

Validität der Darstellung approximalen Knochenabbaus mit Hilfe digitaler Bildmanipulation

Peter Eickholz¹, Thomas Rieß¹, Markus Lenhard¹, Stefan Haßfeld², Hans Jörg Staehle¹

¹ Poliklinik für Zahnerhaltungskunde;

² Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie;
Klinik für Mund-, Zahn- und Kieferkrankheiten,
Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg,
Im Neuenheimer Feld 400, 69120 Heidelberg
Email: peter_eickholz@ukl.uni-heidelberg.de

Zusammenfassung. Das Ziel der Studie war der Vergleich der Messung approximalen Knochenabbaus auf digitalisierten Röntgenbildern nach Anwendung von Bildbearbeitungsmodi (Filter) mit dem Goldstandard intraoperativer Messungen. Bei 33 Patienten wurden vor chirurgischer Therapie 50 Röntgenbilder von 50 Zähnen mit approximalem Knochenabbau angefertigt. Intraoperativ wurden die Distanzen Schmelz-Zement-Grenze (SZG) zum Limbus alveolaris (LA) und SZG zum Defektboden (DB) gemessen. Alle Röntgenbilder wurden digitalisiert. Die Strecken wurden auf dem jeweils unmanipulierten Röntgenbild und nach Anwendung von 7 Bildbearbeitungsmodi gemessen. In dieser Studie konnte durch Anwendung digitaler Bildbearbeitung keine statistisch signifikante Verbesserung der Validität der Messung approximalen Knochenabbaus erreicht werden.

Schlüsselwörter: digitales Röntgen, parodontaler Knochenabbau, Validität, Messung linearer Distanzen

1 Einleitung

Die röntgenologische Darstellung unterschätzt das Ausmaß des parodontalen Knochenabbaus [1, 2]. Digitale Manipulationen der Röntgenbilder verbessern möglicherweise die Validität der Röntgendiagnostik [3]. Ziel dieser Studie war es die Validität der Messung approximalen Knochenabbaus auf digitalisierten Röntgenbildern nach Anwendung verschiedener Manipulationsmodi zu bestimmen und für verschiedene Filter zu vergleichen.

2 Material und Methoden

2.1 Patienten

33 Patienten (17 männlich, 16 weiblich) mit fortgeschrittener marginaler Parodontitis im Alter von 28 bis 68 Jahren nahmen an der Studie teil.

2.2 Röntgenuntersuchung

Vor parodontalchirurgischer Therapie wurden standardisierte Röntgenaufnahmen hergestellt [2, 4]: Auf der mandibulären Seite des Filmhalters waren Drähte angebracht, die auf den Röntgenbildern abgebildet wurden und die Berechnung der Winkelabweichung des Zentralstrahls von der orthoradialen Projektion für jedes Röntgenbild ermöglichten. Auf der maxillären Seite war parallel zur Filmebene ein Draht von etwa 10 mm Länge angebracht. Seine genaue Länge wurde für jeden Filmhalter auf 0,1 mm genau gemessen. Intraorale Zahnfilme (Ultraspeed 31x41 mm, Eastman Kodak Co., Rochester, NY, USA)

wurden mit einer Röntgenröhre belichtet (Heliodont 70, 70 kV, 7 mA, Siemens, D-Bensheim) und unter standardisierten Bedingungen belichtet (Periomat, Dürr Dental, D-Bietigheim-Bissingen).

2.3 Klinische Untersuchungen

Vor parodontalchirurgischer Therapie wurden an 6 Stellen pro Zahn Gingival und Plaque Index [5] erhoben sowie Sondierungstiefen (ST) und vertikale Attachmentlevels (PAL) auf 0,5 mm genau gemessen (PCPUNC 15, Hu Friedy, Chicago, IL). Nach Mobilisation eines Mukoperiostlappens wurden die Distanzen Schmelz-Zement-Grenze (SZG) zum Limbus alveolaris (LA) und SZG zur apikalsten Ausdehnung des knöchernen Defektes (DB) auf 0,5 mm genau gemessen (PCPUNC 15). Wenn die SZG durch eine Restauration (z.B. Füllung, Krone) zerstört war, wurde der Restaurationsrand als Referenz genutzt. Alle klinischen Messungen erfolgten durch einen Untersucher (PE).

2.4 Röntgenologische Auswertung

Definition der Referenzpunkte: Wenn die SZG durch eine Restauration zerstört war, wurde der Restaurationsrand als Referenz genutzt. DB war definiert als der am weitesten koronal gelegene Punkt, bis zu dem der Desmodontalspalt eine gleichmäßige Breite zeigte. Wenn kein Desmodontalspalt identifiziert werden konnte, diente der Punkt, an dem die Projektion des LA die Wurzeloberfläche kreuzte, als Referenzpunkt (LA). Konnten beide Strukturen identifiziert werden, wurde der durch den Desmodontalspalt definierte Punkt als DB und der durch die Projektion des LA bedingte Punkt als LA angesehen [2]. Wenn mehrere Knochenkonturen die Wurzeloberfläche kreuzten, wurde die am weitesten apikal gelegene als DB und die am weitesten koronale als LA gemessen [2].

Nach Digitalisierung der Röntgenbilder durch einen Flachbettscanner (Auflösung 600x1200 dpi) wurden die linearen Distanzen SZG-LA und SZG-DB in einem approximalen Defekt jedes Röntgenbildes mit dem "measurement tool" eines computergestützten Analysesystems (Friacom, Friatec AG, Mannheim) bei 11x Vergrößerung gemessen: Die Länge l_R der Abbildung des maxillären Filmhalterdrahtes wurde markiert. Dann wurde die tatsächliche Länge l des Drahtes in das Programm eingegeben. Alle weiteren Messungen wurden automatisch entsprechend der Vergrößerung des Bildes korrigiert. Von jedem Röntgenbild wurden 8 verschiedene Versionen erstellt: ein unmanipuliertes digitalisiertes Bild und Bilder nach Bearbeitung durch 7 Filter (Tab. 1). Alle Versionen aller Röntgenbilder wurden in randomisierter Reihenfolge von einem für die klinischen Parameter verblindeten Untersucher (TR) ausgemessen.

Tabelle 1. Beschreibung der Filter, die zur Bildbearbeitung benutzt wurden.

Filter	Beschreibung
Dynamik	Anpassung der Helligkeit, des Kontrastes und der Gamma-Charakteristik
Inversion	Inversion der Grauwerte der Pixel, z.B. ein Pixel mit dem Wert 200 wird zum Grauwert 55 invertiert
Hochpass	Akzentuierung des Kontrastes entlang der Konturen in einem Bild
Struktur	Der Übergang von Hell nach Dunkel wird als helle Linie vor dunklem Hintergrund dargestellt
Mittelwert	Verminderung des Rauschens durch eine binomiale Funktion; Reduktion der Auflösung von Details
Histogramm	Grauwerte, die in einem Bild häufiger erscheinen werden erweitert im Verhältnis zu seltener auftretenden Grauwerten
Korrektur	
Spreizen	Das hellste Pixel erhält den Wert 255 (weiß) und das Dunkelste den Wert 0 (schwarz). Die dazwischen liegenden Pixel werden linear angepaßt

2.5 Biometrische Auswertung

Als statistische Einheit wurde der Defekt und als Hauptzielkriterium die Validität (Differenz: intraoperative Messung [Goldstandard] minus röntgenologische Messung) definiert. Nach Prüfung der Parameter auf Normalverteilung mit dem Kolmogorov-Smirnov/Lilliefors-Test wurde mittels einer multivariaten Varianzanalyse der Vergleich der Validität der verschiedenen Filter für beide Stecken (SZG-LA, SZG-DB) angestellt. Als unabhängige Variablen wurden Filter, Kiefer (OK/UK), Referenz (SZG/ Restaurationsrand) sowie die intraoperativen und röntgenologischen Meßwerte untersucht. Ferner wurden schrittweise multiple Regressionsanalysen für das Hauptzielkriterium für beide Meßstrecken mit den unabhängigen Variablen Winkelabweichung, Filter, Art des Knochenabbaus (vertikal/horizontal) GI, PII, S, PAL, SZG-LA/SZG-DB durchgeführt. Die verschiedenen Filter und die Art des Knochenabbaus wurden als Dummyvariablen definiert. Eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p < 0,1$ wurde definiert, um eine unabhängige Variable die Modelle aufzunehmen. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Systat for Windows 5.03 Statistikprogramm (Systat Inc., Evanston, IL, USA).

2 Ergebnisse

50 Röntgenbilder wurden angefertigt. Nur eine approximale Stelle pro Röntgenbild wurde in die Analyse einbezogen. Die klinischen Parameter der approximalen Defekte und die Winkelabweichungen des Zentralstrahls zeigt Tabelle 2.

Tabelle 2. Klinische Parameter der 50 approximalen Läsionen und vertikale sowie horizontale Winkelabweichung des Zentralstrahls von der orthoradialen Projektion.

	klinische Parameter				Winkelabweichung/°	
	GI	PII	ST/mm	PAL/mm	vertikal	horizontal
Mittelwert±SD	1,74±0,57	0,38±0,75	6,89±2,23	7,44±2,35	2,17±1,62	0,74±0,63
Intervall	0,0-2,0	0,0-3,0	3,0-12,0	2,5-13,0	0,0-5,7	0,0-2,6

Die Mittelwerte des Hauptzielkriteriums schwankten zwischen 0,12 mm Überschätzung und 0,12 mm Unterschätzung für die Strecke SZG-LA, während alle röntgenologischen Messungen der Strecke SZG-DB das Ausmaß des Knochenabbaus um 0,30-0,83 mm unterschätzten. Mit keiner der digitalen Manipulationen war es möglich, die Validität der Messungen im Vergleich zum unmanipulierten Röntgenbild zu verbessern (Tab. 3, 4). Ein Filter (Mittelwert) führte zu einer statistisch signifikanten Verschlechterung der Validität der Messung der Strecke SZG-DB.

Tabelle 3. Multivariate Varianzanalyse; abhängige Variable: Differenz intraoperative minus röntgenologische Messung der Strecke SZG-LA (MQ: Mittelwert der Quadrate).

	Summe der Quadrate	FG	MQ	F-Ratio	P
Filter	0,966	7	0,138	1,244	0,278
Referenz	0,002	1	0,002	0,021	0,885
Kiefer	0,045	1	0,045	0,401	0,527
Filter x Referenz	0,558	7	0,080	0,719	0,656
Filter x Kiefer	1,177	7	0,168	1,516	0,160
Referenz x Kiefer	0,044	1	0,044	0,401	0,527
Filter x Referenz x Kiefer	0,455	7	0,065	0,587	0,767
Intraoperative Messung	1453,081	1	1453,081	13101,012	0,000
Röntgenologische Messung	739,448	1	739,448	6666,878	0,000
Fehler	40,594	366	0,111		

Tabelle 4. Multivariate Varianzanalyse; abhängige Variable: Differenz intraoperative minus röntgenologische Messung der Strecke SZG-BD (MQ: Mittelwert der Quadrate).

	Summe der Quadrate	FG	MQ	F-Ratio	P
Filter	1,607	7	0,230	2,725	0,009
Referenz	0,216	1	0,216	2,569	0,110
Kiefer	0,146	1	1,460	1,732	0,189
Filter x Referenz	1,607	7	0,230	2,725	0,009
Filter x Kiefer	1,665	7	0,238	2,824	0,007
Referenz x Kiefer	0,193	1	0,193	2,269	0,131
Filter x Referenz x Kiefer	1,600	7	0,229	2,714	0,009
intraoperative Messung	1406,278	1	1406,278	16694,806	0,000
röntgenologische Messung	763,095	1	763,095	9059,179	0,000
Fehler	30,830	366	0,084		

Die Diskrepanz zwischen intraoperativer und röntgenologischer Messung der Strecke SZG-LA wurde durch die Faktoren PII, ST, Art des Knochenabbaus, einen der Filter (Histogramm Korrektur) sowie die röntgenologische und intraoperative Messung beeinflusst, während die Winkelabweichungen keinen Einfluß hatten (Tab. 5). Die Validität der Messung der Strecke SZG-DB wurde durch die Projektionsgeometrie, GI, einen Filter (Mittelwert) sowie die röntgenologische und intraoperative Messung beeinflusst.

Tabelle 5. Schrittweise multiple Regressionsanalyse; abhängige Variable: Differenz intraoperative minus röntgenologische Messung der Strecke SZG-LA; n=400; $R^2=0,979$; $R^2_{\text{koriert}}=0,979$.

	Koeffizient	s.e.(b)	Toleranz	P	
Konstante	-0,026	0,072		0,718	
Plaque Index	0,043	0,023	0,928	0,060	
Sondierungstiefe	0,030	0,012	0,414	0,009	
vertikaler Knochenabbau	-0,107	0,056	0,408	0,057	
Histogramm Korrektur	0,130	0,050	0,980	0,010	
SZG-LA (Röntgen)	-1,013	0,012	0,799	0,000	
SZG-LA (intraoperativ)	0,984	0,008	0,878	0,000	
Varianzanalyse					
	Summe der Quadrate	FG	Mittelwert der Quadrate	F-Ratio	P
Regression	1979,913	6	282,845	2636,238	0,000
Residuale	42,058	393	0,107		

Tabelle 6. Schrittweise multiple Regressionsanalyse; abhängige Variable: Differenz intraoperative minus röntgenologische Messung der Strecke SZG-DB; n=400; $R^2=0,977$; $R^2_{\text{koriert}}=0,977$.

	Koeffizient	s.e.(b)	Toleranz	P	
Konstante	0,141	0,076		0,067	
vertikale Winkelabweichung	-0,017	0,010	0,943	0,069	
Gingiva Index	-0,077	0,030	0,792	0,010	
Mittelwert	0,122	0,045	1,000	0,006	
SZG-DB (Röntgen)	-0,995	0,010	0,577	0,000	
SZG-LA (intraoperativ)	0,999	0,008	0,504	0,000	
Varianzanalyse					
	Summe der Quadrate	FG	Mittelwert der Quadrate	F-Ratio	P
Regression	1494,336	5	298,867	3419,754	0,000
Residuale	34,433	394	0,087		

3 Diskussion

Parodontaler Knochenabbau kann mittels intraoraler Röntgenbilder dargestellt werden. Die röntgenologische Darstellung parodontalen Knochenabbaus unterschätzt das Ausmaß des Knochenabbaus [1, 2]. Digitale Manipulationen der röntgenologischen Darstellung approximaler Karies konnten die Validität der Kariesdiagnostik verbessern [3].

Die Mittelwerte der röntgenologischen Messungen kamen dem Goldstandard der intraoperativen Messungen sehr nahe. In einer früheren Untersuchung war für eine Lupe bzw. ein computerunterstütztes Analysesystem (LMSRT) gezeigt worden, daß die Unterschätzung des Knochenabbaus für die Strecke SZG-LA geringer war (Lupe: 0,9 mm, LMSRT: 0,5 mm [2]) als für die Strecke SZG-DB (Lupe: 1,2 mm; LMSRT: 0,8 mm[2]). Die multiple Regressionsanalyse bestätigt diese Beobachtungen, indem sie zeigt, daß die Validität der Messung der Strecke SZG-DB bei vertikalem Knochenabbau geringer ist als bei horizontalem (Tab. 5).

Die multivariate Varianzanalyse konnte nicht zeigen, daß einer der Filter die Validität der Messung der Strecke SZG-LA im Vergleich zum unmanipulierten Bild beeinflusste (Tab. 3), während die schrittweise multiple Regressionsanalyse zeigte, daß der Filter "Histogramm Korrektur" die Validität dieser Messung verringert (Tab. 5). Ein Grund für die Diskrepanz zwischen beiden Analysen mag darin liegen, daß die Winkelabweichungen bei der Regressions- nicht aber bei der Varianzanalyse berücksichtigt wurden. Für die Strecke SZG-DB konnte die multivariate Varianzanalyse den Einfluß eines Filters auf die Validität der Messung zeigen (Tab. 4). Allerdings erhöhte der Filter "Mitterwert" die Validität nicht, sondern verringerte sie. Die multiple Regressionsanalyse bestätigte diese Beobachtung (Tab. 6). Darüber hinaus identifizierten die multiplen Regressionsanalysen die Längen der computerunterstützt und intraoperativ gemessenen Strecken SZG-LA bzw. SZG-DB aus Einflußfaktoren der Validität: Je größer die röntgenologische Messung, desto geringer die Unterschätzung des Limbus alveolaris bzw. der apikalen Ausdehnung des Knochendefektes. Je größer die intraoperative Messung, desto größer die Unterschätzung des Goldstandards, d.h. je tiefer ein Defekt, desto wahrscheinlicher ist es, seine Ausdehnung auf einem Röntgenbild zu unterschätzen.

Es können folgende Schlußfolgerungen gezogen werden: I.) Die grundlegenden digitalen Manipulationsmodi, die in dieser Studie zur Bearbeitung von Röntgenbildern verwendet wurden, konnten die Validität der röntgenologischen Darstellung approximalen Knochenabbaus im Vergleich zu den unmanipulierten Bildern nicht verbessern. Im Gegenteil verschlechterten 2 der Filter die Validität der Messung approximalen Knochenabbaus. II.) Die Messungen sowohl auf den digitalisierten aber unmanipulierten wie auch auf den bearbeiteten Röntgenbildern kamen dem Goldstandard intraoperativer Messungen sehr nahe. Dies zeigt, daß die Röntgenbilder nach Digitalisierung gut für die parodontale Diagnostik geeignet sind.

4 Literatur

1. Theilade J: An evaluation of the reliability of radiographs in the measurement of bone loss in periodontal disease. *J Periodontol* 31: 143-153, 1960.
2. Eickholz P, Kim TS, Benn DK, Staehle HJ: Validity of radiographic assessments of interproximal bone loss. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 85: 99-106, 1998.
3. ShROUT MK, Russell CM, Potter BJ, Hildebolt CF: Digital enhancement of radiographs: can it improve caries diagnosis? *J Am Dent Assoc* 127: 469-473, 1996.
4. Eickholz P, Dörfer C, Staehle HJ: Reproduzierbarkeit standardisierter Bißflügel-aufnahmen bei Patienten mit fortgeschrittener Parodontitis. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 398-402, 1994.
5. LÖE H: The Gingival, the Plaque Index and the Retention Index system. *J Periodontol* 38: 610-616, 1967.