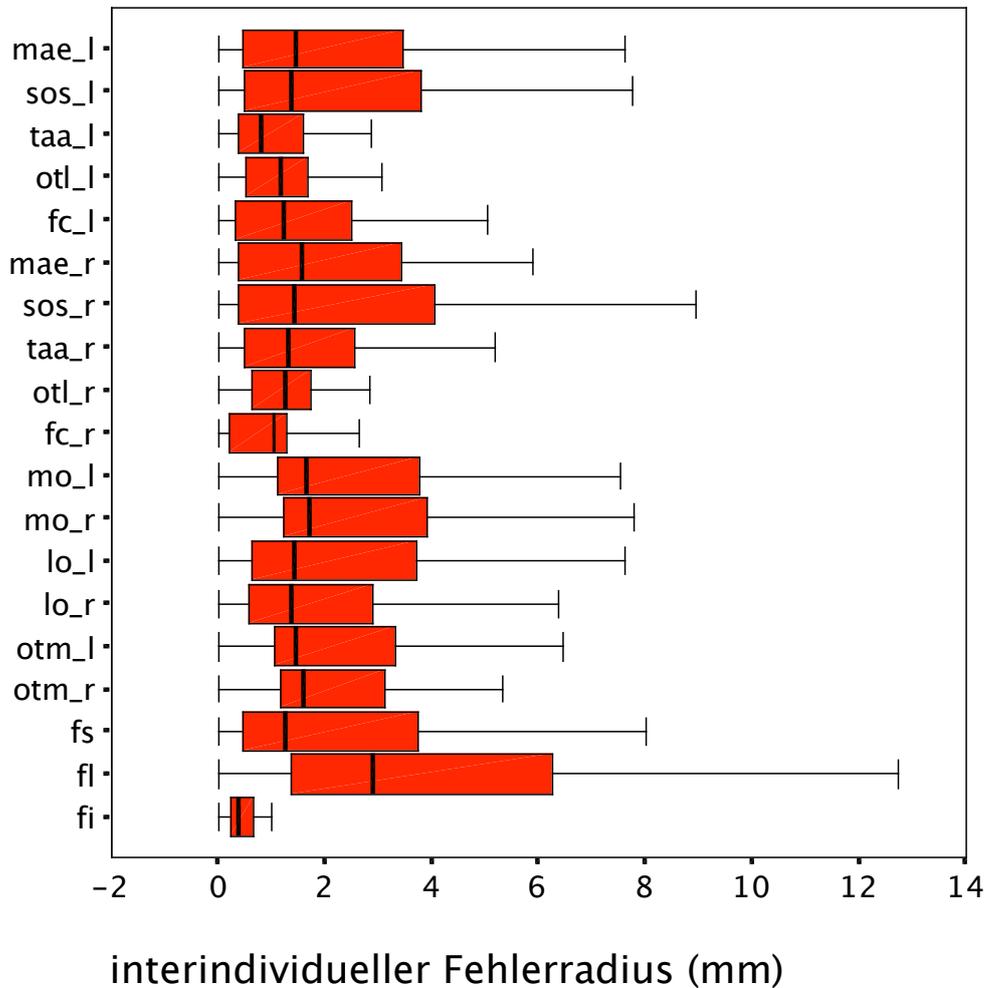


Abbildung 3.1: Interindividuelle Fehlerradien aller untersuchten landmarks. Die kleinsten Radien wurden für den Punkt FI ($\bar{R}_{FI} = 0,43 \text{ mm} \pm 0,28 \text{ mm}$), die größten für den Punkt FL ($\bar{R}_{FL} = 4,59 \text{ mm} \pm 4,21 \text{ mm}$) gemessen.

Von den neunzehn untersuchten landmarks sind sechzehn paarig, das heißt, sowohl auf der rechten als auch auf der linken Seite zu finden. Die acht beidseitigen landmark-Paare wurden mit dem t-Test für gepaarte Stichproben verglichen. Bei sechs der Paare wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt. Die Punkte TAA (Tuberculum articulare anterior; $0,001 < p \leq 0,01$)

und FC (Fuzzy condyle; $p \leq 0,001$) zeigten im Seitenvergleich signifikante Unterschiede.

Da deutliche Unterschiede in der Reproduzierbarkeit der verschiedenen landmarks bestanden, wurde eine weitere Einteilung der landmarks in Gruppen verschiedener Regionen (ROIs, regions of interest) vorgenommen (s. Tabelle 2.1, Seite 34). Die Gruppe TMJ beinhaltet die von uns im Bereich der Kiefergelenke definierten landmarks, die Gruppe Orbital besteht aus landmarks, die schon 1992 von Waitzmann et al. [83, 85] verwendet wurden und die Gruppe Fuzzy ist aus neu definierten fuzzy-landmarks zusammengesetzt. Der Punkt FI (Foramen incisivum) wurde in dieser Einteilung nicht berücksichtigt. Der t-Test zeigte signifikante Unterschiede im Vergleich der Gruppen TMJ und Orbital ($p=0,00$) und im Vergleich der Gruppen TMJ und Fuzzy ($p=0,00$). Den geringsten durchschnittlichen Fehlerradius konnte die Gruppe TMJ ($\bar{R}_{TMJ} = 1,89 \text{ mm} \pm 2,07 \text{ mm}$) aufweisen, gefolgt von der Gruppe Orbital ($\bar{R}_{Orbital} = 2,27 \text{ mm} \pm 1,87 \text{ mm}$) und der Gruppe Fuzzy ($\bar{R}_{Fuzzy} = 2,38 \text{ mm} \pm 2,89 \text{ mm}$) (Abbildung 3.2). Eine homogene Gruppe von Punkten, die sich durch ihre Fehlerradien nicht signifikant voneinander unterscheiden, bilden die orbitalen landmarks (Abbildung 3.3). Innerhalb der Gruppe TMJ finden sich signifikante Unterschiede zwischen den landmarks. Durch ihre kleineren Fehlerradien unterscheiden sich die Punkte TAA_L (Tuberculum articulare anterior links), OTL_L (Os temporale laterale links) und OTL_R (Os temporale laterale rechts) signifikant ($p=0,00$) von den übrigen Punkten der Gruppe TMJ. Der Punkt TAA_R (Tuberculum articulare anterior rechts) unterscheidet sich ebenfalls ($0,01 < p \leq 0,05$) von den übrigen Punkten (Abbildung 3.2). Inhomogene Ergebnisse wurden für die Gruppe Fuzzy gefunden. Alle landmarks unterscheiden sich mit höchster Signifikanz ($p=0,00$), nur der Unterschied der Punkte FC_L und FC_R (Fuzzy condyle links und rechts) fällt in ein geringeres Signifikanzniveau ($0,01 < p \leq 0,05$). Auffällig in dieser Gruppe ist, dass mit dem landmark FC_R (Fuzzy condyle rechts, $\bar{R}_{FC_R} = 1,14 \text{ mm} \pm 1,24 \text{ mm}$) der landmark mit dem zweitkleinsten Fehlerradius und mit FL (Fuzzy lambda, $\bar{R}_{FL} = 4,6 \text{ mm} \pm 4,21 \text{ mm}$) der landmark mit dem größten Fehlerradius aller untersuchten landmarks in diese Gruppe fallen.

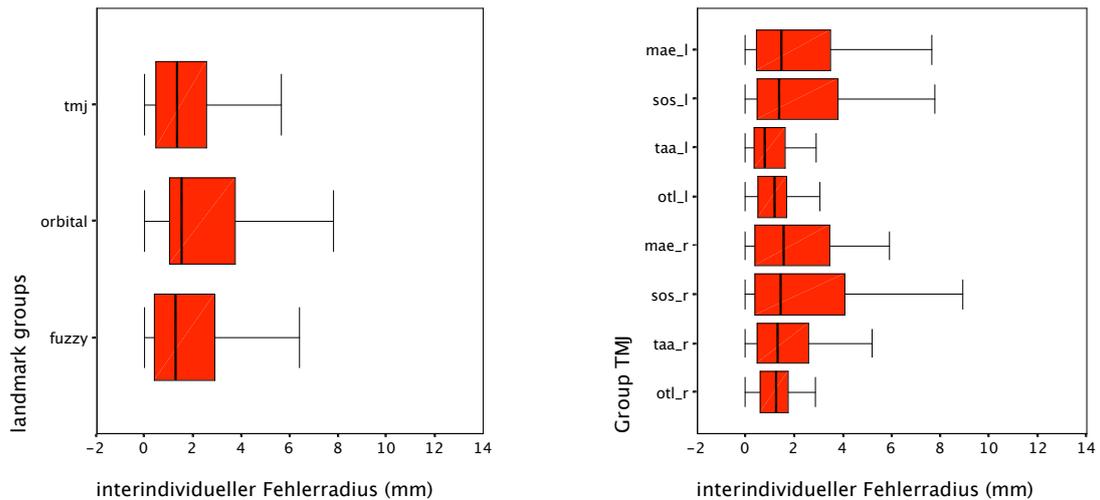


Abbildung 3.2: Gegenüberstellung der verschiedenen landmark-Gruppen. Die Gruppe TMJ zeigt durchschnittlich die kleinsten Fehlerradien ($\bar{R}_{TMJ} = 1,89 \text{ mm} \pm 2,07 \text{ mm}$) und unterscheidet sich signifikant von den Gruppen Orbital und Fuzzy ($p=0,00$). RECHTS: Innerhalb der Gruppe TMJ unterscheiden sich die Punkte TAA_L, OTL_L, TAA_R und OTL_R signifikant durch ihre geringeren Fehlerradien von den anderen Punkten.

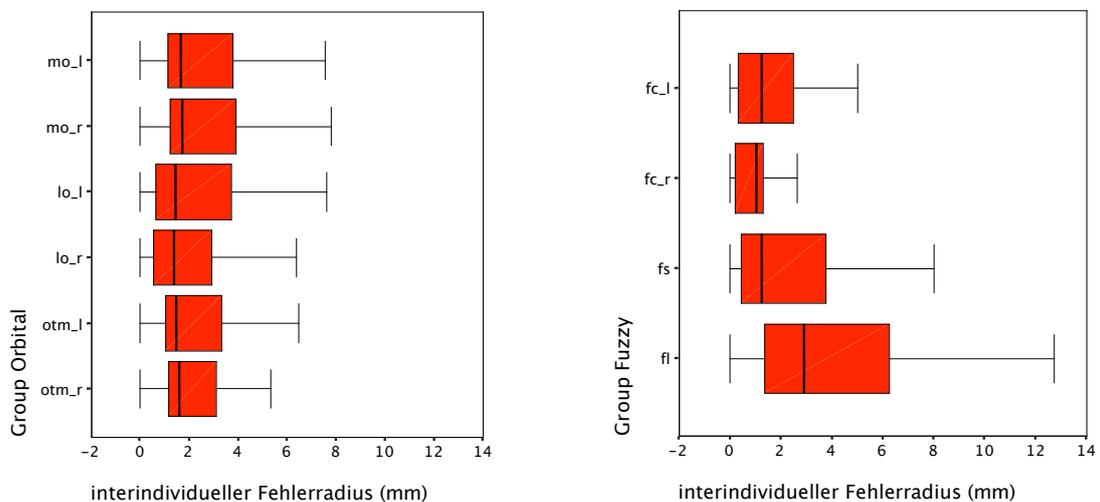


Abbildung 3.3: Die Gruppe Orbital zeigt eine homogene Verteilung der Fehlerradien ohne signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen landmarks. RECHTS: Innerhalb der Gruppe Fuzzy unterscheiden sich die Ergebnisse aller landmarks voneinander. Mit den landmarks FC_R ($\bar{R}_{FC_R} = 1,14 \text{ mm} \pm 1,24 \text{ mm}$) und FL (Fuzzy lambda, $\bar{R}_{FL} = 4,6 \text{ mm} \pm 4,21 \text{ mm}$) fallen der landmark mit dem zweitkleinsten Fehlerradius und der landmark mit dem größten Fehlerradius in diese Gruppe.

Bei der Untersuchung des CT-Datensatzes mit der großen Schichtdicke von vier mm wurde ein durchschnittlicher interindividueller Fehlerradius von $\bar{R}_{LM_4mm} = 3,02 \text{ mm} \pm 4,26 \text{ mm}$ für alle neunzehn landmarks gefunden. Damit ist hier der Durchschnitt der Fehlerradien mit 0,98 mm Differenz um 48% größer als bei den achtzehn zuvor untersuchten CT-Daten.

3.2 3D Ausrichtung einer CT-Aufnahme nach der Grundebene

Mit dem von uns programmierten „TMJ_Rotation“-Plugin für ImageJ lassen sich die CT-Aufnahmen der Kiefergelenke in relativ kurzer Zeit entsprechend der Lage der die Gelenkgrenzen markierenden landmarks TAA; MAE und SOS ausrichten.

Im Folgenden sind die Ergebnisse dreier wahllos herausgesuchten Patientenfälle dargestellt.

3.2.1 1.Patientenfall; weiblich, 53 Jahre

linkes Kiefergelenk:



Abbildung 3.4: Linkes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen

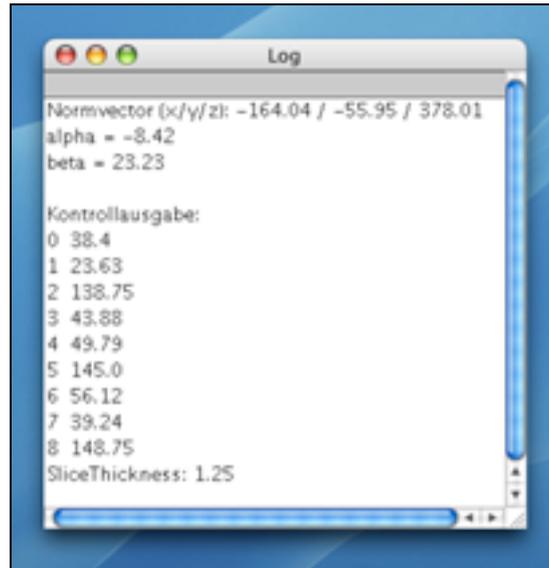


Abbildung 3.5: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme



Abbildung 3.6: Korrekt ausgerichtetes linkes Kiefergelenk. In diesem Fall liegt zufällig auch das landmark OTL in derselben Schichtebene.

rechtes Kiefergelenk:

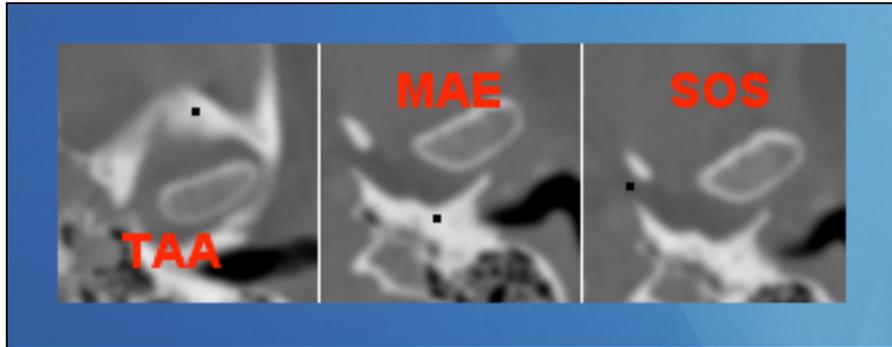


Abbildung 3.7: Rechtes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen

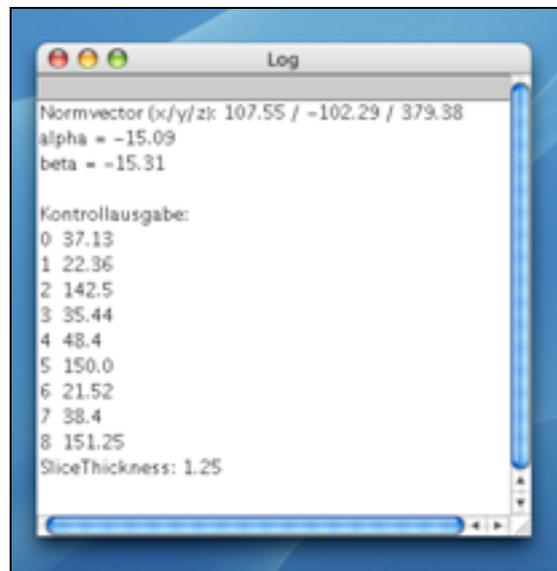


Abbildung 3.8: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme



Abbildung 3.9: Korrekt ausgerichtetes rechtes Kiefergelenk. In diesem Fall liegt zufällig auch das landmark OTL in derselben Schichtebene.

3.2.2 2.Patientenfall; weiblich, 69 Jahre

linkes Kiefergelenk:

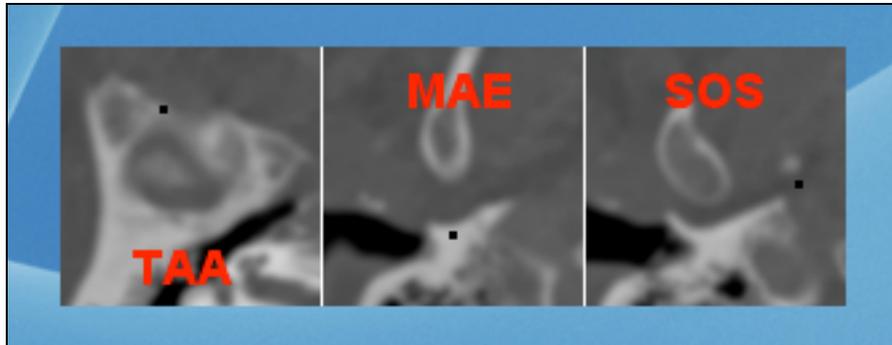


Abbildung 3.10: Linkes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen

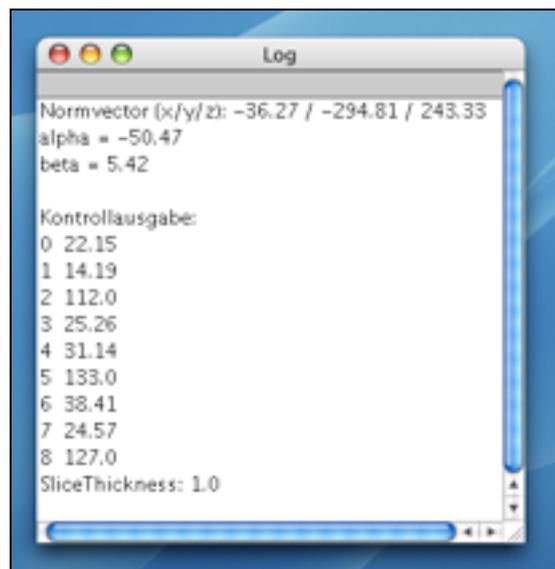


Abbildung 3.11: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme

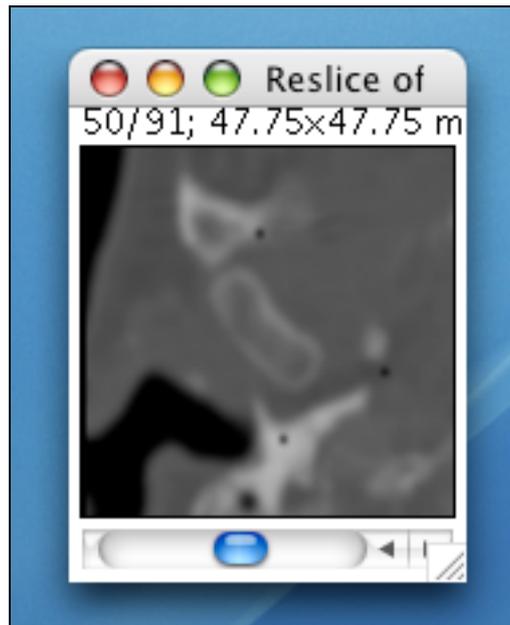


Abbildung 3.12: Korrekt ausgerichtetes linkes Kiefergelenk

rechtes Kiefergelenk:

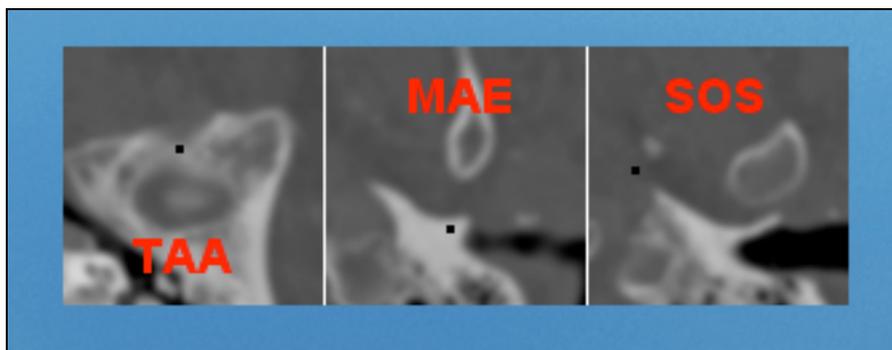


Abbildung 3.13: Rechtes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen

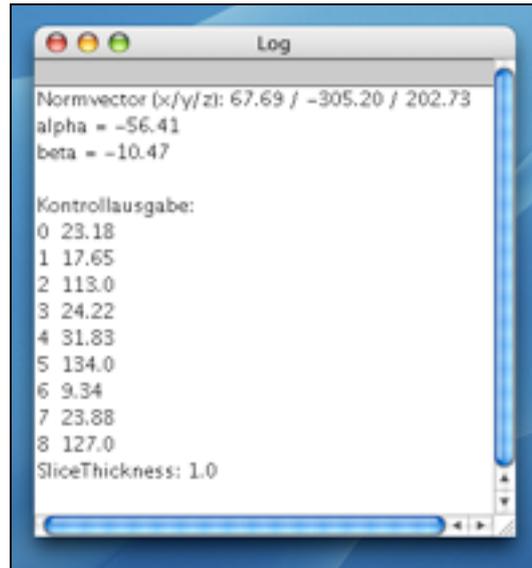


Abbildung 3.14: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme



Abbildung 3.15: Korrekt ausgerichtetes rechtes Kiefergelenk

3.2.3 3.Patientenfall; männlich, 51 Jahre

linkes Kiefergelenk:



Abbildung 3.16: Linkes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen

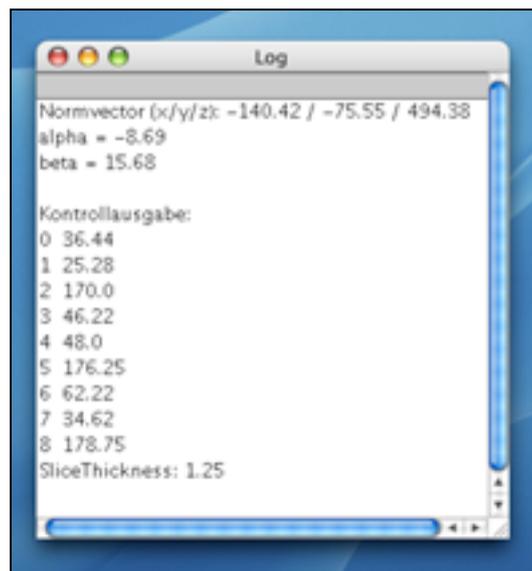


Abbildung 3.17: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme



Abbildung 3.18: Korrekt ausgerichtetes linkes Kiefergelenk

rechtes Kiefergelenk:



Abbildung 3.19: Rechtes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen

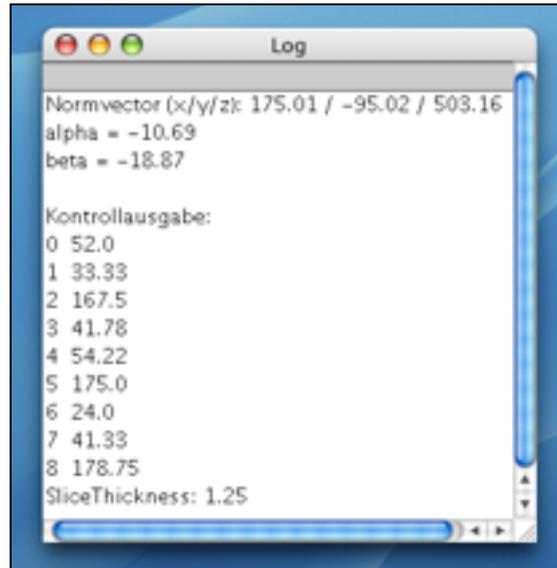


Abbildung 3.20: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme

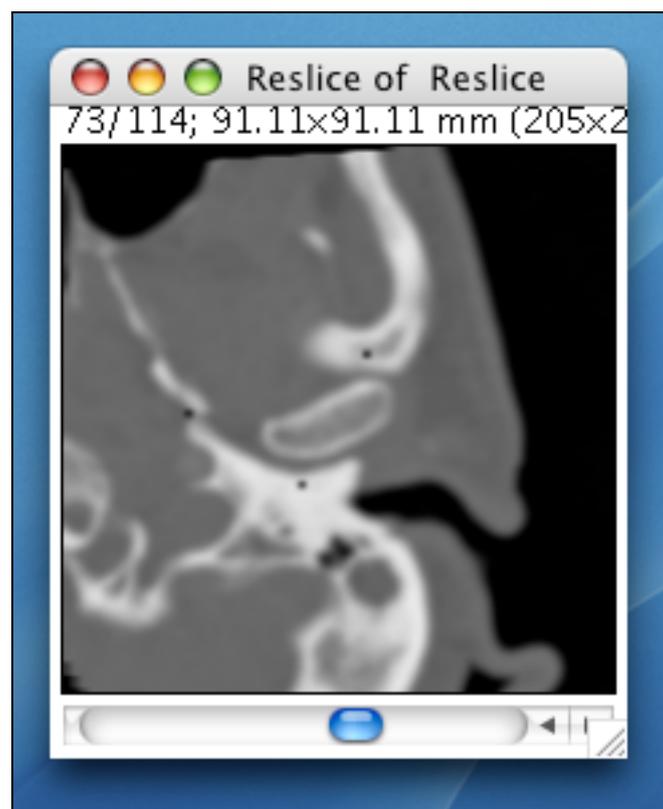


Abbildung 3.21: Korrekt ausgerichtetes rechtes Kiefergelenk

4 Diskussion

Zur Evaluierung so komplexer Strukturen wie dem Kiefergelenk ist eine dreidimensionale Betrachtung unumgänglich. Die Prozessqualität einer solchen Evaluierung kann durch die Untersuchung der Reproduzierbarkeit der verwendeten landmarks sinnvoll beurteilt werden. Ein bewährtes Verfahren in Studien zur Reproduzierbarkeit von landmarks in der Kephalmetrie ist es, die Euklidische Distanz zwischen zwei gleichen zu verschiedenen Zeitpunkten oder von verschiedenen Untersuchern gesetzten landmarks zu messen, und daraus einen Fehlerradius für jeden verwendeten landmark zu erstellen. Auf diesen Fehlerradius haben verschiedene Faktoren Einfluss. Röntgentechnische und projektorisch bedingte Fehler, wie zum Beispiel Verzerrung und Vergrößerung oder die falsche Lagerung eines Patienten. Messfehler entstehen bei der analytischen Auswertung der Bezugspunkte unter anderem durch Fehler in der Nutzung der Hard- und Software [62]. Die wohl gravierendste Fehlerquelle stellt der Identifikationsfehler dar. So können bei verschiedenen Untersuchern unterschiedliche Vorstellungen in Bezug auf die Definition eines landmarks bestehen [73]. Die Größe des durch fehlerhafte Interpretation der anatomischen Strukturen entstehenden Fehlers ist in hohem Maße vom Übungsgrad und radiologischen Wissen des Untersuchers abhängig [67, 46].

Um diese Fehlerquellen zu minimieren wurden die fünf Untersucher in dieser Studie im Umgang mit der Auswertungssoftware ImageJ [58] geschult. Darüber hinaus erfolgte eine Kalibrierung gegen einen Goldstandard bezüglich der landmark Definitionen.

Die Art und Weise wie ein landmark erhoben werden kann hat entscheidenden Einfluss auf seine Reproduzierbarkeit. So lassen sich grundsätzlich verschiedene Typen von landmarks unterscheiden. Anatomische Punkte werden durch anatomische Strukturen eindeutig bestimmt. Röntgenologische Punkte sind durch die durch Überlagerungen anatomischer Strukturen entstehenden Schnittpunkte definiert. Anthropologische Punkte sind Extrempunkte von anatomischen Konturen. Ihre Lage ist nicht immer exakt

definiert, da sie von der Lagerung und Neigung des Körpers abhängig sind. Konstruierte Punkte werden erst durch geometrische Konstruktionen ermittelt. Fuzzy landmarks haben eine größere Definition als ein einzelner Punkt und variieren in der Subjektivität des Betrachters.

Wir haben die untersuchten landmarks nach ihrer Lage in drei Gruppen aufgeteilt. Den geringsten durchschnittlichen Fehlerradius konnte die Gruppe TMJ ($\bar{R}_{\text{TMJ}} = 1,89 \text{ mm} \pm 2,07 \text{ mm}$) aufweisen. Zu dieser Gruppe gehören die bei unserer dreidimensionalen Determination des Kiefergelenks verwendeten landmarks. Für die Gruppe Orbital ($\bar{R}_{\text{Orbital}} = 2,27 \text{ mm} \pm 1,87 \text{ mm}$) konnten die zweit besten Ergebnisse erzielt werden. Die hier untersuchten landmarks wurden aus den Studien von Waitzmann et al. [84, 85] übernommen, um die von uns definierten landmarks mit schon in der Literatur etablierten landmarks vergleichen zu können. Bei der Untersuchung der Gruppe Fuzzy ($\bar{R}_{\text{Fuzzy}} = 2,38 \text{ mm} \pm 2,89 \text{ mm}$) trat bei dem Punkt FC_R (Fuzzy Condyle rechts) eine Besonderheit auf. Entgegen der Erwartung, dass aufgrund der unscharfen Definition ein großer Fehlerradius entsteht, weist dieser Punkt mit $\bar{R}_{\text{FC}_R} = 1,14 \text{ mm} \pm 1,24 \text{ mm}$ den zweitkleinsten Fehlerradius aller untersuchten landmarks auf. Offenbar greift in diesem Fall das Prinzip der Fuzzy logic, die davon ausgeht, dass die Flexibilität der unscharfen Beschreibung zu besseren Ergebnissen führt.

Wir haben in dieser Studie nicht die intraindividuelle sondern die interindividuelle Reproduzierbarkeit der landmarks untersucht, um die Prozessqualität unter realistischen Bedingungen beurteilen zu können. Durch die Individualität der verschiedenen Untersucher sind die wechselnden Bedingungen unter denen diese Arbeitsschritte durchgeführt werden realistisch repräsentiert.

In Reliabilitätsstudien an zweidimensionalen Röntgenbildern liegen die durchschnittlichen Fehlerradien sowohl bei intra- als auch bei interindividuellen Vergleichen bei ca. 1 mm [5, 22, 47]. Bei Untersuchungen an dreidimensionalen Röntgenbildern ist der Fehlerradius generell größer. So fanden Abbott et al. einen durchschnittlichen intraindividuellen Fehlerradius von etwa 1,7 mm und Kragsskov et al. einen durchschnittlichen interindividuellen

Fehlerradius von ca. 2 mm. In der vorliegenden Studie wurde für den interindividuellen Fehlerradius für alle neunzehn untersuchten landmarks ein Wert von durchschnittlich $\bar{R}_{LM} = 2,04 \text{ mm} \pm 2,20 \text{ mm}$ gefunden. Die für die Evaluation des Kiefergelenks definierten landmarks waren in der Gruppe TMJ zusammengefasst und wiesen mit einem durchschnittlichen Fehlerradius von $\bar{R}_{TMJ} = 1,89 \text{ mm} \pm 2,07 \text{ mm}$ eine überdurchschnittlich gute Reproduzierbarkeit auf.

Abschließend lässt sich zusammenfassen, dass die von uns neu definierten landmarks im Vergleich zu den bereits etablierten landmarks eine bessere Reproduzierbarkeit zeigten. Die oben untersuchten landmarks TAA (Tuberculum articulare anterior), SOS (Spina ossis sphenoidalis) und MAE (Meatus acusticus externus) markieren die Grundebene des Gelenkspalts. Diese landmarks ermöglichen eine reliable Definition der kaudalen Grenzebene des Kiefergelenks zur volumetrischen Erfassung des Gelenksspaltes.

Die Reproduzierbarkeit dieser landmarks ermöglicht eine Ausrichtung des Kiefergelenks bezüglich seiner Grundebene mit ausreichender Präzision. Ursprünglich wurde die dreidimensionale Ausrichtung der CT-Aufnahmen realisiert, indem die Aufnahmen aus einer horizontalen, einer sagittalen und einer frontalen Ansicht betrachtet wurden, jeweils die Winkel zwischen den landmarks und der Horizontalen bzw. der Vertikalen gemessen und drei entsprechende Rotationen um die x-, y- und z-Achse durchgeführt wurden. Ein großer Nachteil bei dieser Methode ist, dass die Markierungen für die Winkelmessungen nur näherungsweise nach Augenmaß gesetzt werden können und somit eine beträchtliche Fehlerquelle in Kauf genommen werden muss. Hiervon abgesehen ist das oben beschriebene manuelle Ausrichten der Landmarks in eine Ebene sehr zeitintensiv. Konnten wir die benötigte Zeit pro Gelenk letztendlich mit sehr viel Übung im Umgang mit Image Java auf durchschnittlich etwa sieben Minuten verkürzen, so muss der Ungeübte doch mindestens die doppelte bis dreifache Zeit investieren. Hieraus entstand die Idee, die notwendigen Rotationswinkel und Rotationsrichtungen auf mathematischem Wege zu bestimmen.

Mit Hilfe der Koordinaten der drei landmarks lassen sich die Rotationswinkel und Rotationsrichtungen mit absoluter Präzision errechnen. In dem von uns programmierten Unterprogramm für die Auswertungssoftware ImageJ [58] lassen sich die Winkel auf die Winkelsekunde exakt bestimmen.

Auch die Rotationen selbst werden in einem weiteren Arbeitsschritt von dem Plugin durchgeführt. Hier findet sich eine weitere Fehlerquelle. Um das Kiefergelenk von verschiedenen Seiten betrachten und um verschiedene Achsen rotieren zu können, muss der Stack im Laufe des gesamten Ablaufs dreimal umgerechnet werden. Das heißt, es werden drei „Reslices“ durchgeführt. Bei jedem Reslice verschlechtert sich durch Interpolation die Auflösung der CT-Aufnahme. Aus diesem Grunde haben wir versucht, das bereits existierende Plugin TransformJ Rotate zu nutzen. Hierbei müssen nur die Rotationswinkel eingegeben werden und das Plugin führt die Rotationen nacheinander um die x-, y- und z-Achse durch, ohne nach jeder Rotation eine Messwertinterpolation durchzuführen. Allerdings wird nach der ersten Rotation die Schichtdicke automatisch auf einen Millimeter festgelegt. Da dieser Wert nicht mit der Schichtdicke der verwendeten CT-Aufnahmen übereinstimmt, kommt es zu geometrischen Verzerrungen und damit zu unbrauchbaren Ergebnissen. Trotz Kontaktaufnahme zu dem Autor des Plugins via E-Mail konnte dieses Problem leider nicht gelöst werden. Aus diesem Grund wurde das herkömmliche Verfahren mit den mehrfachen Reslices in Form eines Makros in unser Plugin integriert. Auch bei diesem Verfahren ist es notwendig, dass die Reslices mit den korrekten Schichtdicken angefertigt werden. Aus diesem Grunde wurde eine Funktion integriert, die die Schichtdicke des ursprünglichen Stacks auslesen kann.

Mit Hilfe des Plugins lassen sich deutlich präzisere Ergebnisse erzielen als mit dem herkömmlichen Verfahren. Außerdem bedeutet es eine enorme Zeitersparnis. Trotzdem sind noch einige Verbesserungen wünschenswert. So sollte im Idealfall nur eine einzige Rotation und nicht wie bisher zwei Rotationen durchgeführt werden. Hierzu müsste es allerdings möglich sein, für jedes CT eine individuell errechnete Rotationsachse zu nutzen. Zur Optimierung der Anwenderfreundlichkeit wäre es wünschenswert, wenn die Koordinaten schon

beim Setzen der landmarks gespeichert und automatisch für die Rechnung verwendet werden könnten. Somit könnte die zeitraubende manuelle Eingabe der Koordinaten umgangen werden.

5 Zusammenfassung

Die Simplifizierung der dreidimensionalen Struktur des Kiefergelenkes auf eine zweidimensionale Projektion, wie in vielen bildgebenden Verfahren der Fall, ist für dessen Beurteilung fragwürdig. Zur Evaluierung so komplexer Strukturen wie dem Kiefergelenk ist eine dreidimensionale Betrachtung unumgänglich. Es soll eine Methode entwickelt werden, mit der sich anhand von computertomographischen Aufnahmen das Volumen des Gelenkspalts bestimmen lässt. Hierzu wurden landmarks zur Grenzbestimmung des Gelenks definiert. Zur Beurteilung der Prozessqualität wurden die landmarks auf ihre interindividuelle Reproduzierbarkeit untersucht. Um eine Vergleichsmöglichkeit zu haben, wurden neben den landmarks im Bereich der Kiefergelenke bereits in der Literatur etablierte landmarks im Bereich der Orbita [84, 85] mit in die Studie einbezogen. Außerdem wurden noch vier fuzzy-landmark untersucht. Fünf Untersucher haben an identischen digitalen Kopien der ausgewählten achtzehn originalen CT-Datensätze jeweils die neunzehn landmarks identifiziert. Aus der Euklidischen Distanz zwischen zwei gleichen von den verschiedenen Untersuchern gesetzten landmarks wurde ein Fehlerradius für jeden untersuchten landmark erstellt.

Der interindividuelle Fehlerradius für alle neunzehn untersuchten landmarks lag durchschnittlich bei $\bar{R}_{LM} = 2,04 \text{ mm} \pm 2,20 \text{ mm}$. Die für die Evaluation des Kiefergelenks definierten landmarks wiesen mit einem durchschnittlichen Fehlerradius von $\bar{R}_{TMJ} = 1,89 \text{ mm} \pm 2,07 \text{ mm}$ einen überdurchschnittlich guten Wert auf. Im Vergleich mit den orbitalen landmarks mit einem Fehlerradius von $\bar{R}_{Orbital} = 2,27 \text{ mm} \pm 1,87 \text{ mm}$ besitzen die landmarks im Bereich des Kiefergelenks eine bessere Reproduzierbarkeit. Sie ermöglichen eine reliable Definition der kaudalen Grenzebene des Kiefergelenks zur volumetrischen Erfassung des Gelenkspaltes.

Für die graphische Ausrichtung der Kiefergelenke in Bezug auf diese Grenzebene wurde für die verwendete Software ImageJ [58] ein Plugin programmiert. Dieses Plugin errechnet mit Hilfe der Koordinaten der

entsprechenden landmarks die Rotationswinkel und Rotationsrichtung und führt die entsprechenden Rotationen aus. Auf diese Weise werden die Kiefergelenke mit großer Präzision entsprechend ihrer Grenzebene im dreidimensionalen Raum ausgerichtet. Die vorliegende Arbeit beinhaltet eine ausführliche Bedienungsanleitung für die Nutzung von ImageJ und dem beschriebenen Plugin.

6 Literaturverzeichnis

1. Abbott AH, Netherway DJ, David DJ, Brown T. Craniofacial Osseous Landmark Determination from Stereo Computer Tomography Reconstructions. *Ann Acad Med Singapore* 1990;19:595-604.
2. Ahlers MO, Jakstat HA. *Klinische Funktionsanalyse*. 2. Aufl. Hamburg: dentaConcept, 2000.
3. Alder ME, Deahl ST, Matteson SR. Clinical Usefulness of Two-Dimensional Reformatted and Three-Dimensionally Rendered Computerized Tomographic Images: Literature Review and a Survey of Surgeons' Opinions. *J Oral Maxillofac Surg* 1995;53:375-86.
4. Athanasiou AE, Miethke RR, van der Meij AJW. Random Errors in Localization of landmarks in postero-anterior Cephalograms. *Br J Orthod* 1999;26:273-84.
5. Baumrind S, Frantz RC. The reliability of head film measurements – 1. Landmark identification. *Am J Orthod*. 1971;60:111-27.
6. Benninghoff, Drenckhahn D. *Anatomie- Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie*. Band 1. 16. Aufl. München-Jena: Urban und Fischer Verlag, 2003.
7. Bookstein FL, Grayson B, Cutting CB, McCarthy JG. Landmarks in three dimensions: Reconstruction from cephalograms versus direct observation. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop* 1991;100:133-40.
8. Boucher LJ, Jacoby J. Posterior Border movements of human mandible. *J Prosthet Dent*, 1968;20:106-12.
9. Brooks SL, Brand JW, Gibbs SJ, Hollender L, Lurie AG, Omnell KA. Imaging of the temporomandibular joint: A position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1997;83:609-18.

10. Brown T, Abbott AH. Computer-assisted location of reference points in three dimensions for radiographic cephalometry. *Am J Orthod and Dentofacial Orthop* 1989;95:490-8.
11. Bumann A, Lotzmann U. *Farbatlanten der Zahnmedizin – Band 12: Funktionsdiagnostik und Therapieprinzipien*. 1. Aufl. Stuttgart-New York: Georg Thieme Verlag, 1999.
12. Calagna LJ, Silverman SI, Garfinkel L. Influence of neuromuscular conditioning on centric relation registrations. *J Prosthet Dent* 1973;30:598-604.
13. Cavalcanti MGP, Haller JW, Vannier MW. Three-Dimensional Computed Tomography Landmark Measurement in craniofacial surgical planning: Experimental Validation in vitro. *J Oral Maxillofac Surg* 1999;57:690-4.
14. Cavalcanti MGP, Rocha SS, Vannier MW. Craniofacial measurements based on 3D-CT volume rendering: Implications for clinical applications. *Dentomaxillofac Radiol*. 2004;33:170-6.
15. Cavalcanti MGP, Vannier MW. Quantitative analysis of spiral computed tomography for craniofacial clinical applications. *Dentomaxillofac Radiol* 1998;27:344-50.
16. Christiansen EL, Chan TT, Thompson JR, Hasso AN, Hinshaw DB. Computed tomography of the normal temporomandibular joint. *Scand J Dent Res* 1987;95:499-509.
17. Christiansen EL, Thompson JR, Hasso AN. CT Evaluation of Trauma to the Temporomandibular Joint. *J Oral Maxillofac Surg* 1987;45:920-3.
18. Christiansen EL, Thompson JR, Kopp S. Intra- and inter-observer variability and accuracy in the determination of linear and angular measurements in computed tomography. An in vitro and in situ study of human mandibles. *Acta odontol Scand* 1986;44:221-9.

19. Christiansen EL, Thompson JR, Zimmermann G, Roberts D, Hasso AN, Hinshaw DB, Kopp S, Linda L. Computed tomography of condylar and articular disk positions within the temporomandibular joint. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1987;64:757-67.
20. Cole III TM, Richtsmeier JT. A Simple Method for Visualization of Influential Landmarks when using Euclidean Distance Matrix Analysis. *Am J Phys Anthropol* 1998;107:273-83.
21. de Bont LGM, van der Kuijl B, Stegenga B, Vencken LM, Boering G. Computed tomography in differential diagnosis of temporomandibular joint disorders. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1993;22:200-9.
22. El-Mangoury NH, Shaheen SI, Mostafa YA. Landmark identification in computerized posteroanterior cephalometrics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1987;91:57-61.
23. Enciso R, Shaw A, Neumann U, Mah J. 3D head anthropometric analysis. SPIE Medical Imaging, San Diego, Ca, Feb. 2003, Computer Graphics and Immersive Technologies.
24. Fanghänel J, Pera F, Anderhuber F, Nitsch R. *Waldeyer- Anatomie des Menschen*. 17. Aufl. Berlin-New York: Walter de Gruyter Verlag, 2003.
25. Fuchs WA, Becker C, Krestin GP. *Radiologie – Diagnostik durch bildgebende Verfahren*. Bern-Göttingen-Toronto-Seattle: Hans Huber Verlag, 1996.
26. Glossary of Prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 1956;6:7-34.
27. Glossary of Prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 1987;58:713-62.
28. Glossary of Prosthodontic terms. *J Prosthet Dent* 1994;71:41-112.
29. Harvati K. Quantitative Analysis of Neanderthal Temporal Bone Morphology using three-dimensional geometric Morphometrics. *Am J Phys Anthropol* 2003;120:323-38.

30. Helkimo M, Ingervall B, Carlsson GE. Variation of retruded and muscular position of mandible under different recording conditions. *Acta Odontol Scand* 1971;29:423-37.
31. Hennessy RJ, Stringer CB. Geometric Morphometric Study of the Regional Variation of Modern Human Craniofacial Form. *Am J Phys Anthropol* 2002;117:37-48.
32. Honda K, Larheim TA, Johannessen S, Arai Y, Shinoda K, Westesson PL. Ortho cubic super-high resolution computed tomography – A new radiographic technique with application to the temporomandibular joint. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2001;91:239-43.
33. Huisinga-Fischer CE, Zonneveld FW, Vaandrager JM, Prah-Andersen B. CT-Based Size and Shape Determination of the Craniofacial Skeleton: A New Scoring System to Assess Bony Deformities in Hemifacial Microsomia. *J Craniofac Surg* 2001;12:87-94.
34. Huisinga-Fischer CE, Zonneveld FW, Vaandrager JM, Prah-Andersen B. Relationship in Hypoplasia between the Masticatory Muscles and the Craniofacial Skeleton in Hemifacial Microsomia, as Determined by 3-D CT Imaging. *J Craniofac Surg* 2001;12:31-40.
35. Kane AA, Lo LJ, Christensen GE, Vannier MW, Marsh JL. Relationship between Bone and Muscles of Mastication in Hemifacial Microsomia. *Plast Reconstr Surg* 1997;99:990-7.
36. Kane AA, Lo LJ, Vannier MW, Marsh JL. Mandibular Dysmorphology in Unicoronal Synostosis and Plagiocephaly without Synostosis. *Cleft Palate Craniofac J*. 1996;33:418-23.
37. Kragstov J, Bosch C, Gyldensted C, Sindet-Pedersen S. Comparison of the Reliability of Craniofacial Anatomic Landmarks based on Cephalometric Radiographs and Three-Dimensional CT Scans. *Cleft Palate Craniofac J* 1997;3:111-6.

38. Kusnoto B, Evans CA, BeGole EA, de Rijk W. Assessment of 3-dimensional computer-generated cephalometric measurements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1999;116:390-9.
39. Lele S, Richtmeier JT. Euclidean Distance Matrix Analysis: Confidence intervals for form and growth differences. *Am J Phys Anthropol* 1995;98:73-86.
40. Lele S, Richtmeier JT. Euclidean Distance Matrix Analysis: A coordinate-free approach for comparing biological shapes using landmark data. *Am J Phys Anthropol* 1991;86:415-27.
41. Lele S, Richtmeier JT. On comparing biological shapes: Detection of influential landmarks. *Am J Phys Anthropol* 1992;87:49-65.
42. Lockwood CA, Lynch JM, Kimbel WH. Quantifying temporal bone morphology of great apes and humans: An approach using geometric morphometrics. *J Anat* 2002;201:447-64.
43. Major PW, Johnson DE, Hesse KL, Glover KE. Landmark identification error in posterior anterior cephalometrics. *Angle Orthod* 1994;64:447-54.
44. Marmulla R, Brief J, Heurich T, Mühling J, Hassfeld S. Perspektiven in der rechnergestützten Implantologie. *Z Zahnärztl Implantol* 2002;18:152-8.
45. Marsh JL, Dan Baca BA, Vannier MW. Facial Musculoskeletal Asymmetry in Hemifacial Microsomia. *Cleft Palate Craniofac J* 1989;26:292-302.
46. McWilliam JS, Welander U. The Effect of Image Quality on the Identification of Cephalometric Landmarks. *Angle Orthod* 1978;48:49-56.
47. Midtgard J, Björk G, Linder-Aronson S. Reproducibility of Cephalometric Landmarks and Errors of Measurements of Cephalometric Cranial Distances. *Angle Orthod* 1974;44:56-61.
48. Novelline RA, Heuck A. *Squire's Radiologie*. 5. Aufl. Stuttgart-New York: Schattauer Verlagsgesellschaft, 2001.

49. Offutt CJ, Vannier MW, Gilula LA, Marsh JL, Sutherland CJ. Volumetric 3-D imaging of computerized tomography scans. *Radiol Technol* 1990;61:212-9.
50. Ong TK, Franklin A. A clinical and histopathological study of osteoarthritis of the temporomandibular joint. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1996;34:186-92
51. Ono I, Ohura T, Narumi E, Kawashima K, Matsuno I, Nakamura S, Ohhata N, Uchiyama Y, Watanabe Y, Fumiki T, Kishinami T. Three-dimensional analysis of craniofacial bones using three-dimensional computer tomography. *J Craniomaxillofac Surg* 1992;20:49-60.
52. Pasler FA. *Zahnärztliche Radiologie*. 4. Aufl. Stuttgart-New York: Thieme Verlag, 2003.
53. Petrilli A, Gurley JF. Tomography of the temporomandibular joint. *J Am dent Assoc* 1939;26:304-9
54. Philips Medical Systems Nederland. DICOM Cook Book for Implementations in Modalities. ftp://ftp-wjq.philips.com/medical/interoperability/out/DICOM_Information/CookBook.pdf; Version 1.1, Jan. 1997.
55. Piehslinger E, Celar A, Celar R, Jäger W, Slavicek R. Reproducibility of the Condylar Reference Position. *J Orofac Pain* 1993;7:68-75.
56. Posselt U. Studies in the Mobility of the Human Mandible. *Acta Odontol Scand* 1952;10:8-153.
57. Putz R, Pabst R. Sobotta- Atlas der Anatomie des Menschen. Band 1. 20. Aufl. München-Wien-Baltimore: Urban und Schwarzenberg Verlag, 1993.
58. Rasband W. Image Java. National Institutes of Health, Bethesda, MD. <http://rsb.info.nih.gov/ij>.
59. Raustia AM, Pyhtinen J. Morphology of the condyles and mandibular fossa as seen by computed tomography. *J Prosthet Dent* 1990;63:77-85.

60. Richtsmeier JT, Lele S. A coordinate-free approach to the analysis of growth patterns: Models and theoretical considerations. *Biol Rev Camb Philos Soc* 1993;68:381-411.
61. Richtsmeier JT, Lele S. Analysis of craniofacial Growth in Crouzon Syndrome Using Landmark Data. *J Craniofac Genet Deve Biol* 1990;10:39-62.
62. Richtsmeier JT, Paik CH, Elfert PC, Cole III TM, Dahlmann HR. Precision, Repeatability and Validation of the Localization of Cranial Landmarks Using Computed Tomography Scans. *Cleft Palate Craniofac J* 1995;32:217-27.
63. Roberts D, Pettigrew J, Udupa J, Ram C. Three-dimensional imaging and display of the temporomandibular joint. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1984;58:461-74.
64. Rosenbusch G, Oudkerk M, Ammann E. Radiologie in der medizinischen Diagnostik. Berlin: Blackwell Wissenschafts-Verlag, 1994.
65. Roth DA, Gosain AK, McCarthy JG, Stracher MA, Lefton DR, Grayson BH. A CT Scan Technique for Quantitative Volumetric Assessment of the Mandible after Distraction Osteogenesis. *Plast Reconstr Surg* 1997;99:1237-47.
66. Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K. Anatomie. 8. Aufl. Berlin-Heidelberg-New York: Springer Verlag, 1999.
67. Schmuth G, Drescher D. Kieferorthopädie I. 3. Aufl., Urban und Schwarzenberg Verlag, München-Wien-Baltimore, 1994.
68. Schüller A. Die Schädelbasis im Röntgenbilde. Hamburg: Gräfe + Sillem, 1905.
69. Schwenzer N, Ehrenfeld M. Zahn- Mund- Kieferheilkunde Band 1 Allgemeine Chirurgie. 3. Aufl. Stuttgart-New York: Georg Thieme Verlag, 2000.

70. Sherwood RJ, Rowley RB, Ward SC. Relative placement of the mandibular fossa in great apes and humans. *J Hum Evol* 2002;43:57-66.
71. Sherwood RJ, Ward SC, Hill A. The taxonomic status of the Chemeron temporal (KNM-BC 1). *J Hum Evol* 2002;42:153-84.
72. Siegler S, Hayes R, Nicolella D, Fielding A. A technique to investigate the three-dimensional kinesiology of the human temporomandibular joint. *J Prosthet Dent* 1991;65:833-9.
73. Stabrun AE, Danielsen K. Precision in cephalometric landmark identification. *Eur J Orthod* 1982;4:185-96.
74. Thompson JR, Christiansen E, Hasso AN, Hinshaw DB. Temporomandibular Joints: High-Resolution Computed Tomographic Evaluation. *Radiology* 1984;150:105-10.
75. Thurn P, Bücheler E, Lackner KJ, Thelen M. Einführung in die radiologische Diagnostik. 10. Aufl. Stuttgart-New York: Thieme Verlag, 1998.
76. Tobias, PV. Re-Creating Ancient Hominid Virtual Endocasts by CT-Scanning. *Clin Anat* 2001;14:134-41.
77. Togashi K, Kitaura H, Yonetsu K, Yoshida N, Nakamura T. Three-Dimensional Cephalometry Using Helical Computer Tomography: Measurement Error Caused by Head Inclination. *Angle Orthod* 2002;72:513-20.
78. Valeri CJ, Cole TM, Lele S, Richtsmeier JT. Capturing Data from Three-Dimensional Surfaces Using Fuzzy Landmarks. *Am J Phys Anthropol* 1998;107:113-24.
79. van der Kuijl B, Vencken LM, de Bont LGM, Boering G. Temporomandibular joint computed tomography: Development of a direct sagittal technique. *J Prosthet Dent* 1990;64:709-15.

80. van der Kuijl, de Bont LGM, Stegenga B, Boering G. Histologic Evaluation of Computed Tomographic TMJ Articular Disk Visualization. *Cranio*, 1994;12:100-9.
81. Vannier MW. Craniofacial computed tomography scanning: Technology, applications and future trends. *Orthod Craniofac Res* 2003;6:23-30.
82. von Török A. Über die Stellung der Längsachsen der Gelenkköpfe beim menschlichen Unterkiefer. *Zeitschrift für Morphologie und Anthropologie* 1899;1:379-450.
83. Wagner D, Ott M, Pittenauer M. SubEthaEdit® 2.0.1 (v751).
84. Waitzmann AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE. Craniofacial Skeletal Measurements Based on Computed Tomography: Part I. Accuracy and Reproducibility. *Cleft Palate Craniofac J* 1992;29:112-7.
85. Waitzmann AA, Posnick JC, Armstrong DC, Pron GE. Craniofacial Skeletal Measurements Based on Computed Tomography: Part II. Normal Values and Growth Trends. *Cleft Palate Craniofac J* 1992;29:118-28.
86. Williams F, Richtsmeier JT. Comparison of Mandibular Landmarks from Computed Tomography and 3D Digitizer Data. *Clin Anat* 2003;16:494-500.
87. Yune HY. Two-dimensional – three-dimensional reconstruction computed tomography techniques. *Dent Clin North Am* 1993;37:613-26.
88. Zumpano MP, Carson BS, Marsh JL, Vanderkolk CA, Richtsmeier JT. Three-Dimensional Morphological Analysis of Isolated Metopic Synostosis. *Anat Rec* 1999;256:177-88.

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: Schnittbild Kiefergelenk von lateral (aus [57])	2
Abbildung 1.2: Schnittbild Kiefergelenk von lateral bei Mundöffnung (aus [57])....	3
Abbildung 1.3: Wilhelm Conrad Röntgen und die am 22.12.1895 angefertigte Aufnahme von der Hand seiner Frau	8
Abbildung 1.4: Computertomograph der Firma Siemens	13
Abbildung 1.5: Menschlicher Schädel, Leonardo da Vinci, um 1500.	21
Abbildung 2.1: Meatus acusticus externus (MAE).....	35
Abbildung 2.2: Spina ossis sphenoidalis (SOS).....	36
Abbildung 2.3: Tuberculum articulare anterior (TAA).....	37
Abbildung 2.4: Os temporale laterale (OTL).....	38
Abbildung 2.5: Fuzzy condyle (FC).....	38
Abbildung 2.6: Fuzzy lambda (FL)	39
Abbildung 2.7: Fuzzy sella (FS)	39
Abbildung 2.8: Laterale Orbita (LO), Os temporale mediale (OTM), Mediale Orbita (MO).....	40
Abbildung 2.9: Foramen incisivum (FI)	41
Abbildung 2.10: Landmarks zur Bestimmung der Gelenkspaltgrenzen.....	46
Abbildung 2.11: Grundebene des Gelenkspaltvolumens	47
Abbildung 2.12: ImageJ: Properties	48
Abbildung 2.13: ImageJ: Rectangular Tool zur Auswahl des interessierenden Bereichs.....	49
Abbildung 2.14: Lage der vier Kiefergelenk-landmarks in verschiedenen Schichtebenen.	50

Abbildung 2.15: ImageJ: Angle Tool zur Messung des Winkels für die Rotation um die z-Achse.....	51
Abbildung 2.16: ImageJ: Reslice.....	52
Abbildung 2.17: Ansicht des linken Kiefergelenks von lateral.....	52
Abbildung 2.18: ImageJ: Angle Tool zur Messung des Winkels für die Rotation um die x-Achse.....	53
Abbildung 2.19: ImageJ: Reslice.....	54
Abbildung 2.20: Ansicht des linken Kiefergelenks von anterior.....	55
Abbildung 2.21: ImageJ: Angle Tool zur Messung des Winkels für die Rotation um die y-Achse.....	55
Abbildung 2.22: Alle drei landmarks sind in die gleiche Schichtebene rotiert.....	57
Abbildung 2.23: Zwischen drei Punkten im dreidimensionalen Raum wird eine Ebene aufgespannt.....	59
Abbildung 2.24: Der Normalenvektor steht senkrecht auf der Ebene. Zu jeder Ebene gibt es zwei Normalenvektoren.....	60
Abbildung 2.25: Zahlenbeispiele zur Berechnung von Winkeln zwischen zwei Vektoren	62
Abbildung 2.26: Unterteilung eines Koordinatensystems in Oktanten.....	66
Abbildung 2.27: ImageJ: Properties	72
Abbildung 2.28: ImageJ: Rectangular Tool zur Auswahl des interessierenden Bereichs.....	73
Abbildung 2.29: Lage der vier Kiefergelenk-landmarks in verschiedenen Schichtebenen.....	73
Abbildung 2.30: ImageJ: Koordinaten der gesetzten landmarks.....	74
Abbildung 2.31: ImageJ: Eingabeaufforderung des Plugin	75
Abbildung 2.32: ImageJ: Ergebnisfenster des Plugin.....	75
Abbildung 2.33: Substack Maker: Überflüssige Schichten werden gelöscht.....	76

Abbildung 2.34: Das korrekt ausgerichtete linke Kiefergelenk.	76
Abbildung 3.1: Interindividuelle Fehlerradien aller untersuchten landmarks.	79
Abbildung 3.2: Gegenüberstellung der verschiedenen landmark-Gruppen.....	81
Abbildung 3.3: Gruppe Orbital und Gruppe Fuzzy	81
Abbildung 3.4: Linkes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen	83
Abbildung 3.5: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme	84
Abbildung 3.6: Korrekt ausgerichtetes linkes Kiefergelenk. In diesem Fall liegt zufällig auch das landmark OTL in derselben Schichtebene.	84
Abbildung 3.7: Rechtes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen	85
Abbildung 3.8: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme	85
Abbildung 3.9: Korrekt ausgerichtetes rechtes Kiefergelenk. In diesem Fall liegt zufällig auch das landmark OTL in derselben Schichtebene.	86
Abbildung 3.10: Linkes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen	87
Abbildung 3.11: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme	87
Abbildung 3.12: Korrekt ausgerichtetes linkes Kiefergelenk	88
Abbildung 3.13: Rechtes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen	88
Abbildung 3.14: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme	89
Abbildung 3.15: Korrekt ausgerichtetes rechtes Kiefergelenk.....	89
Abbildung 3.16: Linkes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen	90

Abbildung 3.17: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme	90
Abbildung 3.18: Korrekt ausgerichtetes linkes Kiefergelenk	91
Abbildung 3.19: Rechtes Kiefergelenk; Lage der landmarks in verschiedenen Ebenen	91
Abbildung 3.20: Normalenvektor, Rotationswinkel, Kontrollausgabe der landmark-Koordinaten und Schichtdicke der Aufnahme	92
Abbildung 3.21: Korrekt ausgerichtetes rechtes Kiefergelenk.....	92

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Überblick über die untersuchten landmarks	34
Tabelle 2.2: Richtungsbestimmung des Normalenvektors.	66
Tabelle 2.3: Rotationswinkel und Rotationsrichtung.	70
Tabelle 3.1: Ergebnisse aller untersuchten landmarks	78

9 Anhang

9.1 Sourcecode des Plugins „TMJ_Rotation“

Im Folgenden ist der Wortlaut des mit SubEthaEdit® [83] programmierten Plugin aufgeführt:

```
import ij.*;
import ij.process.*;
import ij.plugin.*;
import ij.plugin.filter.Analyzer;
import ij.measure.*;
import ij.gui.*;
import java.awt.*;

/** This example creates a GenericDialog containing a 5x5 grid of numeric
fields. */
public class TMJ_Rotation implements PlugIn {

// Variablen für die Winkelberechnung
    double a, b, c, d, e, f, g, h, j;
    public String alpha = " ";
    public String beta = " ";

    int gridWidth = 3;
    int gridHeight = 3;
    int gridSize = gridWidth*gridHeight;
    TextField[] tf = new TextField[gridSize];
    double[] value = new double[gridSize];
```

```
public void run(String arg) {
    if (IJ.versionLessThan("1.31"))
        return;
    if (showDialog())
        displayValues();
}

// Bestimmung der Schichtdicke
ImagePlus imp = WindowManager.getCurrentImage();

Calibration cal = imp.getCalibration();

double res = cal.pixelWidth;

double depth = cal.pixelDepth; // Schichtdicke in Unit

// Eingabe-Pop-Up
boolean showDialog() {
    GenericDialog gd = new GenericDialog("Rotationswinkel");

    gd.addMessage(" ");
    gd.addMessage("Eingabe der Koordinaten der Landmarks");
    gd.addMessage("nach folgendem Schema:");
    gd.addMessage("MAE (a | b | c)");
    gd.addMessage("SOS (d | e | f)");
    gd.addMessage("TAA (g | h | i)");
    gd.addMessage(" ");
    gd.addMessage("Eingabe mit Punkt statt Komma!");
    gd.addMessage(" ");
}
```

```
gd.addPanel(makePanel(gd));
gd.showDialog();
if (gd.wasCanceled())
    return false;

getValues();

return true;
}

Panel makePanel(GenericDialog gd) {
    Panel panel = new Panel();
    panel.setLayout(new GridLayout(gridWidth, gridHeight));
    for (int i=0; i<gridSize; i++) {
        tf[i] = new TextField(" "+value[i]+" ");
        panel.add(tf[i]);
    }
    return panel;
}

void getValues() {
    for (int i=0; i<gridSize; i++) {
        String s = tf[i].getText();
        value[i] = getValue(s);
    }
    a = value[0];
    b = value[1];
    c = value[2];
    d = value[3];
    e = value[4];
    f = value[5];
    g = value[6];
}
```

```
h = value[7];
```

```
j = value[8];
```

```
// Berechnung des Normalenvektors
```

```
double nvec_x = e*j-c*e-b*j-f*h+c*h+b*f;
```

```
double nvec_y = f*g-c*g-a*f-d*j+a*j+c*d;
```

```
double nvec_z = d*h-b*d-a*h-e*g+a*e+b*g;
```

```
// Nur Normalvektoren mit positivem z-Wert
```

```
if (nvec_z < 0) {
```

```
    nvec_x = nvec_x*(-1);
```

```
    nvec_y = nvec_y*(-1);
```

```
    nvec_z = nvec_z*(-1);
```

```
}
```

```
// Berechnung der Rotationswinkel
```

```
double cos_a =
```

```
(nvec_z)/Math.sqrt(Math.pow((nvec_y),2)+Math.pow((nvec_z),2));
```

```
double cos_b =
```

```
(nvec_x)/Math.sqrt(Math.pow((nvec_x),2)+Math.pow((nvec_y),2)+Math.pow((nvec_z),2));
```

```
double acos_a = Math.acos(cos_a);
```

```
// Rotationsrichtung der ersten Rotation
```

```
if (nvec_y < 0)
```

```
    acos_a=acos_a*(-1);
```

```
double acos_b = Math.acos(cos_b);
```

```
//Kontrollfenster: Rotationswinkel
```

```
    IJ.log("Normvector (x/y/z): "+IJ.d2s(nvec_x)+" / "+IJ.d2s(nvec_y)+" / "+IJ.d2s(nvec_z));  
    IJ.log("alpha = "+IJ.d2s(Math.toDegrees(acos_a))+"" (Rotation um die x-Achse));  
    IJ.log("beta = "+IJ.d2s((90-(Math.toDegrees(acos_b)))*(-1))+"" (Rotation um die y-Achse));
```

```
// Berechnung Gradzahl von alpha und beta
```

```
    alpha = IJ.d2s(Math.toDegrees(acos_a));  
    beta = IJ.d2s((90-(Math.toDegrees(acos_b)))*(-1));
```

```
// Rotationen
```

```
    IJ.run("Substack Maker");  
    IJ.run("Select All");  
    IJ.run("Reslice [/]...", "input="+depth+" output=0.5 start=Left ");  
    IJ.run("Arbitrarily...", "stack angle="+alpha+" interpolate");  
    IJ.run("Reslice [/]...", "input=0.500 output=0.500 start=Left ");  
    IJ.run("Arbitrarily...", "stack angle="+beta+" interpolate");  
    IJ.run("Reslice [/]...", "input=0.500 output=0.500 start=Left ");  
}
```

```
// Kontrollfenster: Input und Slice-Thickness
```

```
void displayValues() {  
    IJ.log("\nKontrollausgabe:");  
    for (int i=0; i<gridSize; i++)  
        IJ.log(i+" "+value[i]);  
    IJ.log("SliceThickness: "+depth);  
}
```

```
}  
  
double getValue(String theText) {  
    Double d;  
    try {d = new Double(theText);}  
    catch (NumberFormatException e){  
        d = null;  
    }  
    return d==null?Double.NaN:d.doubleValue();  
}  
}
```

9.2 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei Frau Universitätsprofessorin Dr. med. dent Ulrike Ehmer für die freundliche Überlassung des Themas bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. dent. Thomas Stamm für die Betreuung dieser Arbeit, die Hilfestellungen, die Anregungen und die investierte Zeit.

Danke auch an Josef Böcker, meinen Mathelehrer, für den Auffrischkurs in Vektorrechnung, an Markus Hempel für den ein oder anderen Rohling und die Hilfe wenn der Brenner mal wieder nicht funktioniert hat und an Dr. Gholamreza Danesh für das schlechte Gewissen!

Abschließend möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, die mir mein Studium und meine Dissertation erst ermöglicht haben.

9.3 Lebenslauf

Name: Christian Fleuter

Geburtsdatum: 11.12.1977

Geburtsort: Recklinghausen

Familienstand: ledig

Staatsangehörigkeit: deutsch

Eltern: Dr. med. dent. Norbert Josef Fleuter, Zahnarzt
Ulrike Fleuter, geb. Hennig, Lehrerin

Schulbildung: 1984-1988 Erich Kästner Grundschule in
Recklinghausen
1988-1997 Gymnasium Petrinum zu Recklinghausen
21.06.1997 Erlangen der allgemeinen Hochschulreife

Zivildienst: 1997-1998 Mobiler sozialer Hilfsdienst in der
Diakoniestation in Recklinghausen

Hochschulbildung: 09.09.1998 Immatrikulation an der Westfälischen
Wilhelms- Universität in Münster für den
Studiengang der Zahnmedizin

16.08.1999 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
03.04.2001 Zahnärztliche Vorprüfung
19.12.2003 Zahnärztliche Prüfung
30.12.2003 Approbation als Zahnarzt
02.01.2004 Wissenschaftlicher Mitarbeiter
UKM ZMK Poliklinik für Zahnärztliche
Prothetik
01.10.2005 Assistenz Zahnarzt in der
Gemeinschaftspraxis Dr. Norbert Fleuter
und ZÄ Olga Padou in Recklinghausen

Münster, den 06.02.2006