

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktorin: Prof. Dr. Ingrid Rudzki-Janson

Computergestützte Überlagerung digitaler Fernröntgenseitenbilder

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

vorgelegt von
Thomas Helmut Sagner
aus München

2003

Mit Genehmigung der Medizinische Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Ingrid Rudzki-Janson

Mitberichterstatter: Prof. Dr. H. Brückmann
Priv. Doz. Dr. M. Dugas
Prof. Dr. L. Kremers

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 25.11.2003

Meinen Eltern und meiner Ehefrau in Dankbarkeit
sowie Konrad Gartenschläger sen. in memoriam

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	4
2.1 Grundlagen des Knochenwachstums.....	4
2.2 Postnatale Schädelentwicklung.....	6
2.3 Grundlagen zur Anatomie des Schädels.....	8
2.4 Historie der Überlagerung von Fernröntgenseitenbildern.....	9
2.4.1 Überlagerungstechnik nach Broadbent.....	10
2.4.2 Überlagerungstechnik nach Mc Dowell.....	12
2.4.3 Überlagerungstechnik nach Brodie.....	13
2.4.4 Überlagerungstechnik nach Bergersen.....	13
2.4.5 Überlagerungstechnik nach Björk.....	14
2.5 Vergleichende Untersuchungen zu Überlagerungsmethoden.....	18
3. Fragestellung	21
4. Material	23
4.1. Auswertungsprogramm.....	24
4.1.1 Oberfläche zur Programmierung neuer Analysen unter DiagnoseFix©...	24
4.1.2 Digitalisierung von Röntgenbildern unter DiagnoseFix©.....	26
4.2 Material der Pilotstudie.....	27
4.3 Material der Hauptuntersuchung.....	28
5. Methode	29
5.1 Mathematische Grundlagen zur Röntgenbildüberlagerung.....	29
5.2 Pilotstudie.....	30
5.2.1 Evaluation repräsentativer Markerpunkte.....	30
5.2.2 Evaluation eines Fixpunktes.....	34
5.3 Umsetzung der Ergebnisse der Pilotstudie in der Hauptuntersuchung....	35
5.4 Programmierung der Analyse „Superimpose cranial base“	36
5.5 Hauptuntersuchung.....	37
5.5.1 Vermessung und Überlagerung der digitalen Röntgenbilder.....	37
5.5.2 Manuelle Überlagerung der analogen Röntgenbilder und Vermessung...	39
5.5.2.1 Vorbereitung der Röntgenbilder.....	39
5.5.2.2 Manuelle Überlagerung der Fernröntgenseitenbilder.....	40

5.5.2.3	Vermessung der manuellen Überlagerung.....	42
5.5.3	Datenexport.....	42
5.6	Statistische Verfahren.....	42
5.6.1	Streuung der verwendeten Landmarken.....	43
5.6.2	Vergleich der analogen und digitalen Scherungswinkel N_A -S- N_B	43
6.	Ergebnisse	46
6.1	Streuungsverhalten der verwendeten Landmarken.....	46
6.1.1	Beurteilung des Eingabepunktes Sella.....	46
6.1.2	Beurteilung des Eingabepunktes Nasion.....	47
6.1.3	Beurteilung des Eingabepunktes Corpus Os sphenoidale.....	48
6.1.4	Beurteilung des Eingabepunktes Cranial base sphenoidale.....	48
6.1.5	Beurteilung des Eingabepunktes Cranial base zygomaticus.....	49
6.2	Vergleich der analogen und digitalen Scherungswinkel N_A -S- N_B	50
6.2.1	Deskriptive Statistik manuell und digital erzeugter Scherungswinkel.....	50
6.2.2	Reliabilität der Scherungswinkel.....	51
6.2.3	Deskriptive Statistik der Differenz der Winkelpaare.....	51
6.2.4	Normalverteilung und Signifikanz der Differenz der Winkelpaare.....	52
6.2.5	Vorzeichendifferenzierte Betrachtung des Winkels N_A -S- N_B	54
7.	Diskussion	58
7.1	Prüfung der Reproduzierbarkeit der neuen Landmarken.....	59
7.2	Vergleich der analogen und digitalen Scherungswinkel N_A -S- N_B	61
7.2.1	Streuungsverhalten der Winkel.....	61
7.2.2	Differenzverhalten der Winkel.....	61
7.3	Vergleich zu Untersuchungen in der Fachliteratur.....	63
7.4	Exemplarische Anwendung der vorgestellten Technik.....	64
8.	Schlussfolgerung	67
9.	Zusammenfassung	68
10.	Literaturverzeichnis	70
11.	Anhang	75
12.	Danksagung	79
13.	Lebenslauf	80

1. Einleitung

DAUSCH-NEUMANN [32] definiert Kieferorthopädie als die Lehre vom Erkennen, Beurteilen und Behandeln von Gebiss- und Kieferanomalien, die sich aus Stellungsfehlern der Zähne, Kieferdeformationen sowie falscher Bisslage zusammensetzen. Den Tenor dieser Aussage, das Erkennen, Verhüten und Behandeln von Dysgnathien findet man bei den meisten Autoren, auch international, wenn sie die Aufgaben der Kieferorthopädie umreißen. Für die Diagnostik und davon abgeleitet die Behandlungsplanung von isolierten Zahnfehlstellungen genügen oft Situationsmodelle des Patienten. Zur Beurteilung der Bisslage, welche präziser mit dem Begriff Basenrelation wiedergegeben wird, also der sagittalen, vertikalen und transversalen Positionsrelation von Maxilla und Mandibula bedarf es extraoraler Röntgenbilder. HOF-RATH [38] und BROADBENT [24] legten zeitgleich 1931 mit einer standardisierten Aufnahmetechnik den Grundstein für röntgenkephalometrische Analysen in der Lateral- und Frontalebene. Um Art und Ausmaß einer Dysgnathie einschätzen zu können, bedarf es Referenzwerten der eugnathen Schädelanatomie. Hier hat BROADBENT SEN. [28] unbestritten mit der Erstellung der Bolton-Standards, Messungen am Fernröntgenseitenbild, Pionierarbeit geleistet. Hervorzuheben ist hierbei, dass er sich nicht zufrieden gab mit der Evaluation von Referenzwerten für Erwachsene, sondern er hatte erkannt, dass sich Winkel und Strecken während des Wachstums alters- und geschlechtsabhängig ändern. So findet der Leser für jede von BROADBENT als wichtig erachteten Messgröße eine Tabelle, in welcher Sollwerte für das 1. bis 18. Lebensjahr gegeben sind, differenziert nach dem Geschlecht mit Angabe des Mittelwerts, Standardabweichung (akzeptable Toleranz), Standardfehler sowie Maximum und Minimum seiner Messungen. In diesem Werk, „Bolton standards of dentofacial developmental growth“ [28], kommt der Beobachtung dentofazialer Veränderungen bedingt durch Wachstum große Bedeutung zu. Um diese Wachstumsvorgänge zu visualisieren, entwickelte der Autor eine der Schädelbasis assoziierte Referenzlinie, an welcher er die Röntgenbilddurchzeichnungen intraindividuell der jeweiligen Altersstufen eines Patienten als auch interindividuell jene von unterschiedlichen Probanden überlagerte.

Die Information über die Schädelentwicklung eines Patienten ist für den Kieferorthopäden von zentraler Bedeutung. STEINHÄUSER und JANSON [70] sehen es im Rahmen der Diagnostik und der daraus abgeleiteten Behandlungsplanung als ein sine qua non an, differenzierte Informationen über Potential und Richtung des noch zu erwartenden Wachstums sowie des skelettalen Alters des Patienten für die Einschätzung der skelettalen Disharmonie zu erhalten. Dies spiegelt sich auch in der internationalen Literatur wider. Es gibt kaum ein kieferorthopädisches Lehrbuch [55], [32], [71], [61], [36],[72], [etc], das nicht in einem der ersten Kapitel

das kraniofaziale Wachstum eingehend behandelt. ENLOW [34] schrieb sogar ein ganzes Buch über das Gesichtswachstum. Das allgemeine Wissen darüber ist sicher wichtig, jedoch zeigten BJÖRK und SKIELLER [22], dass es hier erhebliche intra- und interindividuelle Variationen gibt, die es bei der Behandlungsplanung zu berücksichtigen gilt. BJÖRK [14], ÖDEGAARD [59] und andere Autoren stellten im Laufe der Zeit diverse Möglichkeiten vor, Potential und Richtung des Unterkieferwachstums individuell zu prognostizieren, bieten aber keine Prognosemöglichkeiten für den Oberkiefer, und weisen darauf hin, dass auch ihre Einschätzungen auf Durchschnittsuntersuchungen basieren.

LAVERGNE [47] stellte in seinen Untersuchungen fest, dass das Rotationsverhalten von Maxilla und Mandibula bis zu einem Alter von ca. 9 Jahren zwischen anterior und posterior oszilliert, dann aber eine konstante Richtung einschlägt, mit lediglich schwankender Intensität. Mit Informationen zu bereits abgelaufenem Wachstum lassen sich somit Rückschlüsse auf die Richtung und bedingt auf das Potential des noch zu erwartenden Wachstums ziehen, Voraussetzung für den differenzierten Einsatz funktionskieferorthopädischer Apparaturen. Weiter dient die Information über das abgelaufene Wachstum während der Therapie der Verlaufs- und Erfolgskontrolle der Behandlung.

Die sicherste Möglichkeit, Informationen über wachstumsbedingte Veränderungen der Viszerokraniums zu erhalten, ist der Vergleich von Fernröntgenseitenbildern zu verschiedenen Zeitpunkten mit einer zeitlichen Distanz von mindestens 1 Jahr. Dieser Vergleich kann metrisch erfolgen, indem die Veränderung repräsentativer Messwerte beurteilt wird. Diese sehr genaue Möglichkeit birgt jedoch den Nachteil, dass die meisten repräsentativen Messwerte wie SNA, SNB, NL-NSL und ML-NSL als gemeinsame Referenz die SN-Linie besitzen, wodurch Veränderungen innerhalb der Schädelbasis, die zu einer Positionsänderung des Punktes Nasion (N) führen [57], unberücksichtigt bleiben.

Hier setzen die Empfehlungen von BJÖRK und SKIELLER [15], [21], [22] hinsichtlich der Röntgenbildüberlagerung an, eine über Jahrzehnte erprobte und allgemein anerkannte Methode. Hierbei werden zwei Fernröntgenseitenbilder eines Patienten aufeinandergelegt und über einer starken Lichtquelle solange gegeneinander bewegt, bis definierte transluzente Strukturen der vorderen Schädelbasis größtmögliche Deckungsgleichheit aufweisen. In Folge kann eine Durchzeichnung der nach anatomischen Aspekten überlagerten Röntgenbilder erfolgen. Die Beurteilung der Wachstumsvorgänge erfolgt bei diesem Verfahren primär visuell, metrische Bewertungen sind bedingt möglich.

Die Einführung der digitalen Radiologie in den Praxisalltag brachte sowohl dem Patienten, durch erhebliche Reduktion der Strahlenbelastung, als auch dem Behandler, durch Effizienz-

steigerung und Kosteneinsparung große Vorteile. Weiter bieten digitale Fernröntgenbilder bringen gegenüber analogen Aufnahmen durch eine höhere Messgenauigkeit [45] [65] auch diagnostische Vorteile.

Diese innovative Technik bringt jedoch auch einen merklichen Nachteil mit sich, digitale Röntgenbilder sind primär nicht transparent und erlauben somit keine Überlagerbarkeit nach oben erwähnter Methode. Werden also den Kieferorthopäden bei Einsatz digitaler Röntgentechnik in Zukunft möglicherweise wichtige Informationen, die sie aus der anatomisch orientierten Röntgenbildüberlagerung erhielten, verloren gehen oder bedarf es der Anschaffung eines teuren Röntgenbilddruckers sowie damit verbundenem zusätzlichen Zeit- und Materialaufwand?

2. Literaturübersicht

Das Wissen um die Schädelentwicklung ist für den Kieferorthopäden und jeden Zahnarzt, der heranwachsende Patienten behandelt, von großer Bedeutung. THILANDER [61] sieht das Wissen um Schädel- und Gesichtswachstum als essentiell für jede kieferorthopädische Diagnostik und Behandlung an, ENLOW [34] empfiehlt sein Buch sogar als Arbeitsgrundlage für Seminare, die sich über ganze Semester erstrecken.

Es ist einsichtig, dass wenn ein Behandler Entwicklungsprozesse beeinflussen möchte, ob nun im Sinne einer Hemmung oder Unterstützung, um eine Harmonie der skelettalen Anteile zu erzielen, muss er um Potential und Richtung des ablaufenden Wachstums in den unterschiedlichen Entwicklungsphasen wissen. THILANDER [61] beschreibt die Entwicklung des Schädels als die Summe der einzelnen Anteile, an welchen hochdifferenziertes Wachstum mit unterschiedlicher Rate und unterschiedlicher Richtung abläuft, woraus ein komplexer Entwicklungsprozess resultiert. Die Autorin definiert Wachstum im biologischen Sinne als Größen- und Massenzunahme von Gewebe respektive eines Organs, was quantitativ durch Diagramme oder Kurven wiedergegeben werden kann.

2.1 Grundlagen des Knochenwachstums

Um die teils komplexen Theorien der Schädelentwicklung nachvollziehen zu können, soll an dieser Stelle ein knapper Einblick in die unterschiedlichen Prozesse des Knochenwachstums gegeben werden.

Grundlegend kann zwischen chondraler Ossifikation, appositionellem Knochenwachstum und desmaler Knochenbildung unterschieden werden [55], wobei letztere für die postnatale Schädelentwicklung bedeutungslos ist.

Chondrale Ossifikation findet sich im Bereich des Caput condylare und führt dort zu einer Verlängerung des Processus condylare, sowie im interossären Raum von Synchronosen, wie der Synchronosis spheno-occipitale, welche eine zentrale Rolle bei der Entwicklung der hinteren Schädelgrube spielt [34] (Abb. 2.1).

Die häufigste Form des Knochenwachstums ist appositioneller respektive resorptiver Natur und an das Periost sowie Endost assoziiert [34]. Hierbei kommt es, wie in Abbildung 2.2a schematisch dargestellt, an der periostalen Seite der Kompakta zu Knochenanlagerung (+), in endostalen Bereichen zu Resorptionsvorgängen (-). Jedoch sind im Rahmen der Knochenremodellation auch auf periostaler Seite Resorptionsprozesse möglich, wie dies in Abbildung 2.2b deutlich wird.

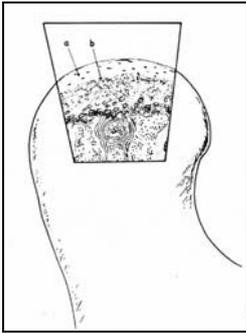


Abb. 2.1: Chondrales Wachstum des Caput comylare, Bindegewebsschicht (a), prächondroblasenreiche Schicht (b), aus [34]

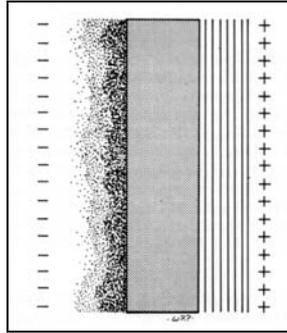


Abb. 2.2a: Schematische Darstellung appositioneller (+) und resorptiver (-) Wachstumsprozesse, aus [34]

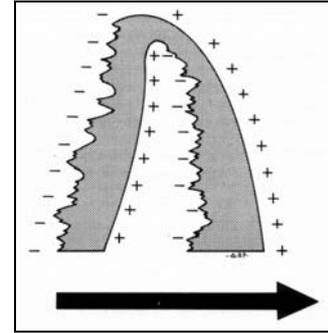


Abb. 2.2b: Remodelling; appositionelle und resorptive Prozesse sowohl periostal als auch endostal, aus [34]

Eine Sonderform des appositionellen Knochenwachstums findet sich bei symphysärem Wachstum, wo ebenfalls Appositions- und Resorptionsvorgänge stattfinden, jedoch primär im Bereich des Symphysenspalts [34].

Auf diesen Prozessen basieren die Wachstumsprinzipien der Translation und Transformation. Die Literatur unterscheidet hier die primäre und eine sekundäre Translation [34] respektive Transposition [55]. Bei der primären Translation kommt es zu einer Positionsänderung zweier benachbarter Knochen durch Größenzunahme bei wenigstens einem der beiden, sie driften auseinander, wie Os maxillare und Os zygomaticus an der Sutura zygomaticofrontale. Von sekundärer Translation spricht man, wenn ein Knochen durch das Wachstum eines anderen Knochens eine Positionsänderung erfährt, wie dies, neben eigenem Wachstum, bei der Mandibula der Fall ist. Abbildung 2.3a illustriert das Prinzip der Translation für die Positionsänderung der Maxilla.

Bei der Translokation, kommt es auf Grund von Resorptions- und Appositionsprozessen (Abb.2.2b) zu einer relativen Lageänderung einer knöchernen Struktur. Bestes Beispiel hierfür ist der Bereich des Nasenbodens und des harten Gaumens, wie in Abbildung 2.3b schematisch wiedergegeben wird.

Eine Kombination beider Wachstumsprinzipien stellt das V-Modell dar. Einerseits kommt es durch Apposition an dem Grenzflächen zu besonders effektiven translatorischen Positionsänderungen, andererseits führen Resorptionsvorgänge zu erheblichen Formänderungen. Dieses Prinzip findet sich beispielsweise im Unterkiefer (Abb. 2.3c).

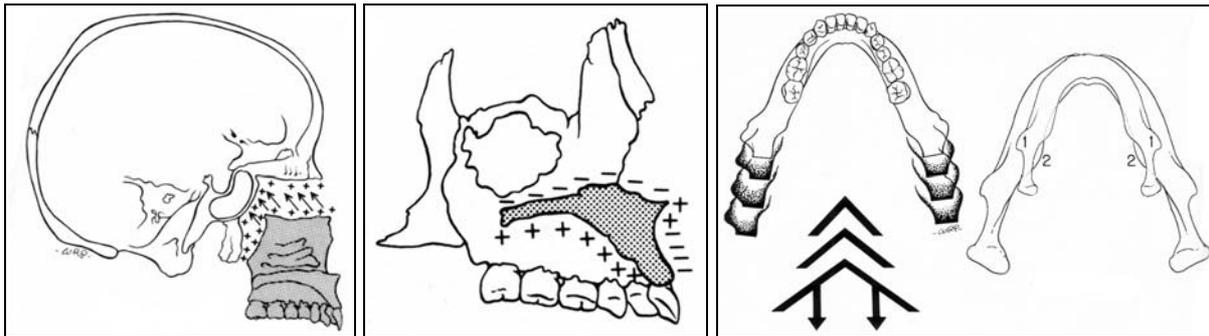


Abb. 2.3a: Prinzip Translation, hier Vertralverlagerung der Maxilla, aus [34]

Abb. 2.3b: Prinzip Transformation, hier OK-Basis, aus [34]

Abb. 2.3c: Prinzip V-Modell, die aufsteigenden Äste weichen auseinander bei bestehender Ähnlichkeit (1/2), aus [34]

2.2 Postnatale Schädelentwicklung

Das diagnostische Verfahren der Fernröntgenbildüberlagerung dient dem Visualisieren abgelaufener, postnataler Wachstumsvorgänge. Dieses Wachstum weist sowohl interindividuell als auch intraindividuell große Variationen auf. Dennoch gibt es entwicklungsbezogen wie auch strukturell Grundprinzipien der postnatalen Schädelentwicklung, die dem Kieferorthopäden bekannt sein müssen, um das Resultat der durchgeführten Röntgenbildüberlagerung werten und diagnostisch-therapeutisch einsetzen zu können. Aus diesem Grund soll an dieser Stelle, basierend auf der Literatur von ENLOW [34] und MIETHKE [55], ein kurzer Abriss über das postnatale Wachstum des menschlichen Schädels gegeben werden. Zum Zeitpunkt der Geburt besteht der menschliche Schädel aus 45 Einzelknochen, welche meist über Synchondrosen, später Suturen, oder Fontanellen miteinander verbunden sind. Lediglich der Unterkiefer besitzt eine gelenkige Verbindung zum Restschädel, welche zeitlebens bestehen bleibt. Die Synchondrosen verschmälern sich bis Ende des Säuglingsalters, so dass Suturen resultieren, in welchen sich bis zum frühen Erwachsenenalter appositionelles Wachstum abspielt. Der Schädel des Erwachsenen besteht auf Grund von Verschmelzung von Knochen nur noch aus 22 Einzelknochen, 14 des Viszerokranium, 8 des Neurokranium.

Bedenkt man die Relation zwischen viszerokraniellen und neurokranialen Knochen und die Lage der Suturen (Abb. 2.4a und b), so wird die große Variationsbreite der Gesichtsschädelentwicklung verständlich, wenn man berücksichtigt, dass in jeder Sutura Wachstum stattfindet, das Individualität hinsichtlich Zeit und Potential aufweist.

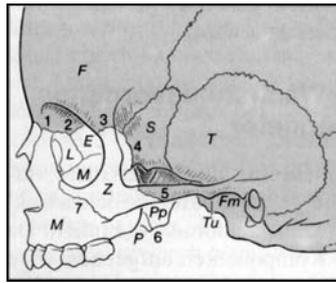


Abb. 2.4a: Darstellung der wichtigsten Suturen in Lateralansicht, aus [71]

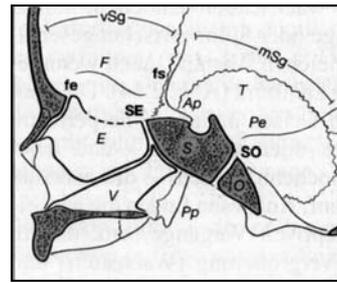


Abb. 2.4b: Darstellung der wichtigsten Suturen im Medianschnitt, aus [71]

Das Größenverhältnis Neurokranium : Viszerokranium von 8 : 1 bei der Geburt ändert sich bis zum Erwachsenenalter auf 2,5 : 1, wobei das meiste viszerokranielle Wachstum zwischen dem 9. und 15. Lebensjahr stattfindet. Das Neurokranium hat bereits mit dem 6. bis 7. Lebensjahr 90 % seiner endgültigen Größe erreicht. Die Schnittstelle beider Schädelanteile, die offenkundig ein deutlich unterschiedliches Wachstumsverhalten zeigen, ist die Schädelbasis. Sie ist der Boden, von dem aus zuerst neurokranielles Wachstum ausgeht und später die viszerokranielle Entwicklung stattfindet. Hieraus leitet sich der Anspruch der weitgehenden Wachstumsstabilität der Schädelbasis ab dem 7. Lebensjahr ab. Bei genauer Betrachtung darf dies jedoch nur für den anterioren Teil konstatiert werden, denn die Synchrondrosis sphenoccipitale zeigt bis zu Beginn der Pubertät teils fulminantes Wachstum.

Allgemein darf von einer Translation der Maxilla nach ventro-kaudal ausgegangen werden (Abb. 2.3a), wobei die Position der Oberkieferbasis zusätzlich durch transformatorische Prozesse im Bereich des Nasenbodens und des harten Gaumens beeinflusst ist. Die Relation der Mandibula zur Schädelbasis ist abhängig von der Lage der Maxilla, der Eruption der Seitenzähne, dem Wachstum im Bereich der Synchrondrosis sphenoccipitale und schließlich Formänderungen innerhalb der Mandibula.

Gesamt hat das appositionelle Wachstum an Suturen den größten Einfluss auf die Formänderung des Schädels, remodellierendes Wachstum, wo an der Erweiterungsseite Apposition, an der gegenüberliegenden Seite eines Knochens Resorption stattfindet, hat hingegen nur untergeordneten Einfluß auf die Formentwicklung des Schädels. Allgemein wird als wachstumsinduzierender Einfluss auf den Knochen eine vorangegangene Volumenzunahmen des Weichgewebes angesehen.

2.3 Grundlagen zur Anatomie des Schädels

Neben dem Wissen um Grundlagen des Schädelwachstums muss der Behandler über Kenntnisse der Schädelanatomie verfügen, denn bei der Vermessung und Überlagerung von Rönt-

genbildern müssen Landmarken aufgesucht und markiert werden. Daher soll eine knappe Übersicht über die für diese Arbeit relevanten Strukturen gegeben werden, besonders deren Lokalisation auf Fernröntgenseitenbildern.

Abbildung 2.5 präsentiert die Zeichnung eines Schädels im Medianschnitt. Die knöchernen Anteile sind durch unterschiedlich Grauwerte differenziert, wobei auf die Darstellung der Schädelbasis besonderes Augenmerk gelegt wird.

In Abbildung 2.6 sind die relevanten Strukturen aus Abbildung 2.5 analog auf dem Fernröntgenseitenbild markiert.

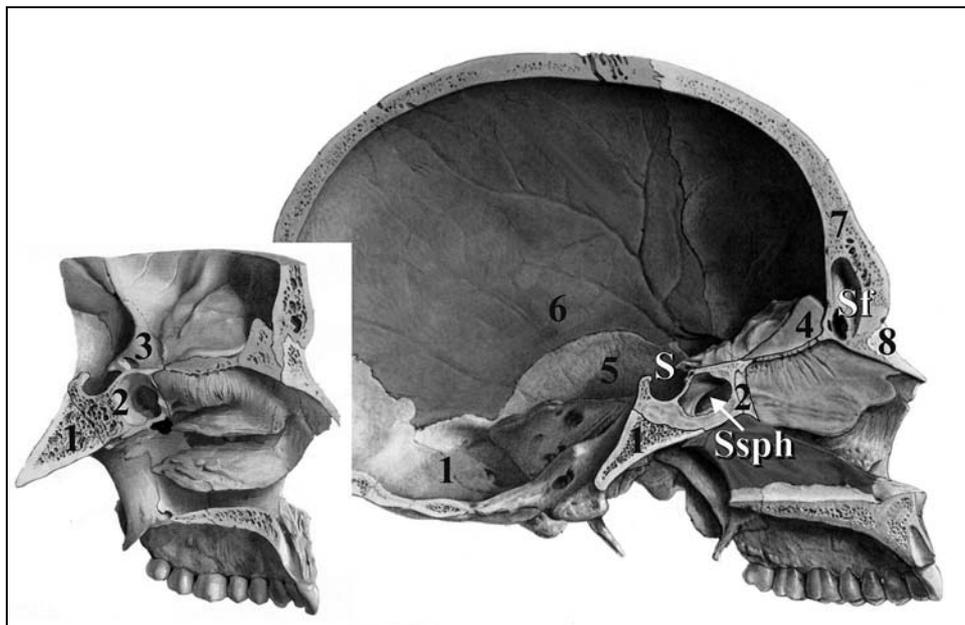


Abb. 2.5: Zeichnung eines Schädels im Medianschnitt, aus [69]

- 1 – Os occipitale, ventral mit Clivus
- 2 – Os sphenoidale mit Sella turcica (S) und Sinus sphenoidale (Ssph)
- 3 – Ala minor des Os sphenoidale
- 4 – Os ethmoidale mit Lamina cribrosa
- 5 – Os temporale
- 6 – Os parietale
- 7 – Os frontale mit Sinus frontale (Sf)
- 8 - Os nasale



Abb. 2.6: Fernröntgenseitenbild mit Kennzeichnung relevanter Strukturen, analog Abb. 2.5; Lzp: Linea zygomatica posterior (s. 5.2.1)

2.4 Historie der Überlagerung von Fernröntgenseitenbildern

Der Begriff „Gesamtüberlagerung“ drückt aus, dass die Schädelstrukturen in ihrer Gesamtheit überlagert werden und daraus Informationen über des Gesamtwachstums des Schädels zu erhalten sind. Dem gegenüber steht die Teil- oder Detailüberlagerung, wo definierte Strukturen der Maxilla respektive der Mandibula zur Deckung gebracht werden und so Auskunft über isolierte Veränderungen dieser beiden Regionen inklusive möglicher Zahnbewegungen geben. Da der Aspekt der Gesamtüberlagerung im Mittelpunkt dieser Arbeit steht, sollen die wichtigsten Methoden, welche in der Literatur zu finden sind, vorgestellt werden.

Zu den Pionieren des Gedankens der strukturbezogenen Überlagerung im Bereich der Schädelbasis zählen sicher KEITH und CAMPION [43]. Sie berichteten bereits 1922 von Überlagerungen im Bereich der Sella turcica und der Lamina cribrosa, jedoch noch in Form von Schädelchnittdurchzeichnungen, weshalb nur Überlagerungen von unterschiedlichen Personen möglich waren.

Die Überlagerung von Schädelstrukturen bei einer Person mit dem Ziel, Veränderungen in zeitlicher Abfolge zu visualisieren, war erst möglich, als der Medizin Röntgenbilder zur Ver-

fügung standen. SYDNEY ROWLAND[27] präsentierte schon ein Jahr nach KONRAD RÖNTGENS Entdeckung der X-Strahlen eine laterale Schädelaufnahme, doch es sollte noch über 30 Jahre dauern, bis, so berichtet B.H. BROADBENT JR. [27], sein Vater, angeregt von der guten Detailwiedergabe der Fernröntgenseitenbilder, die ihm DR. SPENCER ATKINSON präsentierte, den Gedanken gefasste, systematische und, der Vergleichbarkeit wegen, standardisierte Aufnahmen des menschlichen Schädels zu erstellen. Zeitgleich beschrieben 1931 HOFRATH im ersten Jahrgang der Fortschritte der Kieferorthopädie [38] und BROADBENT SEN. im Angle Orthodontist [24] Möglichkeiten zur Diagnostik von Kieferanomalien mittels standardisierter Röntgenbilder. BROADBENT erstellten in den folgenden Jahren von annähernd 5000 Jungen und Mädchen jährlich je ein frontales und laterales Fernröntgenbild. Hierauf basierend entwickelte er mit CHARLES BIRMINGHAM BOLTON zusammen, abgeleitet von anthropologischen Schädelmessungen, die „Bolton Standards“, röntgenkephalometrische Normwerte differenziert nach Geschlecht und chronologischem Alter, vom 1. bis 18. Lebensjahr [28].

2.4.1 Überlagerungstechnik nach BROADBENT

In Rahmen der Vermessung dieser Fernröntgenseitenbilder wie auch aus frühen anthropologischen Studien erkannte BROADBENT SEN. schnell, dass sich im Bereich der Schädelbasis wachstumsstabile Areale befinden, die sich zur Überlagerung von Röntgenbildern eignen. Er stellte seine Technik der Röntgenbildüberlagerung am 15. März 1937 der Eastern Association of the Angle School of Orthodontia in Cleveland in seinem Vortrag “The Face of the Normal Child” vor [25] und leitete in “Bolton Standards and Technique in Orthodontic Practice” [26] die praktische Anwendung dieser Technik ab, wodurch abgelaufenes Wachstum visualisiert werden konnte.

So ist BROADBENT der erste, der die Technik der systematischen Röntgenbildüberlagerung in die Literatur einführte sowie die daraus ableitbaren Wachstumsprozesse systematisch beschrieb [26].

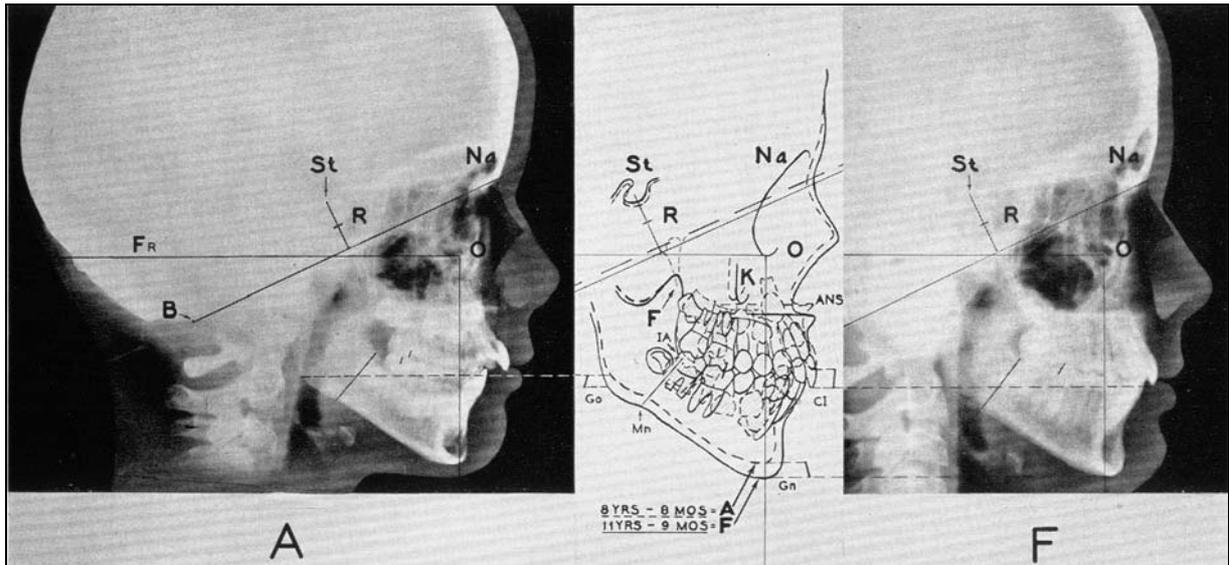


Abb. 2.7: Überlagerung der Röntgenbilddurchzeichnungen A und F in R (R = registration point) mit Visualisierung der wachstumsbedingten Veränderungen des Gesichtsschädels, aus [26]

Verwendete Punkte und Überlagerungstechnik

BROADBENT empfiehlt von den Röntgenbildern Durchzeichnungen auf Azetatfolien zu erstellen und dann für eine Überlagerung folgende Punkte und Linien aufzusuchen respektive zu konstruieren [28].

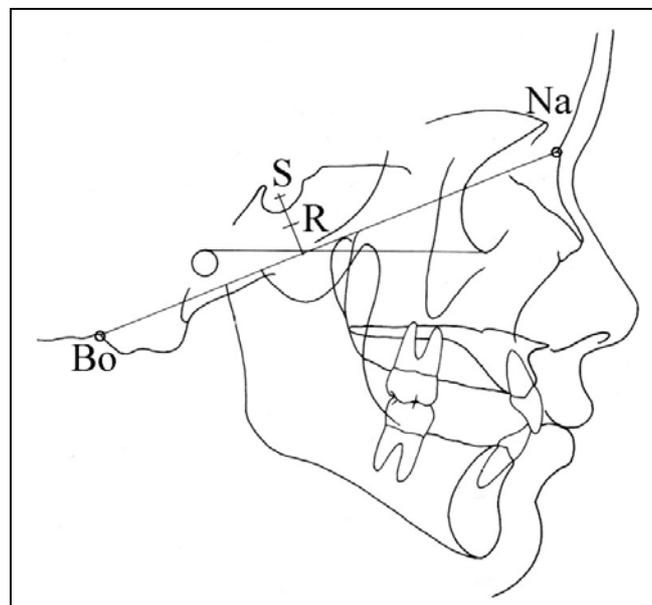


Abb. 2.8: Strichdurchzeichnung eines Fernröntgenseitenbildes mit Punkten und Linien zur Überlagerung, aus Bolton standards of dentofacial developmental growth [28]

Bo Bolton point: Höchster Punkt der Profillinie der postkondylären Einziehung des Os occipitale im Fernröntgenseitenbild [28]

Na Nasion: ventralster Punkt der Sutura nasofrontalis [28]

S Sella turcica: Zentrum der knöchernen Grube der Sella turcica wie sie sich im Fernröntgenseitenbild abzeichnet [28]

R Bolton registration point: Zentrum der Bolton-Schädelbasis, Streckenhalbierende des Lots von S auf die Verbindungslinie **Bo-Na** (Bolton-Ebene)[28]

Zur Überlagerung werden nun die jeweiligen Röntgenbilddurchzeichnungen so aufeinander positioniert, dass die lotrechten Strecken von S auf die Bolton-Ebene zur Deckung kommen, mit dem gemeinsamen Fixpunkte R. BROADBENT überlagerte mit diese Technik nicht nur intraindividuell Röntgenbilder eines Patienten während dessen Wachstums (Abbildung 2.9a), sondern überlagerte auch interindividuell Bilder verschiedener Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten, um deren unterschiedliches Wachstum in Richtung und Potential zu verdeutlichen (Abbildung 2.9b).

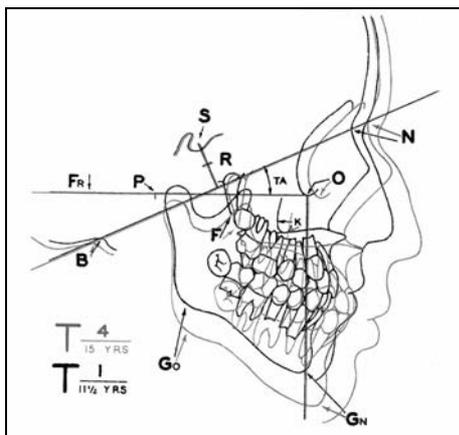


Abb. 2.9a: Intraindividuelle Überlagerung des Patienten T, [26]

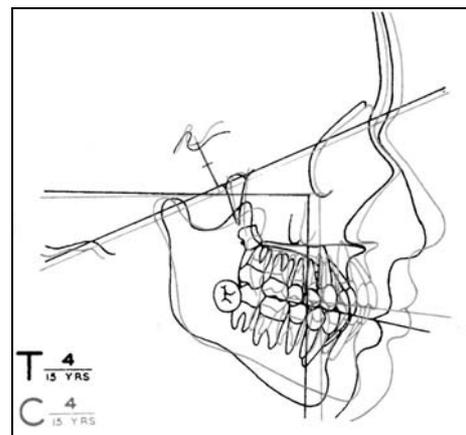


Abb. 2.9b: Interindividuelle Überlagerung der Patienten T und C, [26]

2.4.2 Überlagerungstechnik nach MC DOWELL

MC DOWELL untersuchte 1941 [50] unterschiedliche Überlagerungstechniken, wobei er zum Ergebnis kam, dass jene die beste Methode sei, bei der die Oberflächenkontur der Schädelkalotte als Referenzstruktur dient. Die Punkte Bregma, Schnittpunkt des Sutura coronalis mit der Sutura sagittalis [50], [68], Lambda, Schnittpunkt der Sutura lamdoidea mit der Sutura sagittalis [50], [68], und Bolton Punkt [50] sollten hierbei der Rotationskontrolle bei der Überlagerung der elliptischen Konturlinie dienen. MC DOWELL gab dieser Vorgehensweise vor

allem den Vorzug gegenüber anderen Überlagerungsmethoden, da hier mehrere Orientierungspunkte in Relation gesetzt werden und so technische wie wachstumsbedingte Ungenauigkeiten minimiert werden sollten. Des weiteren gibt der Autor an, dass bereits mit dem 6. Lebensjahr 90 % des Wachstums der Schädelkalotte abgelaufen sind und somit eine großflächige, nur noch geringfügig wachsende Region als Referenzbereich zur Verfügung steht [50], Grundlage für die Beobachtung anderenorts ablaufender Wachstumsprozesse.

2.4.3 Überlagerungstechnik nach BRODIE

BRODIE vertritt bereits 1941 [30], ähnlich wie BROADBENT, die Meinung, dass die Schädelbasis als nahezu wachstumsstabile Region im Schädel anzusehen ist. Er modifiziert jedoch den für eine Überlagerung heranzuziehenden Bereich und gibt die anteriore Schädelbasis mit den Referenzpunkten Sella und Nasion an [29]. Nach BRODIES Meinung stellt die anteriore Schädelbasis die Grenze zwischen Neurokranium und Viszerokranium dar, wobei von dieser Grenzlinie aus das jeweilige Wachstum stattfindet, also auch das für den Kieferorthopäden im Vordergrund stehende viszerale Wachstum beobachtbar ist. Die Röntgenbildüberlagerung findet auf der Verbindungslinie S-N (Sella- Nasion- Linie) mit dem Fixpunkt Sella statt.

MOORE [56], [57] fand jedoch in Folge, auch durch Tierversuche, dass der Punkt Nasion nicht stabil bleibt, sondern bis zum Ende der Pubertät Positionsänderungen durch lokale Wachstumsprozesse unterworfen ist. Dieses Ergebnis wird auch durch Untersuchungen von SCOTT [67] an mazerierten Schädeln unterstützt.

2.4.4 Überlagerungstechnik nach BERGERSEN

BERGERSEN präsentiert 1961 [12] eine vergleichende Studie, in der BROADBENTS Überlagerungstechnik und BRODIES Methode einer von BERGERSEN modifizierten Variante der MC DOWELLSchen Überlagerung gegenübergestellt werden.

Der Autor formuliert als Bedingung für ideale Referenzpunkte für eine Überlagerung, dass diese Strukturen während der gesamten Wachstumsperiode weder Formveränderungen noch Positionsänderungen erfahren dürfen [12]. Er räumt jedoch ein, dass unterschiedliche Bereiche unterschiedliche Wachstumsraten zeigen, so dass es keine ideale Überlagerungsmethode für alle Bereiche und jedes Wachstumsstadium geben kann. Aus Untersuchungen seiner eigenen Dissertation [11] wie aus Publikationen anderer Autoren, wie MC DOWELL [50], geht hervor, dass in früher Kindheit das kraniale Wachstum überwiegt, später dann das viszerale Wachstum. Wenn also während des Gesichtswachstums kaum mehr kraniales Wachstum abläuft, stellt die Schädelkalotte einen idealen Überlagerungsbereich dar [12].

Ähnlich wie MC DOWELL orientiert der Autor die Oberflächenstruktur der Schädelkalotte so, dass die einzelnen Röntgenbilddurchzeichnungen der Kalotte konzentrisch zueinander positioniert werden. Er findet bei Überlagerung mehrerer Durchzeichnungen eines Patienten, wie in Abbildung 2.10 wiedergegeben, dass sich die Verbindungslinien der Punkte Nasion und der Punkte ANS (Spina nasalis anterior) immer in einem gemeinsamen Punkt schneiden, den BERGERSEN als I- (Intersection) Punkt bezeichnet und der nach seiner Meinung, immerhin für diese Strukturen ein Wachstumszentrum darstellt. Er weist aber darauf hin, dass die Wachstumsrate in diesen Strukturen durchaus unterschiedlich sein kann, eine sichere Wachstumsprognose also nicht möglich ist [12].

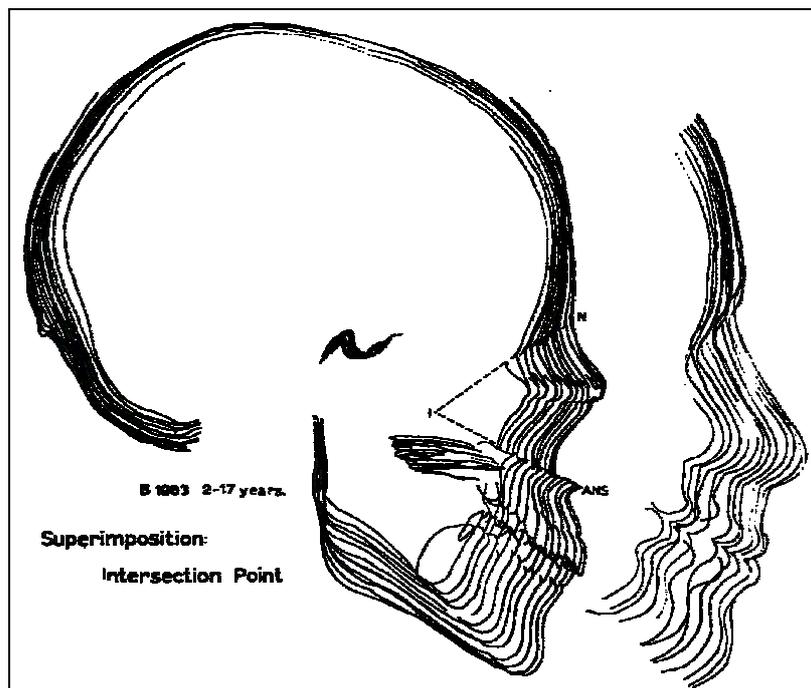


Abb. 2.10: Überlagerung der Röntgenbilddurchzeichnungen nach BERGERSEN mit Konstruktion des I-Punktes [12]

2.4.5 Überlagerungstechnik nach BJÖRK

BJÖRK, der sich ähnlich wie HOFRATH, BROADBENT und BRODIE Gedanken um die harmonische und disharmonische Morphologie des Schädels und deren Diagnostik machte, hatte deren Arbeiten als Vorbild, als er 1947 seine erste bedeutende Veröffentlichung „The Face in Profile“ [18] präsentierte. BJÖRK vermaß hier Fernröntgenseitenbilder von dänischen Kindern und Jugendlichen, basiert auf anthropologischen und röntgenkephalometrischen Messpunkten. Besondere Bedeutung kommt dieser Arbeit, da der Autor harmonische Relationen zwischen unterschiedlichen Messparametern wie Prognathiegrad von Maxilla und Mandibula mit dem Sattelwinkel (NSAr-Winkel), dem Kieferwinkel, der Länge der Schädelbasis, der Gesichtshöhe und diversen weiteren Messgrößen vorstellt und bereits Ansätze fließender Normen prä-

sentiert. Weiter verwendet der Autor bereits auch die Methodik der Röntgenbildüberlagerung nach dem Vorbild von BRODIE, der Überlagerung in der SN-Linie, um wachstumsbedingte Veränderungen aber auch unterschiedliche Morphologien darzustellen.

Wenige Jahre später äußerte sich BJÖRK unzufrieden, dass auch moderne Röntgentechniken nicht in der Lage seien, das Wachstum knöcherner Strukturen des Gesichtsschädels wiederzugeben [17]. Dadurch motiviert begann er 1951, anfangs mit einer kleinen Gruppe von Kindern, seine Implantatstudien [20]. Hierbei verbrachte er an definierten, seiner Meinung nach relativ wachstumsstabilen Stellen der knöchernen Mandibula als auch der Maxilla Tantallum - Pins mit einem Durchmesser von 0,62 mm und einer Länge von 2,0 mm [20], [17]. BJÖRK applizierte diese röntgenopaken Marker anfangs unilateral, jeweils 3 bis 4 Stück in die Kompakta des maxillären und des mandibulären Knochens. Das Probandenklientel bestand aus Kindern ab dem 4. Lebensjahr, von welchen kurz nach Insertion der Implantate und in Folge jährlich bis zum Abschluss des skelettalen Wachstums je ein Fernröntgenseitenbild erstellt wurde [20], [17]. Bahnbrechender Vorteil dieser Studie war es, dass nun röntgenologisch sichtbare Markerpunkte zur Verfügung standen, die eindeutige intraindividuelle Röntgenbildüberlagerungen in den markierten Strukturen erlaubten und so knöchernes Wachstum durch absolute respektive relative Positionsänderung dieser Landmarken sichtbar wurde.

BJÖRK präsentierte 1955 in seinem Artikel „Facial Growth in Man“ [17] die ersten Ergebnisse seiner Studie, wobei er an 5 ausgewählten Fallbeispielen harmonisch und disharmonische Wachstumsmuster präsentierte. Die translatorische und translokatorische Positionsänderung von Maxilla und Mandibula, respektive der hier inserierten Implantate, visualisiert BJÖRK noch durch eine Gesamtüberlagerung auf der SN-Linie (Abbildung 2.11a).

Indem er die Markerpunkte im jeweiligen Kiefer zur Deckung bringt, lassen sich die individuellen Wachstumsvorgänge von Maxilla und Mandibula isoliert darstellen, wie dies in Abbildung 2.11b erkennbar wird. Beide Abbildungen entstammen dem 1. Beispielfall BJÖRKS in diesem Artikel. Neben appositionellen und remodellierenden Vorgängen am Unterkiefer lassen sich auch translokatorische Prozesse im Oberkiefer sowie gesamt translatorische Bewegungen beider Kiefer deutlich erkennen.

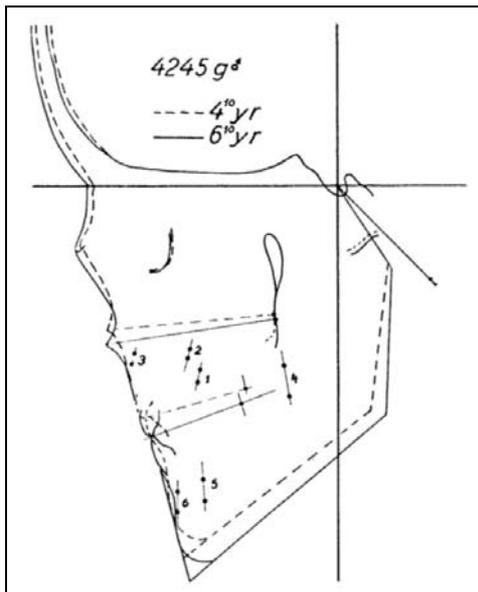


Abb. 2.11a: Gesamtüberlagerung in der SN-Linie mit Visualisierung der Positionsänderung der Markerpunkte [17]

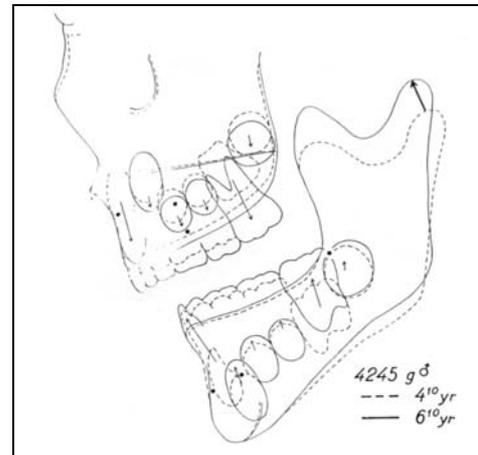


Abb. 2.11b: Teilüberlagerung in den Markerpunkten mit Visualisierung des individuellen Wachstums von Maxilla und Mandibula [17]

BJÖRK beschreibt seine bis dahin gewonnenen Erkenntnisse zum Schädelwachstum wie folgt: Das vertikale und horizontale Wachstum des Unterkiefers ist durch die Wachstumsrichtung des kondylären Wachstums beeinflusst. Translatorisch beeinflusst die Absenkung der medialen Schädelgrube, bedingt auch das Os temporale, die vertikale Einlagerung der Mandibula im Gesichtsschädel. Die Dorsalverlagerung des Os temporale und das Sagittalwachstum des Kondylus beeinflussen gemeinsam die sagittale Entwicklung des Untergesichts.

Die Absenkung, also das Kaudalwachstum der Maxilla sowie deren Größenzunahme sind durch suturales Wachstum bestimmt, das von periostalem Wachstum im Bereich der Alveolarkämme begleitet wird. Das Knochenwachstum des Mittelgesichts und der Maxilla ist mit Wachstum und Entwicklung sowohl der Schädelbasis als auch der Mandibula assoziiert. Hierbei bezieht sich der Autor sowohl auf eigene, nicht implantatgestützte Untersuchungen [15], als auch auf Publikationen von LINDEGARD [49] und RICKETTS [62]. Die Schädelbasis sieht BJÖRK [15], [17] als Grenze respektive Bindeglied zwischen Neurokranium und Viszerokranium an, weshalb zwischen einer inneren und äußeren Schädelbasis unterschieden werden muss, wo in unterschiedlichen Zeiträumen Wachstum stattfindet. So findet, nach Angaben des Autors, bis zum 10. oder 12. Lebensjahr vorrangig Wachstum im Bereich des Gehirns, also des Neurokraniums statt, das dann seine endgültige Ausdehnung erreicht hat. MOORE [56] und BAMBHA [1] sprechen sogar von einer 90 %igen Entwicklung der Schädelbasis im Alter von vier bis fünf Jahren. Danach beginnt die Hauptwachstumsphase des Ge-

sichtsschädels und damit verbundenen Formänderungen der äußeren Schädelbasis. Auch in diesen Publikationen sieht der Autor die SN-Linie mit Fixpunkt Sella noch für eine Gesamtüberlagerung als suffizient an.

In späteren Publikationen, zum ersten Mal 1960 [19], spricht BJÖRK von der Überlagerung in Strukturen der anterioren Schädelbasis und der Fossa pterygopalatina. In Folge fließen die Untersuchungen von DE COSTER [33], der die Lamina cribrosa ab dem 6. Lebensjahr als nicht mehr vom Wachstum beeinflusst beschreibt, und MOORE [56], [57], der von einer eigenständigen, vertikalen Positionsänderung des Punktes Nasion berichtet, in die Empfehlungen von BJÖRK zur Überlagerung ein (Abbildung 2.12).

MELSEN [54] berichtet, dass es durch Resorption und Apposition im Bereich des Dorsum sellae, wie in Abbildung 2.13 dargestellt, zu einer Vergrößerung der Sella kommt, die anteriore Wand und den Bogen beschreibt die Autorin hingegen ab dem fünften Lebensjahr als wachstumsstabil.

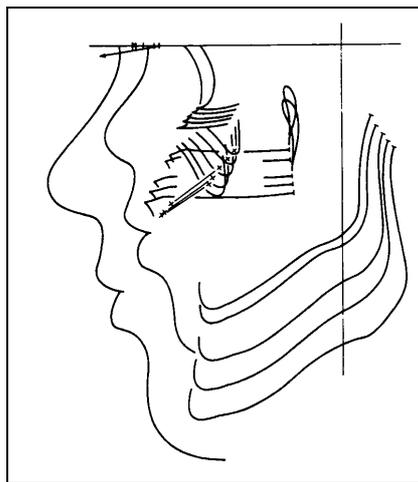


Abb. 2.12: Gesamtüberlagerung, erstmalig mit Darstellung der Entwicklung des Punktes Nasion [23]

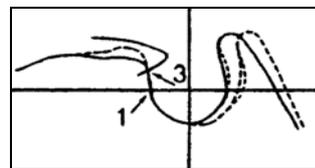


Abb. 2.13: Formänderung der Sella turcica im Bereich des Dorsum sellae [21]

In dem Artikel „Normal and abnormal growth of the mandible. A synthesis of longitudinal cephalometric implant studies over a period of 25 years” [21] präsentiert BJÖRK seine Erfahrungen aus 25 Jahren seiner Implantatstudie sowie eine genaue Beschreibung für die Gesamt- und Teilüberlagerung von Fernröntgenseitenbildern.

Vor Durchführung der Gesamtüberlagerungen wird von dem ältere Fernröntgenseitenbild (A) eine komplette Durchzeichnung inklusive der Sella –Nasion -Linie erstellt und auf beiden Bildern der Nasion- Punkt mittels Perforation markiert sowie der Sella- Punkt auf dem älteren Bild. Die Röntgenbilder werden nun so aufeinander gelegt, dass die anteriore Sella- Wand

und die am meisten lichtdurchlässigen Strukturen des Bodens der anterioren Schädelbasis im Bereich des Os ethmoidale zur Deckung gebracht werden. Nun sind die Punkte S_A und N_A der älteren Röntgenaufnahme (A) auf das obenliegende jüngere Bild (B) mittels Perforation zu übertragen. Um die Überlagerungsdurchzeichnung zu vervollständigen, müssen die Konturen des jüngeren Röntgenbildes auf die bestehende Durchzeichnung übertragen werden, indem diese nach den übertragenen Punkten S_A und N_A ausgerichtet wird.

2.5. Vergleichende Untersuchungen zu Überlagerungsmethoden in der Literatur

Eine der ersten vergleichenden Untersuchungen zu Überlagerungsmethoden stammt von BERGERSEN [12], die er 1961 durchführte. Er stellt hier den Methoden von BROADBENT [28] und BROADIE [30] seiner eigenen gegenüber, welche er von MC DOWELL [50] ableitete. Er bemüht sich hier, wie unter 2.4.4 beschrieben, die Vorteile seiner eigenen Technik gegenüber den beiden anderen herauszuarbeiten.

Die umfangreichsten Arbeiten hinsichtlich dem Vergleich von Überlagerungsmethoden kann BAUMRIND präsentieren. Neben Basisuntersuchungen zur Auffindegenauigkeit von Messpunkten [8] und Verlässlichkeit bei Winkel- und Streckenmessungen [9] vergleicht er Methoden zu Gesamtüberlagerung [10], aber auch in jeweils präzise strukturierten Arbeiten Methoden zur isolierten Unterkieferüberlagerung [4] [5] und Oberkieferüberlagerung [3] [6] [7].

BAUMRIND ET AL [10] vergleichen, basierend auf vorangegangenen Untersuchungen von BAUMRIND und FRANTZ zur Verlässlichkeit der Identifikation von Landmarken [8] und Messung von Winkeln und Strecken auf Röntgenbildern [9], die Reliabilität anatomisch basierter Röntgenbildüberlagerungen in der anterioren Schädelbasis. Einerseits werden Durchzeichnungen mit Wiedergabe relevanter Strukturen der anterioren Schädelbasis überlagert, andererseits mittels der Subtraktionsmethode analysiert. Bei diesem Verfahren wird vor Durchführung der Überlagerung von einem der verwendeten Röntgenbilder ein Positivabzug erstellt. Im Weiteren sind, so die Entwickler der Methode LEE [48] und MC WILLIAMS [51] [52], beide Bilder so aufeinander zu positionieren, dass möglichst gleichmäßig ein mittlerer Grauton entsteht.

BAUMRIND stellte nach Beurteilung der Standardabweichung, des Methodenfehlers und Reliabilitätskoeffizienten fest, dass die Subtraktionsmethode die größere Präzision aufweist, die Bildqualität jedoch einen erheblichen Einfluss hat.

GHAFFARI et al [35] vergleicht die vier wichtigsten Überlagerungstechniken, welche jeweils die Schädelbasis als Überlagerungsort verwenden, jedoch mit unterschiedlichen Referenzbe-

reichen. Diese sind jene von BJÖRK [19] [21] (Methode 1), welche Strukturen der anterioren Schädelbasis und Sella turcica verwendet, die von BRODIE [30], KROGMAN [46], R.S. NANDA [58] (Methode 2), welche die Sella- Nasion- Linie verwendet, BROADBENTS Methode [28] (Methode 3), der den R-Punkt und die Bolton- Nasion- Linie nützt, und jene von RICKETTS [64] [63] (Methode 4), welche den konstruierten Punkt CC auf der Basion- Nasion- Linie verwendet. GHAFARI verwendet die anatomischen Punkte PNS (Spina nasalis posterior), ANS (Spina nasalis anterior), A-Punkt, B-Punkt, Pogonion, und Gonion respektive deren Lageänderung im Rahmen der jeweiligen Überlagerungsmethode als Repräsentanten, um die aus den einzelnen Methoden gewinnbaren Informationen über abgelaufenes Wachstum wiederzugeben. Er vergleicht über die Koordinatenänderung dieser Punkte die Techniken paarweise. GHAFARI stellt fest, alle Überlagerungsmethoden unterscheiden sich im paarweisen Vergleich signifikant, wobei die geringsten Unterschiede zwischen Methode 1 und 2 feststellbar waren. Gesamt liefern jedoch alle vier Methoden unterschiedliche Informationen über das abgelaufene Wachstum. Der Autor verweist folglich darauf, dass Aussagen, welche in der Literatur über Wachstumsveränderungen gemacht werden, nur mit Kenntnis der verwendeten Überlagerungsmethode einschätzbar sind.

HOUSTON [40] untersucht fünf Techniken der Überlagerung von Fernröntgenseitenbildern in der anterioren Schädelbasis. Die erste Technik ist jene, wie sie Björk [19] [21] vorschlägt, mittels direktem Aufeinanderlegen der Aufnahme, die zweite benutzt den „Adams Blink Comparator“, vorgestellt von Kerr [44], wobei beide Bilder über eine Spiegeltechnik übereinander projiziert werden, die dritte ist die Subtraktionsmethode von LEE [48] und MC WILLIAMS [51] [52], die vierte nutzt Röntgenbilddurchzeichnungen, vergleichbar BAUMRINDS [10] Untersuchung, bei der fünften überlagert HOUSTON in der Sella- Nasion- Linie. Für diese Studie verwendet der Autor 24 Röntgenbildpaare, welche von zwei Untersuchern je Methode zweimal ausgewertet werden. Vergleichbarkeit respektive Unterschiede zwischen den Techniken werden über Winkel und einen Geradenschnittpunkt registriert, welche durch je eine Gerade am Unterrand der Röntgenbilder bei der Überlagerung erzeugt werden.

HOUSTON bewertet die Standardabweichung und den Methodenfehler jeder Technik, sowie den Korrelationskoeffizienten zwischen den Untersuchern und jenen der Methodenfehler paarweise.

Der Methodenfehler der Methode 5 (SN-Linie) zeigt sich am geringsten, jener der Methode 2 („Blink“) am größten, Methode 1 (direkt) besitzt die größte, die Durchzeichnungstechnik die

geringste Auswerterkorrelation, die Korrelationen der Methodenfehler schwanken auswerterbezogen erheblich.

HOUSTON kommt zu dem Schluss, dass Methode eins bis drei vergleichbare Ergebnisse liefern, da aber die „Blink“- Technik geräteintensiv und die Subtraktionstechnik kostenintensiv sind, gibt er der direkten Methode nach BJÖRK den Vorzug.

3. Fragestellung

Ziel bei der Entwicklung einer computergestützten Überlagerung von Fernröntgenseitenbildern muss sein, dass sie visuell und metrisch die selben Informationen liefert, wie die ihr zu Grunde liegende manuelle Methode. Die Literatur bietet eine Vielzahl von Methoden, welche sich zum Teil in ihrer Technik, basierend auf unterschiedlichen Wachstumstheorien, erheblich unterscheiden. Grundlage einer jeden Methode ist die Verwendung eines Wachstumszentrums, also im Idealfall ein Punkt, von dem aus Wachstum in die Peripherie stattfindet, wobei dieser Punkt selbst als Fixpunkt fungiert.

BROADBENT [28] konstruierte hierfür den Registration (R)-Point, BRODIE [30] sah die Verbindungslinie Sella- Nasion als stabil an und BERGERSEN [12] leitete den Intersection-Point in der Region der Crista zygomatico-alveolaris ab. BJÖRK hat die Untersuchung und Beobachtung der Wachstumsprozesse am menschlichen Schädel zu seinem Lebenswerk gemacht und kann seine Erkenntnisse auf seine umfangreichen Implantatstudien stützen. BJÖRK [21] kommt nach 25 Jahren Forschung zu der Erkenntnis, dass die Sella turcica und die anteriore Schädelbasis im Bereich Os ethmoidale verlässliche Referenzbereiche zur Gesamtüberlagerung von Röntgenbildern darstellen. ISAACSON [41] relativiert die Diskussion um den korrekten Fixpunkt, indem er formuliert, dass die Lokalisation des Beobachtungspunktes immer von der zu beobachtenden Struktur abhängt. ENLOW [34] verhält sich in dieser Diskussion neutral, wenn er von multiplen und zeitlich wechselnden „Wachstumszentren“ berichtet und so eine klassische Form der Röntgenbildüberlagerung ablehnt.

Sicher wird das Schädelwachstum nicht von einem fokussierten Punkt ausgehen, jedoch die Qualität der Untersuchungen und die Erfahrung, auf die sich BJÖRKS Aussagen stützen und gemäß dem Gedanken von ISAACSON [41], wonach man für die Beurteilung von Veränderungen eines Systems einen Beobachtungspunkt außerhalb an dessen Rand liegend haben muss, ermutigen, Björks Empfehlungen zur Röntgenbildüberlagerung dieser Studie zugrunde zu legen.

Für die Frage nach der Vergleichbarkeit manueller und computergestützter Röntgenbildüberlagerungen steht der Scherungswinkel der Strecken $S-N_A$ aus Bild A und $S-N_B$ aus Bild B im Mittelpunkt. Ist dieser Winkel gleich, erhält man mit beiden Verfahren das gleiche Ergebnis.

Aufgabe dieser Untersuchung muss es einerseits sein, einen Methode zu entwickeln, die es ermöglicht, digitale Aufnahmen, die ja keine Transluzenz besitzen, in eine vergleichbare Relationen zueinander wie analoge Röntgenbilder bei der Überlagerung zu bringen. Andererseits muss das Überlagerungsergebnis, idealerweise in Form einer Strichzeichnung, visualisiert

werden und möglichst auch metrisch nachvollziehbar sein. Da konventionelle Auswertungsprogramme mit Eingabepunkten und daraus abgeleiteten Strecken, vor allem bei Bildüberlagerungen, arbeiten, wird es das Ziel sein, repräsentative Strukturen auf Punkte und Strecken zu abstrahieren.

Da im Rahmen der Überprüfung der Vergleichbarkeit der Methoden keine absolute Identität erwartet werden kann, muss die Frage geklärt werden, welches Maß der Abweichung akzeptiert werden kann.

4. Material

Um das abgelaufene sagittale und vertikale Schädelwachstum eines Patienten in einem Intervall I mittels Überlagerung von Fernröntgenseitenbildern nachzuvollziehen, bedarf es zweier Aufnahmen des Patienten, zu den Zeitpunkten T1 und T2 mit einem Mindestabstand von einem Jahr, da bei geringerer Intervallgröße das Ausmaß der Zeichnungsgenauigkeit und die Überlagerungsgenauigkeit, bedingt durch eine endliche Dicke der verwendeten Strukturen, das Ausmaß des abgelaufenen Wachstums überdecken können [8], [9], [10]. Aus diesem Grund wurden für die Pilotstudie Röntgenbildpaare von Patienten verwendet mit einem Mindestintervall von 2 Jahren (Tabelle 4.1), für die Hauptuntersuchung mit einem durchschnittlichen Intervall von 4,5 Jahren (Tabelle 4.2).

Um unkalkulierbare Fehler durch eine mangelnde Strukturwiedergabe zu vermeiden, wurde bei der Bildauswahl Wert darauf gelegt, dass eine optimale Kontrastierung der knöchernen Strukturen vorlag.

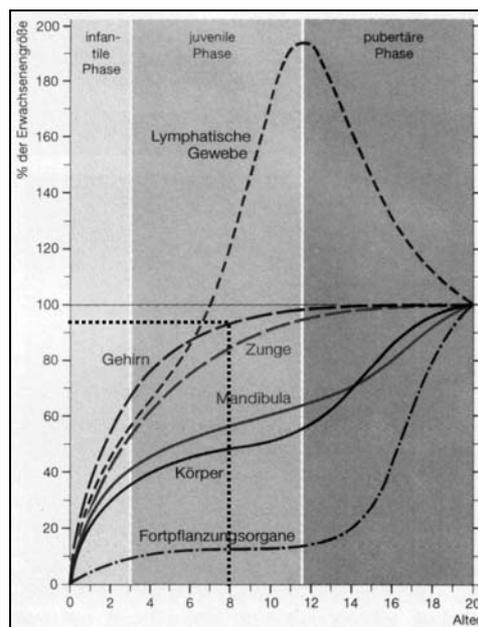


Abb. 4.1: Postnatale Wachstumskurve einzelner Organe, aus [71], modifiziert, nach Scammon et al. [66]

Aus Untersuchungen von BIRTE MELSEN [54], besonders der histologischen Untersuchung der Schädelbasis, wie auch nach SCAMMON ET AL. (Abbildung 4.1) [66] und MIETHKES jüngstem Artikel [55] zum Schädelwachstum wird deutlich, dass im Bereich des Os sphenoidale, aber auch in der anterioren Schädelbasis ab etwa dem 8. bis 9. Lebensjahr nur noch geringfügiges Wachstum stattfindet und dieser Bereich somit nur noch minimalen Formveränderungen un-

terworfen ist, weshalb BJÖRK diese Bereiche für die Gesamtüberlagerung empfiehlt [21]. Daher durften die Patienten zum Aufnahmezeitpunkt T1 nicht jünger als 8 Jahre sein, jedoch sicher präpubertär, damit bis T2 noch hinreichend Wachstum erwartet werden konnte (Tabelle 4.2).

4.1 Auswertungsprogramm

Das sowohl in der Pilotstudie wie auch in der Hauptuntersuchung genutzte Auswertungsprogramm ist *DiagnoseFix 2001*© von Dr. JÖRG WINGBERG [73]. Es wurde auf einem IBM-Rechner mit Intel Pentium III Prozessor und dem Betriebssystem *Microsoft® Windows98*© von installiert.

Das Auswertungsprogramm erlaubt dem Benutzer, sowohl bestehende Analysen zu modifizieren als auch neue Analysen anzulegen. Die in der Pilotstudie und in der Hauptuntersuchung verwendeten Punkte und Messungen standen in keiner der vorinstallierten Analysen zu Verfügung, so dass eine neue Analyse angelegt wurde. Eine bestehende Analyse zu modifizieren erschien für die zentrale Fragestellung als nicht rationell, da nur die Punkte Sella (S) und Nasion (N) übernommen werden konnten, hingegen eine Vielzahl von Punkten nicht benötigt wurde und keine bestehende Messung übernehmbar war. Für aufbauende Untersuchungen eignete sich die Erweiterung der Analyse *FRS-München*, eine Modifikation der *Bergen-Analyse* nach HASUND [37], [68].

4.1.1 Oberfläche zur Programmierung neuer Analysen unter *DiagnoseFix*©

Nach Öffnen von „Methoden – neu“ und der Benennung der neuen Analyse, hier *Superimpose cranial base*, müssen multiple Parameter definiert werden. Die hierfür zur Verfügung stehende Oberfläche zeigt Abbildung 4.2a.

Unter „Allgemeine Informationen“ wird das Eingabeobjekt, hier Fernröntgenseitenbild, definiert.

Bei „Eingabepunkte“ (Abb. 4.2b) werden die Nomenklatur der Eingabepunkte, deren Reihenfolge, die gleichzeitig als programminterne Identifikationsnummer der Punkte fungiert, als auch die Markierung dieser Punkte auf einem Hilfsbild, welches in der Auswertungsoberfläche eingeblendet ist (Abb. 4.3), festgelegt.

Die „Hilfspunkte“ (Abb. 4.2c) dienen der Konstruktion nicht zu digitalisierender Punkte, die entweder für Berechnungen oder der Erzeugung von Linienzeichnungen unter „graphische Elemente“ dienen.

Das Tool „Berechnungen“ (Abb. 4.2d) erlaubt unter Zuhilfenahmen definierter Punkte, Strecken und existenter Messwerte die Ausgabe von x-/y-Koordinaten und Längen-

/Abstandsmessungen in 0,1 mm –Einheiten, Winkelmessungen, Rechenfunktionen und multiple Funktionen im Rahmen der Modellanalyse.

Bei „Anzeige“ können die Ausgabe der erfolgten Messungen und zusätzlicher Text sowie Definitionen für den Formulare Ausdruck festgelegt werden.

Unter „Grafik, grafische Elemente“ stehen vielfältige Möglichkeiten zur Gestaltung von Linienzzeichnungen, aber auch die Definition der Überlagerungsmethodik (Abb. 4.2.e) zur Verfügung.

Über den Button „FRS-Planungsfunktion“ können Veränderungsmöglichkeiten im Rahmen vom Bewegungen von Zähnen und knöchernen Strukturen voreingestellt werden, eine Funktion, die für die vorliegende Untersuchung keine Verwendung findet.

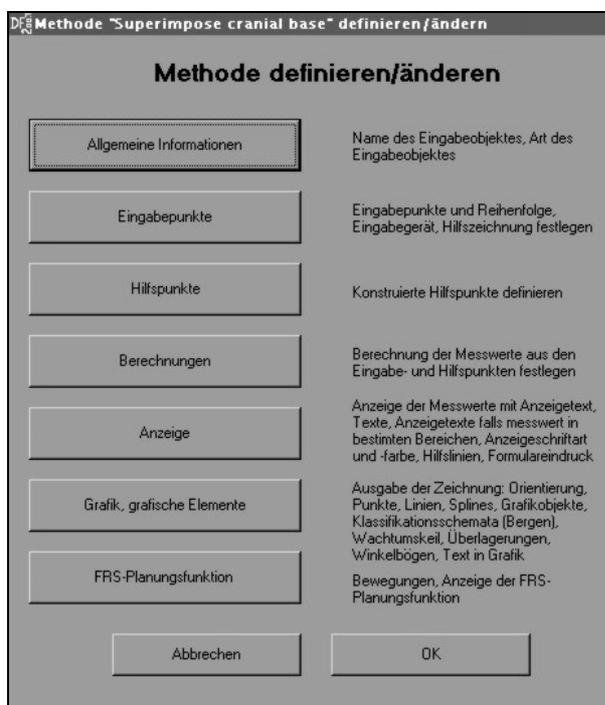


Abb. 4.2.a: Oberfläche zur Definition neuer Analysen
respektive Modifikation bestehende Analysen

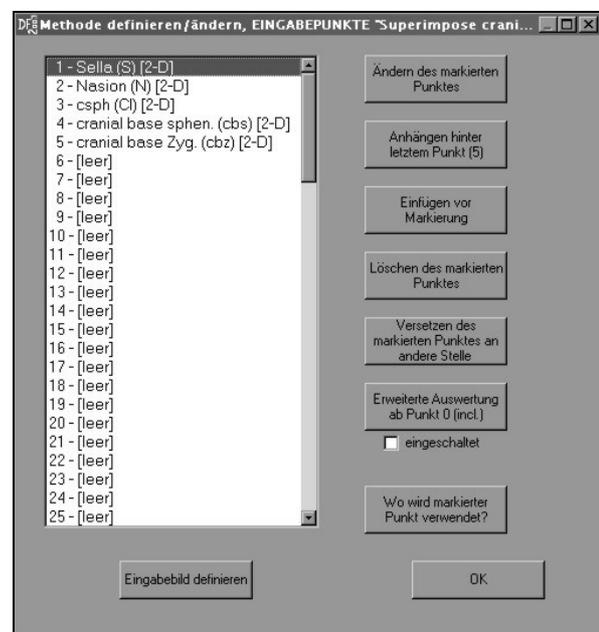


Abb. 4.2b: Fenster zur Definition zu digitalisierender
Punkte mit Festlegung auf dem Hilfsbild

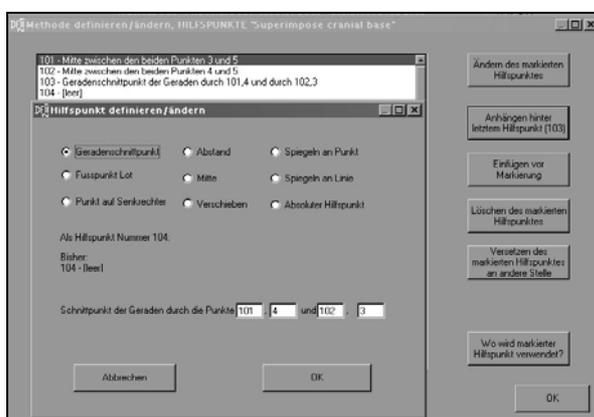


Abb. 4.2c: Fenster zur Definition von Hilfspunkten

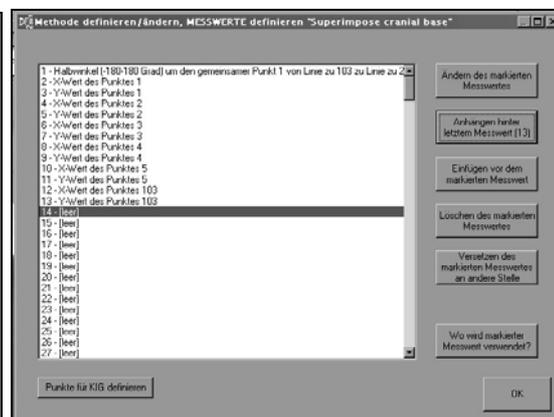


Abb. 4.2d: Fenster zur Definition von Messwerten

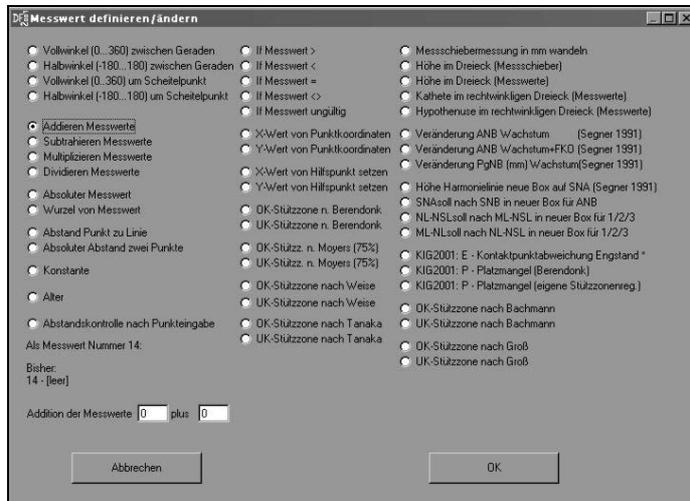


Abb. 4.2e: Fenster der möglichen Messwertdefinitionen

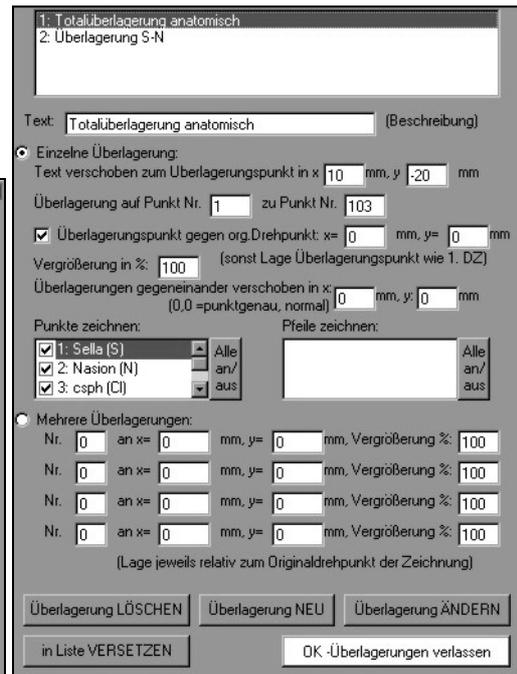


Abb. 4.2e: Fenster zur Definition der Überlagerungsmethodik

4.1.2 Digitalisierung von Röntgenbildern unter DiagnoseFix©

Nach Eingabe der Patientendaten respektive Auswahl eines vorhandenen Patienten und Festlegung der zu verwendenden Analyse sowie Eingabe des Aufnahmedatums und Auswahl der Röntgenbilddatei steht dem Benutzer die in Abbildung 4.3 zu sehende Auswertungsoberfläche mit multiplen Funktionen zur Verfügung.

In der Kopfleiste sind die Kenndaten des Patienten und das Röntgendatum eingeblendet.

Das große Fenster links zeigt das zu vermessende Röntgenbild mit Dateinamen unten links, nach vollständiger Markierung aller Punkte werden diese und definierte Linien und Strecken auf das Bild projiziert. Die Reihenfolge der zu digitalisierenden Punkte ist im rechten oberen Fenster eingeblendet, wobei der aktuelle Punkt farbig unterlegt ist. Das rechte untere Fenster enthält das Hilfsbild, wo auf die gerade aufzusuchende Landmarke exemplarisch mit einem roten Kreuz hingewiesen wird.

Weiter stehen Buttons zur Bildvergrößerung (+Zoom+) und Verkleinerung (-Zoom-) und diverse Möglichkeiten der Bildbearbeitung zur Verfügung, unter anderem Helligkeits- und Kontrastmodulation, Inversion, mit dem Ziel, die Messpunkte möglichst sicher und präzise markieren zu können.

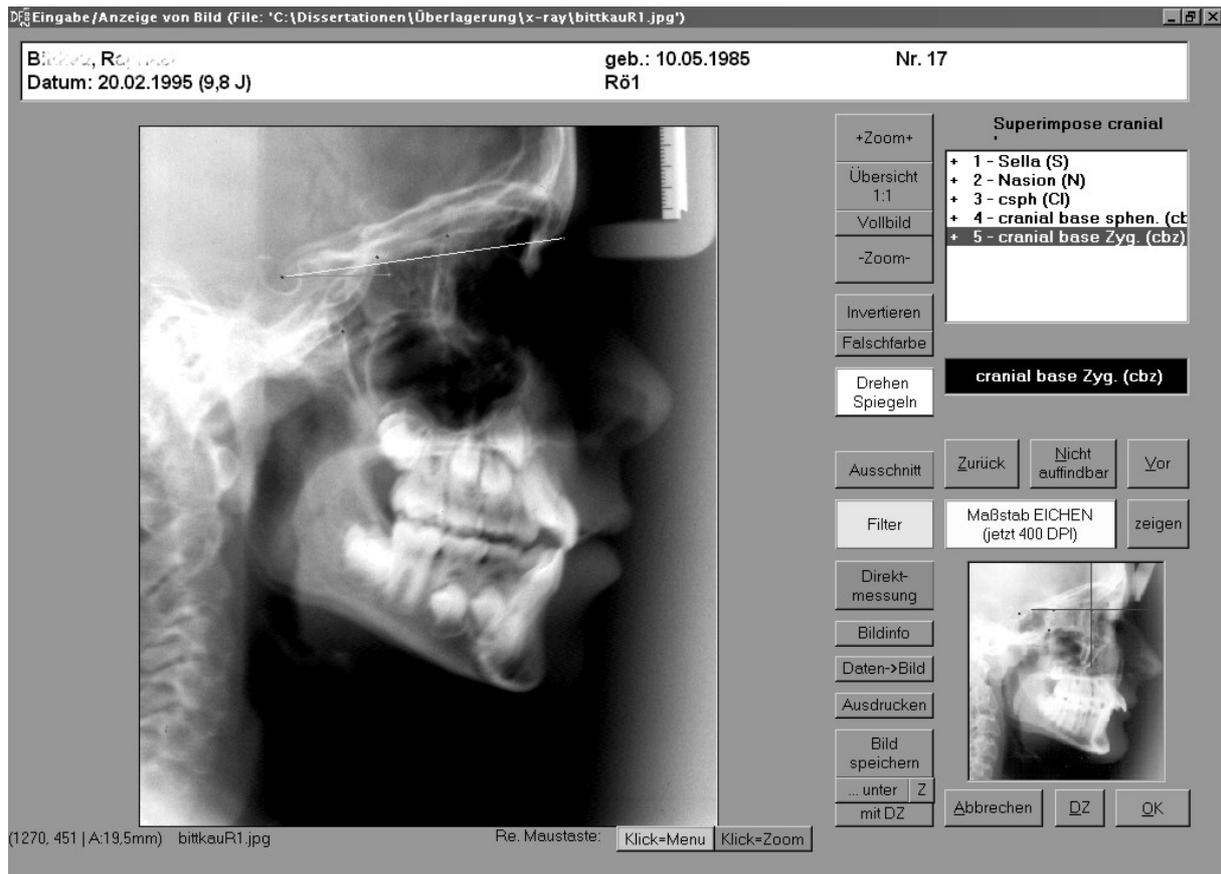


Abb. 4.3.: Auswertungsoberfläche von DiagnoseFix©

4.2. Material der Pilotstudie

Ziel der Pilotstudie war es, auf den Fernröntgenseitenbildern sicher reproduzierbare Landmarken zu finden, die bei der On-screen-Auswertung aufgesucht werden können und dann als Basis für eine strukturbezogene Überlagerung dienen.

Hierfür wurden nach oben beschriebenen Kriterien 10 Röntgenbildpaare aus den Archiven der Poliklinik für Kieferorthopädie der LMU-München ausgesucht. Das Durchschnittsalter der Patienten zum Zeitpunkt T1 betrug 9,5 Jahre, zwischen beiden Aufnahmen lagen im Mittel 3,6 Jahre (Tabelle 4.1).

	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Alter T1(P)	10	3,3	8,5	11,8	9,5	1,0
Alter T2 (P)	10	4,2	11,0	15,2	13,1	1,6
Alter T2-T1 (P)	10	3,9	2,1	6,0	3,6	1,3
Gültige Werte (Listenweise)	10					

Tab. 4.1: Deskriptive Statistik für die Altersverteilung in der Pilotstudie

4.3. Material der Hauptuntersuchung

Kernfrage der Hauptuntersuchung ist es, zu klären ob die in der Pilotstudie gefundenen Landmarken und die theoretisch abgeleiteten Abbildungsvorschriften für eine Überlagerung digitaler Fernröntgenseitenbilder, wie sie unter 5.1 differenziert beschrieben sind, ein vergleichbares Ergebnis und somit adäquate Informationen zum abgelaufenen Schädelwachstum liefern, wie bei der manuellen Überlagerung analog erstellter Bilder.

Um eine direkte Vergleichbarkeit der Überlagerungsergebnisse zu erhalten, mussten jeweils die selben Röntgenbildpaare analog (manuell) und digital überlagert werden. Hierfür wurden die analog vorliegenden Aufnahmen mit einem Durchlichtscanner der Firma Linotype Hell mit einer Auflösung von 400 dpi (dots per inch) und einem Abbildungsmaßstab von 1:1 gescannt. Das bedeutet, ein Bildpunkt (Pixel) besitzt bei dieser Auflösung eine Kantenlänge von 0,064 mm, es werden somit nach dem Nyquist-Theorem [60] Strukturen ab 0,128 mm sicher differenzierbar wiedergegeben. Da das Auflösungsvermögen des menschlichen Auges 0,1 mm beträgt [60], darf die verwendete Scannauflösung für die Rahmenbedingungen der vorliegenden Untersuchung als hinreichend angesehen werden und ist vergleichbar der Auflösung direkt digital erstellter Röntgenbilder mit 300 dpi.

Es wurden 50 Röntgenbildpaare, vergleichbar zu jenen der Pilotstudie, ausgesucht, gemäß der genannten Vorgaben im 8-bit- Modus mit 256 Graustufen eingescannt und als jpg- Dateien mit 20 % Kompression abgespeichert.

Das Durchschnittsalter der Patienten zum Zeitpunkt der ersten Aufnahme betrug 10,2 Jahre, die zweite Aufnahme wurde im Mittel 4,5 Jahre später erstellt, mit einem Minimum von 1,2 Jahren und einem Maximum von 8,1 Jahren.

	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Alter T1	50	4,7	8,1	12,8	10,2	1,1
Alter T2	50	8,2	10,8	19,0	14,7	2,4
Alter T2-T1	50	6,9	1,2	8,1	4,5	1,9
Gültige Werte (Listenweise)	50					

Tab. 4.2: Deskriptive Statistik für die Altersverteilung in der Hauptuntersuchung

5. Methode

Die Überlagerung von Röntgenbildern darf in Anlehnung an BJÖRKs Empfehlungen [21], [16] definiert werden als das Zur-Deckung-Bringen jener identischen anatomischer Strukturen, welche nicht durch Wachstumsvorgänge verändert werden und somit als Fixum anzusehen sind.

5.1 Mathematische Grundlagen zur Röntgenbildüberlagerung

Mathematisch betrachtet bedeutet das, der Punkt A_1 mit den Koordinaten $(x_{A1}/y_{A1}/z_{A1})$ des Röntgenbilds A wird auf den Punkt B_1 mit $(x_{B1}/y_{B1}/z_{B1})$ des Röntgenbilds B abgebildet mit der Abbildungsvorschrift $x_{B1} - x_{A1} = 0$, $y_{B1} - y_{A1} = 0$, $z_{B1} - z_{A1} = 0$. Bei Abbildungen im zweidimensionalen Raum, wie er bei Röntgenbildern vorliegt, hier dem Fernröntgenseitenbild, entfällt der transversale Vektor, die z-Dimension. Da die für die Überlagerung zu verwendenden Strukturen eine endlich flächige Ausdehnung besitzen, können diesen Strukturen n verschiedene Punkte mit $n \rightarrow \infty$ einbeschrieben werden. So gilt, der Punkt A_n wird auf B_n abgebildet, mit $x_{Bn} - x_{An} = 0$, $y_{Bn} - y_{An} = 0$ (Abb. 5.1).

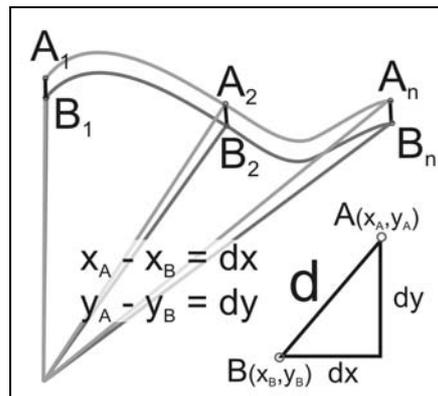


Abb. 5.1: Abbildung der Punkte des Röntgenbilds A auf Röntgenbild B

Diese präzise Abbildungsvorschrift ist in der Praxis jedoch nicht für alle Punkte dieser als wachstumsstabil angesehenen Regionen möglich. Hierfür sind folgende Ursachen zu berücksichtigen.

1. Die Positionierung des Patientenkopfes im Kephalostaten ist bei zwei zeitlich getrennt angefertigten Röntgenbildern nicht exakt reproduzierbar, so dass bereits eine nur geringe Neigung oder Rotation des Kopfes aus den Mediansagittalebene heraus zu einer unterschiedlichen Wiedergabe dreidimensionaler Strukturen führt. Ursache hierfür ist, dass konventionelle Röntgenbilder, im Gegensatz zu Computertomogrammen, ein Summationsbild multipler paralleler Bildebenen wiedergeben [60].

2. Eindeutig reproduzierbare Punkte, die durch die Überschneidung scharfer anatomischer Strukturen definierbar sind, besitzen eine endliche Ausdehnung und erlauben somit nicht, genau einen exakten Kreuzungspunkt festzulegen, man erhält eine Punktwolke.
3. Auch Strukturen, die als wachstumsstabil beschrieben werden, unterliegen appositionellen und resorptiven Umformungsprozessen, die, wenn auch gering, zu Formänderungen der Oberflächen führen [55] [14] [23] [X?] [->60].

Diese Aspekte machen deutlich, dass die mathematisch zu fordernden Bedingungen zur Überlagerung von Punkten nicht realisierbar sind, vor allem da eine eineindeutige Punktdefinition auf Bild A und entsprechend auf Bild B nicht möglich ist. Vielmehr muss das Bestreben darin bestehen, Punkte einer möglichst engumschriebenen Punktwolke dichtest möglich anzunähern. Die daraus resultierende Abbildungsvorschrift muss folglich lauten:

$$x_{Bn} - x_{An} = d_x, y_{Bn} - y_{An} = d_y, \text{ mit } d_x, d_y \rightarrow 0.$$

Damit verbunden ist eine nur bedingte Genauigkeit der Überlagerung und der daraus gewonnenen Ergebnisse, wobei „Ursache 2“ die Obergrenze der möglichen Präzision beschreibt.

Bei einer computergestützten Überlagerung von Röntgenbildern erfahren die beschriebenen Abbildungsvorschriften Grenzen.

Die Markierung (digitizing) unendlich vieler Punkte ist in der Praxis nicht möglich.

Kein konventionell erhältlichen Auswertungsprogramm für Fernröntgenbilder bietet eine Abbildungsvorschrift, in der mehr als zwei Punkte auf zwei Röntgenbildern möglichst nahe zueinander adaptiert werden können.

Daraus entsteht die Forderung, möglichst wenige, für die jeweilige anatomische Struktur repräsentative Markerpunkte mit hoher Reproduzierbarkeit zu finden. Weiter muss deren Anzahl vor dem Überlagerungsprozess auf zwei reduziert werden und dabei ein gemeinsamer Fixpunkt definiert werden.

5.2 Pilotstudie

Die erste Aufgabe lautete somit, in als wachstumsstabil betrachteten Strukturen, wie Os sphenoidale und dem medialen Boden der anterioren Schädelbasis, regio Os ethmoidale [33] [21], repräsentative und reproduzierbare Markerpunkte zu evaluieren.

5.2.1 Evaluation repräsentativer Markerpunkte

In der Röntgenkephalometrie finden in den meisten Analysen Messpunkte Verwendung, die auf scharf umrissenen Knochenstrukturen liegen und möglichst durch Schnittpunkte mit anderen anatomischen Arealen definiert sind, respektive sich durch scharf gewinkelte Strukturverläufe auszeichnen, um eine hohe Genauigkeit und Reproduzierbarkeit zu sichern [13]. Bei-

spiel hierfür sind der Punkt Artikulare, Schnittpunkt der äußeren Schädelbasis mit der dorsalen Kontur des Collum mandibulae (Abb. 5.2a) [68] oder der Punkt Spina, der anteriorste Punkt der Spina nasalis anterior (Abb. 5.2b) [68].

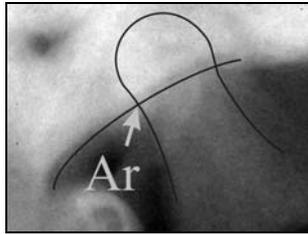


Abb.: 5.2a: Artikulare, Beispiel für sich schneidende Strukturen

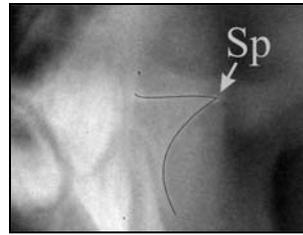


Abb. 5.2b: Spina nasalis anterior, Beispiel scharf gewinkelte Strukturen

Um diesen Bedingungen zu genügen, konnten im Rahmen einer 10 Röntgenbildpaare umfassenden Pilotstudie die in Abbildung 5.2c markierten Punkte gefunden werden. Mögliche Referenzpunkte wurde deduktiv ermittelt, indem Durchzeichnungen von Fernröntgenseitenbildern der Zeitpunkte A und B erstellt wurden (Abb. 5.3a, 5.3b), wobei die Markierung der Messpunkte S (Sella) und N (Nasion) auf den Röntgenbildern vor dem Durchzeichnen mittels Einstechen mit einer feinen Nadel ($\varnothing = 0,15 \text{ mm}$) erfolgte. Besonderes Augenmerk kam der präzisen Wiedergabe scharf konturierter, röntgentransluzenter Strukturen und deren Schnittpunkten im Bereich der Schädelbasis zu, sowie der exakten Übernahme von S und N.

Die Röntgenbildpaare wurden dann gemäß den Empfehlungen von BJÖRK [21] überlagert und der Punkt N_A des untenliegenden Bildes A auf Bild B mittels Durchstechen übertragen. Nach Reposition der Durchzeichnung B auf das Röntgenbild B erfolgte der Übertrag des Punktes N_A auf diese Durchzeichnung, wie in Abbildung 5.3b dargestellt. So war die Röntgenbildüberlagerung auf den Durchzeichnungen reproduzierbar, indem die Zeichnung A auf die Durchzeichnung B gelegt, in S fixiert und mit N_A zur Deckung gebracht wurde. Damit ergab sich die Möglichkeit, Strukturlinien, respektive Punkte zu evaluieren, die zwischen beiden Bildern möglichst geringen Unterschiede aufweisen und somit als Repräsentanten zur punktgestützten Überlagerung geeignet sind, wie es Abbildung 5.3c wiedergibt.

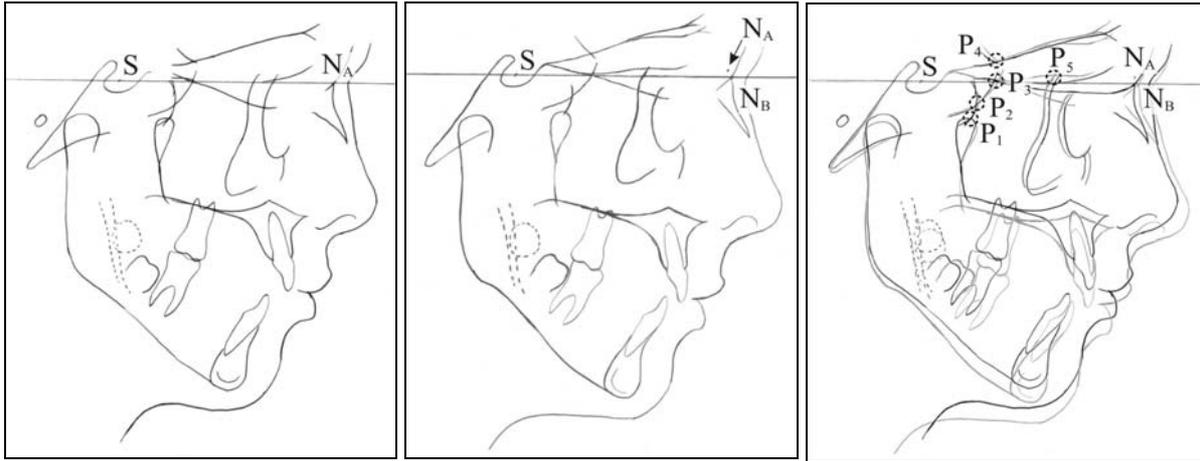


Abb. 5.3a: Durchzeichnung zum Zeitpunkt A mit S und N_A

Abb. 5.3b: Durchzeichnung zum Zeitpunkt B mit S und N_B

Abb. 5.3c: Überlagerung der Durchzeichnungen in S und N_A

Hier finden sich fünf Regionen, mit Strukturschnittpunkten P₁ – P₅, welche zwischen den Bildpaaren enge Nachbarschaft zeigen.

Diese Punkte definieren sich durch folgende anatomischen Strukturen, respektive deren röntgenologische Projektion.

P₁: Schnittpunkt des Sinus sphenoidale mit den Fossae pterygopalatinae, wobei auf Grund der hohen Strukturdicke meist nur die bildnahe, linke Fossa pterygopalatina erkennbar ist.

P₂: Schnittpunkt des Sinus sphenoidale mit der anterioren Kurvatur der Fossae cranii mediae; auch hier ist meist nur die bildnahe Fossa cranii media deutlich erkennbar.

P₃: Schnittpunkt des medianen Corpus ossis sphenoidalis, Facies cerebralis mit der anterioren Kurvatur der Fossae cranii mediae; die bildnahe Fossa cranii media ist auch hier meist nur deutlich erkennbar.

P₄: Schnittpunkt der Fossae cranii anteriores mit der Projektion der Grenzlinien der Alae majores und Alae minores des Os sphenoidale; wiederum sind nur die bildnahen Strukturen deutlich erkennbar.

P₅: Schnittpunkt des Os ethmoidale, Facies cerebralis mit den posterioren Rändern des jeweiligen Processus zygomaticus ossis frontale und Os zygomaticus. Dieser posteriore Randverlauf ist im Fernröntgenseitenbild als deutliche radioopake Linie erkennbar. Da die Literatur hierfür keine Nomenklatur bietet, wird vom Autor für diese Struktur die Bezeichnung *Linea zygomatica posterior* eingeführt. Da beide Lineae zygomaticae posteriores deutlich abgebildet werden, soll immer die bildnahe, im Röntgenbild dorsalere verwendet werden.

Da sich P₄ nicht in der medianen Schädelbasis lokalisiert, welche nach BJÖRK [21] zur Röntgenbildüberlagerung bevorzugt werden soll, fand dieser Punkt keine Verwendung.

P_1 und P_2 liegen sehr nahe beisammen, sodass einer der beiden Punkte eliminiert werden konnte. Björk [16] berichtet bereits 1966, dass ein zur Evaluation von Wachstumsprozessen die anteriore Schädelbasis aber auch kraniale Strukturen der Fossa pterygopalatina nutzte. P_1 ist in eben dieser Region lokalisiert. Die Favorisierung des Punktes P_1 gründet sich auch auf der Feststellung, dass infolge der Überlagerung multipler Strukturen, welche häufig nicht sicher definierbar und somit schwer reproduzierbar sind, wurde von der Verwendung von P_2 Abstand genommen, wenngleich er sich im Corpus sphenoidale befindet und somit auch als gesuchte Landmarke möglich ist. In Fällen, in welchen der Punkt P_1 nicht deutlich bestimmbar ist, kann P_2 gleichwertig genutzt werden.

Es ist somit gelungen, die Punktmenge auf drei gut reproduzierbare Punkte einzuschränken und eine in der Praxis realisierbare Digitalisierung der Punktmenge zu erreichen. Die zur Anwendung gebrachten Landmarken erhalten folgende Nomenklatur, sie sind in Abbildung 5.4 wiedergegeben.

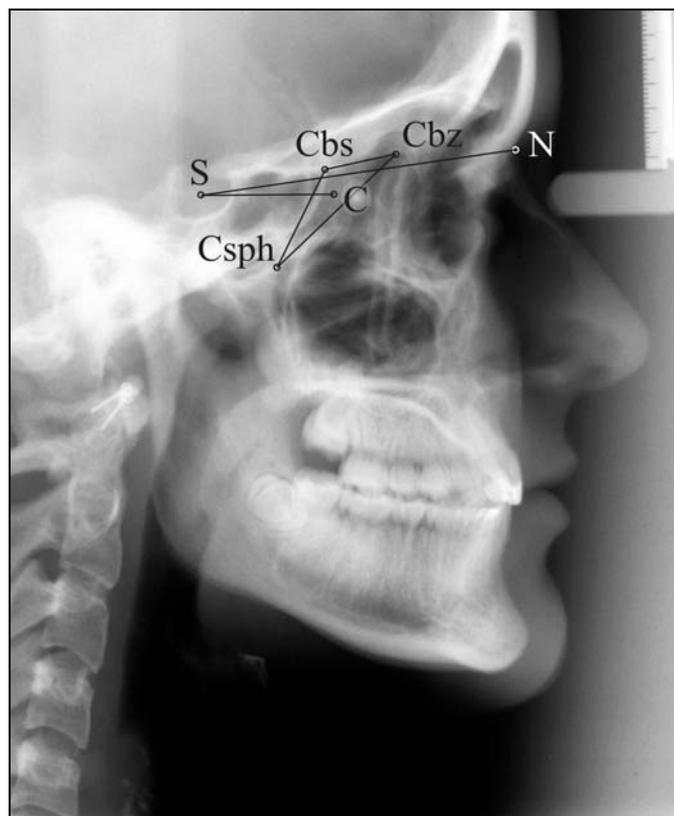


Abb. 5.4: Markierung der Landmarken Csph, Cbs, Cbz sowie C und die Überlagerungsachse SC

P_1 : corpus sphenoidale (Csph)

P_3 : cranial base sphenoidale (Cbs)

P_5 : cranial base zygomatica- (Cbz)

Center (C): Schwerpunkt des Dreiecks, welches durch C_{sph}-C_{bs}-C_{bz} aufgespannt wird
 Die Reduktion der zur Überlagerung zu verwendenden Punktmenge und Festlegung eines Fixpunktes konnte ebenfalls gelöst werden.

5.2.2 Evaluation eines Fixpunktes

BIRTE MELSEN [53] berichtet von der Formstabilität des ventralen und kaudalen Anteils der Sella turcica ab etwa dem 8. Lebensjahr. BJÖRK empfiehlt eben diese Bereiche [21] als Fixum für seine Überlagerungstechnik. Hier wird der Schnittpunkt zwischen der Fossa hypophysialis und den Processus clinoides anterior als besonders wachstumsstabil beschrieben (Abb. 5.5a).

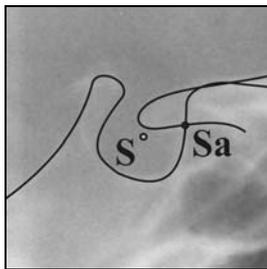


Abb. 5.5a: Fossa hypophysialis (Sella) mit Markierung relevanter Strukturen



Abb. 5.5b: durchschnittliche Strukturwiedergabe der Sella zu T1

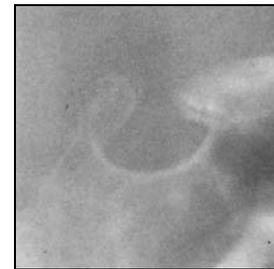


Abb. 5.5c: durchschnittliche Strukturwiedergabe der Sella zu T2

Die Brauchbarkeit dieser Landmarke Sella anterior (Sa) als Fixpunkt wurde evaluiert. Im Rahmen der bisherigen Untersuchungen wurden bereits nach korrekter Überlagerung der Röntgenbilder der Punkt Sella (S) mittels einer Nadel identisch auf je beiden Bildpaaren markiert. Diese Bilder wurden identisch zu den Aufnahmen der Hauptuntersuchung eingescannt. Wenn sich die Relation von Sa zu S bei mehrmaliger Auswertung und zwischen den Röntgenbildpaaren (T1, T2) nur minimal ändert, kann Sa als Fixpunkt akzeptiert werden. Hierzu wurden die 10 Bildpaare je dreimal digitalisiert. Die deskriptive Statistik dieser Untersuchung ist in Tabelle 5.1 wiedergegeben. Folgende Messwerte kamen zur Beurteilung.

$\Delta S(x)$: Differenz zwischen dem Mittelwert der x-Koordinate von Sella und dem tatsächlichem x-Wert (Streuung der x-Werte)

$\Delta S(y)$: Differenz zwischen dem Mittelwert der y-Koordinate von Sella und dem tatsächlichem y-Wert (Streuung der y-Werte)

(Sa-S): Differenz der Koordinatenwerte von Sella anteriore (Sa) und Sella (S)

$\Delta D(Sa-S)(x)$: Differenz zwischen dem arithmetischem Mittel der x-Wert von (Sa-S) und dem tatsächlichem x-Wert (Streuung der x-Werte)

$\Delta D(Sa-S)(y)$: Differenz zwischen dem arithmetischem Mittel der y-Wert von (Sa-S) und dem tatsächlichen y-Wert (Streuung der y-Werte)

$\Delta(\bar{\chi}(Sa-S)T2 - \bar{\chi}(Sa-S)T1)(x)$: Differenz der arithmetischer Mittel der x-Werte von (Sa-S) zwischen den Röntgenbildern von T1 und T2

$\Delta(\bar{\chi}(Sa-S)T2 - \bar{\chi}(Sa-S)T1)(y)$: Differenz der arithmetischer Mittel der y-Werte von (Sa-S) zwischen den Röntgenbildern von T1 und T2

x0,1[mm]	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
$\Delta S(x)$	60	3,0	-1,0	2,0	4,741E-15	,617
$\Delta S(y)$	60	4,0	-2,3	1,7	1,263E-14	,704
$\Delta D(Sa-S)(x)$	60	7,0	-2,7	4,3	1,012E-17	1,331
$\Delta D(Sa-S)(y)$	60	6,0	-2,7	3,3	7,841E-16	1,171
$\Delta(\bar{\chi}(Sa-S)T2 - \bar{\chi}(Sa-S)T1)(x)$	10	12,3	-2,3	10,0	2,783	4,882
$\Delta(\bar{\chi}(Sa-S)T2 - \bar{\chi}(Sa-S)T1)(y)$	10	11,0	-3,0	8,0	2,000	3,762

Tab. 5.1: Deskriptive Statistik für Sella (S), Relation Sella anterior und Sella (Sa-S) je Röntgenbild und dem Relationsverhalten zwischen den Zeitpunkten T1, T2 ($\bar{\chi}(Sa-S)T2 - \bar{\chi}(Sa-S)T1$)

Die noch als tolerabel (x: 0,6 mm, y: 0,7 mm) anzunehmende Streuung der Relation Sa zu S, wobei S als nahezu stabil angesehen werden kann, darf nicht über erhebliche Differenzen zwischen den Aufnahmen, T1, T2 hinwegtäuschen, die mit 1,2 mm in horizontaler Ausdehnung und 1,1 mm in vertikaler Dimension zu erheblichen Fehlern führen würden (Tab. 5.1), denn gerade hier muss Konstanz herrschen, wenn Sa Fixpunkt sein soll.

Ursache für dieses Ergebnis sind die Doppelabbildung der Processus clinoideus anterior mit nur geringer Trennschärfe beider Strukturen mit unsicherer Abgrenzung und möglichen Projektionsunterschieden zwischen den Röntgenbilder unterschiedlicher Aufnahmezeiten sowie eine meist breite und unscharfe Abbildung der Kompakta der Fossa hypophysialis, wie in Abbildung 5.5 b und 5.5.c erkennbar wird.

Da ausschließlich die von Birte Melsen als stabil beschriebenen Bereiche bei der Konstruktion des Punktes S [68] Verwendung finden, so dass auch S im selben Maß Stabilität besitzt, findet er als Fixpunkt Verwendung.

5.3 Umsetzung der Ergebnisse der Pilotstudie in der Hauptuntersuchung

Wenn die drei gefundenen Punkte der anterioren Schädelbasis aus oben genannten Gründen nicht vollständig zur Deckung zu bringen sind, so ist deren gleichmäßige Annäherung das Ziel. Von der analytischen Geometrie abgeleitet, ist der Schwerpunkt C (Center) eines Drei-

ecks der geometrische Mittelwert der Koordinaten seiner Eckpunkte $P_1(x_1, y_1)$, $P_2(x_2, y_2)$, $P_3(x_3, y_3)$.

$C(x_c, y_c)$: $x_c = (x_1 + x_2 + x_3) : 3$; $y_c = (y_1 + y_2 + y_3) : 3$; [2] (Abb. 5.6)

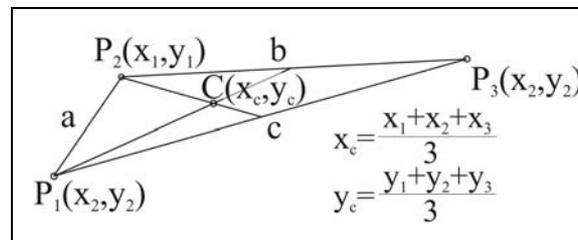


Abb. 5.6: Rechnerische und geometrische Ermittlung des Schwerpunkts eines Dreiecks

Das bedeutet, wachstumsbedingte Positionsänderungen dieser repräsentativen Punkte werden paritätisch berücksichtigt und erfüllen die Forderung [21], die Strukturen der anterioren Schädelbasis mit dem Fixum Sella möglichst nahe zu adaptieren.

Bei beschriebener Annäherung der drei Markerpunkte stellt der jeweilige Schwerpunkt das gemeinsame Zentrum und somit einzig gemeinsamen Überlagerungspunkt dar. Dies ist der jeweils zweite Punkt, dessen Bestimmungsalgorithmus dem Auswertungsprogramm definiert werden muss.

5.4 Programmierung der Analyse „Superimpose cranial base“

Allgemein erhielt die Analyse die Definition Fernröntgenseitenbild (FRS).

Die Eingabepunkte sind in der Digitalisierungsreihenfolge (s. auch Abb. 4.2b)

- 1: Sella (S), Mittelpunkt des größten Diameters der Sella turcica [68]
- 2: Nasion (N), ventralster Punkt der Sutura nasofrontalis [70]
- 3: Corpus sphenoidale (csph), Schnittpunkt Sinus sphenoidale mit der Fissura pterygopalatina
- 4: Cranial base sphenoidale (cbs), Schnittpunkt Os sphenoidale, Facies cerebralis, mit der Fossae cranii mediae
- 5: Cranial base zygomaticus (cbz), Schnittpunkt Os ethmoidale mit der Linea zygomatica posterior

Für die Definition des Hilfspunktes Center (C), dem Schwerpunkt des Dreiecks csph-cbs-cbz, wurde die geometrische Ermittlung eines Schwerpunkts genutzt, der Schnittpunkt der Seitenhalbierenden eines Dreiecks. Die Seitenhalbierende ist definiert als die Verbindungslinie eines Eckpunktes zum Mittelpunkt der gegenüberliegenden Seite [2].

Die Konstruktionsanweisung lautete folglich (s. auch Abb. 4.2c):

Hilfspunkt 101: Mitte zwischen den Punkten 3 und 5 (=Verbindungsline csph-cbz)

Hilfspunkt 102: Mitte zwischen den Punkten 4 und 5 (=Verbindungsline cbs-cbz)

Hilfspunkt 103: Geradenschnittpunkt der Geraden durch 101, 4 und durch 102, 3 (= Schwerpunkt)

Berechnet sollten die x- und y-Werte aller Punkte werden sowie der Winkel CSN werden (s. auch Abb. 4.2d). Diese Messungen wurden unter „Anzeigen“ bestimmt in einer Tabelle ausgegeben zu werden.

Im Fenster „Grafiken, grafische Elemente“ wurde definiert, dass die Punkte S, N, Csph, Cbs, Cbz und C sowie die Strecken SN und SC auf der Auswertungsebene in das Röntgenbild eingeblendet werden (Abb. 4.3) als auch in der Wertansicht erscheinen. Unter „Überlagerung“ muss der Überlagerungsmethode ein Name gegeben werden, hier „Totalüberlagerung anatomisch“, und die beiden Punkte, welche die Überlagerungsachse aufspannen, hier 1 (S) und 103 (C), wobei der erste Punkt den Fixpunkt bestimmt (s. auch Abb. 4.2e).

Das Programm überlagert so die Strecke SC_A mit SC_B im Fixpunkt S, die sonstigen als Strichzeichnungen wiedergegebenen anatomischen Strukturen des Schädels werden so farblich nach dem Aufnahmedatum differenziert, in einem Bild dargestellt, wodurch eine optische Interpretation der abgelaufenen Wachstumsprozesse, hier auf die anteriore Schädelbasis reduziert, sonst für den gesamten orofazialen Bereichs möglich ist.

5.5 Hauptuntersuchung

Im Rahmen der Hauptuntersuchung interessiert nun, ob die Differenz der Winkel $C_A SN_A$ und $C_B SN_B$ mit dem resultierenden Winkel $N_A SN_B$, gleich jenem ist, der in der manuellen Überlagerung analoger Röntgenbilder gemessen wird.

5.5.1 Vermessung und Überlagerung der digitalen Röntgenbilder

Auf den digital vorliegenden Röntgenbilder wurden unter der Analyse „Superimpose cranial base“ die hier definierten Punkte on screen markiert, bei einer konstanten Bildvergrößerung von 100 %. In Einzelfällen kamen die Bildbearbeitungswerkzeuge Helligkeits- und Kontrastmodulation zur Anwendung. Die Bildpaare eines Patienten wurden immer direkt hintereinander digitalisiert, um die Messpunkte auf beiden Röntgenbildern jeweils an möglichst identischen Stellen zu markieren, denn trotz präziser Definition der Landmarken Csph, Cbs, Cbz weisen diese Regionen deutliche interindividuelle aber auch intraindividuelle Variationen auf. Diese intraindividuelle, scheinbare Ungleichheit gründet meist auf nicht konstante Belichtungs- oder Entwicklungsparameter der Röntgenbilder aber auch auf moderat unterschiedliche Kopfhaltung zwischen den Aufnahmen, was zu einer unterschiedlichen Projektion respektive

Überlagerungsbild führt. Bei wachstumsbedingten Positionsänderungen der Landmarken ohne Veränderung der Aufnahmeparameter bleiben die der Messpunkt umgebenden Strukturen für das Betrachterauge weitgehend unverändert, sie weisen deutliche Ähnlichkeit auf.



Abb. 5.7a: Region der Lokalisation des Punktes Csph der Aufnahme T1

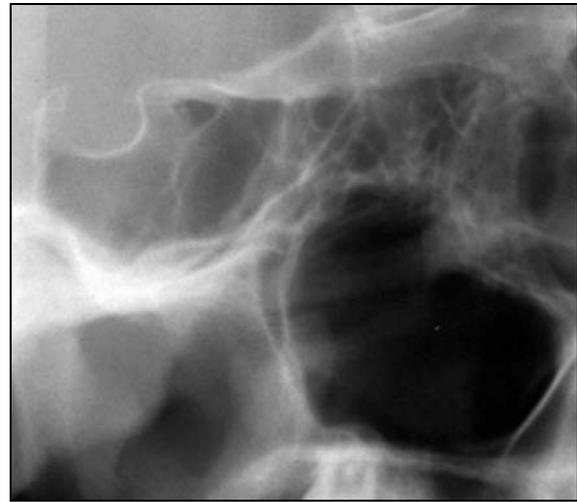


Abb. 5.7b: Region der Lokalisation von Csph der Aufnahme T2, Variation der Belichtung

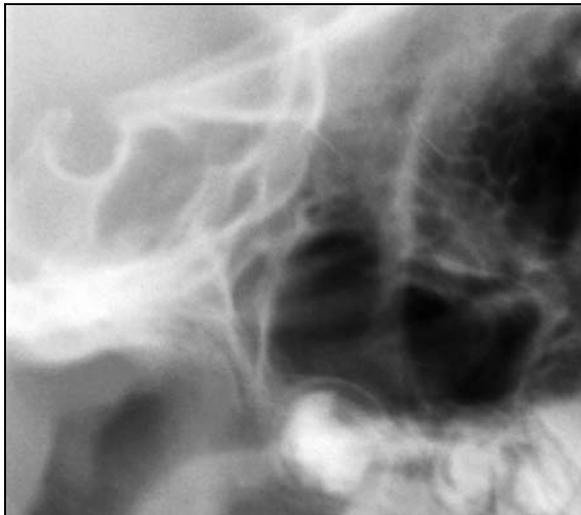


Abb. 5.8a: Region der Lokalisation des Punktes Csph der Aufnahme T1



Abb. 5.8b: Region der Lokalisation von Csph der Aufnahme T2, wachstumsbedingte Lageänderungen

Die Abbildungen 5.7a und 5.7b illustrieren scheinbare Unterschiede durch inkonstante Aufnahmebedingungen, die Abbildungen 5.8a und 5.8b stellen wachstumsbedingte Veränderungen gegenüber. Aus diesen Gründen, um aufnahmetechnische Fehlerquellen zu vermeiden, wurde vor dem endgültigen Abspeichern der Messungen die identische Position der Markerpunkte gegengleich kontrolliert. Hierfür stellt das Programm die Funktion „Korrektur der Eingabepunkte“ zur Verfügung. Hierbei gelangt man auf die Digitalisierungsoberfläche und

erhält das fragliche Röntgenbild, auf dem die bereits digitalisierten Messpunkte eingeblendet sind, primär in 1:1-Übersicht, ein Hineinzoomen mit Erhalt der markierten Punkte erlaubt eine genaue Kontrolle. Im Zweifelsfall kann hier auch der entsprechende Punkt neu digitalisiert werden.

Die Funktion der Bildüberlagerung erlaubt in dem hier verwendeten Auswertungsprogramm nur einen optische Eindruck der Überlagerung zu gewinnen, metrisch ausgegeben werden die einzelnen Messwerte der jeweiligen Röntgenbilder und deren Differenzwerte unabhängig von der zugrundeliegenden Überlagerungsmethode (Abb. 5.9).

Alle Röntgenbildpaare wurden dreimal zu unterschiedlichen Zeitpunkten ausgewertet, einerseits um durch Mittelwertbildung die Messgenauigkeit zu erhöhen, andererseits um das Streuungsverhalten der Landmarken zu evaluieren.

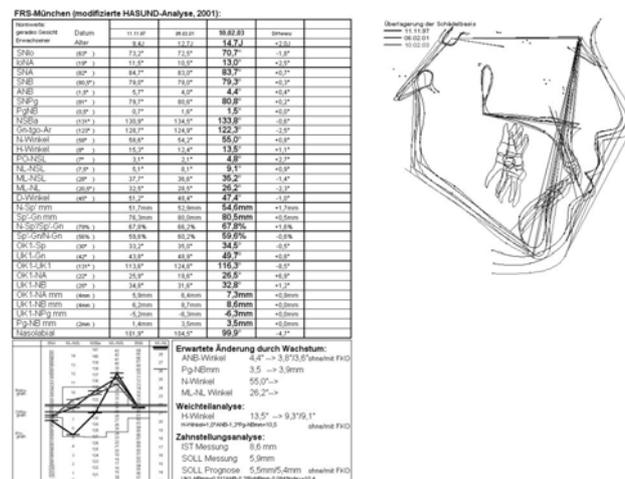


Abb. 5.9: Maßdaten mit Ausgabe der Durchzeichnung

5.5.2 Manuelle Überlagerung der analogen Röntgenbilder und Vermessung

5.5.2.1 Vorbereitung der Röntgenbilder

Die Markierung der Punkte Sella und Nasion erfolgte mittels einer Stahlnadel, welche eine standardisierte Perforation mit einem Durchmesser von 0,15 mm auf dem Röntgenfilm erzeugte. Das Aufsuchen dieser kephalometrischen Landmarken und die nachfolgende Überlagerung der Röntgenbilder erfolgte in einem vollständig abgedunkelten Raum auf einem Leuchtkasten Typ L1 der Firma DENTAURUM. Der Punkt Sella wurde hierbei zuerst auf der Aufnahme von T1 mittels Perforation markiert, dann die Aufnahme von T2 in den ventralen Strukturen der Sella turcica gemäß BJÖRK [21] zur Deckung gebracht und Sella mittels Perforation auf das obenliegende Röntgenbild übertragen.

Zusätzlich wurden drei weitere, frei wählbare Punkte A_1 , A_2 , A_3 respektive B_1 , B_2 , B_3 auf den Aufnahmen ebenfalls durch Perforationen festgelegt. Der Standardisierung wegen wurden diese Punkte im Bereich der in die Nasenstütze integrierten Messskala in rechtwinkliger Relation zueinander positioniert. Die Wahl einer möglichst transluzenten Region, in der Nähe des Punktes Nasion, gründet sich auf der Notwendigkeit, während der Röntgenbildüberlagerung besonders diese drei Punkte nebst dem Punkt Sella sicher zu finden. Die flächige Abbildung der Messskala bietet auch eine Orientierung für eine zweidimensionale Verteilung der Markerpunkte an den Kanten dieser ausgeprägt röntgendichten Struktur. Die Markierung der Punkte Sella, Nasion sowie der drei frei gewählten Punkte mittels Perforation des Röntgenfilms war nötig, um einerseits hochpräzise ($d = 0,15 \text{ mm}$) und fixierte Festlegungen dieser Punkte zu erhalten und durch die maximale Transluzenz der Perforationen ein sicheres Auffinden während der Überlagerung sicherzustellen.

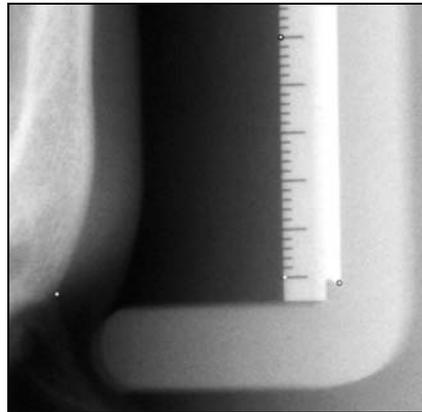


Abb. 5.10: Markierung der Punkte N, A_1 , A_2 , A_3 mittels Perforation

5.5.2.2 Manuelle Überlagerung der Fernröntgenseitenbilder

Eine Acetatfolie, versehen mit einer horizontalen Linie parallel zum oberen Rand mit einem Abstand von 8 cm, wurde so auf der Aufnahme T1 positioniert, dass die Punkte Sella und Nasion auf der Linie lagen und der Bereich der Nasenstütze sicher von der Folie überdeckt war. Die Punkte Sella und Nasion N_A wurden mit Bleistift durch kurze Striche markiert, Sella und die drei Punkte im Bereich der Messskala zusätzlich mit der Stahlnadel perforiert (Abb. 5.11). Für alle Markierungen auf der Folie wurde ein Druckbleistift der Firma Rotring® mit einem Mienendurchmesser 0,35 mm und der Härte 2H verwendet.



Abb. 5.11: Acetatfolie mit den Basispunkten S, N_A , A_1 , A_2 , A_3 und der Summation N_{B1-5} sowie B_1 , B_2 , B_3

Die Röntgenbildpaare wurden gemäß BJÖRKS Empfehlungen überlagert, Aufnahme A untenliegend, wobei die Sella turcica in der ventralen Kompakta zur Deckung kam, somit auch die Perforation der Sella-Punkte, und die transluzenten Strukturen der anterioren Schädelbasis, vor allem der regio Os ethmoidale. Die so überlagerten Bilder erhielten mittels zweier Kreppbandklebestreifen eine temporäre Fixierung, um die vorbereitete Acetatfolie so auf dem Röntgenbildpaar zu orientieren, dass Sella und die drei Perforationen im Bereich der Nasenstütze mit der untenliegenden Aufnahme zur Deckung kamen. Nun konnten die vergleichbaren drei Markerpunkte des zweiten Bilds mittels Bleistift auf die Folie übertragen werden. Danach konnten alle Fixierungen gelöst, die Folie allein auf Bild B gemäß den vorhandenen Markierungen positioniert und der Punkt Nasion N_B dieser Aufnahme übertragen werden. Der beschriebene, äußerst aufwändige Prozess der Registrierung der Punkte S, N_A und N_B gründet auf der Tatsache, dass meist einer der Nasion-Punkte bei der Überlagerung von Röntgenbildern wegen der starken Schwärzung in diesem Bereich nur unsicher auffindbar ist. Die Wahl von drei, nicht linear angeordneten Punkten begründet sich einerseits in eine Überdefinition bei der Reposition der Acetatfolie auf das Röntgenbild B, also der Sicherung hoher Präzision, andererseits, wenn einer der drei Punkte nicht sicher auffindbar war, bleibt dennoch eine sichere Reposition der Folie erhalten. Um bei Mehrfachausführung der Überlagerung, hier fünf-fach, Übertragungsfehler zwischen unterschiedlichen Folien zu vermeiden, wurden alle N_B -Punkte auf einer Acetatfolie fixiert. Bei dem gewählten Vorgehen brauchten lediglich die drei mit Bleistift übertragenen Punkte vor einer neuen Überlagerung entfernt werden. HOUSTON [40] wählte zum Vergleich fünf verschiedener Überlagerungsmethoden ein ähnliches Vorgehen, wobei er die Marker zur Messung von Winkelunterschieden zwischen den Methoden nutzte.

5.5.2.3 Vermessung der manuellen Überlagerung

Die so erstellten Actatfolien wurden mit einer Auflösung von 400 dpi im 8-bit-Graustufenmodus eingescannt. Bei computergestützter Vermessung, hier unter DiagnoseFix 2001©, kann einerseits durch die gegebene Vergrößerungsmöglichkeit eine präzisere Messung erfolgen, andererseits liegt die Ablesegenauigkeit bei der manuellen Winkelmessung bei 0,5°.

Für diese Messungen wurde in dem verwendeten Auswertungsprogramm eine neue Analyse, „Superimpose analog“ definiert.

Die Eingabepunkte lauteten: S, N_A, N_{B1}, N_{B2}, N_{B3}, N_{B4}, N_{B5}.

Berechnet und ausgegeben sollten werden die Winkel:

N_A-S-N_{B1}, N_A-S-N_{B2}, N_A-S-N_{B3}, N_A-S-N_{B4}, N_A-S-N_{B5}

5.5.3 Datenexport

Der Datenexport ist unter DiagnoseFix 2001© nur pro Patient und Auswertung je Analyse möglich [73]. Die Daten werden hierbei in einem ASCII-File gesammelt und sind sekundär in Microsoft® Excel 2000 importierbar, wo die Aufbereitung und Weiterverarbeitung stattfindet. Für weiterführende differenzierte statistische Auswertungen der gewonnenen Daten können diese als Tabellenblatt einer Excel-Datei in SPSS eingelesen werden.

5.6 Statistische Verfahren

Alle Tabellen für statistische Auswertungen der vorliegenden Arbeit wurden unter Microsoft® Excel 2000 erstellt und in das Statistikprogramm SPSS 10.0 für Windows importiert, wo differenzierte Auswertungen erfolgten. Statistikbezogene Graphiken konnten direkt unter Microsoft® Excel 2000 erstellt werden.

Die von BJÖRK für eine Totalüberlagerung von Röntgenbildern als überwiegend wachstumsstabil angesehenen Strukturen, das sind das Os sphenoidale mit der Facies cerebralis und die kraniale Region der Fossa prerigopalatina sowie das Os ethmoidale, wurden in der vorliegenden Untersuchung versucht, durch repräsentative und gut reproduzierbare Landmarken wiederzugeben. Anders als für den Punkt Sella, der hier auch für die computergestützte Röntgenbildüberlagerung genutzt wird, der in den meisten kephalometrischen Analysen Verwendung findet und dessen Auffindegenauigkeit nicht angezweifelt wird, sind die vom Autor eingeführten Punkte Corpus sphenoidale, Cranial base sphenoidale und Cranial base zygomaticus noch nie in der Literatur aufgetaucht und somit muss deren Reliabilität noch geprüft werden.

5.6.1 Streuung der verwendeten Landmarken

Die Sicherheit, einen Messpunkt bei korrekter Anwendung seiner Definition immer wieder an der selben Stelle eines Röntgenbildes zu markieren, ist Grundlage einer verlässlichen Analyse.

Daher wird das Streuungsverhalten der Punkte Corpus Os sphenoidale (Csph), Cranial base sphenoidale (Cbs) und Cranial base zygomaticus (Cbz) jeweils für deren x- und y-Werte geprüft, sowie für die Punkte Sella und Nasion, um einen direkten Vergleich zwischen den neu eingeführten Punkten und bereits anerkannten Punkten zu ziehen.

Bei jeder Mehrfacheingabe von Punkten wird die Verteilung der resultierende Koordinaten einer Gausschen Glockenkurve unterliegen. Der Wert der einfachen Standardabweichung, der definitionsgemäß 67 % aller Messwerte beinhaltet, kann daher metrisch vergleichbar eine Aussage über das Streuungsverhalten geben, zumal Ausreißer den Wert kaum beeinflussen.

Da bei dem Datenexport aus DiagnoseFix 2001© nur Werte ausgegeben werden, welche sich auf das Koordinatensystem des Programms beziehen, ist eine direkte Berechnung von Spannweite Minimum, Maximum, Mittelwert, Standardabweichung und Standardfehler nicht sinnvoll, da nicht aussagekräftig. Daher muss vor diesen statistischen Erhebungen zuerst für jeden Punkt und jedes Röntgenbild der koordinatenbezogene Mittelwert berechnet und dieser von dem wahren Koordinatenwert des jeweiligen Punkts abgezogen werden. Nur so ist es möglich, ein auf jeden Eingabepunkt individuelles Koordinatensystem zu definieren, das dann für alle Patienten und alle Röntgenbilder synchronisiert ist. So beziehen sich sämtliche statistischen Aussagen auf das Verhalten der Differenzen zwischen Koordinatenwert und Mittelwert des jeweiligen Patienten und Röntgenbilds. Neben rein statistischen Aussagen sollen Streuungsdiagramme der einzelnen Landmarken einen visuellen Eindruck zur Reproduzierbarkeit der Punktlokalisierung vermitteln.

5.6.2 Vergleich der analogen und digitalen Scherungswinkel N_A-S-N_B

Der Winkel N_A-S-N_B , der nach erfolgter Bildüberlagerung durch die Strecken $S-N_A$ der Aufnahme A und $S-N_B$ der Aufnahme B aufgespannt wird, ist der zentrale Parameter im Vergleich der beiden Überlagerungsmethoden. Dieser Winkel wird einerseits bei der manuellen Überlagerung erhoben und hier zeugt der Reliabilitätskoeffizient von der Genauigkeit, mit der diese Methode durchgeführt werden kann, andererseits wird dieser Koeffizient bei der computergestützten Überlagerung ausgegeben und ist eng mit der Streuung der verwendeten Landmarken verbunden.

Die Reliabilität einer Variablen kann nach HOUSTON [39] mittels des Zuverlässigkeitskoeffizienten, dessen Werte sich zwischen 0 und 1 bewegen, getestet werden. Der Wert „0“ drückt hierbei die geringste Verlässlichkeit „1“ die größte aus. Dieser Koeffizient setzt sich aus dem von DAHLBERG [31] beschriebenen Methodenfehler δ und der Standardabweichung σ der Variablen zusammen.

$$\delta = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2n}} \quad \text{Reliability} = 1 - \frac{\delta^2}{\sigma_v^2}$$

Der paarweise Vergleich der Winkel N_A -S- N_B jeweils bei manueller und computergestützter Überlagerung muss entscheiden, ob die theoretischen Überlegungen und die Ergebnisse der Pilotstudie tatsächlich eine Übersetzung der Empfehlungen von BJÖRK [21] zur Überlagerung darstellen, oder ob nicht akzeptable Unterschiede zwischen beiden Methoden bestehen. Als akzeptabel können Differenzen zwischen den Scherungswinkeln beider Methoden anerkannt werden, welche die Streuung der analogen Werte nicht überschreiten.

Vor dem Vergleich der Scherungswinkel der analogen und digitalen Überlagerungen soll zuerst für jede Gruppe isoliert das Streuungsverhalten mittels deskriptiver Statistik erhoben werden. Auch der Reliabilitätskoeffizient zum Vergleich deren Gesamtverhalten wird für beide Gruppen berechnet.

Da im Idealfall die Differenz zwischen einer manuellen und computergestützten Überlagerung null sein sollte, werden diese Differenzen paarweise erhoben und deskriptiv wiedergegeben. Um Signifikanz und das Ausmaß möglicher Unterschiede beider Gruppen statistisch abzusichern, werden analoge und digitale N_A -S- N_B -Winkel in einem T-Test bei gepaarten Stichproben unterzogen. Parallel soll die Normalverteilung der Werte beider Gruppen untersucht werden.

Einen sowohl funktionellen wie visuellen Eindruck über das paarweise Verhalten der Scherungswinkel liefert ein Diagramm der linearen Kurvenanpassung, bei dem die digital erzeugten Winkelwerte an der y-Achse abgetragen werden, die manuell erzeugten Winkel den x-Wert dieses Wertepaares liefern. Mittels einer Regressionsberechnung werden die Parameter b_0 und b_1 der linearen Funktion $y = b_1 x + b_0$ errechnet.

Ausmaß und Richtung der wachstumsbedingten Positionsänderung des Punktes Nasion [56], [57] beeinflussen in hohem Maße Größe und Vorzeichen des Winkels N_A -S- N_B . Entwickelt sich Nasion nach ventral, liegt also im zweiten Röntgenbild bezogen auf S- N_A tiefer, so erhält der Winkel ein negatives Vorzeichen, verlagert sich Nasion nach kranial, hat der Winkel ein positives Vorzeichen. Bei alleiniger Betrachtung der Absolutwerte entstehen Fehler in der

Interpretation der Messungen und somit des abgelaufenen Wachstums. Daher müssen Untergruppen gebildet werden, differenziert nach positiven und negativen Vorzeichen der N_A - S - N_B -Winkel, je für die analoge und digitale Überlagerungsmethode, und erneut einem Vergleich unterzogen werden. Auch hier kommt der T-Test bei gepaarten Stichproben zur Anwendung.

6. Ergebnisse

6.1 Streuungsverhalten der verwendeten Landmarken

Die Streuung der Eingabepunkte wird durch eine deskriptive Statistik mit Informationen zu Spannweite, Minimum, Maximum, Mittelwert, Standardfehler und Standardabweichung in Tabelle 6.1 beschrieben.

Messwert	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert		Standardabweichung
					Statistik	Standardfehler	
S(x)	279	5,0	-2,3	2,7	6,7 E-03	4,8 E-02	0,8
S(y)	279	6,0	-3,0	3,0	-3,5 E-03	5,8 E-02	0,9
N(x)	279	11,0	-5,3	5,7	2,4 E-03	6,7 E-02	1,1
N(y)	279	11,7	-7,0	4,7	-1,9 E-02	7,6 E-02	1,2
Csph(x)	279	16,7	-6,7	10,0	1,9 E-02	0,13026	2,1
Csph(y)	279	13,6	-6,9	6,7	2,5 E-03	0,11618	1,9
Cbs(x)	279	9,0	-5,0	4,0	3,0 E-02	8,5 E-02	1,4
Cbs(y)	279	11,0	-6,3	4,7	9,9 E-03	9,6 E-02	1,6
Cbz(x)	279	76,0	-27,3	48,7	4,3 E-03	0,36120	6,0
Cbz(y)	279	14,0	-6,3	7,7	1,1 E-02	8,9 E-02	1,5

Tab. 6.1: Deskriptive Statistik zum Streuungsverhalten der Eingabepunkte, differenziert in x- und y-Werte; *Datenaussage in [0,1 mm] !*

Die Anzahl von 279 verwendeten Werten ergibt sich aus der Dreifachauswertung jedes Röntgenbilds, wobei von drei Patienten je drei Aufnahmen und von einer Patientin fünf Aufnahmen vorlagen, so dass jeweils zwischen dem ersten und den nachfolgenden Bildern Paare gebildet werden konnten.

6.1.1 Beurteilung des Eingabepunktes Sella

Sella weist 0,27 mm resp. 0,3 mm maximale Abweichung vom Mittelwert auf, mit einer nahezu konzentrischer Streuung (Abb. 6.1a). Selbst die Maximalwerte liegen deutlich innerhalb allgemein geforderter Grenzen von 0,5 mm; die Standardabweichung beträgt sogar nur 0,08 mm resp. 0,09 mm, also 67 % aller gesetzter Markierungen für Sella liegen in diesem Bereich. Dieses Ergebnis unterstreicht die hohe Akzeptanz dieser Landmarke als zentraler Messpunkt in vielen Analysen.

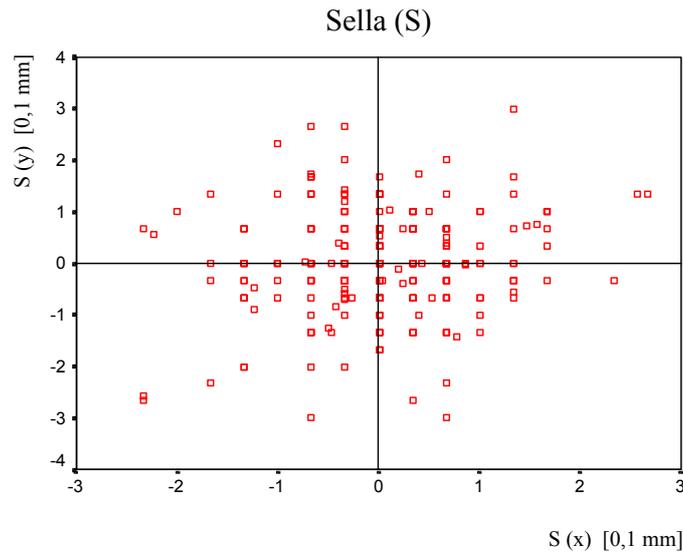


Abb. 6.1a: Streuungsdiagramm des Eingabepunkts Sella

6.1.2 Beurteilung des Eingabepunktes Nasion

Nasion zeigt in horizontaler Dimension eine maximale Abweichung vom 0,5 mm vertikal 0,7 mm. Bei einer gleichmäßigen Standardabweichung von 0,11 mm in beiden Dimensionen beweist dieser Eingabepunkte eine hohe Sicherheit hinsichtlich seiner Reproduzierbarkeit. Das Streuungsdiagramm unterstreicht diese Aussage.

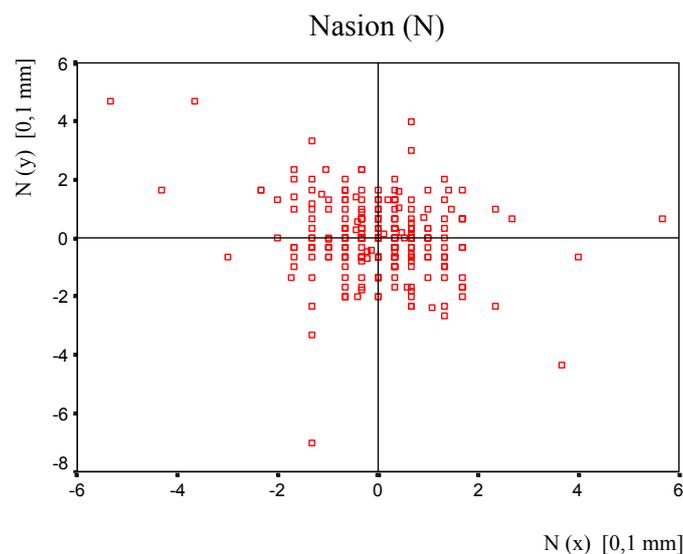


Abb. 6.1b: Streuungsdiagramm des Eingabepunkts Nasion

6.1.3. Beurteilung des Eingabepunktes Corpus Os sphenoidale

Die maximale Abweichung bei Lokalisation des Eingabepunktes Corpus Os sphenoidale ist mit 1,6 mm in horizontaler und 1,3 mm in vertikaler Ausdehnung erheblich. Dies relativiert sich jedoch bei Betrachtung der Standardabweichungen, die bei 0,22 mm und 0,19 mm liegen. Auch das Streuungsdiagramm weist ein elliptisches Verhalten mit nur wenigen Ausreißern aus.

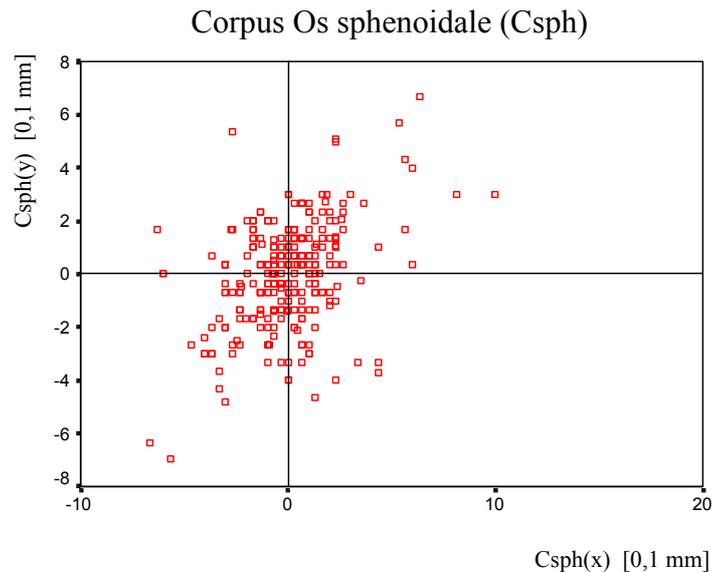


Abb. 6.1c: Streuungsdiagramm von Corpus Os sphenoidale

6.1.4. Beurteilung des Eingabepunktes Cranial base sphenoidale

Die maximalen Abweichungen des Eingabepunktes Cranial base sphenoidale betragen nahezu gleichmäßig 0,5 mm und 0,6 mm in beiden Dimensionen, die Standardabweichung weist mit 0,14 mm und 0,16 mm auf eine hohe Präzision beim Aufsuchen des Punktes hin, unterstrichen wird dies auch durch das zugehörige Streuungsdiagramm.

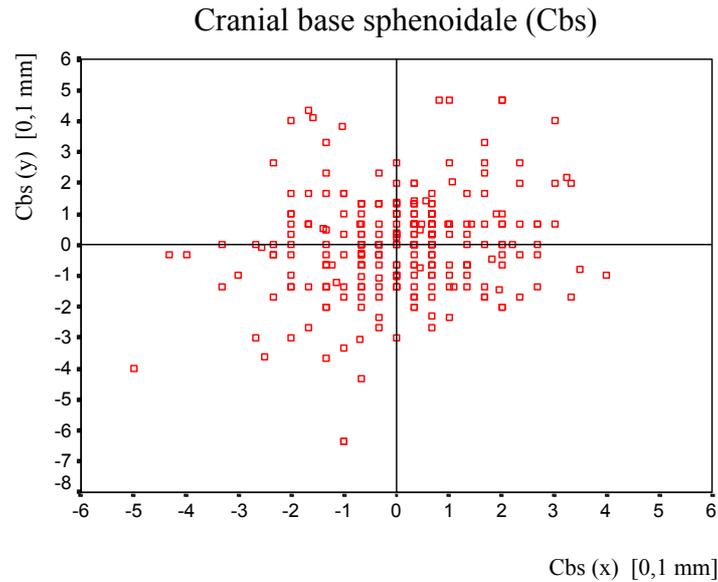


Abb. 6.1d: Streuungsdiagramm von Cranial base sphenoidale

6.1.5 Beurteilung des Eingabepunktes Cranial base zygomaticus

Der Eingabepunkt Cranial base zygomaticus zeigt in horizontaler Ausdehnung erhebliche Maximalabweichungen zum Mittelwert mit 4,8 mm. Die maximale vertikale Abweichung mit 0,7 mm ist hingegen den anderen Eingabepunkten vergleichbar. Bei Betrachtung der Standardabweichung mit $\sigma = 0,6$ mm relativiert sich die Einschätzung des Streuverhaltens in horizontaler Dimension, bleibt hinsichtlich seiner Akzeptabilität grenzwertig. Vertikal zeigt sich der Punkt mit $\sigma = 0,15$ mm günstig.

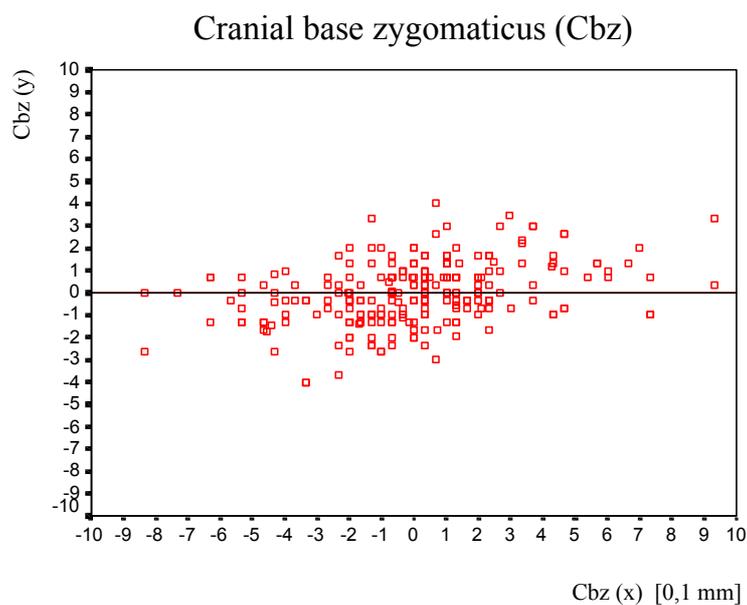


Abb. 6.1e: Streuungsdiagramm des Eingabepunktes Cranial base zygomaticus

Das Streuungsdiagramm visualisiert das ausgeprägt horizontale Verhalten mit wenigen ausgeprägten Ausreißern. Die Skala der x-Achse wurde auf einen Wertebereich von -10 bis 10 beschnitten, um Verzerrungen zu vermeiden.

Das Streuungsverhalten der neu eingeführten Landmarken ist jenem bereits gebräuchlicher Punkte in der Kephalmetrie vergleichbar, besonders im Vergleich der Standardabweichung, in der gezielt Ausreißer eliminiert sind. Der Punkt Cranial base zygomaticus bleibt in seiner horizontalen Verlässlichkeit kritisch, weshalb besondere Sorgfalt bei dessen Markierung anzustreben ist.

6.2 Vergleich der analogen und digitalen Scherungswinkel N_A -S- N_B

6.2.1 Deskriptive Statistik manuell und digital erzeugter Scherungswinkel

Jedes Röntgenbildpaar wurde fünfmal manuell überlagert und die jeweils erzeugten Scherungswinkel wie unter 5.5.2.3 vermessen. Das Streuungsverhalten dieser manuell erzeugten Winkel als auch das der digital erhaltenen Winkel ist in Tabelle 6.2 wiedergegeben.

Es ist zu beachten, dass auch hier, ähnlich der Betrachtung der Eingabepunkte, die Differenz zwischen realem Messwert und dem Mittelwert jedes Röntgenbildpaares wiedergegeben ist, da die einzelnen Winkel naturgemäß unterschiedlich groß sind und nur so ein normiertes Streuungsverhalten über allen Messungen wiedergegeben werden kann.

Messwert	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert		Standardabweichung
				Statistik	Standardfehler	
manuell	3,04	-1,79	1,25	-8,00 E-03	2,66 E-02	0,42
digital	1,82	-0,73	1,09	-1,23 E-16	2,53E-02	0,27

Tab. 6.2.: Deskriptive Statistik des Streuungsverhalten der N_A -S- N_B -Winkel bei manuelle und digitaler Überlagerung; Datenausgabe in [°]

Beim Vergleich „manuell“, „digital“ imponiert die Spannweite der manuell erzeugten Winkel mit 3,04°, welche über 40 % größer als jene der digitalen Werte ist. Bei der maximalen Abweichung vom Mittelwert zeigen sich beide Gruppen ähnlich mit 1,25° manuell und 1,09° digital. Beim Vergleich der Standardabweichung, ein Parameter, welcher das Streuungsverhalten einer Variablen unter Ausgrenzung von Ausreißern wiedergibt, zeigen die „manuellen“ Winkel einen 35 % größere Streuung als die digitalen (manuell: 0,42°, digital: 0,27°).

6.2.2 Reliabilität der Scherungswinkel

Eine weitere Möglichkeit, Informationen zum Streuungsverhalten einer Variablen zu erhalten ist die Betrachtung des Methodenfehlers δ und des Reliabilitätsfaktors R.

Für die manuelle Überlagerung beträgt $\delta = 0,297^\circ$ und $R = 0,953$

Für die digitale Überlagerung beträgt $\delta = 0,193^\circ$ und $R = 0,980$

Beim Vergleich des Methodenfehlers weist die digitale Überlagerung mit $\delta = 0,193^\circ$ einen 35 % geringeren Fehler als die manuelle mit $\delta = 0,297^\circ$ auf, ein Ergebnis, das sich mit jenem der Standardabweichungen beider Gruppen deckt. Der Vergleich der Reliabilitätsfaktoren attestiert beiden Methoden eine annähernd adäquate Verlässlichkeit, die digitale Überlagerung wird hier nur um 2,7 % besser beurteilt.

6.2.3 Deskriptive Statistik der Differenz der Winkelpaare

Im Idealfall sollte bei Gleichwertigkeit der Überlagerungstechniken die Differenz zwischen der manuellen und digitalen Methode null sein. Daher werden diese Differenzen paarweise erhoben und deskriptiv in Tabelle 6.3 wiedergegeben. Eine detaillierte Aufstellung sowohl der analogen und digitalen Winkelwerte als auch deren Differenzen finden sich im Anhang, Tabelle 2.

Messwert	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert		Standardabweichung
					Statistik	Standardfehler	
analog	50	6,50	-3,89	2,60	-0,75	0,19	1,32
digital	50	6,63	-4,12	2,51	-0,68	0,21	1,45
Δ dig-ana	50	1,99	-0,85	1,14	7,26 E-02	5,67 E-02	0,40

Tab. 6.3: Deskriptive Statistik analoger und digitaler N_A - S - N_B -Winkel und deren Differenz; Datenausgabe in [°]

Der Vollständigkeit wegen sind in Tabelle 6.3 die deskriptiv-statistische Kennwerte der analog (manuell) und digital erzeugten N_A - S - N_B -Winkel aufgelistet. Da deren Größe von individuellen Patientenbefunden abhängt, kann diesen Werten für die hier zu klärende Fragestellung nach Vergleichbarkeit der Überlagerungsmethoden keine Information entnommen werden. Bedeutungsvoll sind hingegen Kennwerte der paarweisen Differenzbildung beider Methoden. So beträgt der maximale Unterschied zwischen beiden Methoden in mindestens einem Fall $1,14^\circ$. Im Mittel zeigen die Techniken einen Unterschied von $0,07^\circ$ bei einer Standardabweichung von $0,4^\circ$. Das bedeutet nach diesen Werten, dass beide Methoden im Mittel keine Unterschiede aufweisen und bei 67 % der Fälle maximal $0,4^\circ$ Abweichung vorliegt, 95 % der Fälle weisen maximal $0,8^\circ$ Abweichung auf.

6.2.4 Normalverteilung und Signifikanz der Differenz der Winkelpaare

Um die statistische Glaubwürdigkeit der deskriptiven Ergebnisse zu überprüfen, bedarf es der Prüfung nach Normalverteilung der Stichprobe, also ob die ermittelten Winkelwert und deren Differenzen für die Grundgesamtheit repräsentativ sind. Weiter bedarf es der Prüfung nach Signifikanz der Mittelwertdifferenz zwischen beiden Gruppen, um zu eruieren, mit welcher Sicherheit dieser Wert Gültigkeit für die Grundgesamtheit besitzt.

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

		digital	analog
N		50	50
Parameter der Normalverteilung ^{a,b}	Mittelwert	-0,68	-0,75
	Standardabweichung	1,45	1,32
Extremste Differenzen	Absolut	0,118	0,123
	Positiv	0,118	0,123
	Negativ	-0,107	-0,108
Kolmogorov-Smirnov-Z		0,835	0,872
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		0,488	0,433

a Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung

b Aus den Daten berechnet

Tab. 6.4: Testung der Normalverteilung beider Methoden

Bei beide Methoden kann eine Normalverteilung bei einer asymptotischen Signifikanz von 0,488 resp. 0,433 nicht abgelehnt werden, sie muss also angenommen werden.

Bei der Durchführung eines T-Tests muss die Frage geklärt sein, sind die Stichproben gepaart oder unabhängig. Bei vorliegendem Design muss von einer Paarung ausgegangen werden. Das Ausmaß der Paarung ist durch den Korrelationskoeffizienten wiedergegeben.

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes
Paar 1	digital	-0,68	50	1,45	0,21
	analog	-0,75	50	1,32	0,19

Tab. 6.5a: Kennwerte der gepaarten Stichproben „digital“, „analog“

Korrelationen bei gepaarten Stichproben

		N	Korrelation	Signifikanz
Paar 1	digital & analog	50	0,962	0,000***

Tab. 6.5b: Korrelation der gepaarten Stichproben „digital“, „analog“

Es besteht eine höchstsignifikante, sehr enge Korrelation, Korrelationsfaktor $r = 0,962$, zwischen beiden Gruppe, somit ein Hinweis auf ein enggekoppeltes, ähnliches Verhalten der Scherungswinkel (Tab. 6.5b).

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
Paar 1 digital - analog	7,26 E-02	0,40	5,68 E-02	-4,16 E-02	0,19	1,27	49	0,208

Tab. 6.5c: T-Test der gepaarten Stichproben „digital“, „analog“

Die Hypothese, die mittlere Differenz zwischen den Scherungswinkeln beider Methoden beträgt $0,07^\circ$, birgt bezogen auf die Grundgesamtheit einen Fehler von 20 %, sie kann somit nicht angenommen werden (Tab. 6.5c). Eine sichere Aussage über das Ausmaß der Unterschiede zwischen beiden Methoden kann an dieser Stelle nicht getroffen werden.

Die hohen Korrelation zwischen der manuellen und digitalen Überlagerung soll auch graphisch dargestellt werden, mittels dem Modell einer linearen Kurvenanpassung, wobei unter SPSS die manuelle (analoge) Methode, als unabhängig definiert, dem x-Wert des jeweiligen Wertepaars liefert, die digitale Methode, als abhängig definiert, den y-Wert.

Eckdaten dieser Regressionsberechnung sind:

Regressionsquotient: $r = 0,926$, Signifikanz: $p = 0,000***$,

Parameter des linearen Modells $y = b_1 x + b_0$: $b_0 = 0,115$; $b_1 = 1,056$

Bei einer vollständig identische Abbildung der manuell erhaltenen N_A -S- N_B -Winkel auf die digitalen, also einer im Mittel völligen Gleichheit beider Methodenergebnisse, wären $b_0 = 0$, $b_1 = 1$; es besteht also deutliche Ähnlichkeit zwischen den Methoden.

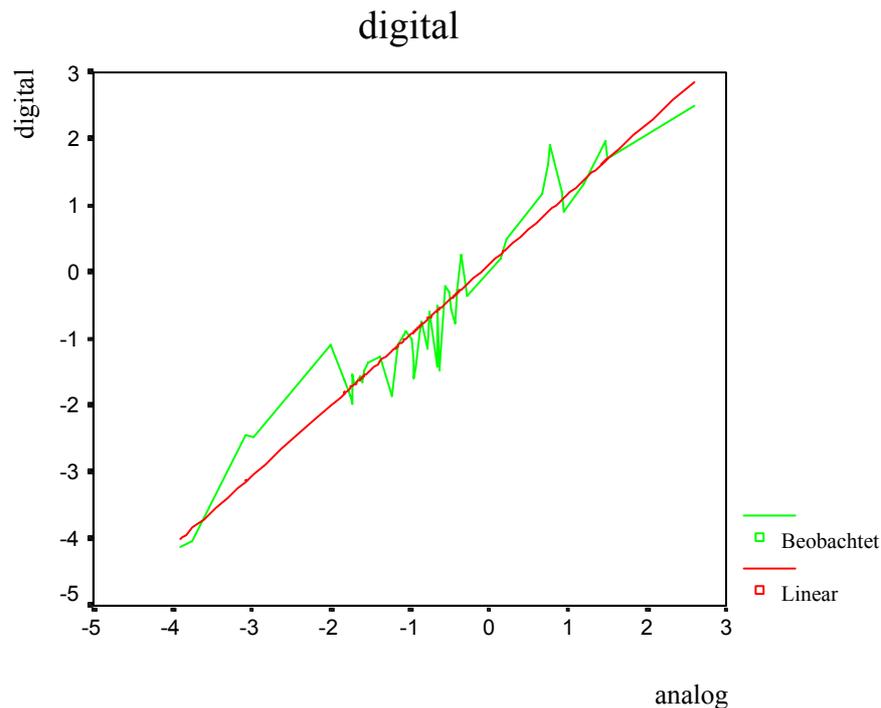


Abb. 6.2: Lineare Kurvenanpassung zwischen der analogen und digitalen Überlagerungsmethode

6.2.5 Vorzeichendifferenzierte Betrachtung des Winkels N_A-S-N_B

Durch wachstumsbedingten Positionsänderung des Punktes Nasion kann der Winkel N_A-S-N_B sowohl positive als auch negative Vorzeichen annehmen. Dieser Tatsache muss einerseits im hier anstehenden Vergleich der Überlagerungsmethoden als auch bei der Beurteilung dieses Winkels Rechnung getragen werden.

Da definitionsgemäß die Winkel der manuellen Überlagerung die Vergleichsgruppe darstellen, wird die Einteilung in die Untergruppen „positiver N_A-S-N_B -Winkel“, „negativer N_A-S-N_B -Winkel“ auf Basis der Vorzeichen in dieser Gruppe durchgeführt.

Das deskriptive Verhalten beider Untergruppen ist in Tabelle 6.6 wiedergegeben.

Messwert	N	Spannweite	Minimum	Maximum	Mittelwert		Standardabweichung
					Statistik	Standardfehler	
analog pos	12	2,46	0,14	2,60	1,05	0,19	0,66
digital pos	12	2,29	0,22	2,51	1,40	0,19	0,65
analog neg	38	3,62	-3,89	-0,27	-1,32	0,14	0,88
digital neg	38	4,38	-4,12	0,26	-1,34	0,15	0,89
□ d-a pos	12	1,24	-0,09	1,14	0,35	0,11	0,36
□ d-a neg	38	1,74	-0,85	0,90	-1,52 E-02	6,10 E-02	0,38

Tab. 6.6: Deskriptive Statistik analoger und digitaler N_A-S-N_B -Winkel und deren Differenz nach Differenzierung in positive und negative Vorzeichen auf Basis der manuellen Überlagerung; Datenausgabe in [°]

Es finden sich im Untersuchungsklientel 12 Patienten mit positiven Winkeln, 38 Patienten mit negativer Winkelentwicklung.

Analoge und digitale N_A -S- N_B -Winkel verhalten sich jeweils innerhalb beiden Untergruppen ähnlich. Es fallen die geringere Spannweite und der geringe Maximalwert der „positiven“ Gruppe gegenüber der „negativen“ auf. Dieses Ergebnis beeinflusst die Einschätzung beider Methoden hinsichtlich ihrer Vergleichbarkeit nur, dass ähnliche Kennwerte jeweils innerhalb einer Untergruppe, besonders der Standardabweichungen, auf vergleichbare Ergebnisse der Überlagerung durch beide Methoden schließen lassen.

Bei der Betrachtung der paarweisen Differenzen beider Methoden fallen kleinere Spannweiten jeder Untergruppe (1,24; 1,74) gegenüber der Gesamtbetrachtung auf. Die digitale Methode weicht in der „positiven“ Untergruppe im Mittel um $0,35^\circ$ von der analogen ab, in der „negativen“ Untergruppe sind beide Methoden als gleich anzusehen, die Standardabweichungen ($0,36^\circ$; $0,38^\circ$) entsprechen der Gesamtbetrachtung mit $0,40^\circ$.

Für beide Untergruppen soll, entsprechend der Gesamtbetrachtung der Methoden, eine statistische Prüfung nach Normalverteilung, Korrelation analog – digital und Signifikanz Methodenunterschiede erfolgen.

Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest

		digital pos	analog pos	digital neg	analog neg
N		12	12	38	38
Parameter der Normalverteilung ^{a,b}	Mittelwert	1,40	1,05	-1,34	-1,32
	Standardabweichung	0,65	0,66	0,89	0,88
Extremste Differenzen	Absolut	0,12	0,16	0,17	0,15
	Positiv	0,10	0,16	0,08	0,12
	Negativ	-0,12	-0,11	-,17	-0,15
Kolmogorov-Smirnov-Z		0,42	0,57	1,05	0,95
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)		0,994	0,904	0,216	0,331

a Die zu testende Verteilung ist eine Normalverteilung.

b Aus den Daten berechnet.

Tab. 6.7: Testung der Normalverteilung differenziert nach Untergruppe und Methode

Bei beide Untergruppen und Methoden kann eine Normalverteilung jeweils nicht abgelehnt werden, sie ist also anzunehmen (Tab. 6.7).

Statistik bei gepaarten Stichproben

		Mittelwert	N	Standard- abweichung	Standardfehler des Mit- telwertes
Paar 1	digital pos	1,40	12	0,65	0,19
	analog pos	1,05	12	0,66	0,19
Paar 2	digital neg	-1,34	38	0,89	0,15
	analog neg	-1,32	38	0,88	0,14
Paar 3	<input type="checkbox"/> d-a pos	0,35	12	0,36	0,11
	<input type="checkbox"/> d-a neg	0,14	12	0,37	0,11

Tab. 6.8a: Kennwerte der gepaarten Stichproben „digital“, „analog“ differenziert nach Untergruppen und Differenzbildung

Korrelationen bei gepaarten Stichproben

		N	Korrelation	Signifikanz
Paar 1	digital pos & analog pos	12	0,847	0,000
Paar 2	digital neg & analog neg	38	0,910	0,000
Paar 3	<input type="checkbox"/> d-a pos & <input type="checkbox"/> d-a neg	12	0,825	0,001

Tab. 6.8b: Korrelation der gepaarten Stichproben „digital“, „analog“ differenziert nach Untergruppen und Differenzbildung

Es liegt zwischen beiden Untergruppen wie auch der paarweisen Differenzbildung bei den zu untersuchenden Methoden eine höchstsignifikante, sehr enge Korrelation vor (Tab. 6.8b, Paar 1, Paar 2), vergleichbar dem Ergebnis der Gesamtbetrachtung beider Methoden (Tab. 6.5b). Es scheinen sich somit die Scherungswinkel ebenfalls innerhalb der Untergruppen ähnlich zu verhalten. Auch ein korrelierendes Verhalten zwischen den Untergruppen im Rahmen der paarweisen Differenzbildung scheint zu bestehen (Tab. 6.8b, Paar 3). Welcher Art dieses ist, muss der T-Test aufdecken.

Test bei gepaarten Stichproben

	Gepaarte Differenzen					T	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler des Mittelwertes	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Untere	Obere			
Paare 1 dig. pos- ana. pos	0,35	0,36	0,11	0,12	0,59	3,35	11	0,006
Paare 2 dig. neg- ana. neg	-1,52 E-02	0,38	6,10 E-02	-0,14	0,11	-0,25	37	0,804
Paare 3 Δ d-a pos - Δ d-a neg	0,21	0,22	6,26 E-02	7,11 E-02	0,35	3,34	11	0,007

Tab. 6.8c: T-Test der gepaarten Stichproben „digital“, „analog“ differenziert nach Untergruppen und Differenzbildung

Der T-Test bei gepaarten Stichproben (Tab. 6.8c) bringt für das Paar 1 „digital positiv & analog positiv“ eine hochsignifikante Bestätigung ($p = 0,006$) der Hypothese, die Mittelwerte beider Methoden unterscheiden sich um $0,35^\circ$, die Hypothese für Paar 2 „digital negativ & analog negativ“ muss bei $p = 0,804$ abgelehnt werden. Die Hypothese von Paar 3 „ Δ digital – analog positiv & Δ digital – analog negativ“, die Mittelwerte der methodengepaarten Differenzbildungen unterscheiden sich zwischen den Untergruppen „positives Vorzeichen“, „negatives Vorzeichen“ um $0,21^\circ$ wird hochsignifikant ($p = 0,007$) bestätigt. Ob dieser Unterschied als methodenbedingt anzusehen ist, muss im Rahmen der Diskussion erörtert werden.

7. Diskussion

Die zentrale Aufgabenstellung dieser Arbeit liegt in der Entwicklung einer Überlagerungsmethode für digitale Röntgenbilder, die vergleichbare Ergebnisse für eine Totalüberlagerung von Fernröntgenseitenbildern liefert, wie jene, die von BJÖRK [19], [21] für analoge Aufnahmen empfohlen wurde.

Grundlegend unterscheiden sich analog erstellte Röntgenbilder von digital vorliegenden Aufnahmen in ihrer Transparenz. Digitale Bilder sind primär nicht transparent. Legt man also ein digitales Bild auf ein anderes, wie in der Technik der manuellen Röntgenbildüberlagerung, so verschwindet das untenliegende. Es besteht in diversen Graphikprogrammen die Möglichkeit, Bildern, genauer Farbwerten, eine simulierte Transparenz in variabler Intensität zuzuweisen und so tatsächlich das untenliegende Bild wieder zu erkennen, doch selbst nach Einfärben mit den komplementären Farben rot respektive grün der beiden Röntgenbilder und Durchführung der Überlagerung bleibt ein wenig kontrastreiches Gesamtbild übrig, das, wie in Abbildung 7.1a zu sehen, nur schemenhaft einen visuellen Eindruck des möglichen abgelaufenen Wachstums vermittelt.



Abb. 7.1a: Überlagerung zweier FRS nach Transparenzzuweisung, erstellt unter CorrelDAW® 10.0

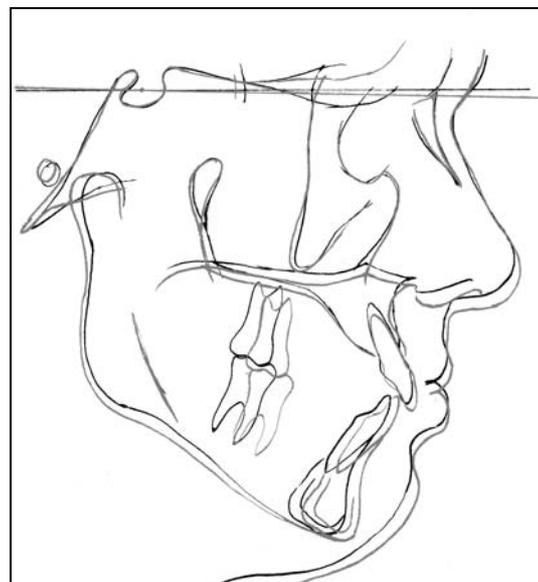


Abb. 7.1b: Durchzeichnung der Überlagerung aus Abbildung 7.1a

Vor einem ähnlichen Problem standen auch die Pioniere der Röntgenbildüberlagerung wie BROADBENT [28], BJÖRK [15], MC DOWELL [50], BERGERSEN [12]. Sie alle verwendeten Durchzeichnungen der Röntgenbilder, auf welchen als Strichzeichnung die wichtigsten Strukturen wiedergegeben wurden (Abb. 2.3a und b, 2.4, 2.5a und b). Abbildung 7.1b dient dem

unmittelbaren Vergleich zwischen direkter Röntgenbildüberlagerung und der ungleich augenfälligeren Informationswiedergabe einer adäquaten Durchzeichnung dieser Patientin. Alle konventionellen Auswertungsprogramme sind in der Lage, nach Markierung diverser Eingabepunkte auf dem aufgerufenen Röntgenbild unter Zuhilfenahme von Bezier- Kurven eine derartigen Strichdurchzeichnung zu erstellen und diese auch gesondert auszugeben. In keinem dieser Programme ist es jedoch möglich, Röntgenbildern Transparenzen zuzuweisen, und somit diese in beschriebener Weise zu überlagern und daraus resultierende Durchzeichnungen auszugeben. Folglich können auch keine auf eine Überlagerung basierenden Winkel- und Streckendifferenzen berechnet werden, metrische Informationen über abgelaufene Veränderungen fehlen daher.

Es bestand somit nicht nur die Aufgabe, digitale Röntgenbilder in Analogie zu BJÖRKS Empfehlungen [15], [21] zu überlagern, sondern auch, eine Methode zu etablieren, die dies unter konventionellen Auswertungsprogrammen erlaubt und in Folge neben der Visualisierung in Form einer Strichzeichnung metrische Informationen ableiten lässt. Hierfür mussten für die wachstumsstabilen Strukturen repräsentative Eingabepunkte gefunden werden.

Im Rahmen einer Pilotstudie konnten deduktiv drei Landmarken abgeleitet werden und mit diesen ein mathematisches Modell, das, unter Verwendung von konventionellen Auswertungsprogrammen, die anatomisch orientierte Überlagerung Röntgenbildern ermöglichen soll. Daraus leiten sich zwei Aufgaben ab, einerseits die Prüfung nach akzeptabler Reproduzierbarkeit der drei, in die Kephalometrie einzuführenden Landmarken, andererseits der Vergleich der computergestützten Überlagerungsmethode mit der von Björk empfohlenen vor dem Hintergrund, gleichwertige Informationen über abgelaufene Wachstumsvorgänge zu erhalten. Als Messparameter hierfür wird der bei der Totalüberlagerung entstehende Scheerungswinkel N_A-S-N_B herangezogen, der zwischen den S-N-Linien der Aufnahme A und Aufnahme B aufgespannt wird.

7.1 Prüfung der Reproduzierbarkeit der neuen Landmarken

Das Streuverhalten eines Eingabepunkts gilt als objektive Möglichkeit, die Genauigkeit, mit der dieser Punkt wiederholt markiert wird, wiederzugeben. Hier eignet sich im Rahmen der deskriptiven Statistik vorrangig die Beurteilung der Standardabweichung σ , da sie nahezu unbeeinflusst von Ausreißern ist.

Als Referenz für das Streuverhalten wurden die Punkte Sella (S) und Nasion (N) gewählt, da sie sich ebenfalls im Bereich der Schädelbasis befinden und allgemein anerkannte, in der Kephalometrie häufig verwendete Landmarken sind. Für Sella wurde in dieser Untersu-

chung $\sigma S(x) = 0,08 \text{ mm}$, $\sigma S(y) = 0,09 \text{ mm}$ ermittelt, für Nasion (N) $\sigma N(x) = 0,11 \text{ mm}$, $\sigma N(y) = 0,12 \text{ mm}$.

Die Standardabweichung des Punktes Corpus Os sphenoidale (Csph) beträgt für die horizontale Komponente $0,21 \text{ mm}$ für die vertikale $0,19 \text{ mm}$. Dies sind Dimensionen, welche wohl größer als die Referenzwerte sind, aber doch an der Grenze des Auflösungsvermögens des menschlichen Auges liegen. Da es sich bei der zu vergleichenden Methode um eine manuellen Auswertung handelt, bei der die optische Auflösung des Auges ein limitierender Faktor ist, kann die vorgelegte Genauigkeit nicht übertroffen werden, sie ist somit sicher akzeptabel.

Für den Punkt Cranial base sphenoidale (Cbs) sind $\sigma Cbs(x) = 0,14 \text{ mm}$ und $\sigma Cbs(y) = 0,16 \text{ mm}$. Diese Werte sind jenen des Punktes Nasion vergleichbar, Cbs weist also eine hinreichende Reproduzierbarkeit auf.

Der Punkt Cranial base zygomaticus (Cbz) präsentiert mit $\sigma Cbz(x) = 0,6 \text{ mm}$ eine bedenklich große Streuung, die Literatur akzeptiert eine maximale Zeichengenauigkeit von $0,5 \text{ mm}$.

Da sich Ungenauigkeiten bei der Lokalisation dieses Punktes, wie auch der bereits betrachteten, auf die Position von C, dem Schwerpunkt des Dreiecks Csph-Cbs-Cbz auswirken und in Folge auf den Winkel CSN, gilt es zu überprüfen, auf der Basis des bestehenden Datensatzes, wie groß diese Winkeländerung bei $\sigma Cbz(x) = 0,6 \text{ mm}$ ist. Die Koordinaten von C sind mit der Formel

$$x_c = (x_1 + x_2 + x_3) : 3, y_c = (y_1 + y_2 + y_3) : 3 \quad [2]$$

berechenbar. Die durch $\sigma Cbz(x)$ entstehende Ungenauigkeit des Winkels CSN errechnet sich durch einsetzen von $x_3 \pm 0,6$ in obige Formel und nachfolgende Anwendung von $\arctan \alpha - \arctan \alpha'$ [2] nach Normierung der Koordinaten auf S ((S-C)(x,y)), wie in Abbildung 7.2 illustriert.

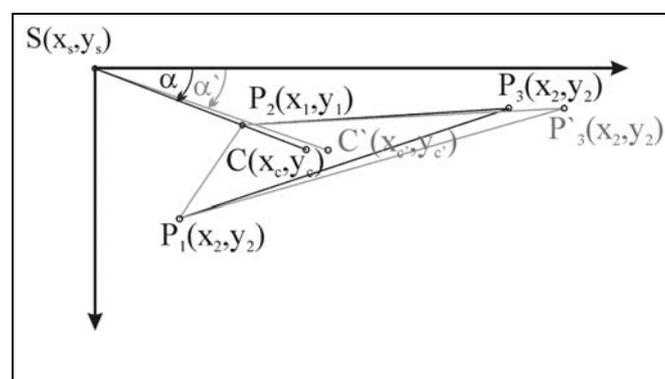


Abb. 7.2: Graphische Darstellung zur Berechnung der Schwankung des Winkels CSN

Nach Ausführung dieser Berechnungen ergibt sich bei einer angenommenen Bestimmungunsicherheit von $\pm 0,6$ mm für Cbz (x) einen Winkelschwankung von $\pm 0,12^\circ$. Dies stellt eine tolerable Unsicherheit dar, doch muss sie im Rahmen der Betrachtung des N_A -S- N_B -Winkels weiter diskutiert werden.

7.2 Vergleich der analogen und digitalen Scherungswinkel N_A -S- N_B

7.2.1 Streuverhalten der Winkel

Der deskriptive Vergleich des Streuverhaltens der analog und digital gewonnenen Scherungswinkel weist jenen der manuellen Überlagerung mit einer Standardabweichung von $\sigma = 0,42^\circ$ eine deutlich größere Streuung zu, als den digital ermittelten mit $\sigma = 0,27^\circ$ (Tab. 6.2). Dieses Ergebnis besagt, eine computergestützte Röntgenbildüberlagerung zeichnet sich durch eine höhere Reproduzierbarkeit des Scherungswinkels aus, als die manuell durchgeführte.

Bei der Prüfung beider Methoden mittels Berechnung des Methodenfehlers und Reliabilitätskoeffizient zeigt sich das digitale Verfahren mit einem 35 % niedrigeren Methodenfehler ($\delta_{\text{manuell}} = 0,297^\circ$, $\delta_{\text{digital}} = 0,193^\circ$) gegenüber dem manuellen überlegen, hinsichtlich ihrer Reliabilität verhalten sich beide Methoden mit $R_{\text{manuell}} = 0,953$ und $R_{\text{digital}} = 0,980$ ähnlich, beide beweisen eine hohe Verlässlichkeit.

Diese Information gibt Auskunft über die statistische Genauigkeit beider Methoden nicht aber über deren Vergleichbarkeit, der zentralen Frage der vorliegenden Untersuchung. Die Hypothese für eine Vergleichbarkeit im Sinne einer Gleichwertigkeit der Verfahren lautet, nach Anwendung beider Methoden auf ein Röntgenbildpaar muss der resultierende Winkel N_A -S- N_B gleich sein. Das bedeutet, im paarweisen Vergleich der manuell (analog) und computergestützt (digital) erzeugten Scherungswinkel ist im Idealfall deren Differenz null.

7.2.2 Differenzverhalten der Winkel

Die deskriptive Statistik weist für eine paarweise Differenzbildung des N_A -S- N_B -Winkels einen maximalen Unterschied zwischen beiden Methoden in mindesten einem Fall von $1,14^\circ$ aus. Durchschnittlich zeigen beide Techniken nur einen Unterschied von $0,07^\circ$, sie sind danach identisch. Bei einer Standardabweichung von $0,4^\circ$ zeigen 67 % der Fälle eine maximale Abweichung von $0,4^\circ$, es darf, basierend auf diese Information, auch von einer hinreichenden Vergleichbarkeit ausgegangen werden. Dieses Ergebnis muss jedoch einer Signifikanzprüfung der Mittelwertdifferenz unterzogen werden.

Nach Bestätigung der Normalverteilung beider Methoden (Tab. 6.4) und Ermittlung des höchstsignifikanten Korrelationsfaktors, $r = 0,962$, (Tab. 6.5b) wurde mit dem T-Test für ge-

paarte Stichproben ein Signifikanzwert von $p = 0,208$ ermittelt (Tab. 6.5c). Dieser liegt weit über dem Signifikanzniveau von $p = 0,05$, der berechneten Mittelwertdifferenz von $0,07^\circ$ kann kein Vertrauen geschenkt werden. Es bleibt an dieser Stelle somit unsicher, ob das computergestützte Verfahren zur Röntgenbildüberlagerung gleiche Ergebnisse liefert, wie das manuelle Verfahren.

Der hohe Korrelationsfaktor für beide Methoden lässt jedoch auf ein eng gekoppeltes Verhalten beider schließen, so dass mittels dem Modell der linearen Kurvenanpassung eine Regressionsgleichung ermittelt wurde. Die Parameter des linearen Modells $y = b_1 x + b_0$ weisen mit $b_0 = 0,115$ und $b_1 = 1,056$ eine Gerade aus, welche nur geringfügig von der Winkelhalbierenden, der Idealgeraden bei völliger Identität beider Methoden, abweicht.

Da die mangelnde Signifikanz aus Tabelle 6.5c nur aussagt, dass alleinig der mittlere Unterschied von $0,07^\circ$ nicht bestätigt werden kann, obige Regressionsgleichung jedoch eine deutliche Ähnlichkeit beider Methoden beweist, kann hier von der Vergleichbarkeit dieser ausgegangen werden.

Da wachstumsbedingten Positionsänderung des Punktes Nasion in Relation zur ursprünglichen SN-Linie das Vorzeichen des Winkels N_A-S-N_B beeinflussen, muss das Untersuchungsgut in die Untergruppen „positiver N_A-S-N_B -Winkel“ und „negativer N_A-S-N_B -Winkel“ differenziert werden.

Bei 12 Patienten, Gruppe 1, entwickelte sich der Punkt Nasion nach kranial (positives Vorzeichen bei N_A-S-N_B), bei 38 Patienten, Gruppe 2, verlagerte sich Nasion nach kaudal.

Bei der Betrachtung der Mittelwertdifferenzen unterscheiden sich beide Gruppen deutlich. Bei Gruppe 1 beträgt die Differenz zwischen analog und digital $0,35^\circ$, bei Gruppe 2 nur $0,01^\circ$, also kein Unterschied. Hinsichtlich der Standardabweichungen weisen beide Untergruppen keinen Unterschied auf (Tab. 6.6). Der bemerkenswerteste Unterschied zwischen Gruppe 1 und Gruppe 2 zeigt sich bei der Testung auf Signifikanz der Mittelwertdifferenzen. So beweist $\Delta \bar{x} = 0,35^\circ$ in Gruppe 1 mit $p = 0,006$ hohe Signifikanz (Tab. 6.8c), Gruppe 2 zeigt keine Signifikanz, die Differenz von $0,21^\circ$ der $\Delta \bar{x}$ zwischen beiden Gruppen ist mit $p = 0,007$ hochsignifikant.

Dieses Ergebnis erstaunt, da die Überlagerungsmethodik als auch alle sonstigen Rahmenbedingungen, wie die Röntgenbildqualität, in beiden Untergruppen identisch war, weshalb ähnliche Ergebnisse zu erwarten wären. Beide Gruppen unterscheiden sich lediglich in ihrer Mächtigkeit, die möglicherweise zufällig bei der zahlenschwächeren Gruppe zu einer rein im Rahmen statistischer Berechnung zu einer Signifikanz führte.

Schenkt man beiden Signifikanzen hingegen Glauben, lässt sich schlussfolgern, der Unterschied zwischen analoger und digitaler Auswertung beträgt maximal $0,35^\circ$ (Gruppe 1), bei Verwendung der Regressionsgleichung wird dieser Unterschied sogar erst erreicht, wenn der manuell ermittelte Scherungswinkel $4,2^\circ$ beträgt. Das bedeutet, bei computergestützter Röntgenbildüberlagerung resultieren meist geringfügig größere N_A -S- N_B -Winkel als bei manueller Überlagerung, es muss daher eine geringfügige Überzeichnung der tatsächlich abgelaufenen Wachstumsvorgänge erwartet werden. Die Abweichung zwischen „tatsächlichem“ (analogem) Winkel und digital ermittelter Scherung nimmt proportional zur Winkelgröße mit dem Faktor 1,056 zu.

Absolut betrachtet, darf von einer Abweichung unter $0,35^\circ$ ausgegangen werden, welche als akzeptabel anzusehen ist, die vorgestellte Methode ist daher als mögliche Alternative zu Björks Empfehlungen zur Totalüberlagerung von Fernröntgenseitenbildern anzuerkennen.

7.3 Vergleich zu Untersuchungen in der Fachliteratur

In der Fachliteratur finden sich diverse Publikationen, in welchen unterschiedliche Überlagerungsmethoden gegeneinander verglichen werden. Einerseits werden Methoden mit unterschiedlichen Referenzbereichen verglichen [12] [35] [4] [5] [3] [6] [7], andererseits unterschiedliches technisches Vorgehen bei gleicher Methode [10] [40]. Gesamt kristallisiert sich beim Studium dieser Literatur heraus, dass die meisten Autoren die anatomisch orientierte Methode von BJÖRK [19] [21] favorisieren, den Beweis nach der „besten“ Methode, Wachstum korrekt wiederzugeben, müssen sie alle schuldig bleiben, denn eine Aussage darüber relativiert sich durch den Point of View [42]. Es sind jedoch immer manuell durchgeführte Methoden respektive Techniken. Ein direkter Vergleich zu der hier gestellten Frage einer computergestützten Röntgenbildüberlagerung ist nicht möglich. LEE [48] und MC WILLIAMS [51] [52] bieten mit ihrer Subtraktionsmethode einen Ansatz, diese Technik auch mittels Computer durchzuführen. Das Invertieren der Graustufen eines Bildes bieten nicht nur Graphikprogramme, sondern auch alle gängigen Auswertungsprogramme für Röntgenbilder. Das Simulieren einer Transparenz ist, wie am Anfang des Kapitels beschrieben, kein Problem. Zur Ausführung der Subtraktionsmethode muss dem Computer nun noch so definiert werden, dass beide Bilder soweit gegeneinander bewegt werden müssen, bis in einem vorher definierten Bereich der mittlere Grauwert übereinanderliegender Pixel möglichst oft und möglichst nahe an dem Wert 128 (Mittelwert zwischen 0 und 255) liegen soll. Diese Rechenleistung ist unter Auswertungsprogrammen nicht definierbar. Auch das alleinige korrekte Positionieren der Röntgenbilder genügt nicht, die notwendigen beschriebenen Information einer Überlagerung zu erhalten. Um computergestützt die Subtraktionsmethode durchzuführen, bedürfte es somit

eines erheblichen Programmieraufwandes, der nur zu rechtfertigen wäre, wenn die damit durchgeführte Überlagerung deutlich präzisere Ergebnisse liefern würde und diesen weitreichendere Informationen über abgelaufenes Wachstum entnommen werden kann, als jener Technik, die in dieser Arbeit vorgestellt wird. Einen wertenden Vergleich zwischen diesen Techniken muss der Autor mangels Existenz einer derartigen computergestützten Subtraktionsmethode schuldig bleiben.

7.4 Exemplarische Anwendung der vorgestellten Technik

Die Diskussion abschließend soll an einem Beispielpatienten der praktische Stellenwert der in dieser Arbeit vorgestellten Überlagerungstechnik im Vergleich zu der in der Auswertungsprogrammen bisher angewandten Überlagerung in der Sella- Nasion- Linie vorgestellt werden.

Der Patient A.B. ist männlich, zum Zeitpunkt T1 der ersten Röntgenaufnahme 11,2 Jahre alt, zum Zeitpunkt T2 der zweiten Aufnahme 16,1 Jahre. Es ist somit anzunehmen, dass im Beobachtungszeitraum von 4,9 Jahren ein Großteil des pubertären Wachstums abgelaufen ist. Der N_A-S-N_B –Winkel beträgt $-3,98^\circ$, also der größte im Untersuchungsgut vorliegende Scherungswinkel. Somit zählt der Patient zu jenen 76 % aller Probanden, bei welchen sich der Punkt Nasion nach kranial entwickelt. Welche möglicherweise differenzierten Aussagen von dem Vorliegen eines negativen respektive positiven Scherungswinkel hinsichtlich der Wachstumsverhalten eines Patienten ableitbar sind und auch ob die Verteilung dieses Winkels in der gesamten mitteleuropäischen Bevölkerung der hier festgestellten Relation 3:4 beträgt, muss in künftigen Untersuchungen evaluiert werden. Die Unterschiede beider Überlagerungsmethoden werden bereits bei visuellem Vergleich der Abbildungen 7.3a und 7.3b deutlich. Bei Betrachtung der Überlagerung in der Sella- Nasion- Linie fällt einerseits eine scheinbar zunehmende Abknickung der Schädelbasis auf, als auch ein anteriores Rotationsverhalten von Maxilla und Mandibula, was in beiden Kiefern durch ein posterior ausgeprägtes Wachstum verursacht erscheint. Sagittal findet eine überwiegend horizontale Entwicklung von Nasion und der Maxilla statt, die Mandibula entwickelt sich retro-kaudal.

Diese Informationen spiegeln sich ebenfalls in der klassischen Messwerten des Patienten in Tabelle 7.1 wieder. Hier ist eine Verkleinerung des Schädelbasis-Winkels von $3,8^\circ$ ablesbar, eine Reduktion der Oberkieferneigung um $3,1^\circ$ und eine anteriore Rotation des Unterkiefers um $8,2^\circ$. SNA nimmt um $1,4^\circ$ zu, SNB um $4,8^\circ$.

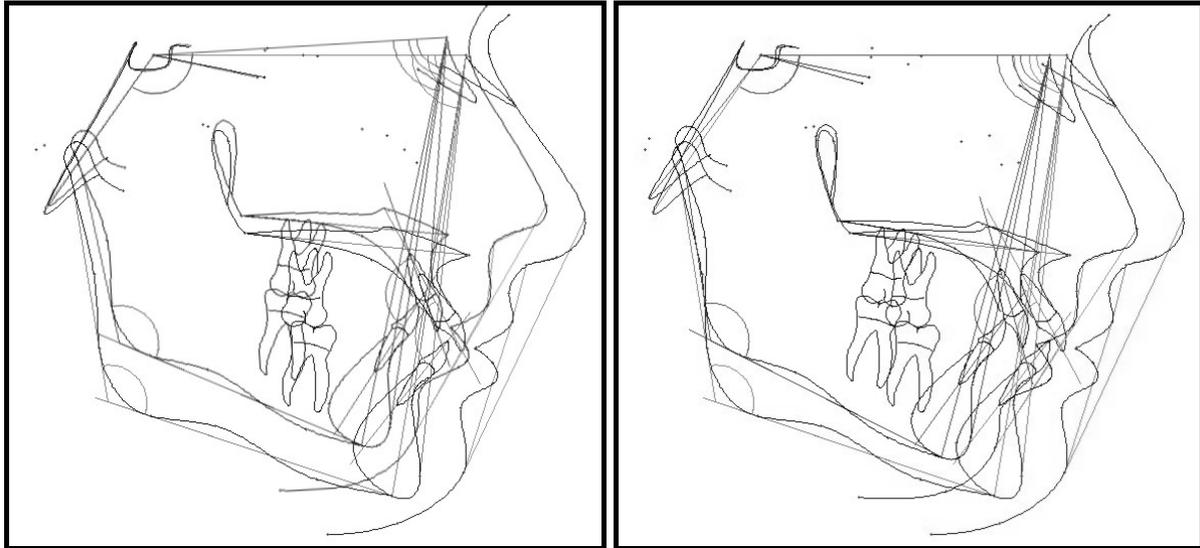


Abb. 7.3a: Überlagerung in der S-C-Linie

Abb. 7.3b: Überlagerung in S-N-Linie

Die Aussagen der anatomisch orientierten Überlagerung aus Abbildung 7.3a geben ein deutlich anderes Bild des tatsächlich abgelaufenen Schädelwachstums wieder. Der Clivus hat sich lediglich geringfügig verlängert, bedingt durch Wachstum in der Synchondrosis sphenoccipitalis, Nasion hat sich nach ventro-kaudal entwickelt. Der Oberkiefer erfuhr tatsächlich keine nennenswerte Inklinationsänderung, sondern primär eine Translation nach ventro-kaudal (Tab. 7.1).

Patient A.B., geb. 06.04.1983				
Rö-Datum	30.05.1994	04.05.1999	Differenz SN	Differenz CSN
Alter	11,2 J	16,1 J		
SNA	82,00	83,40	1,40	-2,58
SNB	76,69	81,46	4,77	0,79
ANB	5,31	1,94	-3,37	--
SNPg	78,28	83,96	5,68	--
NSBa	128,17	124,39	-3,78	-0,20
Gn-tgo-Ar	125,48	117,67	-7,81	--
N-Winkel	65,34	65,00	-0,34	--
NL-NSL	8,72	5,59	-3,13	-0,85
ML-NSL	26,90	18,66	-8,24	-4,26
ML-NL	18,17	13,07	-5,1	--
N-Sp'	52,09	52,45	0,36	--
Sp'-Gn	57,82	65,43	7,61	--
Index	90,10	80,17	-9,93	--
OK1-UK1	128,73	113,74	-14,99	--
OK1-NA°	23,20	35,38	12,18	--
UK1-NB°	22,23	29,51	7,28	--
OK1-NA mm	2,71	8,88	6,17	--
UK1-NB mm	4,35	6,65	2,3	--
Pg-NB mm	2,88	4,87	1,99	--
CSN	15,39	11,41	-3,98	--

Tab. 7.1: Messwerte des Patienten A.B. mit Differenzwerten nach SN und SC

Die Mandibula rotiert nach anterior, jedoch nur halb so ausgeprägt, als dies der SN-Überlagerung nach der Fall ist. Die Sagittalveränderungen von Maxilla und Mandibula lassen sich nur unter Zuhilfenahme der Überlagerungsdurchzeichnung korrekt deuten. SNA weist keine negative Entwicklung auf, vielmehr zeigte Nasion ein stärkeres Wachstum als der A-Punkt. Der Unterkiefer erlebte durchaus ein sagittales Wachstum, geringfügig mehr als Nasion.

Da die interbasalen Relationen von Maxilla und Mandibula sagittal wie vertikal unabhängig von einer externen Bezugsebene sind, bleiben deren metrische Aussagen in beiden Überlagerungen unbeeinflusst.

Die Umrechnung ausgehend von den nach SN orientierten Messwerten, welche nach internationaler Konvention als Diskussionsgrundlage Verwendung finden, erfolgt nach folgenden trigonometrischen Algorithmen:

$$\text{Winkel } NL_B - NL_A = (CSN_B - NL_B - NSL) - (CSN_A - NL_A - NSL)$$

$$\text{Winkel } ML_B - ML_A = (CSN_B - ML_B - NSL) - (CSN_A - ML_A - NSL)$$

$$\text{Winkel } SBa_B - SBa_A = (CSN_B - NSBa_B) - (CSN_A - NSBa_A)$$

$$\text{Winkel } NA_B - NA_A = (CSN_B + SNA_B) - (CSN_A + SNA_A)$$

$$\text{Winkel } NB_B - NB_A = (CSN_B + SNB_B) - (CSN_A + SNB_A)$$

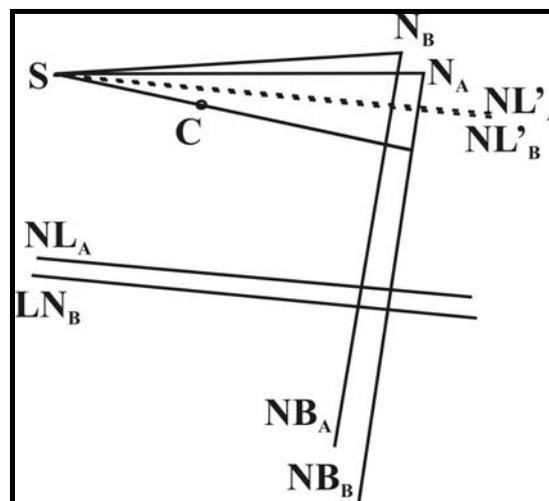


Abb. 7.4: Darstellung der geometrischen Grundlagen zur Differenzberechnung nach SC

Dieses Beispiel zeigt, wenngleich ein Extremfall gewählt wurde, dass je nach verwendeter Überlagerung erhebliche Abweichungen in der Einschätzung des stattgefundenen Wachstums resultieren können und diese folglich entweder eine geplante Therapie oder die Wertung einer durchgeführten Behandlung erheblich beeinflussen können.

8. Schlussfolgerung

Zentrale Aufgabe der vorliegenden Arbeit war es, eine Technik zu entwickeln, die nach den Empfehlungen von BJÖRK [19] [21] eine Gesamtüberlagerung von digitalen Fernröntgenseitenbildern in den Strukturen der anterioren Schädelbasis und der Sella turcica computergestützt erlaubt und unter konventionellen Röntgenbilddauswertungsprogrammen ausgeführt werden kann.

Die Prüfung der, in einer Pilotstudie ermittelten Eingabepunkte, welche die nach Björk wachstumsstabilen Strukturen der anterioren Schädelbasis repräsentieren, ergab für die Punkte Corpus sphenoidale (Csph) und Cranial base sphenoidale (Cbs) eine hinreichende Auffindegenauigkeit. Ihr Streuungsverhalten wurde in sagittaler (x-Wert) und vertikaler (y-Wert) Dimension wiedergegeben. Für den Punkt Cranial base zygomaticus (Cbz) musste eine bedenkliche Streuung in sagittaler Ausdehnung festgestellt werden, die vertikale Komponente war hingegen günstig.

Da konventionelle Auswertungsprogramme nur Überlagerungen über eine definierte Strecke mit einem darauf liegenden Fixpunkt durchführen können, wurde der geometrische Mittelwert obiger Punkte in Form deren Schwerpunkt berechnet, als den Röntgenbildern gemeinsamer Fixpunkt der Punkt Sella (S) festgelegt. Als Kriterium der Vergleichbarkeit der manuell durchgeführten Überlagerung und der computergestützten am selben Patienten sollte der Scherungswinkel N_A-S-N_B dienen, der bei Überlagerung der Aufnahmen A und B aufgespannt wird. Bei Gleichwertigkeit der Techniken muss die Differenz der Winkelpaare null sein.

Deskriptive Untersuchungen zeigten nur geringfügige Unterschiede im paarweisen Vergleich der Winkel, Signifikanzen hierfür konnten nur bedingt gefunden werden. Statistisch konnte eine enge, lineare Korrelation der Winkelpaare analog/ digital mit minimaler Abweichung von $y = x$ gefunden werden.

Gesamt bestehen meist vernachlässigbare Unterschiede kleiner $0,35^\circ$ zwischen den Scherungswinkeln beider Techniken. Die entwickelte Technik darf somit als brauchbare Umsetzung der Empfehlungen zur Gesamtüberlagerung für digitale Fernröntgenseitenbildern angesehen werden.

9. Zusammenfassung

Dem Wissen um das individuell abgelaufene Schädelwachstum eines Patienten und die sich daraus ableitende, noch bevorstehende Entwicklung des Viszerokraniums kommt im Rahmen der kieferorthopädischen Diagnostik und Therapie zentrale Bedeutung zu. Daher haben sich Kieferorthopäden schon früh nicht nur um die radiologische Darstellung des Gesamtschädels bemüht, sondern auch um die Visualisierung abgelaufenen Wachstums mittels Überlagerung von Fernröntgenbildern respektive deren Durchzeichnungen. Bahnbrechende Untersuchungen von Björk, der Tantalimplantate an definierten Stellen des Schädels von Probanden inserierte, brachten den Kieferorthopäden unschätzbare, allgemeine Informationen über differenzierte Wachstumsprozesse des menschlichen Schädels, aber auch Hilfestellungen, individuelle Wachstumsmuster des Patienten zu eruieren. Hierfür schlug Björk eine Röntgenbildüberlagerung vor, welche sich an individuellen, anatomischen Strukturen der anterioren Schädelbasis für den Gesamtschädel und Einzelstrukturen des horizontalen Astes für die Mandibula orientiert. Diese Technik stellt eine allgemein anerkannte Möglichkeit dar, abgelaufenes Wachstum graphisch wiederzugeben.

Die fortschreitende Einführung der digitalen Röntgentechnik, welche sowohl dem Patienten als auch dem Behandler vielfältige Vorteile bietet, bringt für die Technik der Röntgenbildüberlagerung ein fundamentales Problem: Digitale Röntgenbilder sind nicht transparent.

Dieses Problem zu lösen und in Folge eine computergestützte Überlagerungstechnik zu entwickeln, welche auf den Empfehlungen von Björk basiert, war Ziel dieser Arbeit.

Da in allen konventionellen Röntgenbildauswertungsprogrammen für Kieferorthopäden Eingabepunkte auf den Bildern markiert werden, auf deren Basis die Berechnung von Strecken und Winkel erfolgt, wurde dieser Weg auch für die Bildüberlagerung gewählt.

Im Rahmen einer Pilotstudie wurden Durchzeichnungen mit detaillierter Strukturwiedergabe der anterioren Schädelbasis überlagert, um so deduktiv bei lokaler Strukturähnlichkeit mögliche Landmarken für die Eingabe am Bildschirm abzuleiten.

Drei der so gefundenen Eingabepunkte wurden im Rahmen der Hauptuntersuchung auf ihr Streuungsverhalten geprüft, um deren Reproduzierbarkeit zu evaluieren. Hier konnte für die Punkte Corpus sphenoidale (Csph) und Cranial base sphenoidale (Cbs) eine hinreichende Auffindegenauigkeit nachgewiesen werden, der Punkt Cranial base zygomaticum (Cbz) wies ein unbefriedigendes Streuungsverhalten in sagittaler Dimension auf.

Konventionelle Auswertungsprogramme sind nur in der Lage, zwei Strecken mit einem gemeinsam definierten Fixpunkt zu überlagern, wie es bei der Überlagerung in der Sella-Nasion-Linie der Fall ist. Als Fixpunkt wurde Sella definiert, für den zweiten Überlagerungs-

punkt, welcher die Strecke festlegt, musste ein gemeinsamer, aus obigern Landmarken resultierender Punkt gefunden werden. Hier half ein Theorem der analytischen Geometrie zur Berechnung respektive Konstruktion des Schwerpunkts eines Dreiecks, der den geometrischen Mittelwert der drei Eckpunkte darstellt.

Da bei der Überlagerung nach Björk die Sella- Nasion- Linien beider verwendeter Röntgenbilder eines Scherungswinkel aufspannen, sollte dieser als Parameter dienen, ob die bestehende, manuelle Technik und die neu entwickelte, computergestützte Technik vergleichbar sind, also gleiche Ergebnisse, hier Scherungswinkel, liefern. Bei absoluter Identität der Techniken musste die paarweise Differenz der Winkel null ergeben.

Das Ergebnis zeigte geringfügige Abweichungen, jedoch im allgemeinen Messfehlerbereich. Es verwunderte nur, dass im Mittel signifikant unterschiedliche Winkeldifferenzen abhängig vom der Scherrichtung des Winkels auftraten. Da diesem Ergebnis keine methodischen Unterschiede vorausgingen, darf dieser Unterschied als zufällig gewertet werden. Gesamt darf von einer Vergleichbarkeit der Techniken ausgegangen werden, digitale Fernröntgenseitenbilder können so mit der vorgestellten Technik computergestützt überlagert werden ohne einer Verfälschung der daraus zu gewinnenden klinischen Informationen.

Abschließend wurde an einem Beispielpatienten demonstriert, zu welcher unterschiedlichen Einschätzungen hinsichtlich abgelaufenem Wachstum die Verwendung von zwei verschiedenen Überlagerungsmethoden führt. Hierbei wurde die vorgestellte, anatomisch orientierte Überlagerungsmethode mit der Überlagerung auf der Sella- Nasion- Linie, welche in den konventionellen Auswertungsprogrammen angeboten wird, verglichen. Es resultierten besonders in vertikaler Dimension, aber auch in sagittaler Richtung deutlich abweichende Aussagen im Hinblick auf abgelaufene Wachstumsprozesse.

10. Literaturverzeichnis

- 1 *Bambha, J.K.:* Longitudinal cephalometric roentgenographic study of the face and cranium in relation to body height. J Am Dent Assoc, 1961, 63, 776-799
- 2 *Bartsch, H.J.:* Taschenbuch mathematischer Formeln. Fachbuchverlag Leipzig GmbH, 1993, 15. Aufl.,
- 3 *Baumrind, S., Ben-Bassat, Y., Bravo, L. A., Curry, S., Korn, E.:* Partitioning the components of maxillary tooth displacement by the comparison of data from three cephalometric superimpositions. Angle Orthod 1996,66, 111-124
- 4 *Baumrind, S., Ben-Bassat, Y., Bravo, L. A., Curry, S., Korn, E.:* Mandibular remodelling measured on cephalograms, 1. Osseous changes relative to superimposition on metallic implants. Am J Orthod, 1992, 102, 134-142
- 5 *Baumrind, S., Ben-Bassat, Y., Bravo, L. A., Curry, S., Korn, E.:* Mandibular remodelling measured on cephalograms, 2. A comparison of information from implant and anatomic best-fit superimpositions. Am J Orthod, 1992, 102, 227-238
- 6 *Baumrind, S., Ben-Bassat, Y., Bravo, L. A., Curry, S., Korn, E.:* Quantitation of maxillary remodelling, 1. A description of osseous changes relative to superimposition on metallic implants. Am J Orthod, 1987, 91, 29-41
- 7 *Baumrind, S., Ben-Bassat, Y., Bravo, L. A., Curry, S., Korn, E.:* Quantitation of maxillary remodelling, 2. Masking of remodelling effects when an "anatomical" method of superimposition is used in the absence of metallic implants. Am J Orthod, 1987, 91, 463-474
- 8 *Baumrind, S., Frantz, R.:* The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. . Am J Orthod, 1971, 60, 111-27
- 9 *Baumrind, S., Frantz, R.:* The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measures. Am J Orthod, 1971 ,60, 505-17
- 10 *Baumrind, S., Miller, D., Molthen, R.:* The reliability of head film measurements. 3. Tracing superimposition. Am J Orthod, 1976, 70, 617-644
- 11 *Bergersen, E.O.:* Longitudinal growth analysis of the human facial profile from three months to fifteen years of age. MSD, thesis, Northwestern University, Cocago, Illinois, 1960,
- 12 *Bergersen, E.O.:* A Comparative Study of Cephalometric Superimposition. Angle Ortho, 1961, 31, 216-229
- 13 *Björk A., Solow B.:* Measurement on radiographs. J D Res 1962, 41., 672-683
- 14 *Björk, A.:* Prediction of mandibular growth rotation. Am J Orthod, 1969,55., 585-599
- 15 *Björk, A.:* Cranial base development. Am J Orthod, 1955, 41, 198-225

- 16 *Björk, A.*: Sutural growth of the upper face studied by the implant method.
Acta odont scand, 1966,44, 109-127
- 17 *Björk, A.*: Facial growth in man, studied with the aid of metallic implants.
Acta odont scand, 1955, 13, 9-34
- 18 *Björk, A.*: The face in Profile. Svensk Tandläkare-Tidskrift, 1947, 40/5b, suppl.,
Lund, Berlingska Boktryckeriet,
- 19 *Björk, A.*: The relationship of the jaws to the cranium. In: Lundstrom A., ed.
Introduction to orthodontics, New York: McGraw Hill Book Company, 1960, , S. 104-140
- 20 *Björk, A.*: Variations in the growth pattern of the human mandible: longitudinal
radiographic study by the implant method. J Dent Res, 1963, 42, 400-411
- 21 *Björk, A., Skieller, V.*: Normal and abnormal growth of the mandible. A synthesis of
longitudinal cephalometric implant studies over a period of 25 years.
Eur J Orthod 1983, 5, 1-46
- 22 *Björk, A., Skieller, V.*: Facial development and tooth eruption. An implant study at
the age of puberty. Am J Orthod, 1972,62, 339-383
- 23 *Björk, A., Skieller, V.*: Growth of the maxilla in three dimensions as revealed
radiographically by the implant method. Br J Orthod, 1975, 4, 53-64
- 24 *Broadbent, B.H. Sr.*: A new x-ray technique and its application to orthodontia.
Angle Orthod 1931,1., 45-66
- 25 *Broadbent, B.H. Sr.*: The face of the normal child. Angle Orthodont, 1937, 7, 3-28
- 26 *Broadbent, B.H. Sr.*: Bolton standards and technique in orthodontic practice.
Angle Orthodont, 1937, 7, 29-53
- 27 *Broadbent B.H. Sr., Broadbent, B.H. Jr., Golden, W.H.*: Bolton standards of
dentofacial developmental growth. The C.V. Mosbey Company 1975, S.13-24
- 28 *Broadbent, B.H. Sr., Broadbent, B.H. Jr., Golden, W.H.*: Bolton standards of
dentofacial developmental growth. The C.V. Mosbey Company 1975, S.83
- 29 *Brodie, A.G.*: Late growth changes in the human face.
Angle Orthodont, 1953, 23, 147-157
- 30 *Brodie, AG*: On the growth pattern of the human head from the third month to the
eighth year of life. Am J Anat 1941,68, 209-62
- 31 *Dahlberg, G.*: Statistical methods for medical and biological students.
George Allen & Unwin Ltd, London, 1940,
- 32 *Dausch-Neumann, D.*: Kieferorthopädie, In: Zahn-Mund-Kieferheilkunde, Band 5,
Hrsg.: *Schwenzer, N.*., Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1987, S.1-22

- 33 *De Coster, L.*: A new line of reference for the study of lateral facial teloradiographs. Am J Orthod, 1953, 39, 304-306
- 34 *Enlow, D.H.*: Handbook of facial growth. 2nd. Ed. Philadelphia. Saunders, 1982,
- 35 *Ghafari, J., Engel, F.E., Laster, L.L.*: Cephalometric superimposition on the cranial base: a review and a comparison of four methods.. Am J Orthod Dentofac Orthop 1987,91., 403-413
- 36 *Graber, T.M., Swain, B.F.*: Orthodontics, Current Principles and Techniques. C.V. Mosbey Company, 1985,
- 37 *Hasund, A.*: Klinische Kephalemetrie für die Bergen-Technik. Kieferorthopädische Abteilung des zahnärztlichen Instituts der Universität Bergen, Norwegen, 1972,
- 38 *Hofrath, H.*: Die Bedeutung der Röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien. Fortschr Othod., 1931, 1, 230-259
- 39 *Houston, W.J.B.*: The analysis of errors in orthodontic measurements. Am J Orthod, 1983, 83, 382-390
- 40 *Houston, W.J.B., Lee, R.T.*: Accuracy of different methods of radiographic superimposition on cranial base structures. Eur J Orthod. 1985, 7, 127-135
- 41 *Isaacson, r.j.*: Superimposition and structural analysis . Am J Orthod 1996, 109, 193-195
- 42 *Johnston, L.E.*: Balancing the books of orthodontic treatment: an integrated analysis of change. BJO, 1996, 23, 93-102
- 43 *Keith, A., Campion, G.G.*: A contribution to the mechanism of growth of the human face. The Dental Record, 1922, 42, 61 - 88
- 44 *Kerr, W.J.S.*: A method of superimposing serial lateral cephalometric films for the purpose of comparison : a preliminary report. Brit J Orthodont, 1978, 5, 51-53
- 45 *Kohlpaintner, K.P.*: Vergleich der Wiedergabequalität anatomischer Strukturen bei analogen und digitalen Fernröntgenseitenbildern. Dissertation, München 2002
- 46 *Krogman, W.M., Sassouni, V.*: Syllabus in roentgenographic cephalometry. Philadelphia. Philadelphia Center for Research in Child Growth, 1957
- 47 *Lavergne, J.*: Morphogenetic classification of malocclusion as a basis of growth prediction and treatment planning. Brit J Orthodont, 1982, 9, 132
- 48 *Lee, R.T.*: The superimposition of lateral skull radiographs by subtraction: a new method. Brit J Orthodont, 1980, 7, 121-124
- 49 *Lindegard B.*: Variations in human body build. Acta physchiatr. Et Neurol. 1953, Suppl. 86,

- 50 *Mc Dowell, R.M.*: The use of lateral head radiographs for evaluating orthodontic results as distinguished from growth changes. Am J Ortho Oral Surg, 1941, 27 , 59-74
- 51 *Mc William, J.S.*: The application of photographic subtraction in longitudinal cephalometric growth studies. Eur J Orthod, 1982, 4, 29-36
- 52 *Mc William, J.S.*: The effect of growth on the precision of subtraction superimposition. Dentomaxillofac Radiol, Supp. 4,
- 53 *Melsen, B.*: Palatal growth studied on human autopsy material.
Am J Orthod 1975.68, 42-54
- 54 *Melsen, B.,*: The cranial base. Acta Odontol Scand 1974,32, Suppl 62
- 55 *Miethke, R. R.*: Schädelentwicklung. In. Kieferorthopädie I, Orofaziale Entwicklung und Diagnostik, Praxis der Zahnzeilkunde 11/1 Urban & Fischer, München, Jena 2000, 4. Auflage, 17-46
- 56 *Moore, A.W.*: Observation on facial growth and its clinical significance.
Am J Orthod, 1959, 45, 399-423
- 57 *Moore, A.W.*: Head growth of the macaque monkeys as revealed by vital staining, embedding, and undecalcified sectioning. Am J Orthod, 1949, 35, 654-671
- 58 *Nanda, R.S.*: The rate of growth of several facial components measured from serial cephalometric roentgenograms. Am J Orthod, 1955, 41, 658-673
- 59 *Ödegaard,*: xx. xx, xx
- 60 *Pasler, F.A., Visser, H.*: Zahnmedizinische Radiologie, Bildgebende Verfahren.,
Georg Thieme Verlag 2000, S.2-7
- 61 *Person, M., Thilander, B.*: Craniofacial development and growth. In. Introduction to orthodontics, Tandläkarförlaget Stockholm 1985, 11-42
- 62 *Ricketts, R.M.*: Facial and denture changes during orthodontic treatment as analysed from the temporomandibular joint. Am J Orthod, 1955, 41, 163
- 63 *Ricketts, RM.*: A four-step method to distinguish orthodontic changes from natural growth. J Clin Orthod 1975,9, 208-15,218-28
- 64 *Ricketts, RM.* : The bioprogressive therapy.. Denver.
Rocky Mountain/Orthodontics, 1979.,
- 65 *Sagner, T., Storr, I., Benz, Ch., Rudzki-Janson, I.*: Diagnostic image quality in comparison of conventional and digital cephalometric radiographs.
Dentomaxillofac Radiol, 1998, 27 , 26

- 66 *Scammon, R.E., Harris, J.A., Jackson, C.M., Patterson, D.G.:* The measurement of man. University of Minnesota Press, Minneapolis, 1930
- 67 *Scott, J.H.:* Growth at facial sutures. *Am J Orthod*, 1956, 42, 381-387
- 68 *Segner, D., Hasund, A.:* Individualisierte Kephalmetrie. HansaDont, 1991
- 69 *Sobotta:* Atlas der Anatomie des Menschen. Band 1, 20. Aufl., 1993 Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, S.39-53
- 70 *Steinhäuser, E., Janson, I.:* Kieferorthopädische Chirurgie, Band 1. Quintessenz Verlags-GmbH Berlin, Chicago, London, Sao Paulo, Tokio 1988, S.41-93
- 71 *Stöckli, W., Ben-Zur, E.D.:* Zahnmedizin bei Kindern und Jugendlichen, 3. Auflage. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1994, S.5-67
- 72 *van der Linden, F.P.G.M.:* Gelaatsgroei en Gelaatsorthopedie. Stafleu und Tholen, Alphen aan den Rijn, 1981,
- 73 *Wingberg, J.:* Handbuch DiagnoseFix© 2001. Eigenverlag, Fa. Diagnostik Wingberg, Buxtehude, 2001

11. Anhang

Tabelle 1: Scherungswinkel der digitalen und analogen Überlagerungen und deren Differenzen, sortiert nach Differenzen

Pat.- Nr.	N_A-S-N_B digital	N_A-S-N_B analog	Δ (digital – analog)
34	-1,48	-0,63	-0,84
24	-1,42	-0,66	-0,77
01	-1,60	-0,95	-0,65
39	-1,86	-1,22	-0,64
40	-1,43	-0,93	-0,50
20	-1,33	-0,96	-0,37
16	-1,13	-0,77	-0,36
06	-0,75	-0,43	-0,32
36	-4,02	-3,74	-0,28
14	-1,97	-1,73	-0,24
50	-4,12	-3,89	-0,23
37	-1,86	-1,76	-0,11
27	-0,36	-0,27	-0,10
47	-0,56	-0,47	-0,10
18	2,51	2,60	-0,09
30	-1,65	-1,59	-0,06
23	-0,91	-0,88	-0,03
44	-1,01	-0,98	-0,03
38	0,92	0,94	-0,02
48	-1,65	-1,67	0,02
11	-1,67	-1,70	0,03
05	0,22	0,14	0,07
28	-1,55	-1,62	0,07
46	-1,09	-1,16	0,07
17	1,31	1,21	0,10
33	-1,27	-1,37	0,10
49	-1,47	-1,57	0,10
15	-0,75	-0,86	0,11
08	-0,27	-0,40	0,13
10	-0,93	-1,07	0,14
12	-0,60	-0,75	0,16
41	-0,50	-0,65	0,16
26	-0,89	-1,06	0,17
35	-1,34	-1,53	0,18
13	-1,52	-1,73	0,20
22	-0,31	-0,51	0,20
42	-1,62	-1,83	0,20
45	1,70	1,50	0,20
32	0,50	0,23	0,27
04	1,20	0,92	0,28
09	-0,20	-0,54	0,34
25	1,80	1,40	0,40
29	1,98	1,48	0,49
43	-2,48	-2,98	0,49
07	1,18	0,67	0,51
02	0,26	-0,36	0,62
21	-2,44	-3,08	0,63
03	1,61	0,75	0,86
19	-1,10	-2,00	0,90
31	1,92	0,78	1,14

Tabelle 2a: Analoge Scherungswinkel mit positivem Vorzeichen und korrelierende digitale Winkel

Pat.- Nr.	N_A-S-N_B digital	N_A-S-N_B analog	Δ (digital – analog)
05	0,22	0,14	0,07
32	0,50	0,23	0,27
07	1,18	0,67	0,51
03	1,61	0,75	0,86
31	1,92	0,78	1,14
04	1,20	0,92	0,28
38	0,92	0,94	-0,02
17	1,31	1,21	0,10
25	1,80	1,40	0,40
29	1,98	1,48	0,49
45	1,70	1,50	0,20
18	2,51	2,60	-0,09

Grafik 1a: Histogramm zu Tabelle 2a

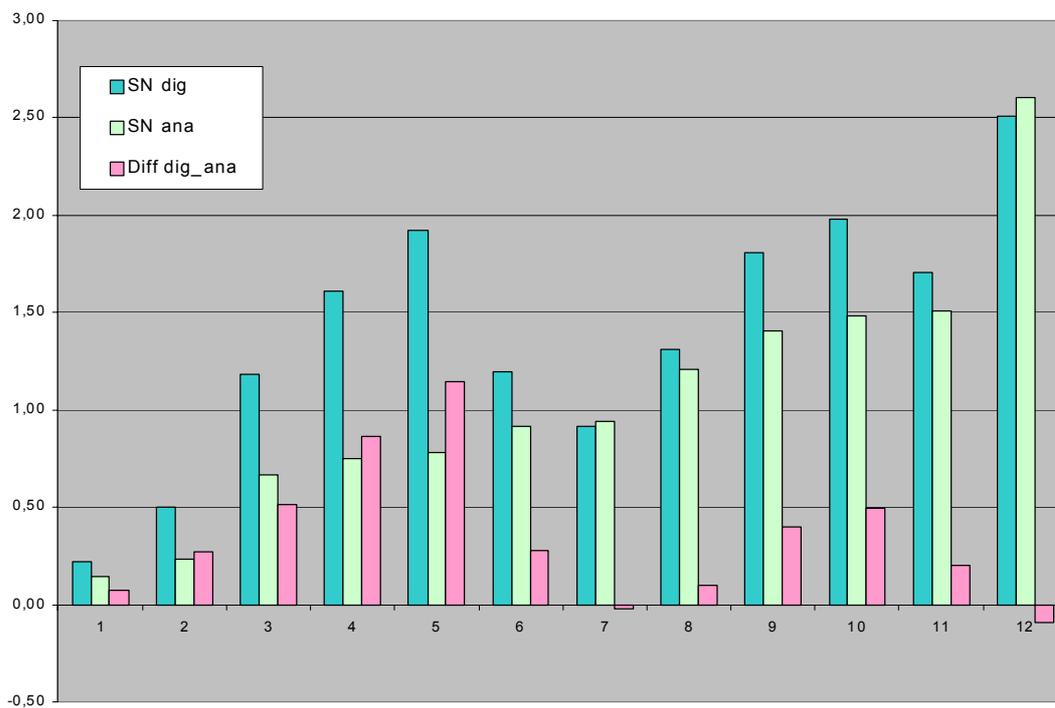
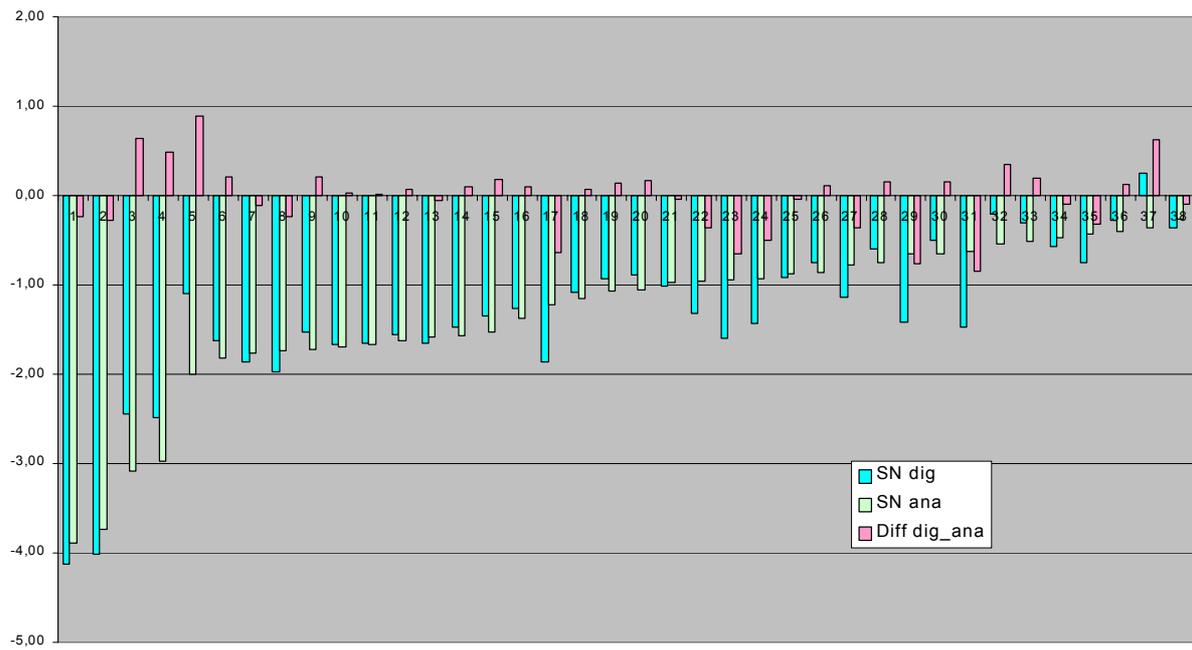


Tabelle 2b: Analoge Scherungswinkel mit negativem Vorzeichen und korrelierende digitale Winkel (Untergruppe 1)

Pat.- Nr.	N_A-S-N_B digital	N_A-S-N_B analog	Δ (digital – analog)
50	-4,12	-3,89	-0,23
36	-4,02	-3,74	-0,28
21	-2,44	-3,08	0,63
43	-2,48	-2,98	0,49
19	-1,10	-2,00	0,90
42	-1,62	-1,83	0,20
37	-1,86	-1,76	-0,11
14	-1,97	-1,73	-0,24
13	-1,52	-1,73	0,20
11	-1,67	-1,70	0,03
48	-1,65	-1,67	0,02
28	-1,55	-1,62	0,07
30	-1,65	-1,59	-0,06
49	-1,47	-1,57	0,10
35	-1,34	-1,53	0,18
33	-1,27	-1,37	0,10
39	-1,86	-1,22	-0,64
46	-1,09	-1,16	0,07
10	-0,93	-1,07	0,14
26	-0,89	-1,06	0,17
44	-1,01	-0,98	-0,03
20	-1,33	-0,96	-0,37
1	-1,60	-0,95	-0,65
40	-1,43	-0,93	-0,50
23	-0,91	-0,88	-0,03
15	-0,75	-0,86	0,11
16	-1,13	-0,77	-0,36
12	-0,60	-0,75	0,16
24	-1,42	-0,66	-0,77
41	-0,50	-0,65	0,16
34	-1,48	-0,63	-0,84
9	-0,20	-0,54	0,34
22	-0,31	-0,51	0,20
47	-0,56	-0,47	-0,10
6	-0,75	-0,43	-0,32
8	-0,27	-0,40	0,13
2	0,26*	-0,36	0,62
27	-0,36	-0,27	-0,10

* unterschiedliches Vorzeichen zwischen digital und analog

Grafik 1b: Histogramm zu Tabelle 2b



12. Danksagung

Für die freundliche Bereitstellung des Themas sowie die Möglichkeit, die Einrichtungen der Poliklinik für Kieferorthopädie zu nutzen, möchte ich mich herzlich bei Frau Professor Rudzki-Janson bedanken.

Mein weiterer Dank gilt Herrn Dr. Jörg Wingberg für die Zurverfügungstellung seines Auswertungsprogramms DiagnoseFix © und die bereitwillige, fernmündliche Hilfestellung bei der Erstellung neuer Analysen in diesem Programm.

Abschließend gilt auch mein Dank meiner Frau für ihre Hintergrundunterstützung geistiger und kulinarischer Natur.

13. Lebenslauf

Personalien	
Vor- und Zuname: Geburtsdatum: Geburtsort: Bekenntnis: Familienstand: Wohnort:	Thomas Helmut SAGNER 01.10.1964 München römisch-katholisch verheiratet, seit 19.11.1999 Hans-Wegmann Str. 27a 82216 Maisach
Schulbildung	
Grundschule: Gymnasium:	Sept. 1971 bis Juli 1975 Sept. 1975 bis Juli 1984
Grundwehrdienst:	
	01.10.1984 bis 31.12.1985 Sanitätsstaffel Fliegerhorst Erding
Studium d. Zahnheilkunde:	
	01.11.1988 bis 04.04.1995 LMU-München
Ausbildungsassistent:	
	05.04.1995 bis 14.04.1996 ZA Jürgen Strabel
Weiterbildungsassistent (KFO)	
	15.04.1996 bis 15.02.2000 Klinikum der LMU-München, Poliklinik für Kieferorthopädie –Innenstadt Direktorin: Prof. Dr. Ingrid Rudzki
Funktionsoberarzt (KFO)	
	15.02.2000 bis dato Klinikum der LMU-München, Poliklinik für Kieferorthopädie –Innenstadt Direktorin: Prof. Dr. Ingrid Rudzki
Unterschrift:	