

Aus dem
Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Westdeutsche Kieferklinik
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Poliklinik für Kieferorthopädie
Direktor: Prof. Dr. D. Drescher

**Aufbau eines optoelektronischen Messsystems
zur Aufzeichnung der motorischen Unruhe des Kopfes
während einer digitalen Fernröntgenseitenbild-Aufnahme**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Thorsten Sommer

2004

**Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf**

**gez.: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Wolfgang H. M. Raab
Dekan**

Referent: Prof. Dr. Dieter Drescher

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Jürgen Becker

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung	7
2. Literaturübersicht	9
2.1. Die Entstehung der Fernröntgenseitenbild-Aufnahme	9
2.2. Grundlagen der Fernröntgenseitenbild-Aufnahme	9
2.3. Digitale Radiographie	14
2.3.1. Das digitale Röntgenbild	14
2.3.2. Digitale Röntgensysteme auf Basis von Speicherfolien	16
2.3.3. Digitale Röntgensysteme mit Halbleitersensoren	17
2.3.4. Vergleich digitaler Röntgensysteme auf Basis der Speicherfolie und der Halbleitersensoren gegenüber konventionellen Röntgen- systemen	20
2.4. Kephalemtrische Analyse	22
2.4.1. Kephalemtrische Messpunkte	22
2.4.2. Fehler bei der Bestimmung von Messpunkten	26
2.5. Messverfahren zur Aufzeichnung der Kopfbewegungen und die Auswir- kung auf die kephalemtrische Analyse	30
3. Fragestellung	34
4. Methodik	36
4.1. Entwicklung einer Messapparatur zur Aufzeichnung der Bewegungen des Kopfes in den drei Ebenen des Raumes	36
4.2. Messdaten des Versuchsaufbaus.....	46
4.3. Übertragung der Messdaten auf ein 3D-CAD-Modell	47
4.4. Bewegungssimulation des Kopfes und kephalemtrische Auswertung	48
4.5. Klinische Studie	49
4.5.1. Patientenkollektiv	49
4.5.2. Aufzeichnung der Bewegungen des Kopfes in allen Ebenen des Raumes	49
4.6. Statistische Auswertung	51

5. Ergebnisse	52
5.1. Messgenauigkeit	52
5.2. Translatorische und rotatorische Abweichungen	52
5.3. Messfehler im Fernröntgenseitenbild	54
6. Diskussion	59
6.1. Fehlerquellen des Messverfahrens	59
6.1.1. Ethisch-moralischer Verhaltenskodex	59
6.1.2. Oberflächenabhängige Effekte	59
6.1.3. Zeitliche Zuordnung der Messwerte zu den Laserdioden-Modulen	60
6.1.4. Beeinflussung der Kopfbewegung durch die Laserkrone	61
6.1.5. Alternative Messverfahren	62
6.2. Schlussfolgerungen	62
6.3. Ausblick	65
7. Literaturverzeichnis	68
8. Anhang	76
8.1. Software-Programm zur Steuerung und zeitlichen Durchschaltung der Laserdioden-Module sowie zum Auslesen, zur Digitalisierung und Auf- bereitung der Eingangssignale des PSD basierend auf Microsoft® VisualC	76
8.2. Tabellen der translatorischen und rotatorischen Abweichungen (Mittelwert, einfache und doppelte Standardabweichung) für jeden einzelnen Versuchskandidaten	89
9. Danksagungen.....	97
10. Zusammenfassung	98
11. Lebenslauf	100

1. EINLEITUNG

Das Fernröntgenseitenbild (FRS), welches die diagnostische Grundlage der Kephalometrie darstellt, bildet wesentliche Strukturen des Gesichtsschädels, wie zum Beispiel die Dentition, das Mittel- und Untergesicht sowie das Weichgewebsprofil ab. Somit stellt das Fernröntgenseitenbild eines der wichtigsten und in der täglichen Routine am häufigsten verwendeten Hilfsmittel der kieferorthopädischen Diagnostik dar.

Das Fernröntgenseitenbild liefert eine zweidimensionale Abbildung eines dreidimensionalen Körpers, nämlich des Gesichtsschädels. Hieraus ergibt sich ein Informationsverlust über die Gesamtstruktur des Gesichtsschädels, da ein Teil der dritten Dimension – die räumliche Tiefe – aufgrund von Überlagerungen nicht zu erkennen ist. Für den geübten Betrachter erschließen sich bereits viele charakteristische Merkmale des Gesichtsschädels bei rein visueller Betrachtung, ohne eine metrische Auswertung des Fernröntgenseitenbildes vorzunehmen. Allerdings sind die aus dem Fernröntgenseitenbild hervorgehenden Daten so komplex, dass eine Objektivierung der Befunde im Sinne einer metrischen Auswertung des Röntgenbildes und der Vergleich mit entsprechenden, aus Messreihen gewonnenen und objektivierten Daten notwendig werden.

Mit Hilfe kephalometrischer Messungen gewinnt man Aufschluss über die sagittalen und vertikalen Strukturmerkmale des Gesichtsschädels.

Seit Anfang der 90er Jahre des 20. Jahrhunderts konkurrieren zwei Röntgenverfahren zur Erstellung eines Fernröntgenseitenbildes miteinander: zum einen die Röntgenfilm-basierte, konventionelle Kephalometrie, zum anderen die digitale Kephalometrie. Das klassische konventionelle Röntgenverfahren wird zunehmend durch die digitale Kephalometrie abgelöst. Für die Verbreitung der digitalen Kephalometrie sprechen folgende Aspekte: die digitale Kephalometrie erspart die Entwicklung eines Röntgenfilms, die sich als zeit- und arbeitsintensiv darstellt. Weiterhin geht mit der digitalen Kephalometrie eine deutliche Reduktion der Strahlendosis für den Patienten einher.

Grundsätzlich finden beide Röntgenverfahren in der täglichen Praxis ihre Anwendung.

Bei der konventionellen Kephalemetrie erlaubt die kurze, circa 500 Millisekunden betragende Belichtungszeit eine detailgetreue Abbildung des Gesichtsschädels, wobei eine Verzerrung oder ein Verwackeln in der Regel sofort auf dem Röntgenfilm zu erkennen ist. Hierbei muss allerdings eine erhöhte Strahlenexposition des Patienten in Kauf genommen werden.

Das digitale Röntgenverfahren hingegen stellt sich als das für den Patienten schonendere und in der Praxis zeitsparendere Verfahren dar. Dieses Verfahren beinhaltet im Gegensatz zur konventionellen Kephalemetrie einen wesentlichen Nachteil. Der technische Ablauf bei der Erstellung eines digitalen Fernröntgenseitenbildes erfolgt analog zu einem Scanner. Der Gesichtsschädel wird vom Röntgenstrahl zeilen- oder spaltenweise abgelesen. Diese technische Besonderheit muss mit einer verlängerten Aufnahmedauer ausgeglichen werden. Die Aufnahmedauer beträgt in Abhängigkeit vom Hersteller des digitalen Röntgengerätes circa 15 Sekunden.

Das Ziel dieser Arbeit war es, die motorische Unruhe des Schädels möglichst berührungsfrei zu ermitteln, deren Auswirkung auf die digitale Kephalemetrie zu untersuchen und anhand ausgewählter kephalometrischer Messpunkte und Messwerte zu dokumentieren. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollten dazu Patienten einer Simulationsaufnahme eines digitalen Fernröntgenseitenbildes unterzogen werden. Während der simulierten Röntgenaufnahme wurde die motorische Unruhe des Kopfes aufgezeichnet, um anschließend in einem zweiten Schritt eine Übertragung der gewonnenen Daten der unwillkürlichen Bewegungen des Kopfes auf ein Computermodell zu ermöglichen. Das Computermodell des Gesichtsschädels sollte entsprechend der motorischen Unruhe bewegt werden. Danach sollte die metrische Auswertung der erzielten Computermodelle analog zur Auswertung eines digitalen Fernröntgenseitenbildes erfolgen, um auf diese Weise einen Aufschluss über die Abweichungen der Messpunkte und Messwerte unter Berücksichtigung der motorischen Unruhe zu erhalten.

2. LITERATURÜBERSICHT

2.1. Die Entstehung der Fernröntgenseitenbild-Aufnahme

Im Jahr 1931 entwickelten unabhängig voneinander Hofrath [36] in Deutschland und Broadbent [11] in den USA die aus der Kardiologie übernommene Technik zur Erstellung von Fernröntgenseitenbildern. Vor dieser Zeit waren allenfalls Photographien zur Vermessung von lebenden Menschen einsetzbar. Weitergehende Untersuchungen an den inneren und äußeren Strukturen waren nur am mazerierten Schädel möglich.

Mit der von Hofrath und Broadbent vorgeschlagenen Technik konnten nun die wichtigsten kieferorthopädisch relevanten Strukturen des Gesichtsschädels auf einer Aufnahme sichtbar gemacht werden. Das erzielte Fernröntgenseitenbild lieferte eine nahezu verzerrungsfreie und annähernd größenrichtige Darstellung des Schädels in der so genannten Norma lateralis, der Darstellungsebene der seitlichen Ansicht.

2.2. Grundlagen der Fernröntgenseitenbild-Aufnahme

Um eine diagnostische Beurteilung von sagittalen und vertikalen Strukturelementen des Gesichtsschädels zu erhalten, ist eine Darstellung des Schädels in der Seitansicht notwendig.

Alle Strukturen des Schädels sollen möglichst scharf und größengetreu abgebildet werden. Filmnahe Strukturen werden jedoch kleiner und schärfer dargestellt als Strukturen, die einen größeren Abstand zum Film aufweisen (s. Abb. 1).

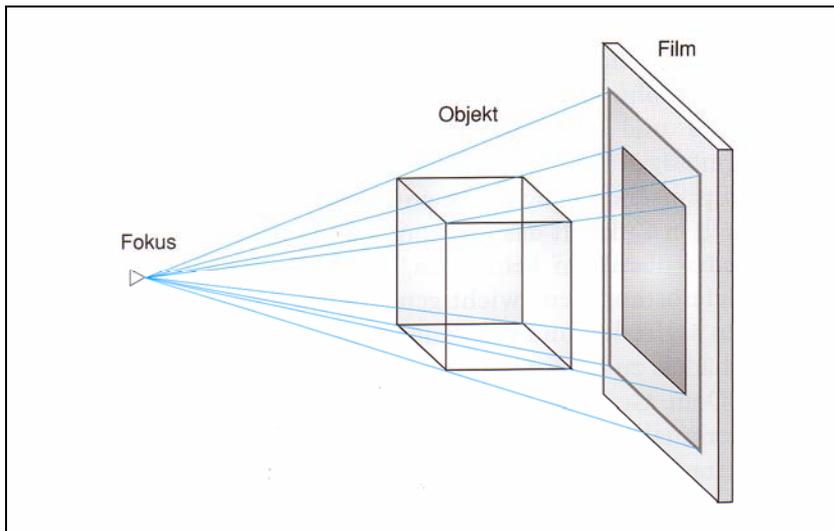


Abbildung 1: Bei der Abbildung eines dreidimensionalen Objekts kommt es aufgrund der Strahlendivergenz zu einer stärkeren Vergrößerung der filmfernen als der filmnahen Strukturen (nach Pasler et al [56]).

Hinzu kommt das Phänomen des so genannten Parallaxenfehlers. Aufgrund der Tatsache, dass es sich bei dem menschlichen Schädel um ein dreidimensionales Objekt handelt, lässt sich ein unterschiedlicher Abstand der anatomischen Strukturen zur Filmebene bzw. zur Strahlenquelle nicht vermeiden. Vor allem für paarig angelegte Strukturen des Schädels wie zum Beispiel den Ramus mandibulae ergeben sich selbst bei exakter anatomischer Übereinstimmung auf dem Röntgenbild stets Doppelkonturen, die ihren Ursprung in der unterschiedlichen Vergrößerung von filmnahen und filmfernen Strukturen haben (Ahlqvist et al [1]). Um diesen Parallaxenfehler so gering wie möglich zu halten, muss die Divergenz der Röntgenstrahlen reduziert werden. Dies wird erreicht, indem der Abstand zwischen Strahlenquelle und Objekt möglichst groß und der Abstand zwischen Objekt und Film möglichst gering gewählt wird (s. Abb. 2).

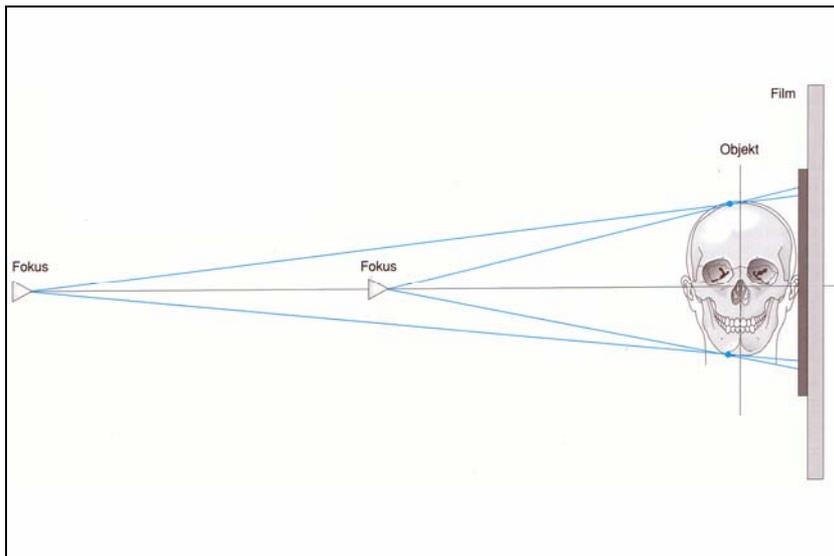


Abbildung 2: Durch die Vergrößerung des Fokus-Film-Abstandes kann die Divergenz des Strahlenbündels stark herabgesetzt werden. Zur Erzielung einer optimalen Abbildungsqualität muss der Kopf bei der Aufnahme möglichst nah an der Filmebene angeordnet werden (nach Pasler et al [56]).

Ein physikalisches Problem steht jedoch dem Versuch eines möglichst großen Abstandes zwischen Strahlenquelle und Objekt entgegen: die für die Schwärzung des Röntgenfilms notwendige Energie steigt mit größer werdendem Abstand quadratisch an. Aus diesem Grund hat man sich international auf einen Fokus-Film-Abstand von 1,5 m verständigt. Dies geht mit einer Vergrößerung der Strukturen des Schädels von ungefähr 7 % einher (Athanasiou [4]).

Neben dem Parallaxenfehler kann die Abbildung des Schädels durch den Verzerrungseffekt (Distorsion) verändert werden (Skotnicky [66], Almqvist et al [2]). Als Distorsion bezeichnet man das Phänomen, wenn entweder Objektebene oder Filmebene oder beide nicht senkrecht zum Zentralstrahl ausgerichtet sind (s. Abb. 3).

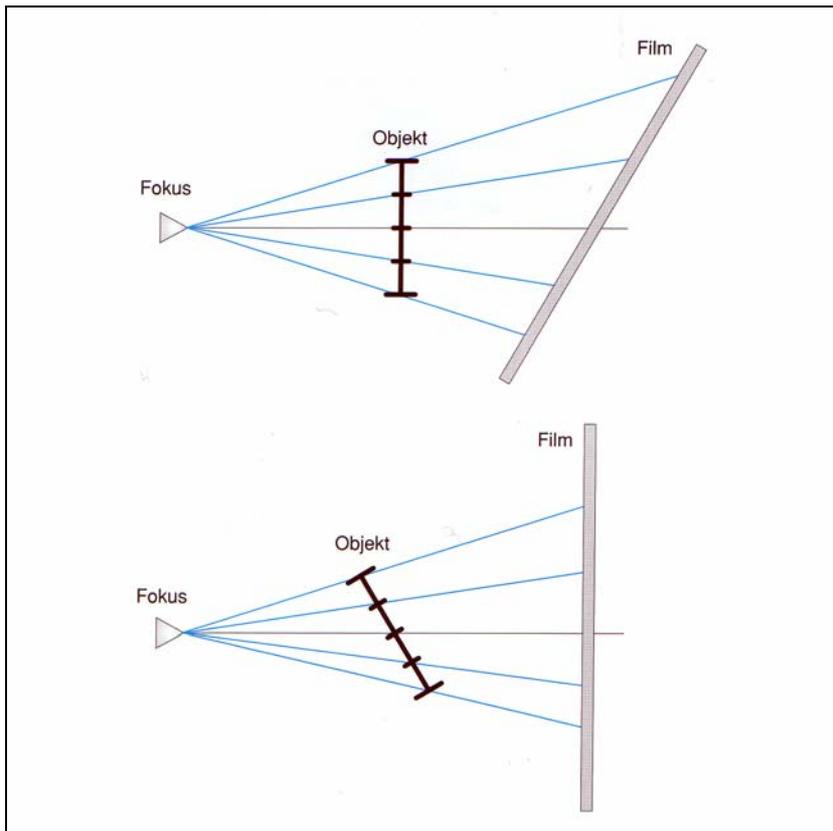


Abbildung 3: Bei der Einstellung des Kopfes ist darauf zu achten, dass sowohl Objektebene als auch Filmebene senkrecht zum Zentralstrahl ausgerichtet sind. Steht die Film- oder die Objektebene nicht senkrecht zum Zentralstrahl, ergeben sich Verzerrungsfehler.

Die senkrechte Ausrichtung der Filmebene zum Zentralstrahl lässt sich relativ einfach über den Einsatz von Filmhaltern und die genaue Justierung der Röntgenröhre erreichen. Schwieriger stellt sich in diesem Zusammenhang die Ausrichtung des Kopfes senkrecht zum Zentralstrahl dar (Eliasson et al [21]). Heutzutage wird üblicherweise ein Kephalostat eingesetzt, der eine reproduzierbare Positionierung des Kopfes senkrecht zum Zentralstrahl ermöglicht (s. Abb. 4). Der Kephalostat besteht aus zwei Ohroliven, die in den äußeren Gehörgang eingeführt werden, sowie einer justierbaren Nasenstütze, die im Bereich der Nasenwurzel angelegt wird. Mit Hilfe dieser Dreipunktstützung lässt sich die Ausrichtung des Kopfes parallel zur Filmebene erreichen. Gleichzeitig schränkt der Kephalostat die Bewegungsfreiheit des Kopfes ein und wirkt somit der vorhandenen motorischen Unruhe entgegen.



Abbildung 4: Positionierung des Patienten im Kephalostaten

Cooke et al [17] kamen in ihren Untersuchungen zu dem Ergebnis, dass die „natürliche Kopfposition“ hochgradig reproduzierbar sei und keine signifikanten Differenzen der Reproduzierbarkeit einer natürlichen Kopfposition mit oder ohne Verwendung der Ohrrollen auftreten. Lundström et al [44] bestätigten diese These und betonten, dass der Patient für eine Fernröntgenaufnahme die „natürliche Kopfposition“ einnehmen solle. Proffit et al [57] und Rakosi [59] unterstrichen, dass die Orientierung des Kopfes während des Fernröntgens sehr große Unterschiede aufweise. Die Autoren hoben zwei Varianten besonders hervor: Die Orientierung des Kopfes nach der Frankfurter Horizontalen parallel zum Boden biete die größtmögliche Reproduzierbarkeit. Die andere Möglichkeit sei die Orientierung im Sinne eines natürlichen Gleichgewichts des Kopfes als „natürliche Kopfposition“.

Um die Lage des Unterkiefers im Schädel korrekt beurteilen zu können, sollte der Patient die habituelle Okklusion einnehmen.

Zur Verminderung der Strahlendosis werden heutzutage Verstärkerfolien in den Filmkassetten eingesetzt.

Zur Darstellung des Weichgewebsprofils als zusätzliche Information zu den knöchernen Strukturen des Schädels wählt man Weichteilfilter, die selektiv in den Strahlen-

gang eingeblendet werden und dort eine gezielte Abschwächung der Strahlung im Bereich des Weichgewebsprofils hervorrufen.

2.3. Digitale Radiographie

Die Grundlage aller Röntgenverfahren besteht in der Tatsache, dass mit einer Röntgenröhre ein homogenes Strahlenfeld erzeugt wird, aus dem bei Durchdringung des Patienten ein so genanntes Strahlenbild entsteht. Dieses Strahlenbild wird bei den konventionellen Röntgentechniken mit einem Röntgenfilm beziehungsweise einer Film-Folien-Kombination aufgezeichnet.

Als digitale Radiographie oder digitales Röntgen werden alle Röntgenverfahren bezeichnet, bei denen das erzeugte Strahlenbild mit einem digitalen Bildempfangssystem sichtbar gemacht wird.

Im Vergleich zur konventionellen Technik bieten digitale Röntgenverfahren einige grundsätzliche Vorteile: digitale Bildempfangssysteme besitzen eine hohe Empfindlichkeit und einen großen Dynamikbereich, so dass mit diesen Systemen eine deutliche Dosisreduktion erzielt werden kann. Digital erzeugte Röntgenbilder sind in der Regel direkt nach der Aufnahme verfügbar. Zeit- und arbeitsintensive Vorgänge wie Filmentwicklung, Dunkelkammerprozess sowie Aufbereitung und Entsorgung von Chemikalien entfallen.

2.3.1. Das digitale Röntgenbild

Ein digitales Röntgenbild entspricht der Zerlegung eines konventionellen Röntgenbildes in ein vorgegebenes Raster von Bildpunkten, den Pixeln (s. Abb. 5). Jedem Feld in diesem Raster wird ein entsprechender Zahlenwert zugeordnet, der einen Grau- oder Farbwert aus einer Palette repräsentiert (s. Abb. 6).

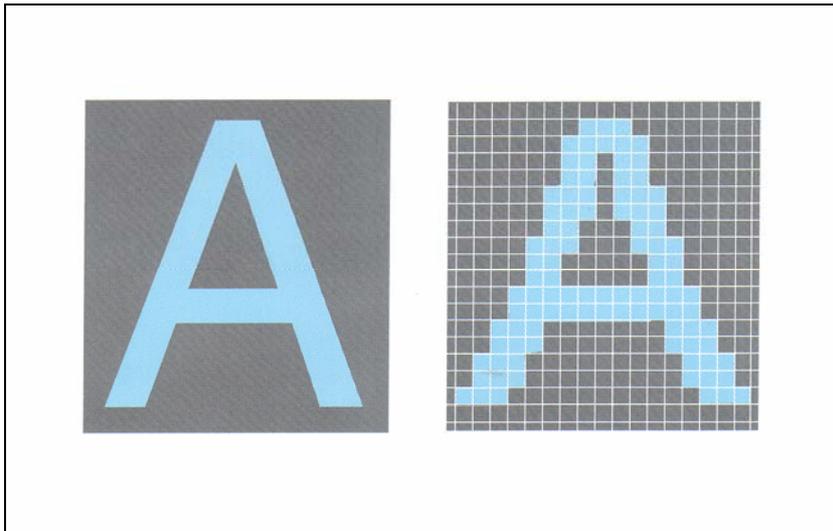


Abbildung 5: Konventionelles und digitales Bild. Ein konventionelles Bild besteht aus einer kontinuierlichen Verteilung von Farbpartikeln in der Bildebene. Ein digitales Bild beruht dagegen auf der Zerlegung der Bildebene in Rasterzellen (nach Pasler et al [56]).

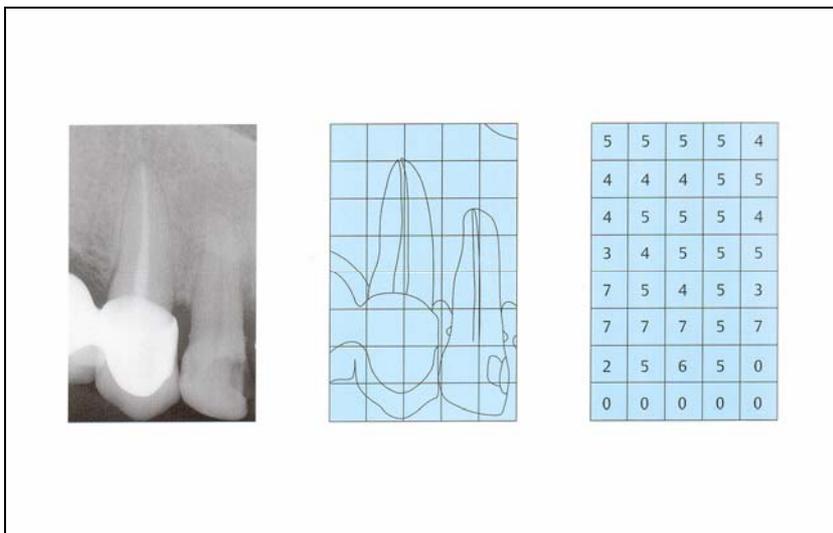


Abbildung 6: Die Digitalisierung eines Bildes lässt sich veranschaulichen, indem man dem Bild zunächst ein Pixelraster überlagert. Dann wird für jedes Pixel der mittlere Grauwert bestimmt und einem Wert aus einer vorgegebenen Grauwertpalette zugeordnet (nach Pasler et al [56]).

Dem digitalen Röntgenbild sind Grenzen in Bezug auf den Detailreichtum in der Ortsauflösung sowie auf die Grau- und Farbunterschiede gesetzt. Wie in Abbildung 5 zu erkennen ist, werden schräge Linien als „Treppenstufen“ dargestellt. Gleichzeitig werden die Grau- und Farbwerte aus einer vorgegebenen Palette ausgewählt; Zwischenfarben sind nicht vorhanden. Diese Einschränkungen der Qualität des digitalen Röntgenbildes fallen so lange nicht auf, wie die Pixel klein genug dimensioniert sind

und die vorgegebene Palette der Grau- und Farbwerte groß genug ist (Pasler et al [56]).

2.3.2. Digitale Röntgensysteme auf Basis von Speicherfolien

Anstelle konventioneller Röntgenfilme können auch wieder verwendbare Speicherfolien als Bildempfangssystem eingesetzt werden. Für alle gängigen Bildformate sind heutzutage Speicherfolien erhältlich.

Photostimulierbare Speicherleuchtstoffe haben die Eigenschaft, dass in ihnen durch Röntgenbestrahlung Elektronen in metastabile Zustände übergehen, aus denen sie durch Bestrahlung mit Licht wieder freigesetzt werden können. Bei diesem Vorgang wird Licht einer anderen Wellenlänge emittiert, dessen Intensität proportional zur Strahlendosis ist (von Seggern [65]).

Das erste derartige System wurde im Jahr 1981 von der Firma Fuji Photo Co. vorgestellt (Neitzel [52], Brody [14]).

Der Aufbau einer Speicherfolie ähnelt dem einer Verstärkerfolie bei der konventionellen Röntgentechnik (s. Abb. 7).

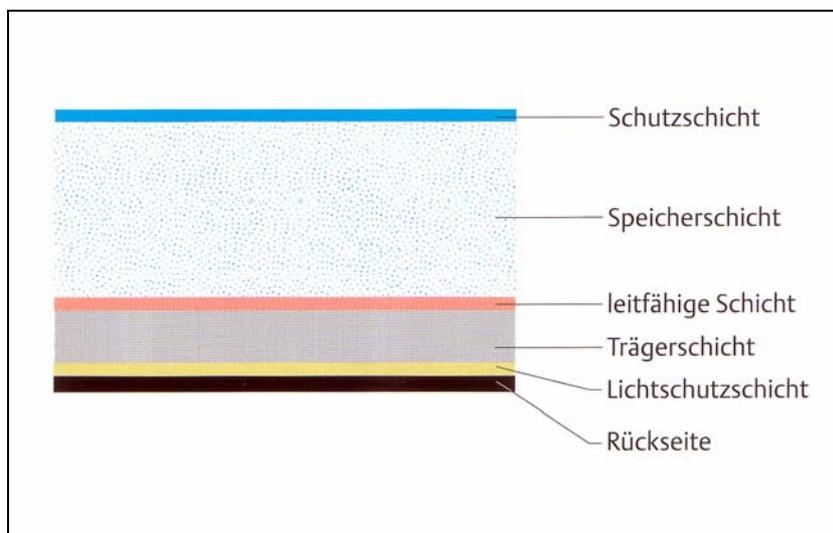


Abbildung 7: Schematischer Aufbau einer Speicherfolie

Der praktische Umgang am Patienten entspricht weitgehend dem Umgang mit dem konventionellen Röntgenfilm.

Nach der Bestrahlung der Folie ist ein verborgenes Bild in der Folie gespeichert. Dieses latente Bild liegt genau wie das latente Bild in einem konventionell belichteten Film analog vor. Es wird mit einem speziellen Laserscanner ausgelesen. Die dort erhaltenen Signale werden mit Hilfe eines Analog-Digital-Wandlers digitalisiert und den entsprechenden Pixeln zugeordnet. Im Anschluss daran erfolgt die Regeneration der Speicherfolie durch intensive Beleuchtung mit sichtbarem Licht; die Speicherfolie steht wieder für die nächste Aufnahme zur Verfügung (s. Abb. 8).

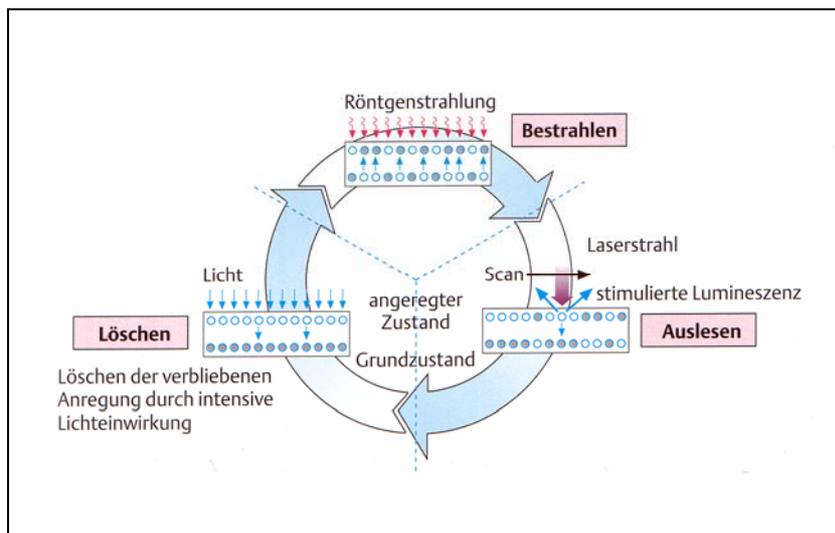


Abbildung 8: Arbeitszyklus einer Speicherfolie (nach Döhning et al [18])

Erstmalig wurden Speicherfolien für Panoramaschicht- und Fernröntgenaufnahmen 1984 verwendet (Kashima et al [40, 41]). Ein Scanner zum Auslesen der latenten Informationen der Speicherfolien stand für alle gängigen Bildformate erst Ende des Jahres 1997 zur Verfügung.

2.3.3. Digitale Röntgensysteme mit Halbleitersensoren

Auf der Grundlage von Halbleitersensoren lassen sich effektive Bildempfangssysteme für die Röntgendiagnostik entwickeln. Deren Kernstück stellen entweder CCD- (charge coupled device) oder APS-CMOS- (active pixel sensor) Systeme dar; diese besitzen auf ihrer Oberfläche eine Vielzahl von Photodioden (Wenzel et al [72, 73]). Man unterscheidet zwischen Flächen- und Zeilensensoren. Flächensensoren finden in der Regel bei kleinformatigen Aufnahmen ihre Anwendung. Dort bilden die Photo-

dioden eine rechteckige Matrix. Bei Zeilensensoren sind die Bildelemente linear in einer oder mehreren Zeilen angeordnet (s. Abb. 9).

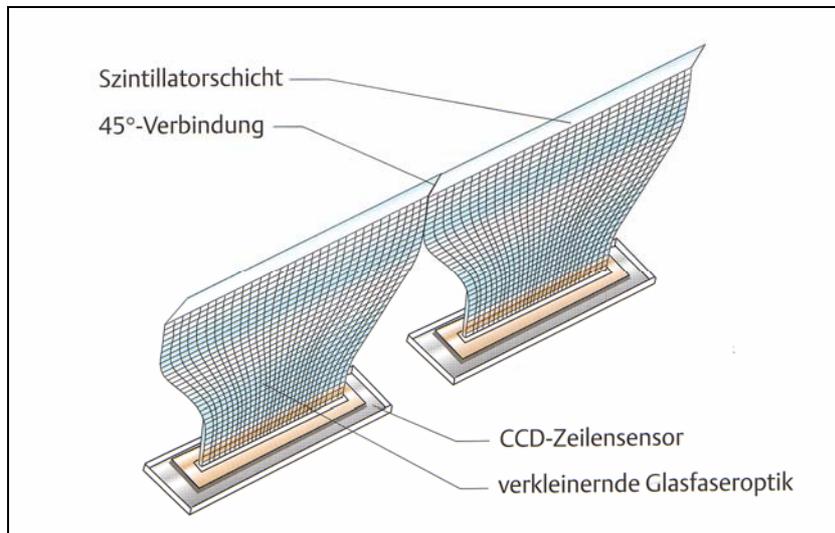


Abbildung 9: Schematischer Aufbau eines Zeilensensors (nach Pasler et al [56])

Mit Hilfe der Photodioden wird die aktive Empfangsfläche bereits in Bildpunkte aufgeteilt, so dass die Zerlegung des Bildes bereits im Detektor stattfindet. Jede Photodiode liefert bei Bestrahlung ein analoges Intensitätssignal, das im Folgenden verstärkt und mittels Analog-Digital-Wandlung in ein digitales Bild transformiert wird.

Einfache Photodioden beziehungsweise Halbleiterchips sind zur Registrierung von Röntgenstrahlung allerdings nicht geeignet, da ihre Effektivität zu gering ist und sie durch Röntgenstrahlung beschädigt werden können. Aus diesem Grund kombiniert man spezielle Halbleiterchips mit einem geeigneten Szintillator (zum Beispiel Gadoliniumoxidsulfid), der durch Röntgenstrahlung zur Emission von sichtbarem Licht angeregt wird.

Erschwerend kommt hinzu, dass gängige CCD-Systeme eine aktive Fläche von weniger als 1 cm² besitzen. Aufwand und Kosten der Produktion steigen mit der Größe der Halbleiterchips überproportional an. Daher werden für großformatige Aufnahmen wie zum Beispiel die Fernröntgenseitenbild-Aufnahme Zeilensensoren verwendet, mit denen die Fläche abgetastet wird (Yaffe et al [74]).

Das erste Gerät zur Erzeugung digitaler Fernröntgenseitenbilder mittels Halbleiterchips wurde 1996 von der Firma Siemens-Dental / Sirona präsentiert. Es kam ein Zeilensensor zur Anwendung, der im Sinne der Slottechnik eingesetzt wurde (s. Abb. 10).

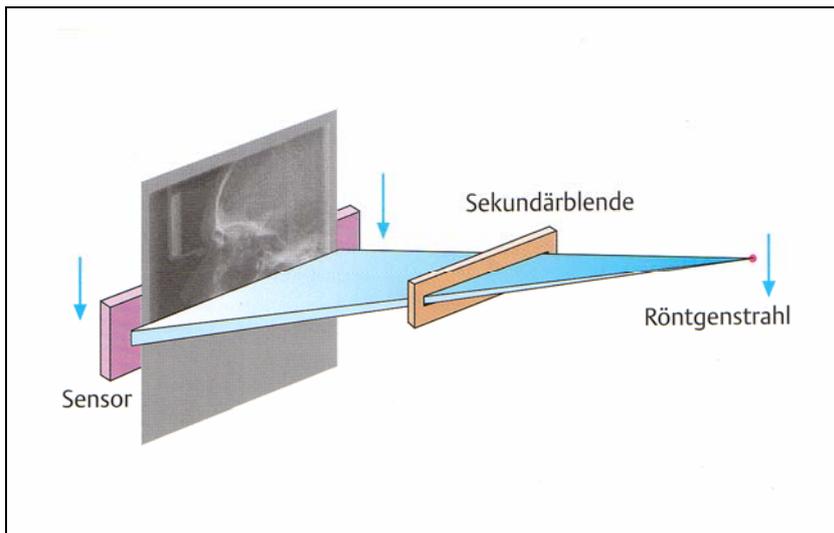


Abbildung 10: Slottechnik (digitale Fernröntgenaufnahme mit einem Zeilensensor)

Ein schmales, fächerförmiges Nutzstrahlbündel und der Zeilensensor werden parallel bewegt. Die Aufnahmezeit für eine Fernröntgenseitenbild-Aufnahme nach dieser Technik beträgt etwa 15 Sekunden. Aus den Zeilensignalen wird dann im Computer das Bild aufgebaut (s. Abb. 11).



Abbildung 11: Digitales Fernröntgenseitenbild

2.3.4. Vergleich digitaler Röntgensysteme auf Basis der Speicherfolie und der Halbleitersensoren gegenüber konventionellen Röntgensystemen

Aufgrund der hohen Empfindlichkeit digitaler Bildempfangssysteme ist es möglich, die Strahlenexposition des Patienten deutlich zu verringern. Bei extraoralen Röntgenaufnahmen wie der Fernröntgenseitenbild-Aufnahme geschieht dies in erster Linie über eine Reduktion der mA-Werte bei den Aufnahmen (Pasler et al [56]). Yousefzadeh et al [77] betonten in ihren Untersuchungen, dass generell eine Dosisreduktion gegenüber konventionellen Röntgenaufnahmen vorhanden sei, diese jedoch bei extraoralen Röntgenaufnahmen geringer ausfalle als bei intraoralen. Bei intraoraler digitaler Radiographie sei eine Dosisreduktion um 60 % bis 70 % zu erwarten; das Ausmaß des strahlensparenden Effektes für extraorale digitale Radiographie betrage maximal 40 %, da das konventionelle Panoramaröntgen und Fernröntgen bereits mit Film-Folien-Kombinationen arbeite, welche eine geringere Strahlendosis zur Folge habe und somit einen kleineren Unterschied zur digitalen Radiographie bewirke.

Weitere Vorteile der digitalen Radiographie sind in der getrennten Optimierung von Bildaufnahme und Bildwiedergabe, der Verbesserung der Bilddarstellung durch Bildverarbeitung, dem Sofortbild und der damit verbundenen Direktbefundung, der digitalen Bildspeicherung und Bildübertragung sowie der verlustfreien Reproduzierbarkeit der Bilder zu sehen (Prokop et al [58], Farman et al [22], Wenzel et al [73]). Hinzu kommen die nicht mehr notwendige Aufbereitung des Röntgenfilms mittels Chemikalien und die schnellere Verfügbarkeit des Bildes (Döler et al [19]).

Moore [50] nennt ebenfalls diese Vorteile und stellt ihnen folgende Nachteile gegenüber: hohe Anschaffungskosten für das digitale Röntgengerät, eine im Vergleich zur konventionellen Radiographie geringere Bildqualität, Empfindlichkeit der digitalen Sensoren auf mechanische Beanspruchung sowie ein zur Bildaufbereitung und Befundung notwendiges Computernetzwerk in der zahnärztlichen Praxis.

Die Bildqualität wird in der digitalen Radiographie sowohl durch die Eigenschaften des zugrunde liegenden analogen Bildes als auch durch die digitale Abtastung und Verarbeitung beeinflusst. Intensität, Kontrast und Schärfeeindruck sind durch geeignete Bildverarbeitung grundsätzlich in weiten Grenzen veränderbar (Van der Stelt [71]). Lediglich das Bildrauschen begrenzt die Detailgenauigkeit in der digitalen Ra-

diographie, da Details, die klein oder kontrastschwach sind, im Rauschuntergrund verschwinden.

Heutzutage werden bereits 40 % aller radiologischen Untersuchungen mit Hilfe digitaler Röntgensysteme durchgeführt (Neitzel [52]). Moore [50] erwähnt für den nordamerikanischen Raum eine Verbreitung der digitalen Radiographie von nur 19 %, wobei er eine deutliche Zunahme innerhalb der letzten zwei Jahre beobachtet.

Zwei unterschiedliche Prinzipien des Fernröntgens finden ihre Anwendung. Beim digitalen Fernröntgen auf Halbleiterbasis wird das bereits erwähnte Prinzip der Slottechnik angewandt. Das Prinzip des filmbasierten Fernröntgens, sei es auf Basis der Speicherfolie oder als konventionelles Fernröntgen, bildet hingegen das gesamte Objekt mit einem Strahlenbündel direkt auf dem Röntgenfilm ab (s. Abb. 12).

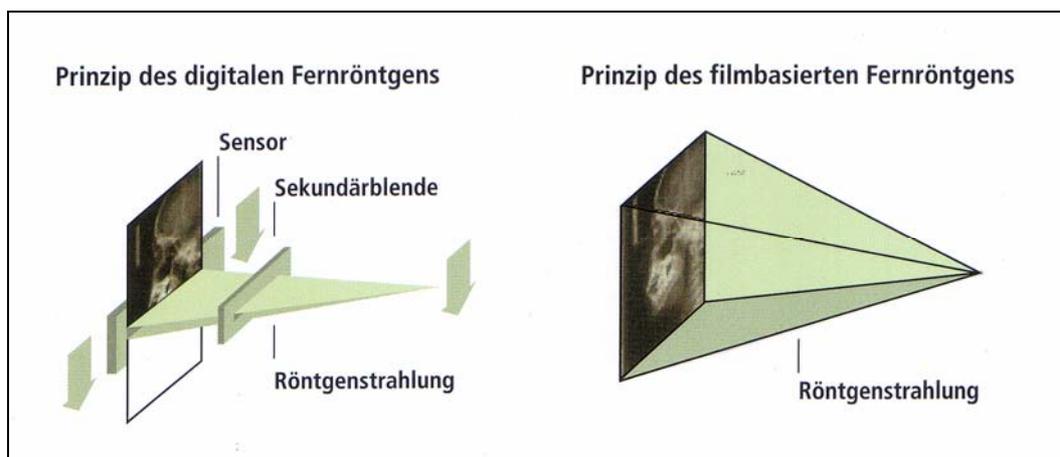


Abbildung 12: Vergleich des filmbasierten Fernröntgens mit der digitalen Slottechnik

Im Jahr 1996 kamen Forsyth et al [24, 25] zu dem Ergebnis, dass digitale Fernröntgenseitenbilder grundsätzliche Vorteile hinsichtlich Reduktion der Strahlendosis, Speicherung und Übertragung der Daten sowie einer nachfolgenden automatischen Auswertung der Röntgenbilder am Computer bei einer entsprechenden Auflösung der Bilder auf dem Monitor bieten. In einer sich anschließenden Studie führte dasselbe wissenschaftliche Team aus, dass die Bildauflösung der digital erzeugten Röntgenbilder geringer sei als die konventioneller Röntgenbilder und dass die Bildqualität abhängig sei von der Pixelanzahl und der Anzahl der Grau- bzw. Farbstufen [Forsyth et al [25], Moore [50]].

Bei der Untersuchung der direkten digitalen Kephalemetrie auf der Basis des Siemens® Orthophos Ceph konnten Gottfredsen et al [28] nachweisen, dass unterschiedliche Pixelwerte die Bildauflösung und Bildqualität nur geringfügig beeinflussen und eine höhere Pixelzahl nicht zwangsläufig mit einer besseren Auflösung und Qualität gleichzusetzen sei. Der Vergleich der Zuverlässigkeit in der Lokalisation kephalometrischer Messpunkte zwischen konventioneller Röntgentechnik und digitaler „low-cost“-Röntgentechnik zeigt eine mangelnde Auflösung des digitalen Verfahrens, welche die Bildqualität und die Messgenauigkeit beeinflusst (Macri et al [45]).

Im Vergleich digitaler Röntgensysteme untereinander zeigen sich zunächst folgende allgemeine Unterschiede: Während Röntgensysteme auf Halbleiterbasis einen starren Sensor erfordern, einen Kabelanschluss an einen Computer benötigen, gleichzeitig aber die sofortige Verfügbarkeit des Röntgenbildes ermöglichen und eine hohe Ortsauflösung aufweisen, sind Röntgensysteme auf Basis der Speicherfolie durch eine flexible Speicherfolie, eine vom Computer unabhängigen Aufnahme und einen erhöhten Zeitbedarf für den anschließenden Scanprozess charakterisiert. Speziell für den Bereich extraoraler Röntgenaufnahmen lässt sich die starke mechanische Beanspruchung der empfindlichen Speicherfolien festhalten. Im Gegensatz zu Systemen auf Halbleiterbasis ist dieses System ohne großen Aufwand in bereits vorhandene Röntgeneinrichtungen integrierbar. Eine Nachrüstung vorhandener Geräte zur Nutzung als digitale Systeme auf Halbleiterbasis ist dagegen nur sehr bedingt möglich.

2.4. Kephalemtrische Analyse

Als Ergebnis eines konventionellen und eines digitalen Fernröntgenseitenbildes erhält man ein Summationsschattenbild, welches eine zweidimensionale Darstellung des dreidimensionalen Schädels zeigt, wobei räumliche Überlagerungen anatomischer Strukturen auftreten.

2.4.1. Kephalemtrische Messpunkte

Zur metrischen Auswertung des Fernröntgenseitenbildes werden spezielle Messpunkte eingezeichnet, die anatomische Strukturen repräsentieren. Grundsätzlich sollten die gewählten Messpunkte alle relevanten Bereiche des Gesichtsschädels be-

rücksichtigen, die Schädelbasis, das Mittelgesicht, das Untergesicht und die Dentition. Ausgehend von diesen Messpunkten werden kephalometrische Bezugslinien definiert, die im Folgenden eine Auswertung von Strecken, Winkeln und Streckenverhältnissen ermöglichen.

Ein Beispiel für die Einzeichnung kephalometrisch relevanter Messpunkte und Bezugslinien liefert Abbildung 13.

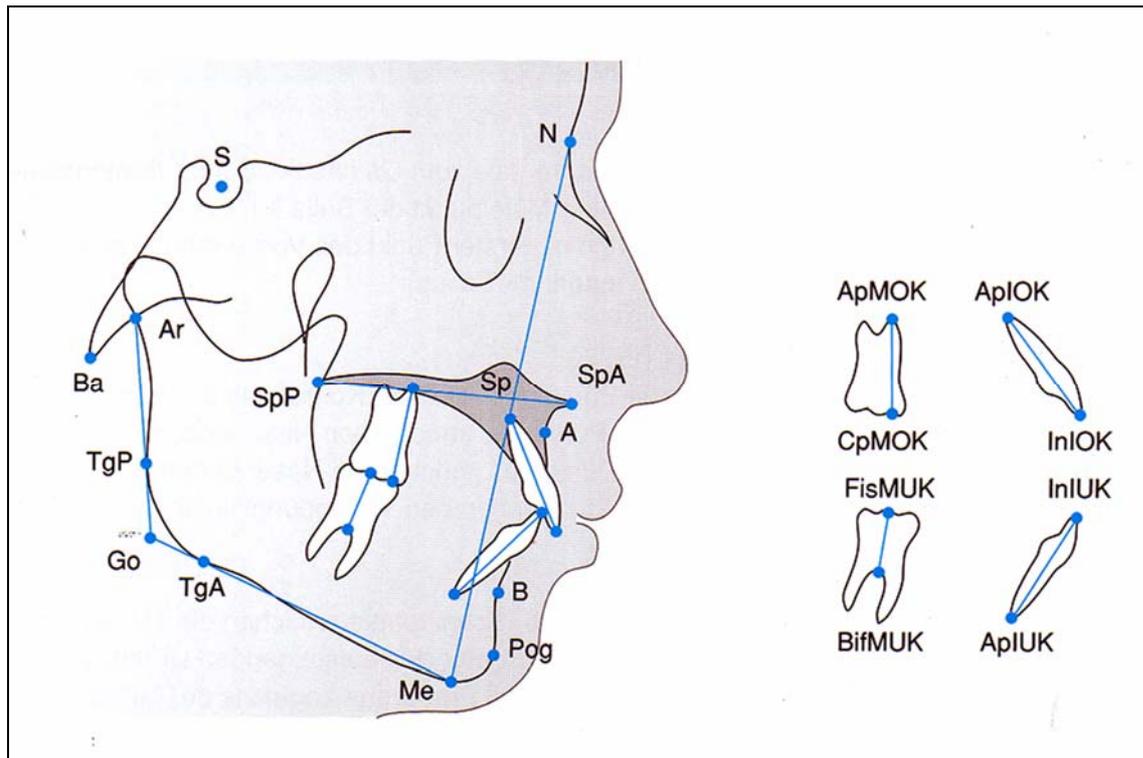


Abbildung 13: Kephalemtrische Messpunkte (nach Drescher [20])

Die kephalemtrischen Messpunkte lassen sich in vier Gruppen unterteilen (Drescher [20], Jacobson [39]):

- Anatomische Messpunkte: Hierbei handelt es sich um eindeutig zu bestimmende Punkte, die durch anatomische Strukturen gekennzeichnet sind, wie zum Beispiel der Punkt Nasion durch die Sutura frontonasalis.
- Anthropologische Messpunkte: Diese Punkte stellen Extrempunkte anatomischer Strukturen dar. Diese sind prinzipiell keine anatomisch exakt definierten Punkte, da sie von der Neigung des Kopfes abhängig sind. Als Beispiel dient der Punkt Pogonion, der vorspringendste Punkt des knöchernen Kinns.

- Konstruierte Messpunkte: Diese Messpunkte ergeben sich aus einer geometrischen Konstruktion heraus, zum Beispiel der Punkt Gonion als Schnittpunkt der Unterkiefertangenten.
- Röntgenologische Messpunkte: Röntgenologische Messpunkte stellen streng genommen anatomisch nicht existente Punkte dar. Sie entstehen aufgrund der Überlagerung dreidimensionaler anatomischer Strukturen auf dem zweidimensionalen Röntgenbild. Als Beispiel dient der Punkt Articulare, der Schnittpunkt zwischen dem Hinterrand des aufsteigenden Unterkieferastes und dem Unterrand der Schädelbasis.

In der folgenden Tabelle sind wesentliche kephalometrische Messpunkte aufgeführt, wobei eine Unterteilung anhand des Schädelaufbaus und nicht nach der Zugehörigkeit zu einer der vier oben erwähnten Gruppen vorgenommen wird (nach Drescher [20]).

Tabelle 1: Kephalmetrische Messpunkte, eingeteilt nach dem Schädelaufbau

Bezeichnung	Abkürzungen	Beschreibung
Schädelbasis		
Nasion	N	Übergang Os frontale zum Os nasale, Sutura frontonasalis
Sella	S	geometrischer Mittelpunkt der Sella turcica
Basion	Ba	unterster und hinterster Punkt des Vorderrandes des Foramen magnum
Oberkiefer		
A-Punkt	A	hinterster Punkt der vorderen Kontur des Oberkiefer-Alveolarfortsatzes
Spina nasalis anterior	SpA	vorderster Punkt des knöchernen Nasenbodens
Spina nasalis posterior	SpP	hinterster Punkt des knöchernen Nasenbodens
Unterkiefer		
Articulare	Ar	röntgenologischer Schnittpunkt zwischen dem Unterrand des Clivus und der hinteren Kontur des aufsteigenden Unterkieferastes
Tangentenpunkt posterior	TgP	hinterster Punkt des Processus angularis der Mandibula

Tangentenpunkt anterior	TgA	unterster Punkt des Processus angularis der Mandibula
Gonion	Go	Kieferwinkelpunkt, Schnittpunkt der Tangenten des horizontalen und vertikalen Unterkieferastes
Menton	Me	unterster Punkt der Unterkiefersymphyse, tiefster Punkt des knöchernen Kinns
Pogonion	Pog	vorderster Punkt der Unterkiefersymphyse, knöcherner Kinns Spitze
B-Punkt	B	hinterster Punkt der vorderen Kontur des Unterkiefer-Alveolarfortsatzes
Dentition		
Apicale Incisivus des Oberkiefers	ApIOK	Wurzelspitze des oberen mittleren Schneidezahnes
Incisale Incisivus des Oberkiefers	InIOK	Schneidekante des oberen mittleren Schneidezahnes
Incisale Incisivus des Unterkiefers	InIUK	Schneidekante des unteren mittleren Schneidezahnes
Apicale Incisivus des Unterkiefers	ApIUK	Wurzelspitze des unteren mittleren Schneidezahnes
Apicale Molar des Oberkiefers	ApMOK	Spitze der mesialen Wurzel des oberen ersten Molaren
Cuspidale Molar des Oberkiefers	CpMOK	Spitze des mesiobukkalen Höckers des oberen ersten Molaren
Fissur Molar des Unterkiefers	FisMUK	Querfissur des unteren ersten Molaren
Bifurcatio Molar des Unterkiefers	BifMUK	Bifurkation des unteren ersten Molaren

Abgeleitet aus diesen Messpunkten ergeben sich kephalometrische Parameter, welche in der folgenden Tabelle dargestellt sind:

Tabelle 2: Kephalmetrische Messwerte (nach Drescher [20])

Parameter	Mittelwert
SNA	82,0° +/- 3°
SNB	80,0° +/- 3°
ANB	2,0° +/- 2°
NSBa	130,0° +/- 6°
NL-NSL	8,5° +/- 3°

ML-NSL	32,0° +/- 6°
ML-NL	23,5° +/- 3°
NSp / SpMe	79,0 % +/- 5%
ArGoMe	126,0° +/- 10°
IOK-IUK	131,0° +/- 6°
IOK-NL	112,5° +/- 3°
IOK-NA	22,0° +/- 3°
IUK-ML	90,0° +/- 3°
IUK-NB	25,0° +/- 3°
Pog-NB	4,0 mm +/- 2 mm

Schmuth et al [63] heben bei ihren Untersuchungen besonders hervor, dass aus der statistischen Sichtweise die Mittelwerte der kephalometrischen Parameter nicht einfach auf den individuellen Einzelfall übertragbar seien; vielmehr müssen Faktoren wie Alter, Rasse und Geschlecht zusätzlich Berücksichtigung finden.

2.4.2. Fehler bei der Bestimmung von Messpunkten

Die Einzeichnung kephalometrischer Messpunkte in das Fernröntgenseitenbild, die zu einer metrischen Auswertung von Strecken und Winkeln führt, ist mit verschiedenen Fehlern verbunden. Bereits im Jahr 1960 machten Yen [75] und folgend im Jahr 1966 Broadway et al [12] auf diese Problematik aufmerksam. Ihre Ergebnisse wurden in den folgenden Jahren durch die ausführlichen Untersuchungen von Altuna et al [3], dessen Forschergruppe bei der kephalometrischen Auswertung Messfehler vorfanden, die die anatomische Variationsbreite deutlich übertrafen, von Na et al [51] sowie von Buschang et al [15] bestätigt.

Diese unterschiedlichen Fehler lassen sich in drei Gruppen einteilen (Baumrind et al [7, 8], Houston [37]):

- Radiographische Fehler: Hierunter sind sämtliche röntgentechnisch und projektorisch bedingten Fehler zu verstehen. Diese Gruppe beinhaltet somit den Parallaxenfehler oder die Distorsion.
- Identifikationsfehler: Identifikationsfehler treten immer dann auf, wenn eine anatomisch relevante Struktur nicht korrekt interpretiert und erkannt wird.

- Messfehler: Diese Fehler entstehen bei der Erfassung des Messwertes, wenn zum Beispiel das Messlineal nicht korrekt abgelesen wird und die resultierende Vergrößerung des Fernröntgenseitenbildes bei der Auswertung von Strecken und Verhältnissen nicht berücksichtigt wird.

Nach Broch et al [13] hängt die Zuverlässigkeit für die Lokalisation von relevanten Messpunkten im Wesentlichen von fünf Faktoren ab:

- den charakteristischen anatomischen Strukturen,
- der technischen Qualität des Röntgenfilms,
- der Unschärfe der anatomischen Strukturen, verursacht zum Beispiel durch eine Bewegung des Kopfes während der Röntgenaufnahme,
- der Präzision der Einzeichnungsmethode und
- der Genauigkeit und dem Wissensstand des Untersuchers.

Houston und Mitarbeiter [37, 38] konnten in ihren Untersuchungen nachweisen, dass der Anteil radiographischer Fehler am Gesamtfehler gering sei. Gleichzeitig kamen sie zu der Schlussfolgerung, dass radiographische Fehler, Identifikations- und Messfehler zusammen im Vergleich zur Variationsbreite der anatomischen Strukturen der von ihnen untersuchten Patienten als gering zu bewerten seien. Die radiographisch bedingten Fehler ließen sich dabei durch geeignete technische Ausstattung der Röntgengeräte auf ein absolutes Minimum reduzieren (Houston et al [38], McWilliam et al [46]).

Ein wesentlich größerer Anteil am Gesamtfehler ist dem Identifikationsfehler zuzurechnen (Stabrun et al [67], Björk et al [10]). Björk et al [10] wiesen in ihrer Studie nach, dass die Einzeichnung von Referenzpunkten in Fernröntgenseitenbilder zur Messung von Winkeln mit einem Fehler behaftet sei, dessen Größe dieselbe Wertigkeit aufweise wie eine Winkelmessung ohne Referenzpunkte. Miethke [48] konnte 1989 nachweisen, dass sich generell bei der Einzeichnung kephalometrischer Messpunkte eine sehr variable Lokalisationsgenauigkeit ergebe, deren Abweichung vom Normwert allerdings noch tragbar sei. Dies trete in besonderem Maße bei anatomisch schwer zu identifizierbaren Strukturen auf. Athanasiou et al [5] zeigten in ihren Untersuchungen, dass jeder kephalometrische Messpunkt seine eigene Charakteris-

tik und Varianz hinsichtlich der Lokalisationsgenauigkeit besitze. Miethke [48] maß zusätzlich einen großen intra- und interindividuellen Fehler bei der Auswertung der Röntgenbilder durch verschiedene Untersucher. Athanasiou et al [5] hingegen fanden nur für 19 % der kephalometrischen Messpunkte bei der Auswertung der Fernröntgenseitenbilder durch verschiedene Behandler interindividuelle Fehler. Midtgard et al [47] kamen 1974 zu dem Ergebnis, dass intra- und interindividuelle Messungen bei zwei unterschiedlichen Untersuchern mit gleichem Wissensstand keine signifikant großen Fehler produzieren. Die Untersuchungen von Hägg et al [30] ergaben ebenfalls nur einen geringen intraindividuellen Fehler für jeden Untersucher bei der Bestimmung der dentalen und skelettalen kephalometrischen Messpunkte sowie bei der Winkelmessung.

Baumrind et al [7, 8] zeigten in ihren Untersuchungen, dass Messpunkte, die sich an Spitzen anatomischer Strukturen wie das Nasion befinden, wesentlich leichter zu identifizieren seien als solche, die an Krümmungen anatomischer Strukturen wie der A-Punkt liegen. Auch Baumrind betonte die Abhängigkeit zwischen Lokalisationsgenauigkeit und persönlichem Wissensstand sowie Übungsgrad der jeweils auswertenden Person. Gravely et al [29] wies ebenfalls diese Abhängigkeit nach und betonte die große Variationsbreite zwischen den verschiedenen kephalometrischen Messpunkten bei deren Lokalisation. So konnte Freisfeld [26] bei ihren Untersuchungen zum Beispiel intra- und interindividuelle Abweichungen von bis zu 6 mm bei der Einzeichnung des B-Punktes feststellen, während in Analogie zu Baumrind die Einzeichnung des Nasions aufgrund seiner guten Erkennbarkeit mit einer deutlich geringeren Abweichung behaftet sei. Die These, anatomisch schwer definierbare Messpunkte seien mit einer größeren Abweichung bei der Einzeichnung verbunden, wurde durch die Untersuchungen von Miller et al [49] zu Streckenmessungen im Oberkiefer bestätigt. Ihre Ergebnisse zeigten Unterschiede von bis zu 15 % für intraindividuelle Messungen und bis zu 35 % für interindividuelle Messungen. In einer sich anschließenden Studie konnten Savara et al [61] die gefundenen Messergebnisse für Streckenmessungen im Unterkiefer bestätigen. Schmuth et al [62] konnten bei ihren Untersuchungen zur Genauigkeit des ANB-Winkels eine hohe Lokalisationsstreuung der eingezeichneten Messpunkte A- und B-Punkt zeigen, die teilweise mit einem Überschreiten der Normwerte verbunden sei. Battagel [6] kam zu dem Ergebnis, dass Fehler, die in Verbindung mit Distanzmessungen stehen, größer seien als solche, die mit einzelnen Messpunkten assoziiert seien.

Aus den Untersuchungen von Baumrind et al [7], Stabrun et al [67] und Broch et al [13] geht hervor, dass die Lokalisationsgenauigkeit für Nasion, A-Punkt, B-Punkt und Pogonion insbesondere in vertikaler Richtung nachlasse und der Identifikationsfehler ansteige. Unterstützt wurde diese These durch die Untersuchungen von Nimkarn et al [53].

Trpkova et al [70] gelangten in ihrer Metaanalyse zu dem Schluss, dass gerade die kritischen kephalometrischen Messpunkte A-Punkt und B-Punkt aufgrund ihres geringen Fehlers in x- und y-Richtung (0,59 mm beziehungsweise 0,56 mm) bei der Identifikation als zuverlässige Parameter anzusehen seien.

Geelen et al [27] fanden signifikante Unterschiede bei der Auswertung von filmbasierten Fernröntgenseitenbildern und digitalisierten Röntgenbildern für mehr als 50 % der 21 Messpunkte. Jedoch sei kein Trend zu verzeichnen, der eine von beiden Methoden reproduzierbarer erscheinen lasse. Insgesamt ist die Reproduzierbarkeit der Messpunkte bei den digitalisierten Röntgenbildern geringer als die der filmbasierten (Forsyth et al [23]). Schulze et al [64] wiesen vergleichbare Fehler für digitale und filmbasierte Röntgenbilder nach. Insbesondere hoben sie hervor, dass in der kritischen vertikalen Richtung keine grundlegenden Unterschiede bei der Präzision und Reproduzierbarkeit der kephalometrischen Messpunkte festzustellen seien. Chen et al [16] konnten ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen Fernröntgenseitenbildern basierend auf konventioneller Röntgentechnik und solchen basierend auf digitaler Röntgentechnik feststellen. Grundsätzlich sei die Zuverlässigkeit digitaler Röntgenbilder vergleichbar mit konventionellen Röntgenfilmen, jedoch zeige sich bei anatomisch schwer erkennbaren Strukturen eine geringere Zuverlässigkeit digitaler Röntgenbilder. Diese Thesen wurden durch die Ergebnisse von Ongkosuwito et al [54] bestätigt. Nach Athanasiou et al [4, 5] ist der radiographische Fehler bedingt durch die digitale Aufnahmetechnik geringer einzustufen als der Identifikationsfehler, wobei keine allgemeine Aussage für alle Messpunkte zutrefte. Vielmehr habe jeder Messpunkt seine eigene Variationsbreite. Signifikante Unterschiede bei der Bestimmung und Einzeichnung der Messpunkte traten nach seinen Untersuchungen nur bei sieben von 34 Messpunkten auf. Gleichzeitig stellte er fest, dass durch wiederholtes Einzeichnen keine Verbesserung des Ergebnisses im Sinne eines Trainingseffektes der Untersucher zu erzielen sei. Hagemann et al [31] zeigten, dass die Lokalisationsgenauigkeit der digitalen Fernröntgentechnik auf Basis der Lumineszenzradio-

graphie im Vergleich zur konventionellen Fernröntgentechnik mindestens gleichwertig und teilweise signifikant besser sei. Gleichzeitig werde eine Dosisreduktion gegenüber den konventionellen Röntgenaufnahmen von circa 24 % erzielt.

Rudolph et al [60] sowie Nimkarn et al [53] gingen in ihren Untersuchungen der Frage nach, ob ein signifikanter Unterschied zwischen der manuellen Identifikation der kephalometrischen Messpunkte und einer automatischen, computergestützten Identifikationsmethode vorliege, und kamen zu dem Ergebnis, dass unter den jeweiligen Versuchsbedingungen keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Methoden zu finden seien. Nach Stamm et al [68] nimmt eine computergestützte, automatisierte Auswertung von Fernröntgenseitenbildern in 85 % der Fälle eine korrekte Lokalisation kephalometrischer Messpunkte vor. Gleichzeitig betonen die Autoren, dass Grenzen bei kephalometrischen Fragestellungen für den Einsatz von Computern absehbar seien und der Mensch als kontrollierende Instanz weiterhin in Erscheinung treten müsse. Liu et al [43] gelangten ebenfalls zu dem Ergebnis, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen manueller und computergestützter Einzeichnung kephalometrischer Messpunkte vorhanden seien. Halazonetis [32] wies ergänzend darauf hin, dass eine größere Lokalisationsgenauigkeit bei der Einzeichnung kephalometrischer Messpunkte erreicht werden könnte, wenn die computergestützte Analysesoftware so gestaltet sei, dass die Software eine mehrfache Digitalisierung desselben Messpunktes erlaube und anschließend den Mittelwert als wahre Position des Messpunktes annehme.

2.5. Messverfahren zur Aufzeichnung der Kopfbewegungen und die Auswirkung auf die kephalometrische Analyse

Yoon et al [76] führten im Jahr 2001 Versuche zur Auswirkung der Kopfbewegung auf das Fernröntgenseitenbild durch. Diese Versuchsreihen wurden an 17 vollbezahlten Schädeln vorgenommen, wobei der mögliche Projektionsfehler, der durch die Kopffrotation in vertikaler Achsrichtung auftritt, untersucht wurde. Auf den Schädeln wurden acht anatomisch relevante Messpunkte mittels Stahlkugeln markiert; die Schädel wurden anschließend analog zu einer Fernröntgenseitenbild-Aufnahme im Kephalostaten fixiert, wobei jeweils eine bestimmte Rotation zwischen 0° und $\pm 15^\circ$ in vertikaler Richtung vorgegeben wurde. Als Röntgengerät wurde das auf kon-

ventioneller Radiographie basierende PM 2002 Proline der Firma Planmeca[®], Helsinki, Finnland, eingesetzt. Die Röntgenaufnahmen wurden anschließend digitalisiert und mit Quick Ceph Image Pro[™] (Quick Ceph[®] Systems Co, San Diego, Kalifornien) vermessen. Im Ergebnis seien Winkelmessungen mit einem geringeren projektionsbedingten Fehler behaftet als Streckenmessungen. Weiterhin stellten sie fest: Je größer die Anzahl der involvierten kephalometrischen Messpunkte in der Mediansagittalebene zur Bestimmung der Winkel sei, desto kleiner sei der auftretende projektorische Fehler. Horizontale Streckenmessungen nehmen in ihrer Länge ab, wenn der Rotationswinkel des Kopfes zum Röntgenfilm gerichtet zunehme, während der umgekehrte Effekt bei einer Kopfrotation zum Fokus hin auftrete. Horizontale Längenmessungen weisen größere Fehler auf als vertikale Streckenmessungen. Projektionsbedingte Fehler bei senkrechten Längenmessungen steigen mit zunehmendem Abstand von der Rotationsachse an. Zusammenfassend kam die Forschergruppe um Yoon zu dem Ergebnis, dass in Kombination mit Rotation in vertikaler Achsrichtung Winkelmessungen aufgrund ihrer geringeren Fehlerbehaftung sinnvoller für die kephalometrische Auswertung seien als Streckenmessungen.

Tng et al [69] untersuchten, welchen Effekt die Kopfposition während der Fernröntgenseitenbild-Aufnahme auf die Messungen der Winkel SNA, SNB und SNPg habe. Zu diesem Zweck wurden 30 Schädel jeweils in der Frankfurter Horizontalen und anschließend in Winkelgraden zwischen 0° und +/- 30° ausgehend von der Frankfurter Horizontalen in vertikaler Achsrichtung im Kephalostaten orientiert. Die Autoren führten aus, dass sich mit ansteigender Rotation des Schädels signifikante statistische Differenzen für alle drei Winkel zeigen. Insbesondere für den SNB-Winkel und den SNPg-Winkel ergeben sich quantitativ größere Unterschiede, die auch eine klinische Signifikanz besitzen. Für den SNB-Winkel traten Abweichungen bis zu 1,7°, für den SNPg-Winkel bis zu 1,8° vom Normwert der Fernröntgenanalyse nach Björk auf. Eine standardisierte Position des Kopfes während der Fernröntgenseitenbild-Aufnahme sei von grundlegender Bedeutung für die anschließende kephalometrische Auswertung. Veränderungen der Position des Kopfes während der Röntgenaufnahme beeinflussen automatisch die Position anatomisch wichtiger Punkte und nachfolgend die daraus resultierenden Daten.

Hayashi et al [33, 34] entwickelten zwei Messsysteme zur Untersuchung der Bewegung des Unterkiefers in sechs Freiheitsgraden sowie der Bewegung des gesamten Kopfes in sechs Freiheitsgraden. Das zuerst entwickelte System zur Messung der Unterkieferbewegung basierte auf sechs CCD-Kameras, die jeweils mit einem Zeilensensor ausgestattet waren (Hayashi et al [33]). Diese Zeilensensoren maßen die Bewegung des Unterkiefers über acht am Unterkiefer befestigte Laserdioden (s. Abb. 14). Hiermit sei eine Auflösung bezogen auf Translation und Rotation zwischen 0,12 mm und 0,16 mm für alle Zähne und alle knöchernen Messpunkte zu erreichen.

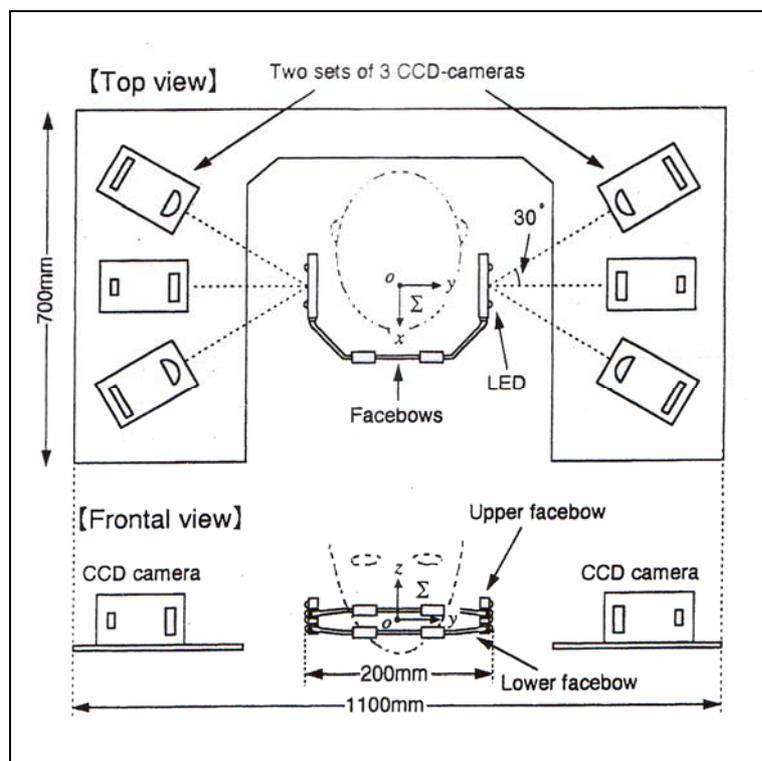


Abbildung 14: Versuchsaufbau Hayashi I

Die folgende Untersuchung zur Bewegung des gesamten Schädels arbeitete mit Hilfe einer Laserkrone, die vier Laserdioden beinhaltete und über eine Kopfkappe fixiert war (Hayashi et al [34]). Zwei PSD-Kameras (position sensitive device) zeichneten die Bewegungen des Kopfes ausgehend von den vier Laserdioden auf (s. Abb. 15). Für alle Messpunkte sei eine räumliche Auflösung von 0,19 mm bezogen auf Translation und Rotation erreichbar.

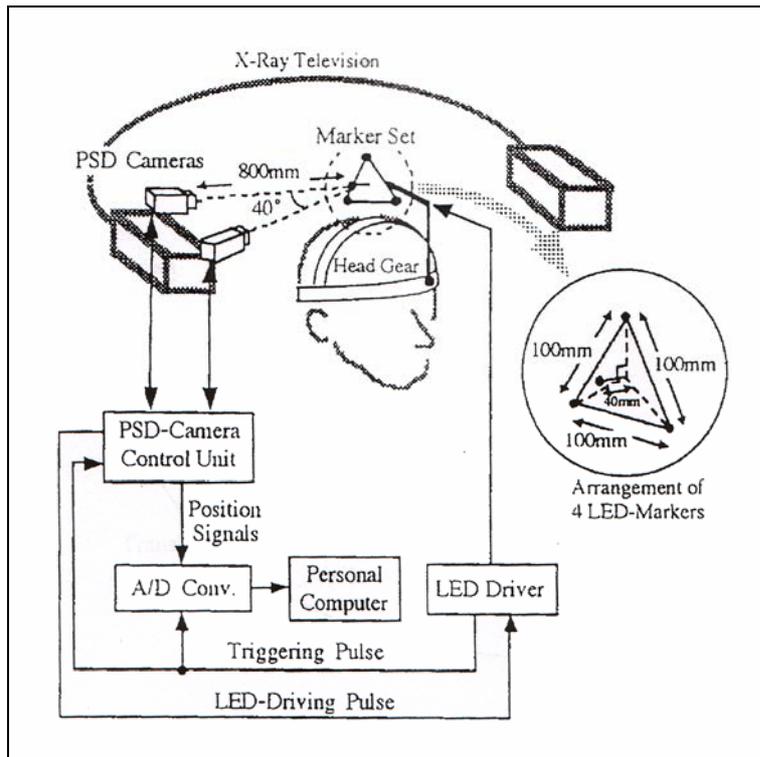


Abbildung 15: Versuchsaufbau Hayashi II

Abschließend seien nochmals die Vorteile durch die Einführung der digitalen Radio-
graphie im Bereich der Fernröntgenseitenbild-Aufnahme aufgezählt:

- Reduktion der Strahlenexposition für den Patienten,
- getrennte Optimierung von Bildaufnahme und Bildverarbeitung,
- Verbesserung der Bilddarstellung durch Bildverarbeitung,
- Sofortbild und Monitorbefundung,
- digitale Bildspeicherung und Bildübertragung,
- verlustfrei reproduzierbare Bilder,
- höherer Patientenkomfort aufgrund der schnelleren Bildverarbeitung und
- Wegfall des chemischen Bildaufbereitungsprozesses sowie der damit verbundenen chemischen Abfälle.

3. FRAGESTELLUNG

In der Diskussion um die Vor- und Nachteile des direkten digitalen Fernröntgens auf CCD-Basis spielt unter anderem die natürliche motorische Unruhe des Patienten eine wesentliche Rolle. Aufgrund der Tatsache, dass moderne direkte digitale Fernröntgentechniken mit einer deutlichen Verlängerung der Aufnahmedauer gegenüber konventionellen und indirekten digitalen Fernröntgentechniken einhergehen (Farman et al [22]), stellen die motorische Unruhe des Kopfes und die daraus resultierenden Auswirkungen auf die Kephalmetrie zu untersuchende Faktoren zur Optimierung des direkten digitalen Fernröntgens dar. Gleichzeitig lassen sich detaillierte Aussagen über die Größe und Gewichtung des radiographischen Fehlers bei direkten digitalen Fernröntgenaufnahmen treffen.

Da die Art und Richtung der motorischen Unruhe des Kopfes maßgeblich für die kephalometrische Realität sind, setzt eine objektive Untersuchung ein Aufzeichnen dieser motorischen Unruhe am lebenden Patienten voraus. Ausgehend von den gewonnenen Informationen über die Translation und Rotation des Kopfes in allen Ebenen des Raumes kann eine Aussage über die Auswirkungen auf kephalometrische Messwerte getroffen werden.

Neben Studien, welche den Effekt der Bewegung des Kopfes basierend auf der Voreinstellung eines mazerierten Schädels in einer vordefinierten Achsrichtung und mit vorgegebenen Winkelwerten untersuchen – beispielsweise in Bezug auf den SNA-, SNB- und SNPg-Winkel (Tng et al [69]) oder für Rotationen in vertikaler Richtung (Yoon et al [76]) –, sind dem Autor derzeit keine Veröffentlichungen bekannt, welche sich mit der Aufzeichnung der motorischen Unruhe des Kopfes am lebenden Menschen und ihrer Auswirkung auf die kephalometrischen Messwerte auseinandersetzen.

Die Aufgabe dieser Arbeit bestand darin, die motorische Unruhe des Kopfes in Bezug auf Translation und Rotation über die Dauer einer direkten digitalen Fernröntgenseitenbild-Aufnahme bei standardisierter Ausrichtung des Kopfes im Kephalostrahl nach der Frankfurter Horizontalen (Proffit et al [57], Rakosi [59]) aufzuzeichnen. In der Folge sollten die gewonnenen Informationen auf ein 3D-Computermodell über-

tragen werden, um die Bewegungen des Kopfes in allen Ebenen des Raumes nachvollziehen zu können. Nach Simulation der Bewegungen des Kopfes sollte analog zu der Erstellung eines Fernröntgenseitenbildes eine Umwandlung des 3D-Computermodells in ein 2D-Modell erfolgen und eine Auswertung dieses Modells anhand ausgewählter kephalometrischer Messwerte vorgenommen werden.

4. METHODIK

4.1. Entwicklung einer Messapparatur zur Aufzeichnung der Bewegungen des Kopfes in den drei Ebenen des Raumes

Grundlage für die Entwicklung der Messapparatur zur Aufzeichnung der Bewegungen des Kopfes in allen drei Ebenen des Raumes war die Überlegung, den Patienten während der Aufzeichnung einer möglichst geringen Beeinflussung durch die Messapparatur auszusetzen, um auf diese Weise eine größtmögliche Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Messergebnisse zu erhalten. Die Messung sollte möglichst berührungslos vorgenommen werden. Berücksichtigt werden musste zudem die Tatsache, dass es aus ethischen Gründen nicht möglich war, die Messreihen während einer real durchgeführten Röntgenaufnahme vorzunehmen.

Diese Vorüberlegungen begründeten folgende Anforderungen an die Messapparatur:

1. Die Messapparatur sollte die Patientensituation während einer Fernröntgenaufnahme möglichst identisch wiedergeben, damit eine bestmögliche Annäherung an den Zustand einer real durchgeführten Röntgenaufnahme gegeben ist.
2. Die auftretenden Bewegungen des Kopfes mussten mit hinreichender Genauigkeit in allen Ebenen des Raumes zu messen sein, um auch kleinste Veränderungen der Kopfposition zu erfassen.
3. Der Erfassungszeitraum einer Messreihe sollte der Aufnahmedauer einer direkten digitalen Fernröntgenaufnahme entsprechen.

So dienten als Ausgangskomponenten der Messapparatur ein PSD (position sensitive device) vom Typ 2L10_CP6 der Firma SiTek[®] Electro Optics (s. Abb. 17) und drei Laserdioden-Module vom Typ LG635-10 der Firma LG Laser Technologies[®] (s. Abb. 20).

Ein PSD (position sensitive device = positionsempfindlicher Detektor) arbeitet analog zu einer normalen Photodiode. Man kann ihn als Flächenphotodiode beschreiben. Das auf das aktive Gebiet einfallende Licht generiert einen Photostrom, der in Rich-

tung des p- und n-Gebietes abfließt (s. Abb. 16). Im Gegensatz zu einer Photodiode verfügt ein PSD jedoch über mehrere elektrische Kontakte. Dadurch kommt es zu einer Aufteilung des Photostromes unter die Kontakte in Abhängigkeit von der Position des Lichtflecks. Ein PSD erzeugt somit in Abhängigkeit von der bestrahlten Stelle des Empfängers eine unterschiedliche Messspannung.

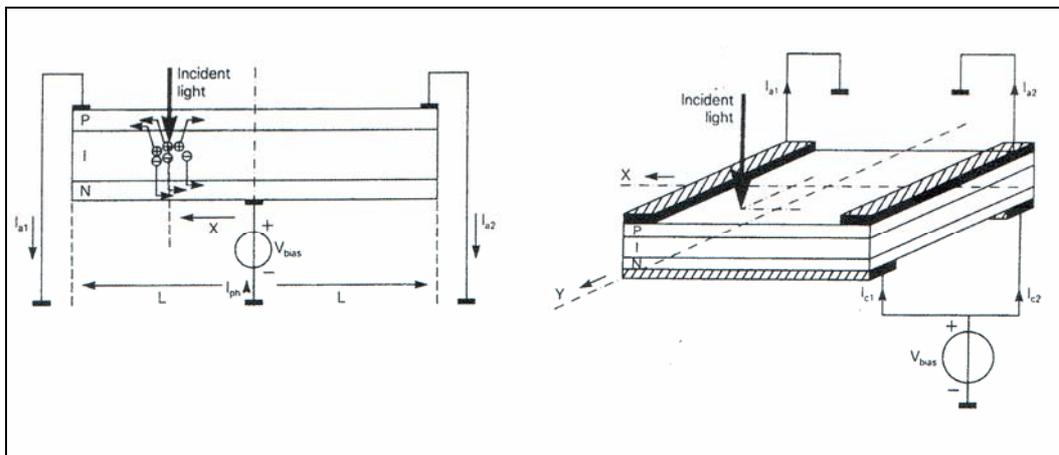


Abbildung 16: Wirkung des einfallenden Lichts auf den PSD

Die Position des Lichtflecks auf dem PSD ermittelt man durch Bildung der Stromdifferenz zwischen zwei gegenüberliegenden Kontakten. Durch Normierung auf den Gesamtstrom wird das Positionssignal unabhängig von der einfallenden Lichtintensität. Ein zweidimensionaler PSD, wie er in dieser Studie verwendet wurde, hat zur Positionsbestimmung entlang von zwei Achsen vier Kontakte.

Die Empfindlichkeit des Sensors bei einer Wellenlänge von 635 nm beträgt 1 V / mm, was einer Messspannungsänderung von 1 Volt bei 1 Millimeter Abstandsänderung entspricht [55]. Die Lokalisationsgenauigkeit beträgt nach Angaben des Herstellers +/- 0,3 %. Die Abstandsmessungen des Sensors sind bis auf 5 µm reproduzierbar [55].

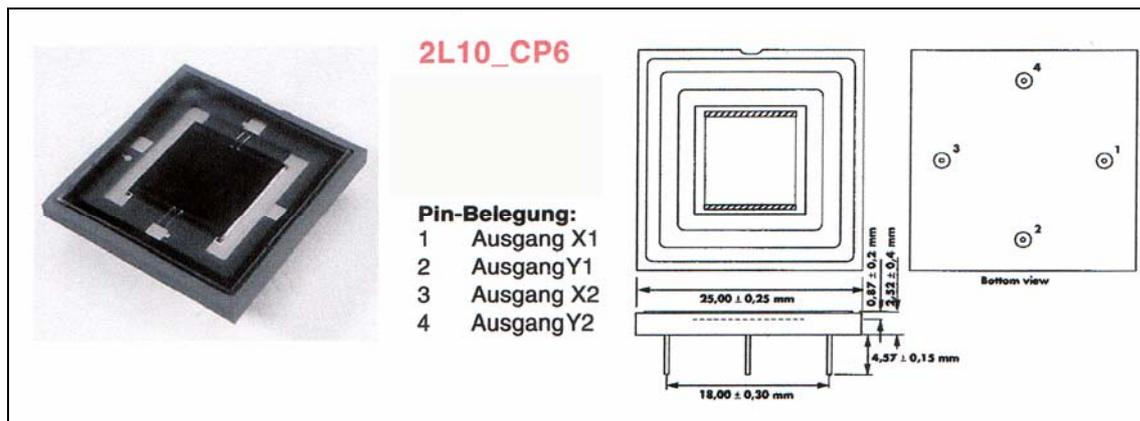


Abbildung 17: Zweidimensionaler PSD vom Typ 2L10_CP6 der Firma SiTek®

Die technischen Daten des zweidimensionalen PSD vom Typ 2L10_CP6 der Firma SiTek® sind in der folgenden Tabelle aufgeführt.

Tabelle 3: Technische Daten des PSD vom Typ 2L10_CP6 der Firma SiTek® [55]

Temperaturdrift, typisch (in ppm / °C)	40
Betriebsspannung (in V)	5 – 20
maximale Arbeitstemperatur (in °C)	70
aktive Fläche (in mm ²)	10 x 10
Leckstrom (in nA)	100
Rauschstrom (in pA / √Hz)	1,3
Kapazität (in pF)	90
Anstiegszeit, 10 % - 90 % (in μs)	0,4
Standardgehäuse	4-Pin Keramik

Im Gegensatz zu Pixelelementen (CCD) ist bei positionsempfindlichen Detektoren die Auflösung weder durch die Pixelgröße begrenzt noch eine aufwendige Bildanalyse durch einen Computer nötig. Ein positionsempfindlicher Detektor eignet sich daher insbesondere zur Messung größerer Wege über die gesamte aktive Fläche. Form, Größe und Intensitätsverteilung des Lichtflecks sind weitgehend unbedeutend. Der Leistungsschwerpunkt eines Lichtflecks bestimmt dessen Position.

Die Eigenschaften eines PSD lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- hohe Linearität,
- geringe Temperaturdrift,

- hohe Empfindlichkeit und
- schnelle Anstiegszeiten.

Die Empfindlichkeit des PSD ist abhängig vom einfallenden Lichtstrahl. Die Relation zwischen der Sensitivität und der Wellenlänge bezeichnet man spektrale Antwort. Es ist möglich, die Empfindlichkeit des PSD für einen bestimmten Wellenlängenbereich zu optimieren. Abbildung 18 zeigt die Relation zwischen Sensitivität und Wellenlänge des einfallenden Lichts auf.

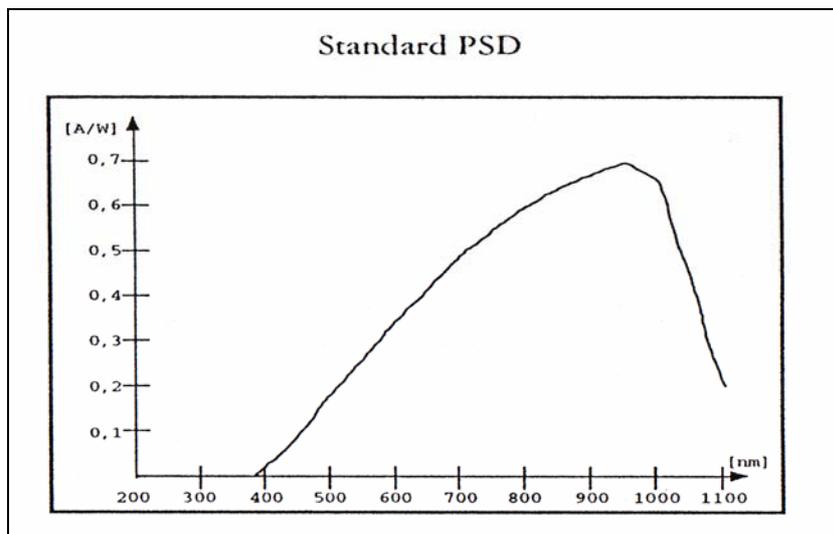


Abbildung 18: Spektrale Antwort eines zweidimensionalen PSD vom Typ 2L10_CP6 der Firma SiTek® bei verschiedenen Wellenlängen

Der positionsempfindliche Detektor wurde als Empfänger in eine Kamera eingebaut, deren Konstruktion sich aus einer Mattscheibe der Größe 100 mm x 100 mm bei einer aktiven Fläche von 80 mm x 80 mm, einem Vergrößerungsobjektiv vom Typ Componon-S 2.8/50 mm der Firma Jos. Schneider Optische Werke® sowie dem PSD zusammensetzt (s. Abb. 17). Gleichzeitig waren in den Boden der Kamera zwei Platinen zur Gleichrichtung und Verstärkung der Eingangssignale des PSD sowie ein Transformator für die Lieferung der Eingangsspannung der Laserdioden-Module eingebaut. Durch die Verwendung der Mattscheibe war es möglich, größere Bewegungen – als es der PSD von seiner aktiven Fläche her erlaubt – zu messen und diese dann mittels Objektiv auf den PSD zu fokussieren.

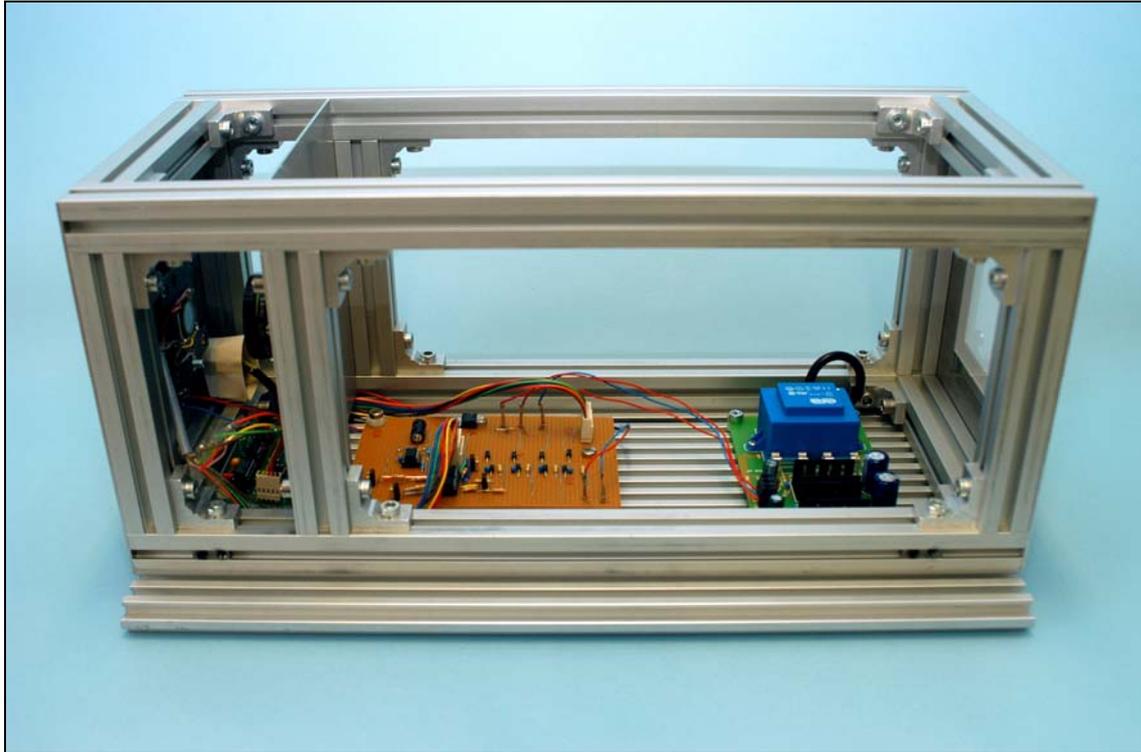


Abbildung 19: Aufbau der Kamera

Die Kamera wurde über die Analog-/Digital-Messwerterfassungskarte vom Typ DT 322 der Firma Data Translation[®] an den Computer angeschlossen. Die Messwerterfassungskarte wirkte aufgrund ihrer großen Funktionalität nicht nur im Sinne der Analog-/Digital-Wandlung, sondern gleichzeitig auch als Bindeglied zwischen dem Computer einerseits und dem eigentlichen Messaufbau andererseits. Mit Hilfe der analogen und digitalen Ein- und Ausgänge der A/D-Messwerterfassungskarte erfolgte die zeitliche Steuerung und Durchschaltung der Laserdioden-Module sowie die entsprechende Zuordnung der Eingangssignale des PSD zu dem entsprechenden Laserdioden-Modul. Die Messwerterfassungskarte der Firma Data Translation[®] besitzt eine volle Verstärkerfunktionalität, so dass Signalanpassung, A/D-Wandlung und Filterung über dieses Gerät erfolgten.

Die nachfolgende Tabelle fasst die technischen Eigenschaften der A/D-Messwerterfassungskarte vom Typ DT 322 der Firma Data Translation[®] zusammen.

Tabelle 4: Technische Daten der A/D-Messwerterfassungskarte vom Typ DT 322 der Firma Data Translation®

Analoge Eingänge	
Anzahl	16 pseudodifferentiell, 8 differentiell
Auflösung (in Bit)	16
maximale A/D-Aufnahmerate	250.000 / s mit einer Genauigkeit von 0,01 %
Analoge Ausgänge	
Anzahl	2
Auflösung (in Bit)	16
Bandbreite (in V)	+/- 10
Digital I/O	
maximal intern erzeugte Frequenz (in MHz)	3

Die Weiterverarbeitung der gewonnenen Eingangssignale des PSD und die Steuerung des gesamten Messablaufs wurden mit Hilfe einer selbst entwickelten Software basierend auf der Programmiersprache VisualC der Firma Microsoft® vorgenommen (s. Anhang).

Neben dem PSD stellten die drei Laserdioden-Module wesentliche Bestandteile der Messapparatur dar; einige Optimierungen der Messgenauigkeit wurden unter Berücksichtigung der physikalischen Eigenschaften des hier angewandten Laserdioden-Moduls in der Konstruktion des Sensors erreicht.



Abbildung 20: Laserdioden-Modul LG635-10 der Firma LG Laser Technologies®

Grundsätzlich lässt sich ein Laserstrahl in longitudinale oder axiale Resonator-Schwingungs-Moden sowie in transversale Moden, welche sich senkrecht zu der Re-

sonatorachse befinden, beschreiben. Die transversalen Moden werden in unterschiedlichen Ordnungen beschrieben, welche die Aufteilung des Strahlquerschnittes in unterschiedliche Gebiete definiert. Nach der Nomenklatur entsprechen diese Anordnungen den gegebenen TEM_{mn} -Moden, d. h. transversalen elektromagnetischen Moden. Die Indizes m und n sind die ganzzahligen Werte transversaler Schwingungsknotenlinien in x - und y -Richtung quer zum austretenden Laserstrahl. Der hier verwendete Diodenlaser hat die niedrigste Ordnung. Diese wird als TEM_{00} -Mode bezeichnet und weist einen runden Brennfleckdurchmesser auf (s. Abb. 21).

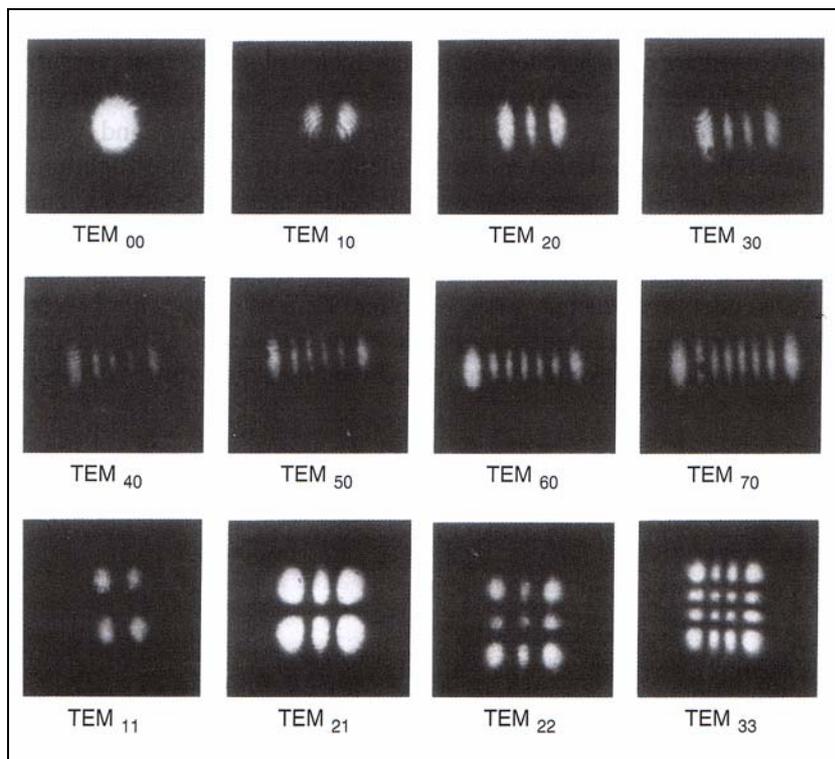


Abbildung 21: Unterschiedliche Ordnungen (TEM-Moden) und deren Aufteilung der Strahlenquerschnitte (nach Hecht [35])

Diese Ordnung wird häufig genutzt, da in der TEM_{00} -Mode die Leistungsdichte über den Querschnitt eine ideale Gaußsche Verteilung aufweist (s. Abb. 22).

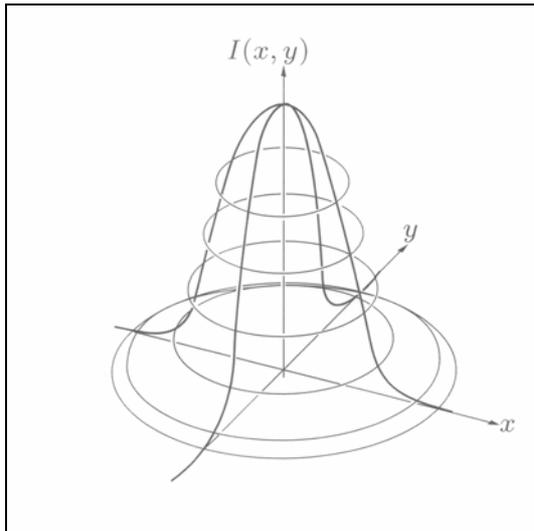


Abbildung 22: Gaußsche Verteilung der Beleuchtungsstärke (nach Hecht [35])

Des Weiteren tritt quer zum Laserstrahl im Unterschied zu anderen Moden keine Phasenverschiebung im elektrischen Feld auf. Daher ist der Strahl vollständig räumlich kohärent; sein Streuwinkel ist der kleinste und kann auf den kleinsten Brennfleck gebündelt werden (Hecht [35]). Dies wurde durch die Verwendung einer Empfangsoptik in der Sensor konstruktion ausgenutzt. Die Empfangsoptik fokussierte die einfallende Strahlung mittels Objektiv auf den positionsempfindlichen Detektor. Hierdurch wurde eine exaktere Bestimmung der Position des Lichtflecks ermöglicht. Der auf den positionsempfindlichen Detektor fokussierte Laserbrennfleck hatte wie oben beschrieben in der Querschnittsebene eine Graduierung in der Beleuchtungsstärke mit Gaußschem Verteilungsmuster (s. Abb. 22).

Der Aufbau des Laserdioden-Moduls erlaubte den Betrieb des Gerätes mit einer Wellenlänge von 635 nm bei einer Eingangsspannung von 5 Volt bis 7 Volt [42].

Die weiteren technischen Daten der Laserdioden-Module sind in der folgenden Tabelle zusammengefasst.

Tabelle 5: Technische Daten des Laserdioden-Moduls LG635-10 der Firma LG Laser Technologies® [42]

Optik	
Wellenlänge (in nm)	635
Material	vergütete Glaslinse
Fokusabstand (in cm)	5 – ∞; einstellbar

Apertur (in mm)	6
Elektronik	
Eingangsspannung (in V)	5 – 7 (Gleichspannung)
Betriebsstrom (in mA)	30 – 200
Mechanik	
Material	Messing; eloxiert
Durchmesser (in mm)	12
Länge (in mm)	40
Masse (in g)	ca. 20
Betrieb	
Temperatur (in °C)	-10 – +30
Luftfeuchtigkeit	nicht kondensierend

Die drei Laserdioden-Module wurden in einer Laserkrone jeweils in einem 90°-Winkel zueinander angeordnet, so dass alle drei Ebenen des Raumes auf diese Weise abgedeckt wurden (s. Abb. 23). Die drei Laserdioden-Module wurden an die Kamera angeschlossen und über den dort befindlichen Transformator mit der notwendigen Eingangsspannung versorgt.



Abbildung 23: Aufbau der Laserkrone

Aufgrund der Tatsache, dass nur eine Empfängeroptik und -elektronik eingesetzt wurde, mussten zwei Laserstrahlen über Spiegelkonstruktionen so umgelenkt werden, dass alle drei Laserstrahlen auf die Mattscheibe der Kamera trafen. Hierbei er-

gab sich das Problem einer zeitlichen Steuerung und Durchschaltung der drei Laserdioden-Module und der Zuordnung der Eingangssignale des PSD zum jeweiligen Laserdioden-Modul, um eine korrekte Aufzeichnung der Bewegung des Kopfes und damit der motorischen Unruhe zur entsprechenden Raumebene zu erhalten. Dies konnte mit Hilfe der selbst entwickelten Software über eine Software-gesteuerte Durchschaltung mit nachfolgender Zuordnung (Zeitmultiplex) gelöst werden.

Um realistische Bedingungen analog zu denen einer direkten digitalen Fernröntgenaufnahme zu schaffen, wurde ein Kephalostat nachgebaut, der eine Fixierung des Patienten über zwei Ohroliven und eine Nasenstütze ermöglichte. Der Kephalostat, die Kamera und die Spiegelkonstruktionen zur Umlenkung der Laserstrahlen wurden auf einer Höhe von zwei Metern fixiert (s. Abb. 24). Die Versuchskandidaten wurden mit Hilfe einer Hebebühne der Firma Hanaoka Sharyo® auf die Versuchshöhe individuell angehoben.



Abbildung 24: Kephalostat und Spiegelkonstruktionen

Schematisch lässt sich der gesamte Messaufbau somit wie folgt darstellen:

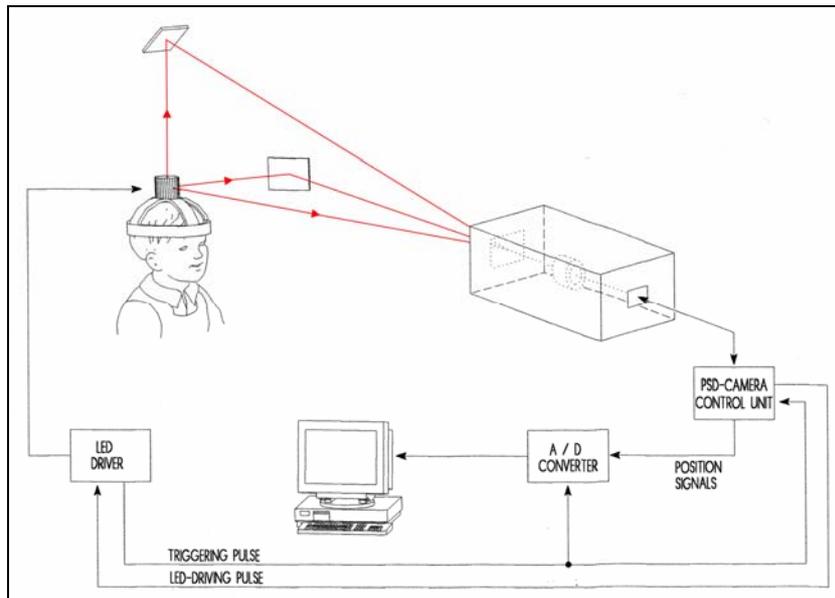


Abbildung 25: Schematische Darstellung des Messaufbaus

4.2. Messdaten des Versuchsaufbaus

Der zweidimensionale positionsempfindliche Detektor lieferte pro Eingangssignal vier Werte: x_1 , x_2 , y_1 und y_2 . Diese Werte wurden intern zu jeweils einem x- und y-Wert entsprechend der Formeln

$$x = \frac{(x_2 - x_1)}{(x_2 + x_1)} \times \frac{L}{2} \quad \text{und} \quad y = \frac{(y_2 - y_1)}{(y_2 + y_1)} \times \frac{L}{2}$$

mit L = Kantenlänge des PSD verrechnet; bei einem PSD vom Typ 2L10_CP6 der Firma SiTek[®] entspricht $L = 10$ mm.

Aufgrund des Einsatzes von drei Laserdioden-Modulen und der getrennten Aufzeichnung der Messwerte jedes einzelnen Lasers ergaben sich somit insgesamt sechs, bereits intern verrechnete x- und y-Werte x_{Laser1} , y_{Laser1} , x_{Laser2} , y_{Laser2} , x_{Laser3} und y_{Laser3} . Diese Datensätze wurden über die selbst entwickelte Software in getrennte Werte für Translation T_x , T_y , T_z (in mm) und Rotation R_x , R_y , R_z (in Winkelgrad) umgerechnet, so dass eine Aussage über die motorische Unruhe des Kopfes in allen Ebenen des Raumes getroffen werden konnte.

Pro Laserdioden-Modul wurden während des Messvorgangs 200 Messwerte erfasst, die in die Analyse des Bewegungsablaufes eingingen.

Vor der Umsetzung der motorischen Unruhe in ein 3D-Computermodell wurde zunächst eine Umwandlung der Messwerte in absolute Zahlen, anschließend die Mittelwertbildung sowie die Berechnung der einfachen und doppelten Standardabweichung aus den gewonnenen Daten mit der Software SPSS 11.5 für Windows der Firma SPSS® vorgenommen. Im Bereich der einfachen Standardabweichung liegen etwa 67 % aller Messwerte, im Bereich der doppelten Standardabweichung finden sich etwa 95 % aller Messwerte wieder, so dass auf diese Weise eine größtmögliche Abdeckung und Berücksichtigung aller Messwerte stattfindet.

4.3. Übertragung der Messdaten auf ein 3D-CAD-Modell

Im zweiten Teil dieser Arbeit war es notwendig, die Datensätze Tx, Ty, Tz, Rx, Ry und Rz auf ein CAD- (computer aided design) Modell zu übertragen und die motorische Unruhe des Kopfes auf diese Weise zu simulieren. Dieser zunächst als Umweg erscheinende Vorgang über Aufzeichnung der Patientenbewegung im nachgebauten Kephalostaten und anschließende Simulation der Bewegungen des Kopfes mittels einer CAD-Software am PC musste eingehalten werden, da aus ethischen Gründen eine Aufzeichnung der motorischen Unruhe während einer realen direkten digitalen Fernröntgenaufnahme nicht möglich war.

Das 3D-Computermodell stellt ein abstrahiertes Modell einer kephalometrischen Auswertung dar und setzt sich aus den kephalometrischen Messpunkten Nasion, Sella, Articulare, Basion, Gonion, Menton, Pogonion, B-Punkt, A-Punkt, Spina nasalis anterior und Spina nasalis posterior zusammen. Das 3D-Computermodell wurde anhand der Werte für einen 12-jährigen Jungen nach den Ergebnissen der Studien von Bhatia und Leighton [9] erstellt (s. Abb. 26).

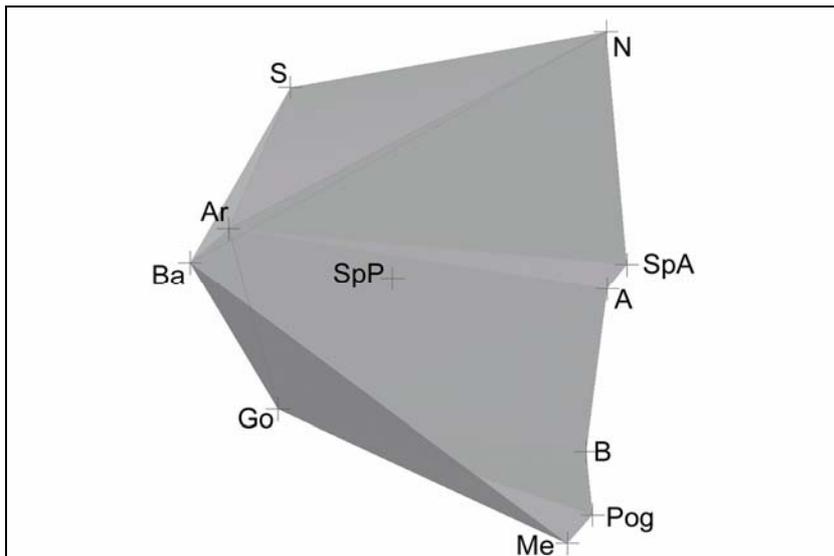


Abbildung 26: 3D-Computermodell

Als CAD-Programm wurde die Software Allplan der Firma Nemetschek® eingesetzt. Mit Hilfe dieser Software war es möglich, die aufgezeichneten Messdaten für Translation und Rotation T_x , T_y , T_z , R_x , R_y und R_z einphasig auf das 3D-Modell zu übertragen und die Bewegungen des Kopfes in allen Ebenen des Raumes zeitgleich zu simulieren.

Um eine realistische Simulation der Bewegungen des Kopfes vornehmen zu können, musste zunächst die Lage der Laserkrone im Verhältnis zu bekannten kieferorthopädischen Messpunkten bestimmt werden, da die Laserkrone in der klinischen Studie das Drehzentrum des Kopfes darstellt. Zu diesem Zweck wurde die Laserkrone einem mazerierten Schädel aufgesetzt und einer Fernröntgenaufnahme unterzogen. Anschließend wurden Winkel und Abstand des Mittelpunktes der Laserkrone zu den Referenzpunkten Nasion und Sella vermessen und in das Computermodell übernommen.

4.4. Bewegungssimulation des Kopfes und kephalometrische Auswertung

Nach Übertragung der Mittelwerte, der einfachen und doppelten Standardabweichung für T_x , T_y , T_z , R_x , R_y und R_z auf das 3D-Modell und Simulation der Kopfbewegungen im Computer fand eine Konvertierung des 3D-Modells in eine 2D-Seitanansicht statt, so dass das abstrahierte Modell anhand ausgewählter anatomischer Messpunkte kephalometrisch vermessen werden konnte. Für die kephalometrische

Auswertung des 2D-Modells wurde die Software WinCeph der Firma Compudent® benutzt. Es wurden die bereits erwähnten Messpunkte eingezeichnet und folgende Parameter als Winkel beziehungsweise Verhältnis vermessen: SNA, SNB, ANB, NSBa, NL-NSL, ML-NSL, ML-NL, ArGoMe und NSp / SpMe.

Im Anschluss fand eine Überlagerung des nicht translatierten und rotierten Ursprungsmodells mit den translatierten und rotierten 2D-Modellen für die einfache und doppelte Standardabweichung auf der Nasion-Sella-Linie statt. Auf dieser Basis wurde die Differenz der Winkel und Verhältnisse zwischen beiden Modellen gebildet, um die Auswirkung der motorischen Unruhe des Kopfes auf die kephalometrischen Messwerte beurteilen zu können.

4.5. Klinische Studie

Nach Fertigstellung der Messapparatur und Abschluss der Voruntersuchungen wurde eine klinische Studie mit dem Ziel abgeschlossen, die Bewegungen des Kopfes während einer Fernröntgenaufnahme in allen Ebenen des Raumes aufzuzeichnen. Es sollte gezeigt werden, inwieweit eine Bestimmung der Kopfbewegungen in der Lage ist, Aussagen über die Auswirkung auf das Fernröntgenseitenbild in quantitativer und qualitativer Hinsicht zu treffen.

4.5.1. Patientenkollektiv

Einbezogen in die klinische Studie wurden 20 Kinder – 13 Mädchen und sieben Jungen – mit einem Durchschnittsalter von 13,2 Jahren +/- 1,6 Jahre. Zwölf der 20 Patienten befanden sich zum Zeitpunkt der Messungen in einer kieferorthopädischen Behandlung an der Poliklinik für Kieferorthopädie der Westdeutschen Kieferklinik der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf.

4.5.2. Aufzeichnung der Bewegungen des Kopfes in allen Ebenen des Raumes

Die Aufzeichnung der Bewegungen des Kopfes erfolgte analog zu einer regulären Fernröntgenaufnahme im Stehen. Den Versuchskandidaten wurde zunächst die Laserkrone aufgesetzt; aus Gründen der Reproduzierbarkeit wurde die Laserkrone parallel zur Frankfurter Horizontalen befestigt.

Die Versuchskandidaten wurden mit Hilfe der Hebebühne so angehoben, dass sich die Laserkrone auf einer Höhe von zwei Metern befand. Diese Höhe wurde gewählt, um die Messapparatur fixieren zu können. Eine Anpassung des Versuchsaufbaus an die jeweilige Größe des Patienten war somit nicht notwendig.

Anschließend erfolgte die Fixierung des Kopfes analog zu einer Fernröntgenaufnahme im Kephalostaten. Die Abbildungen 27 zeigt die Ausrichtung eines Patienten im Kephalostaten.



Abbildung 27: Ausrichtung eines Patienten mit Laserkrone im Kephalostaten

Im nächsten Schritt wurden die Software für die Datenerfassung gestartet und kontinuierlich die Werte für die Translation T_x , T_y , T_z und für die Rotation R_x , R_y , R_z erfasst, wobei für jede Messreihe alle sechs Werte zunächst auf Null gesetzt wurden.

Die Versuchskandidaten wurden angewiesen, entsprechend einer „echten“ Fernröntgenaufnahme während der Dauer der klinischen Untersuchung möglichst ruhig stehen zu bleiben.

Im untersuchten Patientenkollektiv wurden jeweils drei Messreihen pro Patient vorgenommen, so dass sechzig Messreihen die Grundlage der folgenden Berechnungen bildete. Die gewonnenen Wertepaare wurden für jeden Versuchskandidaten tabellarisch aufgezeichnet.

4.6. Statistische Auswertung

Die Auswertungen von zwanzig Datensätzen ergaben für jeden Patienten sechs Werte, drei Translations- und drei Rotationsvektoren. Für jeden der Vektoren wurden während der Versuchsreihen 200 Messwerte erfasst, so dass sich die Datenmenge insgesamt aus 24.000 Einzelwerten zusammensetzte.

Die Auswertung wurde für jeden der sechs Abweichungsvektoren mit der Statistiksoftware SPSS 11.5 für Windows der Firma SPSS[®] so vorgenommen, dass zunächst eine Mittelwertbildung für jeden einzelnen Vektor über das gesamte Patientenkollektiv stattfand und anschließend die Berechnung der einfachen und doppelten Standardabweichung durchgeführt wurde. Die auf diese Weise gewonnenen Daten bildeten die Grundlage für die Software-gestützte Umsetzung der Kopfbewegung am Computer.

5. ERGEBNISSE

5.1. Messgenauigkeit

Die Messungen der Gesamtgenauigkeit anhand der vorgenommenen Leerversuche zeigen eine insgesamt hohe Präzision des Messverfahrens. Leerversuch meint, dass drei Messreihen in vollständiger Ruhe ohne Patient durchgeführt und die Ergebnisse aufgezeichnet wurden.

Das Messverfahren erzielte eine Genauigkeit von $< 0,1$ mm in der Translation. Die rotatorischen Abweichungen wiesen lediglich Ungenauigkeiten bis zu $0,05^\circ$ auf.

Tabelle 6: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation (N = Anzahl der Messreihen) im Leerversuch

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,05	0,03	0,06
Ty (in mm)	3	0,08	0,06	0,12
Tz (in mm)	3	0,06	0,06	0,11
Rx (in Grad)	3	0,02	0,03	0,05
Ry (in Grad)	3	0,04	0,04	0,07
Rz (in Grad)	3	0,04	0,04	0,08

5.2. Translatorische und rotatorische Abweichungen

Eine Auflistung der Mittelwerte und Standardabweichungen der translatorischen und rotatorischen Abweichungen für Tx, Ty, Tz, Rx, Ry und Rz als Rohdaten der klinischen Studie liefert Tabelle 7.

Tabelle 7: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	60	1,313	1,11978	2,23956
Ty (in mm)	60	1,296	1,39959	2,79918
Tz (in mm)	60	0,8285	0,74077	1,48154

Rx (in Grad)	60	1,4175	1,28719	2,57438
Ry (in Grad)	60	1,4175	1,35019	2,70038
Rz (in Grad)	60	1,6875	1,37004	2,74008

Bei der Betrachtung der Werte im Diagramm bedeutet ein positiver Wert in der Translation immer einen Versatz in Richtung der betreffenden räumlichen Achse. Ein positiver Wert bei der Betrachtung von Rotationsabweichungen bedeutet immer eine Rotation um die betreffende Raumachse im Uhrzeigersinn.

Die Abbildungen 28 und 29 zeigen in einer Animation das dreidimensionale CAD-Ursprungsmodell und die durch die Verschiebung um die einfache und doppelte Standardabweichung für Translation und Rotation entstandenen Modelle.

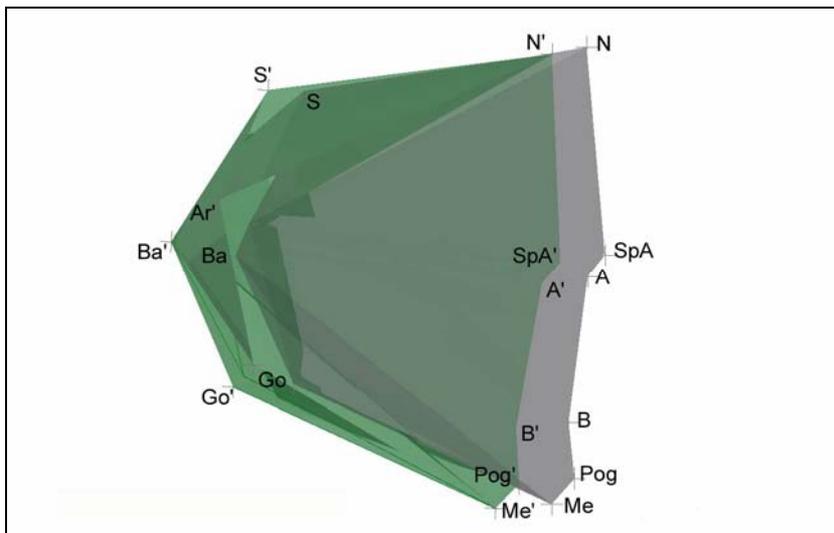


Abbildung 28: Animation des dreidimensionalen Ursprungsmodells mit dem Modell der einfachen Standardabweichung (grau = Ursprung, grün = einfache Standardabweichung)

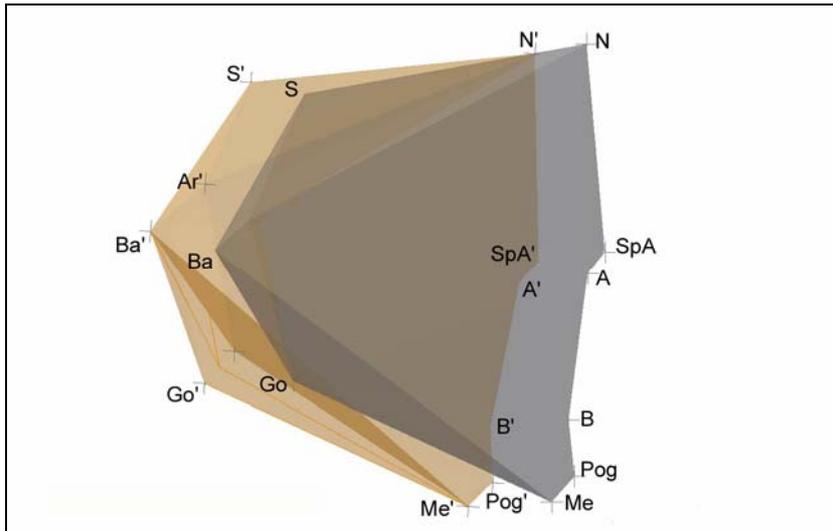


Abbildung 29: Animation des dreidimensionalen Ursprungsmodells mit dem Modell der doppelten Standardabweichung (grau = Ursprung, gelb = doppelte Standardabweichung)

Die Mittelwerte und Standardabweichungen jedes einzelnen Versuchskandidaten sind im Anhang aufgelistet.

5.3. Messfehler im Fernröntgenseitenbild

Das CAD-Ursprungsmodell nach den Werten von Bhatia und Leighton [9] liefert für einen zwölfjährigen Jungen folgende kephalometrische Messwerte:

Tabelle 8: Kephalmetrische Messwerte des Ursprungsmodells

Parameter	Wert
SNA	80,2°
SNB	77,2°
ANB	3,0°
NSBa	129,8°
NL-NSL	6,5°
ML-NSL	35,0°
ML-NL	28,5°
NSp / SpMe	84,6 %
ArGoMe	129,9°

Die graphische Darstellung des Ursprungsmodells zeigt Abbildung 30.

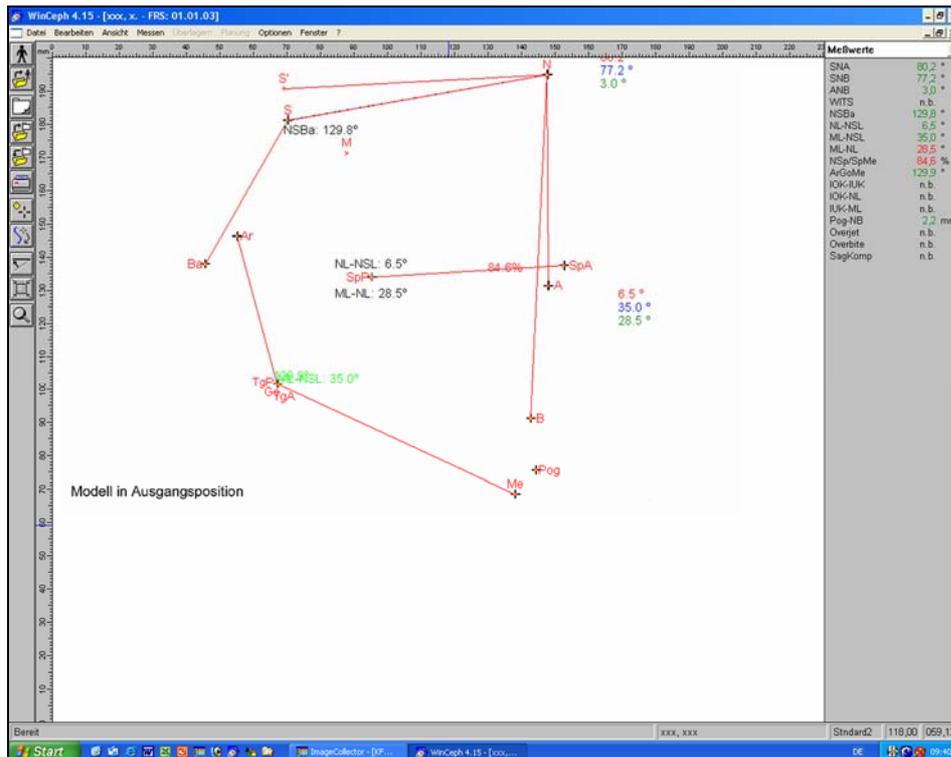


Abbildung 30: Graphische Darstellung des Ursprungsmodells

Eine Übersicht über die kephalometrischen Messwerte für die einfache und doppelte Standardabweichung der translatorischen und rotatorischen Abweichungen im Vergleich zu den Werten des Ursprungsmodells liefern die Tabellen 9, 10, 11 und 12.

Tabelle 9: Vergleich des Ursprungsmodells mit dem Modell der positiven einfachen Standardabweichung

Parameter	Ursprung	Positive einfache Standardabweichung	Delta
SNA	80,2°	80,5°	-0,3°
SNB	77,2°	77,4°	-0,2°
ANB	3,0°	3,1°	-0,1°
NSBa	129,8°	129,6°	+0,2°
NL-NSL	6,5°	6,4°	+0,1°
ML-NSL	35,0°	32,2°	+2,8°
ML-NL	28,5°	25,8°	+2,7°
NSp / SpMe	84,6 %	84,4 %	+0,2 %
ArGoMe	129,9°	128,2°	+1,7°

Tabelle 10: Vergleich des Ursprungsmodells mit dem Modell der positiven doppelten Standardabweichung

Parameter	Ursprung	Positive doppelte Standardabweichung	Delta
SNA	80,2°	80,5°	-0,3°
SNB	77,2°	77,4°	-0,2°
ANB	3,0°	3,1°	-0,1°
NSBa	129,8°	129,6°	+0,2°
NL-NSL	6,5°	6,4°	+0,1°
ML-NSL	35,0°	30,7°	+4,3°
ML-NL	28,5°	24,3°	+4,2°
NSp / SpMe	84,6 %	85,2 %	-0,6 %
ArGoMe	129,9°	126,8°	+3,1°

Tabelle 11: Vergleich des Ursprungsmodells mit dem Modell der negativen einfachen Standardabweichung

Parameter	Ursprung	Negative einfache Standardabweichung	Delta
SNA	80,2°	79,8°	+0,3°
SNB	77,2°	77,0°	+0,2°
ANB	3,0°	2,9°	+0,1°
NSBa	129,8°	130,0°	-0,2°
NL-NSL	6,5°	6,6°	-0,1°
ML-NSL	35,0°	37,8°	-2,8°
ML-NL	28,5°	31,2°	-2,7°
NSp / SpMe	84,6 %	84,8 %	-0,2 %
ArGoMe	129,9°	131,6°	-1,7°

Tabelle 12: Vergleich des Ursprungsmodells mit dem Modell der negativen doppelten Standardabweichung

Parameter	Ursprung	Negative doppelte Standardabweichung	Delta
SNA	80,2°	79,8°	+0,3°
SNB	77,2°	77,0°	+0,2°
ANB	3,0°	2,9°	+0,1°
NSBa	129,8°	130,0°	-0,2°

NL-NSL	6,5°	6,6°	-0,1°
ML-NSL	35,0°	39,3°	-4,3°
ML-NL	28,5°	32,7°	-4,2°
NSp / SpMe	84,6 %	84,0 %	+0,6 %
ArGoMe	129,9°	133,0°	-3,1°

Eine graphische Aufbereitung mittels Überlagerung des Ursprungsmodells mit den Modellen der einfachen und doppelten Standardabweichung zeigen die Abbildungen 31 und 32. Als Überlagerungsebene wurde die Nasion-Sella-Linie gewählt.

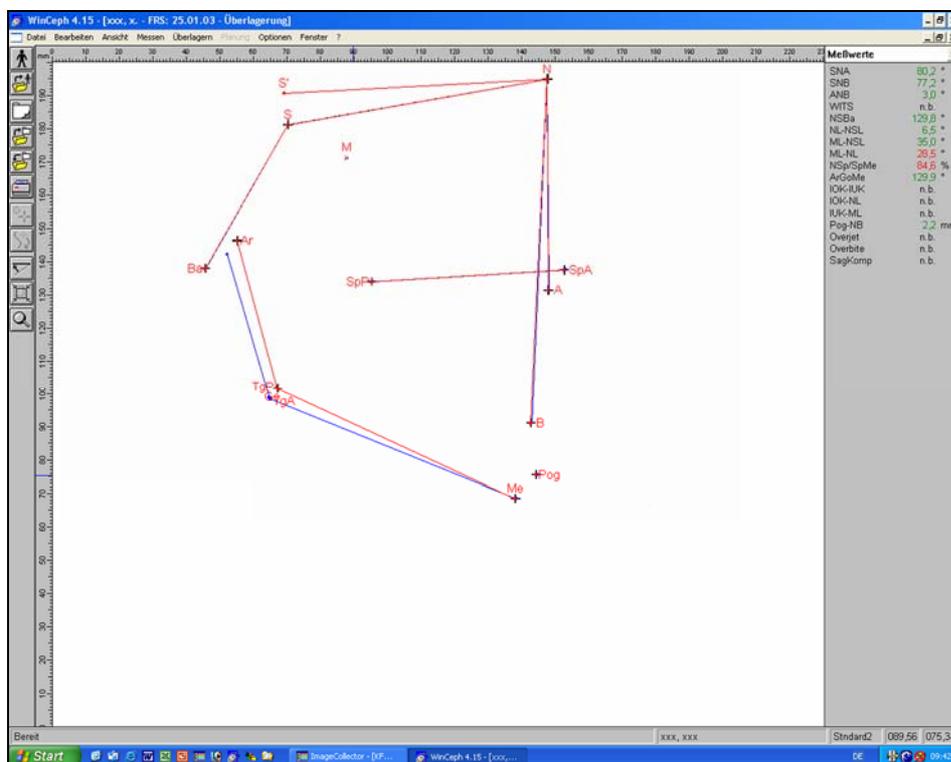


Abbildung 31: Überlagerung des Ursprungsmodells mit dem Modell der positiven einfachen Standardabweichung (rot = Ursprung, blau = positive einfache Standardabweichung)

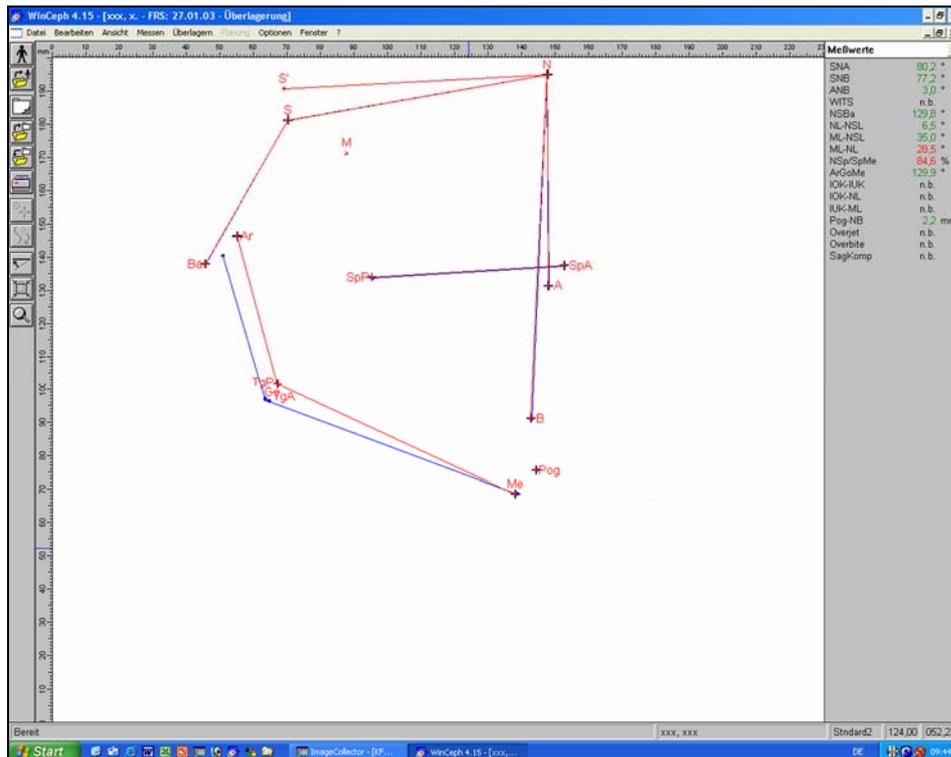


Abbildung 32: Überlagerung des Ursprungsmodells mit dem Modell der positiven doppelten Standardabweichung (rot = Ursprung, blau = positive doppelte Standardabweichung)

Sowohl bei der Überlagerung des Ursprungsmodells mit dem Modell der einfachen als auch mit dem Modell der doppelten Standardabweichung zeigen sich für diejenigen kephalometrischen Messwerte signifikante Abweichungen, deren Messpunkte sich nicht in der Mediansagittalebene des Schädels befinden. Es handelt sich hierbei um die Messpunkte Articulare und Gonion und die daraus resultierenden kephalometrischen Messwerte ML-NSL, ML-NL und ArGoMe.

Diejenigen Messwerte, deren Messpunkte sich in der räumlichen Mitte des Schädels befinden, zeigen nur sehr geringe Abweichungen vom Ursprungsmodell.

6. DISKUSSION

6.1. Fehlerquellen des Messverfahrens

6.1.1. Ethisch-moralischer Verhaltenskodex

Aus ethischen Gründen ist es heutzutage nicht möglich, Patienten zu Zwecken der wissenschaftlichen Forschung einer Röntgenstrahlung ohne klinischen Wert auszusetzen. In der hier geschilderten Studie führte dies zu Überlegungen, wie ohne gesundheitliche Belastung des Versuchskandidaten die Messungen realisiert werden konnten. Das Messverfahren wurde daraufhin in zwei Teile gegliedert: die Aufzeichnung der unwillkürlichen Kopfbewegung des Patienten als Simulation einer „echten“ Fernröntgenaufnahme und daran anschließend die Übertragung der gewonnenen Daten auf ein dreidimensionales CAD-Modell zur Realisation der kephalometrischen Messfehler.

Diese Aufgliederung der klinischen Studie brachte zwangsläufig eine Übertragung der Datensätze des PSD auf das CAD-Modell mit sich. Hierbei musste eine Konvertierung der PSD-Daten erfolgen, um sie für das CAD-Modell nutzbar zu machen. Bei der Konvertierung der Daten besteht die Möglichkeit eines Datenverlustes im Sinne eines Ab- oder Aufrundens der gemessenen Wertepaare durch die Software. Eine Optimierung in dieser Hinsicht ließe sich durch eine verbesserte Kopplung der selbst entwickelten Software auf Basis von Microsoft® VisualC mit der CAD-Software erreichen.

6.1.2. Oberflächenabhängige Effekte

Als wesentliche Oberfläche des Versuchsaufbaus ist die Mattscheibe zu nennen. Fällt ein Lichtstrahl – in dieser Studie ein Laserstrahl – unter einem bestimmten Winkel auf eine Oberfläche, so stellt diese Oberfläche als Grenzfläche eine Inhomogenität dar, und die Atome auf dieser Fläche streuen das Licht sowohl rückwärts in Form des reflektierten Strahls als auch vorwärts in Form des transmittierten Strahls (Hecht [35]). Der einfallende Lichtstrahl wird beim Eintritt in das feste Medium gebrochen. Abbildung 33 zeigt das Phänomen der Reflektion und Brechung auf.

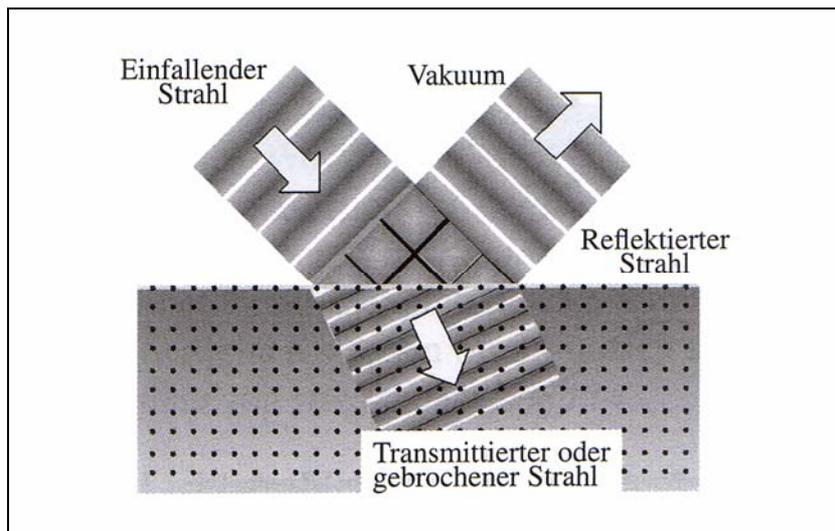


Abbildung 33: Wellen treffen auf Moleküle in einem Stück aus durchsichtigem Glas oder Kunststoff. Das einfallende Licht wird teils reflektiert, teils gebrochen.

Im geschilderten Versuchsaufbau sind diese beiden Phänomene für die Laserstrahlen zu berücksichtigen, die über die Spiegelkonstruktionen umgelenkt werden (Laserstrahlen für die Beurteilung der x- und y-Achse bei der Bewegung des Kopfes) und somit nicht lotrecht auf die Oberfläche der Mattscheibe treffen. Reflexion und Brechung können dazu führen, dass kein oder nur ein sehr geringer Anteil des Laserstrahls vom Objektiv auf den PSD fokussiert werden kann. Dies würde letztendlich keinen Impuls auf dem PSD hervorrufen und eine Aufzeichnung des jeweiligen Laserstrahls als Fortführung der entsprechenden räumlichen Achse verhindern.

Eine Optimierung des Messverfahrens lässt sich erreichen, indem für jeden der drei Laserstrahlen eine Kamera mit Mattscheibe konstruiert wird, so dass ein lotrechtes Auftreffen der Laserstrahlen auf die einzelnen Mattscheiben gewährleistet ist.

6.1.3. Zeitliche Zuordnung der Messwerte zu den Laserdioden-Modulen

Aus der Tatsache, dass nur eine Kamera zur Aufzeichnung der Laserstrahlen eingesetzt wurde, lässt sich eine weitere Fehlerquelle erschließen: es musste Softwaregesteuert eine zeitliche Koordinierung der Laserstrahlen zu den Messwerten des PSD hergestellt werden. Die Software sollte die Laserstrahlen nacheinander durchschalten und die erhaltenen Messwerte unmittelbar dem entsprechenden Laser zuordnen. An dieser Stelle kommt ein Nachteil des PSD zum Tragen: man „erkauft“ sich die hohe Präzision des PSD in der Auflösung und der optischen Sensitivität mit

einer geringeren Messgeschwindigkeit. Alle drei Faktoren stehen in direktem Verhältnis zueinander und beeinflussen sich gegenseitig. Die verringerte Messgeschwindigkeit kann bei gleichzeitiger zeitlicher Durchschaltung der drei Laserdioden-Module zu einer falschen Zuordnung der Messwerte des PSD zu dem jeweiligen Laserdioden-Modul und damit zur falschen räumlichen Achse führen. In der graphischen Aufbereitung der Messwerte für die Laserdioden-Module zeigt sich dies durch ein Umspringen der Messwerte eines Laserdioden-Moduls auf das folgende.

Zur Optimierung des Messvorgangs sollten drei Kameras zur Anwendung kommen, so dass für jedes Laserdioden-Modul ein PSD zur Verfügung steht und auf eine zeitliche Koordinierung der Laserdioden-Module zu den Messwerten des PSD verzichtet werden kann.

6.1.4. Beeinflussung der Kopfbewegung durch die Laserkrone

Zur Aufzeichnung der Bewegungen des Kopfes wurde ein Messverfahren angewandt, welches für den Versuchskandidaten nahezu berührungslos war. Die Laserkrone, die auf dem Kopf der Patienten fixiert wurde, wurde von den Versuchskandidaten nicht als störend oder drückend empfunden. Eine Beeinträchtigung der Kopfbewegung wurde auf Nachfragen von keinem der 20 Versuchskandidaten angegeben. Aufgrund des Eigengewichts der Laserkrone und der Verbindungskabel zwischen Laserkrone und Kamera lässt sich jedoch eine Beeinflussung der unwillkürlichen Kopfbewegung nicht ausschließen. Hier müssen die Vorteile der Laserkrone gegenüber berührungslosen Aufzeichnungssystemen zum Beispiel mittels Camcorder oder ähnlichem abgewogen werden. Die Vorteile der Laserkrone zeigen sich in der hohen Präzision der Laserdioden-Module und daraus folgend der hohen Lokalisationsgenauigkeit für den gesamten Messvorgang. Berührungslose Aufnahmesysteme wie beispielsweise ein Camcorder können in diesen Bereichen nicht mit der Präzision einer Laserdiode konkurrieren und kamen aus diesem Grund nicht zur Anwendung.

6.1.5. Alternative Messverfahren

Die Ausführung dieser Studie als In-vivo-Studie an „lebenden“ Patienten und bei vergleichbaren Bedingungen zu einer realen Fernröntgenaufnahme schufen bestmögliche Voraussetzungen zum Vergleich und zur Übertragung der Ergebnisse der Studie mit dem beziehungsweise auf den Praxisalltag im Umgang mit direkten digitalen Fernröntgenseitenbildern. Mit diesem Messverfahren und insbesondere mit diesem Versuchsaufbau können weitere, unterschiedliche beziehungsweise modifizierte Verfahren zur Verbesserung des direkten digitalen Fernröntgens untersucht werden, sei es hinsichtlich einer verbesserten Fixierung des Patienten, sei es als Fernröntgenaufnahme in sitzender Position oder sei es im Sinne einer verkürzten Aufnahmedauer des digitalen Fernröntgens.

Die Analyse der kephalometrischen Messfehler setzte eine dreidimensionale Aufzeichnung der motorischen Unruhe des Kopfes – der unwillkürlichen Bewegungen des Kopfes – voraus. Hierbei waren bestmögliche Auflösung und hohe spektrale Empfindlichkeit der Messapparatur von entscheidender Bedeutung. Somit schieden Aufnahmeverfahren wie ein Camcorder aus. Das angewandte Messverfahren erzielt eine Lokalisationsgenauigkeit, die nach Kenntnis des Autors in Kombination mit hoher Auflösung und hoher spektraler Empfindlichkeit bei vertretbarem technischen Aufwand auf andere Weise nicht realisierbar erschien. Hayashi et al [33, 34] konnten bereits in den Jahren 1994 und 1995 in Untersuchungen zur Aufzeichnung von Unterkieferbewegungen und in der Folge von Kopfbewegungen die hohe Empfindlichkeit und Lokalisationsgenauigkeit eines PSD nachweisen.

6.2. Schlussfolgerungen

Eine Abhängigkeit zwischen Dauer der Fernröntgenaufnahme und motorischer Unruhe des Kopfes konnte nachgewiesen werden. Direkte digitale Fernröntgenaufnahmen weisen eine deutlich verlängerte Aufnahmedauer von circa 15 Sekunden im Vergleich zu konventionellen Fernröntgenaufnahmen auf. In den Untersuchungen konnte gezeigt werden, wie mit zunehmender Dauer des Röntgenvorgangs eine immer stärker werdende motorische Unruhe auftrat. Diese motorische Unruhe spiegelte die unwillkürlichen Bewegungen des Kopfes wieder. Unwillkürliche Kopfbewegungen

traten in allen Raumebenen sowohl als Rotation als auch als Translation auf. Eine Verallgemeinerung dieser Bewegungen des Kopfes im Sinne einer Reproduzierbarkeit und / oder Wiederholung war nicht möglich. Jeder Messvorgang zeichnete sich intra- und interindividuell durch unterschiedliche Kopfbewegungen in allen Ebenen des Raumes aus, wobei keine Präferenz für eine bestimmte Rotation oder Translation angegeben werden konnte.

Die herausgestellten Abweichungen zeigten, dass die motorische Unruhe des Kopfes als unwillkürliche Bewegung des Patienten einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die Lage der kephalometrischen Messpunkte und die kephalometrischen Messwerte ausübt. Die in der klinischen Studie gemessenen Abweichungen beschränkten sich dabei in erster Linie auf solche kephalometrischen Messpunkte, die nicht in der Mediansagittalebene des Schädels angeordnet sind (Articulare und Gonion). Für diese Punkte und die daraus resultierenden Messwerte (ArGoMe, ML-NSL, ML-NL) ergaben sich Differenzen zum Ursprungsmodell, die eine klinische Signifikanz aufwiesen. So wurden bei der Überlagerung des Ursprungsmodells mit dem Modell der doppelten Standardabweichung auf der Nasion-Sella-Linie Differenzen für ArGoMe von $\pm 3,1^\circ$, für ML-NSL von $\pm 4,3^\circ$ und für ML-NL von $\pm 4,2^\circ$ gemessen. Alle untersuchten Messpunkte, die in der räumlichen Mitte des Schädels liegen (Nasion, Sella, A-Punkt, Basion, Spina nasalis anterior, Spina nasalis posterior, B-Punkt, Pogonion, Menton), wiesen Unterschiede zu den Werten des Ursprungsmodells auf, die eine geringe oder fehlende klinische Relevanz besaßen.

Im Gegensatz zu der vorliegenden klinischen Studie führten Tng et al [69] und Yoon et al [76] In-vitro-Studien an mazerierten Schädeln mit vorgegebenen Winkelwerten für die Rotation durch. Eine Berücksichtigung der motorischen Unruhe des Kopfes fand nicht statt. Die von Tng et al [69] gemessenen Werte für SNA, SNB und SNPg bei Rotation des Schädels um die z-Achse deckten sich mit den Ergebnissen der vorliegenden klinischen Studie. Yoon et al [76] arbeiteten in ihren Untersuchungen bei ebenfalls vorgegebener Rotation des Schädels in der z-Achse heraus, dass der kephalometrische Messfehler für die Winkel SNA, SNB, NSAr, SArGo und ArGoMe ab einer Rotation von mehr als $\pm 5^\circ$ in der z-Achse eine klinische Signifikanz besitze. Diese Ergebnisse stimmten mit der vorliegenden Untersuchung insofern überein, als dass die gemessenen Werte für SNA und SNB sich mit den hier ermittelten Werten

deckten; es fand sich keine Übereinstimmung bei den Werten für ArGoMe, der in der hier vorliegenden Studie wesentlich größere Abweichungen aufwies als in den Untersuchungen von Yoon et al [76].

In der hier geschilderten Studie traten unterschiedliche Messwerte in Bezug auf die Richtung der Translation und der Rotation auf. Grundsätzlich kann eine Rotation des Kopfes um eine vertikale Achse, um eine transversale Achse und um eine anterior-posteriore Achse auftreten. Translationen sind in Richtung der genannten Achsen möglich.

Eine Rotation um die transversale Achse verursacht keine Verzerrung des Röntgenbildes. Obwohl der Kopf um die transversale Achse rotiert, ist die Position des Kopfes parallel zum Zentralstrahl des Röntgengerätes ausgerichtet. Es verändert sich lediglich die Position des Bildes auf dem Röntgenfilm, dies verursacht aber keine Veränderung der Beziehung zwischen den einzelnen kephalometrischen Messpunkten (Ahlqvist et al [2], Eliasson et [21]).

Eine Rotation des Kopfes um die anterior-posteriore Achse beeinflusst die Position der kephalometrischen Messpunkte in vertikaler Richtung, jedoch nicht in horizontaler Richtung. Bilateral vorhandene Messpunkte wie Articulare und Gonion werden gleich bewegt, und die vertikale Distanz zwischen den Messpunkten ändert sich in Abhängigkeit ihrer Entfernung von der rotierenden Achse.

Rotationen um die vertikale Achse hingegen nehmen Einfluss auf horizontale Messungen, während vertikale Messungen keiner Veränderung unterliegen. Die Art des Einflusses unterscheidet sich jedoch von dem der Rotation um die anterior-posteriore Achse: die Rotation um die vertikale Achse verändert die Beziehung zwischen der Mediansagittalebene und den bilateral vorhandenen kephalometrischen Messpunkten.

Translationen in Richtung der vertikalen und der anterior-posterioren Achsen während der digitalen Fernröntgenaufnahme führen zu Verzerrungen des Röntgenbildes, während Translationen in transversaler Richtung keine Veränderungen mit sich bringen. Da es sich bei dem beschriebenen Verfahren der direkten digitalen Fernröntgentechnik um ein dem Scanner vergleichbares System handelt (Slot-Technik) und ein zeilenweises Ablesen des Objektes durch den Sensor erfolgt, findet bei einer Translation, die in Richtung des Sensors erfolgt, eine Streckung des entsprechenden

Objektes statt. Eine Translation in entgegengesetzter Richtung zum Sensor hingegen bewirkt eine Stauchung des Objektes.

6.3. Ausblick

Mit dem hier vorgestellten Messverfahren war es erstmals möglich, die Bewegungen des Kopfes während der Fernröntgenaufnahme für alle Ebenen des Raumes aufzuzeichnen und diese über ein CAD-Modell für die Kephalometrie nutzbar zu machen. Die besonderen Vorteile dieses Systems lagen in der Aufzeichnung der Bewegungen über die gesamte Dauer der Fernröntgenaufnahme, ohne definierte Translationen oder Rotationen vorzugeben, sondern die natürlichen, unwillkürlichen Bewegungen des Kopfes festzuhalten. Dies war die Grundvoraussetzung für die Ermittlung der kephalometrischen Messfehler.

Zur Verbesserung der Qualität digitaler Fernröntgenaufnahmen auf CCD-Basis könnten mehrere Ansätze verfolgt werden. Beispielsweise könnte die Fixierung des Patienten im Kephalostaten während der Fernröntgenaufnahme verbessert werden. Dies wäre durch eine zusätzliche Stütze im Bereich des Hinterkopfes möglich. Da in diesem Bereich keine relevanten kephalometrischen Messpunkte zu finden sind, erscheint diese Maßnahme leicht umsetzbar. Des Weiteren könnte der Patient durch ein zirkulär um den Schädel verlaufendes Gummiband zusätzlich fixiert werden. Dies erscheint jedoch nicht sinnvoll, da es zu einer Überlagerung wichtiger kephalometrischer Messpunkte mit dem Band kommen könnte.

Ein weiteres probates Mittel zur Vermeidung solcher Kopfbewegungen könnte darin bestehen, die Fernröntgenaufnahme entgegen der momentan üblichen Konvention nicht im Stehen, sondern in einer sitzenden Position durchzuführen. Im Gegensatz zur Panoramaschichtaufnahme ist die Krümmung der Halswirbelsäule für die Fernröntgenaufnahme nicht von grundlegender Bedeutung, so dass die stehende Position keinerlei Vorteile gegenüber der sitzenden bietet. Die sitzende Position hingegen bringt für den Patienten eine zusätzliche Rumpfstabilität mit sich, die sich in einer verbesserten Stabilität der Halswirbelsäule und damit des Schädels äußern dürfte. Dieses Verfahren dürfte für den Praxisalltag die einfachste Variante zur Qualitätsverbesserung darstellen.

Auf der technischen Seite der Fernröntgenaufnahme lassen sich ebenfalls Maßnahmen herbeiführen, die zu einer deutlichen Reduzierung der Kopfbewegungen beitragen könnten. Hierbei muss es vor allem darum gehen, die Aufnahmedauer einer digitalen Fernröntgenaufnahme deutlich zu verkürzen. Auch in diesem Bereich sind mehrere Verfahren denkbar. Als kostenintensivste und aus diesem Grund höchstwahrscheinlich in naher Zukunft nicht zu realisierende Variante wäre der Umbau der gesamten digitalen Röntgeneinrichtung von einem Zeilensensor zu einem Flächensensor zu nennen, der analog zu einem konventionellen Röntgenfilm die gesamte zu belichtende Fläche abdeckt und somit im Bereich der Aufnahmedauer einer konventionellen Fernröntgenaufnahme liegen dürfte.

Sollten in der Zukunft die Preise für die Herstellung von CCD-Chips deutlich sinken, erscheint diese Variante realisierbar. In der heutigen Zeit würde die Konstruktion eines solchen Flächensensors auf CCD-Basis Kosten von ca. 50.000,- Euro im Gegensatz zu den aktuellen Kosten eines Zeilensensors von ca. 3.000,- Euro verursachen; damit scheidet dieses Verfahren als allgemein taugliches Verfahren für die Praxis aus und bleibt in der momentanen Situation höchstens der wissenschaftlichen Forschung vorbehalten.

Eine weitere Möglichkeit könnte darin bestehen, die Konstruktion der digitalen Röntgeneinrichtung ähnlich dem hier geschilderten Versuchsaufbau für die klinische Studie zu wählen. Dies würde ebenfalls bedeuten, vom Prinzip des Zeilensensors Abstand zu nehmen und einen relativ kleinen und damit von der Kostenseite her vertretbaren Flächensensor zu produzieren. Der Röntgenstrahl würde von einer Mattscheibe und anschließend einem Kameraobjektiv aufgefangen werden und entsprechend auf den Flächensensor fokussiert werden. Dieses Verfahren wird zurzeit nach den Erkenntnissen des Autors von einem namhaften Hersteller digitaler Röntgeneinrichtungen verfolgt. Allerdings bietet auch dieses Verfahren einen gravierenden Nachteil: Aufgrund der Tatsache, dass für die entsprechenden Abbildungsprojektionen die Strahlensätze zwischen Mattscheibe, Kameraobjektiv und CCD-Flächensensor einzuhalten wären, würde die digitale Fernröntgeneinrichtung beträchtlich vergrößert werden. Es ist davon auszugehen, dass eine solche Fernröntgeneinrichtung einen zusätzlichen Platzbedarf von etwa einem Meter aufweist.

Als realistische technische Verbesserung der gesamten digitalen Fernröntgenaufnahme kommt hingegen die qualitative Verbesserung des Zeilensensors und in der Folge ein beschleunigtes Ablesen des Gesichtsschädels durch den Zeilensensor in

Betracht. Hierbei lässt sich eine Halbierung der bisherigen Aufnahmedauer von circa 15 Sekunden für ein digitales Fernröntgenseitenbild realisieren. Auch dieses Verfahren scheint in naher Zukunft von einem Hersteller digitaler Fernröntgenapparaturen umgesetzt zu werden.

Grundsätzlich bleibt festzuhalten, dass die Maßnahmen, welche für eine verbesserte Fixierung des Gesichtsschädels des Patienten sorgen, im Praxisalltag leichter realisierbar sein werden, als solche, die mit einer technischen Neuausstattung oder einem Umbau einhergehen. Der Kostenaufwand für solche Maßnahmen dürfte die Kosten für beispielsweise eine zusätzliche Stütze am Hinterkopf um ein Vielfaches übersteigen.

In der Studie konnte nachgewiesen werden, dass die motorische Unruhe des Kopfes einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf die kephalometrischen Messergebnisse ausübt. Diese Ergebnisse weisen auch für den Praxisalltag eine klinische Relevanz auf.

Die Entwicklungen führender Hersteller von Röntgengeräten zeigen, dass auch dort ein Problembewusstsein hinsichtlich der Fragestellung dieser Studie vorhanden ist, und Lösungen der geschilderten Problematik der direkten digitalen Fernröntgentechnik in der Umsetzung begriffen sind.

7. LITERATURVERZEICHNIS

- (1) Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U: The effect of projection errors on cephalometric length measurements. *Eur J Orthod* 8 (1986), 141-148
- (2) Ahlqvist J, Eliasson S, Welander U: The cephalographic projection. Part II: Principles of image distortion in cephalography. *Dentomaxillofac Radiol* 12 (1983), 101-108
- (3) Altuna G, Freisfeld M, Schmuth G: The application of the computer to the calculation of individual errors in roentgen-cephalometry. *Eur Orthodont Soc Trans* 46 (1970), 519-534
- (4) Athanasiou AE: *Orthodontic cephalometry* 1st edition. Mosby-Wolfe, St. Louis 1995
- (5) Athanasiou AE, Miethke RR, van der Meij AJW: Random errors in localization of landmarks in postero-anterior cephalograms. *Br J Orthod* 26 (1999), 273-283
- (6) Battagel JM: A comparative assessment of cephalometric errors. *Eur J Orthod* 15 (1993), 305-314
- (7) Baumrind S, Frantz RC: The reliability of head film measurements. 1. Landmark identification. *Am J Orthod* 60 (1971), 111-127
- (8) Baumrind S, Frantz RC: The reliability of head film measurements. 2. Conventional angular and linear measures. *Am J Orthod* 60 (1971), 505-517
- (9) Bhatia SN, Leighton BC: *A manual of facial growth. A computer analysis of longitudinal cephalometric growth data.* Oxford University Press, Oxford-New York-Tokyo, 1993

- (10) Björk A, Solow B: Measurements on radiographs. J Dent Res 41 (1962), 672-683
- (11) Broadbent B: A new x-ray technique and its application to orthodontics. Angle Orthod 1 (1931), 45-66
- (12) Broadway ES, Healy MJ, Poyton HG: The accuracy of tracings from cephalometric lateral skull radiographs. Dent Pract 12 (1966), 422-427
- (13) Broch J, Slagsvold O, Rösler M: Error in landmark identification in lateral radiographic headplates. Eur J Orthod 3 (1981), 9-13
- (14) Brody WR: Digital radiography. Raven, New York 1984
- (15) Buschang PH, Tanguay R, Patterson DK, Demirjian A: Cephalometric reliability. A comparison of two assessment methods. Am J Phys Anthropol 63 (1984), 142-149
- (16) Chen YJ, Chen SK, Chang HF, Chen KC: Comparison of landmark identification in traditional versus computer-aided digital cephalometry. Angle Orthod 70 (2000), 387-392
- (17) Cooke MS, Wei SHY: The reproducibility of natural head position: a methodological study. Am J Orthod Dentofac Orthop 93 (1998), 280-288
- (18) Döhring W, Prokop M, Bergh B, Buchmann F, Schmidt J: Prinzip und Anwendung der digitalen Lumineszenzradiographie. Röntgenstrahlen 56 (1986), 16-23
- (19) Döler W, Steinhöfel N, Jäger A: Digital image processing techniques for cephalometric analysis. Comput Biol Med 21 (1991), 23-33
- (20) Drescher D: Fernröntgenanalyse in Diedrich P: Kieferorthopädie I, Praxis der Zahnheilkunde Bd. 11/I 4. Auflage. Urban & Fischer, München 2000, 261-291

- (21) Eliasson S, Welander U, Ahlqvist J: The cephalometric projection. Part I: General considerations. *Dentomaxillofac Radiol* 11 (1982), 117-122
- (22) Farman AG, Farman TT: Extraoral and panoramic systems. *Dent Clin North Am* 44 (2000), 257-272
- (23) Forsyth DB, Davis DN: Assessment of an automated cephalometric analysis system. *Eur J Orthod* 18 (1996), 471-478
- (24) Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S: Digital imaging of cephalometric radiography, part 1: advantages and limitations of digital imaging. *Angle Orthod* 66 (1996), 37-42
- (25) Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S, Roberts CT: Digital imaging of cephalometric radiographs, part 2: image quality. *Angle Orthod* 66 (1996), 43- 48
- (26) Freisfeld M: Fehlerquellen an Einzeichnungsserien kephalometrischer Bezugspunkte. *Fortschr Kieferorthop* 34 (1973), 296-306
- (27) Geelen W, Wenzel A, Gotfredsen E, Kruger M, Hansson LG: Reproducibility of cephalometric landmarks on conventional film, hardcopy and monitor-displayed images obtained by the storage phosphor technique. *Eur J Orthod* 20 (1998), 331-340
- (28) Gotfredsen E, Wenzel A, Bosch C: Direct digital cephalometry: image resolution, compression, quality and time consumption using the Siemens Orthophos Ceph. *J Comput Assisted Radiol Surg* (1997), 54-58
- (29) Gravely JF, Benzie PM: The clinical significance of tracing error in cephalometry. *Br J Orthod* 1 (1974), 95-101
- (30) Hägg U, Cooke MS, Chan TCK, Tng TTH, Lau PYW: The reproducibility of cephalometric landmarks: an experimental study on skulls. *Aust J Orthod* 15 (1998), 177-185

- (31) Hagemann K, Vollmer D, Niegel T, Ehmer U, Reuter I: Prospektive Studie zur Reproduzierbarkeit von Referenzpunkten in konventionellen und digitalen seitlichen Fernröntgenaufnahmen. *Fortschr Kieferorthop* 61 (2000), 91-99
- (32) Halazonetis DJ: Computer-assisted cephalometric analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 105 (1994), 517-521
- (33) Hayashi T, Kurokawa M, Miyakawa M, Aizawa T, Kanaki A, Saitoh A, Ishioka K: A high-resolution line sensor-based photostereometric system for measuring jaw movements in six degrees of freedom. *Frontiers Med Biol Engng* 6 (1994), 171-186
- (34) Hayashi T, Nakamura Y, Takeda T, Miyakawa M, Katoh K: Accuracy verification of a PSD-equipped camera-based photostereometric system developed for measuring cranial movements in six degrees of freedom. *Frontiers Med Biol Engng* 7 (1996), 189-205
- (35) Hecht E: *Optik* 3. Auflage. R. Oldenbourg Verlag, München 2001
- (36) Hofrath H: Die Bedeutung von Röntgenfern- und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien. *Fortschr Orthodont* 1 (1931), 232-258
- (37) Houston WJB: The analysis of errors in orthodontic measurements. *Am J Orthod* 83 (1983), 382-390
- (38) Houston WJB, Maher RE, McElroy D, Sherriff M: Sources of error in measurements from cephalometric radiographs. *Eur J Orthod* 8 (1986), 149-151
- (39) Jacobson A: *Radiographic cephalometry. From basics to videoimaging* 1st edition. Quintessence, New York 1995
- (40) Kashima I, Kanno M, Higashi T, Takano M: Recent advancements in medical electronic: Computed panoramic tomography using a laser scanning system. *Shikai Tenbo* 64 (1984), 635-643

- (41) Kashima I, Kanno M, Higashi T, Takano M: Computed panoramic tomography with scanning laserstimulated luminescence. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 60 (1985), 448-453
- (42) Laserdioden-Module, Produktübersicht. LG Laser Technologies®
- (43) Liu JK, Chen YT, Cheng KS: Accuracy of computerized identification of cephalometric landmarks. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 118 (2000), 535-540
- (44) Lundström F, Lundström A: Natural head position as a basis for an analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 101 (1992), 244-247
- (45) Macri V, Wenzel A: Reliability of landmark recording on film and digital lateral cephalograms. *Eur J Orthod* 15 (1993), 137-148
- (46) McWilliam JS, Welander U: The effect of image quality on the identification of cephalometric landmarks. *Angle Orthod* 48 (1978), 49-56
- (47) Midtgard J, Björk G, Linder-Aronson S: Reproducibility of cephalometric landmarks and errors of measurements of cephalometric cranial distances. *Angle Orthod* 44 (1974), 56-61
- (48) Miethke RR: Zur Lokalisationsgenauigkeit kephalometrischer Referenzpunkte. *Prakt Kieferorthop* 3 (1989), 107-122
- (49) Miller PA, Savara BS, Singh IJ: Analysis of errors in cephalometric measurement of three-dimensional distances on the maxilla. *Angle Orthod* 36 (1966), 169-175
- (50) Moore WS: Dental digital radiography. *Tex Dent J* 119 (2002), 404-412
- (51) Na KC, Yoon YJ, Kim KW: A study on the errors in the cephalometric measurements. *Korean J Orthod* 28 (1998), 75-84

- (52) Neitzel U: Grundlagen der digitalen Bildgebung. in: Ewen K: Moderne Bildgebung. Physik, Gerätetechnik, Bildbearbeitung und –kommunikation, Strahlenschutz, Qualitätskontrolle 3. Auflage. Thieme, Stuttgart 2003, 63-76
- (53) Nimkarn Y, Miles PG: Reliability of computer-generated cephalometrics. Int J Adult Orthod Orthognath Surg 10 (1995), 43-52
- (54) Ongkosuwito EM, Katsaros C, van't Hof MA, Bodegom JC, Kuijpers-Jagtman AM: The reproducibility of cephalometric measurements: a comparison of analogue and digital methods. Eur J Orthod 24 (2002), 655-665
- (55) Optoelektrische Messtechnik, Produktübersicht. Laser Components® GmbH
- (56) Pasler FA, Visser H in: Rateitschak KH, Wolf HF (Hrsg.): Farbatlant der Zahnmedizin Bd. 5, Zahnärztliche Radiologie 2. Auflage. Thieme, Stuttgart 2000
- (57) Proffit WR, Fields HW: Contemporary orthodontics. Mosby-Wolfe, St. Louis 1986, 138-156
- (58) Prokop M, Schaefer-Prokop CM: Digital image processing. Eur Op Radiol 7 (1997), 73-82
- (59) Rakosi T: An atlas and manual of cephalometric radiography. Wolfe Medical Publications, London 1982, 34-44.
- (60) Rudolph DJ, Sinclair PM, Coggins JM: Automatic computerized radiographic identification of cephalometric landmarks. Am J Orthod Dentofac Orthop 113 (1998), 173-179
- (61) Savara BS, Tracy WE, Miller PA: Analysis of errors in cephalometric measurements of three-dimensional distances on the human mandible. Arch Oral Biol 11 (1966), 209-217

- (62) Schmuth GPF, Altuna G: Wie genau sind röntgenkephalometrische Befunde? Eine Studie über die Bestimmung der Bisslage durch den ANB-Winkel. *Öst Z Stomatol* 68 (1971), 370-381
- (63) Schmuth GPF, Chow KW, Drescher D: Comparison of cephalometric mean values. *Eur J Orthod* 10 (1988), 68-71
- (64) Schulze RK, Gloede MB, Doll GM: Landmark identification on direct digital versus film-based cephalometric radiographs: a human skull study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122 (2002), 635-642
- (65) von Seggern H: Photostimulierbare Speicherleuchtstoffe für Röntgenstrahlung. *Phys Bl* 48 (1992), 719-723
- (66) Skotnicky F: Problem der Projektionsverzerrung bei Fernröntgenaufnahmen des Schädels. *Fortschr Kieferorthop* 33 (1972), 277-303
- (67) Stabrun AE, Danielsen K: Precision in cephalometric landmark identification. *Eur J Orthod* 4 (1982), 185-196
- (68) Stamm H, Brinkhaus HA, Ehmer U, Meier N, Bollmann F: Computergestützte, automatisierte Auswertung von Fernröntgenseitenbildern. *Fortschr Kieferorthop* 59 (1998), 73-81
- (69) Tng TH, Chan CK, Cooke MS, Orth D, Hägg U: Effect of head posture on cephalometric sagittal angular measures. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 104 (1993), 337-341
- (70) Trpkova B, Major P, Prasad N, Nebbe B: Cephalometric landmark identification and reproducibility: A meta analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 112 (1997), 165-170
- (71) Van der Stelt P: Principles of digital imaging. *Dent Clin North Am* 44 (2000), 237-248

- (72) Wenzel A, Gröndahl HG: Direct digital radiography in the dental office. *Int Dent J* 45 (1999), 27-34
- (73) Wenzel A, Gotfredsen E: Digital radiography for the orthodontist. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 121 (2002), 231-235
- (74) Yaffe MJ, Rowlands JA: X-ray detectors for digital radiography. *Phys Med Biol* 42 (1997), 1-39
- (75) Yen PK: Identification of landmarks in cephalometric radiographs. *Angle Orthod* 30 (1960), 35-41
- (76) Yoon Y, Kim KS, Hwang MS, Kim HJ, Choi EH, Kim KW: Effect of head rotation on lateral cephalometric radiographs. *Angle Orthod* 71 (2001), 396-403
- (77) Youssefzadeh S, Gahleitner A, Bernhart D, Bernhart T: Konventionelle Dentalradiologie und Zukunftsperspektiven. *Radiologe* 39 (1999), 1018-1026

8. ANHANG

8.1. Software-Programm zur Steuerung und zeitlichen Durchschaltung der Laserdioden-Module sowie zum Auslesen, zur Digitalisierung und Aufbereitung der Eingangssignale des PSD basierend auf Microsoft® VisualC

```
/******  
Psd.c  
*****/  
  
#include "Psd.h"  
  
#define NUMLEDS          3           // number of LED's  
#define PSDWIDTH        5.0         // half width of PSD  
#define EPSILON          1.0E-20    // precision limit  
#define ILLPOSVALUE     100.0       // value of illegal PSD position  
#define DT_ACKFREQ      20000       // AD acquisition frequency  
#define DT_SAMPLES      100         // number of 4 channel samples  
#define DT_FIRSTSAMPLE  96          // first 4 channel sample of measurement  
#define DT_ACKBUFSIZE   (DT_SAMPLES*4) // total data acquisition buffer size  
#define DT_NUMBUFS      3           // number of buffers  
#define DEF_SAMPLES     200         // default number of MeasVect samples  
#define FILENAME        "D:\\Psd\\Data\\psd.txt"  
#define DIST_KAMERA     2000        // Abstand LED - Kamera in mm  
#define DIST_DECKE     2300        // Abstand LED - Decke - Kamera in mm  
#define DIST_WAND      2800        // Abstand LED - Wand - Kamera in mm  
  
#define CALCVOLTAGE(Val) ((double)(Val - 0x8000) / 3276.8)  
  
// global vars =====  
  
HINSTANCE ghInst      = NULL;      // program instance  
HANDLE     ghHeap     = NULL;      // process heap handle  
BOARD     gBoard;      // AD board struct  
Int       gLedNum     = 0;         // current led number  
Int       gNumSamples= 0;         // number of samples  
PMEASVECT gpMeasVect = NULL;     // pointer to meas vector  
Int       gCurrSample = 0;         // current sample index  
  
// function protos  
  
LRESULT CALLBACK PsdDlgProc        (HWND hDlg,UINT  
iMsg,WPARAM  
  
BOOL PsdLed                        (PBOARD pBoard,int LedNum);  
BOOL PsdProcessBuffer              (HWND hDlg,PWORD  
pBuffer,UINT  
  
Void CalcPositionFromPSD           (NumSamples,UINT LedNum);  
pPV);                               (PMEASVECT pMV,PPOSVECT
```

```

BOOL          SaveData          (void);

BOOL CALLBACK DTGetDriver      (LPSTR lpszName,LPSTR
                                lpszEntry,LPARAM lParam);
BOOL          DTTerminate      (PBOARD pBoard);
Int           DTCheckError      (ECODE ErrCode);
Int           DTDisplayError    (HWND hWnd,ECODE ErrCode);

```

```

/*----- WinMain -----

```

```

function:    main program
argument:    instance handle
             prev instance handle
             command line
             show param
returns:     result code

```

```

-----*/

```

```

int WINAPI WinMain(HINSTANCE hInstance,HINSTANCE hPrevInstance,PSTR
szCmdLine,int iCmdShow)

```

```

{
    int          i;
    int          RetCode;
    UINT         DMAChannels;
    HBUF         hBuffer;
    ECODE        ErrCode;

    // save instance handle

    ghInst      =      hInstance;

    // get process heap handle

    ghHeap      =      GetProcessHeap();

    // init DT board

    ZeroMemory(&gBoard,sizeof(BOARD));

    // enum and init board

    ErrCode     =      oIdaEnumBoards(DTGetDriver,(LPARAM)&gBoard);
    if (DTCheckError(ErrCode)) {
        DTDisplayError(GetFocus(),ErrCode);
        DTTerminate(&gBoard);
        return 0;
    }

    // config to A/D sub system

    ErrCode     =      oIdaGetDASS(gBoard.hdrv,OLSS_AD,0,&gBoard.hdassAD);
    if (DTCheckError(ErrCode)) {
        DTDisplayError(GetFocus(),ErrCode);
        DTTerminate(&gBoard);
        return 0;
    }
}

```

```

// 16 bit, binary, single ended

ErrCode    =    oIDaSetResolution (gBoard.hdassAD,16);
ErrCode    =    oIDaSetEncoding  (gBoard.hdassAD,OL_ENC_BINARY);
ErrCode    =    oIDaSetChannelType(gBoard.hdassAD,OL_CHNT_SINGLEENDED);

// get avail DMA channels

oIDaGetSSCaps(gBoard.hdassAD,OLSSC_NUMDMACHANS,&DMAChannels);
DMAChannels    =    min(1,DMAChannels);

ErrCode    =    oIDaSetDataFlow(gBoard.hdassAD,OL_DF_CONTINUOUS);
ErrCode    =    oIDaSetClockFrequency(gBoard.hdassAD,DT_ACKFREQ);
ErrCode    =    oIDaSetDmaUsage(gBoard.hdassAD,DMAChannels);

// channel list: 0,1,2,3

ErrCode    =    oIDaSetChannelListEntry(gBoard.hdassAD,0,0);
ErrCode    =    oIDaSetChannelListEntry(gBoard.hdassAD,1,1);
ErrCode    =    oIDaSetChannelListEntry(gBoard.hdassAD,2,2);
ErrCode    =    oIDaSetChannelListEntry(gBoard.hdassAD,3,3);
ErrCode    =    oIDaSetChannelListSize (gBoard.hdassAD,4);

// exec config

ErrCode    =    oIDaConfig(gBoard.hdassAD);

// alloc acquisition buffers

for (i=0; i<DT_NUMBUFS; i++) {
    ErrCode    =    oIDmCallocBuffer(0,0,(ULNG)DT_ACKBUFSIZE,2,&hBuffer);
    ErrCode    =    oIDaPutBuffer(gBoard.hdassAD,hBuffer);
}

// config digital out subsystem

ErrCode    =    oIDaGetDASS(gBoard.hdrv,OLSS_DOUT,0,&gBoard.hdassDOUT);
if (DTCheckError(ErrCode)) {
    DTDisplayError(GetFocus(),ErrCode);
    DTTerminate(&gBoard);
    return 0;
}

ErrCode    =    oIDaSetDataFlow(gBoard.hdassDOUT,OL_DF_SINGLEVALUE);
ErrCode    =    oIDaConfig(gBoard.hdassDOUT);

// call dialog

RetCode    =    DialogBox(ghInst,MAKEINTRESOURCE(IDD_PSDDLG),NULL,
(DLGPROC)PsdDlgProc);

// all Leds off

PsdLed(&gBoard,3);

```

```

// flush & free buffers

for (i=0; i<DT_NUMBUFS; i++) {
    ErrCode = oIDaFlushBuffers(gBoard.hdassAD);
    ErrCode = oIDaGetBuffer(gBoard.hdassAD,&hBuffer);
    ErrCode = oIDmFreeBuffer(hBuffer);
}

// terminate board

DTTerminate(&gBoard);

return 0;
}

/*----- PsdDlgProc -----
function:    psd dialog proc
argument:    window handle
             message
             word param
             long param
returns:     result code
-----*/
LRESULT CALLBACK PsdDlgProc(HWND hDlg,UINT iMsg,WPARAM wParam,LPARAM
lParam)
{
    UINT        NumSamples;
    HBUF        hBuffer;
    PWORD       pBuffer;
    ECODE       ErrCode;
    BOOL        bOk;
    HANDLE      hThread;

    switch (iMsg) {

case WM_INITDIALOG:

    // default number of samples

    SetDlgItemInt(hDlg, IDC_NUMSAMPLES, DEF_SAMPLES, FALSE);

    // set window handle for messages

    ErrCode = oIDaSetWndHandle(gBoard.hdassAD, hDlg, (UINT) NULL);
    ErrCode = oIDaConfig(gBoard.hdassAD);
    return TRUE;

case OLDA_WM_BUFFER_DONE:    // message: buffer done

    // get buffer off done list

    ErrCode = oIDaGetBuffer(gBoard.hdassAD, &hBuffer);

    // if there is a buffer

```

```

if (hBuffer != NULL) {

    // get max samples in input buffer

    ErrCode =    oIDmGetValidSamples(hBuffer,&NumSamples);
    ErrCode =    oIDmGetBufferPtr(hBuffer,&pBuffer);

    // process buffer data

    if (gCurrSample < gNumSamples) {

        PsdProcessBuffer(hDlg,pBuffer,NumSamples,gLedNum);

        // max samples reached?

        if (gCurrSample == gNumSamples) {

            SetDlgItemText(hDlg,IDC_MSG,"Messung beendet...");

            // all Leds off

            PsdLed(&gBoard,3);

            // stop measurement

            oIDaStop(gBoard.hdassAD);

            // save measurement as text file

            SetDlgItemText(hDlg,IDC_MSG,"Daten werden geschrieben...");
            SaveData();
            SetDlgItemText(hDlg,IDC_MSG,"Fertig");
            MessageBeep(0);

            // free memory

            HeapFree(ghHeap,0,gpMeasVect);
            gpMeasVect = NULL;

            hThread    =    GetCurrentThread();
            SetThreadPriority(hThread,THREAD_PRIORITY_NORMAL);

        }
    }
    else {

        // next Led

        PsdLed(&gBoard,gLedNum++);
        gLedNum = (gLedNum >= NUMLEDS) ? 0 : gLedNum;
    }
}

// put buffer back to ready list

ErrCode =    oIDaPutBuffer(gBoard.hdassAD,hBuffer);

```

```

    }

    return TRUE;

case OLDA_WM_QUEUE_DONE:
    MessageBox(hDlg,"Queue done error: acquisition stopped","Error",MB_ICONERROR
|
    MB_OK);
    return TRUE;

case WM_COMMAND:

    switch (LOWORD(wParam)) {

        case IDC_START: // start measurement

            gNumSamples      =      GetDlgItemInt(hDlg,IDC_NUMSAMPLES,&bOk,FALSE);
            if (!bOk) {
                MessageBeep(0);
                return 0;
            }

            gpMeasVect        =      HeapAl-
loc(ghHeap,HEAP_ZERO_MEMORY,gNumSamples * sizeof(MEASVECT));
            if (gpMeasVect == NULL) {
                MessageBeep(0);
                return 0;
            }

            gCurrSample      =      0;
            gLedNum          =      0;
            PsdLed(&gBoard,gLedNum);

            hThread          =      GetCurrentThread();
            SetThreadPriority(hThread,THREAD_PRIORITY_TIME_CRITICAL);

            ErrCode          =      oIdaStart(gBoard.hdassAD);
            SetDlgItemText(hDlg,IDC_MSG,"Messung läuft...");
            break;

        case IDOK:
        case IDCANCEL:
            ErrCode          =      oIdaAbort(gBoard.hdassAD);
                                EndDialog(hDlg,TRUE);
                                return TRUE;
        }

            break; // WM_COMMAND
    }

    return FALSE;
}

/*----- PsdLed -----
function:      led on / off
argument:      led number 0..2 / 3 all off

```

```

returns:      TRUE: OK, FALSE: failed
-----*/
BOOL PsdLed(PBOARD pBoard,int LedNum)
{
    ECODE      ErrCode;
    UINT       Value;

    // 1: LED an / 0 LED aus

    Value = 1 << LedNum;
    ErrCode  =  oIdaPutSingleValue(pBoard->hdassDOUT,Value,0,1.0);
    return !DTCheckError(ErrCode);
}

/*----- PsdProcessBuffer -----*/
function:     process data of a buffer
argument:     dialog window handle
              pointer to buffer of WORDs
              number of samples
              led number
returns:      TRUE: OK, FALSE: failed
-----*/
BOOL PsdProcessBuffer(HWND hDlg,PWORD pBuffer,UINT NumSamples,UINT LedNum)
{
    UINT       i,n;
    Int        SumX1,SumX2,SumY1,SumY2;
    Int        iFirst;
    PWORD      pBuf;
    Double     SumX,SumY;
    Double     x,y;
    Double     x1,x2,y1,y2;
    Char       cBuf[80];

    if (NumSamples < 3) {
        return FALSE;
    }

    // calc average from first sample to end of buffer

    iFirst =    DT_FIRSTSAMPLE * 4;
    pBuf =     pBuffer      + iFirst;
    n =       (NumSamples - iFirst) / 4;

    SumX1     =    0;
    SumX2     =    0;
    SumY1     =    0;
    SumY2     =    0;
    for (i=0; i<n; i++) {
        SumX1 += *pBuf++;
        SumX2 += *pBuf++;
        SumY1 += *pBuf++;
        SumY2 += *pBuf++;
    }

    SumX1 /= n;

```

```

SumX2 /= n;
SumY1 /= n;
SumY2 /= n;

// calc voltages

x1 = CALCVOLTAGE(SumX1);
x2 = CALCVOLTAGE(SumX2);
y1 = CALCVOLTAGE(SumY1);
y2 = CALCVOLTAGE(SumY2);

// calc x,y position on PSD

SumX = x2 + x1;
if (fabs(SumX) < EPSILON) {
    x = ILLPOSVALUE;
}
else {
    x = (x2 - x1) / SumX * PSDWIDTH;
}

SumY = y2 + y1;
if (fabs(SumY) < EPSILON) {
    y = ILLPOSVALUE;
}
else {
    y = (y2 - y1) / SumY * PSDWIDTH;
}

#if 0

switch (gLedNum) {

    case 0:

        sprintf(cBuf,"%8.2f",x1);
        SetDlgItemText(hDlg,IDC_X1_DECKE,cBuf);

        sprintf(cBuf,"%8.2f",x2);
        SetDlgItemText(hDlg,IDC_X2_DECKE,cBuf);

        sprintf(cBuf,"%8.2f",y1);
        SetDlgItemText(hDlg,IDC_Y1_DECKE,cBuf);

        sprintf(cBuf,"%8.2f",y2);
        SetDlgItemText(hDlg,IDC_Y2_DECKE,cBuf);

        sprintf(cBuf,"%8.2f",x);
        SetDlgItemText(hDlg,IDC_X_DECKE,cBuf);

        sprintf(cBuf,"%8.2f",y);
        SetDlgItemText(hDlg,IDC_Y_DECKE,cBuf);

        break;

```

case 1:

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",x1);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_X1_WAND,cBuf);
```

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",x2);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_X2_WAND,cBuf);
```

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",y1);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_Y1_WAND,cBuf);
```

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",y2);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_Y2_WAND,cBuf);
```

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",x);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_X_WAND,cBuf);
```

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",y);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_Y_WAND,cBuf);
```

```
break;
```

case 2:

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",x1);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_X1_DIREKT,cBuf);
```

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",x2);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_X2_DIREKT,cBuf);
```

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",y1);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_Y1_DIREKT,cBuf);
```

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",y2);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_Y2_DIREKT,cBuf);
```

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",x);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_X_DIREKT,cBuf);
```

```
sprintf(cBuf,"%8.2f",y);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_Y_DIREKT,cBuf);
```

```
// display current sample
```

```
sprintf(cBuf,"%d",gCurrSample);  
SetDlgItemText(hDlg,IDC_CURRSAMPLE,cBuf);  
break;
```

```
}
```

```
#endif
```

```
switch (gLedNum) {
```

```

case 0:
    // store value

    gpMeasVect[gCurrSample].x1 = x;
    gpMeasVect[gCurrSample].y1 = y;
    break;

case 1:
    // store value

    gpMeasVect[gCurrSample].x2 = x;
    gpMeasVect[gCurrSample].y2 = y;

    break;

case 2:
    // store value

    gpMeasVect[gCurrSample].x3 = x;
    gpMeasVect[gCurrSample].y3 = y;

    gCurrSample++;      // next sample
    break;

}

return TRUE;
}

/*----- CalcPositionFromPSD -----
function:      Berechnung der Position des Kopfes
input:         PSD-Koordinaten, Abstände Diode zu PSD,
output:        Tx, Ty, Tz, Rx, Ry, Rz (Translation, Rotation)
note:
-----*/
void CalcPositionFromPSD(PMEASVECT pMV,PPOSVECT pPV)
{
    int    i;

    double a1 = DIST_KAMERA;      // Abstand LED - Kamera in mm
    double a2 = DIST_DECKE;       // Abstand LED - Decke - Kamera in mm
    double a3 = DIST_WAND;        // Abstand LED - Wand - Kamera in mm

    double y1 = 0.0;
    double x1 = 0.0;
    double y2 = 0.0;
    double x2 = 0.0;
    double y3 = 0.0;
    double x3 = 0.0;

    double tx1, tx2, ty1, ty2, tz1, tz2, tx, ty, tz;
    double rx, ry, rz;
    double temp;
    double b, c, d, A, B, C, alpha, beta;

```

```

y1 = pMV->y1;
x1 = pMV->x1;
y2 = pMV->y2;
x2 = pMV->x2;
y3 = pMV->y3;
x3 = pMV->x3;

b = (y3 - a3)*(y3 - a1) + (a3 - y1)*(y3 - x2);
c = (y2 - a3)*(x1 + x3) + (a3 - y1)*(x3 - a2);
d = (a2 - x3)*(y3 - a1) + (x1 + x3)*(y3 - x2);
alpha = -(y2-a3)*(y3-a1)*x2 - (a3-y1)*(y3-x2)*a1
        -(y2-a3)*(x1+x3)*a2 + (a3-y1)*(x3-a2)*x1
        +(a3-y1)*(y1-y2)*(y2-a3) + (a3-y1)*a1*a3*cos((M_PI/180)*89.9)
        - 2*a1*a2*cos((M_PI/180)*89.57)
        + (y2-a3)*a2*a3*cos((M_PI/180)*88.05);
beta = -(a2-x3)*(y3-a1)*x2 - (x1+x3)*(y3-x2)*a1
        -(a2-x3)*(a3-y1)*y2 - (x1+x3)*(a3-y2)*y1
        -(x1+x3)*(x1+a2)*(a2-x3) + (x1+x3)*a1*a3*cos((M_PI/180)*89.9)
        - 2*a1*a2*cos((M_PI/180)*89.57)
        + (a2-x3)*a2*a3*cos((M_PI/180)*88.05);

A = b*b + c*c + d*d;
B = 2*b*alpha + 2*d*beta - c*c*(a1+x2) - c*b*(x1-a2) - c*d*(y1+y2);
C = alpha*alpha + beta*beta - c*(x1-a2)*alpha - c*(y1+y2)*beta
    +c*c*a1*x2 - c*c*a2*x1 + c*c*y1*y2 - c*c*a1*a2*cos((M_PI/180)*89.57);

temp = sqrt ((B/2/A)*(B/2/A) - C/A);
tx1 = -B/2/A + temp;
tx2 = -B/2/A - temp;
ty1 = -1/c*(b*tx1 + alpha);
ty2 = -1/c*(b*tx2 + alpha);
tz1 = 1/c*(d*tx1 + beta);
tz2 = 1/c*(d*tx2 + beta);

if (fabs (tx1) <= 2.0) tx = tx1; else tx = tx2;
if (fabs (ty1) <= 2.0) ty = ty1; else ty = ty2;
if (fabs (tz1) <= 2.0) tz = tz1; else tz = tz2;

pPV->tx = tx;
pPV->ty = ty;
pPV->tz = tz;
pPV->rx = acos ((x3 - ty) / (sqrt ((x3 - ty)*(x3 - ty) + (a3-tz)*(a3-tz)))) * 180 / M_PI - 90;
pPV->ry = acos ((y1 - tz) / (sqrt ((a1 - tx)*(a1 - tx) + (y1-tz)*(y1-tz)))) * 180 / M_PI - 90;
pPV->rz = acos ((x2 - tx) / (sqrt ((x2 - tx)*(x2 - tx) + (a2-ty)*(a2-ty)))) * 180 / M_PI - 90;
}

/*----- SaveData -----
function:      save data in text file
argument:     -
returns:      TRUE: OK / FALSE: error
*/
BOOL SaveData(void)
{
    int          i,j,nLen;
    HANDLE      hFile;

```

```

DWORD    dwWritten;
POSVECT  PosVect;
Char     cBuf[256];

if (gpMeasVect == NULL) {
    return FALSE;
}

// create file

hFile = CreateFile(FILENAME,GENERIC_WRITE,FILE_SHARE_READ |
    FILE_SHARE_WRITE,NULL,CREATE_ALWAYS,FILE_ATTRIBUTE_NORMAL,
    NULL);
if (hFile == INVALID_HANDLE_VALUE) {
    MessageBox(GetFocus(),"Fehler beim Öffnen der Datei!","Fehler",MB_OK |
    MB_ICONERROR);
    return FALSE;
}

// header

strcpy(cBuf,"n\tx1\ty1\tx2\ty2\tx3\ty3\trx\try\trz\ttx\tty\ttz\r\n");
if (!WriteFile(hFile,cBuf,strlen(cBuf),&dwWritten,NULL)) {
    MessageBox(GetFocus(),"Fehler beim Schreiben der Datei!","Fehler",MB_OK |
    MB_ICONERROR);
    CloseHandle(hFile);
    return FALSE;
}

// write values

for (i=0; i<gCurrSample; i++) {

    // calc position

    ZeroMemory(&PosVect,sizeof(POSVECT));
    CalcPositionFromPSD(&gpMeasVect[i],&PosVect);

    sprintf(cBuf,"%d\t%6.2ft%6.2ft%6.2ft%6.2ft%6.2ft%6.2ft%6.2ft%6.2ft%6.2
ft%6.2ft\r\n",
        i,
        gpMeasVect[i].x1,gpMeasVect[i].y1,
        gpMeasVect[i].x2,gpMeasVect[i].y2,
        gpMeasVect[i].x3,gpMeasVect[i].y3,
        PosVect.tx,
        PosVect.ty,
        PosVect.tz,
        PosVect.rx,
        PosVect.ry,
        PosVect.rz);

    // replace . by ,

    nLen = strlen(cBuf);

```

```

for (j=0; j<nLen; j++) {
    if (cBuf[j] == '.') {
        cBuf[j] = ',';
    }
}

if (!WriteFile(hFile,cBuf,nLen,&dwWritten,NULL)) {
    MessageBox(GetFocus(),"Fehler beim Schreiben der Datei!","Fehler",MB_OK |
        MB_ICONERROR);
    CloseHandle(hFile);
    return FALSE;
}
}

CloseHandle(hFile);

return TRUE;
}

// data translation board functions =====

/*----- DTGetDriver -----
function:      callback function of olDaEnumBoards
argument:      board name
               entry name
               user parameter
returns:       TRUE: OK / FALSE: error
-----*/
BOOL CALLBACK DTGetDriver(LPSTR lpszName,LPSTR lpszEntry,LPARAM lParam)
{
    PBOARD pBoard = (PBOARD)lParam;

    /* fill in board strings */

    lstrcpy(pBoard->name ,lpszName ,STRLEN);
    lstrcpy(pBoard->entry,lpszEntry,STRLEN);

    /* try to open board */

    pBoard->status = olDaInitialize(lpszName,&pBoard->hdrvr);

    return (pBoard->hdrvr != NULL) ? FALSE : TRUE;
}

/*----- DTTerminate -----
function:      terminate DT board
argument:      pointer to BOARD
returns:       TRUE: OK / FALSE: failed
-----*/
BOOL DTTerminate(PBOARD pBoard)
{
    olDaReleaseDASS(pBoard->hdassAD);
    olDaReleaseDASS(pBoard->hdassDOUT);
    olDaTerminate (pBoard->hdrvr);
    return TRUE;
}

```

```

}

/*----- DTCheckError -----
function:    check if DT error
argument:    error code
returns:     TRUE: if error / FALSE: OK
-----*/
int DTCheckError(ECODE ErrCode)
{
    return (ErrCode != OLNOERROR) ? TRUE : FALSE;
}

/*----- DTDisplayError -----
function:    display DT error message
argument:    parent window handle
             error code
returns:     return code
-----*/
int DTDisplayError(HWND hWnd, ECODE ErrCode)
{
    int         RetCode;
    HWND        hFocus;
    Char        cBuf[100];

    olDaGetErrorString(ErrCode, cBuf, sizeof(cBuf));

    hFocus      =    GetFocus();
    RetCode     =    MessageBox(hWnd, cBuf, "AD-Fehler", MB_ICONERROR | MB_OK);
    SetFocus(hFocus);

    return RetCode;
}

```

8.2. Tabellen der translatorischen und rotatorischen Abweichungen (Mittelwert, einfache und doppelte Standardabweichung) für jeden einzelnen Versuchskandidaten

Tabelle 13: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat K. A. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	2,1142	1,0922	2,1843
Ty (in mm)	3	4,7006	1,4899	2,9797
Tz (in mm)	3	0,9239	0,5461	1,0922
Rx (in Grad)	3	5,5080	3,4100	6,8200
Ry (in Grad)	3	2,5290	1,5337	3,0673
Rz (in Grad)	3	3,1050	3,2058	6,4115

Tabelle 14: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat C.B. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,9355	0,9732	1,9463
Ty (in mm)	3	0,6033	1,0299	2,0599
Tz (in mm)	3	0,8920	0,7930	1,5861
Rx (in Grad)	3	0,9765	0,9850	1,9700
Ry (in Grad)	3	2,0880	1,9877	3,9754
Rz (in Grad)	3	2,1330	3,2077	6,4155

Tabelle 15: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat J. G. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,8836	0,5176	1,0353
Ty (in mm)	3	1,1407	0,7680	1,5360
Tz (in mm)	3	0,9081	0,5903	1,1806
Rx (in Grad)	3	0,8595	0,7104	1,4207
Ry (in Grad)	3	1,3185	0,9477	1,8954
Rz (in Grad)	3	1,2195	0,8045	1,6089

Tabelle 16: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat R. K. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	2,1163	1,1392	2,2783
Ty (in mm)	3	1,2755	1,2638	2,5277
Tz (in mm)	3	1,2662	0,6972	1,3945
Rx (in Grad)	3	1,3815	1,6147	3,2294
Ry (in Grad)	3	3,4470	1,9115	3,8231
Rz (in Grad)	3	4,6530	3,8026	7,6051

Tabelle 17: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat E. K. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	1,2018	0,7635	1,5269
Ty (in mm)	3	0,9692	0,6025	1,2050
Tz (in mm)	3	0,0762	0,0797	0,1595
Rx (in Grad)	3	0,1080	0,2925	0,5849
Ry (in Grad)	3	0,1485	0,3460	0,6919
Rz (in Grad)	3	2,3310	1,5978	3,1956

Tabelle 18: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat C. K. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,5159	0,8689	1,7377
Ty (in mm)	3	0,3860	0,7122	1,4243
Tz (in mm)	3	0,3668	0,4928	0,9856
Rx (in Grad)	3	0,3555	0,6357	1,2715
Ry (in Grad)	3	0,2925	0,4757	0,9514
Rz (in Grad)	3	0,4905	0,9516	1,9032

Tabelle 19: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat R. P. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,8788	0,8085	1,6170
Ty (in mm)	3	0,5045	0,8582	1,7163
Tz (in mm)	3	0,5337	0,4588	0,9175
Rx (in Grad)	3	2,8665	1,7360	3,4721
Ry (in Grad)	3	1,4850	1,2332	2,4664
Rz (in Grad)	3	2,2860	3,3553	6,7105

Tabelle 20: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat S. P. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	1,6188	1,3215	2,6430
Ty (in mm)	3	1,3718	1,3702	2,7405
Tz (in mm)	3	1,3857	1,3658	2,7315
Rx (in Grad)	3	1,8675	2,1767	4,3534
Ry (in Grad)	3	3,3525	3,4576	6,9152
Rz (in Grad)	3	3,3300	3,3080	6,6161

Tabelle 21: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat V. P. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	1,4278	0,8396	1,6791
Ty (in mm)	3	3,2594	1,3630	2,7261
Tz (in mm)	3	0,6367	0,3451	0,6903
Rx (in Grad)	3	1,3320	0,9565	1,9131
Ry (in Grad)	3	0,9000	0,8955	1,7910
Rz (in Grad)	3	3,2265	2,3370	4,6740

Tabelle 22: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat S. S. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,3445	0,2453	0,4906
Ty (in mm)	3	0,4530	0,2816	0,5632
Tz (in mm)	3	0,2645	0,1990	0,3980
Rx (in Grad)	3	0,5760	0,5094	1,0189
Ry (in Grad)	3	0,2070	0,3787	0,7575
Rz (in Grad)	3	0,2925	0,5086	1,0172

Tabelle 23: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat M. S. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,3612	0,2560	0,5119
Ty (in mm)	3	0,2078	0,1479	0,2957
Tz (in mm)	3	0,6538	0,7316	1,4632
Rx (in Grad)	3	0,5670	0,8015	1,6030
Ry (in Grad)	3	0,7830	0,8505	1,7011
Rz (in Grad)	3	0,3915	0,4640	0,9280

Tabelle 24: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat B. V. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,6747	0,1948	0,3896
Ty (in mm)	3	0,8148	0,3994	0,7988
Tz (in mm)	3	0,5203	0,1726	0,3452
Rx (in Grad)	3	0,5895	0,4372	0,8744
Ry (in Grad)	3	0,7290	0,3531	0,7061
Rz (in Grad)	3	0,2385	0,4073	0,8145

Tabelle 25: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat Re. W. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	1,3202	0,9165	1,8330
Ty (in mm)	3	1,1375	0,6584	1,3168
Tz (in mm)	3	0,9792	0,6208	1,2416
Rx (in Grad)	3	3,4605	1,7431	3,4861
Ry (in Grad)	3	2,8305	1,9353	3,8706
Rz (in Grad)	3	1,8675	1,6569	3,3138

Tabelle 26: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat Ru. W. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,5093	0,4886	0,9772
Ty (in mm)	3	0,7346	0,9128	1,8256
Tz (in mm)	3	0,4062	0,5246	1,0492
Rx (in Grad)	3	0,3285	0,5633	1,1267
Ry (in Grad)	3	0,4905	0,6540	1,3079
Rz (in Grad)	3	1,7955	1,7898	3,5797

Tabelle 27: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat Ta. W. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	1,4191	0,9376	1,8753
Ty (in mm)	3	1,9717	1,0159	2,0318
Tz (in mm)	3	0,5971	0,4397	0,8793
Rx (in Grad)	3	4,4910	2,0384	4,0769
Ry (in Grad)	3	1,3275	1,1382	2,2764
Rz (in Grad)	3	2,9250	2,3482	4,6964

Tabelle 28: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat Ti. W. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,0326	0,0295	0,0589
Ty (in mm)	3	0,2683	0,1110	0,2220
Tz (in mm)	3	0,1358	0,0314	0,0628
Rx (in Grad)	3	0,0045	0,0635	0,1270
Ry (in Grad)	3	0,0000	0,0000	0,0000
Rz (in Grad)	3	0,0090	0,0895	0,1791

Tabelle 29: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat J. W. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	1,0541	0,4551	0,9102
Ty (in mm)	3	2,8846	0,5522	1,1044
Tz (in mm)	3	0,2305	0,1456	0,2912
Rx (in Grad)	3	1,2870	0,4720	0,9441
Ry (in Grad)	3	1,0080	0,3550	0,7100
Rz (in Grad)	3	1,7190	0,4240	0,8479

Tabelle 30: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat Ba. Y. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,5877	0,7220	1,4441
Ty (in mm)	3	0,4679	0,7774	1,5548
Tz (in mm)	3	0,4973	0,3922	0,7844
Rx (in Grad)	3	1,5750	0,8989	1,7977
Ry (in Grad)	3	1,4310	1,3017	2,6034
Rz (in Grad)	3	2,5470	3,2125	6,4250

Tabelle 31: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat Bu. Y. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,5107	0,2752	0,5504
Ty (in mm)	3	0,0649	0,2326	0,4652
Tz (in mm)	3	0,4972	0,3343	0,6687
Rx (in Grad)	3	0,4725	0,4757	0,9514
Ry (in Grad)	3	0,6345	0,5385	1,0770
Rz (in Grad)	3	0,5040	0,4557	0,9114

Tabelle 32: Mittelwerte und Standardabweichungen der Translation und Rotation für Versuchskandidat V. Z. (N = Anzahl der Messreihen)

	N	Mittelwert	einfache Standardabweichung	doppelte Standardabweichung
Tx (in mm)	3	0,2123	0,2289	0,4578
Ty (in mm)	3	0,7925	0,8235	1,6470
Tz (in mm)	3	0,7391	0,7500	1,5001
Rx (in Grad)	3	0,7650	1,0525	2,1049
Ry (in Grad)	3	0,1485	0,3341	0,6681
Rz (in Grad)	3	1,0755	0,6150	1,2300

9. DANKSAGUNGEN

Herrn Professor Dr. D. Drescher, Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie an der Westdeutschen Kieferklinik, danke ich für die Überlassung dieses interessanten Themas sowie für seine freundliche und engagierte Betreuung.

Herrn B. Kump, Mitarbeiter des Instituts für Physiologische Chemie I, danke ich für die tatkräftige Hilfe bei der Anfertigung der Messapparatur.

Den Firmen LG Laser Technologies[®], Laser Components[®], Jos. Schneider Optische Werke[®] und Data Translation[®] danke ich für die freundliche und hilfreiche Beratung in technischen Fragen.

Frau Studienrätin Susanne Berweiler danke ich für die gründliche Durchsicht der Arbeit.

Meiner Freundin Andrea Hübinger danke ich für die schnelle und gründliche Einführung in die CAD-Software, für ihre Hilfe bei der Umsetzung der CAD-Modelle und für viele aufmunternde Worte und ihren Glauben an mich.

Meinen Eltern danke ich für die moralische Unterstützung bei der Erstellung der Dissertation und für ihren Glauben an meine Fähigkeiten. Ohne die Unterstützung meiner Eltern wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

10. ZUSAMMENFASSUNG

Die direkte digitale Fernröntgentechnik auf CCD- (charge coupled device) Basis stellt eine Alternative zur konventionellen Fernröntgenaufnahme dar. Das digitale Fernröntgen hält seit Mitte der 90er Jahre verstärkt Einzug in den kieferorthopädischen Praxisalltag. Es zeichnet sich durch eine „Vereinfachung“ des Röntgenverfahrens aus, da ein Entwicklungsvorgang wie bei dem konventionellen Verfahren nicht mehr notwendig ist, sondern eine unmittelbare Digitalisierung des Röntgenbildes stattfindet und dieses dem Kieferorthopäden innerhalb kurzer Zeit auf dem Computermonitor zur Verfügung steht. Gleichzeitig erlaubt das digitale Verfahren eine Reduktion der Strahlendosis um ca. 40 %.

Die Vorteile der direkten digitalen Fernröntgentechnik auf CCD-Basis werden allerdings mit einer deutlich verlängerten Aufnahmedauer von bis zu circa 15 Sekunden gegenüber der konventionellen Technik „erkauft“. Trotz Fixierung des Patienten im Kephalostaten über Ohrlöcher und Nasenstütze ist eine – geringgradige – unwillkürliche Bewegung des Kopfes im Sinne einer motorischen Unruhe nicht zu vermeiden. Diese motorische Unruhe beeinflusst sowohl die Lage der kephalometrischen Messpunkte auf dem digitalen Röntgenbild als auch die Qualität des Röntgenbildes. Es tritt ein radiographischer Fehler auf, dessen Ursache in dem für direkte digitale Fernröntgenaufnahmen standardmäßig verwendeten Verfahren des Zeilensensors begründet liegt.

In der Literatur wurden einige Verfahren an mazerierten Schädeln vorgestellt, welche die Auswirkung einer vorgegebenen Translation und / oder Rotation in einer beziehungsweise um eine bestimmte Achse auf vordefinierte kephalometrische Parameter untersuchen. Dem Autor sind keine Publikationen bekannt, welche die motorische Unruhe des Schädels über die gesamte Aufnahmedauer einer direkten digitalen Fernröntgenaufnahme für alle Ebenen des Raumes am lebenden Menschen aufzeichnen und anschließend die ermittelten Translationen und Rotationen auf ein dreidimensionales CAD- (computer aided design) Modell übertragen.

Das Ziel dieser Arbeit war es, ein optoelektronisches Messsystem zu entwickeln, welches die Ermittlung der motorischen Unruhe des Schädels ermöglicht, um tatsächliche verfahrenstechnische Verbesserungen zu identifizieren. Hierzu wurden die unwillkürlichen Bewegungen des im Kephalostaten fixierten Kopfes für alle Ebenen des Raumes mittels dreier Laserdioden-Module und einer PSD- (position sensitive device) Kamera aufgezeichnet. Die gewonnenen Translationen und Rotationen wurden auf ein dreidimensionales Computermodell übertragen, welches im Anschluss analog zu einer Fernröntgenaufnahme zweidimensional abgebildet, kephalometrisch anhand ausgewählter Parameter vermessen und mit dem nicht translatierten und rotierten Ursprungsmodell überlagert wurde.

Signifikante Abweichungen zum Ursprungsmodell fanden sich für diejenigen kephalometrischen Messpunkte, welche nicht in der Mediansagittalebene angeordnet sind (Articulare und Gonion). In der kephalometrischen Analyse traten signifikante Abweichungen für die Parameter ML-NSL, ML-NL und ArGoMe auf, welche sich aus den Messpunkten Articulare und Gonion ableiten. Klinisch nicht relevant waren die Abweichungen der kephalometrischen Messpunkte, welche sich in der Mediansagittalebene befanden (Nasion, Sella, Basion, Spina nasalis anterior, Spina nasalis posterior, A-Punkt, B-Punkt, Pogonion, Menton).

11. LEBENSLAUF

Persönliche Daten

Name, Vorname:	Sommer, Thorsten
Geburtsdatum:	25.03.1974
Geburtsort:	Grevenbroich
Wohnort:	41515 Grevenbroich, Feilenhauerstr. 48

Schulische Ausbildung

1980 – 1984	Katholische Grundschule Büttgen-Vorst
1984 – 1993	Gymnasium Büttgen, Allgemeine Hochschulreife
1993 – 1994	Grundwehrdienst

Akademische Ausbildung

Winter 1993	Test für medizinische Studiengänge bei der ZVS
WS 1994/95 – SS 1999	Immatrikulation im Studiengang Zahnmedizin an der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

SS 1995	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
01.04.1996 – 25.10.1999	Stipendiat der Konrad-Adenauer-Stiftung
WS 1996/97	Zahnärztliche Vorprüfung
12.07.1999 – 25.10.1999	Staatsexamen Zahnmedizin
15.03.2000 – 31.03.2001	Allgemeinzahnärztliches Jahr Zahnärztliche Gemeinschaftspraxis Dres. Stammen / Dr. Müller Grevenbroich
01.04.2001 – 31.12.2003	Kieferorthopädische Weiterbildung Kieferorthopädische Gemeinschaftspraxis Dr. Bitters / Dr. Zink Kerpen
01.01.2004 – heute	Kieferorthopädische Weiterbildung Universitätsklinikum Schleswig-Holstein Campus Kiel Klinik für Kieferorthopädie Prof. Dr. Fischer-Brandies Kiel

Abstract

AUFBAU EINES OPTOELEKTRONISCHEN MESSSYSTEMS ZUR AUFZEICHNUNG DER MOTORISCHEN UNRUHE DES KOPFES WÄHREND EINER DIGITALEN FERNRÖNTGENSEITENBILD-AUFNAHME

verfasst von: Thorsten Sommer

Die direkte digitale Fernröntgentechnik auf CCD- (charge coupled device) Basis stellt eine Alternative zur konventionellen Fernröntgenaufnahme dar. Das digitale Fernröntgen hält seit Mitte der 90er Jahre verstärkt Einzug in den kieferorthopädischen Praxisalltag. Es zeichnet sich durch eine „Vereinfachung“ des Röntgenverfahrens aus, da ein Entwicklungsvorgang wie bei dem konventionellen Verfahren nicht mehr notwendig ist, sondern eine unmittelbare Digitalisierung des Röntgenbildes stattfindet und dieses dem Kieferorthopäden innerhalb kurzer Zeit auf dem Computermonitor zur Verfügung steht. Gleichzeitig erlaubt das digitale Verfahren eine Reduktion der Strahlendosis um ca. 40 %.

Die Vorteile der direkten digitalen Fernröntgentechnik auf CCD-Basis werden allerdings mit einer deutlich verlängerten Aufnahmedauer von bis zu circa 15 Sekunden gegenüber der konventionellen Technik „erkauft“. Trotz Fixierung des Patienten im Kephalostaten über Ohrlöcher und Nasenstütze ist eine – geringgradige – unwillkürliche Bewegung des Kopfes im Sinne einer motorischen Unruhe nicht zu vermeiden. Diese motorische Unruhe beeinflusst sowohl die Lage der kephalometrischen Messpunkte auf dem digitalen Röntgenbild als auch die Qualität des Röntgenbildes. Es tritt ein radiographischer Fehler auf, dessen Ursache in dem für direkte digitale Fernröntgenaufnahmen standardmäßig verwendeten Verfahren des Zeilensensors begründet liegt.

In der Literatur wurden einige Verfahren an mazerierten Schädeln vorgestellt, welche die Auswirkung einer vorgegebenen Translation und / oder Rotation in einer beziehungsweise um eine bestimmte Achse auf vordefinierte kephalometrische Parameter untersuchen. Dem Autor sind keine Publikationen bekannt, welche die motorische Unruhe des Schädels über die gesamte Aufnahmedauer einer direkten digitalen Fernröntgenaufnahme für alle Ebenen des Raumes am lebenden Menschen aufzeichnen und anschließend die ermittelten Translationen und Rotationen auf ein dreidimensionales CAD- (computer aided design) Modell übertragen.

Das Ziel dieser Arbeit war es, ein optoelektronisches Messsystem zu entwickeln, welches die Ermittlung der motorischen Unruhe des Schädels ermöglicht, um tatsächliche verfahrenstechnische Verbesserungen zu identifizieren. Hierzu wurden die unwillkürlichen Bewegungen des im Kephalostaten fixierten Kopfes für alle Ebenen des Raumes mittels dreier Laserdioden-Module und einer PSD- (position sensitive device) Kamera aufgezeichnet. Die gewonnenen Translationen und Rotationen wurden auf ein dreidimensionales Computermodell übertragen, welches im Anschluss analog zu einer Fernröntgenaufnahme zweidimensional abgebildet, kephalometrisch anhand ausgewählter Parameter vermessen und mit dem nicht translatierten und rotierten Ursprungsmodell überlagert wurde.

Signifikante Abweichungen zum Ursprungsmodell fanden sich für diejenigen kephalometrischen Messpunkte, welche nicht in der Mediansagittalebene angeordnet sind (Articulare und Gonion). In der kephalometrischen Analyse traten signifikante Abweichungen für die Parameter ML-NSL, ML-NL und ArGoMe auf, welche sich aus den Messpunkten Articulare und Gonion ableiten. Klinisch nicht relevant waren die Abweichungen der kephalometrischen Messpunkte, welche sich in der Mediansagittalebene befanden (Nasion, Sella, Basion, Spina nasalis anterior, Spina nasalis posterior, A-Punkt, B-Punkt, Pogonion, Menton).


Univ.-Prof. Dr. D. Drescher