

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität zu Köln
Poliklinik für Kieferorthopädie

Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. B. Braumann

**Quantitative Analyse der anterioren Spaltregion mit der
digitalen Volumentomografie**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Isabell Wend geb. Wehnert
aus Frankfurt/M.

Promoviert am 27. Mai 2009

Dekanin/ Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. J. Klosterkötter
1. Berichterstatter: Universitätsprofessor Dr. med. B. Braumann
2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. med. Dr. med. dent.
 R. A. Mischkowski

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von Frau Dr. M. Saffar und Herrn Universitätsprofessor Dr. med. B. Braumann erhalten.

Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Die Arbeit wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt und ist auch noch nicht veröffentlicht.

Köln, den 05. Januar 2009

Unterschrift des/der Doktoranden/Doktorandin

Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Daten wurden von mir, Isabell Wend, am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität zu Köln ermittelt.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die indirekt oder direkt zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

Zuerst und insbesondere möchte mich bei Herrn Universitätsprofessor Dr. B. Braumann für die freundliche Überlassung des Themas sowie für die gute Betreuung der Dissertation bedanken.

Bei Herrn Universitätsprofessor Dr. Dr. J. E. Zöller bedanke ich mich für die Möglichkeit der Durchführung dieser Arbeit in seiner Klinik.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Dr. D. Sagheri und Frau Dr. M. Saffar, die durch die wertvollen Anregungen, ihr Wissen und ihre Erfahrungen während der Durchführung der Datenerhebung und der Fertigstellung der Arbeit viel zum Gelingen beigetragen haben.

Ebenso danke ich meinen Kolleginnen, die in stundenlanger Arbeit die DVT-Aufnahmen segmentiert haben, für ihre tatkräftige Unterstützung.

Besonders dankbar bin ich meinem Mann Ruben Wend und meiner Familie, für ihre Liebe und Unterstützung während der kompletten Erstellung dieser Dissertation.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	7
1.1 Literaturübersicht	8
1.1.1 Inzidenz und Ätiologie der Lippen-Kiefer-Gaumen-Segel-Spalten.....	8
1.1.2 Formale Genese und Pathogenese	10
1.1.3 Therapeutische Maßnahmen.....	12
Kieferorthopädische Therapie und Operationstechniken	13
1.1.4 Röntgenologische Evaluation des Spaltbereichs.....	20
Orthopantomografie	20
Computertomografie	21
Digitale Volumentomografie	23
1.2 Zielformulierung.....	26
2 Methodik	27
2.1 Ethikantrag/ Rechtfertigungsindikation	27
2.2 Studienpopulation.....	27
2.3 Messmethode	29
2.3.1 System der digitalen Volumentomografie.....	29
2.3.2 Workstation zur röntgenologischen Diagnostik	32
2.3.3 Softwarekomponenten	34
2.3.4 Volumenmessung	37
2.4 Datenermittlung	39
2.5 Statistische Analyse	40
3 Ergebnisse	42
3.1 Messgenauigkeit/Validierung der Methode.....	42
3.2 Spaltvolumen.....	45
4 Diskussion	51
4.1 Röntgentechnik.....	51
4.2 Studiendesign und -durchführung.....	53

4.3 Messmethode	55
4.4 Messergebnisse	57
4.5 Statistische Analyse	60
4.6 Klinischer Bezug	61
5 Zusammenfassung	66
6 Literaturverzeichnis	68
7 Erklärung zur Vorabveröffentlichung	81
8 Lebenslauf	82

1 Einleitung

Lippen-Kiefer-Gaumen-Segel- (LKGS) Spalten stellen mit einer Inzidenz von zwei zu 1000 Geburten die häufigste Fehlbildung in der Mund-Kiefer-Gesichtsregion dar (Krüger 1988, Grimm 1990, Hagberg et al. 1997, Stoll et al. 2000). Im Bereich der Lippe, des Kiefers, des harten und/oder weichen Gaumens liegt eine partielle oder komplette Verbindung zwischen Mund- und Nasenhöhle vor. Die Spalte kann ein- oder doppelseitig vorliegen. Die LKGS-Spalte ist Teil eines Fehlbildungskomplexes, der sekundäre Behinderungen und Folgeerkrankungen hervorrufen kann (Berkowitz 1996).

Nach der abgeschlossenen Primärbehandlung ist bei Patienten mit LKGS-Spalten ein wesentlicher Bestandteil einer effizienten Behandlungsplanung neben dem klinischen und Modellbefund die röntgenologische Diagnostik. Sie liefert dem interdisziplinären Behandlungsteam sowohl qualitative als auch quantitative Informationen über die anteriore Spaltregion. Von klinischem Interesse mit resultierenden Konsequenzen für die kieferchirurgische und kieferorthopädische Behandlung sind dabei unter anderem das Ausmaß des knöchernen Defizits im Bereich des anterioren Alveolarfortsatzes sowie die Lokalisation und Morphologie der spaltnahen Zahnanlagen (Lilja et al. 2000).

Anhand dieser Informationen wird die Entscheidung getroffen, ob der seitliche Schneidezahn und/oder Eckzahn kieferorthopädisch in den Zahnbogen eingeordnet werden können und ob und zu welchem Zeitpunkt eine sekundäre Osteoplastik erfolgen sollte. Weiterhin wird nach einer Beckenkamminsertion beurteilt, ob und in welchem Ausmaß eine Resorption des Knochenmaterials stattgefunden hat.

Die konventionelle zweidimensionale röntgenologische Diagnostik der anterioren Spaltregion weist oft limitierende Faktoren auf, wie Vergrößerungen, Verzerrungen oder Überlagerungen von Strukturen in Abhängigkeit von der Patientenpositionierung. Für dessen hinreichende Beschreibung braucht man daher Aufnahmen in mindestens zwei Ebenen (Waitzman et al. 1992, Hamada et al. 2005).

Der Einsatz von dreidimensionalen Bildgebungsverfahren in der röntgenologischen Diagnostik der Zahn-, Mund- und Kieferregion hat in den

vergangenen Jahren an Bedeutung gewonnen. Viele Studien weisen auf die Vorteile der dreidimensionalen Darstellung der Strukturen gegenüber den konventionellen zweidimensionalen Röntgenbildern, wie z. B. dem Orthopantomogramm, hin (Feichtinger et al. 2008, Hatcher und Aboudara 2004, Lee et al. 1995, Ziegler et al. 2002). Die dreidimensionale Darstellung der Fehlbildung wurde bis zur Einführung der digitalen Volumentomografie (DVT) mit der Computertomografie (CT) durchgeführt. Aufgrund der hohen Strahlenbelastung wurden diese Aufnahmen bei Kindern mit LKGS-Spalten nur in wenigen Fällen erstellt. In diversen Studien wurden diese CT-Aufnahmen genutzt, um lineare Messungen und volumetrische Berechnungen in der anterioren Spaltregion durchzuführen (Feichtinger et al. 2007, Honma et al. 1999, van der Meij et al. 1994, 2001, Tai et al. 2000).

Die digitale Volumentomografie bietet die gleichen Möglichkeiten der Darstellung wie die Computertomografie, weist aber eine wesentlich geringere Strahlenexposition auf (Arai et al. 1999, Wörtche et al. 2006). Die dreidimensionale Darstellung und Beurteilung der anterioren Spaltregion mit der digitalen Volumentomografie fehlt bisher. Es wurde bislang keine Methode beschrieben und evaluiert, die die volumetrische Berechnung des knöchernen Defizits im Alveolarfortsatzbereich auf DVT-Aufnahmen ermöglicht. Diese Lücke schließt die vorliegende Arbeit.

1.1 Literaturübersicht

1.1.1 Inzidenz und Ätiologie der Lippen-Kiefer-Gaumen-Segel-Spalten

Das Vorkommen von Lippen-Kiefer-Gaumen-Segel-Spalten (LKGS-Spalten) liegt in Nord- und Mitteleuropa bei ca. zwei von 1000 Geburten (Grimm 1990, Krüger 1988). Bestätigt werden diese Angaben durch Veröffentlichungen von Hagberg et al. (1997). Auch die Arbeit von Stoll et al. (2000), die im Nordosten Frankreichs durchgeführt wurde, unterstreicht diese Angabe. Außereuropäisch werden sehr unterschiedliche Daten erhoben. So zeigt eine Studie auf den

Philippinen durch Murray et al. (1997) ähnliche Angaben wie die oben genannten. Von den Afroamerikanern wird eine Inzidenz von LKGS-Spalten von 0,3 auf 1000 Geburten und bei den Ureinwohnern Nordamerikas von sechs bis sieben auf 1000 Geburten berichtet. Bei Asiaten kommen nach Seskin und Stark (1961) LKGS-Fehlbildungen bei fast drei von 1000 Geburten vor. Unterschiedliche Angaben werden zu der Verteilung der Spaltformen gemacht. Es ergaben sich folgende Inzidenzen für Spalten des primären bzw. sekundären embryonalen Gaumens (Tab. 1.1):

Tabelle 1.1: Inzidenz der Spaltbereiche (Hagberg et al. 1997, Koch und Koch 1986, Sadler 1998)

Spaltform	Vorkommen auf 1000 Geburten
LK	0,5 bis 1,0
GS	0,4 bis 0,8
LKGS	0,6 bis 1,0

LK(GS)-Spalten treten häufiger bei männlichen, isolierte GS-Spalten dagegen häufiger bei weiblichen Patienten auf (Koch 1969).

Auffallend ist, dass das Auftreten dieser betrachteten Anomalien eine steigende Tendenz aufweist. Grimm (1990) und Hagberg et al. (1997) beschreiben den Anstieg in den vergangenen 100 Jahren. Um 1900 lag die Inzidenz bei 0,5 von 1000 Geburten.

Dafür gibt es in der Literatur unterschiedliche Erklärungsansätze:

- In diesem Zeitraum hat eine wesentliche Verbesserung der Erfassung und der Diagnostik stattgefunden.
- Die Rate der Säuglingssterblichkeit wurde gesenkt.
- Der Einfluss endogener und exogener Noxen hat zugenommen.

Die Ursachen, die zu LKGS-Spalten führen, sind vielfältig und komplex. Auf der einen Seite gibt es die exogenen Faktoren, die intrauterin wirken. Auf der anderen Seite stehen die Erbanlagen, die die endogenen Faktoren darstellen.

Der Erbgang ist nicht einheitlich und bislang nicht eindeutig geklärt. Es wird davon ausgegangen, dass etwa 20-30 % der LKGS-Spalten erbbedingt sind. In der Studie von Hagberg et al. (1997) liegt eine positive Familienanamnese von 26,2 % vor. Sadler (1998) berichtet, dass bei gesunden Eltern und einem betroffenen Kind die Wahrscheinlichkeit für das Auftreten der Fehlbildung für das nächste Kind bei 2,0 % liegt. Wenn noch dazu eine Familienanamnese vorliegt oder ein Elternteil den Defekt aufweist, steigt dieser Wert auf sieben bzw. 15 % an.

Im kausalen Zusammenhang stehen z. B. Infektionskrankheiten wie Röteln, die Einnahme von Medikamenten (Thalidomid, Tetracykline) oder Hormonen in der frühen Schwangerschaft. In Frage können auch Mangelernährung z. B. Hypovitaminosen, Strahleneinwirkung und Plazentablutungen mit Sauerstoffmangel kommen. Weiterhin können auch Alkohol, Nikotin, Koffein und Drogen sowie psychischer und körperlicher Stress die Auslöser sein (Källén 1997, Krüger 1988, Wyszynski et al. 1997). Insgesamt wird angenommen, dass keine Monokausalität besteht. Mehrere auslösende Ursachen, Erbanlagen und umweltbedingte Noxen in Kombination und Interaktion, können zur Ausbildung der Defekte führen.

1.1.2 Formale Genese und Pathogenese

In der 4.-5. embryonalen Entwicklungswoche wird das Stomatodeum ausgebildet. Es wird von Gesichtswülsten begrenzt, die zum größten Teil aus Mesenchym der Neuralleiste oder des 1. Branchialbogens bestehen. Kaudal der Mundbucht befinden sich die paarigen Unterkieferwülste, lateral die paarigen Oberkieferwülste und kranial der Stirnfortsatz. An beiden Seiten des Stirnfortsatzes liegen die Riechplakoden, die von den medialen und lateralen Nasenwülsten umgeben sind. Die Wülste sind lediglich durch Furchen voneinander abgegrenzt (Schiebler et al. 1997).

Im Verlauf der 5.-6. Entwicklungswoche vergrößern sich die Oberkieferwülste und wachsen nach medial. Zwischen ihnen kommen die medialen Nasenwülste zu liegen, sie fusionieren. Hieraus entstehen das Philtrum und die Prämaxilla sowie Nasenrücken, Nasensteg, Nasenspitze und nach innen die primäre

Nasenscheidewand. Die Oberkieferwülste verschmelzen mit den medialen Nasenwülsten und bilden die seitlichen Oberlippen und die seitlichen Oberkieferbögen. Die Nasenflügel entwickeln sich aus den lateralen Nasenwülsten. In dem Bereich, in dem sich die medialen, lateralen Nasenwülste und die Oberkieferwülste treffen, entsteht die Hochstettersche Epithelmauer.

Tritt eine fehlerhafte Mesenchymisierung derselben auf, können Fehlbildungen resultieren (Schumacher 1997). Falls die medialen Nasenwülste nicht mit den Oberkieferwülsten verschmelzen, kommt es zu einer Lippen (L)- oder Lippen-Kiefer (LK)-Spalte auf einer oder auf beiden Seiten, die bis in den Naseneingang reichen kann. Vereinigen sich die medialen Nasenwülste nicht, kommt es zu einer medianen Spalte im Bereich Lippe-Kiefer-Nase.

Von den Innenseiten der Oberkieferwülste beginnen ab der 7. Embryonalwoche die Gaumenfortsätze nach kaudal zu wachsen. Sie richten sich auf und verschmelzen daraufhin miteinander. Die Fusion vollzieht sich in antero-posteriorer Richtung. Weiterhin verbinden sie sich mit dem Nasenseptum, das von ventrokraniel nach posteriorkaudal gewachsen ist, und dem primären Gaumen. Das geschieht etwa von der 9. bis zur 12. Schwangerschaftswoche. Später erfolgt die desmale Ossifikation des harten Gaumens. Der hintere Abschnitt, der weiche Gaumen, ist eine Schleimhaut-Muskel-Sehnen-Platte.

Wenn es zu Störungen der Vereinigung der Gaumenfortsätze kommt, treten Spalten des Gaumens (G), des Segels (S) und Fehlbildungen der Nasenscheidewand auf (Sadler 1998).

Anomalien der Zahnzahl und der Zahnmorphologie treten häufig in Kombination mit LKGS-Spalten auf. So wird eine Hypodontie des seitlichen Schneidezahns der Spaltseite in der Untersuchung von Dewinter et al. (2003), bei über 50 % der Patienten beobachtet. Eine Doppelanlage dieses Zahns liegt bei 14 % der LKGS-Patienten vor. Auch die Inzidenzen der Nichtanlage des seitlichen Inzisivus der nicht betroffenen Seite wie auch der zweiten Prämolaren im Ober- und Unterkiefer sind signifikant höher als bei Patienten ohne Spaltbildung (Eerens et al. 2001). Die Mikroodontie des seitlichen

Schneidezahns im anterioren Spaltbereich liegt bei ca. 40 % der betroffenen Patienten vor (Sollich 1974).

Weiterhin sind Schmelzdysplasien, Wurzeldilazerationen, Verlagerungen oder Retentionen besonders der spaltbenachbarten Zähne und Zahnkeime bei fast allen Patienten mit LKGS-Spalten zu verzeichnen. Um diese Auffälligkeiten der anterioren Spaltregion diagnostizieren und eine klinische Relevanz für die kieferorthopädische/kieferchirurgische Behandlungsplanung ableiten zu können, sind röntgenologische Aufnahmen unerlässlich.

1.1.3 Therapeutische Maßnahmen

Das übergeordnete Ziel aller therapeutischen Maßnahmen ist eine vollständige Rehabilitation der Patienten mit LKGS-Spalten. Funktion und Ästhetik sind die bestimmenden Parameter.

Behandlungs- und Therapiekonzept der Uniklinik Köln

Bei den Patienten mit LKGS-Spalten liegt eine komplexe Fehlbildung vor, die einer komplexen Therapie bedarf. In Kooperation der Fachbereiche Pädiatrie, Kieferorthopädie, Mund-Kiefer-Gesichts-(MKG)-Chirurgie, Hals-Nasen-Ohren-(HNO)-Heilkunde, Logopädie, Phoniatrie, Pädaudiologie, allgemeine Zahnheilkunde und Humangenetik wurde in der Uniklinik Köln folgendes Behandlungs- und Therapiekonzept entwickelt:

- | | |
|-------------|---|
| 1. Woche | erste Beratung über Ernährung, sozialrechtliche Fragen, Behandlungskonzept, usw.
Anfertigung, Einsetzen und Kontrolle der Gaumenplatte |
| 5.-7. Monat | Lippen- und Nasenbodenplastik
evtl. Paukendrainage und Parazentese mit Einlagerung von Paukenröhrchen
Hörprüfung |

10.-14. Monat	Segel- und Gaumenplastik evtl. Paukendrainage und Parazentese mit Einlagerung von Paukenröhrchen Hörprüfung erste Vorstellung bei dem Logopäden
ab 18.-24. Monat	Teilnahme am Eltern-Kind-Projekt zur sprachlichen Frühförderung möglich HNO-Kontrolle
jährlich	interdisziplinäre LKGS-Spaltsprechstunde durch MKG, Kieferorthopädie, Logopädie HNO-Kontrolle
vor Einschulung	bei Notwendigkeit: Kieferorthopädische Frühbehandlung, logopädische Therapie, sprachverbessende Operationen, Korrekturoperationen
6.-10. Lebensjahr	kieferorthopädische Behandlung evtl. sekundäre Osteoplastik logopädische Therapie
Ab 12. Lebensjahr	kieferorthopädische Behandlung evtl. sekundäre Osteoplastik, Korrekturoperationen logopädische Therapie

Kieferorthopädische Therapie und Operationstechniken

Die Primäroperationen bezeichnen die chirurgischen Eingriffe, die die primäre Korrektur der fehlgebildeten Strukturen bewirken. Rosenthal beschrieb die allgemeingültigen Ziele der operativen Korrektur der LKGS-Spalte im Zentralblatt für Chirurgie (1924) als „... die lückenlose Wiederherstellung eines in anatomischer und physiologischer Beziehung einwandfreien Abschlusses zwischen Nase und Rachenraum“.

Es soll dem Patienten ermöglicht werden, Saugen, Kauen, Schlucken, Lautentwicklung, Sprechen und Hören weitgehend normal zu erlernen und durchzuführen. Weitere Ziele sind die Vermeidung der Mundatmung und von

Schleimhautrekrankungen. Ein normales Aussehen sowie eine ungestörte psychosoziale Entwicklung sollen erreicht werden.

In der Geschichte der Rehabilitation von Patienten mit LKGS-Spalten mit Hilfe von Operationen gab es die unterschiedlichsten Techniken in Verbindung mit verschiedenen Operationszeitpunkten. Auch heute gibt es in den Zentren für Patienten mit LKGS-Spalten kein einheitliches Behandlungs- und Therapiekonzept. Stellvertretend für alle Behandlungskonzepte möchte ich das Behandlungs- und Therapiekonzept der Universitätsklinik zu Köln vorstellen und erläutern.

Therapie mit Gaumenplatte

Die Ziele der Gaumenplattenbehandlung sind die Reduktion der Spaltbreite und die Verhinderung einer ungünstigen Verlagerung der Segmente. Es soll eine vereinfachte und verbesserte Ausgangslage für die Primäroperationen und damit Verbesserung des funktionellen und ästhetischen Ergebnisses geschaffen werden. Den Eltern wird zudem die Ernährung des Kindes mit der Flasche erleichtert. Weitere Zielsetzungen liegen in der Förderung der Entwicklung eines physiologischen skelettalen Gesichtsschädelaufbaus und der entsprechenden Okklusion im Milchgebiss als Voraussetzung für eine erfolgreiche kieferorthopädische Therapie der bleibenden Dentition (Robertson 1984).

Die kieferorthopädische Primärbehandlung unmittelbar nach der Geburt sorgt für die temporäre Trennung von Mund- und Nasenhöhle. In den ersten Lebensstagen wird eine Abformung des Oberkiefers durchgeführt und eine Gaumenplatte aus Kunststoff hergestellt und eingesetzt. Die Platte wird in den ersten Lebensmonaten bis zum operativen Verschluss von Segel und Gaumen getragen (Opitz 2002).

Die Zunge kommt in eine physiologischere Position und legt sich nicht zwischen die Kiefersegmente. Das physiologische Wachstum der nicht vereinigten Strukturen wird gesteuert (Hotz 1983). Das Schlucken soll erleichtert und der Luftstrom durch die Nase gelenkt werden. Die Muskulatur der Zunge wird durch physiologischere Bewegungsmechanismen stimuliert.

Lippenplastik

Bei Patienten mit LKGS-Spalten wird der einseitige bzw. beidseitige Lippenverschluss mit Winkelschnittführung nach Tennison-Randall sowie Bildung des anterioren Nasenbodens und des Vestibulums durchgeführt (Tennison 1952). Dieser Eingriff erfolgt im Alter von etwa sechs Monaten.

Die Ziele der Lippenplastik sind funktionell gesehen die freie Beweglichkeit der Lippe und das Erreichen der ungestörten Mimik. Voraussetzung dafür ist die Rekonstruktion des Musculus orbicularis oris. Die Stümpfe des Muskels sollen spannungsfrei zusammengeführt werden. Der anteriore Nasenboden wird gebildet und die Spaltregion adaptierend mit Periostlappen verschlossen (Ehrenfeld et al. 2002).

Für die Ästhetik muss die Lippenhöhe und -breite rechts und links gleich sein. Auch wird erwartet, dass das Volumen des Lippenrotes auf der linken und rechten Seite mit einer gut erkennbaren Lippen-Rot-Weiß-Grenze einander entspricht. Weiterhin sollte ein schöner Lippenschwung und ein gut geformtes Philtrum geschaffen werden (Mulliken 2000, Schendel 2000).

Gaumensegelplastik

Zum Verschluss von Gaumen und Segel wird die Stiellappenplastik nach Veau (1931) mit der intravelaren Velo- und Gaumenplastik (ein- oder doppelseitig) nach Kriens inklusive Bildung des posterioren Nasenbodens durchgeführt. Dieser Eingriff erfolgt im Alter von etwa zwölf Monaten.

Die Anforderungen an die Segelplastik sind das Loslösen der Segelmuskulatur von ihrem pathologischen Ansatz sowie die Neuausrichtung und die Vereinigung des M. tensor veli palatini und des M. levator veli palatini (Dreyer und Trier 1984). Durch das geschaffene Ringmuskelsystem sollen das physiologische Schlucken und die Funktion der Eustach'schen Röhre gewährleistet werden (Braumann 1992). Es können eine ausreichende Länge und Beweglichkeit des Segels sowie eine velopharyngeale Kompetenz erreicht werden, um normale Sprechtechnik und Sprechklang zu ermöglichen (LaRossa 2000, Haapanen und Rantala 1993).

Bei der Durchführung der Gaumensegelplastik werden größtmögliche, gestielte Mukoperiostlappen gebildet. Die nasale und orale Schleimhaut werden diskret unterminierend gelöst und durch z-förmiges Einschneiden der Gaumen verlängert. Beim anschließenden Wundverschluss werden die einzelnen Blätter spannungsfrei zusammengeführt, anatomisch korrekt vereinigt und fixiert (Schiel 1993). Diese Methode kann grundsätzlich bei allen Formen der LKGS-Spalten angewandt werden (Seyfer und Simon 1989).

Bei der Anwendung der Stiellappenplastik ist es möglich, die einzelnen Schichten entsprechend der Herkunft der Gewebe zu vereinigen. Die Möglichkeit einer Restlochbildung wird so reduziert (Koch et al. 1994). Durch die Stiellappenplastik wird ein langes, bewegliches, funktionstüchtiges Segel, dessen Muskulatur neu ausgerichtet und vereinigt wurde, geschaffen. Dieses Vorgehen ermöglicht eine einzeitige Operation zum Verschluss von Segel und Gaumen.

Kieferorthopädische Behandlung im Milchgebiss

Die wichtigsten Aufgaben der kieferorthopädischen Behandlung während dieser Entwicklungsphase liegen in der Prophylaxe und Supervision. Frühzeitiger Milchzahnverlust soll vermieden werden. Habits sowie Lippen- und Zungendysfunktionen sollen beseitigt werden. Eine interzeptive Behandlung zur Nachentwicklung des Oberkiefers in sagittaler und transversaler Richtung ist nötig, wenn eine Kreuzbissrelation im Front- und/oder Seitenzahnbereich vorliegt.

Kieferorthopädische Behandlung im frühen Wechselgebiss

Mit Hilfe der röntgenologischen Diagnostik wird in der Phase des frühen Wechselgebisses beantwortet, ob Auffälligkeiten bezüglich Anzahl, Lage und Zustand des seitlichen Schneidezahns im Spaltbereich vorliegen. Es wird ermittelt, ob Rotationen, Kippungen, Infrapositionen, Suprapositionen oder ein Steilstand der spaltbenachbarten Zähne zu beobachten sind. Es kann beurteilt werden, ob weitere Nichtanlagen und Zahnentwicklungsstörungen vorliegen. Die Frage, ob ein knöchernes Defizit im anterioren Spaltbereich festzustellen

ist, soll geklärt werden. Weiterhin wird analysiert, ob Kiefersegmentverlagerungen in den drei Raumebenen vorhanden sind und ob eine Oberkieferwachstumshemmung vorliegt, die eine disharmonische skelettale Kieferbasenrelation bedingt.

In dieser Phase der Diagnostik zeigen sich die begrenzten Möglichkeiten der Darstellung eines dreidimensionalen Objektes mit einer zweidimensionalen Übersichtsaufnahme, z. B. dem Orthopantomogramm. Mit Hilfe der digitalen Volumentomografie (DVT)-Aufnahme können die genannten Fragen durch die Beurteilung der 3D-Rekonstruktion und der orthogonalen Ebenen beantwortet werden. Aber es ist zur Zeit noch nicht möglich, eine Auskunft über die Defektgröße zu geben und damit spezifische Angaben über den Knochenbedarf zu machen.

Bei einer basalen Disharmonie, liegen die Therapieaufgaben in der physiologischen Steuerung und Förderung des Wachstums vor allem in der Zeit des Zahnwechsels: Funktionelle Therapie bedeutet gleichzeitig kausale Therapie (Grabowski 1996). Weiterhin müssen dentoalveoläre und funktionelle Aufgaben gelöst werden. Um das sagittale Entwicklungspotential des Oberkiefers zu fördern, wird die Stellung der Schneidezähne des Oberkiefers korrigiert und ein traumatischer Kopfbiss oder eine negative sagittale Frontzahnstufe beseitigt. Über den Erhalt von Milchzähnen im Spaltbereich wird entschieden. Kollabierte Spaltsegmente werden aufgerichtet. Durch Korrektur der transversalen Enge wird ein bestehender lateraler Kreuzbiss beseitigt. Auch durch die Kooperation mit dem Logopäden werden funktionelle Störungen erkannt und abgestellt. Die Ausformung des Oberkieferzahnbogens stellt die Voraussetzung für die sekundäre Osteoplastik dar, da die Umgestaltung des Zahnbogens nach Knocheninsertion schwieriger ist. Weiterhin soll das erreichte postoperative Ergebnis nicht durch spätere Segmentbewegungen gefährdet werden.

Osteoplastik

Seit Boyne und Sands (1972) die Knochentransplantation in den anterioren Kieferspaltbereich beschrieben haben, hat sich diese operative Vorgehensweise als Methode der Wahl etabliert. Das Ziel dieser Operation ist, dass der

gesamte Spaltbereich knöchern durchbaut wird. Besonders bei einem großen Abstand der Kiefersegmente, der nur mit Mukoperiostlappen versorgt wurde, kann es vorkommen, dass keine komplette Überbrückung durch Knochen erfolgte. Durch die Osteoplastik werden die Morphologie und die Funktion der anterioren Spaltregion wesentlich verbessert.

Der Eingriff wird als primäre Osteoplastik bezeichnet, wenn das Einbringen von Knochenmaterial gleichzeitig mit dem Verschluss des Gaumens durchgeführt wird. Friede und Johanson (1974, 1982) beschreiben, dass dieser frühe Eingriff die Hemmung des Oberkieferwachstums verstärken kann. Aufgrund der negativen Langzeitergebnisse wird die Einbringung von Knochenmaterial zu diesem frühen Zeitpunkt in den meisten Spaltzentren nicht durchgeführt (Lilja et al. 1987, Witsenburg 1985).

Die Osteoplastik wird sekundär bezeichnet, wenn die Operation in der zweiten Wechselgebissphase erfolgt. Zu diesem Zeitpunkt kann der bleibende Eckzahn und/oder der seitliche Schneidezahn kieferorthopädisch in den mit Beckenkammpongiosa aufgefüllten Alveolarfortsatz eingeordnet werden. Verlust, Verlagerung und Retention der spaltbenachbarten Zähne, die aufgrund einer insuffizienten Knochenstruktur im Spaltbereich vorliegen, wird vorgebeugt (Ozawa et al. 2007). Die wichtigsten Parameter, die die Indikation und den passenden Zeitpunkt der sekundären Osteoplastik bestimmen, sind sowohl die Existenz als auch das Ausmaß des Knochendefizites im Spaltbereich sowie das Mineralisationsstadium der Wurzel des einzuordnenden seitlichen Schneide- oder Eckzahnes. Um eine effektiv nutzbare Knochenbrücke zu erhalten, ist es wichtig, das Stadium des Wurzelwachstums der einzuordnenden Zähne sowie die Breite und das Volumen der Spalte im Alveolarfortsatzbereich zu kennen (Ozawa et al. 2007). Zur Beurteilung dieser Parameter ist die röntgenologische Diagnostik unerlässlich.

In den Studien von van der Meij et al. (2001) und Feichtinger et al. (2008) wird eine ausgeprägte Resorption (30 bis 95 Prozent) dieses inserierten Knochenmaterials ein Jahr postoperativ beschrieben. Die starke Diskrepanz der Werte wird dadurch erklärt, dass bei Patienten entweder eine signifikant geringere Resorptionsrate vorlag bei denen die Beckenkammpongiosa direkt durch physiologische Belastung, wie z. B. kieferorthopädische Eckzahneinordnung, geschützt wurde, oder keine physiologische Nutzung erfolgte.

Wenn eine Osteoplastik in der bleibenden Dentition nach Abschluss der kieferorthopädischen Behandlung durchgeführt wird, wird sie tertiäre Osteoplastik genannt. Diese Operation dient als Vorbereitung zur implantologisch/prothetischen Rehabilitation (Da Silva Filho et al. 2000).

Kieferorthopädische Behandlung im späten Wechsel- und bleibenden Gebiss

Bei Notwendigkeit der Wiederaufnahme der Behandlung in der Periode des späten Wechselgebisses erfolgt eine sorgfältige Behandlungsplanung mit Definition des Behandlungsweges und -zieles. Die röntgenologische Diagnostik sollte den Erhalt von detaillierten Informationen über die knöchernen Spaltregion sowie über Zähne und Zahnkeime ermöglichen. Die Fragestellungen in der täglichen Routine beziehen sich auf die Anzahl der Zähne, ihre topografische Beziehung und ihr Mineralisationsstadium sowie auf Knochenqualität und Knochenangebot im Spaltbereich.

Die Bestimmung der basalen Parameter gibt Auskunft darüber, ob das Wachstumsdefizit des Oberkiefers dentoalveolär kompensiert werden kann oder ob eine chirurgische Korrektur nach Abschluss des Wachstums notwendig wird. Weiterhin wird die Entscheidung getroffen, ob eine sekundäre Osteoplastik durchgeführt werden muss und wann der optimale Zeitpunkt für diesen Eingriff vorliegt. Es wird bestimmt, ob der seitliche Schneidezahn in den Zahnbogen eingeordnet werden und eine geschlossene Zahnreihe erreicht werden kann. Bei Nichtanlage oder Nichteinordbarkeit dieses Zahnes wird ein Therapiekonzept über kieferorthopädischen Lückenschluss oder Offenhalten der Lücke mit späterem implantologischen/prothetischen Lückenschluss erarbeitet. In diese Phase fällt auch die Entscheidung, ob zur optimalen Ausformung der Zahnbögen eine kieferorthopädische Extraktion von bleibenden Zähnen erforderlich wird (Holtgrave und Rudzki-Janson 2002).

1.1.4 Röntgenologische Evaluation des Spaltbereichs

Orthopantomografie

Das Orthopantomogramm (OPG), eine Panoramaschichtaufnahme (PSA), stellt heute die Standardmethode in der Kieferorthopädie dar und weist einen hohen Informationsgehalt auf. So kann die Befundung der knöchernen Strukturen des Kausystems in seiner Gesamtheit, d.h. der Zähne, der Parodontien, der Kiefergelenke, der basalen Kieferhöhlenabschnitte und der kaudalen Bereiche der Nasennebenhöhlen, durchgeführt werden (Kaeppler et al. 2000). Die Orthopantomografie ist gegenwärtig, neben der digitalen Volumentomografie (DVT) und der Computertomografie (CT), die einzige radiologische Untersuchungsmethode, die die Kiefer mit ihren benachbarten Gesichtschädelstrukturen übersichtlich darstellt (Spitzer und Bringer 2000).

Eine konventionelle OPG-Aufnahme ist eine zweidimensionale Abbildung eines dreidimensionalen Objektes. Weiterhin können Verzerrungen sowie Artefakte auftreten (Waitzman et al. 1992). Durch Unschärfen infolge von Projektionsgeometrie und Schichtlage sowie durch die Verwendung von Filmverstärkerfolien kommt es zu Einschränkungen. Überlagerungen, vor allem die der Wirbelsäule im Frontzahnbereich, wirken sich nachteilig auf die Befundung der Spaltregion aus.

Die exakte Lagebestimmung von retinierten und/oder verlagerten Zahnkeimen ist aufgrund der zweidimensionalen Darstellung nicht möglich. Der Bereich der knöchernen Fehlbildung des Alveolarfortsatzes bei Patienten mit LKGS-Spalten kann sowohl in der Vertikal- als auch in der Horizontalebene nicht dimensionsgetreu dargestellt werden (Quintero et al. 1999). Auch wird das Ausmaß des Knochendefizites bei der Beurteilung der anterioren Spaltregion auf konventionellen OPG-Aufnahmen unterschätzt (Feichtinger et al. 2007).

Bei der Panoramaschichtaufnahme rotieren Röntgenröhre und Bildempfänger elliptisch in gleicher Richtung um den Patienten. Ein schmales Strahlenbündel wird durch eine fokusnahe vertikale Schlitzblende definiert. Dies trifft, nach der Passage des Objektes, auf eine weitere Blende. Ein Bildempfänger (ein Film

oder ein digitaler Detektor) wird dahinter so entlang bewegt, dass er im Verlauf der Aufnahme vom Nutzstrahlenbündel vollständig erfasst wird.

Aufgrund der individuellen Zahnbogenform und -neigung variiert der Abstand zwischen Fokus und Objekt sowie Film und Objekt. Wegen des individuell variierenden Vergrößerungsfaktors (1,1-1,3) sind Messergebnisse auf dem OPG nicht bei allen Aufnahmen und Regionen verlässlich (Gomez-Roman et al. 1999; Jacobs und van Steenberghe 1998).

Die effektive Dosis einer konventionellen OPG-Aufnahme liegt zwischen 10 und 21 μSV . Bei den modernen digitalen Röntgengeräten beträgt die effektive Strahlendosis für ein OPG zwischen 5 und 14 μSv (Broer et al. 2005; Cohnen et al. 2002).

Computertomografie

Die Computertomografie ist ein spezielles Röntgenverfahren, um Schnittbilder in verschiedenen Ebenen zu erstellen. Mit ihrer Einführung in den klinischen Alltag von Godfrey Hounsfield 1972 wurde die Computertomografie von vielen Wissenschaftlern als Revolution in der radiologischen Diagnostik angesehen (Hounsfield 1973).

Durch die CT können alle Körperregionen überlagerungsfrei und maßstabsgetreu dargestellt werden. Die wichtigsten Einsatzgebiete beinhalten die Bildgebung des Skeletts, der Brust- und Bauchorgane, des ZNS, des Herzens und der Gefäße. Mit ihr werden das Staging von Systemerkrankungen beurteilt sowie Tumore mit ihrer lokalen Ausbreitung und Organzugehörigkeit diagnostiziert.

Seit etwa 1990 wird die Computertomografie auch im zahnärztlichen Feld genutzt. Besonders in den Bereichen der Traumatologie und der Beurteilung von pathologischen Veränderungen (z. B. von Zysten, Tumoren, Kiefergelenkerkrankungen) wird die dreidimensionale Darstellung verwendet. Die CT kann bei speziellen Fragestellungen der präimplantologischen Planung und bei einem chirurgischen Eingriff auch intraoperativ eingesetzt werden (Hassfeld et al. 1998).

Auch bei der Beurteilung der Spaltregion bei Patienten mit LKGS-Spalten (vor und nach Osteoplastik) können CT-Aufnahmen erstellt werden und damit genauere Aufschlüsse für die Diagnostik und Therapie geben (Rosenstein et al. 1997, van der Meij et al. 2001).

Bei der CT-Aufnahme wird die zu befundende Region durch ein definiertes Strahlenbündel von einer um den Körper rotierenden Röntgenröhre durchstrahlt. Bei dem Aufnahmevorgang wird ein fächerförmiger Röntgenstrahl erzeugt, dessen Breite die Dicke der Körperschicht angibt. Die 1990 durch Kalender und Vock eingeführte Spiral-CT-Technik beinhaltet die ständige Rotation der Röntgenröhre um den Patienten bei simultaner Bewegung des Patienten durch das Gerät, welche eine auf das Objekt bezogene schraubenförmige Bewegung ergibt (Kalender et al. 1990).

Bei einem Aufnahmevorgang messen Detektoren die Röntgenschwächungsprofile der unterschiedlichen Körperorgane während des langsamen Vorschubes und wandeln sie in elektrische Signale um.

Anschließend werden diese der Bildrekonstruktion, die auf zweidimensionalen Bildrekonstruktionsalgorithmen basiert, zugeführt und als einzelne überlagerungsfreie Schichten dargestellt (Kalender 2000). Aus einer Serie von Schichten können 3D-Rekonstruktionen sowie sagittale, koronale und axiale Schnittbilder in der gewünschten räumlichen Orientierung des untersuchten Bereiches berechnet werden (Laubenberger und Laubenberger 1999).

Die effektive Dosis von CT-Aufnahmen der Kopf-Hals-Region wird zwischen 314 und 1270 μSv angegeben (Cohnen et al. 2002; Hagtvedt et al. (2003), Ludlow et al. 2003). Die Entwicklung der sogenannten low-dose-CT erbrachte eine Minderung der Strahlenbelastung für den Gesichtsschädel von bis zu 76 %. Dennoch liegt sie damit immer noch beim zehnfachen eines OPG und bedeutet gleichzeitig einen Verlust der Bildqualität und ein verringertes Darstellungsvolumen (White et al. 2001).

Der Anteil der CT-Aufnahmen an den Röntgenuntersuchungen des Schädels beträgt nach Brugmans et al. (2002) nur 3,0 %, führt aber zu etwa 35 % der medizinisch bedingten Strahlenbelastung der Bevölkerung. Aufgrund der relativ hohen Strahlenbelastung muss die Anfertigungsindikation besonders bei Kindern und Jugendlichen sehr kritisch gestellt werden. Weitere Nachteile der Computertomografie liegen in den hohen Kosten des Gerätes und der

einzelnen Aufnahme sowie der Vorgabe, dass nach der Röntgenverordnung nur Ärzte mit absolviertem Fachkundespezialkurs sowie dem entsprechenden Aufnahmekatalog solche Geräte betreiben dürfen (RöV 2002).

Digitale Volumentomografie

Die digitale Volumentomografie (engl. cone beam), die 1998 in die Zahnmedizin eingeführt wurde (Mozzo et al. 1998), stellt ein in Bezug auf das Verhältnis von Darstellung zur Strahlenbelastung revolutionäres Verfahren dar (Arai et al. 1999). Diese Technik wurde entwickelt, um pathologische Veränderungen im Bereich des Kieferknochens und der maxillofazialen Region aufzuzeigen (Guerrero et al. 2006).

Die digitale Volumentomografie ermöglicht die Berechnung des gesamten Volumens des Aufnahmebereichs sowie die Darstellung der orthogonalen Schichten und verschiedener Spezialansichten wie z. B. die Panoramaansicht und die Fernröntgenseitenansicht (FRS) (Huang et al. 2005). Mit der DVT gibt es der CT vergleichbare Darstellungsmöglichkeiten mit Rekonstruktionen in verschiedenen Ebenen sowie dreidimensionalen Ansichten.

Die DVT-Technik basiert auf zweidimensionalen Röntgenaufnahmen der untersuchten Region. Eine Vielzahl von diesen wird in einem Umlauf des DVT-Gerätes erstellt. Dabei erfasst ein kegelförmiges Strahlenbündel das gesamte Volumen des aufzunehmenden Bereiches (Möbes et al. 1999, Mozzo et al. 1998) (Abb. 1.1).

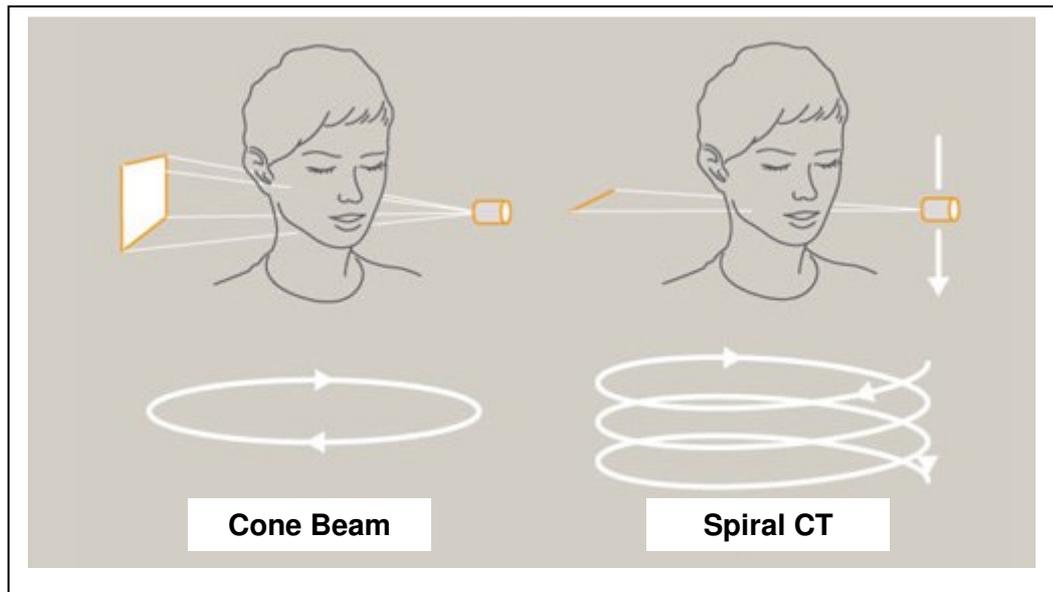


Abbildung 1.1: Vergleich zwischen dem Funktionsprinzip der DVT mit kegelförmigem Röntgenstrahl (links) und der Spiral-Ct mit fächerförmigem Röntgenstrahl (rechts)
(modifiziert nach Zöller, 2008)

Der hinter dem aufzunehmenden Objekt befindliche digitale Detektor erfasst die einzelnen zweidimensionalen Projektionsbilder. Er zeichnet je nach System aus bis zu 360 Winkelpositionen heraus gepulste Durchleuchtungsaufnahmen auf. Daraus kann ein dreidimensionales Bildvolumen mit dreidimensionalen Bildrekonstruktionsalgorithmen berechnet werden (Sourbelle 2002). Dieser in einigen Minuten erstellte 3D-Bilddatensatz liegt nach wenigen Minuten vor (Fuhrmann et al. 2003).

Nach der weiteren Rekonstruktion werden die orthogonalen Ebenen (Koronal-, Sagittal- und Axialebene) dargestellt (Huang et al. 2005) (Abb. 1.2).

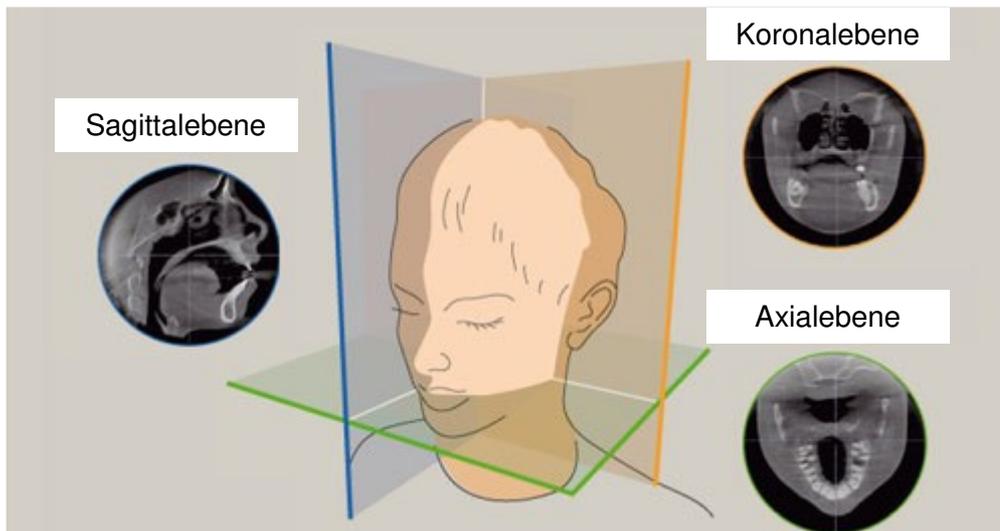


Abbildung 1.2: Darstellung der drei orthogonalen Ebenen
(modifiziert nach Zöller, 2008)

In der Kieferorthopädie wie auch in der gesamten Zahnmedizin erlangt die DVT-Technik mit ihren vielseitigen Möglichkeiten zunehmend an Bedeutung. Bis auf wenige Ausnahmen können so alle radiologischen Fragestellungen mit zahnärztlichen Röntgengeräten beantwortet werden (Fuhrmann et al. 2003). Die DVT-Systeme stellen eine Ergänzung der bestehenden PSA-Kombinationsgeräte dar, teilweise ersetzen sie diese Geräte sogar. Es werden Volumenbilddaten erzeugt, die geometrietreu sind. Im Gegensatz zu den zweidimensionalen Projektionsaufnahmen kann verzerrungsfrei gemessen werden.

Die DVT-Methode weist im Vergleich zu einem CT-Standardprotokoll eine erhebliche Dosisreduktion auf. Die Röntgendosis des DVT-Geräts Galileos® (Sirona, Bensheim, Deutschland) beträgt 30 μ Sv. Andere DVT-Systeme weisen eine effektive Dosis von 36,3 μ Sv bis 105 μ Sv auf (Broer et al. 2005, Ludlow et al. 2003, Mah et al. 2003). Damit ist die DVT-Aufnahmetechnik unter strahlenhygienischen Gesichtspunkten zwischen dem digitalen Orthopantomogramm (5-14 μ Sv) und dem Low-dose-CT (150-610 μ Sv) einzuordnen (Broer et al. 2005, Cohnen et al. 2002, Franetzki 2002, Möbes et al. 2000, Schulze et al. 2004). In der Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie (DGKFO) von 2008 über die radiologische 3D-Diagnostik werden die Indikationen der 3D-Bildgebung in der Kieferorthopädie

beschrieben. Dazu gehören die Diagnostik und dreidimensionale Darstellung von verlagerten und retinierten Zähnen, von Ankylosen, von resorbierten Wurzeln und atypischen Wurzelkonfigurationen sowie von Fehlbildungen (Hirschfelder 2008). Liegen Zahnformanomalien vor, kann durch die dreidimensionale Diagnostik die Zahnanlage und deren langfristige Prognose beurteilt werden. Durch das DVT werden die alveoläre Knochenhöhe und deren Unregelmäßigkeiten dargestellt. Weiterhin können die Ausprägung der Kieferhöhlen und das Knochenangebot in den drei Raumebenen beurteilt werden (Huang et al. 2005). Auch ist es möglich, Asymmetrien von knöchernen Strukturen festzustellen.

Allgemein zahnmedizinisch sind als Anwendungsbereiche besonders die Topografie der dritten Molaren, die Traumatologie, die prä- und postimplantologische Befundung, die Nasennebenhöhlendiagnostik sowie die Fremdkörpersuche zu nennen (Hümmeke et al. 2003).

Die 3D-Diagnostik der anterioren Spaltregion mit der digitalen Volumetomografie fehlt bisher.

1.2 Zielformulierung

Das Ziel der Studie war, mit Hilfe der DVT-Aufnahmen zu untersuchen:

- ob sich der knöcherner Defekt im anterioren Spaltbereich abgrenzen und dreidimensional analysieren lässt,
- ob das Volumen des Spaltbereichs reproduzierbar und verlässlich bestimmt werden kann,
- ob sich dieses Verfahren im Rahmen des Qualitätsmanagements zur Erfolgskontrolle der chirurgischen Therapie sowie zur genaueren Bestimmung des Zeitpunktes der sekundären Osteoplastik eignet und
- ob durch die Analyse der radiologischen Darstellung des knöchernen Defekts sowie der Zahnanlagen klinische Relevanzen für die Kieferorthopädie entstehen, die das Design des Kräfte- und Drehmomentsystems sowie des Lückenmanagements beeinflussen.

2 Methodik

2.1 Ethikantrag/ Rechtfertigungsindikation

Das Studienprotokoll wurde durch die Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln genehmigt (Nr. 05-111).

Die DVT-Aufnahmen waren medizinisch indiziert, weil eine zweidimensionale Röntgenaufnahme zur Diagnostik und weiteren Therapieplanung (z. B. Indikation und Zeitpunkt der sekundären Osteoplastik) nicht ausreicht und die Strahlenbelastung für alternative Bildgebungsverfahren zu entsprechenden oder höheren Belastungen geführt hätte. Bei diesem Patientenkollekt wurden die diagnostischen Fragestellungen mit Hilfe der DVT-Aufnahmen beantwortet. Es wurden keine zweidimensionalen Röntgenaufnahmen, z. B. OPG, oder CT-Aufnahmen angefertigt.

2.2 Studienpopulation

In die retrospektive Untersuchung wurden alle DVT-Aufnahmen von Patienten des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität zu Köln aufgenommen, bei denen eine ein- oder doppelseitige Spalte im Alveolarfortsatzbereich vorlag.

Ausgeschlossen wurden Patienten mit einer isolierten Spaltbildung im Bereich des harten und weichen Gaumens sowie der Lippe, die kein knöchernes Defizit in der anterioren Kieferregion aufwies. Fünf DVT-Scans von Patienten, die während der Erstellung der Aufnahme keine ausreichende Kooperation zeigten und aufgrund von Bewegungsartefakten nicht auswertbar waren, wurden aus der Untersuchung ausgeschlossen.

Insgesamt konnten 35 DVT-Aufnahmen von Patienten mit einer ein- oder doppelseitigen Spaltbildung in die Untersuchung einbezogen werden.

Die Aufnahmen wurden während der Nutzungsperiode des Prototyps der 2. Generation des DVT-Gerätes Galileos® von Sirona Dental Systems (Bensheim, Deutschland), vom 01.01.2005 bis 13.01.2007, angefertigt.

Das Patientenkollektiv bestand aus 33 Patienten. Es setzte sich aus 25 (75,8%) männlichen und acht (24,2%) weiblichen Patienten zusammen.

Bei fünf Patienten lag eine doppelseitige, bei 16 eine linksseitige und bei neun eine rechtsseitige LKGS-Spalte vor. Ein Patient hatte eine doppelseitige und zwei eine linksseitige LK-Spalte.

Bei 31 Patienten wurde in dem genannten Zeitraum eine DVT-Aufnahme, bei zwei Patienten wurden zwei Aufnahmen erstellt. Damit konnten die Aufnahmen von insgesamt 41 anterioren Spaltbereichen, 25 linksseitigen und 16 rechtsseitigen, ausgewertet werden. Die Patienten waren zum Zeitpunkt der Aufnahme zwischen 7,8 und 20,1 Jahre alt (Diagramm 3.1).

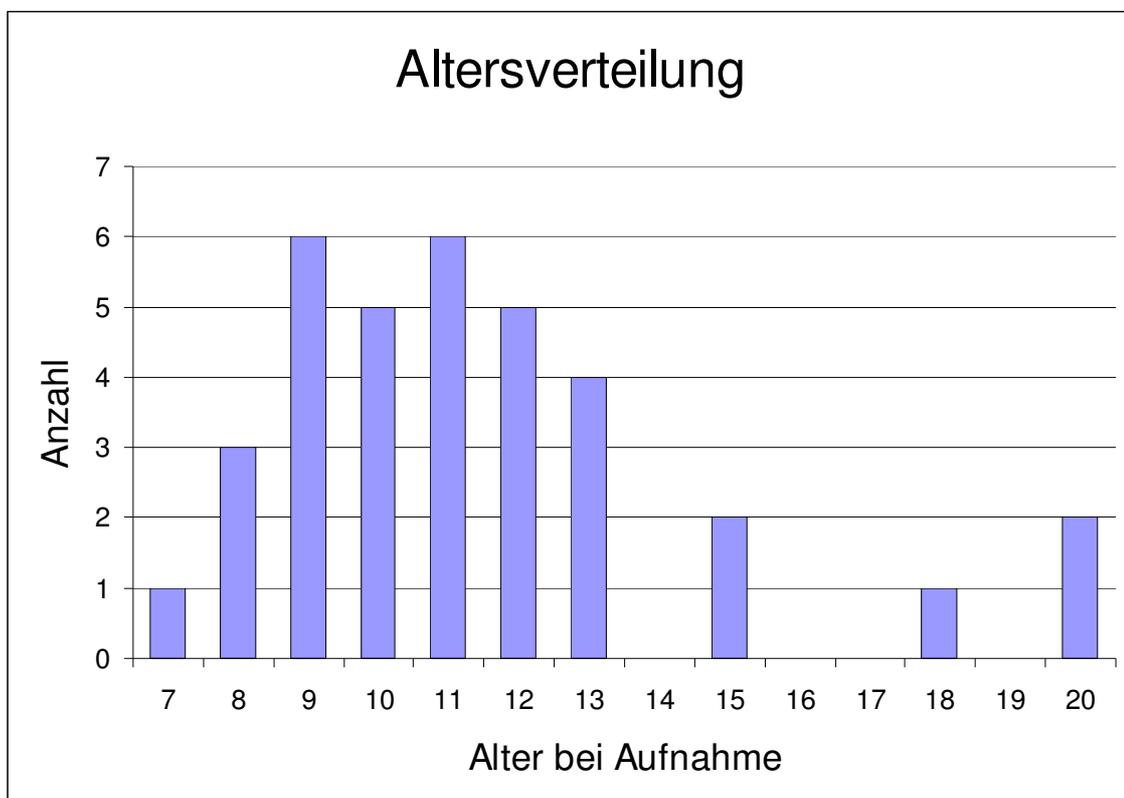


Diagramm 3.1: Alter des Patientenkollektivs bei der DVT-Aufnahme

Zur Erklärung der großen Streuung des Alters bei der DVT-Aufnahme ist anzumerken, dass sich 31 Patienten im Alter von 7,8 bis 15,9 Jahren zur Planung der sekundären Osteoplastik vorstellten. Ein Patient war zum Zeitpunkt der Aufnahme 18,4 und zwei Patienten 20,1 Jahre alt und stellten

sich wegen Planung und Durchführung der tertiären Osteoplastik mit Implantatversorgung vor.

Zum Zeitpunkt der Aufnahme lag bei 22 Spaltbereichen ein Zustand vor sekundärer Osteoplastik vor, d.h. es wurde noch keine Beckenkammspongiosa inseriert. Bei 19 Spaltbereichen dagegen wurde bereits eine sekundäre Osteoplastik durchgeführt. Die DVT-Aufnahme wurde angefertigt, um beurteilen zu können, ob und in welchem Ausmaß eine Resorption stattgefunden hat und ob deshalb eine weitere Osteoplastik notwendig ist. Bei zwei Kindern wurden je eine Aufnahme vor und nach sekundärer Osteoplastik durchgeführt.

Bei fünf Spaltbereichen wurde die Aufnahme innerhalb der ersten vier Monate nach der sekundären Osteoplastik erstellt. Bei 12 Spaltbereichen erfolgte die DVT-Aufnahme mehr als zwölf Monate nach der sekundären Osteoplastik.

2.3 Messmethode

2.3.1 System der digitalen Volumentomografie

Für diese Studie wurde der digitale Volumentomograf Galileos® (Prototyp) der Firma Sirona Dental Systems (Bensheim, Deutschland), bestehend aus folgenden Funktionselementen (Hardware- und Softwarekomponenten), verwendet (Abb. 2.1):

- Röntgenröhre (erzeugt die Röntgenstrahlung)
- Generator (Energieversorgung)
- Bildverstärkerröhre (Image intensifier)
- digitaler Detektor (CCD-Kamera)
- Gerät (ordnet Röhre, Patient und Detektor einander zu)
- Steuerrechner (Control unit) mit der Auswertungs-Software (Galaxis®, Prototyp, SiCat, Bonn, Deutschland)

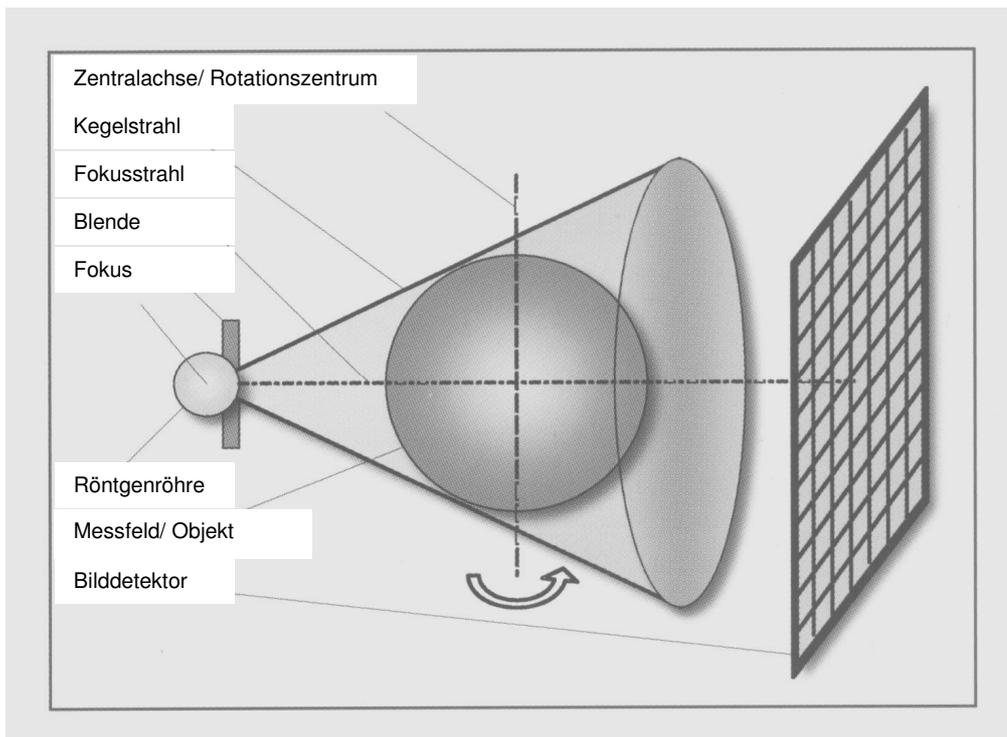


Abbildung 2.1: Schematische Darstellung von Komponenten eines DVT-Systems und der Aufnahmegeometrie (modifiziert nach Zöller, 2008)

Zur Erfassung der anterioren Spaltbereiche wurden die Patienten bei der Erstellung der Aufnahme durch Haltegriffe, Stirn- und Kinnstütze im DVT-Gerät standardisiert ausgerichtet. Die Aufnahmen der Patienten wurden im Sitzen oder Stehen durchgeführt. Während eines Scans wurden in 14 Sekunden 200 Röntgenaufnahmen erstellt. Die Belichtungszeit betrug aufgrund des gepulsten Strahls 2-6 Sekunden (Abb. 2.2).

Die konstante Röhrenspannung betrug 90 kV, der Röhrenstrom des Röntgenstrahlers lag zwischen 5-7 mA. Das mAs-Produkt des Scans bei dem vorliegenden Patientenklintel betrug 28 mAs, dies entspricht etwa einer effektiven Dosis von 30 μ Sv (Tab. 2.1).

Anschließend wurde mit der zugehörigen Software Galaxis® das Bildvolumen rekonstruiert. Das akquirierte Volumen besaß eine Kugelform mit einem Durchmesser von 15 cm. Der gesamte Rekonstruktionsprozess inklusive Datenübertragung dauerte ca. 7 min. Verwendet wurde ein handelsüblicher PC.

Tabelle 2.1: Technische Parameter des digitalen Volumentomografen Galileos® (Prototyp)

Parameter	Dentale Volumentomografie
Gerät/ Hersteller	Galileos® Prototyp/ Sirona
Software	Galaxis® Prototyp
Methode	Digitale Volumentomografie
Röhrenspannung	90 kV
Röhrenstrom	5-7 mA
Aufnahmedauer	14 s
Dosis	28 mAs/ 30 µSv
Aufnahmevervolumen	15x15x15 cm
Rekonstruktionsdauer	4,5 min
Übertragungsdauer	2,5 min

Das DVT-Gerät, die Workstation und die Softwarekomponenten waren vor ihrer Installation CE-zertifiziert (gemäß Richtlinie zur Durchführung der Qualitätssicherung bei Röntgeneinrichtungen zur Untersuchung oder Behandlung von Menschen nach den §§ 16 und 17).



Abbildung 2.2: DVT-Gerät Galileos®
(Sirona Dental Systems, Bensheim, Deutschland)

2.3.2 Workstation zur röntgenologischen Diagnostik

Für die Visualisierung und Evaluation der DVT-Aufnahmen stand eine Befundungsstation zur Verfügung. Diese bestand aus einem Computer und zwei LCD-Monitoren. Diese technischen Einheiten sind vom TÜV Rheinland für die radiologische Diagnostik zertifiziert worden.

Der PC verfügte mit seinem 3,4 GHz Pentium IV Hauptprozessor (Intel®, Santa Clara, USA), 1 GB RAM und der integrierten Grafikkarte (256 MB Speicher, 400 MHz Taktfrequenz und 128-bit Speicherinterface) über genügend Rechenleistung für die Bewältigung der an ihn gestellten Anforderungen der Bildverarbeitung und Visualisierung.

Die Befundungsstation befand sich in einem dafür vorgesehenen Diagnoseraum. Dieser verfügte über eine Fensterverdunkelung und dimmbare Deckenbeleuchtung. Damit konnte eine standardisierte minimale Umgebungsbeleuchtung für optimale Röntgendiagnostikverhältnisse ermöglicht werden (Abb. 2.3).

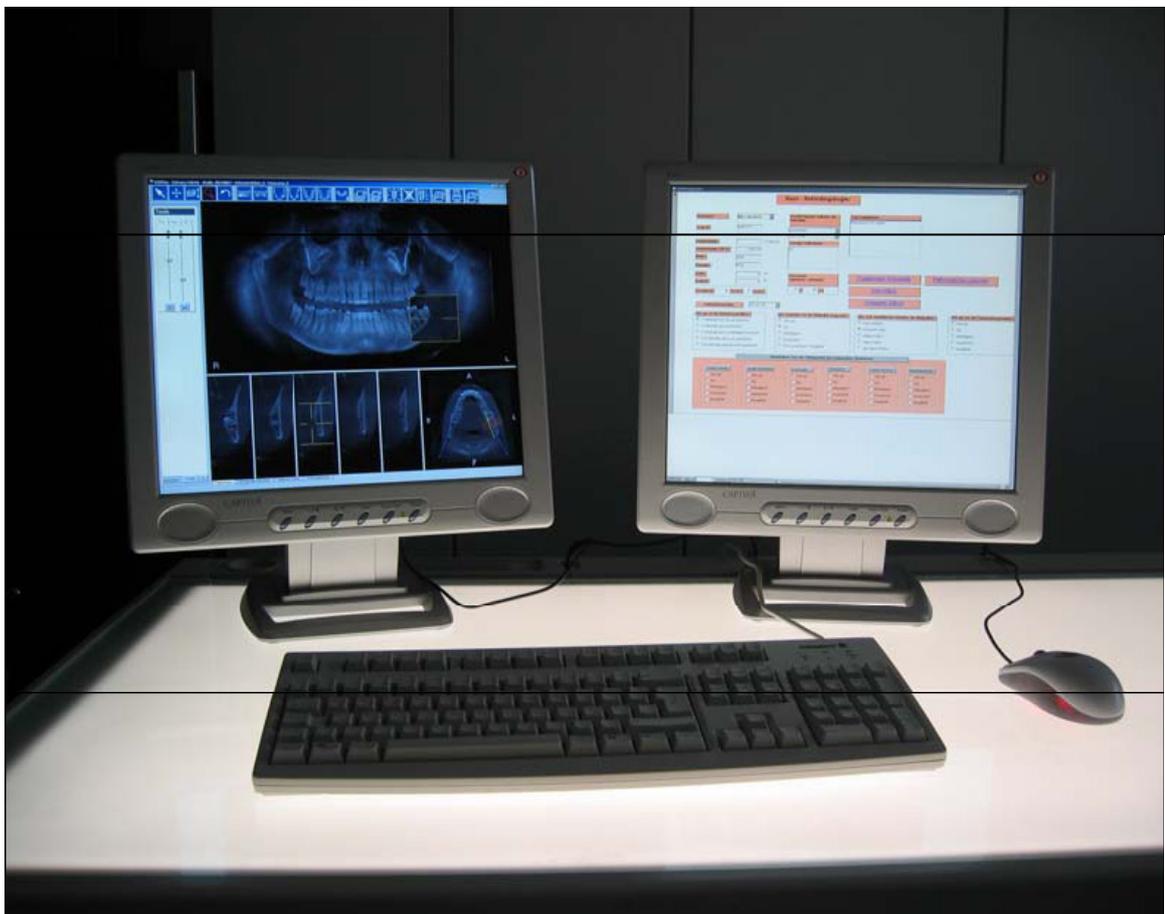


Abbildung 2.3: Genutzte Befundungsstation

2.3.3 Softwarekomponenten

Sowohl Koordination und Steuerung des DVT-Gerätes Galileos® während des Scans als auch Bildbearbeitung und Visualisierung der Bilddaten wurden mit der zugehörigen Software Galaxis®, Prototyp (SiCat, Bonn) durchgeführt. Dieses Rekonstruktionsprogramm errechnete mit Hilfe von Back-projection-Algorithmen das vollständige Bildvolumen (Feldkamp et al. 1984, Sourbelle 2002). Bei der Rekonstruktion wurden 512 Schichten ermittelt, die eine Schichtdicke von jeweils 0,3 mm aufwiesen. Teilvolumen konnten auch nachträglich rekonstruiert werden. In diesem „Close up“ wurden eine Schichtdicke von 0,15 mm bei 1024 Schichten erreicht.

Es konnten verschiedene Aufnahmeansichten erstellt werden. Das waren z. B. Übersichtsaufnahmen wie die Panoramaansicht oder die FRS-Ansicht. Innerhalb der Panoramaansicht ließen sich Details mit Hilfe eines Befundungsfensters hochauflösend betrachten (Abb. 2.4).



Abbildung. 2.4: Panoramaansicht eines Patienten mit linksseitiger LKGS-Spalte

Die Visualisierungssoftware ermöglichte die Einstellung von Kontrast und Helligkeit sowie die Vergrößerung und Verkleinerung von Schnitten.

Weiterhin wurden die 3D-Darstellung des aufgenommenen Bereiches und die orthogonalen Schnittansichten in den drei Raumebenen (axial, sagittal, koronal) visualisiert (Abb. 2.5 bis 2.8).

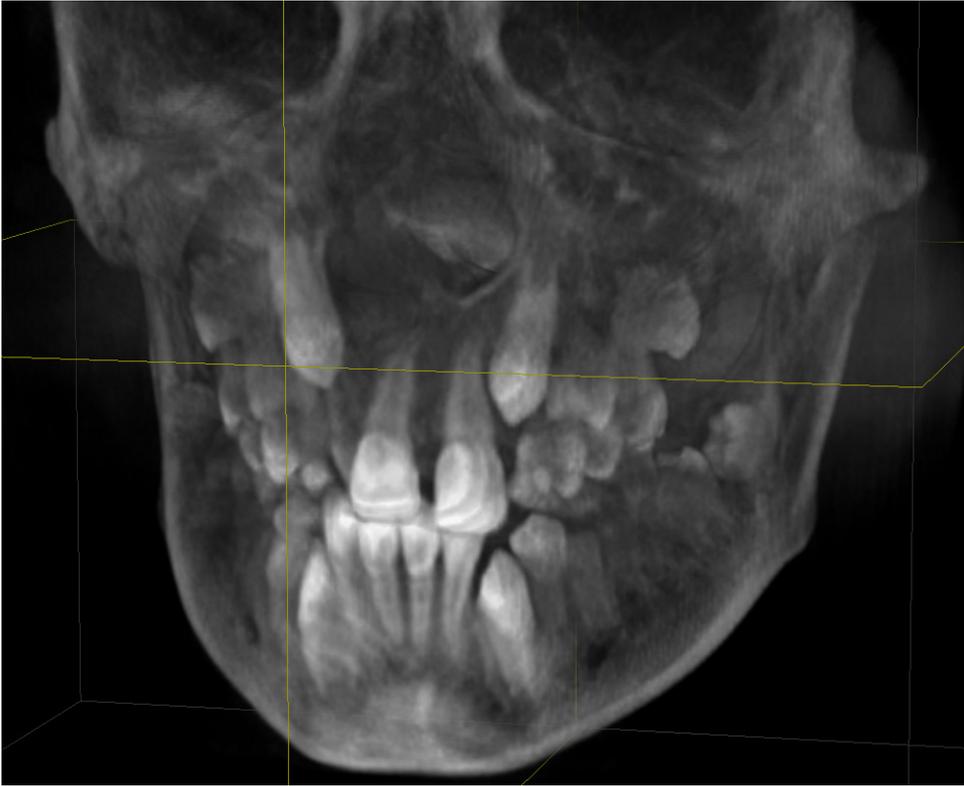


Abbildung 2.5: 3D-Darstellung des Mittel- und Untergesichts eines jugendlichen Patienten

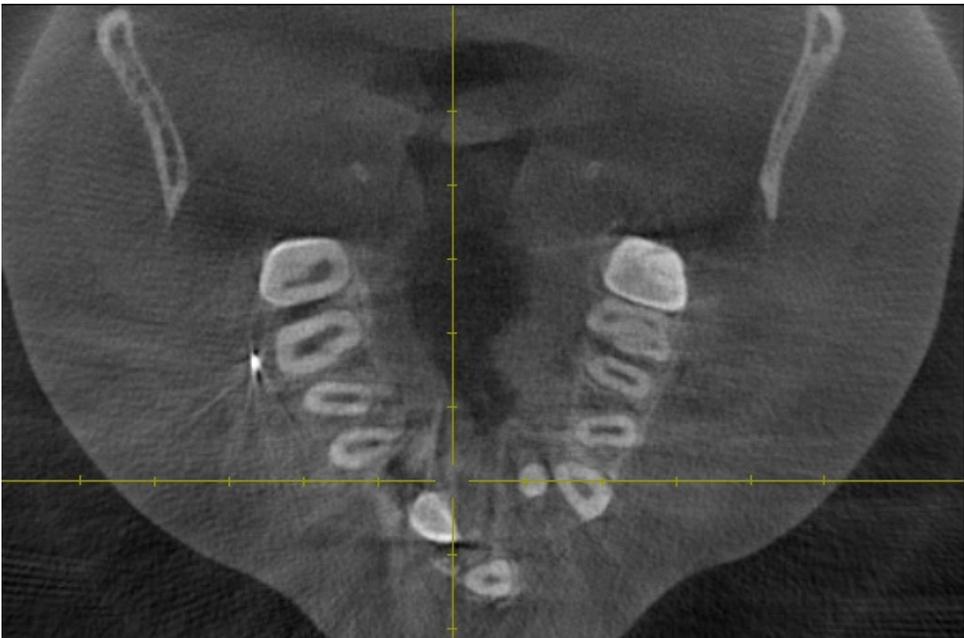


Abbildung 2.6: axiale Raumebene eines Patienten mit doppelseitiger LKGS-Spalte



Abbildung 2.7: sagittale Raumbene des gleichen Patienten

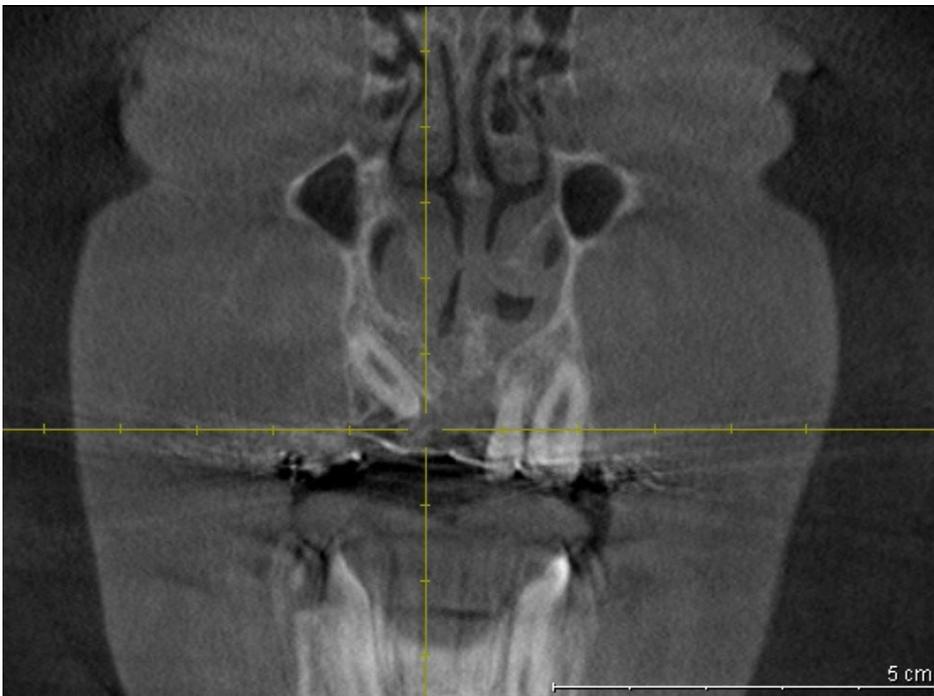


Abbildung 2.8: koronale Raumbene des gleichen Patienten

Um die Untersuchung durchführen zu können, erfolgte der Datentransfer in die zweite Visualisierungssoftware Amira® 3.1.1 (Mercury Computer Systems, Chelmsford, USA). Mit dieser Software können Volumina errechnet werden. Die Software gewährleistete eine simultane Darstellung der drei orthogonalen Ebenen sowie einer 3D-Präsentation („Isosurface“) (Abb. 2.9).

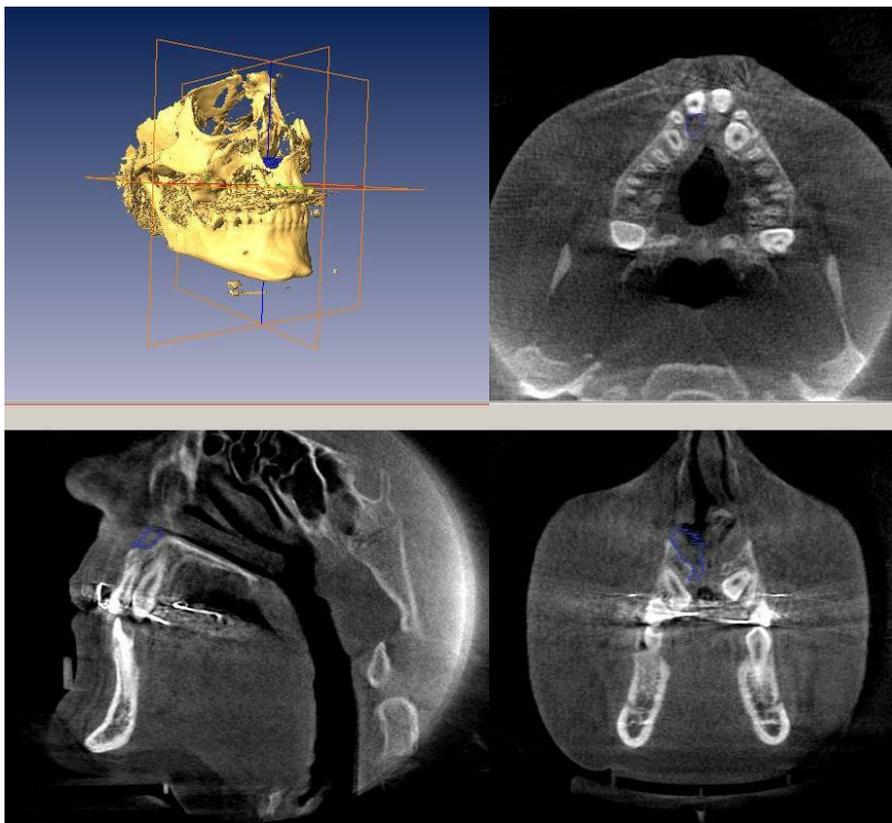


Abbildung 2.9: oben links: 3D-Präsentation (Isosurface)
 oben rechts: axiale Ebene
 unten links: sagittale Ebene
 unten rechts: koronale Ebene

2.3.4 Volumenmessung

In allen 41 Spaltregionen wurde das Defizit innerhalb der knöchernen Begrenzung in jeder axialen Ebene Schicht für Schicht lokalisiert und markiert (segmentiert). Die Segmentierung erfolgte ab dem kaudalen Beginn der Spalte crestal des Alveolarfortsatzes bis zum kranialen Abschluss in der Höhe des

Nasenbodens. Die simultane Darstellung in den anderen beiden Ebenen ermöglichte eine Kontrolle der korrekten Segmentierung. Der farblich visualisierte Spaltbereich wurde anschließend addiert (Abb. 2.10 und 2.11).

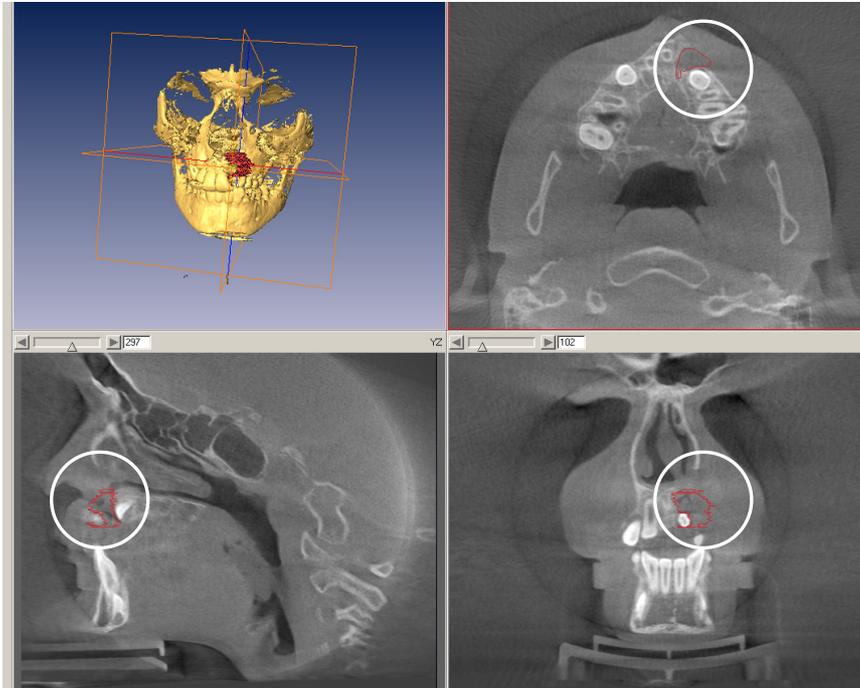


Abbildung 2.10: Isosurface und orthogonale Ebenen mit segmentierter Spaltregion

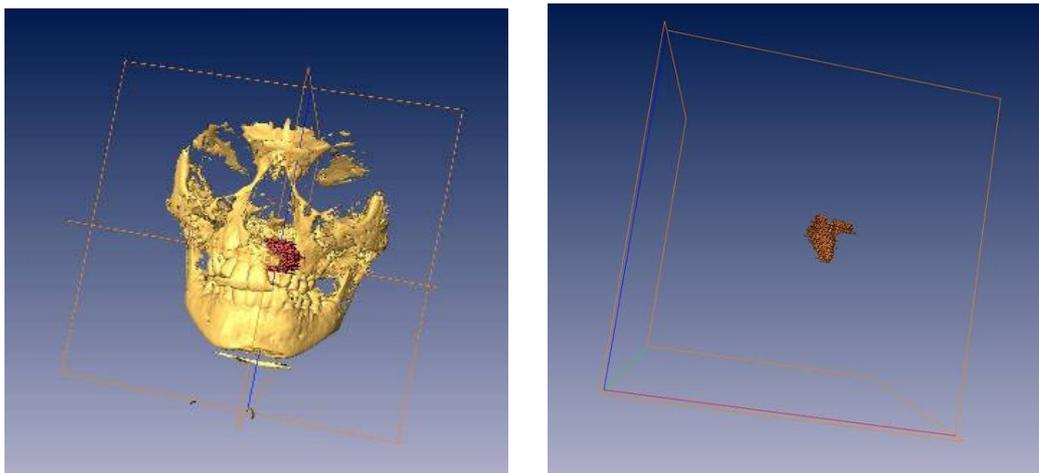


Abbildung 2.11: Isosurface mit segmentierter Spaltregion (links)
segmentierte Spaltregion nach Entfernung des Isosurface (rechts)

Das Volumen des segmentierten Bereiches wurde berechnet und in das Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft Excel® übertragen. Anschließend wurden die Ergebnisse und Darstellungen in einem geeigneten Datenformat auf der Festplatte gespeichert.

2.4 Datenermittlung

Die Datenerhebung erfolgte in drei Untersuchungsabschnitten:

1. Zehnmalige Segmentierung einer Spaltregion
2. Interobservale Messungen
3. Intraobservale Messungen aller Spaltregionen

Die Zielsetzung **des ersten Untersuchungsabschnitts** lag in der Bestimmung der Genauigkeit und Validierung der Messmethode.

Dazu wurde eine Spaltregion eines zufällig ausgewählten Patienten zehnmal segmentiert und das Spaltvolumen berechnet. Dies wurde von einem erfahrenen Befunder (IW) unter standardisierten Bedingungen durchgeführt und erfolgte in einem zeitlichen Abstand von mindestens drei Tagen zwischen den 3D-Segmentierungen. So konnte der Wiedererkennungseffekt bei der Datenerhebung vermindert werden. Aus den Ergebnissen wurde das arithmetische Mittel gebildet, der mittlere Messfehler in Kubikzentimeter und Prozent sowie die Standardabweichung errechnet.

Im Abschnitt zwei der Untersuchung wurden die Genauigkeit der Segmentierung und die Validität der Messmethode durch interobservale Messungen überprüft. Die Datenerhebung erfolgte durch drei unabhängige, in zahnärztlicher Radiologie erfahrene Observer (drei Zahnärzte). Auch hier wurde unter den gleichen standardisierten Bedingungen gearbeitet. Jede Auswertungssitzung dauerte maximal zwei Stunden. Fünf zufällig ausgewählte Spalten, zwei rechte und drei linke, wurden von den Observern segmentiert und das Volumen errechnet.

Diese fünf Spaltregionen wurden jeweils zweimal auch von dem erfahrenen Befunder (IW) in zwei Auswertungszyklen segmentiert. Aus den Ergebnissen wurde für jede Spalte das arithmetische Mittel gebildet. Dieser Wert wurde in

Relation zu dem arithmetischen Mittel der Volumenmesswerte der Observer gesetzt. Es wurde der Betrag des Messfehlers (interobserver) in Kubikzentimeter und Prozent sowie die Standardabweichung errechnet.

Die erfolgreiche Durchführung und Auswertung der Untersuchungsteile **eins** und **zwei** stellten die Voraussetzung für die Durchführung des dritten Untersuchungsteils dar. Die ermittelten Werte wurden für die statistische Analyse genutzt. Mit den Ergebnissen des dritten Untersuchungsteils konnte wiederum die Messgenauigkeit überprüft und damit die Messmethode validiert werden.

Im dritten Teil der Untersuchung wurde die Segmentierung aller anterioren Spaltenregionen von dem erfahrenen Befunder (IW) durchgeführt. Sie erfolgte ebenfalls unter standardisierten Bedingungen. Die Analyse einer Spaltregion nahm durchschnittlich 1,5 Stunden in Anspruch. Nachdem die Ergebnisse der Volumenmessungen aller Spaltregionen vorlagen, fand ein zweiter Auswertungszyklus unter den gleichen Bedingungen statt. Der zeitliche Abstand zwischen den Zyklen betrug mindestens sechs Wochen, um den Wiedererkennungseffekt bei der Datenerhebung zu verringern.

Für jede Spaltregion wurde aus den beiden Volumenmesswerten ein arithmetischer Mittelwert gebildet. Dieser Wert wurde als Richtwert (Goldstandard) bei der statistischen Analyse betrachtet. Mit Goldstandard wird etwas bezeichnet, das bislang unübertroffen ist oder ein Ziel darstellt. Der Betrag der Abweichung zum Mittelwert und die mittlere Abweichung in Kubikzentimeter und Prozent sowie deren Standardabweichung wurden errechnet. Diese Angaben beschreiben den Messfehler (intraobserver).

2.5 Statistische Analyse

Die statistische Analyse der Messergebnisse wurde bei den inter- und intraobservergestützten Daten mit Auswertungsmethoden der deskriptiven Statistik durchgeführt (Fersch 1985). Aufgabe der beschreibenden Statistik ist es, numerische Ergebnisse einer Untersuchung zu sammeln, zu komprimieren, grafisch darzustellen und so zweckmäßig aufzubereiten, dass sie mit anderen Ergebnissen vergleichbar sind.

Zusätzlich wurde der statistische Vergleich der Richtwerte mit dem t-Test für unabhängige Stichproben durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt (Irrtumswahrscheinlichkeit). Der t-Test ist ein Signifikanztest und dient dem statistischen Nachweis von Unterschieden (Lange und Bender 2001).

Für die Auswertung der Daten wurde Microsoft Excel® und das Statistik-Programm SPSS®, Version 15.0 (SPSS Inc., Chicago, USA), verwendet.

Folgende Nullhypothesen wurden aufgestellt:

- Ein statistisch signifikanter Unterschied im Spaltvolumen besteht beim Vergleich der Spaltseite (links/rechts), der Spaltform (einseitig/doppelseitig) und des Geschlechts des Spaltträgers (männlich/weiblich).
- Es besteht kein statistisch signifikanter Unterschied in der Größe des anterioren Spaltvolumens in Abhängigkeit von der Zeit nach der Osteoplastik.

3 Ergebnisse

Die häufig von der Fehlbildung betroffenen spaltnahen Zähne wurden hinsichtlich ihrer Morphologie beurteilt. Fragliche Zahnanlagen konnten eindeutig geklärt werden. Bei sieben Patienten lagen Doppelanlagen vor. Bei 17 Patienten wurden eine bzw. mehrere Nichtanlagen im Spaltbereich festgestellt. Bei drei Patienten war der seitliche Schneidezahn im Spaltbereich hypoplastisch. Bei zwei Patienten wurde ein Odontom diagnostiziert. Eine Wurzeldilazeration des seitlichen Schneidezahnes konnte man bei drei Patienten sehen.

3.1 Messgenauigkeit/Validierung der Methode

Erster Untersuchungsabschnitt

Die durchschnittliche Größe des Spaltvolumens nach zehnmaliger Messung einer Spaltregion (intraobserver) betrug 1,124 cm³. Der Betrag des Messfehlers lag im Mittel bei 0,034 (SD 0,025) cm³, dies entspricht 3,05 % (Tab. 3.1). Dieser Wert ist nicht klinisch relevant (Disler et al. 1994; Ramasehan und Heydarian 2003).

Tabelle 3.1: Darstellung der Messgenauigkeit (zehnmalige Messung); [cm³]

Messwerte	Volumen	Betrag Messfehler
1	1,123	0,000
2	1,067	0,057
3	1,189	0,065
4	1,090	0,034
5	1,192	0,069
6	1,071	0,053
7	1,116	0,008
8	1,147	0,023
9	1,104	0,020
10	1,138	0,014

Mittelwert	1,124	0,034
SD		0,025
Mittelwert		3,05%

Zweiter Untersuchungsabschnitt

Bei der Volumenermittlung durch drei Observer lag die durchschnittliche Abweichung bei der Betrachtung der Mittelwerte bei 0,05 (SD 0,042) cm³, dies entspricht 5,86% (Tab. 3.2). Dieser Wert ist nicht klinisch relevant (Disler et al. 1994; Ramasehan und Heydarian 2003).

Tabelle 3.2: Darstellung der Messgenauigkeit (interobserver); [cm³]

Spalt-region	Volumen Mittelwert	Volumen Messung Observer 1	Volumen Messung Observer 2	Volumen Messung Observer 3	Volumen Mittelwert Observer	Betrag der Abweichung der Mittelwerte
11	1,095	0,974	0,998	0,994	0,989	0,106
14	0,792	0,783	0,855	0,870	0,836	0,044
39	0,360	0,357	0,329	0,343	0,343	0,017
40	0,927	0,945	1,001	1,061	1,003	0,075
41	0,707	0,735	0,700	0,704	0,713	0,006
mittl. Abw.						0,050
SD						0,042
mittl. Abw.						5,86%

Die erfolgreiche Realisierung der ersten beiden Untersuchungsabschnitte stellte die Voraussetzung für weitere Untersuchungen dar.

Dritter Untersuchungsabschnitt

Im dritten Teil der Untersuchung wurde nach zwei Messzyklen der Betrag der Differenz zum Mittelwert errechnet, er lag im Durchschnitt bei 0,013 (SD 0,008) cm³. Das entspricht einem Wert von 1,48 %. Dieser Wert stellt den Messfehler der volumetrischen Erfassung (intraobserver) dar und beschreibt damit die

Messgenauigkeit. Dieser Wert ist nicht klinisch relevant (Ramasehan und Heydarian 2003; Disler et al. 1994).

Das durchschnittliche Volumen der Spaltbereiche betrug 0,90 cm³. Das kleinste Defektvolumen lag bei 0,36 cm³ und das größte bei 1,67 cm³ (Tab. 3.3).

Tabelle 3.3: Darstellung der Messgenauigkeit (intraobserver); [cm³]

Spalt-region	Volumen Messung 1	Volumen Messung 2	Volumen Mittelwert	Betrag der Abweichung vom Mittelwert
1	0,774	0,786	0,780	0,006
2	0,866	0,846	0,856	0,010
3	1,326	1,375	1,350	0,024
4	0,455	0,432	0,443	0,012
5	1,244	1,229	1,236	0,008
6	1,077	1,009	1,043	0,034
7	0,705	0,728	0,717	0,012
8	0,996	1,032	1,014	0,018
9	0,360	0,373	0,366	0,007
10	0,492	0,477	0,485	0,008
11	1,123	1,067	1,095	0,028
12	1,105	1,166	1,135	0,030
13	1,698	1,642	1,670	0,028
14	0,782	0,803	0,792	0,010
15	0,650	0,637	0,644	0,007
16	1,326	1,324	1,325	0,001
17	0,697	0,731	0,714	0,017
18	0,948	0,921	0,934	0,013
19	1,077	1,038	1,057	0,020
20	0,774	0,785	0,779	0,006
21	1,027	0,984	1,005	0,022
22	1,433	1,413	1,423	0,010
23	0,828	0,862	0,845	0,017
24	1,093	1,075	1,084	0,009
25	0,917	0,904	0,910	0,007
26	0,533	0,509	0,521	0,012
27	1,305	1,328	1,316	0,011
28	0,450	0,420	0,435	0,015
29	0,728	0,755	0,742	0,013
30	1,091	1,042	1,067	0,025
31	1,171	1,159	1,165	0,006
32	0,927	0,938	0,932	0,005

33	0,534	0,553	0,544	0,009
34	0,610	0,572	0,591	0,019
35	1,216	1,195	1,206	0,010
36	0,787	0,786	0,786	0,001
37	0,842	0,832	0,837	0,005
38	0,339	0,382	0,360	0,021
39	0,933	0,921	0,927	0,006
40	0,698	0,717	0,707	0,010
41	1,019	0,995	1,007	0,012
Volumen	0,901	0,896	0,899	
mittl. Abw.				0,013
SD				0,008
mittl. Abw.				1,48%

3.2 Spaltvolumen

Datengrundlage für die folgenden Darstellungen und Auswertungen war der Volumenmittelwert (Tab. 3.3). Bei allen durchgeführten t-Tests zur Mittelwertgleichheit bei unabhängigen Stichproben (Tab. 3.4 bis 3.13) ergab der Test auf Varianzgleichheit jeweils einen Wert, der über 10 % lag. Dies sagt aus, dass angenommen werden kann, dass die Varianzen gleich sind. Der p-Wert des t-Tests wurde unter der Voraussetzung ermittelt, dass die Varianzen gleich sind.

Tabelle 3.4: Darstellung des Spaltvolumens bei den männlichen (1) und weiblichen (2) Patienten; [cm³]

Geschlecht	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	33	0,929	0,304	0,053
2	8	0,773	0,230	0,106

Der t-Test für unabhängige Stichproben zeigte, im Widerspruch zur Nullhypothese, keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,198$) bei dem Vergleich der Mittelwerte der Spaltgröße zwischen Jungen und Mädchen (Tab. 3.5).

Tabelle 3.5: Vergleich des Volumenmittelwerts (männlich/weiblich)

	Signifikanz (2-seitig)	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
	p	Obere	Untere
Varianzen sind gleich	0,198	-0,085	0,398

Tabelle 3.6: Darstellung des Spaltvolumens der linken (1) und rechten (2) Spaltregionen; [cm³]

Spaltform	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	25	0,960	0,308	0,062
2	16	0,804	0,285	0,071

Der t-Test für unabhängige Stichproben bezüglich der Spaltseite sagt aus, dass im Widerspruch zur Nullhypothese keine statistische Signifikanz ($p = 0,243$) bei dem Vergleich der Spaltgröße zwischen linken und rechten Spaltbereichen vorlag (Tab. 3.7).

Tabelle 3.7: Vergleich des Volumenmittelwerts bezogen auf die Spaltseite

	Signifikanz (2-seitig)	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
	p	Obere	Untere
Varianzen sind gleich	0,243	-0,086	0,331

Tabelle 3.8: Darstellung des Spaltvolumens bei einseitigen (1) und doppelseitigen (2) Spalten

Spaltausprägung	N	Mittelwert	Standardab- weichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	29	0,938	0,318	0,059
2	12	0,802	0,260	0,075

Im Widerspruch zur Nullhypothese bestand kein statistisch signifikanter Unterschied ($p = 0,198$) beim Vergleich der Mittelwerte der Spaltgröße von ein- oder doppelseitigen Spalten (Tab. 3.9).

Tabelle 3.9: Vergleich des Volumenmittelwerts (Spaltausprägung)

	Signifikanz (2-seitig)	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
	p	Obere	Untere
Varianzen sind gleich	0,198	-0,074	0,346

Tabelle 3.10: Ergebnisse der Volumenmittelwerte aufgeteilt in Werte für Spaltregionen mit (1) und für Spaltregionen ohne (2) bereits durchgeführte sekundäre Osteoplastik; [cm³]

Osteoplastik	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	19	0,810	0,350	0,080
2	22	0,975	0,244	0,052

Der t-Test für unabhängige Stichproben zeigte keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p = 0,083$) zwischen den Mittelwerten bei der Volumengröße der präoperativen und postoperativen Spaltregionen auf den DVT-Aufnahmen (Tab. 3.11).

Tabelle 3.11: Vergleich des Volumenmittelwerts (prä-/postoperativ)

	Signifikanz (2-seitig)	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
	P	Obere	Untere
Varianzen sind gleich	0,083	-0,354	0,023

Tabelle 3.12: Darstellung des Spaltvolumens nach sekundärer Osteoplastik innerhalb von vier Monaten postoperativ (1) und ohne Osteoplastik (2); [cm³]

	N	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	5	0,625	0,332	0,148
2	22	0,975	0,244	0,052

Bei dem t-Test für unabhängige Stichproben zeigte sich, wie in der Nullhypothese angenommen, kein statistisch signifikanter Unterschied ($p = 0,349$) zwischen den Spaltgrößen (Tab. 3.13).

Tabelle 3.13: Vergleich des Volumenmittelwerts (innerhalb von vier Monaten postoperativ / präoperativ)

	Signifikanz (2-seitig)	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
	p	Obere	Untere
Varianzen sind gleich	0,349	-0,616	-0,085

Tabelle 3.14: Darstellung des Spaltvolumens nach sekundärer Osteoplastik mehr als zwölf Monate postoperativ (1) und ohne Osteoplastik (2); [cm³]

	N	Mittelwert	Standard- abweichung	Standardfehler des Mittelwertes
1	11	0,861	0,356	0,107
2	22	0,975	0,244	0,052

Bei dem t-Test für unabhängige Stichproben zeigte sich, wie in der Nullhypothese angenommen, kein statistisch signifikanter Unterschied ($p = 0,530$) zwischen den Spaltgrößen (Tab. 3.15).

Tabelle 3.15: Vergleich des Volumenmittelwerts (mehr als zwölf Monate postoperativ / präoperativ)

	Signifikanz (2-seitig)	95 % Konfidenzintervall der Differenz	
	p	Obere	Untere
Varianzen sind gleich	0,530	-0,329	0,101

4 Diskussion

4.1 Röntgentechnik

Aspekte der Strahlenexposition

Die moderne Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde verfügt heutzutage über eine Vielzahl radiologischer Techniken. Auf der einen Seite muss der behandelnde Zahnarzt bei der Wahl einer geeigneten Methode dem Patienten die größtmögliche diagnostische Sicherheit gewährleisten. Auf der anderen Seite schreibt die Röntgenverordnung eine Rechtfertigungsindikation vor, da es keine Strahlenanwendung ohne einen daraus resultierenden Nutzen geben darf. Dies verpflichtet den fachkundigen Zahnarzt bei jeder Röntgenuntersuchung, Verfahren mit geringerer Dosis, aber vergleichbarem gesundheitlichen Nutzen zu präferieren. Im Strahlenschutz wird diese Forderung durch das „ALARA-Prinzip“ („as low as reasonable achievable“) ausgedrückt.

In der Praxis bedeuten diese beiden Eckpfeiler, dass sich ein Behandler im Rahmen seiner bildgebenden Diagnostik zwischen dem Orthopantomogramm, konventionell oder digital, der CT und der DVT entscheiden muss. Sowohl die CT als auch die DVT bieten heute bei entsprechender Indikation die technischen Möglichkeiten der Generierung dreidimensionaler Bilddatensätze mit einer vertretbaren Strahlenbelastung in Relation zur Fragestellung (Frederiksen et al. 1995, Hassfeld et al. 1998, Jacobs 2000).

Die effektive Dosis eines konventionellen OPGs liegt nach Cohnen et al. (2002) bei 10 μSv und in der Untersuchung von Broer et al. (2005) zwischen 16 und 21 μSv . Gegenüber der konventionellen OPG-Aufnahme konnte die effektive Strahlendosis bei digitalen OPG-Aufnahmen reduziert werden. So geben Ludlow et al. (2003) die effektive Dosis bei einem digitalen OPG mit 6,2 μSv an. In der Studie von Broer et al. (2005) liegt die effektive Dosis zwischen 5 und 14 μSv .

Absorptionswerte für die effektive Dosis von CT-Untersuchungen des Kopf-Hals-Bereiches werden in der Literatur mit 314 μSv (Ludlow et al. 2003) bis 1270 μSv (Cohnen et al. 2002) angegeben. Hassfeld et al. führten 1998 eine Studie durch, die die Reduktion der Röntgenstromstärke in Relation zur Abbildungsqualität beurteilte. Die Röntgenstromstärke konnte von 187,5 mA auf 45 mA vermindert werden, ohne die Abbildungsqualität zu beeinflussen. Beim Vergleich der Distanzmessungen zwischen menschlichen Kieferpräparaten mit den korrespondierenden CT-Darstellungen konnten zwischen den unterschiedlichen Röntgenstromstärken keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Dadurch konnte die effektive Dosis um 76% der Ausgangsdosis reduziert werden. Die Autoren betonen jedoch, dass trotz der erreichten Dosisreduktion diese immer noch um den Faktor 10 über der effektiven Dosis einer konventionellen, zweidimensionalen PSA liegt und daher die Indikation nach wie vor zurückhaltend gestellt werden muss.

Nach Meinung von Fuhrmann und der Mitautoren (2003) besteht für die CT, wegen der hohen effektiven Dosis aber auch aus Kostengründen, in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde nur noch aus traumatologischer und onkologischer und damit primär mund-, kiefer- und gesichtschirurgischer Kasuistik eine Indikation.

Die DVT-Systeme benötigen im Vergleich zur CT für die radiologische Diagnostik im Kopf-Hals-Bereich eine weitaus geringere effektive Dosis. Die maximal benötigte Dosis für eine DVT-Aufnahme liegt nach der Autorengruppe um Schulze (2004) bei einem Fünftel der sonst klinisch üblichen CT-Untersuchung. Bei den Aufnahmen der vorliegenden Untersuchung betrug die Röntgendosis pro Scan 30 μSv .

Für den Volumentomografen der Firma NewTom® (Quantitative Radiology, Verona, Italien) konnte in einer Studie eine durchschnittliche effektive Dosis von 36,6 μSv gemessen werden (Ludlow et al. 2003). Diese kann jedoch im Minimum auf ca. 12 μSv gesenkt werden. Dieser Wert liegt knapp über der effektiven Dosis einer digitalen Panoramaaufnahme, die ungefähr der durchschnittlichen natürlichen Strahlenexposition in Deutschland pro Tag entspricht. Auch ein Flug auf der Nordhalbkugel mit einer Äquivalenzdosisleistung von ca. 4 bis 6 μSv pro Stunde kann in Relation zur PSA gesetzt werden.

Die Strahlenbelastung, die von der digitalen Volumentomographie ausgeht, liegt also demnach über der Strahlenbelastung eines OPG (Lecomber et al. 2000, 2001). Gegenüber der CT weist sie jedoch eine deutlich reduzierte Strahlenbelastung auf, ohne Qualitätseinbußen bei der klinischen Auswertbarkeit zu verursachen (Mozzo et al. 1998).

Diese Unterschiede unterstreichen die Bedeutung der rechtfertigenden Indikation für eine diagnostische Strahlenexposition. Fast die Gesamtheit der klinischen Fragestellungen in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde kann mit der hier vorgestellten röntgenologischen Techniken beantwortet werden. Daher ist es besonders wichtig, die Ausnahmestellung der CT zu betonen. Sie trägt aufgrund ihrer, im Vergleich zu den anderen erwähnten Methoden, hohen Strahlenexposition in erheblichem Maße zur kollektiven effektiven Dosis der Bevölkerung bei. Daher muss die Indikation zur Anfertigung einer CT kritisch gestellt werden (Bundesministerium 1997).

Die DVT kann dagegen nach dem derzeitigen Stand der Technik bei den meisten Fragestellungen der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde als gleichwertig eingeschätzt werden, auch wenn sie nicht losgelöst von vorhandenen diagnostischen Modalitäten zur Anwendung gebracht werden darf (Eggers et al. 2007). Diesbezüglich muss, ebenso wie für die CT, auch für die DVT die rechtfertigende Indikation überprüft werden, da bei Vorhandensein von Schnittmodalitäten häufig die Tendenz zu quantitativ inadäquatem Einsatz und einer damit verbundenen erhöhten Strahlenexposition besteht (Fuhrmann et al. 2003).

4.2 Studiendesign und -durchführung

Die vorliegende Untersuchung wurde als Pilotstudie geplant.

Die Untersuchung ergab, dass die Analyse und Validitätsbestimmung der Messmethode mit Hilfe der drei unterschiedlichen Untersuchungsteile möglich war. Wegen der geringen Fallzahl wurde bei der statistischen Auswertung auf die deskriptive Statistik zurückgegriffen.

Es wurde bestätigt, dass die Segmentierung, dreidimensionale Darstellung und Volumenbestimmung des Spaltdefekts von Zahnärzten (nach Einführung und

Kalibrierung) problemlos durchgeführt werden kann. Schon durch die Pilotstudie wird ermittelt, dass der Zeitaufwand der Messmethode überschaubar und damit die Volumenbestimmung in die präoperative Planung integriert werden kann.

In der vorliegenden Untersuchung konnten die DVT-Aufnahmen von 33 Patienten mit einer ein- oder doppelseitigen LK(GS)-Spalte ausgewertet werden. Die Aufnahmedauer, während der die Patienten nahezu bewegungslos stehen oder sitzen bleiben mussten, betrug 14 Sekunden. Die Patienten wurden zwar durch Haltegriffe, Kinn- und Stirnstütze fixiert, dennoch haben fünf Patienten während des Geräteumlaufes den Kopf gedreht und sind in ihrer Bewegung dem Detektor des DVT-Geräts gefolgt. Durch die entstandenen Bewegungsartefakte wurden diese Aufnahmen unbrauchbar, konnten nicht ausgewertet werden und mussten damit von der vorliegenden Untersuchung ausgeschlossen werden. Eine Verbesserung der Fixation der Patienten ist möglich, z. B. durch die Ergänzung von Ohroliven, wie sie auch bei der Erstellung von digitalen oder konventionellen FRS-Aufnahmen eingesetzt werden. Auch eine bessere Aufklärung der Patienten vor Durchführung der DVT-Aufnahme über Geräusche, Bewegung des Detektors sowie Dauer des Umlaufes des Gerätes durch das röntgenologische Fachpersonal sollte erfolgen. Sie stellt eine Möglichkeit zur Verbesserung der Akzeptanz und des Verständnisses der Patienten während des Aufnahmevorgangs dar und trägt somit zur Vermeidung von Bewegungsunschärfen bei. Damit kann eine Minderung der Strahlenexposition durch Mehrfachaufnahmen erreicht werden, was ein wichtiger Aspekt der Qualitätssicherung ist.

Für die vorliegende Untersuchung war ein Design im Sinne einer Blindstudie nicht möglich. Es wurde kein Vergleich zwischen verschiedenen Röntgentechniken durchgeführt, weil aus strahlenhygienischen Gründen nur eine, die DVT-Aufnahme, angefertigt wurde.

Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass es zu Verzerrungen der Ergebnisse durch bewusste oder unterbewusste Vorgänge bei den Untersuchern gekommen ist. In diesem Zusammenhang ist auch ein möglicher Einfluss durch den sogenannten Hawthorne-Effekt zu erwähnen. Er ist definiert als ein Einfluss, der seinen Ursprung nicht in der untersuchten Messgröße hat,

sondern auf die Untersucher selbst zurückgeführt werden kann. Eine entscheidende Rolle spielt dabei, dass sich die Untersucher als Bestandteil der Studie verstehen und sich als solche beobachtet fühlen. Demnach könnten die Untersucher versuchen, den vermuteten Erwartungshaltungen der Studienleitung entgegenzukommen und vermeintlich angepasste Datenerhebungen durchzuführen (Hsueh 2002).

Durch die Nutzung der dafür vorgesehenen Befundungsstation wurden optimale und einheitliche Voraussetzungen für die röntgenologische Beurteilung und Segmentierung durch den Befunder (IW) und die drei weiteren Observer geschaffen. Während der Befunder täglichen und damit auch routinierten Umgang in der Diagnostik von dreidimensionalen DVT-Aufnahmen hatte, waren die drei zahnärztlichen Observer hauptsächlich die Auswertung von zweidimensionalen Röntgenbildern (OPG, FRS) gewöhnt.

Alle Untersucher hatten zunächst keine Erfahrung in der Segmentierung und Volumenermittlung mit der Visualisierungssoftware Amira® (Mercury Computer Systems, Chelmsford, USA). Vor Beginn der Studie erhielten die Untersucher eine Einführung in den Umgang mit der Visualisierungssoftware, um diesbezüglich einheitliche Voraussetzungen zu schaffen. Aus diesem Grunde wurde auch eine Einführung und Kalibrierung vorgenommen, die das Erkennen und Bestimmen der spaltbegrenzenden Knochenkonturen behandelte (Fleiss und Chilton 1983).

4.3 Messmethode

Um die Genauigkeit und Wiederholbarkeit der vorliegenden Messmethode zu beurteilen, kann man diese Untersuchung nur mit Studien vergleichen, bei denen Spaltbereiche mittels CT-Aufnahmen evaluiert wurden. Dabei wurde nur in der Studie von Feichtinger et al. (2007), in der die gleiche Messmethode wie in der vorliegenden Untersuchung angewendet wurde, auch auf die Größe des Spaltdefekts im Alveolarfortsatz vor Durchführung der Osteoplastik eingegangen. Auch Feichtinger et al. (2007) markierten die knöcherne Begrenzung des Spaltbereichs in jeder axialen CT-Schicht, vom Alveolar-

fortsatz bis zum Nasenboden, mit Hilfe eines Einzeichnungstools. Anschließend wurde das fehlende Knochenvolumen errechnet, es betrug im Durchschnitt 1,17 (SD 0,31) cm³. Im Vergleich dieses Wertes mit den Ergebnissen der vorliegenden Pilotstudie (durchschnittliches Defektvolumen von anterioren Spaltbereichen, bei denen noch keine Osteoplastik durchgeführt wurde von 0,975 (SD 0,244) cm³) wird ersichtlich, dass die ermittelten Ergebnisse nahezu übereinstimmen.

Andere Studien beschäftigten sich mit der Darstellung und Beurteilung des vorhandenen Knochenvolumens nach sekundärer Osteoplastik. Van der Meij et al. (2001) analysierten die postoperative Knochenresorption im anterioren Spaltbereich.

Die Evaluation der Messmethode korrelierte mit dem vorliegenden ersten Untersuchungsteil. Die Messgenauigkeit betrug 1,95 %. Und liegt damit in der gleichen Größenordnung wie das in der vorliegenden Untersuchung ermittelte Ergebnis des Messfehlers von 3,05% und untermauert damit die Validität der Methode.

Ozawa et al. (2007) nutzten die ihnen vorliegenden 25 postoperativen CT-Aufnahmen von Patienten mit einseitigen oder doppelseitigen Spalten im Alveolarfortsatzbereich, indem sie auf den axialen Schichten die gut abgrenzbare inserierte Knochenspongiosa markierten und durch Addition der Schichten das Volumen berechnen ließen. Das Volumen dieser Knochenspongiosa wurde mit 1,37 cm³ angegeben. Auch Tai et al. (2000) führten Volumenmessungen des inserierten Knochens direkt nach Osteoplastik auf CT-Aufnahmen durch. Auf den axialen und koronalen Schichten, mit einer Schichtdicke von 2 mm, wurde das inserierte Spongiosamaterial markiert und das Volumen errechnet. Das mittlere Messvolumen lag bei 2,13 cm³. In jeder einzelnen axialen Schicht wurde mit dem entsprechenden Einzeichnungstool das zu bestimmende Volumen markiert und anschließend addiert. Der Unterschied in den Studien von Ozawa et al. (2007) und Tai et al. (2000) besteht darin, dass hier das inserierte Spongiosamaterial und nicht der anteriore Spaltdefekt volumetrisch ausgemessen wurde. In diesen Studien, die die 3D-Analyse von CT-Aufnahmen beinhalteten, wurde die gleiche Messmethode wie in den vorliegenden Untersuchungsabschnitten genutzt. Es

wurde bestätigt, dass die Volumenbestimmung mit dieser Methode verlässlich und reproduzierbar ist.

4.4 Messergebnisse

Aufgrund dessen, dass die digitale Volumentomografie relativ neu ist, gibt es erst wenige Studien, die die geometrische Messgenauigkeit dieser Technik beurteilen. So führten Lascala et al. (2004) lineare Messungen an DVT-Aufnahmen von Schädelpräparaten durch, die mit dem Gerät New Tom 9000® (Quantitative Radiology, Verona, Italien) erstellt wurden. Die Evaluationsergebnisse sagten aus, dass der Abstand zwischen zwei anatomischen Punkten am Schädelpräparat größer war als im DVT. Aber diese Abweichungen erwiesen sich nur an der Unterseite der Schädelbasis und nicht an den anderen dentofazialen Messpunkten als statistisch signifikant. Untersuchungen zur Messgenauigkeit von Marmulla et al. (2005), die auch lineare Messungen an Aufnahmen des gleichen DVT-Systems beinhalteten, ergaben einen mittleren Messfehler von 0,13 (SD 0,09) mm. In der Studie von Kobayashi et al. (2004) wurden Aufnahmen eines DVT-Prototyps der Firma Asahi® (Kyoto, Japan) analysiert. Es wurden lineare Messungen an Aufnahmen von Unterkiefern aus Schädelpräparaten durchgeführt. Die Ergebnisse konnten mit CT-Aufnahmen der gleichen Unterkiefer verglichen werden. Es wurde ein mittlerer Messfehler von 1,4 % (0,22 (SD 0,15) mm) bei den DVT-Aufnahmen und ein mittlerer Messfehler von 2,2 % (0,36 (SD 0,24) mm) bei den CT-Aufnahmen ermittelt. Sehr ähnliche Werte wies auch die Untersuchung von Mischkowski (2007) auf. Es wurden lineare Messungen an Aufnahmen des DVT-Geräts Galileos® (Prototyp, Sirona Dental Systems, Bensheim, Deutschland) durchgeführt. Der mittlere Messfehler lag hier bei 0,98 % (0,26 mm). Der Messfehler ist damit klinisch nicht relevant (Ramaseshan und Heydarian, 2003).

Die von Marmulla et al. (2005) ermittelte signifikant höhere Messgenauigkeit kann durch das eher mathematische Modell, das in ihrer Studie benutzt wurde, im Gegensatz zu den mehr klinisch orientierten Testmethoden, die von Mischkowski (2007) und Kobayashi et al. (2004) angewendet wurden, erklärt

werden. Aus den genannten Studien kann geschlossen werden, dass die DVT-Systeme Volumenbilddaten erzeugen, die keine Verzerrungen beinhalten. Der Vergleich der linearen Messwerte zwischen Schädelpräparat und entsprechender DVT-Aufnahme bestätigt, dass die DVT-Scans ein korrektes anatomisches Verhältnis aufweisen.

Nach Mischkowski (2007) lag die Vermutung nahe, dass die volumetrische Messgenauigkeit mit der linearen Messgenauigkeit korreliert. Diese Annahme wurde in den Studien von Blake et al. (2005) und Goo et al. (2005) untermauert.

Die Volumenmessung und die Ermittlung der Messgenauigkeit erfolgten in diesen beiden genannten Studien nur bei CT-Aufnahmen. Dabei wurden Volumenmessungen sowohl an Plexiglas-Phantomkörpern als auch an Patientenaufnahmen beschrieben. Die Ermittlung von Volumina an DVT-Aufnahmen wurde bislang nur mit kubischen und kugelförmigen Phantomkörpern und nicht an Patientenaufnahmen veröffentlicht (Mischkowski 2007).

Blake et al. (2005) beschrieben den Messfehler bei der Volumenermittlung von Plexiglas-Phantomkörpern auf CT-Aufnahmen mit 3,0 bis 5,0 %. Die einzelne Schichtdicke betrug hier 1,3 mm. Goo et al. (2005) gaben einen Messfehler von 5,4 % bei volumetrischen Messungen von Prüfkörpern mit einem Volumen von 1,07 cm³ auf CT-Aufnahmen an. Die Schichtdicke der CT-Scans lag bei 1 mm. Auch Mischkowskis (2007) Angabe zum Messfehler bei der Volumenmessung von Phantomkörpern an CT-Aufnahmen lag bei 4,42 %. In dieser Studie wurden auch Volumenmessungen von Phantomkörpern an DVT-Aufnahmen durchgeführt. Der Messfehler bei diesen Untersuchungen wurde mit 6,01 % angegeben.

Im Gegensatz zu den oben angeführten Studien wurde in den vorliegenden drei Untersuchungsabschnitten die Messgenauigkeit von volumetrischen Messungen an DVT-Aufnahmen von Patienten bestimmt.

Dabei ergab die zehnfache Messung eines anterioren Spaltbereiches durch einen Oberserver einen Messfehler von 3,05 % (0,034 (SD 0,025)cm³).

Weiterhin wurde der Messfehler bei der interobservalen Messung untersucht. Die interobservale Messung des Spaltvolumens ergab einen Messfehler von 5,86 % (0,05 (SD 0,042) cm³). Bei der Beurteilung aller Spaltregionen durch

einen Observer in zwei Auswertungszyklen lag der Messfehler bei 1,48 %. Dies ist bei einer mittleren Spaltgröße von 0,899 cm³ ein Messfehler von 0,013 (SD 0,008) cm³. Hier wird deutlich, dass die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung im gleichen Messfehlerbereich wie die oben genannten, methodisch vergleichbaren Studien liegen.

Die Ergebnisse aller drei durchgeführten Untersuchungsabschnitte der vorliegenden Pilotuntersuchung führen zu der Schlussfolgerung, dass sich der knöcherne Defekt auf den DVT-Aufnahmen abgrenzen lässt. Er lässt sich dreidimensional darstellen und analysieren. Die Volumenbestimmung nach der vorgenommenen Messmethode ist reproduzierbar und verlässlich.

Die Untersuchungsergebnisse unterschreiten oder befinden sich in dem Toleranzbereich des Messfehlers von fünf bis zehn Prozent für volumetrische Qualitätsprüfungsverfahren, der von Ramaseshan und Heydarian (2003) im Rahmen ihrer Studie zur Qualitätssicherung in den Bereichen Radiochirurgie, Radiometrie und Radiotherapie aufgestellt wurde. Disler et al. (1994) gaben sogar an, dass Messmethoden von Volumina mit einem Messfehler von bis zu 10 % eine nutzbare klinische Aussage erlauben. In der von diesen Autoren durchgeführten Studie wurden volumetrische Messungen von Phantomkörpern auf CT- und MRT (Magnetresonanztomografie)- Aufnahmen durchgeführt. Dabei lag der Messfehler zwischen 1,7 und 8,3 %, bei einem mittleren Messfehler von 4,4 %. Übertragen auf die vorliegende Untersuchung bedeutet dies, dass der Messfehler der drei Untersuchungsabschnitte nicht klinisch relevant ist.

Die Ergebnisse bezüglich des Messfehlers bei CT-Aufnahmen wiesen in den meisten der genannten Studien eine etwas höhere Genauigkeit der Messungen auf, im Vergleich zu den Messergebnissen bei DVT-Aufnahmen. Das könnte damit zu erklären sein, dass die CT-Aufnahmen ein geringeres Rauschen, eine bessere Schärfentiefe und eine höhere Kontrastauflösung aufwiesen (Eggers et al. 2007).

4.5 Statistische Analyse

Die Messwerte zeigen in der statistischen Auswertung keine Signifikanz, wenn die Mittelwerte innerhalb unterschiedlicher Patientengruppen miteinander verglichen werden. Entsprechende Ergebnisse wurden auch in der Studie von Tai et al. (2000) ermittelt. Die Studie bestätigte die Werte der vorliegenden Untersuchung, dass bezüglich des inserierten Knochenvolumens in den axialen und koronalen Ebenen, der maximalen Knochenhöhe sowie transversalen und sagittalen Knochenbreite keine statistische Signifikanz zwischen den Werten von einseitigen und doppelseitigen Spalten bestand.

In der Studie von van der Meij et al. (2001) wurde ein Vergleich von linken und rechten Spalten bezüglich des inserierten Knochenvolumens durchgeführt. Auch hier lag keine statistische Signifikanz zwischen den Werten der rechten und linken Spaltbereiche vor.

In der vorliegenden Untersuchung werden die Ergebnisse des Spaltvolumens nach erfolgter Osteoplastik nochmals in zwei Gruppen eingeteilt. Hier fällt auf, dass das durchschnittliche Spaltvolumen im Vergleich größer ist, wenn die Osteoplastik länger zurückliegt ($0,861 \text{ cm}^3$), im Vergleich zu der Größe des anterioren Spaltbereichs von $0,625 \text{ cm}^3$ in den ersten vier Monaten nach Osteoplastik. Trotzdem weisen die Auswertungen des Mittelwertvergleichs mit dem Spaltvolumen von Patienten, bei denen noch keine sekundäre Osteoplastik erfolgte, keine statistische Signifikanz auf. Aufgrund der kleinen Fallzahl und der zu großen Streuung der Werte ergibt sich keine statistische Signifikanz.

Diese Werte deuten auf eine Resorption der bei der Osteoplastik inserierten Beckenkammspongiosa hin. Auch van der Meij et al. (2001) beschrieben eine Knochenresorption nach einem Jahr postoperativ von 30 % bei einseitigen und 55 % bei doppelseitigen Spalten. Zu dieser Erfolgskontrolle der chirurgischen Therapie wurde die dreidimensionale Darstellung des inserierten Knochenvolumens mit der CT-Technologie angewandt. Feichtinger et al. (2008) gaben eine durchschnittliche Knochenresorptionsrate von 51 % ein Jahr postoperativ an. Weiterhin beschrieben Feichtinger und Mitautoren (2008), dass die anterioren Spaltbereiche, bei denen spaltbenachbarte Zähne nicht angelegt waren, eine Knochenresorption von 95 % nach einem Jahr nach der

Osteoplastik aufwiesen. Schultze-Mosgau et al. (2003), Feichtinger et al. (2008) und Takahashi et al. (2008) führten aus, dass das inserierte Knochenmaterial vor Resorption geschützt wird, indem man es physiologisch belastet.

4.6 Klinischer Bezug

Durch die von Marx und Saunders (1986) beschriebene Korrelation von Knochendefekt und Knochenbedarf kann die Entnahme- und Insertionsmenge der aufbereiteten Knochenspongiosa bestimmt werden.

Die Kasuistik von Bradrick et al. (1990) beschrieb die Nutzung der präoperativen dreidimensionalen CT-Aufnahme eines Patienten mit LKGS-Spalte zur Bestimmung des benötigten Knochenvolumens. Die Größe des alveolären Defektes betrug $1,3 \text{ cm}^3$. Die Autoren zogen die Schlussfolgerung, dass durch die Volumenbestimmung die Größe des Knochendefekts und damit der Knochenbedarf ermittelt werden kann. Dadurch konnte bei der Beckenkammosteoplastik die notwendige Menge an Spongiosa entnommen, verdichtet und in den anterioren Spaltbereich eingebracht werden. Eine Wiederholung der Osteoplastik, ein zusätzlicher Eingriff, konnte vermieden werden und stellt somit eine Verbesserung des Qualitätsmanagements dar.

Auch Mischkowski (2007) unterstrich die Vorteile, die die Volumenermittlung eines Defektes in der präoperativen Planung aufweist. Er beschrieb die Segmentierung und Volumenberechnung einer zystischen Läsion auf einer DVT-Aufnahme. Dadurch konnten der Bedarf und Ausmaß des transplantierten Knochenmaterials nach Zystektomie ermittelt werden.

Die vorliegende Studie belegt sehr deutlich, dass mit Hilfe von DVT-Aufnahmen im Gegensatz zu zweidimensionalen bildgebenden Verfahren nicht nur die Ausdehnung der anterioren Spaltregion in orovestibulärer Richtung überlappungsfrei dargestellt werden kann, sondern auch das Spaltvolumen präzise ermittelt werden kann. Es ist möglich, die Konfiguration jeder Spalte dreidimensional zu visualisieren und aus jedem gewünschten Blickwinkel zu analysieren.

Für den Mund-Kiefer-Gesichts-Chirurgen, der die sekundäre Osteoplastik durchführt, ist es von Vorteil, ein präzises Bild des Defekts vorliegen zu haben und vor dem Eingriff zu wissen, wie sich der anteriore Spaltbereich dreidimensional darstellt. Dies unterstreicht Jacotti (2006) damit, dass die präoperative dreidimensionale Spaltdarstellung zu einer exakteren Planung und Durchführung der Knocheninsertion, zur Verkürzung des invasiven Eingriffes und damit zur Qualitätssicherung führen kann. Indem geht die vorliegende Arbeit mit den Aussagen von Feichtiger et al. (2007) konform, dass durch die differenzierte 3D-Betrachtung der isolierten Spaltdefekte bzw. des inserierten Knochenmaterials eine exakte Beschreibung und Evaluation der Knochenresorption ermöglicht werden kann.

Die Studiengruppe um Schultze-Mosgau (2003) analysierte die Knochenresorption nach der sekundären Osteoplastik vor und nach Durchbruch des Eckzahns in der anterioren Spaltregion im Zusammenhang mit kieferorthopädischem oder prothetischem Lückenschluss. Dabei wurde in der einen Studiengruppe der Eckzahn kieferorthopädisch in das inserierte Knochenmaterial bewegt. In der zweiten Studiengruppe wurde die Lücke kieferorthopädisch geöffnet, um eine prothetische Versorgung zu ermöglichen. Es zeigte sich eine signifikant geringere Knochenresorptionsrate bei den Patienten, bei denen der kieferorthopädische Lückenschluss durchgeführt werden konnte, im Vergleich zu den Patienten, bei denen nach Osteoplastik die Lücke für eine prothetische Versorgung geöffnet wurde. Diese Studie unterstützt die vorliegende Untersuchung in der Beziehung, dass sich bei den Patienten, bei denen die Osteoplastik durchgeführt und keine direkte physiologische Nutzung des Knochens erfolgte, ein erheblich größerer Defekt im anterioren Spaltbereich entwickelte.

Auch Takahashi et al. (1997) beschrieben in ihrer klinischen Untersuchung von Patienten mit einseitigen LK- oder LKGS-Fehlbildungen, bei denen zu einem mehrere Jahre zurückliegenden Zeitpunkt die sekundäre Osteoplastik mit anschließender kieferorthopädischer Lückenöffnung für eine implantologisch/prothetische Versorgung durchgeführt wurde, dass bei einigen dieser Patienten eine insuffiziente Knochenbrücke vorlag. Es musste vor Implantation eine weitere (tertiäre) Osteoplastik erfolgen.

Es wird deutlich, dass die Frage des optimalen Zeitpunkts der sekundären Osteoplastik und zusätzlich des Intervalls zwischen Osteoplastik und physiologischer Nutzung des inserierten Knochens (durch kieferorthopädische Einordnung von spaltbenachbarten Zähnen sowie auch durch implantologische/prothetische Versorgung) noch nicht abschließend geklärt ist und in weiterführenden Studien beantwortet werden muss.

Exemplarisch für die dreidimensionale Beurteilung von verlagerten Zähnen möchte ich folgende DVT-Aufnahme eines neunjährigen Patienten mit einer linksseitigen LKGS-Spalte vorstellen. Die Aufnahme wurde erstellt, um die Anlage des Zahnes 22 abzuklären. Das Ergebnis besagt eindeutig, dass der Zahn 22 angelegt und horizontal verlagert ist. Es liegt eine Wurzeldilazeration mit einer nach vestibulär und mesial abgelenkten Wurzel vor (Abb. 4.1).



Abbildung 4.1: Axiale Ebene mit verlagertem Zahn 22 im Spaltbereich

Bei dem nächsten Patienten wurde eine DVT-Aufnahme vor und nach sekundärer Osteoplastik erstellt. Die Nichtanlage des Zahnes 12, das Mineralisationsstadium der verlagerten Zahnanlage 13 sowie das ermittelte Volumen des Knochendefizits waren die Indikationen für die Durchführung der sekundären Osteoplastik. Die postoperativ angefertigte DVT-Aufnahme zeigt die Knochenbrücke im crestalen Alveolarfortsatzbereich. Mit Hilfe der Segmentierung und Volumenberechnung des knöchernen Defizits erkennt

man, dass im Bereich des Nasenbodens jedoch weiterhin kein Knochen vorhanden ist (Abb. 4.2).

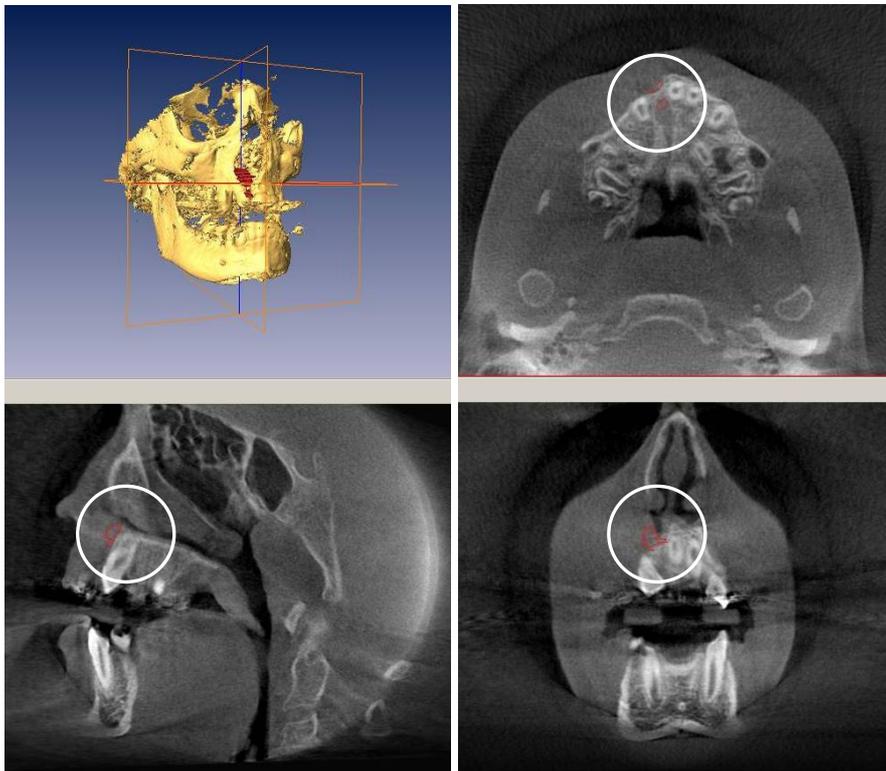


Abbildung 4.2: oben links: 3D-Präsentation (Isosurface)
 oben rechts: koronale Ebene
 unten links: sagittale Ebene
 unten rechts: axiale Ebene
 (segmentierte Spaltregion jeweils rot markiert)

Nach der Knocheninsertion war es durch eine geänderte biomechanische Technik möglich, die Wurzeln der spaltbenachbarten Zähne aufzurichten und damit den inserierten Knochen physiologisch zu nutzen und einer Knochenresorption entgegenzuwirken.

Bei dem folgenden Patient mit einer doppelseitigen LK-Spalte war die Durchführung der Osteoplastik, die Extraktion der Zähne 12, 22 und der kieferorthopädische Lückenschluss geplant. Nach Analyse der DVT-Aufnahme wurde die Therapieplanung und -umsetzung dahingehend geändert, dass

aufgrund der vorhandenen Knochenbrücken keine Osteoplastik notwendig war und die Zähne 12, 13 und 22, 23 eingeordnet werden konnten (Abb. 4.3).

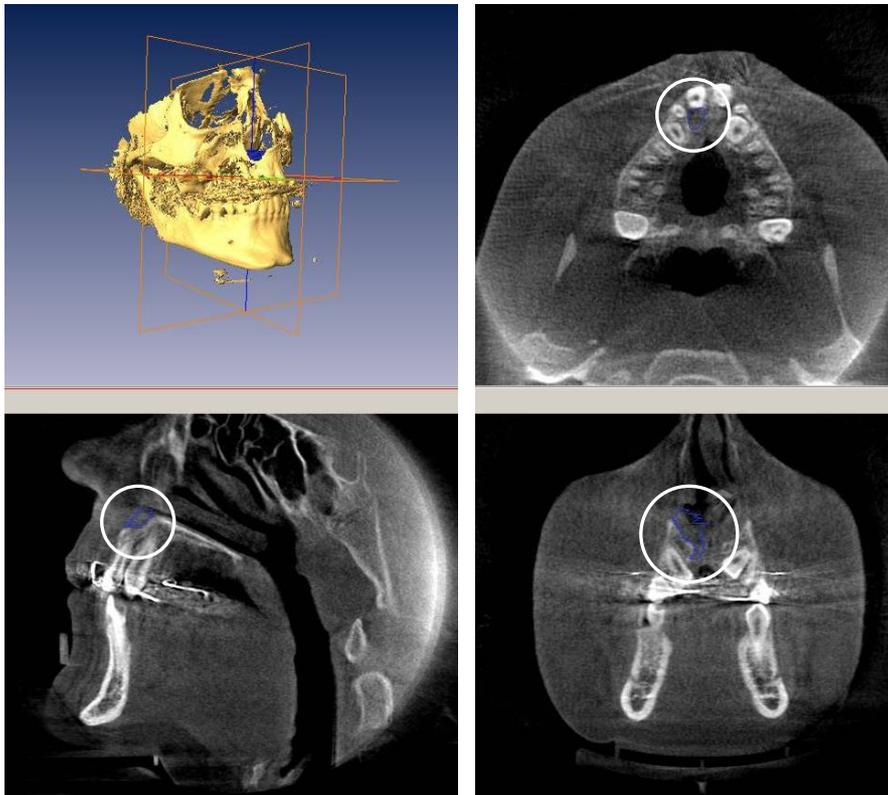


Abbildung 4.3: oben links: 3D-Präsentation (Isosurface)
 oben rechts: koronale Ebene
 unten links: sagittale Ebene
 unten rechts: axiale Ebene
(segmentierte Spaltregion jeweils blau markiert)

5 Zusammenfassung

Ein Mittel zur quantitativen und qualitativen Analyse von LKGS-Spalten zur effektiven Behandlungsplanung stellt neben der Erstellung des klinischen und des Modellbefunds die röntgenologische Diagnostik dar. Sie liefert unter anderem Informationen über das Ausmaß des knöchernen Defizits im Bereich der anterioren Spaltregion sowie Anlage, Morphologie und Lokalisation der spaltbenachbarten Zähne. Diese Angaben sind von besonderem klinischen Interesse mit resultierenden Konsequenzen für die kieferorthopädische/kieferchirurgische Behandlung. Die konventionelle zweidimensionale Röntgendiagnostik des Spaltbereichs im Alveolarfortsatz weist limitierende Faktoren auf, wie z. B. Verzerrungen, Überlagerungen und Vergrößerungen. Deshalb werden zur ausreichenden Beschreibung Aufnahmen in mindestens zwei Ebenen benötigt. Ebenso ist die präzise Ermittlung des knöchernen Defizits bzw. die Erfolgskontrolle nach sekundärer Osteoplastik nicht durchführbar. Eine überlappungsfreie Darstellung der anterioren Spaltregion ermöglicht die CT-Aufnahme, die aber aufgrund der wesentlich höheren Strahlendosis in der Routinediagnostik von Patienten mit LKGS-Spalten nur eine untergeordnete Rolle spielt.

Die Technik der digitalen Volumentomografie wird seit 1998 in der gesamten Zahnmedizin für zahlreiche Indikationen genutzt. Die vorliegende Untersuchung präsentiert eine Analyse der dreidimensionalen Darstellung des Alveolarfortsatzdefektes mittels DVT-Technologie. Der im Rahmen der Studie verwendete DVT-Prototyp Galileos® (Sirona Dental Systems, Bensheim, Deutschland) besteht aus einer Röntgenquelle und einem zweidimensionalen Strahlendetektor. Diese sind einander gegenüber positioniert und rotieren bei der Erstellung der Aufnahme um den Kopf des Patienten. Die effektive Strahlendosis beläuft sich auf 30 μSv bei einem Scan. Die effektive Strahlendosis liegt zwischen der einer digitalen OPG-Aufnahme und der einer vergleichbaren CT-Untersuchung. Das rekonstruierte kugelförmige Volumen hat einen Durchmesser von 15 cm.

Bei 33 Patienten mit einseitigen oder doppelseitigen LK(GS)-Spalten wurden zur Planung der kieferorthopädischen/kieferchirurgischen Behandlung DVT-Aufnahmen angefertigt. Es lagen 41 auswertbare Spaltbereiche vor. Die Evaluation der anterioren Spaltregionen vom Alveolarfortsatz bis zum Nasenboden erfolgte mittels der 3D-Visualisierungssoftware Galaxis® (SiCat, Bonn). Für die Segmentierung und Volumenberechnung des Knochendefizits wurden die Datensätze in die 3D-Software Amira® (Mercury Computer Systems, Chelmsford, USA) importiert. In jeder axialen Schicht (Schichtdicke 0,3mm) innerhalb der anterioren Spaltregion wurden durch mehrere Befunder die Spaltränder identifiziert, der Defekt markiert und das Volumen durch Summation der einzelnen Schichten visualisiert und berechnet. Mit der Durchführung von drei Untersuchungsteilen wurde die Messmethode validiert und die Messgenauigkeit der volumetrischen Messungen bestimmt. Der mittlere prozentuale Messfehler lag zwischen 1,48 % und 5,68 % und hat keine klinische Relevanz.

Die Ergebnisse der vorliegenden Pilotuntersuchung zeigen, dass mit Hilfe der angewandten Messmethode das Volumen des Spaltbereichs reproduzierbar und verlässlich bestimmt werden kann. Der knöcherne Defekt im anterioren Spaltbereich lässt sich abgrenzen und dreidimensional darstellen. Nach Ermittlung des knöchernen Defizits kann aus kieferchirurgischer Sicht der Knochenbedarf besser eingeschätzt sowie die dreidimensionale Spaltkonfiguration genauer analysiert werden. Durch das vorgestellte Verfahren können kieferorthopädische/kieferchirurgische Behandlungsmaßnahmen effizienter geplant und durchgeführt werden. Weiterführende Studien können darlegen, ob sich diese Messmethode zur Erfolgskontrolle der chirurgischen Therapie bzw. genaueren Bestimmung des Zeitpunktes der Osteoplastik eignet.

6 Literaturverzeichnis

1. Arai Y, Tammissalo E, Iwai K, Hashimoto K, Shinoda K. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol.* 28, 245-248, 1999
2. Berkowitz S. Hrsg. Cleft lip and palate, Vol I. San Diego-London: Singular Publ. Group. 1996
3. Blake M, Soto J, Hayes R, Ferrucci J. Automated volumetry at CT colonography: a phantom study. *Acad Radiol.* 12, 608-613, 2005
4. Boyne PJ, Sands NR. Secondary bone grafting of residual alveolar and palatal clefts. *J Oral Surg.* 30, 87-92, 1972
5. Bradrick JP, Smith AS, Ohman JC, Indresano AT. Case Report: Estimation of maxillary alveolar cleft volume by three-dimensional CT. *Comput Assist Tomogr.* 14, 994-996, 1990
6. Braumann B. Untersuchungen zur postoperativen Effektivität eines Gaumensegelschlusses durch die intravelare Veloplastik im Vergleich zu konventionellen Methoden bei Patienten mit Lippen-Kiefer-Segel-Spalten. *Med Diss.* 1992
7. Broer N, Fuhrmann A, Bremert S, Schulze D, Kahl-Nieke B. Evaluation of transversal slice imaging in the diagnosis of tooth displacement with special consideration of the upper canines. *J Orofac Orthop.* 66, 94-109, 2005
8. Brugmans MH, Buijs WC, Geleijns J, Lembrechts J. Population exposure to diagnostic use of ionizing radiation in The Netherlands. *Health Phys.* 82, 500-509, 2002

9. Bundesministerium: für Umwelt, Naturschutz und Reaktorsicherheit (Hrsg.): Umweltradioaktivität und Strahlenbelastung im Jahr 1997. Parlamentsbericht. 1997
10. Danforth R, Clark D. Effective dose from radiation absorbed during a panoramic examination with a new generation machine. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 89, 236-243, 2000
11. Dewinter G, Quirynen M, Heidbüchel K, Verdonck A, Willems G, Carels C. Dental abnormalities, bone graft quality and periodontal conditions in patients with unilateral cleft lip and palate at different phases of orthodontic treatment. Cleft Palate Craniofac J. 40, 343-350, 2003
12. Disler DG, Marr DS, Rosenthal DI. Accuracy of volume measurements of computed tomography and magnetic resonance imaging phantoms by three-dimensional reconstruction and preliminary clinical application. Invest Radiol. 29, 739-745, 1994
13. Dreyer TM, Trier WC. A comparison of palatoplasty techniques. Cleft Palate Craniofac J. 21, 251-253, 1984
14. Eerens K, Vlietinck R, Heidbüchel K, Van Olmen A, Derom C, Willems G, Carels C. Hypodontia and tooth formation in groups of children with cleft, siblings without cleft and nonrelated controls. Cleft Palate Craniofac J. 38, 374-378, 2001
15. Eggers G, Welzel T, Mukhamadiev D, Wörtche R, Hassfeld S, Mühling J. X-ray-based volumetric imaging of foreign bodies: A comparison of computed tomography and digital volume tomography. J Oral Maxillofac Surg. 65, 1880-1885, 2007
16. Ehrenfeld M, Schwenger N, Bacher M. Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten und Gesichtsspalten (195-233) aus: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde:

Lehrbuch zur Aus- und Weiterbildung Bd. 2 Spezielle Chirurgie, Hrsg. Schwenger N., Ehrenfeld M., Stuttgart; New York: Thieme, 2002

17. Feichtinger M, Mossböck R, Kärcher H. Assessment of bone resorption after secondary alveolar bone grafting using three-dimensional computed tomography: a three-year study. *Cleft Palate Craniofac J.* 44, 142-148, 2007
18. Feichtinger M, Zemmann W, Mossböck R, Kärcher H. Three-dimensional evaluation of secondary alveolar bone grafting using a 3D-navigation system based on computed tomography: a two-year follow-up. *Br J Oral Maxillofac Surg.* in press, 2008
19. Feldkamp LA, Dabis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J Opt Soc Am A.* 1, 1558-1564, 1984
20. Fersch F. Deskriptive Statistik, Physica-Verlag, Würzburg. 1985
21. Fleiss JL, Chilton NW. The measurement of interexaminer agreement on periodontal disease. *Periodont Res.* 18, 601-606, 1983
22. Franetzki M, Mougouli N, Zkegler CM. An extra-oral tomosynthetic device with circular scanning. *Cars.* 853, 2000
23. Frederiksen N, Benson B, Sokolowski T. Effective dose and risk assessment from computed tomography of the maxillofacial complex. *Dentomaxillofac Radiol.* 24, 55-58, 1995
24. Fuhrmann A, Schulze D, Rother U, Vesper M. Digital transversal slice imaging in dental-maxillofacial radiology: from pantomography to digital volume tomography. *Int J Comput Dent.* 6, 129-140, 2003
25. Gomez-Toman G, Lukas D, Beniashvili R, Schulte W. A readependent enlargement ratios of panoramic tomography on orthograde patient

- positioning and its significance for implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 14, 248-257, 1999
26. Goo J, Tongdee T, Tongdee R, Yeo K, Hildebolt C, Bae K. Volumetric measurement of synthetic lung nodules with multi-detector row CT: effect of various image reconstruction parameters and segmentation thresholds on measurement accuracy. *Radiology.* 235, 850-856, 2005
 27. Grabowski R. Wachstum und Entwicklung des Gesichtsschädels unter den Bedingungen einer Spaltbildung aus kieferorthopädischer Sicht. Aus: Andrä A, Neumann H J (Hrsg.). Lippen-, Kiefer-, Gaumenspalten. Einhorn-Press Verlag, Berlin, 1996
 28. Grimm G. Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten, Spezielle Chirurgie Bd. 2, Hrsg.: Schwenger N, Grimm G. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde, Thieme Stuttgart-New York. 341-381, 1990
 29. Guerrero ME, Jacobs R, Loubele M, Schutyser F, Suetens P, van Steenberghe D. State-of-the-art on cone beam CT imaging for preoperative planning of implant placement. *Clin Oral Invest.* 10, 1-7, 2006
 30. Haapanen ML, Rantala AE. Comparison of quality of speech after Veau-Wardill-Kilner pushback operation and the Cronin modification in the primary treatment of cleft palate. *Scand J Plast Reconstr Hand Surg.* 27, 113-118, 1993
 31. Hagberg C, Larson O, Milerad J. Incidence of cleft lip and palate and risks of additional malformations. *Cleft Palate-Craniofacial J.* 35, 40-45, 1997
 32. Hagtvedt T, Aalokken TM, Notthellen J, Kolvenstvedt A. A ne low-dose CT examination compared with standard-dose CT in the diagnosis of acute sinusitis. *Eur Radiol.* 5, 976-980, 2003

33. Hamada Y, Kondoh T, Noguchi K, Iino M, Isono H, Ishii H, Mishima A, Kobayashi K, Seto K. Application of limited cone beam computed tomography to clinical assessment of alveolar bone grafting: a preliminary report. *Cleft Palate-Craniofac J.* 42, 128-137, 2005
34. Hassfeld S, Streib S, Sahl H, Strahmann U, Fehrentz D, Zoller J. Low-dose computerized tomography of the jaw bone in pre-implantation diagnosis. Limits of dose reduction and accuracy of distance measurements. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2, 188-193, 1998
35. Hatcher DC, Aboudara CL. Diagnosis goes digital. *Americ J Orthod Dentofac Orthoped.* 125, 512-512, 2004
36. Hirschfelder U. Stellungnahme der DGKFO zur Radiologischen 3D-Diagnostik in der Kieferorthopädie (CT/DVT). *DGKFO.de.* 2008
37. Holtgrave EA, Rudzki-Janson I. Kieferorthopädische Therapie bei Lippen-Kiefer-Gaumenspalten. Aus: *Kieferorthopädie III. Spezifische kieferorthopädische Fragestellungen und interdisziplinäre Aufgaben.* Hrsg. Diedrich P. Urban & Fischer München, Jena. 2002
38. Honma K, Kobayashi T, Nakajima T, Hayasi T. Computed tomographic evaluation of bone formation after secondary bone grafting of alveolar cleft. *J Oral Maxillofac Surg.* 57, 1209-1213, 1999
39. Hounsfield GM. Computerized transvers axial scanning (tomography). Part 1: Description of system. *Br J Radiol.* 46, 1016-1022, 1973
40. Hotz M. Orofaziale Entwicklung unter erschwerten Bedingungen. *Fortschr Kieferorthop.* 44, 257-271, 1983
41. Hümmeke S, Voßhans J, Esser E. Diagnostische Möglichkeiten der digitalen Volumentomographie (DVT). *Die Quintessenz.* 54, 1105-1112, 2003

42. Huang J, Bumann A, Mah JK. The cutting edge: Three-dimensional radiographic analysis in orthodontics. *J Clin Orthod.* 7, 421-428, 2005
43. Hunt RJ. Percent agreement, pearson`s correlation, and kappa as measures of inter-examiner reliability. *J Dent Res* 65. 2, 128-130, 1986
44. Hsueh Y. The Hawthorne experiments and the introduction of Jean Piaget in American industrial psychology, 1929-1932. *Hist Psychol.* 5, 163-89, 2002
45. Jacobs R, van Steenberghe D. radiographic planning and assessment of endosseous oral implants. Berlin: Springer. 1998
46. Jacobs K. Der Digitale Volumentomograph (DVT) - eine neue Geräteklasse für zahnärztliches Röntgen. *DFZ.* 2, 42-49, 2000
47. Jacotti M. Simplified onlay grafting with a 3-dimensional block technique: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Impl.* 21, 635-639, 2006
48. Kaeppler G, Axman-Krcmar D, Reuter I, Meyle J, Gomez-Roman G. A clinical evaluation of some facts affecting image quality in panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 29, 81-84, 2000
49. Källén K. Maternal smoking and orofacial clefts. *Cleft Palate Craniofac J.* 34, 11-16, 1997
50. Kalender WA. Computertomografie 2000. München: Publicis MCD Verlag, 2000
51. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric, CT with single breathhold technique, continuous transport and continuous scanner rotation. *Radiology.* 176, 181-183, 1990

52. Krüger E. Fehlbildungen und Formveränderungen im Kiefer-Gesichts-Bereich, Chirurg. Zahn-, Mund-, Kieferheilkunde Bd. 2, Quintessenz . 215-217, 1988
53. Kobayashi K, Shimoda S, Nakagawa Y, Yamamoto A. Accuracy in measurement of distance using limited cone-beam computerized tomography. Int J Oral Maxillofac Implants. 19, 228-231, 2004
54. Koch J, Koch H. Behinderung durch Gesichts- und Gaumenspalten (MdE), Zahnärztliche Praxis. 11, 414-419, 1986
55. Koch J. Die Bedeutung und Durchführung der primären Knochentransplantation bei der Schaffung normaler anatomischer und funktioneller Voraussetzungen für die Rehabilitation der LKGS-Spalträger. Med Habil, Leipzig. 1969
56. Koch J. Erstbehandlung der Lippen-, Kiefer-, Gaumen- und Segelspalträger - Physiologisches Konzept. Ethicon Op Forum. 119, 5-32, 1984
57. Koch H, Grzonka MA, Koch J. Primäre Behandlung der Segel-, Gaumen- und Vomerfehlbildung als Voraussetzung für eine normale Sprachentwicklung. Fortschr Kieferorthop. 55, 152-156, 1994
58. Koch J, Schiel H, Koch H. Neue Gesichtspunkte zu kausalen Therapie der Hör- und Sprachentwicklungsstörungen durch Gaumenspalten, Monatsschr Kinderheilk. 135, 170-171, 1987
59. Lascalea C, Panella J, Marques M. Analysis of the accuracy of linear measurements obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). Dentomaxillofac Radiol. 33, 291-294, 2004
60. Lange S, Bender R. Was ist ein Signifikanztest? Dtsch Med Wschr. 2, 42-44, 2001

61. LaRossa D. The state of the art in cleft palate surgery, *Cleft Palate Craniofac J.* 37, 225-228, 2000
62. Laubenberger T, Laubenberger J. *Technik der medizinischen Radiologie.* 7, 345-348, 1999
63. Lecomber A, Downes S, Mokhtari M, Faulkner K. Optimisation of patient doses in programmable dental panoramic radiography. *Dentomaxillofac Radiol.* 29, 107-112, 2000
64. Lecomber A, Yoneyama Y, Lovelock D, Hosoi T, Adams A. Comparison of patient dose from imaging protocols for dental implant planning using conventional radiography and computed tomography. *Dentomaxillofac Radiol.* 30, 255-259, 2001
65. Lee C, Crepeau RJ, Williams HB, Schwartz S. Alveolar cleft bone grafts: results and imprecisions of the dental radiograph. *Plast Reconstr Surg.* 96, 1534-1538, 1995
66. Liliija J, Kalaaji A, Friede H, Elander A. Combined bone grafting and delayed closure of the hard palate in patients with unilateral cleft lip and palate: facilitation of lateral incisor eruption and evaluation of indicators for timing of the procedure. *Cleft Palate-Craniofac J.* 37, 98-105, 2000
67. Ludlow J., Davies-Ludlow L., Brooks S. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. *Dentomaxillofac Radiol.* 32, 229-234, 2003
68. Mah JK, Danforth RA, Bumann A, Hatcher D. Radiation absorbed in maxillofacial imaging with a new dental computed tomography device. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 4, 508-513, 2003

69. Marmulla R, Wörtche R, Mühling J, Hassfeld S. Geometric accuracy of the NewTom 9000 Cone Beam CT. *Dentomaxillofac Radiol.* 34, 28-31, 2005
70. Marx RE, Saunders TR. Reconstruction and rehabilitation of cancer patients. In: Fonseca RJ, Davis WH, eds. *Reconstructive preprosthetic and maxillofacial surgery.* Philadelphia: WB Saunders. 384, 1986
71. Mischkowski RA. Experimental and clinical evaluation of a newly developed digital volume tomography device for application in oral and maxillofacial surgery. *Habilitationsschrift.* 2007
72. Möbes O, Becker J, Pawelzik J, Jacobs K. Anwendungsmöglichkeiten der digitalen Volumentomographie in der implantologischen Diagnostik. *Z Zahnärztl Implantol.* 15, 229-233, 1999
73. Möbes O, Becker J, Schnelle C, Ewen K, Kemper J, Cohnen M. Strahlenexposition bei der digitalen Volumentomographie, Panoramaschichtaufnahme und Computertomographie. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 336-339, 2000
74. Moore KL, Persaud TVN. Kiemenapparat und branchiogene Organe, In: *Embryologie Lehrbuch und Atlas der Entwicklungsgeschichte des Menschen.* Stuttgart; New York: Schattauer. 215-261, 1996
75. Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Martini P, Andreis I. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol.* 8, 1558-1564, 1998
76. Mulliken B. Repair of bilateral complete cleft lip and nasal deformity - state of the art. *Cleft Palate Craniofac J.* 37, 342-347, 2000
77. Murray JC, Daack-Hirsch S, Buetow KH, Munger R, Espina L, Paglinawan N, Villanueva E, Rary J, Magee K, Magee W. Clinical and epidemiologic

- studies of cleft lip and palate in the Philippines. *Cleft Palate Craniofac J.* 34, 7-10, 1997
78. Opitz C. Kieferorthopädische Behandlung von Patienten mit Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten. Quintessenz. 2002
 79. Ozawa T, Omura S, Fukuyama E, Matsui Y, Torikai K, Fujita K. Factors influencing secondary alveolar bone grafting in cleft lip and palate patients: prospective analysis using ct image analyzer. *Cleft Palate Craniofac J.* 44, 286-291, 2007
 80. Quintero JC, Trosien A, Hatcher D, Kapila S. Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments. *Angle Orthodontist.* 69, 491-506, 1999
 81. Ramaseshan R, Heydarian M. Comprehensive quality assurance for stereotactic radiosurgery treatments. *Phys Med Bio.* 48, N199-N205, 2003
 82. Robertson NRE. Oral orthopaedics and orthodontics for cleft lip and palate. Pitman London. 1984
 83. Rosenstein S, Long R, Dado D, Vinson B, Alder M. Comparison of 2-D calculations from periapical and occlusal radiographs versus 3-D calculations from cat scans in determining bone support for cleft-adjacent teeth following early alveolar bone grafts. *Cleft Palate Craniofac J.* 34, 199-205, 1996
 84. Rosenthal W. Zur Frage der Gaumenplastik, *Zentralblatt für Chirurgie.* 3, 1621-1627, 1924
 85. Sadler TW. Spezielle Embryologie: Kopf und Hals In: *Medizinische Embryologie*, Thieme Stuttgart-New York. 322-254, 1998

86. Schendel SA. Unilateral cleft lip repair - state of the art. Cleft Palate Craniofac J. 37, 335-341, 2000
87. Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K. (Hrsg.). Kopf und Hals (385-484) In: Anatomie: Zytologie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen, Berlin Springer-Verlag. 1997
88. Schiel H. Untersuchungen zur frühzeitigen Mittelohrbehandlung kombiniert mit der Segelplastik nach Roux-Koch-Kriens bei Segel-Gaumen- und Lippen-Kiefer-Gaumen-Segel-Spaltträgern. Med Diss. 1993
89. Schulze D, Heiland M, Thurmann H, Adam G. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16 slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. Dentomaxillofac Radiol. 33, 83-86, 2004
90. Schulze-Mosgau S, Nkenke E, Schlegel AK, Hirschfelder U, Wiltfang J. Analysis of bone resorption after secondary alveolar cleft bone grafts before and after canine eruption in connection with orthodontic gap closure or prosthodontic treatment. J Oral Maxillofac Surg. 61, 1245-1248, 2003
91. Schumacher GH. Gesichtsentwicklung In: Anatomie für Zahnmediziner Lehrbuch und Atlas, Hüthig Verlag Heidelberg. 120-127, 1997
92. Seskin MZ, Stark RB. The incidence of congenital defects. Plast Reconstr Surg. 27, 261-267, 1961
93. Seyfer AE, Simon CD. Long-term results following the repair of palatal clefts: a comparison of three different techniques. Plast Reconstr Surg. 83, 785-790, 1989

94. Silva da Filho OG, Teles SG, Ozawa TO, Filho LC. Secondary bone graft and eruption of the permanent canine in patients with alveolar clefts: Literatur review and case report. *Angle Orthodontist*. 70, 174-178, 2000
95. Sollich A. Zur Aplasie bleibender Zähne unter Berücksichtigung ihrer Mikrosymptome. *Med Diss*. 1974
96. Sourbelle K. Performance evaluation of exact and approximate cone-beam algorithms in spiral computed tomography. *Med Diss*. 2002
97. Spitzer WJ, Bringer T. Röntgendiagnostik in der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie. *Radiologie*. 4, 270-277, 2000
98. Tai CCE, Sutherland IS, McFadden L. Prospective analysis of secondary alveolar bone grafting using computed tomography. *J Oral Maxillofac Surg*. 58, 1241-1249, 2000
99. Takahashi T, Fukuda M, Yamaguchi T, Kochi S. Use of endosseous implants for dental reconstruction of patients with grafted alveolar clefts. *J Oral Maxillofac Surg*. 55, 576-583, 1997
100. Takahashi T, Inai T, Kochi S, Fukuda M, Yamaguchi T, Matsui K, Echigo S, Watanabe M. Long-term follow-up of dental implants placed in grafted alveolar cleft: evaluation of alveolar bone height. *Oral Surg Oral Med Oral Path Oral Radiol Endod*. 105, 297-302, 2008
101. Tennison CW. The repair of the unilateral cleft lip by the stencil method. *Plast Reconstr Surg*. 9, 115-120, 1952
102. Van der Meij A, Baart J, Prah-Andersen B, Valk J, Kostense P, Tuinzing D. Computed tomography in evaluation of early secondary bone grafting. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 23, 132-136, 1994

103. Van der Meij A, Baart J, Prah-Andersen B, Valk J, Kostense P, Tuinzing D. Bone volume after secondary bone grafting in unilateral and bilateral clefts determined by computed tomography scans. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 92, 136-141, 2001
104. Veau V. *Division palatine.* Masson Cie. 1931
105. Verordnung über den Schutz vor Schäden durch Röntgenstrahlen (Röntgenverordnung-RöV), 2002
106. Waitzman A, Posnick J, Armstrong D, Pron G. Craniofacial skeletal measurements based on computed tomography: part 1. Accuracy and reproducibility. *Cleft Palate Craniofac J.* 29, 112-117, 1992
107. Witsenburg B. The reconstruction of anterior residual bone defects in patients with cleft lip, alveolus and palate. A review. *J Maxillofac Surg.* 13, 197-208, 1985
108. Wörtche R, Hassfeld S, Lux CJ, Müssig E, Hensley FW, Krempien R, Hofele C. Clinical application of cone beam digital volume tomography in children with cleft lip and palate. *Dentomaxillofac Radiology.* 35, 88-94, 2006
109. Wyszynski DF, Duffy DL, Beaty TH. Maternal cigarette smoking and oral clefts: a meta-analysis. *Cleft Palate Craniofac J.* 34, 206-210, 1997
110. Ziegler CM, Wörtche R, Brief J, Hassfeld S. Clinical indications for digital volume tomography in oral and maxillofacial surgery. *Dentomaxillofac Radiol.* 31, 126-130, 2002
111. Zöller JE (Hrsg.). *Digitale Volumentomografie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde.* Quintessenz, 2008

7 Erklärung zur Vorabveröffentlichung

Kurzvortrag auf der Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie vom 20.-24. Juni 2007 in Berlin.

Genehmigung der Vorabveröffentlichung von Teilergebnissen aus der Dissertationsschrift von Prof. Dr. Klosterkötter (Dekan) am 15.06.2007 unter dem Titel:

Saffar M; Wehnert I; Scheer M; Mischkowski R; Braumann B.

Quantitative Analyse der anterioren Spaltregion mittels 3D-Cone-Beam Technologie.

8 Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: **Isabell Wend geb. Wehnert**
Geburtsdatum: **27.02.1977**
Geburtsort: **Frankfurt/Main**
Staatsangehörigkeit: **deutsch**
Eltern: **Hildegard Wehnert, geb. Richard, Bankkauffrau**
Wolfgang Wehnert, Kaufmann

Schulbildung:

1983 – 1987: **Grundschule Rosbach**
1987 – 1996: **St. Lioba-Gymnasium in Bad Nauheim**

Hochschulausbildung:

1996 – 2001: **Studium der Zahnmedizin an der**
Justus-Liebig-Universität Gießen

Prüfungen:

05.12.2001 **Zahnärztliche Prüfung in Gießen**
04.12.2007 **Prüfung zur Fachzahnärztin für Kieferorthopädie**
in Aachen

Beschäftigung:

2003 - 2004 **Assistenz Zahnärztin in der Zahnarztpraxis**
Sabine Müller, Niedernhausen

2004 - 2005	Weiterbildungsassistentin für Kieferorthopädie in der kieferorthopädischen Praxis Dr. Sigrid Seeger-Walter, Gießen
2005 - 2006	Weiterbildungsassistentin für Kieferorthopädie in der kieferorthopädischen Praxis Dr. Birgid Faber, Herborn
Seit 08/2006	wissenschaftliche Mitarbeiterin in der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Universität zu Köln, Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. Bert Braumann