

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Kieferorthopädie

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

**Vergleich der Reproduzierbarkeit kephalometrischer
Referenzpunkte mit Dosisreduktion bei digitaler
Lumineszenzradiographie und konventionell erstellten
Fernröntgenseitenaufnahmen**

INAUGURAL – DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae dentium

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

Heike Wegener

aus Lemgo

2003

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

Dekan: Univ.-Prof. Dr. H. Jürgens

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

2. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. U. Joos

Tag der mündlichen Prüfung: 14. Juli 2003

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Kieferorthopädie
- Direktorin: Univ.-Prof. Dr. U. Ehmer –
Referent: Univ.-Prof. Dr. U. Ehmer
Koreferent: Univ.-Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. U. Joos

Zusammenfassung

Vergleich der Reproduzierbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte mit Dosisreduktion bei digitaler Lumineszenzradiographie und konventionell erstellten Fernröntgenseitenaufnahmen

Wegener, Heike

Die Bestimmung genormter Referenzpunkte im Röntgenbild ist die Grundlage jeder kephalometrischen Analyse und deren diagnostische Validität ist in entscheidendem Maße von der Qualität des zur Verfügung stehenden Bildmaterials abhängig. Seit ihrer Einführung in den siebziger Jahren gewinnt zunehmend die digitale Lumineszenzradiographie als Röntgenverfahren an Bedeutung.

Ziel dieser Studie ist es, die Reproduzierbarkeit von kephalometrischen Referenzpunkten in konventionell gewonnenen Fernröntgenseitenaufnahmen mit der von digital, unter Verwendung von Speicherleuchtstoffolien und einer Dosisreduktion von im Mittel 23,7% angefertigten Röntgenbildern zu vergleichen. 100 digital bzw. 100 konventionell erstellte Fernröntgenseitenaufnahmen wurden von zwei Fachärzten für Kieferorthopädie in zwei Durchzeichnungsvorgängen wiederholt kephalometrisch ausgewertet und jeweils der Mittelwert der Lokalisationsdifferenzen jedes Referenzpunktes bestimmt. In einem zweiten Schritt konnten die Abweichungen beider Techniken statistisch bearbeitet werden. Der mittlere Fehler für die Reproduzierbarkeit der Referenzpunkte war für die digitale Röntgentechnik signifikant kleiner. Drei der einundzwanzig Referenzpunkte konnten in den digitalen Aufnahmen signifikant besser bestimmt werden, während sich kein Referenzpunkt in den konventionellen Röntgenbildern signifikant besser lokalisieren ließ.

Somit wird durch die digitale Lumineszenzradiographie bei einer Reduktion der Strahlendosis eine insgesamt bessere Reproduzierbarkeit der kephalometrischen Referenzpunkte im Vergleich zu konventionell angefertigten Fernröntgenseitenaufnahmen erzielt.

Tag der mündlichen Prüfung: 14. Juli 2003

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Problemstellung	1
2	Literaturübersicht	3
3	Vergleich der Röntgentechniken	7
3.1	Die Fernröntgenseitenaufnahme	7
3.2	Arten der Bildgebung	8
3.2.1	<i>Konventionelle Bildgebung</i>	8
3.2.2	<i>Digitale Bildgebung</i>	11
4	Material und Methode	17
4.1	Patientenkollektiv	17
4.2	Aufnahmetechnik und Bildgebung	17
4.3	Bildauswertung	20
5	Ergebnisse	25
5.1	Messergebnisse.....	25
5.2	Graphische Darstellung der Messergebnisse	28
5.2.1	<i>Art der graphischen Darstellung</i>	28
5.2.2	<i>Graphische Darstellung der Messergebnisse</i>	29
6	Diskussion	42
6.1	Gegenüberstellung der eigenen Ergebnisse mit den Literaturangaben.....	42
6.2	Spezielle Diskussion der digitalen Lumineszenzradiographie (DLR).....	48
7	Zusammenfassung und Schlussfolgerung	51
8	Literaturverzeichnis	53
9	Danksagung	Fehler! Textmarke nicht definiert.
10	Lebenslauf	Fehler! Textmarke nicht definiert.

1 Einleitung und Problemstellung

Die Kephalometrie als quantitative Vermessung von Fernröntgenseitenbildern (FRS-Bildern) hat sich als ein zentrales diagnostisches Verfahren in der Kieferorthopädie etabliert. Um die Genauigkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, ist eine zuverlässige Bestimmung der einzelnen kephalometrischen Referenzpunkte unabdingbar. Diese ist neben der Fehlerbreite der Punktlokalisierung seitens des Auswerters, der diesbezüglich an eine fest definierte Normierung gebunden ist, in entscheidendem Maße von der Qualität des vorliegenden Röntgenbildes abhängig. Letztere wiederum wird beeinflusst durch die Bildherstellung sowie durch den Entwicklungsvorgang.

Neben dem konventionellen Röntgenfilm als Träger für die radiologische Information gibt es seit Jahren auch eine weitere Möglichkeit, Röntgenbilder aufzunehmen und zu speichern, und zwar die digitale Radiographie.

Die spezielle digitale Lumineszenzradiographie (DLR) wird seit 1989 im Institut für klinische Radiologie der Universitätskliniken Münster eingesetzt. Ein Vorteil der DLR liegt vor allem in der Linearität der Empfindlichkeit über einen großen Dynamikbereich hinweg, wodurch der maßgeblich für eine aussagekräftige Bildinformation verantwortliche Belichtungsspielraum dem der konventionellen Methode überlegen ist. Zudem besteht bei der digitalen Aufnahmetechnik die Möglichkeit, durch Bildnachbearbeitung am Monitor auch bei nicht optimalen Ergebnissen oder differenter Darstellung einzelner Regionen eine diagnostisch valide Beurteilung zuzulassen.

Ein weiterer Aspekt im Vergleich der verschiedenen Aufnahmetechniken ist das Ausmaß der Strahlenbelastung für den Patienten. Bei jeder Untersuchung muss die Röntgenbelastung auf ein Minimum beschränkt sein, wobei sich in Bereichen wie zum Beispiel der Kieferorthopädie die Patienten überwiegend in der Wachstumsphase befinden und deshalb diesem Aspekt eine besondere Beachtung geschenkt werden muss. Ziel

ist es daher, die größtmögliche Reduzierung der Dosis bei diagnostisch ausreichender Bildqualität zu erreichen (49). Die DLR erlaubt es, Aufnahmen mit im Vergleich zur konventionellen Technik verringerten Dosen herzustellen, da die Speicherleuchtstoffe wesentlich effizienter sind in der Detektion von Röntgenphotonen.

Um die diagnostische Qualität der DLR bei ihrem speziellen Einsatz in der Kieferorthopädie zu beurteilen, werden in dieser Studie konventionell entwickelte Fernröntgenseitenaufnahmen mit digitalen Röntgenbildern im Rahmen der kephalometrischen Analyse bezüglich ihrer Bildqualität verglichen. Es wurde hinsichtlich der Ergebnisse folgende Hypothese aufgestellt, die es in der Untersuchung zu belegen oder zu verwerfen gilt:

Die Bildqualität digital erstellter FRS-Aufnahmen ermöglicht eine exaktere Reproduzierbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte als die Bildqualität konventioneller FRS-Aufnahmen.

2 Literaturübersicht

Die FRS-Analyse spielt heutzutage eine wesentliche Rolle in der Kieferorthopädie. In der sogenannten kephalometrischen Analyse erfolgt die anguläre und lineare Auswertung der FRS-Aufnahmen anhand von Bezugspunkten, Winkel- und Streckenmaßen. Der Vergleich der Messwerte mit den Normwerten aus Serienmessungen (z.B. Analyse nach Ricketts (52)) lässt Aussagen über das Schädelwachstum, insbesondere Wachstumsrichtungen und -grenzen, sowie über skelettale oder dentoalveoläre Dysgnathien zu. Neben der Anamnese, der klinischen Untersuchung, der Modellanalyse sowie der Auswertung von Profil- und En-face-Photographien dient die Kephalmetrie als entscheidende Analyse zur Diagnose bzw. Prognose bei der kieferorthopädischen Therapie.

Die Bestimmung genormter Referenzpunkte im Röntgenbild ist Grundlage der überwiegenden Anzahl kephalometrischer Analysen. Somit ist deren Validität von der Qualität des zur Verfügung stehenden Bildmaterials abhängig. Zahlreiche Autoren (1, 2, 5, 18, 26, 23, 29, 30, 34, 35, 42, 41, 50, 51, 59, 61, 65) befassten sich mit der Lokalisationsgenauigkeit der kephalometrischen Referenzpunkte. In allen diesen Arbeiten wurde prinzipiell an einer unterschiedlichen Anzahl von FRS-Bildern von verschiedenen Untersuchern, z.T. zu unterschiedlichen Zeitpunkten, eine Anzahl von Referenzpunkten bestimmt und die Abweichungen statistisch ausgewertet.

Die Studien kamen grundsätzlich zu gleichartigen Ergebnissen, die sich wie folgt zusammenfassen lassen:

- Die Größe des Lokalisationsfehlers variiert unter den Referenzpunkten.
- Fast jeder spezielle Punkt zeigt eine für ihn charakteristische Fehlerstreuung.
- Die Lokalisationsgenauigkeit ist abhängig von der Durchzeichnungserfahrung des Auswerters.

Diese der Literatur zu entnehmenden Untersuchungsergebnisse führen zu dem Schluss, dass die Aussagekraft einer kephalometrischen Analyse in großem Maße abgänglich ist von der Qualität des gewonnenen Bildmaterials. Als Fehlerquellen für die Punktelokalisation werden neben unterschiedlicher Erfahrung (29, 30, 50) und Definition der Punkte (61, 66) hauptsächlich Identifikationsprobleme der Strukturen im Röntgenbild (9, 66) aufgrund der Überlagerung mit Nachbarstrukturen (5) sowie die schlechte Bildqualität (29, 30) genannt. Dementsprechend sehen einige Autoren das erste Ziel zur Steigerung der Lokalisationsgenauigkeit in der Verbesserung der Bildqualität (17, 70).

In den letzten Jahren hat die digitale Röntgentechnik in der Radiologie zunehmend an Bedeutung gewonnen. Die sich dabei bietenden Möglichkeiten der Bildnachbearbeitung wie Fenstertechnik, Zooming und Kantenanhebung (3, 27, 40, 37, 48, 53, 60, 64, 68) lassen sich qualitätsverbessernd zur Optimierung der Röntgendarstellung nutzen.

Auch für die Kieferorthopädie wird referiert, dass durch eine Verbesserung der Bildqualität eine der Hauptfehlerquellen bezüglich der kephalometrischen Referenzpunktbestimmung reduziert wird. In verschiedenen Studien konnte die Lokalisationsgenauigkeit bei konventionellen Röntgenbildern mit der von nachträglich digitalisierten verglichen werden: Bei Macri und Wenzel (39) wurden zu diesem Zwecke die zu vergleichenden konventionellen Filme mittels Videokamera aufgenommen, digitalisiert und am Monitor ausgewertet. In ihrer Untersuchung erwiesen sich die digitalisierten Aufnahmen als ungenauer, was sich mit der Vielzahl technischer Zwischenschritte bis zur eigentlichen Bildauswertung und den damit verbundenen Fehlerquellen erklären lässt (16, 30). Darüber hinaus verglichen Macri und Wenzel (39) zwei verschiedene Darstellungsmedien, und zwar einen Röntgenfilm mit einer Bildschirmdarstellung.

Forsyth (21, 22), der eine ähnliche Versuchsanordnung beschrieb und zu vergleichbaren Resultaten kam, erkannte die Einschränkung, die eine bildschirmgestützte Analyse bedeutet und führte den Qualitätsverlust des digitalen Bildes auf die geringe Auflösung (512 x 512 Pixel Matrix) zurück. Auch Macri und Wenzel (39) forderten abschließend eine Matrixgröße von zumindest 1024 x 1024 Pixel, um eine gute Auflösung im digitalen Bild zu gewährleisten (15, 13, 32, 33).

In dem Vergleich der kephalometrischen Referenzpunktbestimmung mittels konventionellem Film, digitaler Hardcopy und Monitordarstellung nach Geelen et al. (25), führte die Monitordarstellung ebenfalls zu den ungenauesten Resultaten.

Während der zuvor erwähnten Literatur jeweils dasselbe Ausgangsmaterial, und zwar das konventionelle Röntgenbild zugrundelag, schafft die vorliegende Untersuchung andere Voraussetzungen, indem die zu vergleichenden Röntgenbilder sich bereits im jeweiligen Bildgebungsverfahren, dem konventionellen bzw. dem digitalen, unterscheiden (56). Versuche, konventionell gewonnene FRS-Aufnahmen mit Hilfe einer Videokamera (32, 33) zu digitalisieren und nachzubearbeiten (s.o.), lieferten –aufgrund der von Buchmann (10) dargelegten technischen Begrenzung- bezüglich der Lokalisierbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte keine signifikanten Verbesserungen, verglichen mit den Ergebnissen konventioneller Auswertungen (32, 33, 39, 21, 22, 15). Jackson et al. (31) fanden zumeist einen leicht höheren Fehler bei den nachträglich digitalisierten Bildern.

Durch den Einsatz der digitalen Lumineszenzradiographie auf der Basis von Speicherleuchtstofffolien lassen sich die Informationsverluste durch nachträgliche Digitalisierung eines Originalbildes nach Angaben von Döler (16) vermeiden.

Das menschliche Auge kann nur ca. 60 Graustufen unterscheiden (27, 55). Im Röntgenbild sind aber viel mehr Intensitätsunterschiede (= Graustufen) enthalten, d.h.

der gesamte Dynamikbereich eines Röntgenbildes ist wesentlich größer, als das Auge auf einmal erfassen kann. Die Leuchtstofffolien dagegen unterscheiden 1024 Graustufen (27). Diese zusätzlichen Helligkeitswerte verbessern die Kontrastauflösung, es wird in der Literatur (27, 37, 14, 48, 56, 60) von einem hohen Dynamikbereich des digitalen Bildes gesprochen.

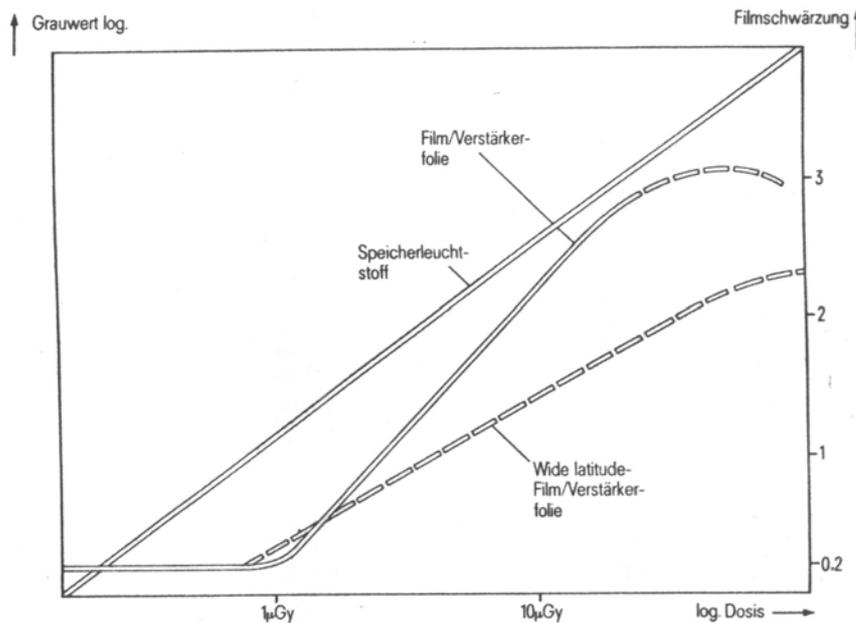


Abbildung 1: Kennlinien- Charakteristik konventioneller sowie digitaler Aufnahmemedien (Schittenhelm, 60)

In Abbildung 1 ist die hohe Dynamik der Kennlinie der Speicherleuchtstofffolie dargestellt. Das ausgelesene Signal verhält sich zur Filmdosis über mehrere Größenordnungen proportional. Dadurch werden sowohl schwach als auch stark strahlenabsorbierende Objekte nebeneinander gut dargestellt (64, 56, 60). Demzufolge scheint das digitale Bild der von Kimura et al. (35) formulierten kieferorthopädischen Anforderung einer simultanen Darstellung von Knochen und Weichteilen entgegenzukommen.

3 Vergleich der Röntgentechniken

3.1 Die Fernröntgenseitenaufnahme

Die Fernröntgenseitenaufnahme ist eine seitliche Schädelaufnahme mit großem Fokus- Film- Abstand, der in der Poliklinik für Kieferorthopädie in Münster mit 3,5m realisiert wird. Dadurch wird bei möglichst kleinem Objekt- Film- Abstand die projektionsbedingte Vergrößerung filmferner gelegener Schädelbezirke stark reduziert. Dies, wie auch die weitgehend zeichnungsfreie Darstellung, macht diese Art der Röntgenabstandsaufnahme für die Kieferorthopädie zu einer wichtigen diagnostischen Unterlage.

Für das Erstellen einer FRS- Aufnahme werden auf heutigem Stand der Technik konventionelle und prognostizierbar in der Zukunft verstärkt digitale Röntgentechnik ausgewertet.

Zu differenzieren sind bei beiden Röntgenverfahren folgende Punkte:

- Der Inhalt der Röntgenkassette (konventionelle Film- Folienkombination bzw. digitale Speicherfolie)
- Das weitere Bildgebungsverfahren

Die Abläufe und Unterschiede der beiden Röntgentechniken werden im Folgenden differenziert nach diesen Gesichtspunkten erläutert.

3.2 Arten der Bildgebung

3.2.1 Konventionelle Bildgebung

Bei den konventionellen Aufnahmen werden Röntgenfilme in Verbindung mit Verstärkerfolien verwendet, deren Wirkungsprinzip in der Literatur beispielsweise von Laubenberger (38), Felix (20) und Schwenger (62) beschrieben wird.

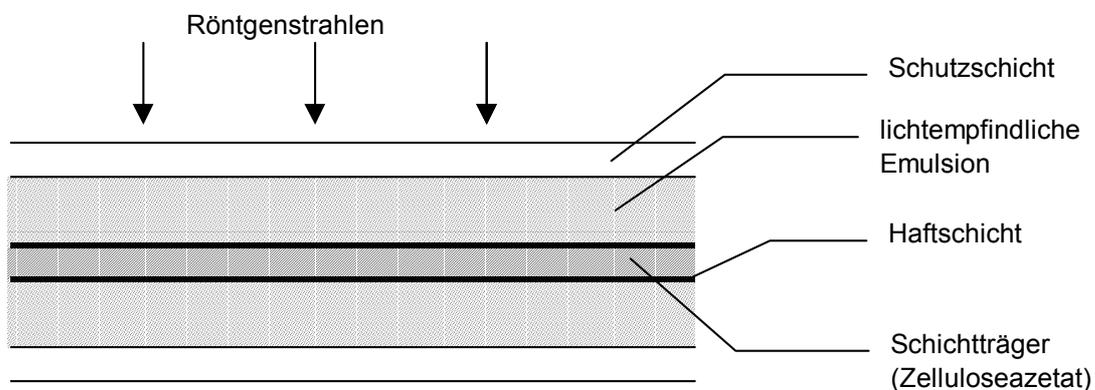


Abbildung 2: Schematischer Schnitt durch einen Röntgenfilm, (Schwenger (62))

Röntgenfilme bestehen aus einem Schichtträger aus Polyester oder anderen Kunststoffen und sind meist aus einer Haft-, Emulsions- und einer Schutzschicht zusammengesetzt (Abbildung 2). Nach außen hin wird die Emulsion durch eine Schutzschicht aus gehärteter Gelatine vor mechanischen Einwirkungen bewahrt. Die strahlenempfindliche Emulsionsschicht besteht aus einer Dispersion von Silberbromid und Gelatine. Letztere dient sowohl als Bindemittel wie auch als Schutzkolloid. Die Emulsion wird doppelseitig auf den Schichtträger aufgegossen, dadurch wird eine doppelte Empfindlichkeit erzielt. Durch die doppelte Beschichtung wird neben der doppelten Schwärzung und dem erhöhten Kontrast eine Beschleunigung der Entwicklungs-, Fixier- und Trocknungsvorgänge im Vergleich zu einer einzigen, aber doppelt so dicken

Schicht erreicht. Die Haftschicht hat die Funktion, die lichtempfindliche Emulsionsschicht haltbar mit der Trägerschicht zu verbinden.

Prinzipiell lassen sich Röntgenfilme in zwei große Gruppen einteilen: in Folienfilme und in folienlose Filme.

Letztere sind gegenüber der direkten Einwirkung von Röntgenstrahlen besonders empfindlich. Sie haben im Vergleich einen erheblich höheren Silbergehalt, wodurch sie einen größeren Anteil der Strahlung absorbieren können. In erster Linie werden sie für Aufnahmen dünner Objekte verwendet, bei denen energieärmere Strahlung verwendet werden kann. Bei größeren Durchleuchtungsobjekten, wie bei der seitlichen Schädelaufnahme, werden die Effekte von Verstärkerfolien im Interesse der Verminderung der Strahlenbelastung des Patienten genutzt. Mit Hilfe dieser Folie kann Röntgenstrahlung über Lumineszenzprozesse in sichtbares Licht umgewandelt werden. Dieses belichtet den Folienfilm, der chemisch so sensibilisiert ist, dass er besonders für das entstehende Licht empfindlich ist.

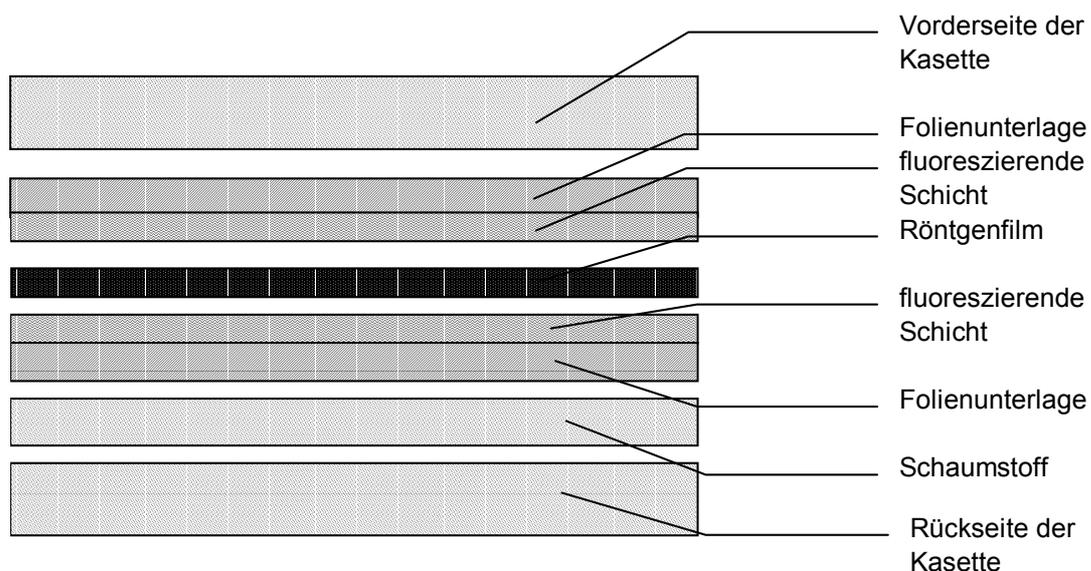


Abbildung 3: Filmkassette mit Verstärkerfolien (schematisch), (Schwenzer, (62))

Um eine optimale Belichtung zu erreichen, wird eine Folie vor und eine hinter dem Film platziert (Abbildung 3). Die Folien bestehen aus einer fluoreszierenden Substanz auf der Basis seltener Erden, die, durch Röntgenstrahlen angeregt, Licht einer bestimmten Farbe emittiert. Gegenüber dieser Frequenz weist der Film eine höhere Empfindlichkeit auf, als gegenüber Strahlungen anderer Frequenzen. Der Einsatz von Verstärkerfolien ermöglicht eine beträchtliche Dosisersparung, da der Film zu 95% durch Fluoreszenzlicht und nur zu 5% direkt durch die Röntgenstrahlen geschwärzt wird.

Verstärkerfolien werden in unterschiedliche Empfindlichkeitsstufen eingeteilt. Der Verstärkungsfaktor gibt den Wirkungsgrad wieder, mit dem der Effekt der Röntgenstrahlung ausgenutzt wird. Ist dieser hoch, bewirkt er eine erhebliche Reduzierung der Dosis und der Belichtungszeiten. Der Nachteil eines hohen Wirkungsgrades besteht in einer vermehrten Körnigkeit der Filme durch das sogenannte Quantenrauschen. Dieses stellt ein Störbild dar, das mit zunehmender Strahlungsenergie stärker wird und das eigentliche Bild überlagert. Die Folge eines hohen Verstärkungsfaktors ist die zunehmende Unschärfe des Bildes. Diese wächst mit zunehmender Größe der Folienkristalle und der Schichtdicke der Folien.

In dieser Studie wurden Systeme mit der Empfindlichkeitsklasse 400 (Empfindlichkeit SE = 450) verwendet (Tabelle 2). Das 400er System, das zu den hochverstärkenden Folien gehört, zeichnet sich durch gute Detailgenauigkeit aus und ist dabei dosissparend (38; 19).

Nach Belichtung durchlaufen die konventionellen Folienfilme abschließend einen Entwicklungsprozess, um das latente Bild sichtbar zu machen.

3.2.2 Digitale Bildgebung

In der digitalen Röntgentechnik lassen sich die digitalen Aufnahmen anhand ihrer Entstehungsart in indirekte, direkte und semidirekte Bilder unterteilen. Bei den indirekt gewonnenen Aufnahmen handelt es sich um nachträglich digitalisierte, konventionelle Röntgenbilder. Die direkte Methode verwendet einen CCD- Sensor, der die Röntgenphotonen direkt detektiert und die Graustufenwerte eines Bildausschnittes jeweils an einen Computer übergibt (z.B. „Sidexis“, Fa. Siemens) (69). Die semidirekte Methode, die in dieser Studie beurteilt wird, ist gleichbedeutend mit der digitalen Lumineszenzradiographie (DLR).

Bei der digitalen Lumineszenzradiographie ändert sich gegenüber der konventionellen Aufnahmetechnik zunächst wenig. Anstelle der Kassetten mit konventionellen Film-Folienkombinationen werden Kassetten mit speziellen Speicherfolien verwandt, bei den in dieser Untersuchung einbezogenen Bildern mit den Maßen 24 x 30cm.

In den Speicherfolien ist auf einer Trägerschicht ein Speicherleuchtstoff bestehend aus mit Europium dotierten Barium- Halogenidkristallen aufgebracht (Abbildung 4). Die Röntgenstrahlen werden von diesem Speicherleuchtstoff absorbiert, wobei dieser chemisch verändert wird. So wird das den Patienten durchstrahlende Röntgenlicht als latentes Bild in der Folie gespeichert.

Anders als bei der konventionellen Filmentwicklung wird diese versteckte Information nun auf optoelektronischem Weg in digitale Bildsignale umgewandelt (64, 27, 44, 40, 28).

Der Funktionszyklus der Bildspeicherfolie wird in der folgenden Abbildung dargestellt.

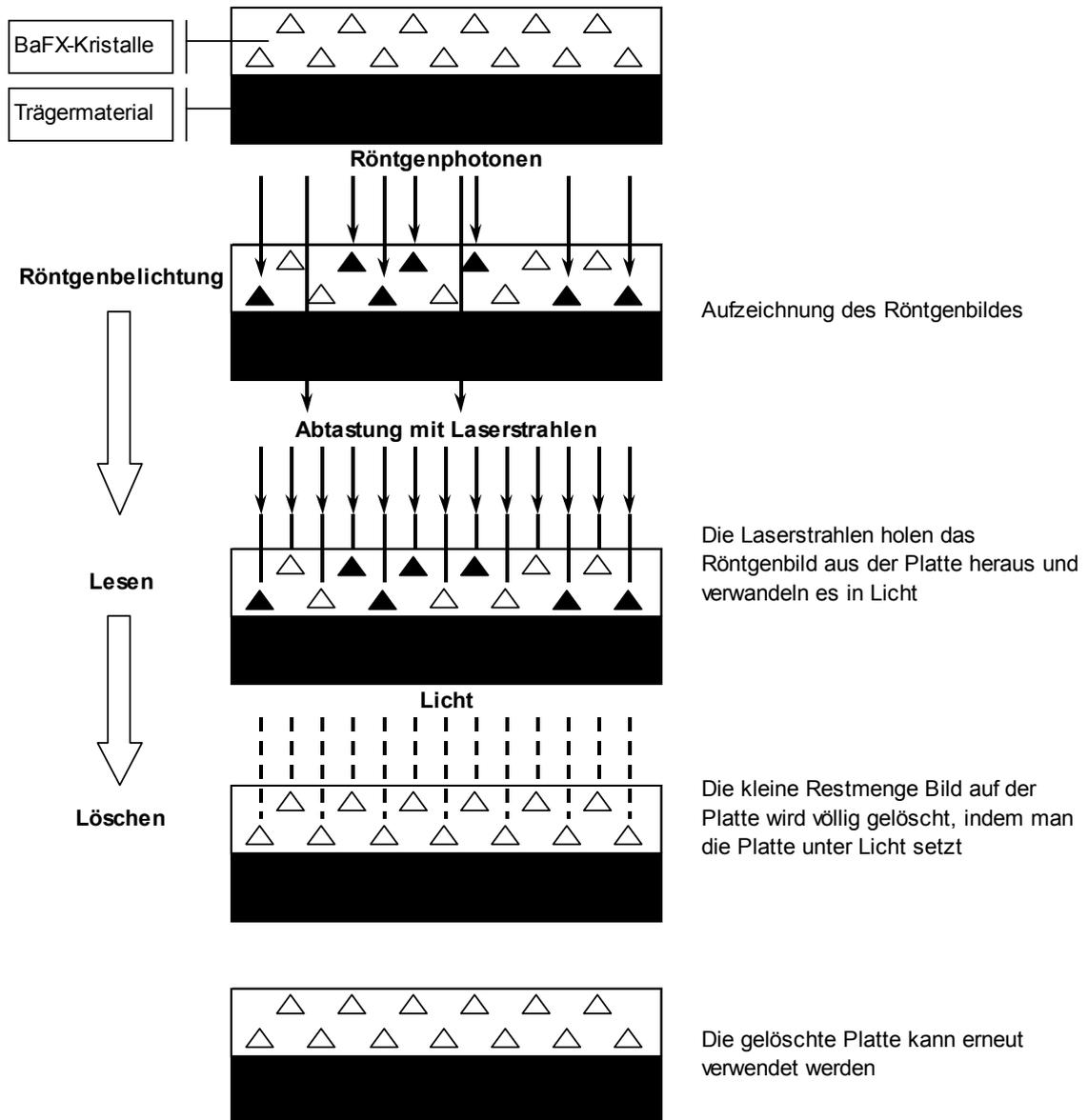


Abbildung 4: Funktionszyklus der Bildspeicherfolie

Die belichtete Folie sollte nicht länger als ca. einen Tag unbearbeitet liegen bleiben, da sie trotz Raumlagerung sehr empfindlich ist und durch natürliche Radioaktivität weiter belichtet wird. Diese Strahlungsenergie geht beispielsweise von Radioisotopen aus, die in Baumaterialien von Boden und Wänden enthalten sind. Dies könnte die gespei-

cherte Bildinformation verfälschen und unbrauchbar machen (68, 3, 24, 53, 6, 12). Um dies auszuschließen, sollten die Folien am selben Tage, an dem sie belichtet wurden, ausgelesen werden.

Für die Folienabtastung und weitere Bildverarbeitung ist eine spezielle Auslesevorrichtung erforderlich. In dieser Studie wurde die Abtasteinheit Digiscan 2H Plus mit-
samt Workstation Sienet Magic View und Laser Imager LR 3300 genutzt.

Das folgende Flussdiagramm verdeutlicht den Arbeitsablauf und den Datenfluss im digitalen System (Abbildung 5).

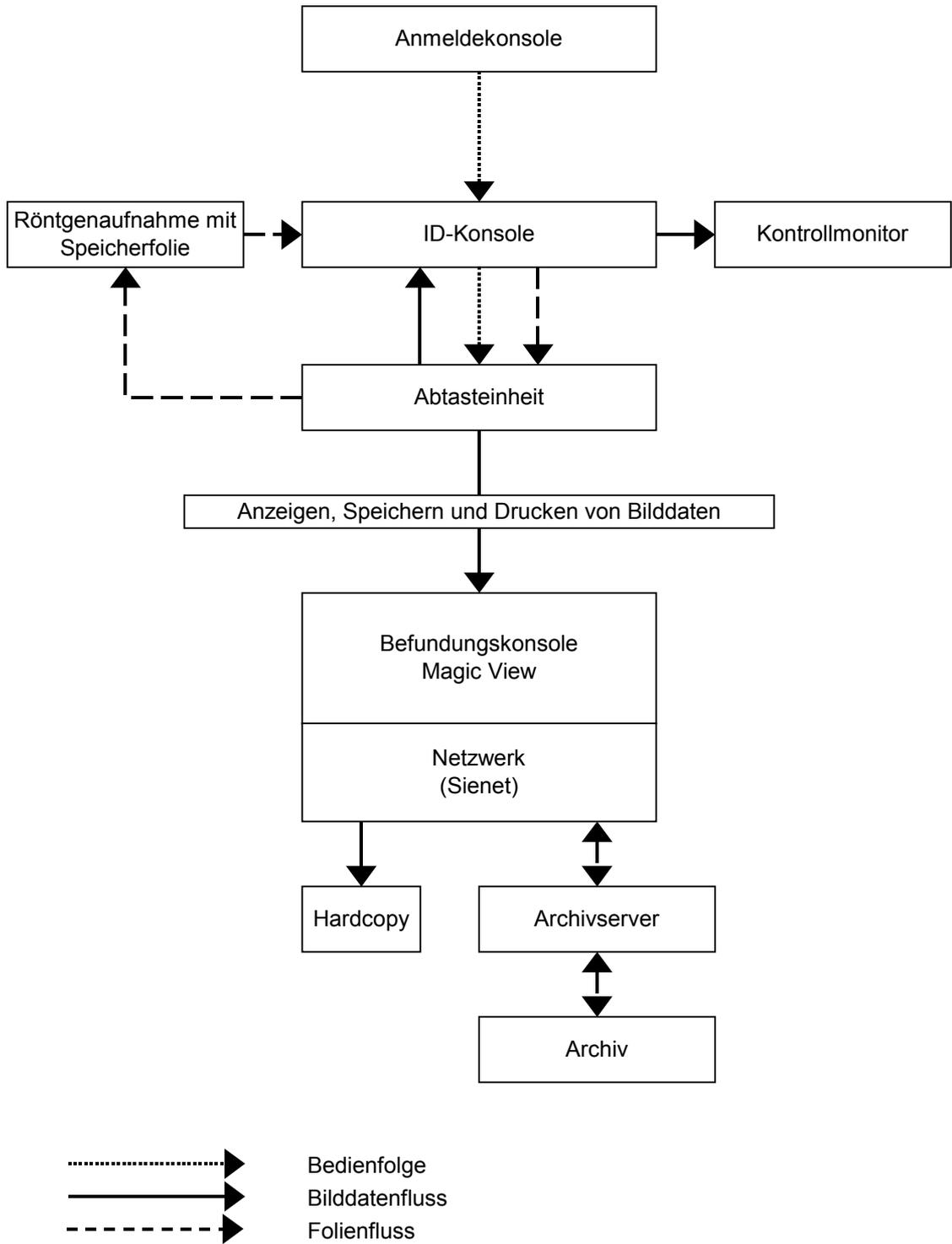


Abbildung 5: Darstellung des Arbeitsablaufs am Digiscan 2H

Vor Beginn der Auslesung wird die Kassette an der Identifikationskonsole (ID- Konsole) mit den Patientendaten und den zuvor festgelegten Bildparametern (s.u.) verknüpft (Abbildung 5). Nach dem Einlegen der Kassette in die Abtasteinheit wird die Folie automatisch ausgelesen. Dabei setzt ein Laserstrahl die in Form von gespeicherter Energie vorhandenen Bilddaten als Licht wieder frei. Diese Lichtquanten werden von Photomultipliern detektiert. Anschließend wird das Signal digitalisiert und in den Bildrechner transferiert (3, 68, 24, 6, 12, 53). Das Rechnersystem der Workstation bietet im weiteren Verlauf zwei Funktionswege der Bildverarbeitung:

1. Die automatische, organabhängige Bildverarbeitung zur Routinebefundung am Monitor, bzw. zur Erzeugung einer Hardcopy.
2. Die interaktive, mausgesteuerte Bildnachbearbeitung zur Optimierung des Bildes, entsprechend der medizinischen Fragestellung.

Werden beide Möglichkeiten genutzt, durchlaufen die FRS- Aufnahmen nach der automatischen Bildnachbearbeitung eine zweite Korrektur, die bestimmten Bildparametern unterliegt. Folgende Parameter sind dabei veränderbar:

- GA: (Rotation amount)
- GS: (Brightness shift)
- GT: (Contrast type)
- GC: (Rotation center)
- RN: (Frequency rank)
- RE: (Frequency enhancement)
- RT: (Frequency type)

Bei der Bildoptimierung werden folgende Determinanten beeinflusst:

- die Helligkeit
- der Kontrast
- die Kantenanhebung

Die ersten beiden Determinanten unterliegen den Parametern GT, GC, GA, und GS.

Die Kantenanhebung lässt sich über die Parameter RN, RE und RT variieren. Nach Beendigung der Bildnachbearbeitung belichtet der Laser Imager die digitalen Bilder mittels eines Laserstrahls auf einen Film und entwickelt ihn in dem integrierten Prozessor. Abschließend lassen sich die Bilddaten in digitaler Form archivieren.

4 Material und Methode

4.1 Patientenkollektiv

Die insgesamt 200 Fernröntgenseitenaufnahmen, auf denen diese Auswertung basiert, stammen von zufällig ausgewählten Patientenunterlagen der Poliklinik für Kieferorthopädie der WWU Münster. Die FRS-Aufnahmen wurden mit medizinisch gerechtfertigter Indikation für die kieferorthopädische Diagnostik und Behandlungsplanung erstellt. In die Auswertungsserie wurden einhundert konventionelle Röntgenbilder und einhundert digitale Lumineszenzradiographie-Aufnahmen einbezogen. Nach der Literaturübersicht und der statistischen Beratung waren diese Zahlen für die in der Problemstellung formulierte Auswertung und Fragestellung adäquat.

4.2 Aufnahmetechnik und Bildgebung

Die eigentliche Aufnahmetechnik war bei beiden Bildgebungsverfahren, dem konventionellen sowie dem digitalen, identisch. Es wurden dieselben Geräte verwandt und die Positionierung des Patienten sowie der Belichtungsablauf waren gleich (die Kathodenspannung der Hochspannungsdrehanodenröhre war auf 77 kV festgelegt, die Anodenstromstärke wurde je nach Größe und Statur des Patienten variiert und der Focus- Film- Abstand betrug 3,5 m). Für digitale FRS- Aufnahmen wurde routinemäßig die Stromstärke, die bei konventioneller Film- Folien- Kassette eingestellt worden wäre, um 2 Belichtungseinheiten (=4 mAs) reduziert, woraus eine Reduktion der Strahlenexposition von im Mittel 23% realisiert werden soll.

Alle Kassetten wurden in der Röntgenabteilung der Zahnklinik der WWU Münster auf die standardisierte Weise verwandt und belichtet. Während die konventionellen Folienfilme anschließend den üblichen Entwicklungsprozess durchliefen, wurde für die digi-

tale Bildverarbeitung eine spezielle Auslesevorrichtung erforderlich. Es wurde die Abtasteinheit Digiscan 2H Plus mitsamt Workstation Sienet Magic View und Laser Imager LR 3300 der chirurgischen Poliklinik der WWU Münster genutzt.

Nach der automatischen Bearbeitung durchliefen die digitalen FRS- Aufnahmen eine zweite Bildnachbearbeitung, die genau vorgegebenen Bildparametern unterlag. Letztere wurden vor Beginn der Studie in einem Testlauf zur Optimierung der Bildqualität mittels willkürlich ausgewählter FRS- Aufnahmen festgelegt. Für alle digitalen Aufnahmen wurden folgende Parameter bestimmt:

- GA: 1,52 (Rotation amount)
- GS: 79,9 (Brightness shift)
- GT: A (Contrast type)
- GC: 513,8 (Rotation center)
- RN: 5 (Frequency rank)
- RE: 1,28 (Frequency enhancement)
- RT: R (Frequency type)

Nachfolgend die technischen Daten zu den verwendeten Geräten:

Hochspannungsdrehanodenröhre:	
Typ P125/20/40 von Siemens	
Brennfleckgröße:	1,2 x 1,2mm
Focus- Film- Abstand:	3,50m
Objekt- Film- Abstand:	Film am Patientenohr anliegend
Röhrenspannung:	77kV
Stromstärke/ Belichtungszeit	8- 20 mAs (während der Studie gewählter Bereich)
Expositionszeit:	< 1sec.

Tabelle 1: Technische Daten zu dem Röntgengerät

1. Film- Foliensystem:	
Film:	Kodak Tmat DG plus
Folie:	Kodak Lanex Regular
Empfindlichkeitsklasse:	SC=450
2. Entwicklungsanlage:	
Kodak X- Omat 480 RA:	Prozessor 90 sec Durchlaufzeit bei 35°C
Entwicklerlösung:	Kodak RP X- Omat EX
Fixierlösung:	Kodak RP X- Omat LO

Tabelle 2: Angaben zum Entwicklungsablauf

1. Folienabtasteinheit:	Digiscan 2H Plus von Siemens verbunden mit einer Identifikationskonsole und einer Befundkonsole mit 2 Monitoren Auslesebereich: 24 cm x 30 cm Zeilendichte: 6,7 Pixel/mm Anzahl der Pixels: 1670 x 2010
2. DLR- Kasette:	Digiscan 2H/2C Kassettengröße: 24 cm x 30 cm
3. Workstation:	Sienet Magic View von Siemens
4. Laser Imager:	Scopix LR 3300 von Agfa mit integriertem Prozessor gewählte Filmgröße: 36 cm x 28cm

Tabelle 3: Technische Daten/Angaben zu der digitalen Entwicklungseinheit

4.3 Bildauswertung

Die digital (n=100) und konventionell (n=100) erstellten Fernröntgenseitenaufnahmen wurden folgendermaßen ausgewertet:

Zwei Fachärzte der Poliklinik für Kieferorthopädie in Münster hatten die Aufgabe, jeweils 50 digitale sowie 50 konventionelle Bilder per Hand durchzuzeichnen. Dieser Vorgang wurde zur Ermittlung der Reproduzierbarkeit im Abstand von 3 Wochen wiederholt. Jeweils vor Beginn der einzelnen Durchgänge wurde auf allen Röntgenaufnahmen eine Durchzeichnungsfolie derart festgeklebt, dass sie bei der Auswertung nicht verrutschen konnte. Um die Folienposition auch nach Wiederablösen vom Film jederzeit reproduzieren zu können, wurde nach dem 3- Punkte- Prinzip auf jedem Film an drei verschiedenen, weit auseinanderliegenden Stellen jeweils ein Punkt mit Hilfe eines Letraset- Markierungssystems gesetzt. Diese Punkte wurden nach Befestigung der Folie auf dem Film auf diese übertragen. So konnten die zwei Folien aus beiden

Durchzeichnungsvorgängen unabhängig vom Röntgenfilm korrekt, d.h. in der gleichen Film- Folienposition, zum Vergleich übereinandergelegt werden.

Auf einer Leuchtplatte wurden 21 kephalometrische Referenzpunkte der Münsteraner FRS- Analyse (siehe Tabelle 4) mit einem Bleistift der Stärke 0,5mm markiert. Grundlage war die Definition der kephalometrischen Punkte nach Ricketts (52), die in der folgenden Tabelle aufgeführt und in Abbildung 6 anhand einer Schädelsskizze veranschaulicht ist:

Nasion	N	Der am weitesten anterior gelegene Punkt der Sutura nasofrontalis (unpaarig).
Orbitale	Or	Der tiefste Punkt des knöchernen Orbitarandes.
Pterygoid- Punkt	Pt	Schnittpunkt der unteren Grenze des Foramen rotundum mit dem posterioren Rand der Fossa pterygoidea.
Porion	P	Der oberste Punkt des Meatus acusticus externus.
Basion	Ba	Punkt am Vorderrand des Foramen occipitale magnum (unpaarig).
A- Punkt	A	Tiefster Punkt der äußeren Krümmung zwischen OK-Basis und Alveolarfortsatz (unpaarig), im Bereich der Wurzelspitze.
Spina nasalis anterior	Spa	Der am weitesten anterior gelegene Punkt der Spina nasalis anterior (unpaarig).
Spina nasalis posterior	Spp	Der am weitesten posterior gelegene Punkt der Pars horizontale des Os palatinum (unpaarig).
Condylion	Co	Der höchste Punkt am Capitulum processus condylaris (paarig).
R ₃	R ₃	tiefster Punkt der Incisura semilunaris
Menton	Me	Der kaudale Punkt der äußeren Kontur der Symphyse

Suprapogonion	Pm	Der knöcherne Kinnpunkt, am Vorderrand der Symphyse im Übergang der Konvexität in die Konkavität zwischen Po und B- Punkt.
Pogonion	Po	Der ventralste Punkt des knöchernen Kinns (Kinnprominenz)
Upper Incisor edge	Uple	Obere Schneidezahnkante. Als anteriorster Punkt der Schneidekanten im Oberkiefer definiert. Da vier Kanten vorliegen wird die anteriorste verwendet.
Upper Incisor apex	Upla	Oberer Schneidezahn- Apexpunkt an der Wurzelspitze des am weitesten anterior gelegenen oberen mittleren Schneidezahns.
Lower Incisor edge	Lole	Untere Schneidezahnkante. Als anteriorster Punkt der Schneidekanten im UK.
Lower Incisor apex	Lola	Unterer Schneidezahn- Apexpunkt an der Wurzelspitze des am weitesten anterior gelegenen unteren mittleren Schneidezahns
First Upper Molar mesial apex	1UpMma	Apikaler Punkt der mesialen Wurzeln des ersten oberen Molaren.
First Upper Molar distal contact	1UpMdc	Distale Kontaktpunkte bzw. die größte Höhe der Kronenkonturen der ersten oberen Molaren.
Apex nasi	Ap	Sagittale Nasenspitze, vorderster Punkt der Nase.
Pogonion molle	Pom	Ventralster Punkt der Weichteilkinnkontur.

Tabelle 4: Definition der Bezugspunkte in der kephalometrischen Analyse modifiziert nach Ricketts (52)

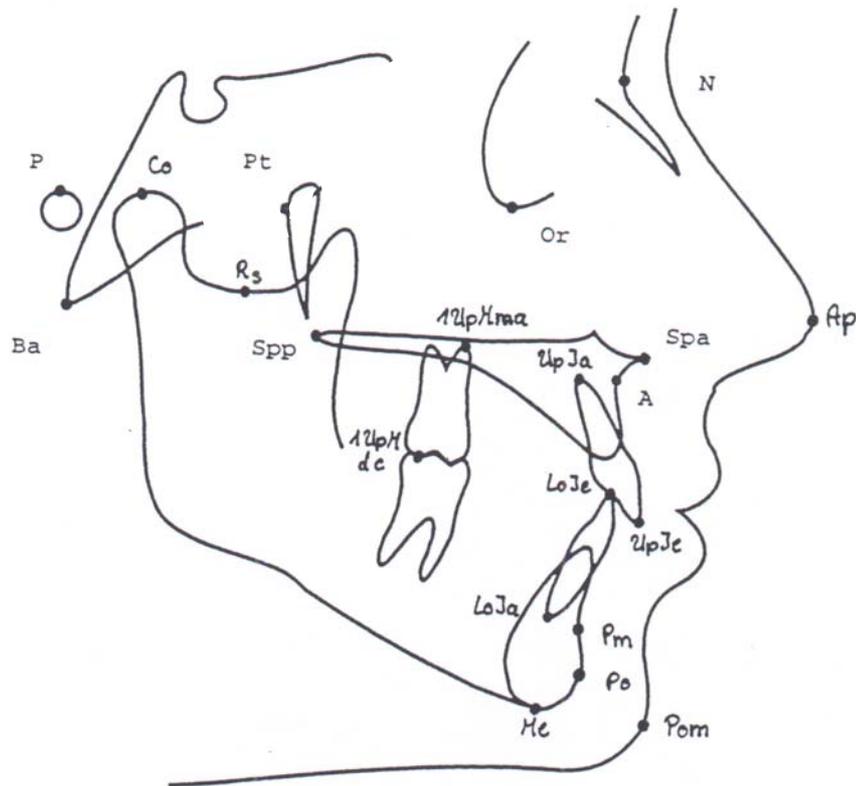


Abbildung 6: Schematische Darstellung der anatomischen Referenzpunkte

Nach Abschluss der Durchzeichnungsvorgänge wurden die für jeden Film vorliegenden Folien hinsichtlich der Letraset- Markierungspunkte deckungsgleich übereinandergelegt und mittels Nadeln auf einer weißen Unterlage fixiert. Anschließend wurden die Positionen der jeweiligen kephalometrischen Referenzpunkte miteinander verglichen, bestehende Differenzen mit einer digitalen Schieblehre bestimmt und um den Vergrößerungsfaktor der jeweiligen Aufnahmeart korrigiert (konventionelle FRS: 1.03; digitale FRS: 1.05).

Für jeden kephalometrischen Punkt musste der arithmetische Mittelwert der Distanzen und dessen Standardabweichung in beiden Aufnahmemodalitäten bestimmt werden. Die Mittelwerte der konventionellen Röntgentechnik wurden anschließend mit denen der digitalen mit Hilfe statistischer Tests verglichen, um Unterschiede in der

Lokalisationsgenauigkeit zu bestimmen. Dem Vergleich der Mittelwerte lag der Wilcoxon- Test zugrunde, wobei eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha= 0,05$ vorgegeben wurde. Darüber hinaus erfolgte für jeden kephalometrischen Referenzpunkt der Vergleich der Messergebnisse beider Aufnahmearten direkt miteinander.

Nachfolgend sind in Tabelle 5 die für die Bildauswertung verwendeten Hilfsmittel aufgelistet:

1.	Markierungspunkte	Letraset special, Durchmesser 1,8 mm (S42687)		
2.	Durchzeichnungsfolie	Acetat 180 x 240 mm, transparent/matt, Advanced Orthodontics Näpflein GmbH		
3.	Schieblehre	Electronic Digital Caliper, Conrad Electronic		
		Messbereich	Genauigkeit	Auflösung
		0-150mm	0,03mm	0,01mm
		0-6mm	0,001mm	0,0127mm

Tabelle 5: Hilfsmittel zur Bildauswertung

5 Ergebnisse

5.1 Messergebnisse

Die digitalen FRS-Aufnahmen wurden im Mittel mit $11,52 \pm 1,42$ mAs, die konventionellen FRS-Aufnahmen mit durchschnittlich $15,09 \pm 2,29$ mAs belichtet. Die eingesetzte Strahlendosis wurde somit für die digitalen Aufnahmen im Mittel um 23,7% reduziert. Tabelle 6 stellt die Mittelwerte aller gemessenen Distanzen der Referenzpunktlokalisierung für beide Aufnahmearten gegenüber:

	\bar{x}	s
Digital	1,02	1,23
Konventionell	1,11	1,32

Tabelle 6: Mittelwert (\bar{x}) und Standardabweichung (s) über alle gemessenen Distanzen in Millimeter im Vergleich zwischen konventioneller und digitaler Röntgentechnik (n=4200 Referenzpunktemessungen)

In Tabelle 7 sind die Mittelwerte der Messdistanzen für die einzelnen Referenzpunkte dargestellt. Die Lokalisationsgenauigkeit der 21 kephalometrischen Referenzpunkte im Vergleich zwischen konventioneller bzw. digitaler Röntgentechnik ist aus den jeweils aufgeführten Mittelwerten bzw. Standardabweichungen ersichtlich.

Punkt	Digitale Röntgentechnik		Konventionelle Röntgentechnik	
	□	□	□	□
Uple	0,33	0,29	0,40	0,31
Lole	0,37	0,40	0,47	0,43
N *	0,43	0,79	0,65	0,90
Me	0,60	0,54	0,70	0,54
Ap	0,61	0,46	0,58	0,51
Lola *	0,71	0,58	0,88	0,62
Upla	0,78	0,71	0,84	0,86
Po	0,93	0,67	1,02	0,86
1UpMdc	0,98	1,33	1,23	2,03
1LoMdc	1,00	1,81	1,10	1,86
Pm	1,06	0,96	1,09	0,93
Ba	1,09	1,30	1,18	1,56
Spa *	1,13	1,24	1,52	1,41
A	1,18	1,27	1,15	1,15
Or	1,32	1,55	1,26	1,65
Co	1,33	1,06	1,62	1,30
Pt	1,35	1,74	1,58	1,85
P	1,35	1,89	1,54	1,47
Pom	1,52	1,29	1,43	1,39
Spp	1,60	1,50	1,62	1,62
R ₃	1,67	1,20	1,56	1,14

*) Punkte mit statistisch signifikanten Differenzen

Tabelle 7: Mittelwert (□) und Standardabweichung (□) von 21 kephalometrischen Referenzpunkten im Vergleich zwischen konventioneller und digitaler Röntgentechnik (Angaben in Millimeter)

Die Genauigkeit in der Lokalisation der einzelnen kephalometrischen Referenzpunkte spiegelt sich im Mittelwert der Messdifferenzen zwischen 0,33 mm und 1,67 mm wieder. Insgesamt variiert die Reproduzierbarkeit erwartungsgemäß stark zwischen den einzelnen Referenzpunkten. Während die Markierungen aus den beiden zu vergleichenden Durchzeichnungsvorgängen bei den am schlechtesten zu lokalisierenden Punkten R₃ und Spp im Mittel 1,67 mm und 1,62 mm auseinander liegen, können die Punkte Uple und Lole bei beiden Aufnahmeverfahren mit einem mittleren Fehler von $\leq 0,5$ mm sehr gut reproduziert werden („Bleistiftfehler“ \square Minenstärke).

Bei 16 der 21 kephalometrischen Referenzpunkte erweisen sich die digital erstellten Aufnahmen als überlegen hinsichtlich der Reproduzierbarkeit. Nur die Punkte Ap, Pom, A, Or und R₃ sind auf den konventionellen Röntgenaufnahmen besser zu lokalisieren und haben eine kleinere Mittelwertabweichung.

Ähnlich verhält es sich, wenn die Standardabweichungen beider Röntgentechniken miteinander verglichen werden: Bei 15 der 21 Referenzpunkte liegen geringere Standardabweichungen der Messergebnisse im digitalen Verfahren vor. Letzteres ermöglicht demnach eine genauere Punktlokalisierung. Lediglich die Punkte Pm, A, Pt, P und R₃ sind den geringeren Standardabweichungen zur Folge im konventionellen Verfahren genauer zu bestimmen.

Unter Verwendung des Wilcoxon-Tests wird im Folgenden untersucht, ob sich die Messwertdifferenzen auch statistisch signifikant unterscheiden. Als Nullhypothese für den Wilcoxon-Test wird formuliert:

Die Bildqualität digital erstellter FRS-Aufnahmen ermöglicht eine exaktere Reproduzierbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte als die Bildqualität konventioneller FRS-Aufnahmen.

Ein positives Ergebnis des Testes zeigt hier bei einem Signifikanzniveau von $\alpha=0,05$, dass sich die Verteilungen der Mittelwerte bei konventioneller und digitaler Aufnahmetechnik signifikant unterscheiden.

Beim statistischen Vergleich der Messergebnisse beider Aufnahmeverfahren für jeden einzelnen Punkt ergeben sich statistisch signifikante Unterschiede bei drei der insgesamt einundzwanzig Referenzpunkte, und zwar bei N, Spa und Lola. Kein kephalometrischer Punkt konnte in den konventionellen Aufnahmen signifikant besser erkannt werden. Der Mittelwert aller Abweichungen errechnet sich für die digitale Aufnahmetechnik mit $1,02 \pm 1,23$ und ist signifikant kleiner als bei der konventionellen Röntgentechnik, woraus folgt, dass die digitale Betrachtung im Durchschnitt für alle Punkte genauer ist.

5.2 Graphische Darstellung der Messergebnisse

5.2.1 Art der graphischen Darstellung

Die Ergebnisse sind auf den folgenden Seiten als Boxplots dargestellt. Boxplots stellen von einer Stichprobe den Median, die Quartile und die Extremwerte dar. Die Box ist eine Anordnung von drei parallelen Linien, von denen die beiden äußeren die 0,25- bzw. die 0,75- Quartile repräsentieren. Die quer über die Box gelegte dickere Linie stellt die 0,5- Quartile dar und gibt die Lage des Medians wieder. Der Median ist ein gegenüber Ausreißern unempfindliches Lagemaß, anders als der Mittelwert, der durch wenige, extrem hohe oder niedrige Werte beeinflusst werden kann. Die Box stellt den Interquartilbereich mit 50% der Werte dar. Die von der Box ausgehenden Linien führen jeweils bis zum höchsten und niedrigsten Wert, ohne Ausreißer zu berücksichtigen (maximal das 1,5- fache des Interquartilabstandes). Letztere sind als Sternchen darge-

stellt. Zur besseren Übersicht sind die Referenzpunkte in den folgenden Grafiken entsprechend ihrer Lokalisation in Gruppen eingeteilt:

- skelettale Punkte (N, Or, Pt, P, Ba, A, Spa, Spp, Co, R3, Me, Pm, Po)
- Weichteilpunkte (Ap, Pom)
- dentale Punkte (Uple, Upla, Lole, Lola, 1LoMdc, 1UpMdc)

5.2.2 Graphische Darstellung der Messergebnisse

5.2.2.1 Skelettale Punkte

In der Gruppe der skelettalen Punkte lassen sich folgende Aussagen zu den Ergebnissen machen:

Die digitalen Messergebnisse für die Punkte Po und Co sowie für die statistisch signifikanten Punkte N und Spa weisen eine deutlich kleinere Streuung als die konventionellen Vergleichswerte auf.

Für die Punkte Or, A und Spp ist die Streuung der digitalen Messwerte hingegen größer als die der konventionellen Vergleichswerte, was in den deutlich breiteren Interquartilbereichen der digitalen Boxplots zum Ausdruck kommt.

Beim Vergleich der Ergebnisse der Tabelle 7 mit den Darstellungen der Boxplots ist folgendes zu berücksichtigen:

In den Boxplots wird die Streuung der Messwerte anhand des Interquartilbereiches, der 50 % aller Messwerte darstellt, deutlich gemacht. In Tabelle 7 dagegen wird für die Berechnung der Standardabweichung, die für die Streuung der Messwerte steht, der σ -Bereich (Mittelwert + σ ; Mittelwert - σ) berücksichtigt, der jedoch 68 % aller Werte beinhaltet. Dieser Unterschied kann dazu führen, dass ein Referenzpunkt, der in Tabelle

7 für die digitale Röntgentechnik eine kleinere Standardabweichung vorweist, dennoch in der Darstellung als Boxplot digital einen größeren Interquartilbereich aufzeigt als konventionell und umgekehrt (vgl. die Punkte Or, Pt, Spp, R₃).

Beim Vergleich der Boxplots für jede einzelne Punktbeobachtung fällt folgendes auf: Der geringe Interquartilbereich für Punkt N bezüglich beider Röntgentechniken (ca. 0,5mm) veranschaulicht, dass dieser Punkt unabhängig von der angewandten Bildgebung eine klar zu lokalisierende Struktur im Röntgenbild darstellt.

Die Punkte Pm, Me und Po dagegen zeigen in jeweils beiden Boxplots relativ große Interquartilbereiche, die auf eine unabhängig von der angewandten Röntgentechnik schlechte Reproduzierbarkeit schließen lassen.

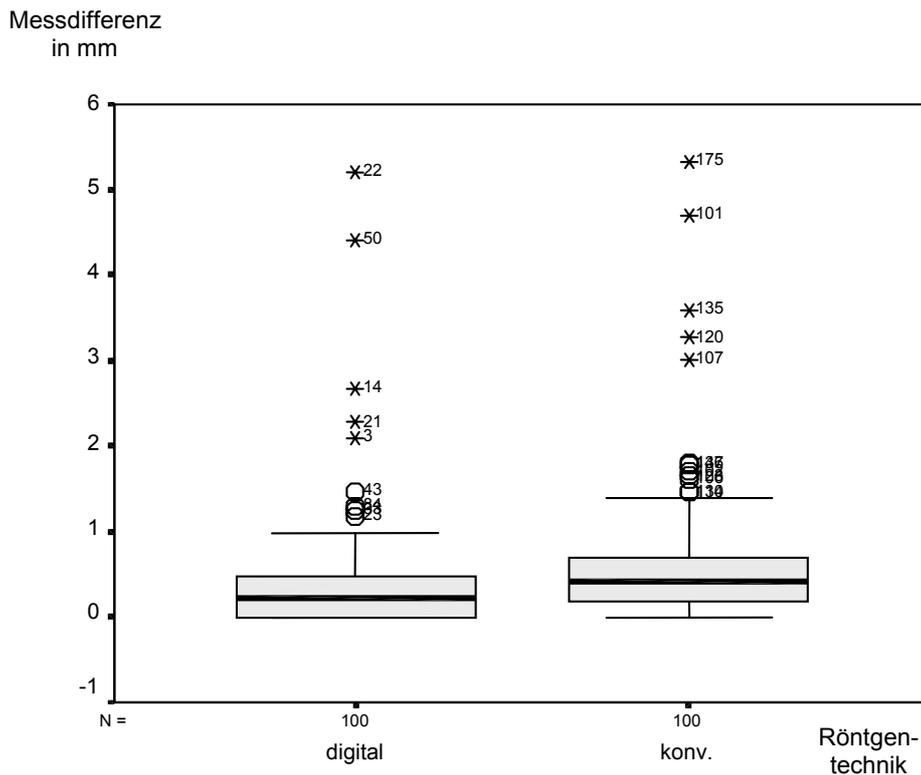


Abbildung 7: Boxplot für Punkt N

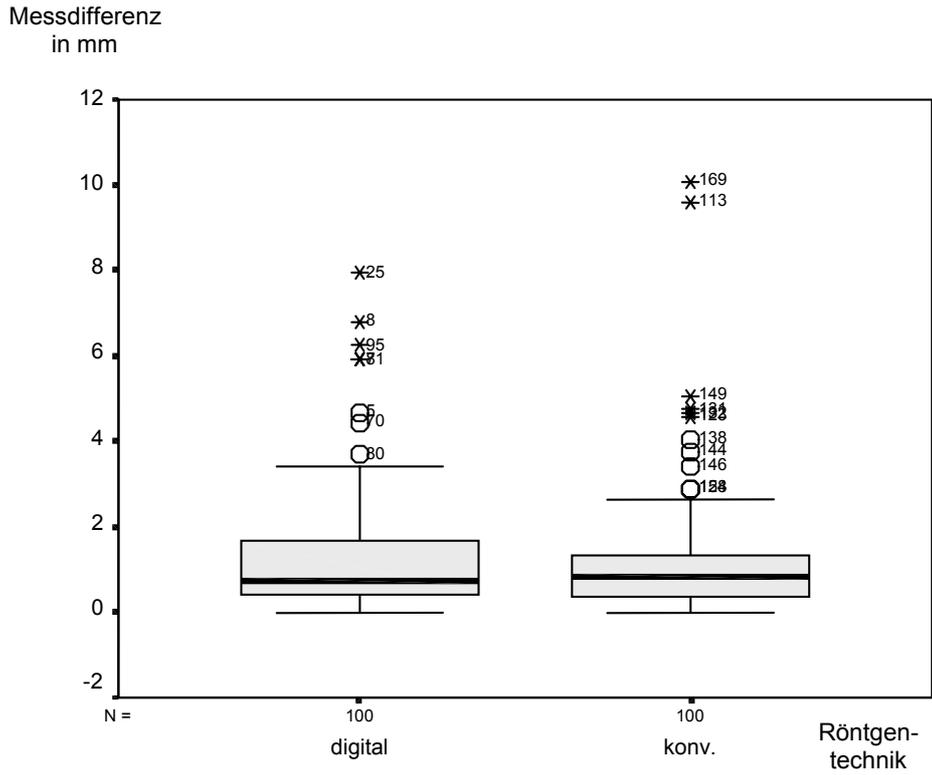


Abbildung 8: Boxplot für Punkt Or

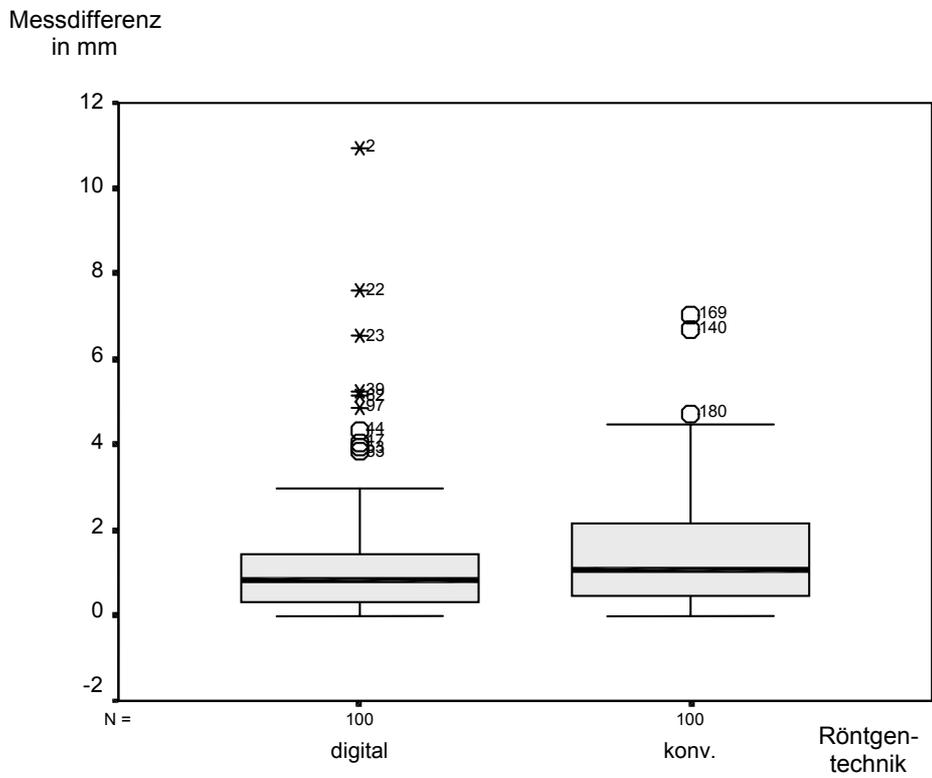


Abbildung 9: Boxplot für Punkt Pt

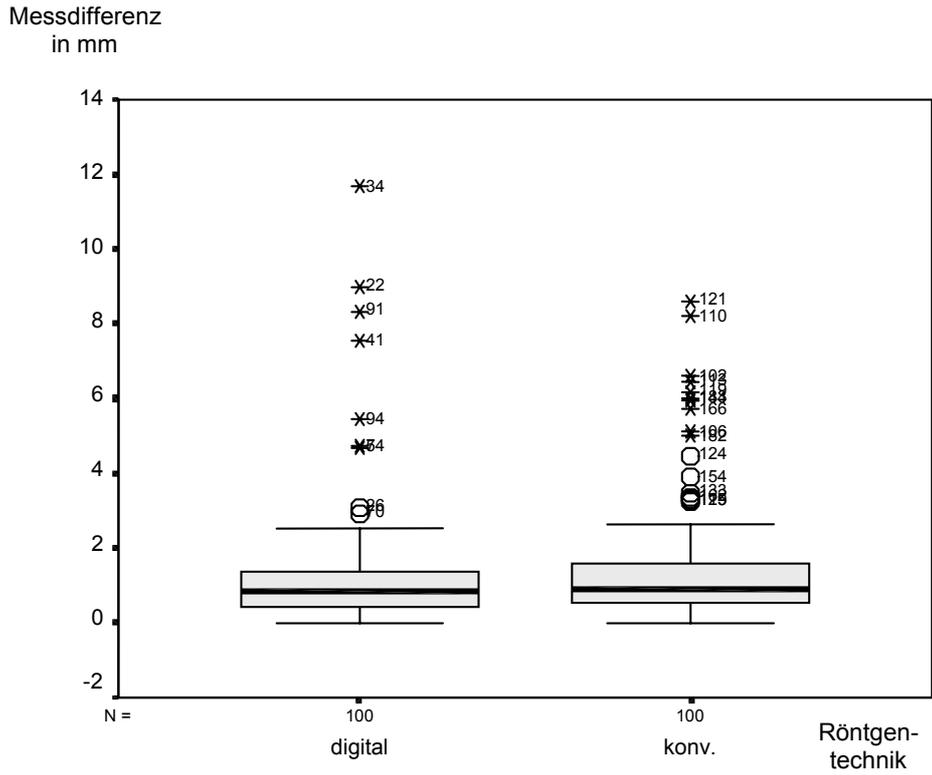


Abbildung 10: Boxplot für Punkt P

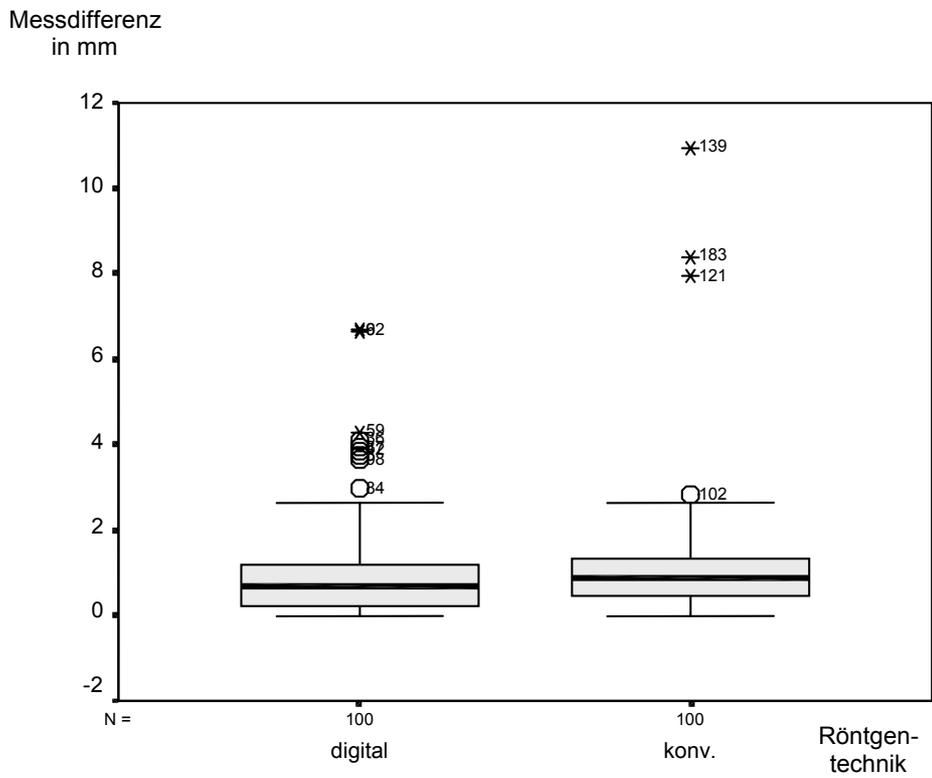


Abbildung 11: Boxplot für Punkt Ba

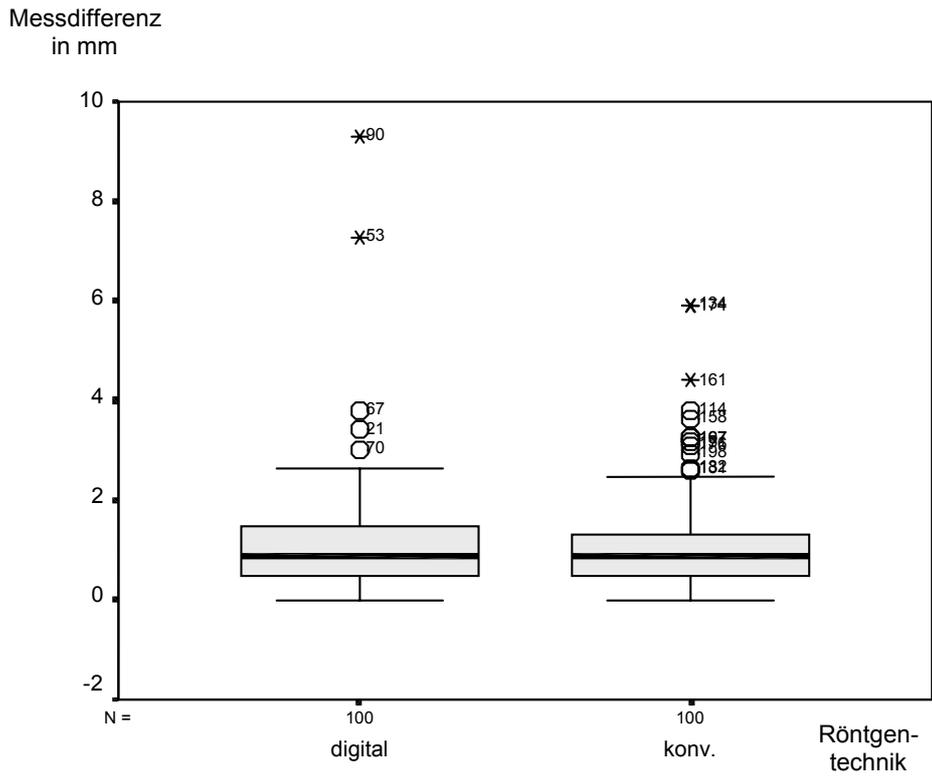


Abbildung 12: Boxplot für Punkt A

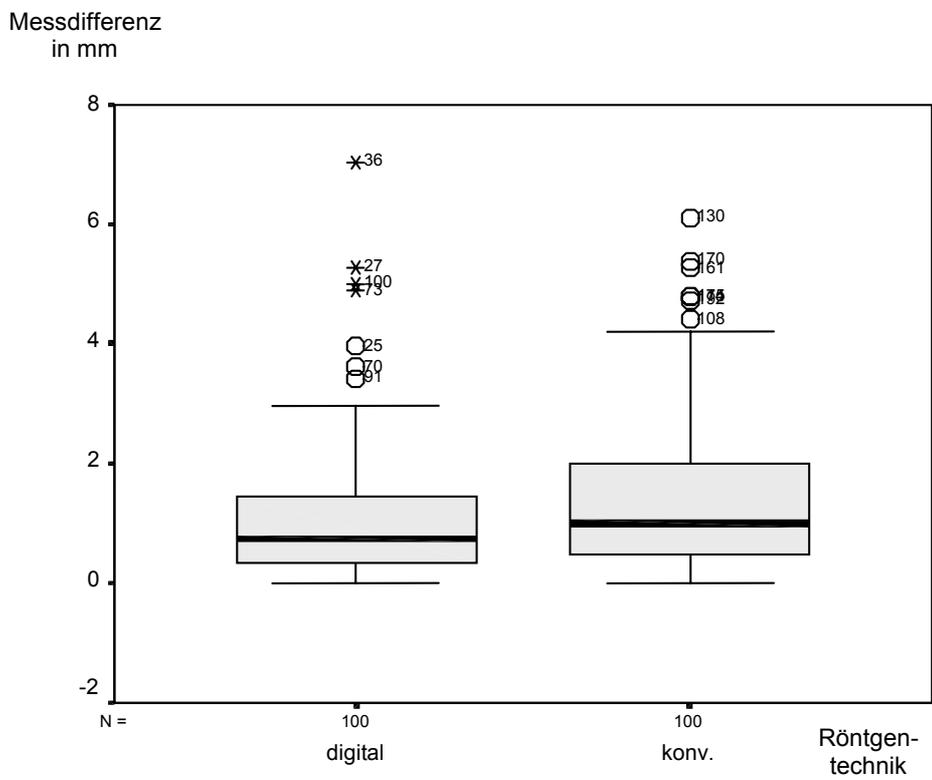


Abbildung 13: Boxplot für Punkt Spa

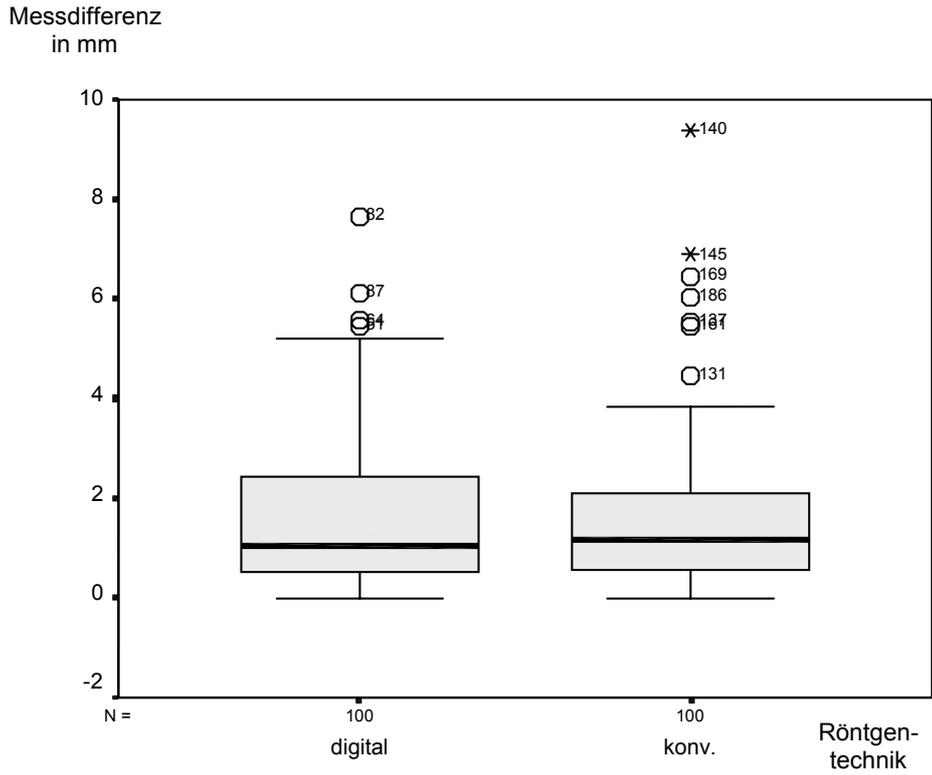


Abbildung 14: Boxplot für Punkt Spp

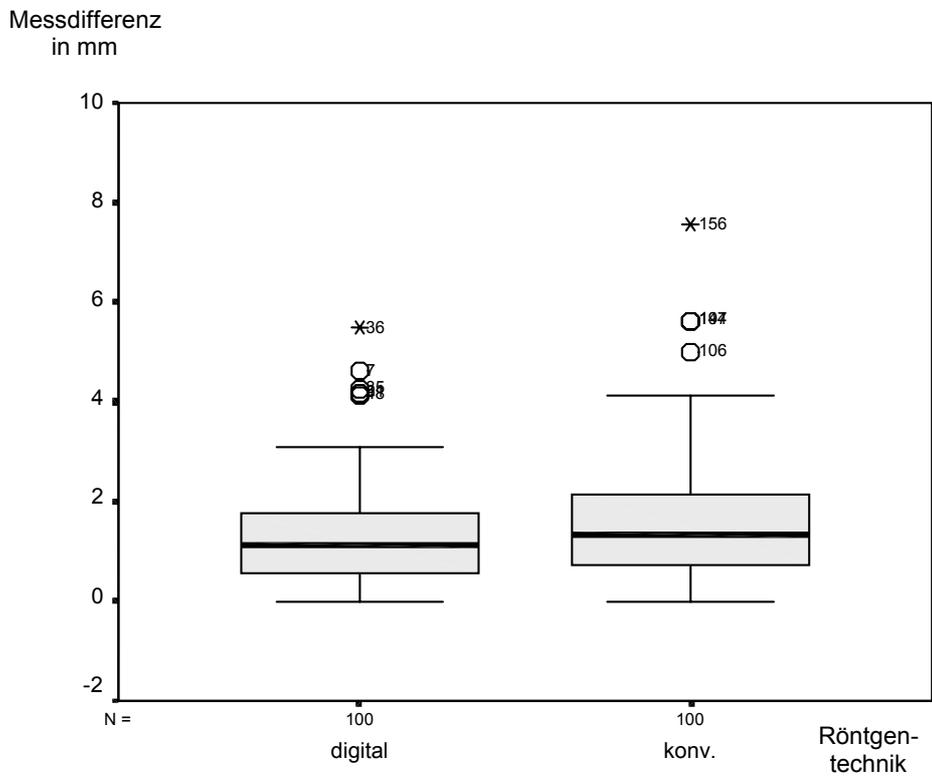


Abbildung 15: Boxplot für Punkt Co

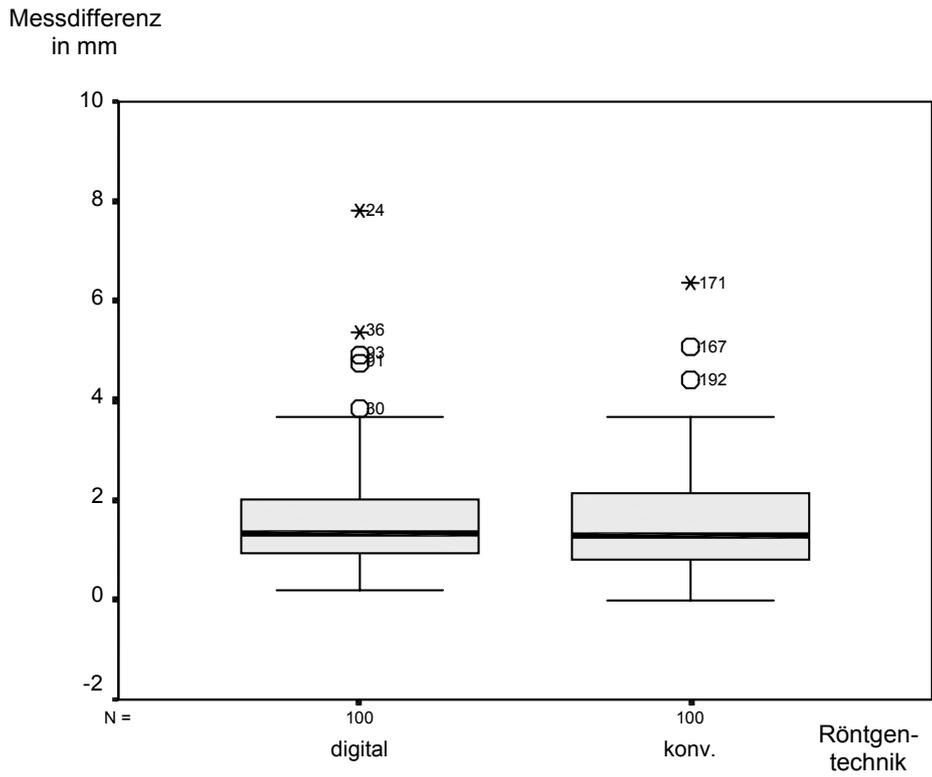


Abbildung 16: Boxplot für Punkt R3

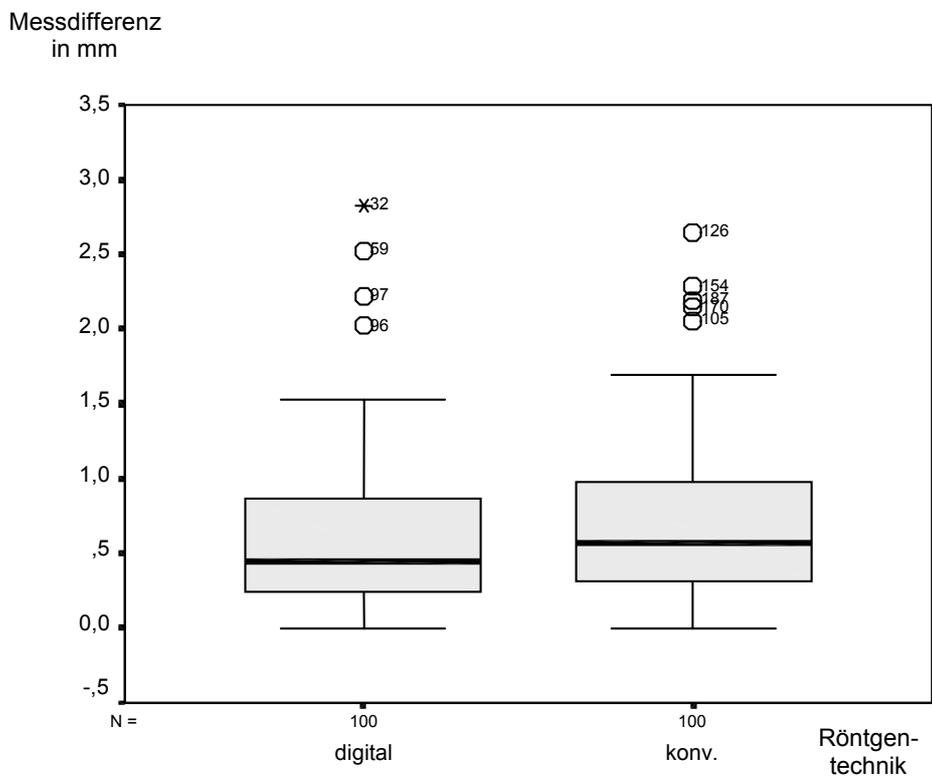


Abbildung 17: Boxplot für Punkt Me

Messdifferenz
in mm

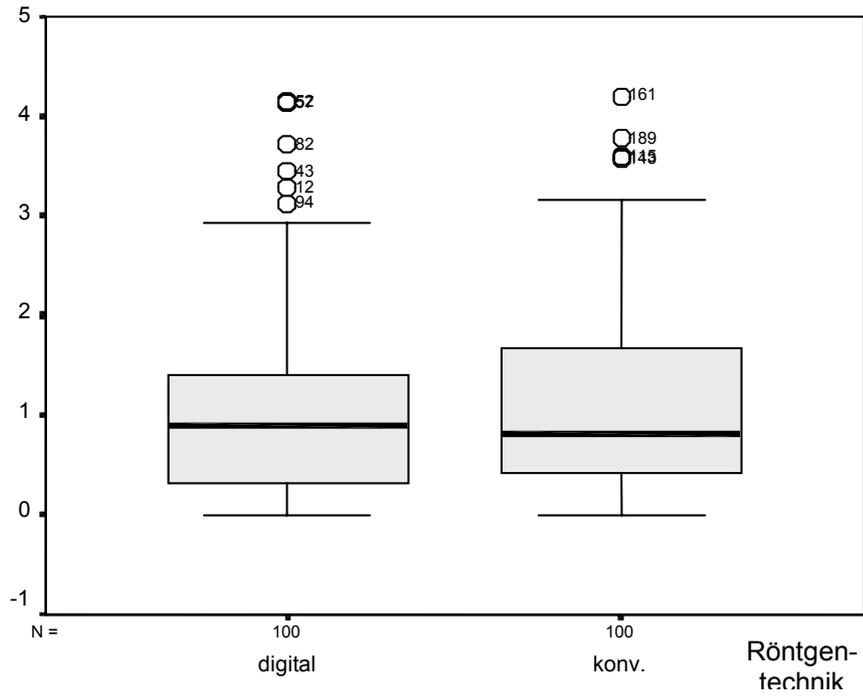


Abbildung 18: Boxplot für Punkt Pm

Messdifferenz
in mm

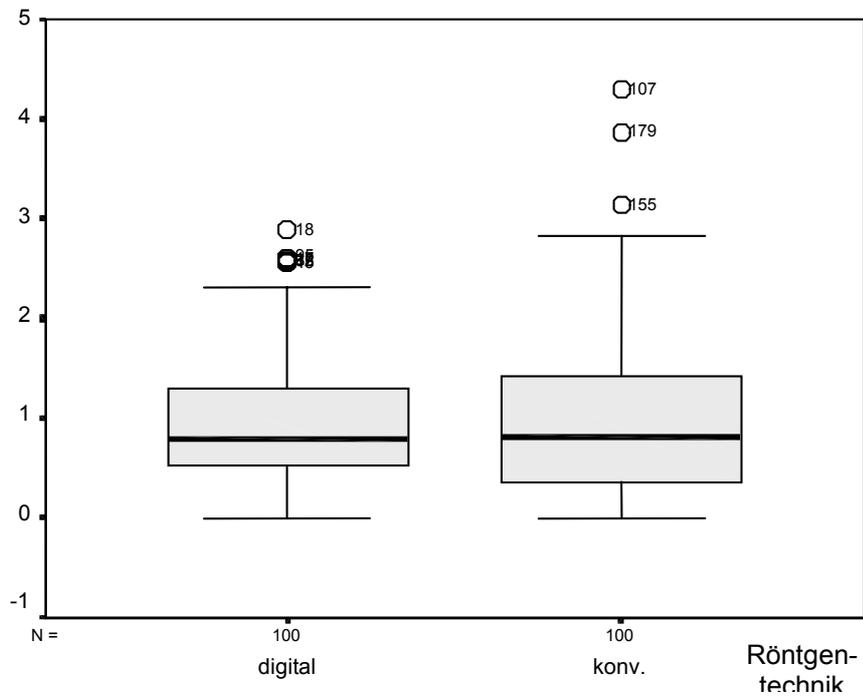


Abbildung 19: Boxplot für Punkt Po

5.2.2.2 Weichteilpunkte

Bei beiden Weichteilpunkten Ap und Pom fällt auf, dass bezüglich der digitalen Messergebnisse eine größere Streuung zu erkennen ist als bei den konventionellen, da die Interquartilbereiche in den digitalen Boxplots breiter sind.

Die geringe Messdifferenzspanne der Interquartilbereiche (ca. 0,5mm – 0,7mm) in der Abbildung 20 zeigt, dass der Punkt Ap eine unabhängig von der angewandten Röntgentechnik gut zu lokalisierende Struktur im Röntgenbild ist. Unterstützt wird diese Aussage durch das Fehlen (digital) bzw. das vergleichsweise seltene Vorkommen (konventionell) von Ausreißern.

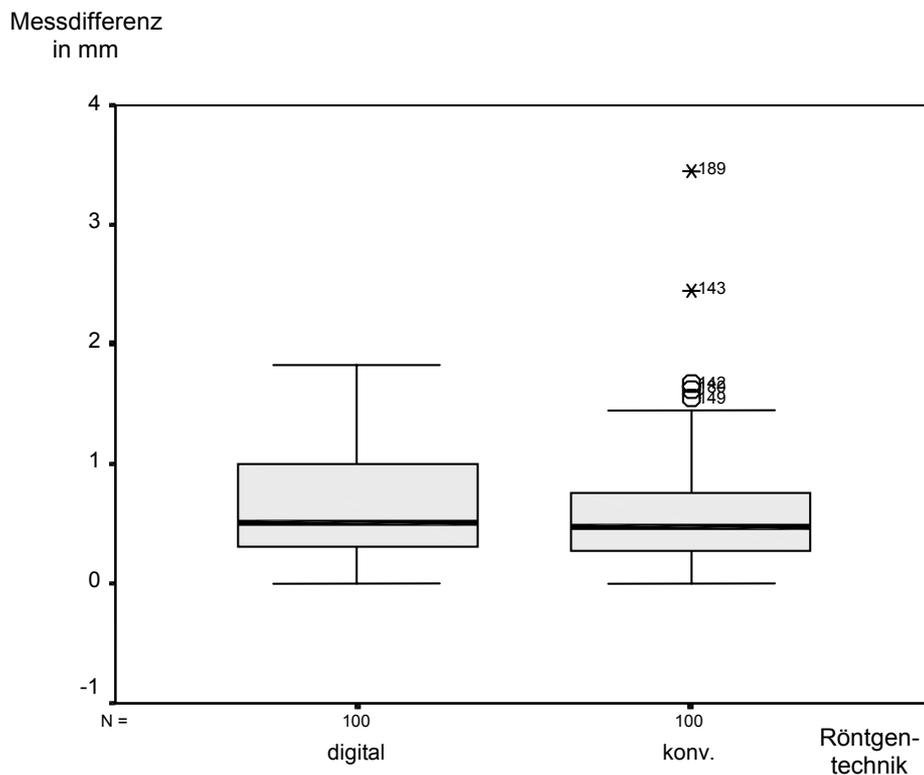


Abbildung 20: Boxplot für Punkt Ap

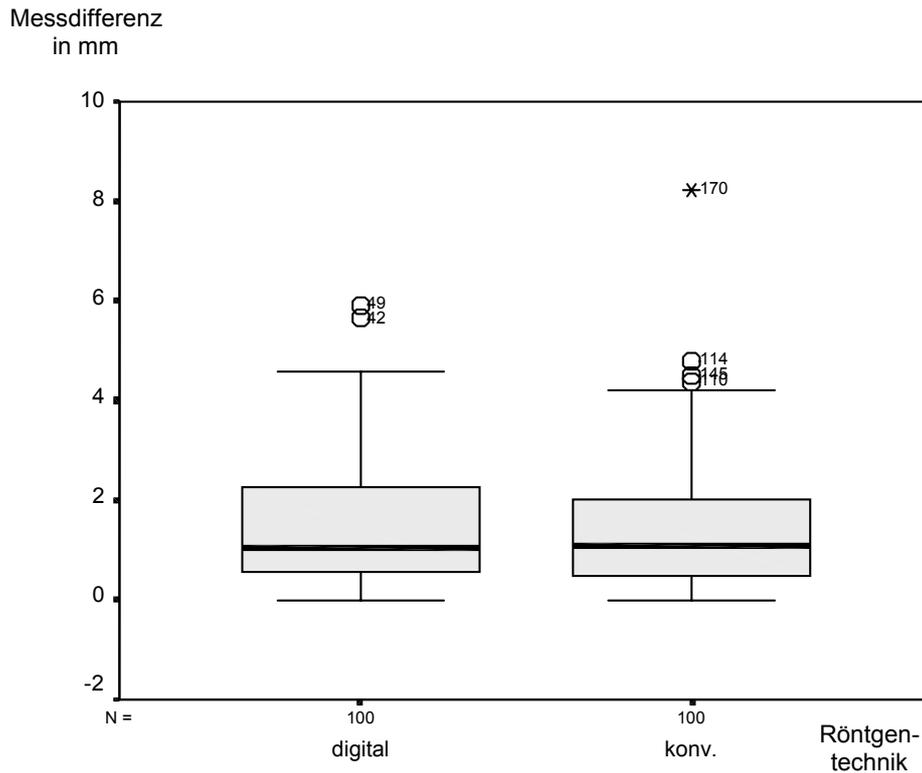


Abbildung 21: Boxplot für Punkt Pom

5.2.2.3 Dentale Punkte

In der Gruppe der dentalen Punkte Uple, Upla, Lole, Lola, 1LoMdc und 1UpMdc lassen sich die folgenden Aussagen zu den graphischen Darstellungen machen:

Die Punkte Uple, Lole und Lola zeigen bezüglich der digitalen Messergebnisse eine deutlich kleinere Streuung als die konventionellen Vergleichswerte, dies entspricht auch der anhand der Standardabweichung ermittelten Aussage in Tabelle 7.

Bemerkenswert ist die Lokalisationsgenauigkeit für die Punkte Uple und Lole, die in den kleinen Interquartilbereichen (ca. 0,03mm – 0,04mm) für beide Vergleichsreihen zum Ausdruck kommt. Dies gilt auch für den statistisch signifikanten Punkt Lola, der zusätzlich aufgrund der wenigen extremen Messwerte (Ausreißer) auffällt.

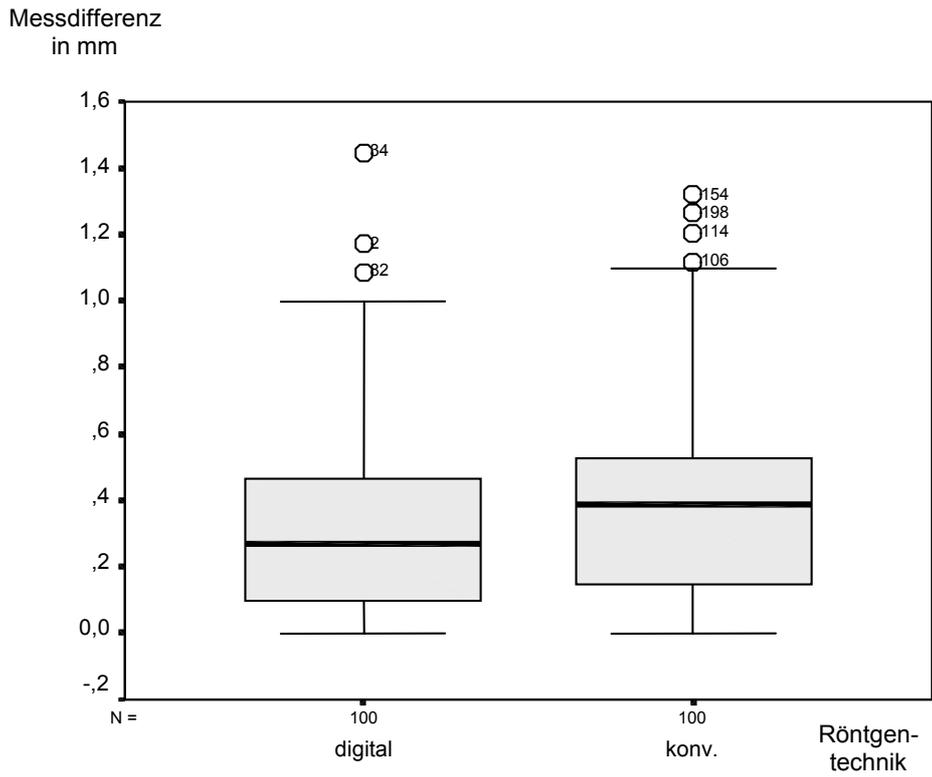


Abbildung 22: Boxplot für Punkt Uple

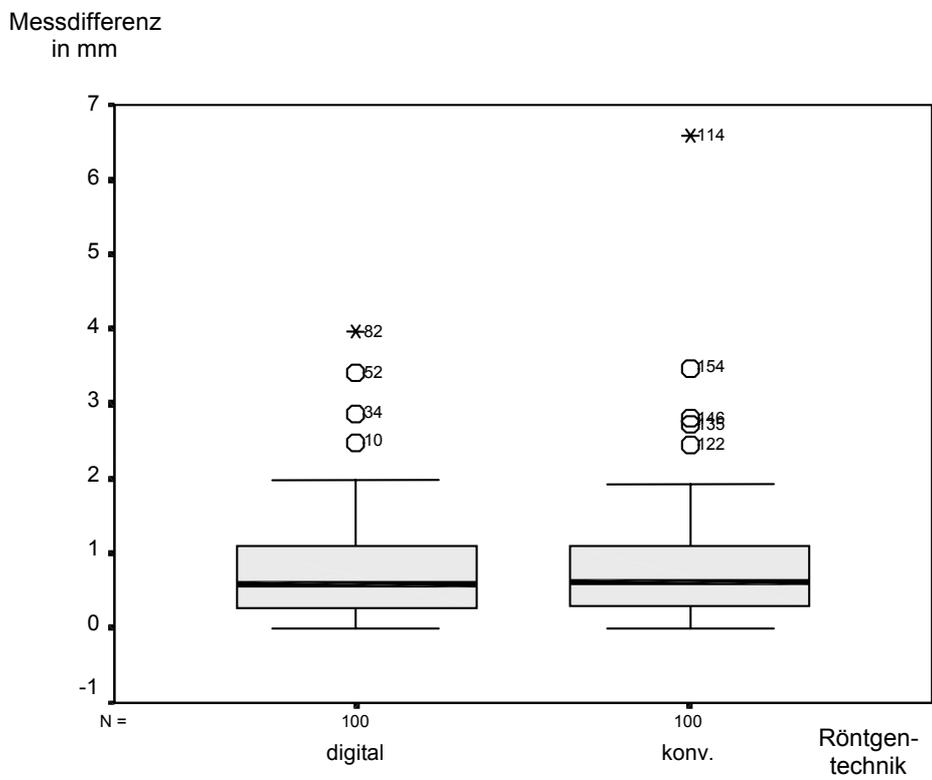


Abbildung 23: Boxplot für Punkt Upla

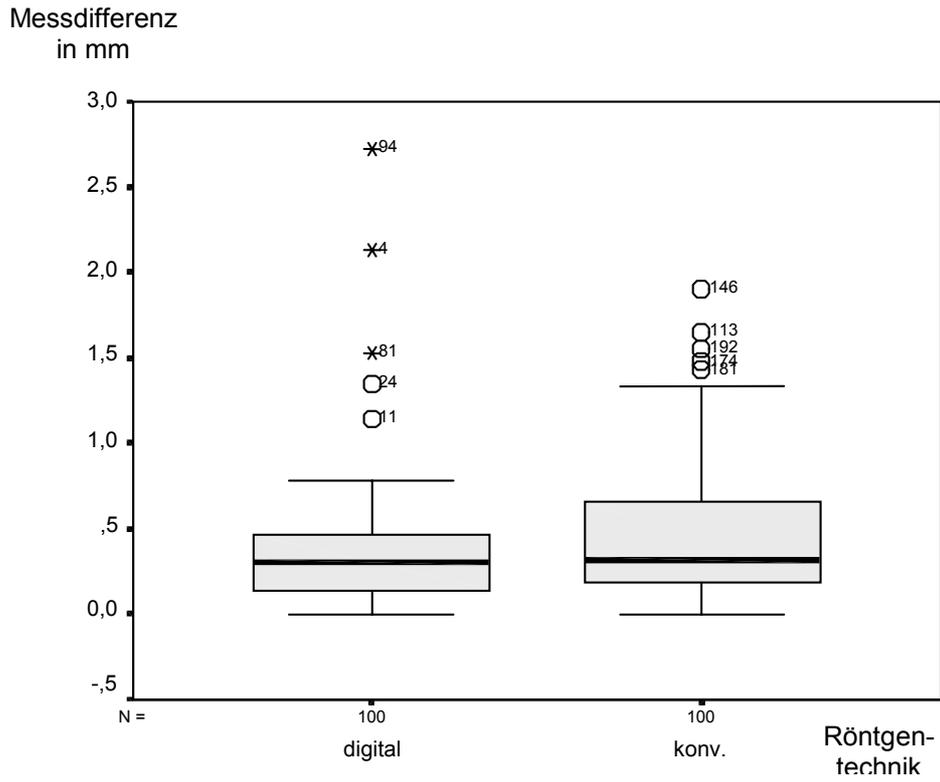


Abbildung 24: Boxplot für Punkt Lole

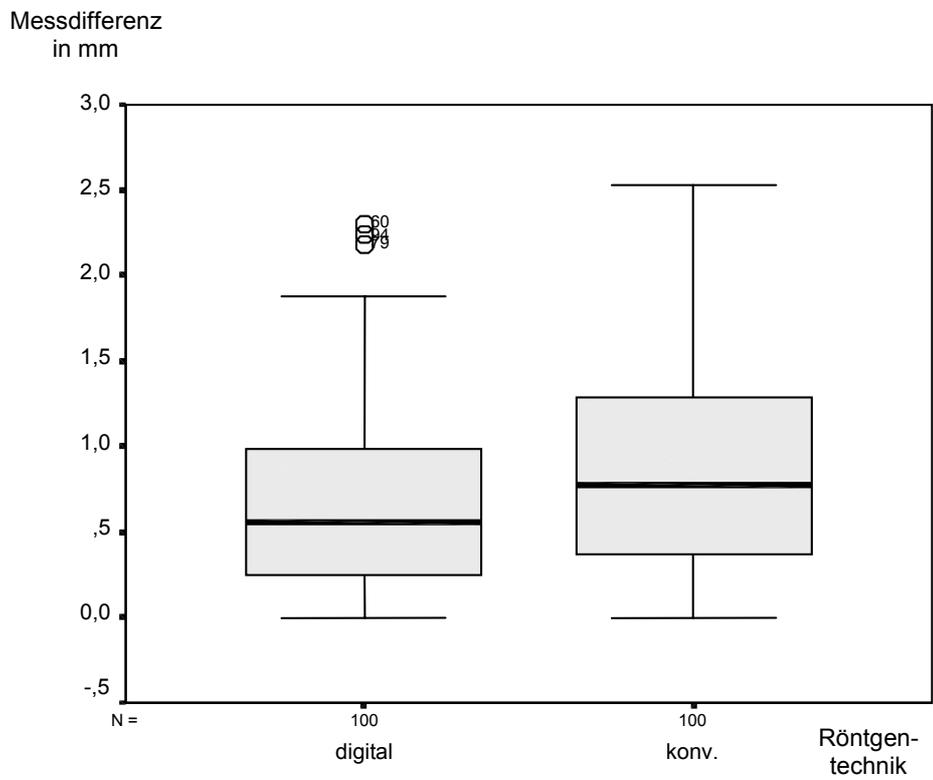


Abbildung 25: Boxplot für Punkt Lola

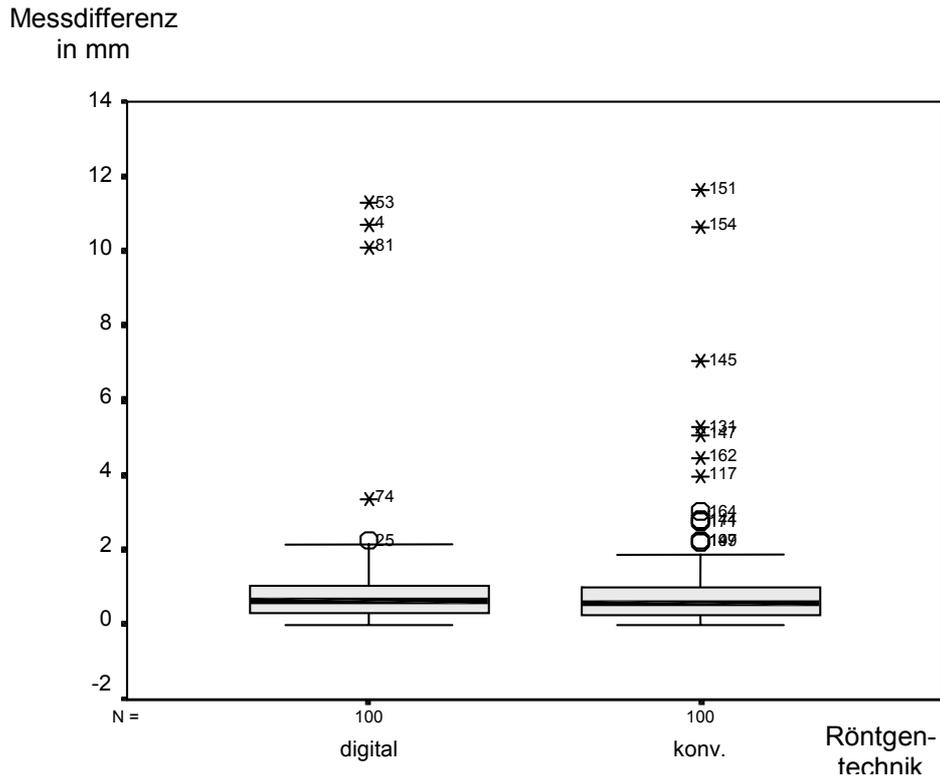


Abbildung 26: Boxplot für Punkt 1LoMdc

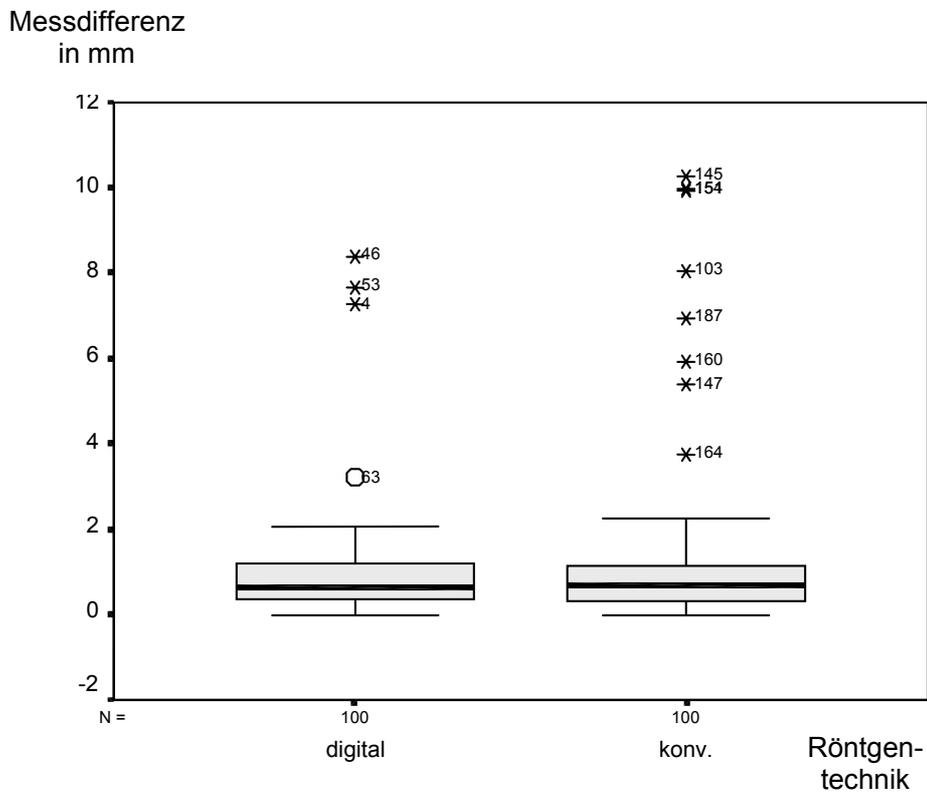


Abbildung 27: Boxplot für Punkt 1UpMdc

6 Diskussion

6.1 Gegenüberstellung der eigenen Ergebnisse mit den Literaturangaben

In Tabelle 7 sind Mittelwert und Standardabweichung der 21 kephalometrischen Referenzpunkte hinsichtlich ihrer Lokalisationsgenauigkeit im Vergleich zwischen konventioneller und digitaler Röntgentechnik aufgelistet. Es ist festzustellen, dass für 16 der 21 Punkte sich die digitale Bildauswertung hinsichtlich der berechneten Mittelwerte der festgestellten Abweichungen als die überlegene darstellt. Der durchgeführte Wilcoxon-Test zeigt, dass sich die digital und konventionell ermittelten Messergebnisse der Punkte N, Spa und Lola bei einem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ statistisch signifikant unterscheiden und sich die anfangs getroffene Hypothese (Seite 2) statistisch belegen lässt.

Die Unterscheidung in skelettale, dentale Punkte und Weichteilpunkte ergibt hingegen keine Differenzierung hinsichtlich des Grades der Lokalisationsgenauigkeit. Jede Gruppe weist in der Messreihe sowohl gut, als auch weniger gut zu lokalisierende Punkte auf, statistisch signifikante Unterschiede errechnen sich nicht.

Im Folgenden werden die Messergebnisse einzeln diskutiert:

Die Punkte Uple und Lole sind in beiden Vergleichsreihen offensichtlich am genauesten zu lokalisieren, dafür spricht auch die geringe Standardabweichung der Messergebnisse (Tabelle 7). Bei beiden handelt es sich um dentale Strukturen, deren Erkennbarkeit aufgrund ihres guten Kontrastes zu den übrigen Strukturen wenig Schwierigkeiten bereitet (42, 18). Auch Baumrind et al. (5) sieht die scharfe Kantengebung dieser Struktur als Grund für die gute Lokalisierbarkeit an, die Björk (7) wiederum nur

im Falle starker Rotationen oder Abrasionen gefährdet sieht. Näslund (46) und Okano (47) vermuten, dass die Zahninklination hilfreich bei der Punktbestimmung ist.

Im Gegensatz dazu ist die Apexpunktbestimmung der oberen und unteren Inzision, ebenfalls den dentalen Strukturen zugehörig, deutlich schwieriger. Die Punkte Lola und Upla liegen innerhalb einer Knochenstruktur, die ein relativ kontrastarmes Gebiet darstellt (42, 18). Auch die Autoren Jonas (34) und Schmuth (61) ziehen dies als Grund für die Unsicherheit in der Lokalisation heran. Jonas (34) weist des Weiteren auf die Überlagerung der Frontzähne hin, die eine Auffindung der Apexpunkte erschwert.

Noch etwas ungenauer ist die Bestimmung der Molarenpunkte, was sich in den höheren Mittelwerten der Abweichungen und der höheren Standardabweichung widerspiegelt. Björk (7) macht dafür die Überlagerung der Nachbarzähne und Doppelkonturen der kontralateralen Seite verantwortlich. Dennoch schneiden die digitalen Ergebnisse besser ab als die der konventionellen, in der auffallend viele extreme Messwertdifferenzen (Ausreißer) auftreten, die in der graphischen Darstellung der Boxplots durch Sternchen gekennzeichnet sind.

Schwierigkeiten treten auch bei der Lokalisation eines Referenzpunktes auf, der einen Extrempunkt auf einer anatomischen Struktur darstellt, die in dem Bild durch einen horizontalen, vertikalen oder diagonalen Verlauf gekennzeichnet ist. Dies ist z. B. bei den Punkten Me, A, Po, Pm, Pom, Spa und Spp der Fall. In Studien, die auch den Richtungsverlauf der Lokalisationsabweichungen für jeden Punkt in Form eines Scattergrams (Abbildung 28) veranschaulichen (65, 42, 18, 5, 9, 34, 56) wird deutlich, dass die Streuung der Punkte den morphologischen Verlauf der anatomischen Struktur widerspiegelt. Dabei spielt es offensichtlich keine Rolle, ob es sich um Knochen- oder Weichteilpunkte handelt. Solche Punkte sollten in manchen Fällen bestmöglich geschätzt werden (42, 5, 9, 34). Diese Unsicherheit in der Punktbestimmung spiegelt sich

in der vorliegenden eigenen Auswertung beispielsweise in den unabhängig von der angewandten Röntgentechnik vergleichsweise großen Interquartilbereichen der Boxplots für die Punkte Pm, Me, Po und Pom wieder (Abbildungen 17, 18, 19 und 21).

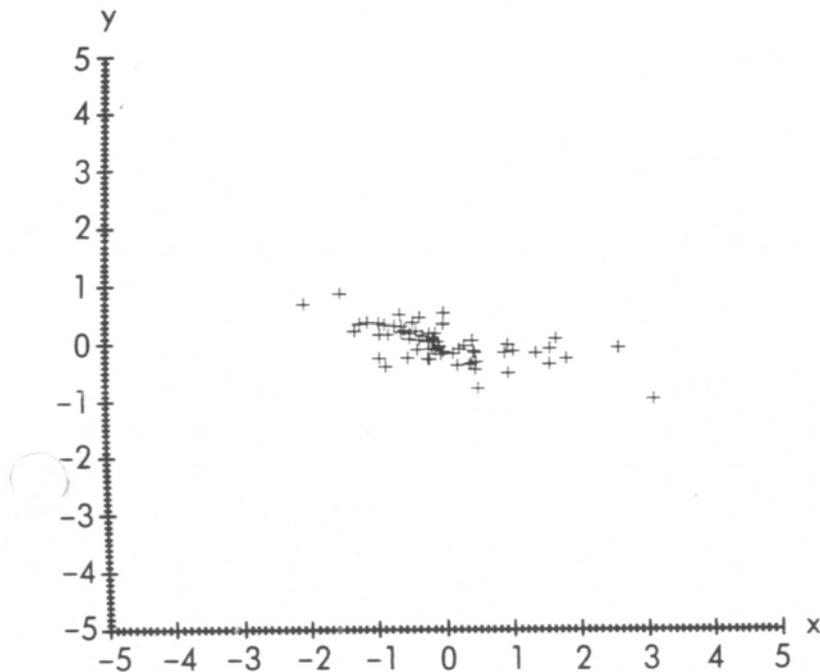


Abbildung 28: Beispiel eines Scattergrams:

„Streuung der 66 Einzelbestimmungen um den arbiträren Referenzpunkt Menton; Beispiel für eine ausgeprägte horizontale Streuung, d.h. ungenaue Lokalisation bei relativ genauer vertikaler Bestimmung“ (Miethke (42))

Hinzu kommt, dass einige Punktdefinitionen subjektiv auslegbar sind (z.B. Po als ventralster Punkt des knöchernen Kinns; vgl. auch Spa, Spp, A, R₃, N; Tabelle 4). Schmuth (61) bemerkt dazu, dass die allgemeine Variabilität anatomischer Gegebenheiten des menschlichen Schädels es erschwert, verschiedene Punkte so genau zu definieren, dass sie von mehreren Untersuchern in gleicher Weise aufgefunden und festgelegt

werden können. Nach Freisfeld (23) ist z. B. der Punkt Spp kaum zu lokalisieren, da die rückwärtige Begrenzung der Maxilla nur selten deutlich als Einstrahlpunkt und Schnittpunkt mit dem knöchernen Gaumen zu erkennen ist. Dies erklärt auch die relativ großen Abweichungen bei der Lokalisation dieses Punktes in der vorliegenden Untersuchung. Die vordere Oberkieferbasisbegrenzung ist laut Näslund (46) und Okano (47) ebenso schwer zu bestimmen, da sie sehr dünn ausläuft und damit wenig röntgendicht ist (Midtgard, (41)). Die Knochenschattenbegrenzung ist dadurch teilweise kaum zu erkennen (Freisfeld, 23).

Die Schwierigkeiten bei der Grenzbestimmung der Oberkieferbasis spiegeln sich auch in den relativ hohen Mittelwerten sowie Standardabweichungen der Messwerte für die Punkte Spa und Spp dieser Studie wider. Dennoch ist festzustellen, dass beide Punkte im digitalen Bild besser zu lokalisieren sind und dass diese Aussage für den Punkt Spa statistisch signifikant ist.

Die Punkte P, Or, Pt und Co sind, wie die eigenen Ergebnisse zeigen, sowohl im digitalen als auch im konventionell erstellten Bild schwer zu erkennen. Die große Anzahl an „Ausreißern“ der Messwertdifferenzen (Abbildungen 8 und 10) dokumentiert diese Aussage. Bei Condylion und Orbitale sind vermutlich Überlagerungseffekte bzw. Doppelkonturen der kontralateralen Seite verantwortlich (5, 42). Miethke (42) gibt darüber hinaus zu bedenken, dass der Punkt Co in einem Gebiet liegt, in dem zahlreiche röntgenschattegebende anatomische Schädelteile übereinander projiziert werden. Jackson et al. (31) und Ruppenthal (56) zeigen jedoch auf, dass der Punkt Co durch die digitale Technik besser lokalisiert werden kann, was auch die vorliegenden Ergebnisse bestätigen (Abbildung 15). Esser (18) vermutet, dass der Pterygoid-Punkt wegen des schwer erkennbaren Verlaufes der hinteren Wand der Fossa pterygomaxillaris ungenau bestimmbar ist, und Miethke (42) verweist auf die vielen benachbarten röntgendichten Knochenanteile in dieser Region.

Ein wichtiger Aspekt, der bei jeder Punktlokalisierung zu bedenken ist, ist die Tatsache, dass bei einer Reduktion von dreidimensionalen Objekten auf eine zweidimensionale Darstellung auch eine Reduktion der Information stattfindet. Der daraus resultierende systematische Fehler liegt jedoch bei beiden Vergleichsreihen, der konventionellen und der digitalen, zugrunde.

In den bisher aufgeführten Aspekten werden punktbezogen viele Lokalisationsschwierigkeiten diskutiert. Eine Differenzierung der Genauigkeit der Punktlokalisierung hinsichtlich der Zugehörigkeit der jeweiligen Referenzpunkte zur skelettalen-, dentalen- oder Weichteilstruktur lässt sich in der vorliegenden Untersuchung nicht herstellen, da sich in jeder Gruppe Punkte mit kleiner und großer Standardabweichung befinden.

Sofern es sich um unilaterale Punkte der Mediansagittalebene handelt, wie N, Me, Ap, Po, ist die Streuung von geringerem Ausmaß als bei den bilateralen Punkten Co, Or und P (Tabelle 7). Die Lokalisationsgenauigkeit ist hier durch die Überlagerungseffekte mit der Gegenseite stärker beeinträchtigt.

Hinsichtlich Kimuras (35) gewünschter verbesserter simultanen Darstellung der knöchernen Strukturen und des Weichteilprofils, wie sie in Ruppenthals (56) bzw. Eppleys Untersuchung (17) bestätigt wurde, erzielten in den vorliegenden Ergebnissen die beiden Weichteilpunkte Ap und Pom eine höhere Lokalisationsgenauigkeit bei der Vorlage von konventionellen Röntgenbildern, wenn man die errechneten Mittelwerte der Messdifferenzen betrachtet. Ruppenthal (56) stellte in seiner Untersuchung fest, dass sich in konventionellen FRS- Aufnahmen Weichgewebe bei schwach belichteten Aufnahmen, Hartgewebe dagegen in stark belichteten Aufnahmen gut darstellen lassen. Bei Verwendung einer Speicherleuchtstoffolie ließ sich diese Polarisierung nicht mehr feststellen, und auch auf schwach belichteten Bildern waren sowohl Weichteile als auch Knochenstrukturen deutlich sichtbar.

Obwohl in der vorliegenden Untersuchung die Weichteilpunkte Ap und Pom zwar in beiden Aufnahmearten (konventionell bzw. digital) gut zu erkennen, jedoch auf den konventionellen Röntgenbildern hinsichtlich der Mittelwerte der Messdifferenzen genauer zu lokalisieren sind, widerspricht dieses Ergebnis nicht grundsätzlich den Resultaten beider o.g. Autoren. Die Werte im digitalen Verfahren unterliegen auch einer geringeren Streuung. Wenn man die Voraussetzungen der Auswertungen Ruppenthals (56) bzw. Eppleys (17) und der vorliegenden Untersuchung miteinander vergleicht, ergibt sich folgender Unterschied: Während die beiden o.g. Autoren bei der digitalen Bildgebung die von dem Radiographiesystem automatisch durchgeführte Bildbearbeitung akzeptierten, nutzte die vorliegende Untersuchung die zusätzliche manuelle Nachbearbeitung zur Optimierung der Bildqualität (4.2). Bei der Festlegung der Parameter wurde der Gesamteindruck der röntgenologischen Schädeldarstellung im Allgemeinen zugrundegelegt und optimiert, um eine Vergleichbarkeit der Aufnahmen zu gewährleisten. Angesichts der geringen Anzahl an Weichteilpunkten gegenüber der hohen Anzahl an knöchernen kephalometrischen Referenzpunkten (2:19), die dabei berücksichtigt wurden, liegt die Schlussfolgerung nahe, dass bei der Erstellung der Parameter die Bewertung der optimalen Darstellung der einzelnen Strukturen zugunsten der knöchernen Punkte erfolgte. In der routinemäßigen klinischen Anwendung bietet die individuelle, auf die spezifischen kephalometrischen Anforderungen abgestimmte Nachbearbeitung möglicherweise weitere Verbesserungsmöglichkeiten (43).

Die Messergebnisse bestätigen die anfangs aufgestellte Hypothese, dass die Bildqualität digital erstellter Fernröntgenseitenaufnahmen bezüglich der Lokalisationsgenauigkeit kephalometrischer Referenzpunkte bei Verringerung der Strahlenbelastung mindestens genauso gut und hinsichtlich einiger Punkte sogar besser ist als die der konventionellen Röntgenbilder. Dies belegen auch Autoren wie Merritt (40), Ruppenthal

(56 und 57), Sagner (58), Eppley (17), Seki (63), Kimura (35), Stirrups (66), Jäger (32 und 33), Okano (47) und Visser (69).

6.2 Spezielle Diskussion der digitalen Lumineszenzradiographie (DLR)

Ein Vorteil der Speicherfolien liegt in ihrer linearen Empfindlichkeitscharakteristik, die den Zusammenhang zwischen Strahlendosis und Filmschwärzung darstellt (Abbildung 1). Die Kennlinie eines konventionellen Röntgenfilms verläuft sigmoid und liefert nur im linearen Steigungsabschnitt eine korrekte Filmbelichtung. Die Kennlinie der Lumineszenzfolie verläuft dagegen stets linear (57). Dies schützt weitgehend vor der Über- und Unterbelichtung von Röntgenbildern. Wiederholungsaufnahmen und die damit einhergehende Strahlenbelastung, die bei der konventionellen Röntgentechnik aufgrund von Fehlbelichtungen in ca. 10% der Fälle notwendig sind, können so weitgehend entfallen (57, 36, 14).

Weiterhin ermöglicht der breite Dynamikbereich der Speicherfolien die genaue Aufzeichnung und Erkennung selbst kleiner Unterschiede in der Strahlenabsorption verschiedener Gewebe sowie auch die Untersuchung von Geweben mit sehr unterschiedlicher Strahlendichte in derselben Aufnahme, wie es bei FRS- Aufnahmen in der Regel gewünscht ist (4). Dementsprechend können Punkte wie Spa bzw. Lola, die von Autoren wie Näslund (45), Freisfeld (23), Miethke (42), Esser (18), Jonas (34), Baumrind (5) und Schmuth (61) an konventionellen Aufnahmen als schwierig zu lokalisieren eingestuft wurden, in der vorliegenden Analyse auf den digitalen Röntgenaufnahmen signifikant besser erkannt werden.

Wie Versuche am Phantom ergaben, führt eine sehr weitgehende Reduktion der Strahlendosis allerdings zu einer Verschlechterung der Bildauflösung (14, 36, 37). Das bei der in dieser Analyse festgelegten Dosisreduktion z. T. entstehende vermehrte

Bildrauschen reduziert jedoch nicht die diagnostische Qualität, das grobkörnige Erscheinungsbild beeinflusst die Reproduzierbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte nicht. Dies bestätigen auch Ruppenthals Ergebnisse (57). Ein Grund hierfür ist der differente Analyseansatz der FRS- Aufnahmen. Anders als beim OPG oder Zahnfilm erfolgt keine direkte visuelle Auswertung, bei der eine vorher nicht genau bekannte Pathologie zunächst entdeckt werden muss. Der Untersucher kann sich in der Regel sicher sein, dass die jeweiligen kephalometrischen Punkte auf der Aufnahme vorhanden sind, nur ihre genaue Position muss bestimmt werden.

Andere Untersucher (11, 45, 46) fanden sogar eine Verbesserung der Reproduzierbarkeit bei Aufnahmen, die durch Rauschen überlagert sind .

Der besondere Vorteil der Phosphorspeicherfolie liegt allerdings in ihrer erhöhten Strahlensensitivität im Vergleich zu konventionellen Röntgenfilmen. Viele der kieferorthopädisch untersuchten Patienten befinden sich in der Wachstumsphase und werden aufgrund der erhöhten Mitoserate durch Strahlenexpositionen als stärker gefährdet angesehen als Erwachsene. Konventionelle Röntgenfilme sind als Strahlendetektoren relativ uneffizient. Nur ca. 2% der eingehenden Strahlung werden absorbiert. Durch den Einsatz von Verstärkerfolien kann dieser Wert verbessert werden (19). Die Schärfe der Röntgenbilder nimmt jedoch gleichzeitig ab.

Speicherfolien, wie sie in der DLR genutzt werden, sind dagegen wesentlich effizienter in der Detektion der Röntgenphotonen (8, 69). Dadurch kann bereits durch eine vergleichsweise geringe Strahlendosis eine gute Bildqualität erreicht werden. Dementsprechend zeigen die vorliegenden Ergebnisse bei Anwendung der DLR eine insgesamt bessere Reproduzierbarkeit von kephalometrischen Referenzpunkten im Vergleich zu konventionell angefertigten FRS- Aufnahmen.

Die sich bei der Verwendung digitaler Röntgentechnik bietenden Möglichkeiten der Bildnachbearbeitung (4.2) lassen sich zur Optimierung der Bilddarstellung nutzen. Dabei ist zu beachten, dass bei der Erstellung von Röntgenaufnahmen mit Hilfe der indirekten Methode (nachträgliche Digitalisierung) unter Umständen ein Qualitätsverlust eintritt, der den Vorteil der Bildnachbearbeitung wieder zunichte machen kann, worauf Autoren wie Jäger (32, 33), Macri und Wenzel (39), Forsyth (21, 22), Krug (37) und Dawood (15) hinweisen. Diese Informationsverluste lassen sich durch den Einsatz der direkten (Sensor) oder semidirekten (DLR) Röntgentechnik vermeiden (69, 16).

7 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Ziel der Analyse war es, die Reproduzierbarkeit von kephalometrischen Referenzpunkten in konventionell gewonnenen FRS- Aufnahmen mit digitalen, unter Verwendung von Speicherleuchtstofffolien und einer Dosisreduktion angefertigten Röntgenbildern zu vergleichen. 100 digital und 100 konventionell erstellte FRS- Aufnahmen wurden von zwei Fachärzten für Kieferorthopädie in zwei Durchzeichnungsvorgängen wiederholt kephalometrisch ausgewertet und die Referenzpunkt- Lokalisation für beide Röntgenaufnahmen in den sich entsprechenden Punkten statistisch verglichen. Der mittlere Fehler für die Reproduzierbarkeit der Punkte war für die digitale Röntgentechnik signifikant kleiner. Drei der einundzwanzig Referenzpunkte konnten in den digitalen Aufnahmen signifikant besser definiert werden, während sich kein Referenzpunkt in den konventionellen Röntgenbildern signifikant besser lokalisieren ließ.

Die Messergebnisse der vorliegenden Untersuchung bestätigen die anfangs aufgestellte Hypothese, dass die Bildqualität digital erstellter FRS- Aufnahmen bezüglich der Reproduzierbarkeit kephalometrischer Referenzpunkte mindestens genauso gut und hinsichtlich einiger Punkte sogar besser ist als die der konventionellen Röntgenbilder, und dies bei einer mittleren Verringerung der Strahlenexposition um 23,7%, die aus den veränderten Einstellungsparametern rechnerisch angenommen wird.

Der Einsatz der DLR in der Kieferorthopädie bietet folgende Vorteile:

- Simultandarstellung von Knochen- und Weichteilstrukturen;
- Größere Toleranz bei Über- bzw. Unterbelichtungen;
- Möglichkeit der Bildnachbearbeitung;

- Anschluss an ein digitales Speicher- bzw. Kommunikationssystem und dadurch Erleichterung der Archivierung und schnellerer Zugriff möglich;
- Dosisreduktion bei guter Bildqualität, d.h. keine Reduktion der diagnostischen Aussage.

Die zeitlich längere Bildentwicklung, inflexible Formate, der technische Aufwand und hohe Investitionskosten werden als Nachteile der DLR genannt (12). Letzterem Argument ist entgegenzuhalten, dass bei der DLR die gleichen Röntgengeräte und Kassetten verwendet werden wie in der konventionellen Radiographie. Nur bezüglich der Bilddatenträger und der Bildgebung unterscheiden sich die Methoden. Unter dem Aspekt der sich rasant entwickelnden Möglichkeiten der Digitalisierung von Informationen scheint die Lösung der angeführten Probleme möglich und die digitale Lumineszenzradiographie stellt damit eine Alternative zur Erstellung von FRS-Aufnahmen dar, wobei keine Reduktion der diagnostischen Information in Verbindung mit reduzierter Strahlenexposition erreicht wird.

8 Literaturverzeichnis

1. Altuna, G., Freisfeld, M., Schmuth, G.:
Die Anwendung des Computers für die Berechnung von individuellen Fehlern bei der Röntgen-Kephalometrie.
Trans Europ Orth Soc(1970): 519-534
2. Altuna, G., Freisfeld, M., Schmuth, G., Clar, E.:
Errors in determination of landmarks in connection with methodological problems in roentgenographic growth studies.
Trans Europ Orth Soc (1972): 373-385
3. Arnold, B.A.:
Digital imaging techniques for general radiography.
Radiology, J. B. Lippincott Company 1996, Bd. 1: 1-11
4. Barenghi, A., Mancini, E.G., Salvato, A.:
Aspects of digital computed radiography with cephalometric applications.
Athanasidou, A.E. (ed) Orthodontic Cephalometry
Mosby- Wolfe, St. Louis 1995:221-230
5. Baumrind, S., Frantz, R.C.:
The reliability of head film measurements, 1: Landmark identifikation.
Am J Orthod 60 (1971): 111-127
6. Bick, U., Wiesmann, W., Fiebich, M., Lenzen, H.:
Einsatz der DLR in der pädiatrischen Radiology: ein Erfahrungsbericht
Electromed Vol. 59, No. 1 (1991): 26-30
7. Björk, A.:
The face in profile.
Sven Tandlaek Tidskr 40 (1947)
8. Borg, E., Gröndahl, H.G.:
On the dynamic range of different x-ray photon detectors in intra-oral radiography. A comparison of image quality in film, charge-coupled device and storage phosphor systems.
Dento Maxillo Fac Radiol 25 (1996): 82-88

9. Broch, J., Slagsvold, O., Rosler, M.:
„Error in landmark identification in lateral radiographic headplates“
Eur J Orthod 3 (1981): 9-13
10. Buchmann, F.:
Digitales Röntgenbild – Stand der Einführung und Beispiele.
Neue Wege in der Radiologie 1 (1982): 133-141
11. Bürgin, W., Brägger, U.:
Digital imaging.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 105 (1995): 104-107
12. Busch, H.P.:
Digital radiography- a new horizon in diagnostic imaging?
Digital Radiology Workshop, Quality Assurance and Radiation Protection, Mannheim 1992
13. Cohen, A.M., Linney, A.D.:
A low cost system for computer – based cephalometric analysis.
Br J Orthod 13 (1986): 105-118
14. Cowen, A.R., Workmann, A., Price, J.S.:
Physical aspects of photostimulable phosphor computed radiography.
Br J Radiol 66 (1993): 332-345
15. Dawood, R.:
Digital Radiology – A realistic prospect?
Clin Radiol 42 (1990): 6-11
16. Döler, W., Steinhövel, N., Jäger, A.:
Digital image processing techniques for cephalometric analysis.
Comput Biol Med 21 (1991): 23-33
17. Eppley, B.L., Sadove, A.M.:
Computerized digital enhancement in craniofacial cephalometric radiography.
J Oral Maxillofac Surg 49 (1991): 1038-1043
18. Esser, H.:
Zur Lokalisationsgenauigkeit kephalometrischer Referenzpunkte.
Med. Diss., FU Berlin 1988

19. Fatouros, P., Gibbs, J.S., Skubic, S.E., Rao, G.:
Imaging characteristics of new screen / film systems for cephalometric radiography.
Angle Orthod Vol. 54, No. 1 (1984): 36-54
20. Felix, R., Ramm, B.:
Das Röntgenbild.
Thieme Verlag 1988, 3. Aufl.: 80-115
21. Forsyth, D.B., Shaw, W.C., Richmond, S., Roberts, C.T.:
Digital imaging of cephalometric radiography, 2: Image quality
Angle Orthod 66 (1996): 43-50
22. Forsyth, D.B., Shaw, W.C., Richmond, S.:
Digital imaging of cephalometric radiography, 1: Advantages and limitations of digital imaging.
Angle Orthod 66 (1996): 37-42
23. Freisfeld, M.:
Fehlerquellen an Einzeichnungsserien kephalometrischer Bezugspunkte.
Fortschr Kieferorthop 34 (1973): 296-306
24. Frommhold, W., Dihlmann, W., Stender, H.-St., Thurn, P.:
Radiologische Diagnostik in Klinik und Praxis.
In: Richter, D. (Hrsg.) Digitale Radiographie, Bd. 1, 7. Aufl. (1987): 123-138
25. Geelen, W., Wenzel, A., Gotfredsen, E., Kruger, M., Hansson, L.G.:
Reproducibility of cephalometric landmarks on conventional film, hardcopy and monitor displayed images obtained by storage phosphor technique.
Eur J Orthod 20 (1998): 331-340
26. Gravely, J. F., Orth, D., Murray Benzies, P.: The clinical significance of tracing error in cephalometrie.
Br J Orthod Vol. 1, No 3 (1974): 95-101
27. Gudden, F.:
Möglichkeiten und Grenzen der digitalen Bildgebung.
Röntgen – BI 37 (1984): 429-432

28. Hintze, A., Jötten, G.:
Erste Ergebnisse der Digitalen Radiographie mit großformatigen Empfängersystemen in der konventionellen Röntgendiagnostik.
Röntgenstrahlen 53 (1985): 26-32
29. Houston, W.J.B.:
The analysis of error in orthodontic measurements.
Am J Orthod 5 (1983): 382-390
30. Houston, W.J.B.:
Measurement of cephalometric radiographs by tracing and direct digitization.
Swed Dent J 15 (1982): 99-103
31. Jackson, P.H., Dickson, G.C., Birnie, D.J.:
Digital image processing of cephalometric radiographs: A preliminary report
Br J Orthod 12 (1985): 122-132
32. Jäger, A., Döler, W., Bockermann, V.:
Anwendung digitaler Bildverarbeitungstechniken in der Kephalmetrie.
DZZEA 44 (1989): 184-186
33. Jäger, A., Döler, W., Schormann, T.:
Digital image processing in cephalometric analysis.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 99 (1989): 19-23
34. Jonas, J.:
Die Auswirkungen des Übungseffektes auf die Genauigkeit röntgenkephalometrischer Durchzeichnungen in der Kieferorthopädie.
Radiologie 16 (1976): 427-431
35. Kimura, K., Langland, O., Biggerstaff, R.:
The evaluation of high speed screen/film combinations in cephalometric radiography.
Am J Orthod Dentofacial Orthop Vol. 92, No. 6 (1987): 484-491
36. Krampe, M.:
Digitale Radiographie: Möglichkeiten der Dosisreduktion bei Thoraxaufnahmen auf der Säuglings- Intensivstation.
Med. Diss. Westfälische - Wilhelms - Universität (1996)

37. Krug, B., Zähringer, M., Lackner, K.:
Diagnostischer Stellenwert der digitalen Projektionsradiographie im Vergleich zur konventionellen Röntgentechnik.
Aktuelle Radiol 7 (1997): 65-68
38. Laubenberger, T.:
Technik der medizinischen Radiologie
Köln: Deutscher Ärzteverlag GmbH (1990): 167-178
39. Macri, V., Wenzel, A.:
Reliability of landmark recording on film and digital lateral cephalograms.
Eur J Orthod 15 (1993): 137-148
40. Merritt, C.R.B.:
Computed radiography: a new approach to plain film imaging.
DIIMD (1985): 58-66
41. Midtgard, J., Björk, G., Linder-Aronson, S.:
Reproducibility of cephalometric cranial distances.
Angle Orthod 44 (1974): 56-61
42. Miethke, R.:
Zur Lokalisationsgenauigkeit kephalometrischer Referenzpunkte.
Prakt Kieferorthop 3 (1989): 107-122
43. Molteni, R.:
zit. n.: Bürgin
44. Murphey, M.D., Bramble, J.M., Cox, G.G., Mc. Millian, J.H., Dwyer, S.J., Harvey, P.C.:
Experience in the use of an image - processing workstation for a photostimulable phosphor radiographic system.
J Digit Imaging Vol. 3, No. 1 (1990): 60-65
45. Näslund, E.B., Kruger, M., Petersson, A., Hansen, K.:
Analysis of low - dose digital lateral cephalometric radiographs
Dento Maxillo Fac Radiol 27 (1989): 136-139

46. Näslund, E.B., et al.:
Cephalometric landmarks with low - dose computed radiography.
Dento Maxillo Fac Radiol 24 (1990): 91
47. Okano, T., Seki, K., Harata, Y., Maki, K.:
Effect of exposure reduction in cephalography with computed radiography: an
analysis using a dual – image recording system.
Dent Jpn 29 (1992): 103-107
48. Pfeiler, M., Marhoff, P.:
Digitale Radiographie. Rückblick, Status und Zukunftsperspektiven.
Electromed Vol. 57, No. 2 (1989): 42-51
49. Richards, A.G., Colquitt, W.N.:
Reduction in dental x-ray exposures during the past 60 years.
JADA 103 (1981): 713-718
50. Richardson, A.:
An investigation into the reproducibility of some points, planes and lines used in
cephalometric analysis.
Am J Orthod 52 (1966): 637-651
51. Richardson, A.:
A comparison of traditional and computerized methods of cephalometric analysis.
Eur J Orthod 3 (1981): 15-20
52. Ricketts, R.M.:
Orthodontic diagnosis and planning
I y II. USA: Rocky Mountain: Data Systems: Spring 1982
53. Riederer, J.S.:
Digital Radiography.
Radiology, J.B. Lippincott Company (1996) Bd. 1: 1-11
54. Röhrli, M.:
Die neutrale Bißlage – eine kephalometrische Studie.
Med. Diss., München (1972)

55. Rose, A.:
The sensitivity of the human eye on an absolute scale.
J. Opt. Soc. Amer. 38 (1948): 196-208
56. Ruppenthal, T., Doll, G., Sergl, H.G., Fricke, B.:
Vergleichende Untersuchung zur Genauigkeit der Lokalisation kephalometrischer Referenzpunkte bei Anwendung digitaler und konventioneller Aufnahmetechnik.
Fortschr Kieferorthop 52 (1991): 289-296
57. Ruppenthal, T., Fricke, B., Sergl, H. G., Doll, G.:
Vergleichende Untersuchung zur Möglichkeit der Dosisreduzierung von Fernröntgenseitenaufnahmen“
Fortschr Kieferorthop 53 (1992): 40-48
58. Sagner, T., Storr, I., Benz, Ch., Rudzki-Janson, I.:
Diagnostic image quality in comparison of conventional and digital cephalometric radiographs.
Dento Maxillo Fac Radiol 27 (1998): 26
59. Savage, A.W., Showfety, K.J., Yancey, J.:
Repeated measures analysis of geometrically constructed and directly determined cephalometric points.
Am J Orthod Dentofacial Orthop Vol. 91, No. 4 (1987): 295-299
60. Schittenhelm, R.:
Bildsysteme für die Digitale Radiographie. Heutiger Stand und Perspektiven.
Electromed Vol. 54, No. 2 (1986): 72-81
61. Schmuth, G. P. F.:
Methodische Schwierigkeiten bei der Anwendung der Röntgenkephalometrie in der Kieferorthopädie.
Fortschr Kieferorthop Bd. 32, Nr. 2 (1971): 317-325
62. Schwenzer, G., Grimm, G.:
Allgemeine Chirurgie, Entzündungen, Mundschleimhauterkrankungen, Röntgenologie.
Thieme Verlag 1988
63. Seki, K., Okano, T.:
Exposure reduction in cephalography with a digital photostimulable phosphor

imaging system.

Dento Maxillo Fac Radiol 22 (1993): 127-130

64. Sonoda, M., Takano, M., Miyahara, J., Kato, H.:
Computed radiography utilizing scanning laser stimulated luminescence.
Radiology 148 (1983): 833-838
65. Stabrun, A.E., Danielsen, K.:
Precision in cephalometric landmark identification.
Eur J Orthod 4 (1982): 185-196
66. Stirrups, D. R.:
A comparison of the accuracy of cephalometric landmark location between two
screen / film combinations.
Angle Orthod 59 (1989): 211-216
67. Storr, I., Sagner, T., Benz, C., Rudzki - Janson, I.:
Dose reduction in direct–digital cephalometric radiography.
Dento Maxillo Fac Radiol 27 (1998): 38
68. Taveras, J. M., Ferrucci, J. T.:
Radiology Bd. 1: 1-11
J.B. Lippincott Company 1996
69. Visser, H., Rödig, T., Hermann, K.T.:
Quantification of dose reduction by digital cephalometric radiography.
Universität Göttingen (1999), IADR
70. Mc William, J.S., Welander, U.:
The effect of image quality on the identification of cephalometric landmarks.
Angle Orthod 48 (1978): 49-56

