

Autor
Entwickler
Status
Aktuell
Kategorie
Untersuchung

Kieferorthopädische Diagnose im Magnetfeld

Die neue Kephalmetrie mit Symmetrievergleich

Dr. Thorsten Brandt, Irina Buck, Carmen Gunkel, MSc

Die hier vorgestellte neue Kephalmetrieanalyse mit mobiler Kopfkappe stellt eine Alternative zum 3D-Volumentomogramm wie der Digitalen Volumtomografie (DVT) dar. Wegen der erhöhten Strahlenbelastung scheint nach der offiziellen Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie (DGK-FO) aus 2008 (Prof. Dr. Ursula Hirschfelder, Universitätsklinikum Erlangen)^[1] die DVT aufgrund der fehlenden rechtfertigenden Indikation nach der neuen Röntgenverordnung von 2003 nicht für die Kieferorthopädie von Kindern geeignet zu sein. 3D-Techniken – mit und ohne Röntgen – lösen die klassischen 2D-Analysen jedoch schon heute an Universitäten ab.

Als internationale Universität sei hier beispielhaft die Tufts University School of Dental Medicine (US-Boston) genannt. Hier wurden bereits im Jahr 2007 die 2D-Röntgengeräte gegen 3D-Röntgensysteme ausgetauscht und die Kieferorthopäden werden seither ausschließlich in 3D-Diagnose ausgebildet. Die Fakultät für Zahnmedizin der Universität Damaskus (SYR-Damaskus) hat für die noch im Wachstum befindlichen Patienten die 3D-Technik noXrayCeph® (Orthotec, E-Palma de Mallorca) eingeführt, die statt mit Röntgenstrahlen mit einem Magnetfeld arbeitet. Mit dieser können im 1:1-Maßstab im dreidimensionalen Raum verzerrungsfrei Relationen bestimmt werden.

Strahlenbelastung

Neue, moderne 3D-Methoden ersetzen heute die bereits 87 Jahre alte 2D-Fernröntgentechnik. Diese wird allerdings hinsichtlich der Strahlenbelastung bei Nutzung von beispielsweise dem DVT GALILEOS

(Sirona Dental Systems, D-Bensheim) um den Faktor 27 (2,5 mSv) und von anderen Techniken mit 10 mSv^[2] ebenfalls deutlich übertroffen. Zum Vergleich: In der Schweiz galten 20 mSv als Lebensdosis für Kraftwerker. Die Jahreshöchstdosis für Zivilisten beträgt 1 Sv und entspricht einem fünfständigen Aufenthalt neben einem verstrahlten Stahlblock aus dem Reaktor des Kernkraftwerks Greifswald^[3]. Für ein digitales Fernröntgenseitenbild (FRS) werden 0,05-0,5 mSv gemessen und für die Darstellung von Hart- und Weichteilen empfahl Prof. Dr. Dieter Drescher im Jahr 2000^[4] jeweils zwei FRS bei demselben Patienten mit unterschiedlichen kV-Werten durchzuführen. Auch nach der neuen Röntgenverordnung und angesichts der Tatsache, dass der lebenslange Memoryeffekt inzwischen bekannt ist, empfiehlt Prof. Dr. Drescher in der neuen Ausgabe^[2] von 2005 nach wie vor die Erstellung zweier FRS. Dies entspricht dann 1-2,2 mSv oder auch einem Aufenthalt von bis zu elf Stunden neben dem Reaktorstahl von Greifswald (200 mSv/h)^[3].

Nach der Stellungnahme von Prof. Dr. Hirschfelder aus dem Jahr 2007 hat die 3D-Bildgebung die zahnmedizinische Diagnostik zwar revolutioniert und gilt seit 2003 als Goldstandard in der Kieferorthopädie, obwohl die Verzerrung 5 % beträgt^[2] und nicht linear nachvollziehbar ist, da es keinen fixen Zentralstrahl (ZS) gibt. Voraussetzung für die Nutzung entsprechender Technologien sei jedoch, dass eine rechtfertigende Indikation für die hierdurch erhöhte Strahlenbelastung besteht. Insbesondere der Memoryeffekt bei blutbildenden Zellen, betroffen sind vor allem jugendliche Patienten, ist der Grund, aus dem die neue Röntgenverordnung den Arzt im § 23 verpflichtet, sich über mögliche Alternativen zum Röntgen zu erkundigen und, falls existent, dann auch anzuwenden. Zu Recht, denn Deutschland hat mittlerweile mehr Strahlenopfer aufgrund von Röntgendiagnosen als Opfer durch Verkehrsunfälle zu beklagen^[5].

Magnetfeld statt Röntgenstrahlen

Im Gegensatz zu den bisher verwendeten, auf Röntgenstrahlen basierenden 3D-Analysemethoden^[1, 6-16] kommt noXrayCeph[®] ohne Röntgenstrahlen aus. Diese Technik kann als röntgenfreie Alternative zur klassischen 2D- sowie zur 3D-Kephalometrie verwendet werden^[17-22].

Die neue Kephalometrie-Methode basiert auf der dreidimensionalen Registrierung im Magnetfeld. Die mobile Kopfkappe aus Karbon (Cephostat[®]) in Kombination mit einem 3D-Magnetscanner stellt eine digitale Darstellungs- und Kephalometrieauswertungstechnik für die kieferorthopädische Diagnostik, Behandlungsplanung und Beurteilungen von Behandlungsergebnissen dar. Durch die 1:1-Registrierung entfallen die systematischen Fehler der Röntgentechnik, durch die deren Aussage gemindert wird.

Fehlerquellen

Eines der Probleme der herkömmlichen Kephalometrie ist die exakte und reproduzierbare Positionierung des Kopfes im Kephalostat und deren Überprüfbarkeit. Denn die reproduzierbare Positionierung im Kephalostat stellt nach Young-Joo et al.^[23] ein wichtiges Kriterium für die Aussagekraft eines Röntgenbildes dar. Nur in dem selten auftretenden Idealfall ist die Positionierung des Projektionsobjektes senkrecht zum ZS^[24-27].

Mit dem neuen noXrayCeph[®]-System werden die wesentlichen Fehlerquellen, die bei einer Bestrahlung und deren Verzeichnung bestehen, ausgeschlossen: Bewegungen während der Registrierung (Aufnahme) haben keinen Einfluss auf die digitale Konstruktion des Kephalogramms (Abb. 1 und 2). Des Weiteren wird die Projektion vereinheitlicht und in einem der Natur entsprechendem Maßstab von 1:1 abgebildet. Dies war mit bisherigen Techniken nicht möglich, da verschiedene Kopf-Folien-Abstände zwischen 15 cm und 30 cm und Röhrenabstände von 1 m bis 4 m mit Verzeichnungen von 3,6 % bis 17,6 % nicht nur die Vergleichbarkeit erschwerten, sondern auch die Aufnahme als solche ungleich verzerrten^[28-31] (Abb. 3). Abbildung 4 zeigt die Verzerrung im FRS bei einem Standardabstand von 150 cm zwischen Fokus und Objekt.

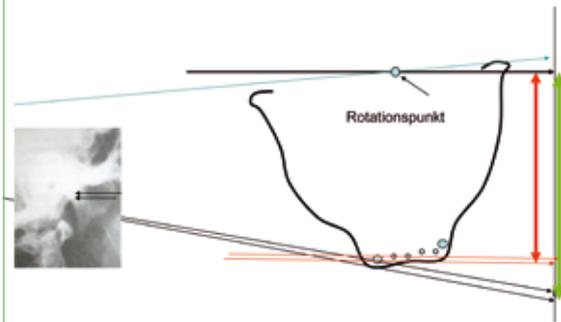


Abb. 1: Messfehler bei der Rotation im Cephalostaten eines Röntengerätes – bei noXrayCeph[®] ist ein 1:1-Maßstab auch bei Rotationen gegeben. Die Abbildung zeigt die Vergrößerung der Wurzel von Zahn 43 als B-Punkt ausgewertet. Der obere schwarze Pfeil war vor der Rotation der B-Punkt. Das Doppelbild der Ohrrollen im Röntgenbild zeigt die fehlende Justierung.

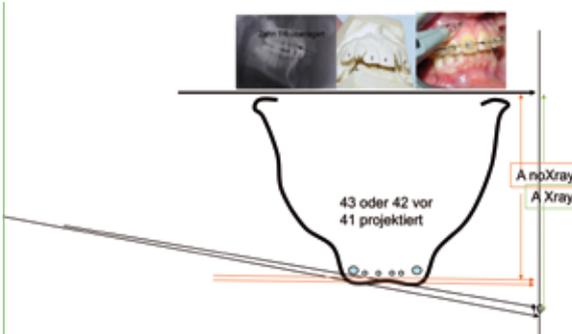


Abb. 2: Messfehler bei der Rotation im Cephalostaten eines Röntengerätes – in der cranialen Projektion des Unterkiefers ergibt sich: Die Vergrößerung ist größer, wenn der Punkt weiter vom Zentralstrahl entfernt ist. Das Problem für paarige Punkte wie Menton und fast unpaarige wie dem B-Punkt (z. B. 31 und 41 / Menton rechts und links) liegt in der Überlagerung und unterschiedlichen Verzerrung.

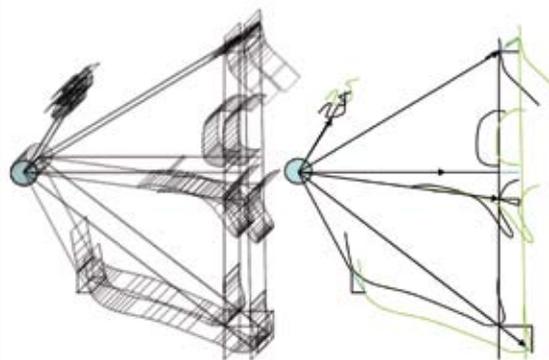


Abb. 3: Verzeichnung bei Standard-Fernröntengerät (die Verzeichnung hängt vom Röntengerät ab): Die schwarzen Linien zeigen den 1:1-Maßstab von noXrayCeph[®]. Das grüne Profil gibt die Verzerrung nach der Projektion von über 1 cm wieder. Die anatomischen Punkte werden bei der Lateralprojektion umso stärker vergrößert, je weiter sie entfernt sind.

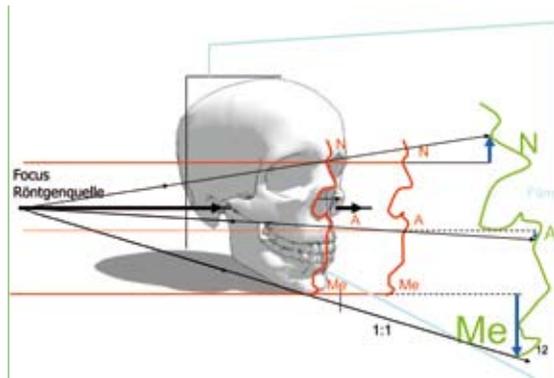


Abb. 4: Verzerrung im FRS in dem Standardabstand Fokus – Objekt 150 cm: Die rote Linie zeigt den 1:1-Maßstab von noXrayCeph. Das grüne Profil gibt die Verzerrung nach der Projektion von über 1 cm wieder (gelber Pfeil). Schwarz: Der Zentralstrahl vom Fokus mit über 1,5 cm Vergrößerung im Mentonbereich.

Durch die Bemühungen, die Verzeichnung so gering wie möglich zu gestalten, ergibt sich ein größerer Film-Röntgenröhren-Abstand und Belichtungszeit sowie Strahlendosis steigen. Zudem wächst mit der höheren Belichtungszeit auch die Gefahr einer Verwacklung, die zu einer Unschärfe des Bildes oder einem Doppelbild führen kann. Obwohl die Aufnahme nicht auswertbar ist, wird in solchen Fällen aber, um eine weitere Strahlenbelastung zu vermeiden, auf eine zweite Aufnahme verzichtet.

Da diese Fehlerquellen bei Nutzung der mobilen Kopfkappe entfällt, liegt der Hauptvorteil der Kephalometrie ohne Röntgenstrahlen in der jeweils individuellen Darstellung einer Projektionsebene in der Schädelmitte. Eine mögliche Fehlerquelle bei der Vermessung mit der mobilen Kopfkappe aus Karbon ist jedoch deren Verrutschen während der Messung, da diese ultraleicht ist. Wenn eine Verschiebung während der Messung ausgeschlossen wird, ist die jeweilige Position auf dem Kopf ohne Einfluss auf das Messergebnis, da sich das System eigenständig kalibriert. Das System findet durch die Eingabe der anatomischen Punkte seine jeweilige Projektionsebene. Somit liegt der Hauptvorteil in der Reproduzierbarkeit der Messungen.

Diese Reproduzierbarkeit wird in der vorliegenden Arbeit mit der Vermessung eines Röntgenbildes überprüft. Da die digitale Strichzeichnung des Schädelaufbaus durch die automatische kephalometrische Auswertung berechnet wird, entfallen die bei

der Fernröntgendurchzeichnung üblichen Messfehler durch die Übertragung von dem Röntgenbild. Somit wird die direkte Digitalisierung am Patienten mit der Vermessung eines Röntgenbildes verglichen, wobei die Fehler bei der Herstellung des Röntgenbildes in dieser Untersuchung nicht erfasst werden können.

Ziel der Untersuchung

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, die diagnostische Aussagekraft der computergestützten Analyse mit der mobilen Kopfkappe zu bewerten. Um die Eignung dieser Methode für die kephalometrische Analyse für Diagnostik und Planung zu belegen, wurden die kephalometrischen Messungen mit dem noXrayCeph®-System mit den Ergebnissen von computerunterstützten Auswertungen des FRS verglichen. Analysiert wurde die Reproduzierbarkeit der Messpunkte bei direkt aufeinander folgenden Messungen und bei an verschiedenen Tagen durchgeführten Vermessungen mit dem System. Außerdem sollte überprüft werden, ob die Messungen, die durch zwei verschiedene Untersucher durchgeführt werden, miteinander korrelieren.

Material und Methoden

Nachfolgend werden die Grundbestandteile des noXrayCeph®-Systems vorgestellt (Abb. 5):

1. noXrayCeph®-Scanner – Für die Bestimmung der Position der Referenzpunkte kommt ein elektromagnetisches Tracking-System (in Lizenz) von EMC Deutschland (D-Schwalbach/Taunus) zum Einsatz. Der Scanner nutzt das Prinzip der elektromagnetischen Feldkopplung aus. Die Position und Orientierung von Sensoren im Raum wird mit sechs Freiheitsgraden bestimmt – die drei x-, y- und z-Koordinaten des kartesischen Koordinatensystem für die Position sowie Azimut, Elevation und Roll für die Orientierung.
2. Messstift – Der Messstift, der über einen integrierten Handschalter verfügt, arbeitet wie ein elektromagnetischer Sensor.
3. Cephostat® – Die mobile Karbon-Kopfkappe ist die Source und arbeitet als Transmitter, der aus drei elektromagnetischen Spiralen besteht, welche ein elektromagnetisches Feld erzeugen. Über mehrere Empfängerspulen wird das Signal

des Messstifts empfangen. Die Karbon-Kopfkappe ist auf dem Kopf fixiert und erlaubt die Bewegungsfreiheit des Patienten.

4. Computer mit dem Betriebssystem Microsoft Windows XP® home / professional oder Vista®

5. DirectCeph® – Für die Erfassung der Punkte und deren Ausgabe wurde ein spezielles Computerprogramm entwickelt.



Abb. 5: Die Komponenten des noXrayCeph®-Messsystems: Karbonkappe mit GPS-System, Messstift, Scanner und Computer.

Messvorgang

Für den Messvorgang wird zunächst das Programm DirectCeph® auf dem Computer gestartet und der noXrayCeph®-Dongle sowie der Scanner per systemzugehörigem optischem USB-Kabel und medizinischem Netzteil (Erfordernis des Medizinproduktgesetzes) angeschlossen. Anschließend wird die Karbon-Kopfkappe auf dem Patientenkopf platziert. Die 55 anatomischen Punkte werden mit dem Messstift intra- und extraoral angesteuert und durch Betätigen des Auslösers registriert (Abb. 6).

Nach dem Messen werden die Punkte gesichert und das System berechnet die Frankfurter und Rickettsanalyse auf die für jede Messung individuell neu erfasste Mittsagittalebene. So wird quasi bei jedem Mal eine neue Ebene konstruiert, die somit unabhängig von der Kappenposition ist. Diese darf nur während der Messung nicht verändert werden. Falls während der Messung eine Verschiebung auftritt, muss der Vorgang wiederholt werden. Der Nachteil hierbei besteht lediglich im erhöhten Zeitaufwand, da die Wiederholung nicht wie eine erneute Röntgenaufnahme gesundheitliche Schäden hervorrufen kann. Die Zeichnung kann

bei Mehrfachmessungen oder Verlaufskontrollen übereinander gelegt werden. Jede Wiederholungsmessung ist somit vergleichbar mit einem Wiederholungsbild und einer erneuten Auswertung (Abb. 7).



Abb. 6: Die Karbon-Kopfkappe für die Magnet-Kephalometrie in Position: Die anatomischen Punkte werden mit dem Messstift intra- und extraoral angesteuert und durch Betätigen des Auslösers registriert.



Abb. 7: 3D-Darstellung des Unterkiefers und der Bisslage durch die Darstellung der Molarenrelation der linken und rechten Seite sowie der Frontzahnachsen der linken und rechten Schneidezähne. Daneben ist die einfache 2D-Kephalometrie aus den 3D-Datensätzen berechnet worden.

Die mithilfe des Messstifts gespeicherten Koordinaten sind relativ zum Transmitter in der Kopfkappe eingegeben. Die aufzunehmenden Punkte werden dem Anwender akustisch angesagt. Die Reihenfolge der zu messenden Punkte lautet:

Punkt 1: Tragus rechts | **Punkt 2:** Orbita rechts | **Punkt 3:** Supraorbitale rechts | **Punkt 3b:** Supraorbitale links | **Punkt 4:** Nasion, komprimiert | **Punkt 5:** Tragus links | **Punkt 6:** SM, Schädelmitte | **Punkt 7:** HK, tiefste Einziehung am Schädelhinterkopf | **Punkt 8:** Trichion, Haaransatz | **Punkt 9:** Glabella | **Punkt 10:** Nasion, Weichteilpunkt | **Punkt 11:** BNS, Nasenbrücke | **Punkt 12:** 5 mm vor der Nasenspitze | **Punkt 13:** Nasenspitze | **Punkt 14:** 5 mm hinter der Nasenspitze | **Punkt 15:** Subnasale | **Punkt 16:** Weichteil A-Punkt | **Punkt 17:** UL Oberlippenrot | **Punkt 18:** Mitte Oberlippenrot | **Punkt 19:** Stomium | **Punkt 20:** Mitte unteres Lippenrot | **Punkt 21:** LL (Lower Lip), unteres Lippenrot | **Punkt 22:** Mitte zwischen LL und Weichteil B-Punkt | **Punkt 23:** Weichteil B-Punkt | **Punkt 24:** Zwischen Weichteil B-Punkt und Pogonion | **Punkt 25:** W Po, Weichteil-Pogonion | **Punkt 26:** Weichteilgnathion | **Punkt 27:** Weichteilmenton | **Punkt 28:** I. Zervikalfalte | **Punkt 29:** Pogonion, komprimiert bei geschlossenem Biss | **Punkt 30:** Gnathion, komprimiert bei geschlossenem Biss | **Punkt 31:** Menton, komprimiert bei geschlossenem Mund | **Punkt 32:** IM, Incisura maseterica bei geschlossenem Mund | **Punkt 33:** Tangente distal am horizontalen Unterkieferast | **Punkt 34:** Gonion bei geschlossenem Mund | **Punkt 35:** Artikulare, Tangente vertikaler Ast bei geschlossenem Mund | **Punkt 29a:** Pogonion links, komprimiert bei geschlossenem Biss | **Punkt 30a:** Gnathion links, komprimiert bei geschlossenem Biss | **Punkt 31a:** Menton links, komprimiert bei geschlossenem Mund | **Punkt 32:** IM links, Incisura maseterica bei geschlossenem Mund | **Punkt 33a:** Tangente distal am horizontalen Unterkieferast links | **Punkt 34a:** Gonion bei geschlossenem Mund links | **Punkt 35a:** Artikulare, Tangente vertikaler Ast bei geschlossenem Mund links | **Punkt 36:** A-Punkt rechts | **Punkt 36a:** A-Punkt links | **Punkt 37:** Inzisalpunkt 11 | **Punkt 38:** Inzisalpunkt 21 | **Punkt 39:** Zahn 11, weitester labialer Punkt des Schmelzes | **Punkt 40:** Zahn 21, weitester labialer Punkt des Schmelzes | **Punkt 41:** Zahn 11, vestibuläre Schmelz-Zement-Grenze | **Punkt 41a:** Zahn 21, vestibuläre Schmelz-Zement-Grenze | **Punkt 42:** Palpilla Incisiva | **Punkt 43:** Raphe mediana | **Punkt 44:** Mesialer Kontaktpunkt 16 | **Punkt 45:** Mesialer Kontaktpunkt 46 bei geschlossenem Mund | **Punkt 46:** Mitte der I. Prämolaren-Spitzen bei geschlossenem Mund rechts | **Punkt 47:** Projektion auf die vestibuläre Fläche von Zahnpunkt 41 bei geschlossenem Mund

| **Punkt 48:** Schmelz-Zement-Grenze Zahn 41 bei geschlossenem Mund | **Punkt 49:** B-Punkt, geschlossener Mund | **Punkt 44a:** Mesialer Kontaktpunkt 26 | **Punkt 45a:** Mesialer Kontaktpunkt 36 bei geschlossenem Mund | **Punkt 46a:** Mitte der I. Prämolaren-Spitzen bei geschlossenem Mund links | **Punkt 47a:** Projektion auf die vestibuläre Fläche von Zahn 41 bei geschlossenem Mund | **Punkt 48a:** Schmelz-Zement-Grenze Zahn 31 bei geschlossenem Mund | **Punkt 49a:** B-Punkt, geschlossener Mund über der Wurzel 31 | **Punkt 50:** Inzisalkante 41 Mitte mit Beißblock | **Punkt 50a:** Inzisalkante 31 Mitte mit Beißblock | **Punkt 51:** Vestibuläre Schmelz-Zement-Grenze 41 mit Beißblock | **Punkt 52:** B-Punkt mit Beißblock | **Punkt 53:** Menton rechts, komprimiert mit Beißblock | **Punkt 54:** Tangente am horizontalen Ast rechts mit Beißblock | **Punkt 55:** Infraorbitalpunkt links.

Für die Vergleichsstudie der Röntgenbilddauswertung wurde das kephalometrische Analyseverfahren nach Steiner und die Analyse nach Ricketts gewählt.

2D-Softwareanalyse des FRS

Die angulären und linearen Messwerte wurden mit der Software QuickCeph2000® (Quick Ceph Systems, US-San Diego) bestimmt.

Probanden

Um die Reproduzierbarkeit der gemessenen Werte zu untersuchen, wurden ein männlicher Proband (Proband 1) sowie eine weibliche Probandin (Proband 2) ausgewählt. Bei beiden wurden jeweils elf Messungen von zwei verschiedenen Untersuchern mit dem röntgenfreien System durchgeführt. Es wurde ein FRS von Proband 1 angefertigt und mit dem Programm QuickCeph2000® ausgewertet. Proband 2 wurde jeweils an drei verschiedenen Tagen vermessen. Die Untersuchungen fanden an hintereinander folgenden Tagen statt: Drei Messungen erfolgten am ersten Tag und jeweils vier am zweiten und dritten Tag.

Statistische Methoden

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit dem Programm Microsoft Excel® für

Windows. Für die Referenzwerte wurden der Mittelwert (MEAN) und die Standardabweichung (SD) berechnet. Die Unterschiede wurden zwischen der Auswertung der FRS und mittels n des Programms noXrayCeph® erhoben. Die Messwerte wurden mit einem U-Test nach Mann-Whitney für unabhängige Stichproben analysiert. Das Signifikanzniveau wurde auf $p = 0,005$ festgelegt.

Ergebnisse

Die Untersuchung ergab, dass sowohl das noXrayCeph®-System als auch das QuickCeph2000®-Programm reliable Messwerte lieferte. Tabelle 1 zeigt die Differenzen zwischen den Mittelwerten der kephalometrischen Variablen. Zudem wurden die Standardabweichungen für die Messwerte berechnet.

Frankfurt-Analyse			n	MEAN	SD	U-Test
1: S_N_A	in Grad °	QuickCeph®2000	11	74,37	0,34	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	74,61	1,23	0,3416
2: OK_NS	in Grad °	QuickCeph®2000	11	6,7	0,87	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	7,76	2,15	0,0264
3: N_S_Ba	in Grad °	QuickCeph®2000	11	148,45	0,68	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	143,16	0,42	0,0005
4: UK_NS	in Grad °	QuickCeph®2000	11	40,22	3,38	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	41,91	2,48	0,0938
5: S_N_B	in Grad °	QuickCeph®2000	11	74,05	0,28	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	71,54	0,86	0,0005
6: A_N_B	in Grad °	QuickCeph®2000	11	0,44	0,34	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	3,07	0,76	0,0005
7: Entfernung Pog – N_B	in mm	QuickCeph®2000	11	5,33	0,76	
	in mm	NoXrayCeph®	11	5,84	0,83	0,0938
8: Entfernung LL – Est	in mm	QuickCeph®2000	11	-9,73	1,14	
	in mm	NoXrayCeph®	11	-11	0,67	0,0208
9: Entfernung N – Me	in mm	QuickCeph®2000	11	125,13	5,95	
	in mm	NoXrayCeph®	11	118,94	0,98	0,0032
10: Entfernung S – tgo	in mm	QuickCeph®2000	11	81,07	4,6	
	in mm	NoXrayCeph®	11	69,32	1,94	0,0005
11: Ratio N_Me – S_tgo	in mm	QuickCeph®2000	11	64,86	2,27	
	in mm	NoXrayCeph®	11	58,29	1,69	0,0005
12: N_S_Ar	in Grad °	QuickCeph®2000	11	147,48	0,72	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	140,34	0,53	0,0005
13: S_Ar_tgo	in Grad °	QuickCeph®2000	11	108,59	3,2	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	127,76	3,57	0,0005
14: Ar_tgo_Me	in Grad °	QuickCeph®2000	11	144,43	3,72	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	132	4,25	0,0013
15: Winkelsumme	in Grad °	QuickCeph®2000	11	399,26	4,68	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	400,09	2,22	0,4414
16: N_tgo_Ar	in Grad °	QuickCeph®2000	11	63,33	1,69	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	58,75	2,38	0,0264
17: N_tgo_Me	in Grad °	QuickCeph®2000	11	81,1	2,41	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	73,32	2,39	0,0013
18: MPA mmta (Basis)	in Grad °	QuickCeph®2000	11	33,52	3,66	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	34,71	3,65	0,7513
19: I-Mx	in Grad °	QuickCeph®2000	11	74,26	2,11	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	80,28	4,22	0,0057
20: I-Mn	in Grad °	QuickCeph®2000	11	80,02	2,98	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	81,01	3,25	0,3896

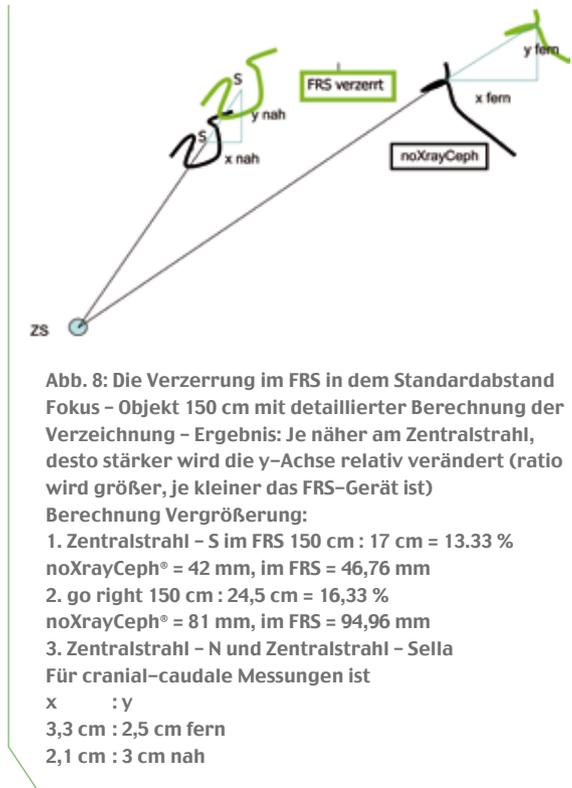
Frankfurt-Analyse			n	MEAN	SD	U-Test
21: Interinzisalwinkel	in Grad °	QuickCeph®2000	11	148,08	5,17	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	148,08	4,50	0,3896
22: Entfernung I-Mx – N_A	in mm	QuickCeph®2000	11	9,08	0,66	
	in mm	NoXrayCeph®	11	3,61	0,88	0,0005
23: Entfernung N – Spa	in mm	QuickCeph®2000	11	53,96	2,01	
	in mm	NoXrayCeph®	11	49,87	1,15	0,0005
24: Entfernung Spa – Me	in mm	QuickCeph®2000	11	72,59	3,89	
	in mm	NoXrayCeph®	11	70,23	1,80	0,8209
25: Overbite	in mm	QuickCeph®2000	11	4,03	0,55	
	in mm	NoXrayCeph®	11	1,24	0,83	0,0007
26: Overjet	in mm	QuickCeph®2000	11	1,83	0,46	
	in mm	NoXrayCeph®	11	1,64	1,08	0,2046

Ricketts I I-Punkt-Analyse			n	MEAN	SD	U-Test
1: Gesichtsschse	in Grad °	QuickCeph®2000	11	93,42	0,46	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	85,91	1,47	0,0005
2: Gesichtstiefe	in Grad °	QuickCeph®2000	11	85,85	0,72	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	83,08	1,25	0,0007
3: Achse der Mandibularebene	in Grad °	QuickCeph®2000	11	31,32	1,64	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	32,37	1,80	0,4414
4: Gesichtstaper	in Grad °	QuickCeph®2000	11	62,83	1,93	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	64,83	0,83	0,1891
5: Höhe des unteren Gesichtsbereichs	in Grad °	QuickCeph®2000	11	40,07	1,14	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	44,57	1,08	0,0007
6: Mandibularwinkel	in Grad °	QuickCeph®2000	11	40,71	4,14	
	in Grad °	NoXrayCeph®	11	39,66	2,13	0,5561
7: Konvexität	in mm	QuickCeph®2000	11	-2,31	0,48	
	in mm	NoXrayCeph®	11	0,07	1,47	0,0005
8: I-Mx / A Pog	in mm	QuickCeph®2000	11	-0,46	1,41	
	in mm	NoXrayCeph®	11	-1,26	0,76	0,2976
9: 6-Mx PTV	in mm	QuickCeph®2000	11	34,48	2,9	
	in mm	NoXrayCeph®	11	33,30	1,00	0,0005
10: I-Mn / A Pog	in mm	QuickCeph®2000	11	14,61	4,09	
	in mm	NoXrayCeph®	11	16,05	4,28	0,1891
11: LL / Est.-Ebene	in mm	QuickCeph®2000	11	-9,73	1,14	
	in mm	NoXrayCeph®	11	-11	0,67	0,0208

Tabelle 1: Vergleich der mit QuickCeph2000® und noXrayCeph® ermittelten Messwerte.

Klassifikation der Abweichungen der FRS nach Brandt-Gunkel

Durch die Klassifizierung können die Abweichungen im Fernröntgenbild direkt den noXrayCeph®-Werten zugeordnet werden. Dies erhöht die Vergleichbarkeit von Fernröntgenbildern und noXrayCeph®-Auswertungen in der 1:1-Projektion (Abb. 8).



Klasse I-Abweichungen: Winkelmessungen

I/1 Abweichungen mit geringen Einfluss

Vom ZS entfernte Winkel mit entferntem kurzen Schenkel: Winkel zu Bezugspunkten in der Nähe des ZS, stellvertretend steht der Winkel SNA: sieben Messungen mit QuickCeph®2000 MW 74,37°(SD 0,34) / elf Messungen mit noXrayCeph®DirectCeph® MW 74,61°(SD 1,23) – wenig Einfluss*

I/2 Abweichungen mit mittlerem Einfluss

Zum ZS nähere Winkel mit entferntem kurzen Schenkel: Winkel zu Bezugspunkten in der Nähe des ZS, z. B. unterer Gonionwinkel: elf Messungen mit QuickCeph®2000 MW 144,43°(SD 3,72) / noXrayCeph® MW 132°(SD4,25) – mittlerer Einfluss**

I/3 Abweichungen mit viel Einfluss

Zum ZS nähere Winkel mit entferntem langen Schenkel: Winkel zu Bezugspunkten in der Nähe des ZS, z. B. oberer Gonionwinkel: sieben Messungen mit QuickCeph®2000 MW 147,48°(SD 0,72) / noXrayCeph® MW 140,34°(SD 0,53) – viel Einfluss**

I/4 Abweichungen mit großem Einfluss

Vom ZS entfernte Winkel mit entferntem langen Schenkel: Winkel zu Bezugspunkten in der Nähe des ZS, z. B. SNB: elf Messungen mit QuickCeph®2000 MW 74,05°(SD 0,28) / noXrayCeph® MW 71,54°(SD 0,86) – viel Einfluss**

Klasse II-Abweichungen: Streckenmessungen

II/1 Streckenmessungen mit sehr geringem Einfluss

Vom ZS nahe kurze Strecke mit nahen Punkten, z. B. S-Ar

II/2 Streckenmessungen mit geringem Einfluss

Vom ZS entfernte kurze Strecke, z. B. OK I zu A-Pog

II/3 Streckenmessungen mit mittlerem Einfluss

Vom ZS entfernte lange Strecke, z.B. N-Me: QuickCeph®2000 MW 125,13 mm (SD 5,95) / elf Messungen mit noXrayCeph® MW 118,94mm (SD 0,98) – mittlerer Einfluss**

II/4 Streckenmessungen mit großem Einfluss

Vom ZS nahe lange Strecke, z. B. S-tgo: QuickCeph®2000 MW 81,07mm (SD 4,6) / noXrayCeph® MW 69,32mm (SD 1,94)

Klasse III-Abweichungen: Proportionsmessungen

III/1 Verhältnis von vertikalen Strecken

Strecken nah zum ZS zu Strecken fern zum ZS, z. B. ratio S-tgo zu N-Me; ZS nah werden relativ gesehen mehr vergrößert als ZS fern, wodurch z. B. die ratio im FRS vergrößert wird

III/2 Proportionsmessung vertikal nur fern zur ZS-Achse

III/3 Proportionsmessungen nur horizontal zur ZS-Achse

III/4 Proportionen horizontal und vertikal zur ZS-Achse

*p-Wert > 0,05
**p-Wert < 0,01



LYCODENT

Diskussion

Die Ergebnisse der vorliegenden Messreihe haben gezeigt, dass die vorgestellte röntgenfreie Methode geeignet ist, reproduzierbar die kephalometrische Analyse in der Praxis durchzuführen. Außerdem lässt sich feststellen, dass hinsichtlich der Reproduzierbarkeit der Methode kein signifikanter Unterschied zwischen den Messungen, die direkt hintereinander erfolgt waren, und denen, die an verschiedenen Tagen durchgeführt wurden, bestand. Die Messungen, die durch zwei verschiedene Behandler durchgeführt wurden, zeigen deutlich nebeneinander liegende Mittelwerte und vergleichbare Standardabweichungen. Eine Aussage darüber, wie genau die wirkliche Schädelssituation mit dem FRS erfasst und reproduziert werden kann, fehlt völlig in dieser Untersuchung, weil Patientenstudien zur diesbezüglichen Abklärung aufgrund der hierfür erforderlichen mehrfachen Strahlenexposition ausscheiden mussten.

Durch die Messung der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit mit dem neuen 3D-System wird über die Möglichkeiten der Messfehlerbetrachtung des FRS hinausgegangen. Der statistische Vergleich der Auswertungen eines FRS mit den Ergebnissen der Messungen mit der Kopfkappe fanden wir zur Beantwortung der Problemstellung nur bedingt geeignet, da eine Messfehlerbeschreibung beim FRS nur die Fehler beschreiben kann, die bei der Auswertung von einem Foto oder Bild auftreten können. Wenn das zweidimensionale Röntgenbild mehrfach ausgewertet und statisch erfasst wird, wird eigentlich nur untersucht, wie genau ein Foto analog oder nach Digitalisierung am Computer ausgewertet werden kann. Es können alle Projektions- und Aufnahmefehler in diesem Bild enthalten sein, sodass eine Auswertung wertlos ist – unabhängig davon, wie exakt die Auswertung des möglicherweise „schiefen“ Röntgenbildes auch sein mag. Die Fehlerquellen durch die Positionierung^[23] sind bei 10 % aller Röntgenaufnahmen so gravierend, dass diese nicht mehr auswertbar sind. Schon ab 4 Grad sind bei vier von 14 Werten signifikante Abweichungen zu finden^[23]. Nach Bister et al.^[11] liegt die Grenze für eine reproduzierbare Einstellung in den Kephalostaten daher bei ± 4 Grad. Martins et al.^[32, 33] stellen fest, dass insbesondere Schneidezähne sowohl bei digitalen wie auch konventionellen FRS schwierig zu messen sind und die größten Fehlerraten aufweisen.

Bei jeder Röntgenaufnahme sind geometrische Abbildungsfehler imminent, lediglich die Größe lässt sich beeinflussen. Vergrößerungen, die Entstehung von Doppelkonturen durch die Divergenz von Strahlen, Überlagerungen und Unschärfe lassen sich nicht vermeiden^[21]. Hinzu kommen spätere Fehler bei der Auswertung. Unterschiedliche Projektionsabstände bei den Produkten verschiedener Hersteller, Differenzen in der Anatomie der äußeren Gehörgänge, unterschiedliches Einspannen des Patienten in den Kephalostat führen zu weiteren Abweichungen auf den Röntgenaufnahmen. Insbesondere die Positionierung scheint eine maßgebliche Fehlerquelle darzustellen, da der gesamte Kephalostat aufgrund der Länge der Ohroliventrägerarme und dem grazilen Aufbau eine hohe Elastizität aufweist. Durch die Resilienz der Weichteile werden weitere Ungenauigkeiten verursacht.

Ein weiteres Problem bei Röntgenaufnahmen sind Abbildungs- und Auswertungsfehler. Extreme Ungenauigkeiten treten auf, wenn beim digitalen Bild Zeile für Zeile gelesen wird und der Patient sich während des langwierigen Bestrahlens

Unser sensationelles Angebot für Sie:

ZIRKON BLANKS

Echte Metoxit
Markenqualität
schon ab €



- Offene Frässysteme
- Offene CAM Module
- Offene Scanner

Direkt und zuverlässig von
Lycodent – the dental
CAD/CAM company.

*Bei einer Abnahme von 100 Stück
(Ø 99 mm / Höhe 10 mm)

Informieren Sie sich jetzt über
alle unsere sensationellen
Angebote:

+49(0) 7 21 / 4 06 76 93
www.lycodent.de

Lycodent GmbH
Zur Gießerei 4, 76227 Karlsruhe

bewegt. Diese Fehlerquelle ist nicht näher bestimmbar, weil eine Mehrfachmessung aus ethischen Gründen nicht möglich ist.

Beim Vergleich von mehreren Messungen^[29] werden zufällige und systematische Fehler voneinander abgegrenzt. Die zufälligen Fehler können intra- und interindividuell sehr unterschiedlich ausfallen. Ein systematischer Fehler liegt vor, wenn z. B. ein Wert immer größer als der wahre Wert ist. Dies ist bei FRS durch die Vergrößerung im Gegensatz zur 1:1-Registrierung gegeben. Der systematische Fehler ist bei der Erstellung der Normwerte von Schopf mit 3,6 % äußerst gering, zumal der Zentralstrahl durch den ersten oberen Molaren führt und so die Verzerrung abweichend von den normalen Geräten gleichmäßig divergierend ist. Die dann in den Praxen tatsächlich erreichten systematischen Fehler sind mit bis zu 17,6 % dagegen sehr groß. In der Literatur konnte keine Stelle gefunden werden, die eine negative Auswertung der deutlich größeren Verzerrung der Röntgenbilder mit Standardgeräten sowohl für die Diagnose als auch für die Therapie quantitativ beschreibt, beziehungsweise, dass Unterschiede z. B. nach dem Wechsel von der Universität in die Praxis überhaupt bemerkt worden sind. Bei der direkten Erfassung mit einem 3D-Scanner kann die Strecke größer oder kleiner sein, als es die wirkliche Strecke ist. Daher handelt es sich hierbei um einen zufälligen Fehler, wie er auch bei der Auswertung eines FRS beim Durchzeichnen auftritt. Den Bemühungen, den systematischen Fehler beim FRS so gering wie möglich zu halten, z. B. durch den vergrößerten Röntgenabstand, steht hier die Eliminierung dieses Fehlers gegenüber, da keine systembedingten Verzeichnungen festgestellt werden konnten.

In der vorliegenden Arbeit wurden diese Fehlerquellen ausgeblendet und ausschließlich die Fehlerraten beim Auffinden von Punkten an einer Röntgenaufnahme mit dem Auffinden der Punkte an dem Patienten verglichen. Durch die große Übereinstimmung der Punkte an dem Probanden bei Wiederholungsmessungen scheint die softwaregesteuerte Herstellung der Mittsagittalebene sehr präzise zu sein. Zudem scheint das Verfahren zur Herstellung von Röntgenaufnahmen durch das Praxisteam sehr standardisiert zu sein – eine wichtige Voraussetzung für reproduzierbare Aufnahmen.

Die beschriebenen Fehlerquellen bei der Herstellung eines FRS scheinen bei der Magnet-Kephalometrie nicht nachweisbar zu sein, ansonsten hätten ähnliche Abweichungen, wie bei Young et al.^[23] beschrieben, auftreten müssen. FRS und mit mobiler Kopfkappe erstellte Analysen erscheinen aufgrund der in vielen Punkten reproduzierbaren Herstellung eines Magnet-Kephalogramms durchaus vergleichbar zu sein. Die Messung scheint ausreichend präzise und die technischen Fehler des Scanners ausreichend gering zu sein, um einen Vergleich mit einer Röntgenbildanalyse durchzuführen. Sowohl die Softwareberechnung mit DirectCeph® 1.43 als auch die Auswertung der aufgrund reproduzierbarer Positionierung im Siemens OP-10 Röntgengerät (Siemens, D-München) standardisierte erstellten FRS QuickCeph2000®, scheint aussagekräftig zu sein. Die in der vorliegenden Untersuchung kephalometrische Erfassung des Schädelaufbaus durch wiederholte Berechnung mit der Magnetanalyse entspricht statistisch gesehen der Analyse anhand der FRS.

Es bedarf einer gewissen Übung und Routine um die Punkte bei der Magnet-Kephalometrie reproduzierbar mit der Messspitze aufzufinden. Das Personal sollte diesbezüglich speziell geschult werden, da sich Fehler am Punktabriff genauso negativ auf das Ergebnis auswirken wie bei der FRS-Auswertung.

Schlussfolgerung

In der vorliegenden Untersuchung erscheinen der Vergleich von der Auswertung eines FRS und die Vermessung desselben Probanden mit der Magnetanalyse keine gravierenden statistischen Unterschiede aufzuweisen. Dies ist umso bemerkenswerter, da die sonst üblichen Fehler in der Herstellung der Röntgenbilder durch Verzeichnung, Verwacklung, Unschärfe und Positionierungsfehler als erheblich betrachtet werden^[23]. Da die Normwerte der klassischen Kephalometrie mit einem Gerät von 3,6 % Verzeichnung aufgestellt worden sind, die Geräte in der Praxis aber 18,6 % Abweichung aufweisen, ist die Analyse noXrayCeph mit dem Abbildungsmaßstab von 1:1 wesentlich näher an den Normwerten, als die verwendeten FRS-Geräte in den Praxen. Die Mathematik zur Rekonstruktion von mathematischen Punkten, wie Xi, Basion, Artikulare und der Sella basiert auf den FRS der Universität Frankfurt / Main, Abteilung für Kieferorthopädie, Prof. Dr. Peter

Schopf. Dadurch ist die Gewährleistung gegeben, dass die Grundlagenberechnungen von noXrayCeph® mit möglichst geringer Verzerrung erfolgte.

Wenn unter der Voraussetzung des ideal hergestellten FRS wichtige Aussagen für die Diagnostik und Planung getroffen werden können^[31], trifft dies aufgrund der Reproduzierbarkeit und der im Vergleich zur Röntgenbilddauswertung vergleichbaren kephalometrischen Werte ebenso für die Magnet-Kephalometrie zu. Mit der fehlenden Verzerrung ist die Aussage für die Diagnose eher näher an den Normwerten, als die von Standardröntengeräten in den Praxen.

Durch die Projektionsebene in der realen Mitte des Schädels kann eine kephalometrische Analyse der rechten und linken Gesichtshälfte hergestellt werden. Asymmetrien zwischen den Gesichtshälften werden somit in der Lateralprojektion gemessen. Durch das Verzichten auf Röntgenstrahlen können auch während der Wachstumsphase oder im Behandlungsverlauf beliebig viele Vermessungen durchgeführt werden. Da z. B. die Sella nicht anatomisch geortet werden kann, wird sie durch benachbarte Strukturen mathematisch berechnet. In der vorliegenden Untersuchung scheint dies gut zu gelingen. Dies muss aber nicht auf alle Patienten zutreffen, da die Sella laut Prof. Dr. Peter Schopf durch anatomische Variationen auch höher oder tiefer liegen kann. Da es sich anatomisch um einen eher statischen Punkt handelt, ist eine reproduzierbare Ermittlung dieses Punktes in vielen Fällen ausreichend.

Fazit: Die auf Magnettechnik basierende Methode mit dem noXrayCeph®-System stellt somit eine Weiterentwicklung der Kephalmetrie für die kieferorthopädische Diagnostik dar. Darüber hinaus gewinnt sie als 3D-Technik durch die Objektivierung der Asymmetrie, Bisslagebestimmung rechts und links, Unterkieferdarstellung rechts und links sowie den Torque von rechten und linken Schneidezähnen weiter an Bedeutung. Dank der schnellen computerunterstützten Erfassung ist eine sofortige Berechnung und Durchzeichnung in Echtzeit möglich. Der Ausdruck des Ergebnisses spart zudem Zeit, da kein Röntgenbild entwickelt oder vermessen werden muss. ■

Das Literaturverzeichnis kann bei der Redaktion angefordert werden.

Dr. med. dent. Thorsten Brandt

Wiesbaden, Deutschland / Palma de Mallorca, Spanien

■ 1985 Promotion an der Universität Kiel ■ 1992 Fachzuerkennung Kieferorthopäde ■ seit 1992 Entwicklung der Kephalmetrie ohne Röntgenstrahlen ■ 1993-1997 Dozent an der Universität Frankfurt ■ seit 1994 Praxis in Wiesbaden / Geschäftsführender Gründer der Orthotec s.l. clinica ortodoncia in Palma de Mallorca, Spanien ■ 2008 weltweite Patentanmeldung für DirectCeph® und noXrayCeph® / Doktorandenbetreuung an der Universität Frankfurt, Abteilung für Kieferorthopädie



Kontakt: ThorstenBrandt@web.de



FREIHEIT ZUM KREIEREN



NEU

- Vollanatomisches Modellieren mit flexibler Reduktion durch Zfx Design
- Teleskope, Inlays, Onlays, Overpress
- 40€ ZrO₂ Einheit aus STL Daten in 24h
- Isostatisch gepreßtes ZrO₂ von Tosoh
- Fräsgenauigkeit im µm-Bereich



Zfx Süd GmbH ®
Wittelsbacherstr. 9
D-85250 Altomünster
Tel.: +49 (0) 82 54 / 96 30

www.zfx-zirkon.com | www.dental-handel.com