

**Aus der
Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde Tübingen
Abteilung Poliklinik für Kieferorthopädie
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. Dr. G. Göz**

**Digitale Diagnostik und Dokumentation in der
Kieferorthopädie - Entwicklung eines
Modells mit den derzeit bestehenden
technischen Möglichkeiten**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

**vorgelegt von
Stephen Marcus Sipeer
aus
Heilbronn**

2003

Dekan : Professor Dr. C.Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. Dr. Gernot Göz

2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. Dr. Jürgen Hoffmann

Inhalt

I Grundlagen	5
1 Technik von Bildaufnehmern für Digitalkameras	6
1.1 Bildsensortechnik	7
1.1.1 Funktionsweise von Halbleitersensoren	8
1.1.2 CCD-Chips	9
1.1.3 CMOS-Chips	9
1.1.4 Super CCD	12
1.1.4.1 Verbesserte horizontale/vertikale Auflösung	13
1.1.4.2 Einzelner elektronischer Verschuß	14
2 Prinzip des Farbfilms	15
3 Funktionsweise von Scannern	19
3.1 Optische Auflösung	20
3.2 Tonwerte	20
3.3 Schärfe	22
3.4 Fehler beim Scannen und Nachbearbeitung	23
3.4.1 Helle Flecken und Streifen	23
3.4.2 Streifen in dunklen Bereichen	24
3.4.3 Richtige Bildauflösung	25
3.4.4 Auflösung beim Drucken	26
3.4.5 Bildnachbearbeitung	26
3.4.6 Helligkeits- und Kontrastregler	27
3.4.6.1 Fehler bei der Tonwertspreizung	27
3.4.6.2 Richtige Schärfe	28
3.4.6.3 Farbstichkorrektur	30
3.4.7 Druckoptimierung	31
3.5 Digitales Röntgen	32
3.5.1 Zustandekommen eines digitalen Röntgenbildes	32
3.5.1.1 Sensortechnologie	32
3.5.1.2 Automatische Bildvorverarbeitung	33
3.5.1.3 Dosisreduktion	33
3.5.2 Prinzip der digitalen Fernröntgenaufnahme	34
3.5.3 Andere digitale Röntgenverfahren	35
3.5.3.1 DenOptix™	35
II Diagnostische Methoden in der Kieferorthopädie	37
4 Veränderte Arbeitsbedingungen	38
5 Fotografie	38
5.1 Konventionelle Fotodiagnostik	38
5.1.1 Intraorale Aufnahmen	39
5.1.2 Extraorale Aufnahmen	40
5.1.3 Fotostataufnahmen	40
5.2 Digitale Fotodiagnostik	40
5.2.1 Vergleich Digitalkameratypen	40
5.2.2 Speichermedien	44
5.2.3 Speicherung und Analysesoftware	47
5.2.4 Weitere Vorteile der digitalen Kameratechnik	47
5.3 Vergleich und Wertung	49
5.3.1 Belichtungszeit	49
5.3.2 Stromversorgung	49
6 Fernröntgendiagnostik	50
6.1 Auswertung von FRS-Bildern	50
6.2 Messwerte	52
6.2.1 konventionelle Auswertung	52
6.2.2 Softwaregestützte Auswertung	52
6.2.3 Vergleichsdiagramm konventionelle - softwaregestützte Auswertung	54
7 Kieferorthopädische Fotografien	55
7.1 Ausschnittvergrößerung	57
7.2 Modellanalyse	59
7.3 Speicherung der Bilder	60
8 Digitales Röntgen im ZZMK	62
9 Software	63

9.1 Übernahme der Patientenstammdaten aus der Praxissoftware	63
9.2 Fernröntgenanalyse	64
9.2.1 Bildqualität	65
9.3 Handröntgenanalyse	67
9.4 Modellanalyse	68
9.5 Bildarchivierung der Praxissoftware	70
10 Netzwerkstruktur	70
11 Kieferorthopädisches Expertensystem	72
11.1 Voraussetzungen	73
11.2 Fehlerquellen	76
12 Diskussion	77
13 Zusammenfassung	83
14 Literatur	85

I GRUNDLAGEN

Die Fortschritte in der Entwicklung und Herstellung von Digitalkameras (38,32) und damit sinkende Preise machen die Anschaffung dieser Geräte für den praktizierenden Kieferorthopäden interessant (29). Im Zusammenspiel mit dem - in den Praxen sowieso vorhandenen - Computer und einer ausgereiften Software eröffnen sich neue Möglichkeiten, die Arbeit effizienter und rationeller gestalten zu können. Damit verbunden ist stets die digitale Aufbereitung der konventionellen Technik im Computer. Zugrundegelegt werden dabei prinzipiell die gleichen technischen Voraussetzungen. Im Folgenden wird daher detailliert auf die Funktionsweise der kleinsten elektronischen Baueinheit, der CCD-Chips eingegangen. Dadurch soll das Verständnis für die Bildumsetzung in Digitalkameras, Scannern und digitalem Röntgen vermittelt sowie auch die Unterschiede und die damit verbundenen Schwierigkeiten dargelegt werden.

Diese Arbeit beschreibt die Umstellung auf Digitaltechnik in der kieferorthopädischen Abteilung des Zentrums für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde der Universitätsklinikums Tübingen.

1 Technik von Bildaufnehmern für Digitalkameras

Der Bildsensor ist das Herz einer jeden Digitalkamera. Seine Qualität ist entscheidend für eine möglichst hohe Bildauflösung und Farbtreue, aber auch für ein geringes Bildrauschen und wenig störende Überstrahleffekte (42).

Halbleiter-Bildsensoren hielten bereits Mitte der siebziger Jahre Einzug ins Fernsehstudio: zentnerschwere Studiokameras mit ihren lichtschwachen Aufnahmeöhren wurden plötzlich tragbar, anspruchslos in der Handhabung, robust und langlebig.

Statt der fernrohrgroßen Vidicons und Plumbicons genügte nun ein Silizium-Chip mit der Fläche eines 2 Mark Stücks zur Bildwandlung.

Während bei den alten Kamera-Röhren die Fotomembran nach dem Prinzip der Braun'schen Röhre von einem aufwändig zu führenden und abzulenkenden Elektronenstrahl abgetastet wurde, ist die lichtempfindliche Schicht der Halbleiter-Sensoren in die Oberfläche des Substrats integriert.

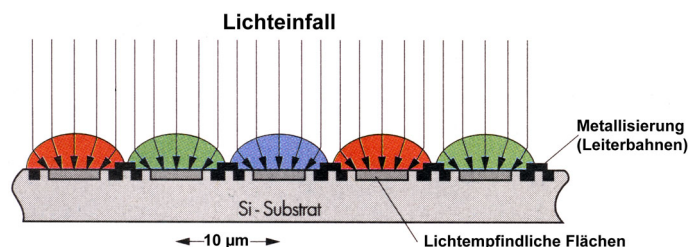


Abb. 1 Prinzipieller Aufbau eines Halbleitersensors (42)

Zuständig für die erreichbare Auflösung ist der Bildsensor der Kamera. Frühe Digitalkameras boten Auflösungen von 50.000 bis 100.000 Pixel - also nur rund ein Viertel der Auflösung eines VGA -Bildschirms. Diese Kameras taugten allenfalls zur Bebilderung elektronischer Präsentationen.

1996 kamen dann die ersten VGA-Kameras auf den Markt. Die hier gelieferte Auflösung von 350.000 bis 500.000 Pixel genügte für akzeptable, wenngleich im-

mer noch sichtbar gerasterte Bilder im Postkartenformat.

Als dritte und erstmals wirklich print-geeignete Auflösungsklasse etablierten sich zwei Jahre später die Kameras der XGA-Klasse als Nachfolger der VGA-Kameras.

Mit einer Auflösung von knapp 800.000 Pixeln (1024 mal 768) lieferten XGA-Sensoren fast die dreifache Datenmenge eines VGA-Chips. Einsatzgebiet für die XGA-Fotos war hauptsächlich die Gestaltung von Bildschirmgrafiken, etwa in Websites oder auf Multimedia-CDs. Noch eine Qualitätsstufe über der XGA-Klasse liegen die derzeit erhältlichen RGB-Kameras mit Auflösungen jenseits der Millionengrenze - Megapixel Kameras.

Der Qualitätssprung von Filmemulsionen auch zu den aktuellen Kameras mit ca. 4 Megapixel ist jedoch immer noch sehr groß. Abgesehen davon korrelieren die vom Hersteller angegebenen Pixelzahlen keineswegs mit der Anzahl der RGB Farbtripel, also echter Bildpunkte, sondern geben nur die Anzahl der lichtempfindlichen Sensorzellen wieder.

1.1 Bildsensortechnik

In den meisten Digitalkameras stecken CCD-Flächensensoren (CCD = Charge Coupled Device), aber auch CMOS-Flächensensoren (Complementary Oxid Semiconductor) kommen zunehmend zum Einsatz.

Bei beiden Technologien werden getrennte Werte für die Grundfarben Rot, Grün und Blau gemessen. Bei einem Megapixel-CCD fallen zirka 500.000 Messwerte für Grün, und jeweils 250.000 für Rot und Blau an. Für jedes angegebene Pixel errechnet der Prozessor nach der Aufnahme aus mehreren einzelnen Messungen benachbarter Sensoren die Farbwerte, die später auf dem Computermonitor erscheinen. Für jede Farbe müssen nicht zwingend die entsprechenden Pixel zu Verfügung stehen. Farbfilter oder eine reduzierte Anzahl für den Grünbereich (s.o.) sind die Regel (41).

1.1.1 Funktionsweise von Halbleitersensoren

Wie bei einer analogen Kamera steuern Blende und Verschluss die akkumulierte Lichtmenge. Der Verschluss kann konventionell mechanisch, aber auch elektronisch realisiert sein. Letzterer macht den Sensor etwas aufwändiger, spart aber einige mechanische Bauteile. Photonen schlagen auf der Oberfläche einzelner CCD-Elemente auf und lösen Elektronen aus den Silizium-Atomen des Sensors. Nach der Belichtungszeit, während der die Elektronen gelöst werden, wird eine Spannung angelegt, und die freien Elektronen wandern in das Silizium hinter der Sensorfläche.

Danach sind die Elektronen, deren Menge der einfallenden Lichtmenge entspricht, gefangen, und das Auslesen des Flächensensors beginnt. Dabei werden die Ladungen jeder Zelle in ein angegliedertes Zwischenlager verschoben, weiterhin eintreffende Photonen können die Ladung nicht mehr beeinflussen - der virtuelle Verschluss ist dicht.

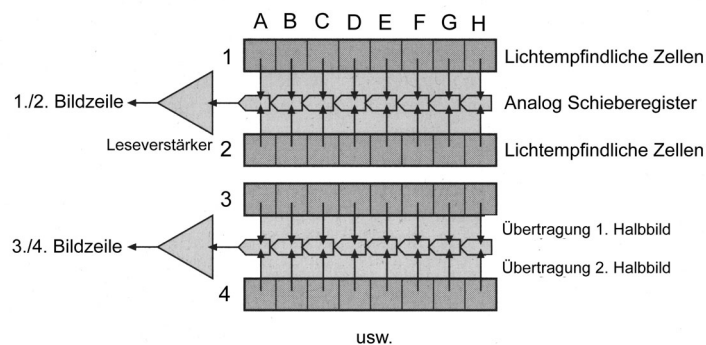


Abb. 2: Für jeweils 2 Zeilen ist ein gemeinsames Analog-Schieberegister zuständig, das die Ladungen zum Leseverstärker transportiert. Abhängig davon, ob das erste oder zweite Halbbild belichtet oder ausgelesen wird, sammeln die von Steuerleitungen geschalteten Schieberegister die Ladungen der geraden oder ungeraden Zeilen ein (42)

Unterschieden wird je nach Art des Abtransports und Auswertung der Ladung zwischen CCD- und CMOS- Sensoren.

1.1.2 CCD-Chips

CCD-Chips verwenden das 'Eimerketten'-Prinzip, um die Ladungen einer Bildzeile zu einem Meßverstärker zu transportieren (Abb.2). Ein Taktsignal steuert dabei die Übertragung der Einzelladungen in das 'Nachbargesäß', ohne dass dabei Ladung verloren geht. Am Ende der Kette steht ein Auswerteverstärker, der die enthaltene Ladung erfaßt und in eine proportionale Spannung umsetzt. In einem XVGA-CCD mit einer Auflösung von 1024 Spalten mal 768 Zeilen finden also 1024 Meßvorgänge an 768 Meßstellen statt, die wiederum nacheinander an den Ausgang geschaltet werden. Die Umsetzung in einen digitalen Wert, wie ihn die Prozessorlogik benötigt, erfolgt erst später - außerhalb des Sensors in einem A/D-Wandler.

1.1.3 CMOS-Chips

Eine zumindest im Hinblick auf die Kosten wirksame Umwälzung des Digitalkameramarktes könnte sich aus der Einführung neuer CMOS-Bildsensoren ergeben. Die CCD-Chips lassen sich auf Grund ihres besonderen internen Aufbaus ausschließlich in speziellen Anlagen fertigen, während die Herstellung von CMOS-Bildsensoren nur geringe Umstellungen der Produktionsstrecken von beispielsweise Speicherbausteinen oder CPUs erfordert.

Bislang waren CMOS-Sensoren wegen ihres vergleichsweise hohen, bauartbedingten Bildrauschens nicht sehr beliebt. In CMOS-Bildsensoren ist jede Fotozelle mit einer eigenen Messeinrichtung ausgestattet. Die Auswertung der während des Belichtungsvorganges entstandenen Ladungspotenziale geschieht durch eine Adressierung, die dem Ansprechen von RAM-Adressen vergleichbar ist. Auch hier werden, wie in der Meßstelle eines CCD, analoge Spannungen ausgewertet.

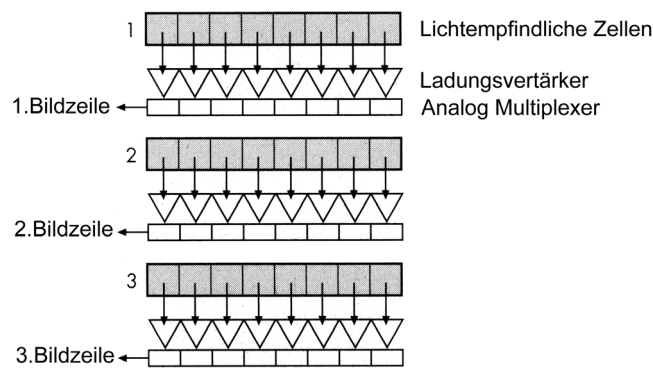


Abb.3 : CMOS-Bildaufnehmer arbeiten nicht mit einem Analog-Schieberegister, sondern mit einem adressierbaren Multiplexer. Für jede Zelle ist ein eigener Buffer notwendig, da das Problem des Ladungstransports in CMOS-Technologie nicht gelöst werden kann (42)

Problematisch an CMOS-Sensoren ist die viel größere Zahl von Messstellen. Unvermeidliche Fertigungstoleranzen führen zu unterschiedlichen Ergebnissen aus Zellen, die mit identischen Lichtmengen bestrahlt wurden. In der Lösung dieser Problematik gibt es nun erhebliche Fortschritte, die es erlauben, CMOS-Bildsensoren auch für Anwendungsbereiche mit hohen Qualitätsanforderungen herzustellen. Insbesondere der US-Konzern Rockwell setzt große Hoffnungen auf die sich nun ergebenden Perspektiven.

Vorteile der CMOS-Technologie:

Die Nutzung üblicher Fertigungsprozesse erlaubt die Fertigung zu Kosten von nur 20 bis 50 Prozent vergleichbarer CCDs. Sehr vorteilhaft wirkt sich auch der niedrigere Stromverbrauch von CMOS-Bildsensoren aus. Rockwell spricht hier von 90 Prozent Einsparung, was sich in längerer Akkulebensdauer oder kleinerer Baugröße der Kameras bemerkbar machen soll. Interessante Perspektiven verspricht die Integration von CMOS-Sensoren mit anderen Schaltungen auf einem Chip. Theoretisch kann hier nicht nur, wie bereits geschehen, der A/D -Wandler untergebracht werden, sondern auch gleich die gesamte Logik zur Bildoptimierung und Kompression - Single-Chip-Kamera.

Ein weiterer, vor allem mit Blick auf die Zukunft interessanter Aspekt ergibt sich wiederum aus der nahen Verwandtschaft zu RAM- und CPU-Prozessoren. Die hier mit Milliardeninvestitionen erzielten Fortschritte der Fertigungstechnik wirken

sich fast unmittelbar auf die möglichen Eigenschaften der CMOS-Sensoren aus. Auf Grund der Wellenlänge des Lichts und erheblichen Forderungen an die Objektivqualität können die Pixelstrukturen eines Bildsensor nicht beliebig verkleinert werden, statt dessen muss der Chip, um eine weitere Steigerung der Auflösung zu erzielen, entgegen dem allgemeinen Trend vergrößert werden. Rockwell spricht sogar schon von Auflösungen zwischen fünf und 25 Millionen Pixel -hiermit wäre der gegenwärtige Stand der Kleinbildemulsionen erreicht. Digitalkameras der ersten Generationen arbeiteten mit Bildsensoren, die aus der Videotechnik stammten. Dort ist es aber analog zum Aufbau des Fernsehbilds üblich, ein Bild aus zwei zeilenweise ineinander verschachtelten Halbbildern zusammenzusetzen. Bei den neueren ' Progressive CCDs ' wird das Bild in einem Durchgang ausgelesen.

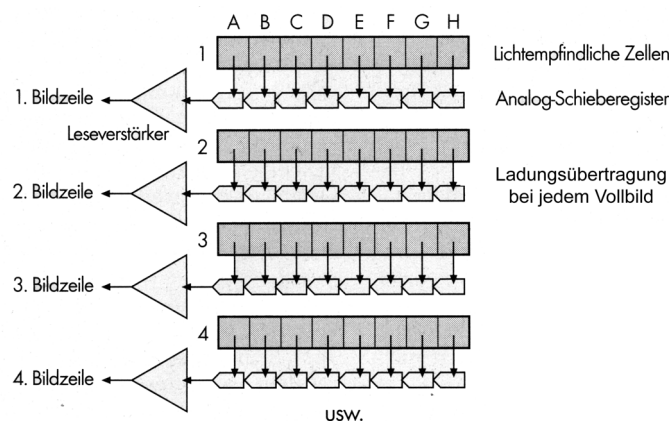


Abb.4: Progressive CCD: nur ein Analog-Schieberegister ermöglicht Belichten und Auslesen gleichzeitig (42)

CCD- und CMOS-Chips lassen sich jedoch nur bis zu einer bestimmten Größe wirtschaftlich herstellen. Will man eine Auflösung erreichen, die deutlich über die bei Profi-Kameras anzutreffenden 2048 Mal 2048 Pixel hinausgeht, muss man zu einem Trick greifen: man ordnet nicht mehr Millionen von CCD-Zellen in einer rechteckigen oder quadratischen Fläche an, sondern einige 1000 in einer einzigen Zeile. Diese wird dann mechanisch über die Bildebene geführt, vergleichbar mit einem Flachbett-Scanner. Nachteil für den Anwender: Er kann nun nicht mehr

mit Blitzlicht arbeiten, das Prinzip verlangt flimmerfreies Dauerlicht. Dafür erhält man beispielsweise eine Aufnahme­fläche von 7 mal 10 cm mit 108 Millionen Pixeln.

1.1.4 Super CCD

Verbessert wurden beim Super CCD die Empfindlichkeit, der Störabstand und der Dynamikbereich (39).

Die Fotodiode jedes einzelnen Pixels muss vergrößert werden, wenn die Empfindlichkeit eines CCDs erhöht und Störabstand und Dynamikbereich verbessert werden sollen. Beim herkömmlichen CCD besteht ein Pixel aus einer Fotodiode, dem Steuersignalweg und dem Übertragungsweg für die elektrische Ladung. Die Fotodiode ist rechteckig und ihr Format ist begrenzt. Dennoch haben einige Hersteller im Bestreben die Bildqualität zu erhöhen immer mehr Pixel verwendet. Dabei wurden die Fotodioden, also auch die Pixel, immer kleiner. Die geringe Effektivität der Lichtnutzung ist ein weiteres Hindernis bei der Verbesserung von Empfindlichkeit, Störabstand und Dynamikbereich. Die Fotodioden sind rechteckig, während die darüber liegenden Mikrolinsen rund sind - verschiedene Formen, die sich unweigerlich auf die Effektivität auswirken. Die Pixel des Super CCD sind in einem Winkel von 45 Grad angeordnet und bilden damit ein Wabenmuster. Durch diese Änderung wurde der Signalweg überflüssig, so dass die Fotodiode einen größeren Raum einnehmen kann. Die Fotodiode hat außerdem den Vorteil einer achteckigen Form, die viel eher der Kreisform der Mikrolinsen entspricht - das Licht wird also viel effektiver ausgenutzt.

Bei größeren Fotodioden und einer effektiveren Lichtnutzung wird die elektrische Ladung enorm verstärkt. Das bedeutet eine generelle Verbesserung bei Empfindlichkeit, Störabstand und Dynamikbereich.

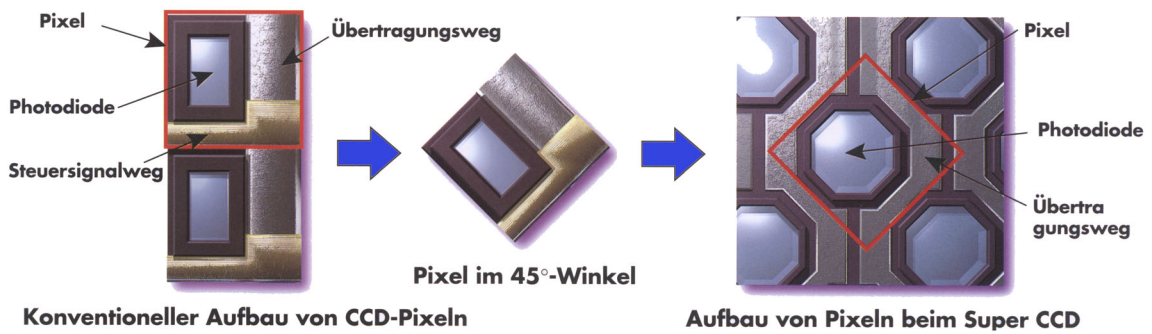


Abb.5: Aufbau des Super CCD-Chips

Jedes Pixel besteht beim konventionellen CCD aus einem Steuersignalweg, einer Photodiode und einem Übertragungsweg für die elektrische Ladung. Beim Super-CCD entfällt der Steuersignalweg, die Integrationsdichte wird dadurch erhöht. (Quelle: Fuji)

1.1.4.1 Verbesserte horizontale/vertikale Auflösung

Die genaue Analyse einer Fotografie - insbesondere eines natürlichen Motivs wie eine Landschaft - zeigt, dass sich die spektrale Verteilung räumlich auf die horizontale und die vertikale Achse konzentrieren. Dieser Effekt ist auf die Schwerkraft und andere natürliche Kräfte zurückzuführen. Die geringste Konzentration dagegen liegt auf den 45 °-Diagonalen.

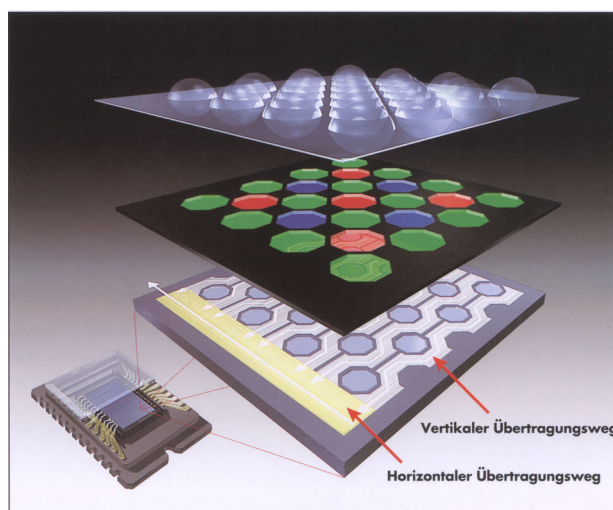


Abb. 6: Prinzip des Super-CCD Chips (Quelle: Fuji)

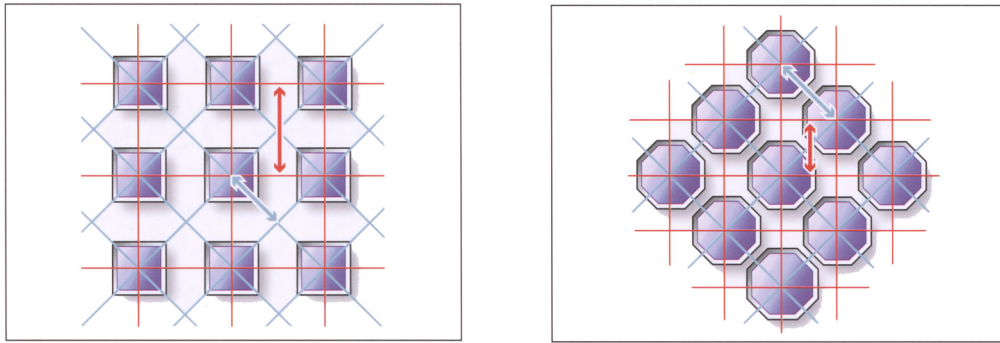


Abb.7: Vergleich herkömmlicher CCD (links) - Super CCD (rechts)

Herkömmlicher CCD: Die Abstände auf den senkrechten Achsen sind größer als auf den diagonalen Achsen. Daraus resultiert eine geringere Auflösung als auf den Diagonalen.

Super CCD: Die Abstände auf den senkrechten Achsen sind geringer als auf den diagonalen Achsen. Daraus resultiert eine höhere Auflösung auf den vertikalen/senkrechten Achsen. (Quelle: Fuji)

1.1.4.2 Einzelner elektronischer Verschuß

Um zu verhindern, dass die elektrische Ladung einer Photodiode von der Ladung der nächsten überlagert wird, sind drei 'Pakete' erforderlich, um die Ladung in einem Schritt zu übertragen. Da dies die Herstellung kompliziert, wird statt dessen ein mechanischer Verschuß hinzugefügt, und die Pixel in 2 Schritten ausgelesen. Beim Super CCD erzeugt jede Photodiode jedes Pixels 4 Pakete. Die Struktur der Übertragungswege für die Ladung ist breit genug angelegt, so dass die Ladung in hoher Geschwindigkeit übertragen werden kann. Durch diese Konstruktion kann jedes Pixel in einem Schritt ausgelesen werden, so dass ein elektronischer Verschuß ausreicht. Dadurch wird eine hohe Geschwindigkeit und Präzision erreicht.

2 Prinzip des Farbfilms

Wesentlich für die Entwicklung des Farbfilms und Farbfernsehens war die Tatsache, dass additiv aus veränderlichen Rot-, Grün- und Blauanteilen gemischtes Licht in menschlichen Augen den selben Farbeindruck wie eine 'reine' Spektralfarbe einer bestimmten Wellenlänge hervorrufen kann. Um sämtliche für das Auge relevanten Farbinformationen eines Bildes zu erhalten, genügt es somit, einen Rot-, Grün- und Blauauszug anzufertigen und diesen auf Schwarzweißfilm festzuhalten. Frühe Farbfilmverfahren (Eastman Color) arbeiteten genau nach diesem Prinzip: Man nahm die Szene gleichzeitig mit drei parallel laufenden Schwarzweißkameras auf, die jeweils durch eine rote, grüne und blaue Filterscheibe 'sahen'.

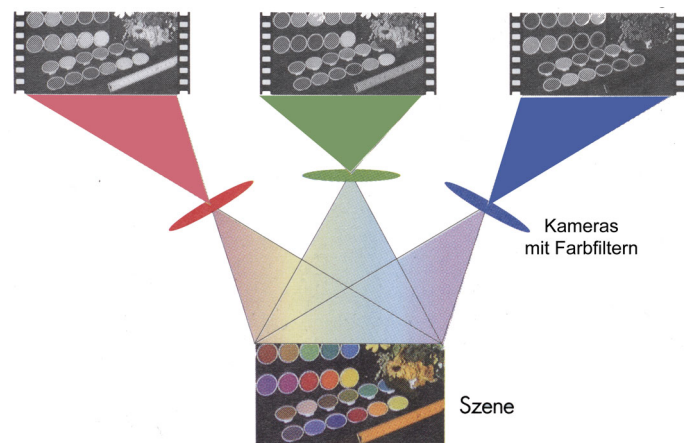


Abb.8: Prinzip des Farbfilms: Aufnahme des Films (42)

Zur Wiedergabe brauchte man demzufolge auch drei synchron laufende Projektoren, wiederum mit einem entsprechenden Farbfilter vor der Linse.

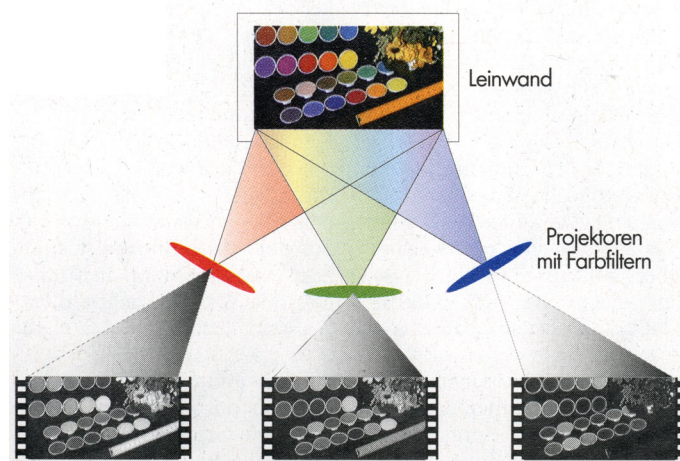


Abb.9: Prinzip des Farbfilms : Betrachtung des Films (42)

Um das Farbfilmprinzip auf eine Farbdigitalkamera zu übertragen, benötigt man also drei CCD-Chips mit jeweils einer Farbfilterscheibe in einer der Grundfarben davor. Professionelle Fernsehkameras arbeiten genauso: jeder der drei ausschließlich helligkeitsempfindlichen CCD-Sensoren erhält über ein System von halbdurchlässigen Spiegeln das gleiche Bild der aufgenommenen Szene, allerdings jeweils durch einen eigenen Farbfilter. Man erkennt sie an der Aufschrift '3 CCD' - und an ihren extrem scharfen, kontrastreichen Bild.

Beschränkt man sich auf die Fotografie von unbewegten Objekten, ist eine extreme Vereinfachung der Kamera möglich: man macht mit einem einzigen Schwarz/Weiß-CCD drei Aufnahmen hintereinander, jeweils durch eine rote, grüne und blaue Filterscheibe gesehen - so spart man sich die aufwändige Spiegeloptik und zwei der kostspieligen CCD-Sensoren. Die Bilddaten der drei Einzelaufnahmen lassen sich dann am Rechner zu einem Farbbild verschmelzen, was relativ einfach ist: die Anteile der drei Grundfarben liegen ja bereits für jedes Pixel vor. Digi-

talkameras für Studioaufnahmen der oberen Preisklasse arbeiten auf diese Weise .

Im Gegensatz dazu arbeiten Kameras aus dem Consumerbereich mit nur einem CCD bzw. CMOS-Aufnahme Chip, der direkt 'farbig sehen' kann. Erreicht wird dies durch eine geschickte Aufteilung der vorhandenen lichtempfindlichen Zellen in rot -, grün - und blauempfindliche, technisch bewerkstelligt, durch Aufbringen einer siebähnlichen Filtermaske auf das gitterartig strukturierte CCD. Jede Zelle besitzt somit einen eigenen Farbfilter, der sich immer vom Nachbarn darüber, darunter links und rechts davon unterscheidet.

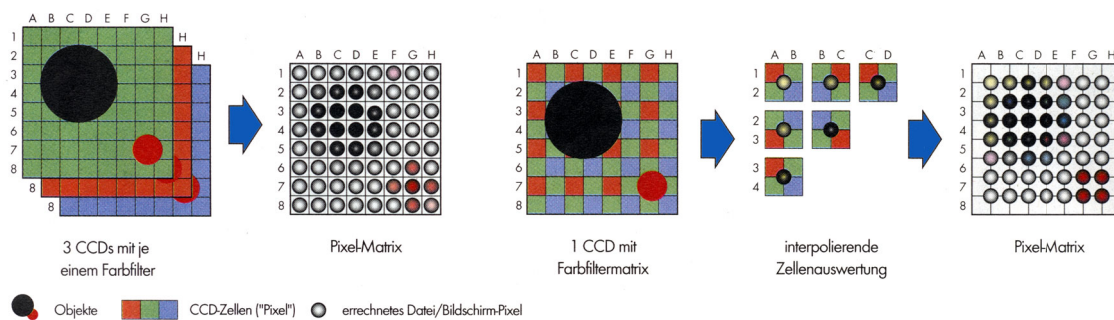


Abb.10: Funktionsweise eines Farb CCDs (42)

Die matrixartig angeordneten, quadratischen Zellen sind so verteilt, dass an einem Kreuzungspunkt ihrer Grenzen, immer 3 Farben aneinander stoßen. Dies ist bei einem schachbrettartigen Raster mit homogener Verteilung der Farben natürlich nur dann möglich, wenn eine Farbe doppelt so häufig wie die anderen auftritt. Wegen der erhöhten Empfindlichkeit des Auges in diesen spektralen Bereich (um 555 nm) wählt man als 'doppelte' Farbe meist grün, wie auch in der stilisierten Abbildung. Quadrate von jeweils vier Zellen werden dann per Software zu Helligkeit-/Farbpixeln integriert, wobei die Wertigkeit der 'doppelten' Farbe entsprechend korrigiert werden muss. Da dies an jedem Kreuzungspunkt geschehen kann, ergibt sich eine Anzahl von Interpolationspunkten, die der Zellenzahl entspricht - minus einer Zeile und einer Spalte.

Objekte, die kleiner sind als ein Viererquadrat, erkennen diese Anordnung falsch oder möglicherweise gar nicht. Ein dünner roter Lichtstrahl, der exakt auf eine Blauempfindliche Zelle fällt, löst beispielsweise überhaupt keine Reaktion aus - der Bildpunkt bleibt dunkel. Die ohnehin vorhandene Unschärfe des Objektivs im Mikrometer Bereich ist hier ganz offensichtlich von Vorteil: dann nimmt der Sensor kleinste Objekte zumindest wahr, wenn auch nur schemenhaft. Die kleinstmögliche Farbauflösung eines solchen Farb-CCDs beträgt das Doppelte des Zellenabstands, bei einem 640 mal 480-Sensor werden also 320 mal 240 Punkte unterschieden. Ein weiteres Problem der Interpolation sind zwangsläufige Farbverschiebungen an den Objektkanten, bedingt durch die nur teilweise Abdeckung der angeschnittenen Viererquadrate.

Jeder Hersteller versucht, durch geschickte Farbanordnung und ausgeklügelte Interpolationsroutinen die genannten Effekte so gering wie möglich zu halten. Die Beschränkung auf die drei Grundfarben Rot, Grün und Blau ist keineswegs bindend - das Auge lässt sich auch mit anderen Farbmischungen überlisten. Sony beispielsweise verwendet in seinen CCD-Sensoren eine Vierermatrix aus den Komplementärfarben Cyan/Gelb/Grün/Magenta statt der abgebildeten Rot/Grün/Grün/Blau-Kombination. Mit relativ einfachen Rechenoperationen lassen sich auch daraus RGB-Pixel interpolieren. Das ändert aber nichts an der im Vergleich zur 3-CCD Lösung begrenzten Gesamtauflösung. Das menschliche Auge kommt zwar mit einer relativ geringen Farbauflösung aus, sofern die Helligkeitsauflösung stimmt - dies wird bei den üblichen Farbfernsehverfahren ausgenutzt, bei denen nur ca. halb so viele Farb- wie Schwarzweiß-Informationen übertragen werden - dieses Prinzip funktioniert jedoch bei der Single-CCD-Kamera leider nicht, da die Helligkeitsinformationen wiederum aus den vorliegenden Farbtripeln interpoliert werden.

3 FUNKTIONSWEISE VON SCANNERN

Beim Einlesen beleuchtet der Scanner gleichmäßig eine Aufsichtvorlage. Ein Spiegel lenkt das von der Vorlage wiedergegebene Licht (oft über einen weiteren Spiegel) auf eine Linseneinheit. Diese projiziert die Scanbreite des Geräts auf die der CCD-Zeile. Normalerweise erfasst die CCD-Zeile den ganzen Scanbereich in voller Breite. Während Lampe und Spiegel die Vorlage vertikal abfahren, liest die CCD-Einheit die Vorlage zeilenweise ein.

Die CCD-Zeile sitzt auf einem Silizium Chip. Die Zahl der Fotozellen auf dem Chip entspricht der Zahl der Bildpunkte, die der Scanner in der Breite erfassen kann. Daraus ergibt sich sein optisches Auflösungsvermögen in der Breite (x-Richtung).

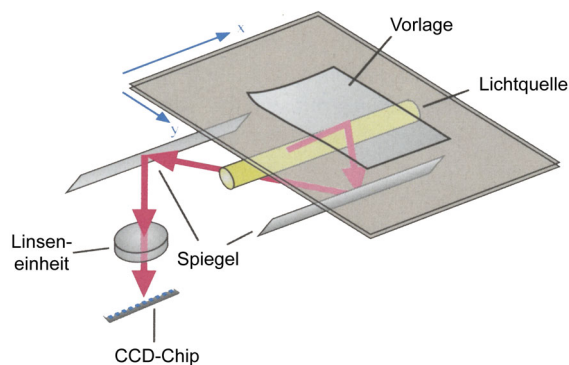


Abb.11: Aufbau eines Scanners: Beim Lesen beleuchtet er Scanner eine Vorlage. Über Spiegel und Linseneinheit wandert das Licht zum CCD-Chip, der es in Bildpunkte auflöst (42)

3.1 Optische Auflösung

Für einen Scanner mit einer maximalen Scanbreite von acht Zoll (20,32 Zentimeter) und 4800 Fotozellen auf dem CCD-Chip ergibt sich eine optische Auflösung von 600 dpi (4800: 8). Durch Interpolation (die Software errechnet dabei aus zwei bekannten Farbwerten dazwischenliegende Stufen) können Bilder auch mit einer höheren Auflösung eingelesen werden. Die stark erhöhte Auflösung basiert aber nicht auf tatsächlich erfaßter Bildinformation auf Grund einer feineren Abtastung, sondern lediglich auf einer mathematischen Berechnung der fehlenden Werte für die nicht erfaßten Pixel. Die Interpolationsergebnisse sind recht gut, führen jedoch bei Halbtonvorlagen (beispielsweise bei Fotos) zu unscharfen Ergebnissen. Wer immer wieder Bildausschnitte vergrößern möchte, benötigt unter Umständen einen Scanner, mit einer höheren optischen Auflösung.

Die maximale Skalierung, die mit einem Gerät möglich ist, ergibt sich aus dem optischen Auflösungsvermögen des Geräts und der für das Bild benötigten Endauflösung. Wer Bilder mit 300 dpi Ausgabeauflösung scannen will, kann mit einem 600-dpi-Scanner maximal auf 200 Prozent (ohne Interpolation) vergrößern.

3.2 Tonwerte

Der Scanvorgang endet jedoch nicht an der CCD-Zeile. Die Fotozellen haben die Eigenschaft, Lichtenergie in elektrische Spannung umzuwandeln. Diese Spannung rechnet der Scanner dann über den A/D-Wandler in digitale, vom Computer verarbeitbare Daten um (siehe Kapitel CCD-Chips). Trifft ein heller Lichtstrahl auf eine CCD-Zelle, baut sich in dieser eine hohe Spannung auf, die der A/D-Wandler in einen hohen digitalen Wert umsetzt. Wie viele unterschiedliche Helligkeitswerte oder Tonstufen dabei möglich sind, ist ein Qualitätsmerkmal des Scanners und hängt vom A/D-Wandler ab.

Ältere und sehr günstige neue Scanner haben meist einen 8-Bit-A/D-Wandler. Sie erzeugen Bilder mit 28 (256) möglichen Tonstufen. Da Farbscanner die Tonwerte für Rot, Grün und Blau mit jeweils 8 Bit erfassen, bezeichnet man sie als 24-Bit-Scanner (3 mal 8 Bit ergibt 24 Bit). Scansoftware und Bildbearbeitungen beschreiben die 256 Tonstufen in Pixel-Tonwerten von 0 bis 255. Bei Graustufenbildern steht 0 für Schwarz (kein Licht) und 255 für Weiß (hellstes Licht). Bei RGB-Farbbildern steht 0 bei Rot für kein Rot und 255 für volles Rot.

Die Anzahl der möglichen Farben, die der Scanner erfassen kann bezeichnet die Farbtiefe. Diese wird in Bit angegeben.

Im PC-Bereich arbeiten die meisten Bildbearbeitungsprogramme mit 8-Bit-Bilddaten pro Farbe. Ein Großteil der üblichen Dateiformate für Pixel-Bilder kann ebenfalls nur 8-Bit-Daten beschreiben. Meistens genügt dies auch, da das menschliche Auge nicht mehr als etwa 100 Tonwertabstufungen differenziert.

Ob 256 Tonstufen aber tatsächlich für eine Bilddatenbeschreibung ausreichen, hängt von deren Verteilung ab. Liegen beispielsweise 230 Tonstufen einer Vorlage im Bereich zwischen Weiß (Licht) und Grau (Mittelton), so bleiben für den dunkleren Bereich der Vorlage von Grau bis Schwarz nur 36 Tonstufen. Das kann für die Darstellung der Tiefenzeichnung eines Bildes zu wenig sein. Häufig sind die entsprechenden Scans zu dunkel. Beim Aufhellen lassen sich die Defizite dann deutlich erkennen.

Scanner mit einem A/D-Wandler, der eine höhere Datentiefe umsetzt, können die Tiefenzeichnung besser wiedergeben. Müssen immer wieder dunkle Aufsichtsvorlagen gescannt werden, sollte ein Gerät mit mindestens 10 Bit Datentiefe je Farbe (bei RGB 30 Bit) verwendet werden. Diese Scanner unterscheiden 1024 Tonstufen. Auch wenn das gescannte Bild dann nur 8 Bit Datentiefe hat, sorgt die höhere Scantiefe für eine bessere Verteilung der Tonstufen bis in die Tiefen der Vorlage. Dies gilt im besonderen für das Scannen von Röntgenbildern, da dadurch die Detailwiedergabe deutlich erhöht wird.

Dia-Positiv-Vorlagen lesen lediglich Diascanner oder Flachbettscanner mit einer Durchlichteinheit sinnvoll ein. Dias haben einen größeren Dichteumfang als Aufsichtvorlagen. Das bedeutet, dass sie in den Tiefen eine deutlich höhere Schwärzung erreichen. Einen Durchlichtaufsatz für einen 24-Bit-Scanner (RGB, 8 Bit je Farbe), ist nicht zu empfehlen, auch nicht bei geringen Qualitätsanforderungen. Selbst bei 30-Bit-Scannern (RGB) sind die Ergebnisse mit Durchlichteinheiten nicht zufriedenstellend. Gute Scanergebnisse sind daher nur bei Scanner ab 12 Bit Datentiefe je Farbe zu erwarten. Eine gute Durchlichteinheit mit heller Lichtquelle und gleichmäßiger Ausleuchtung ist ebenso wichtig wie eine ausreichende Datentiefe.

3.3 Schärfe

CCD-Flachbettscanner der unteren bis mittleren Preisklasse stehen im Ruf, Bilder unscharf zu scannen. Das liegt an der feststehenden Optik, die keine individuelle Fokussierung erlaubt. Die Brennweite ist auf die Oberfläche der Glasplatte für die Vorlagen eingestellt. Daher ist es sinnvoll, Dia-Positive zum Scannen aus dem Rahmen zu nehmen.

Ein anderer Grund für Unschärfe ist die Interpolation. Wenn man sie vermeidet, erhält man schärfere Scans. Das führt in der Praxis jedoch zu Problemen. Da die Optik in horizontaler Scanrichtung (x-Achse) zentriert zum Scanbereich montiert ist, bietet es sich an, Vorlagen mittig auf der Scanfläche zu platzieren. Das reicht jedoch nicht. Um ein automatisches Neuberechnen der Scandaten zu vermeiden, sollte die tatsächliche Eingabeauflösung entweder der optischen Geräteauflösung oder einem ganzzahligen Bruchteil derselben entsprechen.

Die Eingabeauflösung ist die Auflösung, mit der der Scanner eine Vorlage tatsächlich abtastet. Bei einem 600-dpi-Scanner sind also Eingabeauflösungen von 600, 300, 200, 150, 120, 100 und 50 dpi ideal. Kompliziert wird es, wenn eine

Vorlage nicht eins zu eins eingelesen wird, sondern beim Scannen skaliert werden muß. Soll ein Scan eine Endauflösung von etwa 300 dpi haben und dabei auf 80 Prozent verkleinert werden, müßte die Eingabeauflösung 240 dpi betragen. Da dieser Wert bezüglich der Schärfe ungünstig ist, wählt man 300 dpi.

Manchmal will man nur die Ausgabeauflösung im Scanprogramm vorgeben. Dann muß man die gewünschte Ausgabeauflösung mit dem Skalierungsfaktor multiplizieren und den nächsthöheren idealen Eingabewert nehmen. Diesen teilt man wieder durch den Skalierungsfaktor und erhält so die ideale Ausgabeauflösung. Beim obigen Beispiel ergibt sich dann: 300 dpi (Ausgabeauflösung) mal 0,8 ergibt 240 dpi (Eingabeauflösung). Der nächsthöhere ideale Eingabewert beträgt 300 dpi. Die Berechnung ergibt sich wie folgt: 300 dpi (ideale Eingabeauflösung) geteilt durch 0,8 (Skalierung um 80 Prozent) ergibt 375 dpi (ideale Ausgabeauflösung).

Scanprogramme helfen dabei, indem sie in einem Pulldown-Menü Idealwerte für die Auflösung auszeichnen. Ob der Qualitätsverlust bei einer nicht optimal gewählten Auflösung im Scan sichtbar wird, hängt vom Motiv ab. Es ist daher nicht bei jedem Scan erforderlich, die ideale Auflösung zu berechnen.

3.4 Fehler beim Scannen und Nachbearbeitung

3.4.1 Helle Flecken und Streifen

Sehr helle Motivteile können bei schlechten CCDs zu einer Art Überladung führen. Die CCD-Zelle entlädt sich beim Auslesen nicht vollständig, weshalb die nächstfolgenden Pixel heller registriert werden, als dies auf Grund der Vorlage der Fall sein dürfte. Ein senkrechter heller Streifen ist dann die Folge.

3.4.2 Streifen in dunklen Bereichen

Bei preiswerten CCD-Chips kann die Empfindlichkeit der CCDs untereinander so schwanken, dass auch die Weißkalibrierung das Auftreten von Streifen gerade in dunkleren Bildbereichen nicht verhindern kann.

Die häufigsten Ursachen für schlechte Scans sind fehlerhafte Einstellungen in der Scansoftware. Nicht immer kann man sich auf die automatischen Einstellungen der Programme verlassen. So führt etwa das Einlesen einer Holzstrukturvorlage meist zu Fehlern. Der Grund: Solche Motive haben keine hellen oder dunklen Bildanteile. Da sich die Scansoftware bei der automatischen Bildkorrektur jedoch am hellsten und dunkelsten Tonwert orientiert, entspricht das Scanergebnis nicht der Vorlage.

Die automatische Tonwertkorrektur arbeitet nach folgendem Prinzip: Sie setzt die hellste Bildstelle auf Weiß und die dunkelste Bildstelle auf Schwarz. Die dazwischenliegenden Farbtöne (Tonwertumfang) verteilt sie neu und erweitert so das Spektrum (Tonwertspreizung). Dadurch erhöht sich der Bildkontrast, und das Bild wirkt lebhafter.

Tonwertkorrekturen lassen sich sowohl mit der Scansoftware als auch mit einem Bildbearbeitungsprogramm vornehmen und erweitern das Farbspektrum des Bildes. Grundsätzlich gilt: Wenn das Scanprogramm die Vorlage korrigiert, dann verhindert man einen Qualitätsverlust. Führt man diese Korrektur schon im Scanprogramm durch, werden die Daten mit der maximalen Anzahl der Farben, die der Scanner intern unterstützt, verarbeitet. Die Datentiefe des Scanners ist oft größer als die der Bilddatei. So unterscheidet ein 30-bit Scanner mit einer Datentiefe von 10 Bit pro Kanal bereits 1024 Tonstufen, ein Kanal in einer Bilddatei aber meist nur bis zu 256 Tonstufen. Ein Vorabscan (Prescan) mit einem Tonwertumfang von 200 bis 712 Tonstufen enthält nur 512 Tonstufen. Durch die Tonwertspreizung ändert sich der Tonwertumfang, nicht aber die Zahl der Ton-

stufen. Gibt der Scanner die eingescannten Daten an den Rechner weiter, wird die Datentiefe in der Regel auf 8 Bit (256 Tonstufen) je Farbe heruntergerechnet. Das Ergebnis ist eine lückenlose Tonwertverteilung.

3.4.3 Richtige Bildauflösung

Beim Scannen wird das Bild in quadratische Bildpunkte (Pixel) unterteilt. Wie viele Pixel pro Zentimeter für eine optimale Bildwiedergabe notwendig sind, hängt von den Ausgabegeräten ab. So benötigt ein Bild für die Bildschirmdarstellung eine Auflösung von 72 Pixel per Inch (dpi), was der Auflösung der gängigen Monitore entspricht.

Drucker sind nicht in der Lage, Tonabstufungen (Halbtöne) auszugeben. Sie bedienen sich eines optischen Tricks, des Rasters. Ein Raster besteht aus Bildpunkten (Rasterpunkten), die durch ihre Größe und ihren Abstand zueinander Halbtöne simulieren. Die Rasterpunkte sind symmetrisch in gleichmäßigen Abständen verteilt. Dabei beschreibt der Abstand zwischen den Punkten (Rasterweite, gemessen in Linien pro Zentimeter) die Distanz zwischen den Punktmitten und nicht die zwischen den Punkträndern. Der Tonwert im Druck ergibt sich nun durch das Verhältnis der bedruckten Fläche zur Gesamtfläche. Eine graue Fläche setzt sich beispielsweise auf einem gedruckten Bild aus vielen schwarzen Punkten zusammen.

Der Pixeltonwert 255 (Weiß) entspricht bei einem Bild mit 8 Bit Datentiefe dem Rastertonwert 0 Prozent, und der Pixeltonwert 0 (Schwarz) entspricht dem Rastertonwert 100 Prozent. Die dazwischenliegenden Tonwerte werden linear umgerechnet. So entspricht der Pixeltonwert 128 dem Rastertonwert 50 Prozent.

3.4.4 Auflösung beim Drucken

Der Drucker benötigt eine höhere Auflösung als das gescannte Bild, da er die einzelnen Rasterpunkte wiederum mit seinen Punkten (Dots) aufbauen muß. Den Rasterpunkt eines Rasters mit 60 lpcm (rund 150 Linien pro Inch [lpi]) stellt ein Belichter mit 2400 Punkten pro Inch (dpi) Auflösung in einer Rasterzelle mit 16 Punkten in Breite und Höhe dar. So kann man 256 unterschiedliche Flächendeckungen und damit auch Tonstufen, zuzüglich Weiß, aufbauen. Das entspricht der Wiedergabe eines Bildes mit 8 Bit Datentiefe (256 Tonstufen). Einige Laserdrucker haben eine Auflösung von 1200 dpi. Bei gleichem Raster (150 lpi) bleiben hier nur noch 64 unterschiedliche Flächendeckungen zum Darstellen der Rasterpunkte, der Mensch kann aber über 100 Tonstufen unterscheiden. Farblaserdrucker und einige Schwarzweißlaserdrucker benutzen besondere Rasterfunktionen, um die Zahl der darstellbaren Tonstufen zu erhöhen.

Thermosublimationsdrucker und einige Tintenstrahldrucker ermöglichen, einen Scan als Halbton- oder halbtönenähnliche Ausgabe zu drucken.

3.4.5 Bildnachbearbeitung

Eingescannte Bilder sind selten so gut, dass eine Nachbearbeitung überflüssig ist (40), meist sind sie zu dunkel oder zu hell. Um die eingescannten Ergebnisse nachzubessern modifiziert man entweder die Helligkeit oder den Kontrast. Obwohl sich beide Korrekturen in vielen Programmen getrennt durchführen lassen, wirkt sich eine Änderung auf die andere aus. Erhöht man etwa den Kontrast, weist man helleren Bildpixeln höhere (hellere) Pixeltonwerte zu. Dunkle Pixel erhalten niedrigere (dunklere) Tonwerte. Die Einstellmöglichkeiten für Helligkeit und Kontrast können sich bei den verschiedenen Bildbearbeitungsprogrammen unterscheiden. Drei Korrekturarten gehören aber bei allen zum Standard: die Gamma-Einstellungen, Regler für Helligkeit und Kontrast und die Gradationskurven.

3.4.6 Helligkeits- und Kontrastregler

Besonders einfach zu bedienen sind die Schieberegler für Helligkeit und Kontrast. Sie lassen sich oft in Stufen von -100 bis +100 regeln. Durch den Helligkeitsregler werden alle Tonwerte im Bild um denselben Wert aufgehellt beziehungsweise abgedunkelt. Das folgende Beispiel zeigt, dass die Regler den Kontrast jedoch auch negativ beeinflussen können: Hellt man ein Bild, das alle möglichen Pixeltonwerte von 0 für Schwarz bis 255 für Weiß enthält, über einen Schieberegler um effektiv 64 Tonstufen auf, erhalten Bildpixel mit dem Tonwert 128 nun den helleren Wert 192. Pixel mit dem ursprünglichen Tonwert 191 und höher bekommen jetzt den Wert 255. Die Folge ist, dass helle Bildbereiche nun komplett weiß werden und damit die Lichterzeichnung verlorengeht.

Pixel mit dem Tonwert 0 (Schwarz) werden ebenfalls aufgehellt und erhalten nach diesem Beispiel den Wert 63 (0 wird mitgezählt). Da jetzt kein Schwarz mehr im Bild enthalten ist, wirkt das Bild kontrastarm. Dieser unerwünschte Nebeneffekt lässt sich mit dem Kontrastregler nicht wieder korrigieren .

Der Kontrastregler erhält den Mittelton und erreicht eine Kontrasterhöhung beziehungsweise -verringern durch eine lineare Veränderung der Tonwertverteilung, d.h. ähnlich wie beim Helligkeitsregler werden die Tonwerte der helleren Pixel erhöht und die der dunkleren reduziert. Daraus resultiert ein höherer Kontrast auf Kosten von Lichte- und Tiefenzeichnung. Das Bild bekommt schwarze und weiße "Flecken".

3.4.6.1 Fehler bei der Tonwertspreizung

In Scan- und Bildbearbeitungsprogrammen setzt die automatische Tonwertspreizung den hellsten Bildtonwert auf Weiß und den dunkelsten auf Schwarz. Auf diese Weise maximiert man den Bildumfang. Diese Einstellung führt bei den meisten Vorlagen zu einer besseren Bildwiedergabe. Bei einigen wenigen Motiven

zeigen sich dadurch allerdings unerwünschte Effekte. Dabei muß es sich nicht unbedingt um High-Key- und Low-Key-Bilder handeln.

Besonders Motive mit Spitzlichtern sind betroffen. Spitzlichter sind Lichtreflexionen auf glatten Oberflächen und häufig in Motiven mit chromglänzenden Teilen, wie bei der Aufnahme kieferorthopädischer Apparaturen zu finden.

Führt die automatische Tonwertspreizung nicht zum gewünschten Ergebnis, sollte man auf sie verzichten. Die Lichter und Tiefen stellt man dann manuell ein, beispielsweise in einem Dialogfenster zur Tonwertkorrektur, oder visuell mit Hilfe der Gradationskurven.

Zeichnungen wird die automatische Tonwertspreizung häufig nicht gerecht. Der Bildeindruck verändert sich im Vergleich zum Original deutlich. Wer Zeichnungen und Aquarelle fotografiert, sollte gleich einen Graukeil beziehungsweise eine Farbtafel mit aufnehmen. Beim Erfassen der Originale lassen sich der Keil oder die Farbtafel mit einscannen. Dadurch findet die automatische Tonwertspreizung Lichter und Tiefen im Graukeil, und der Eindruck des eigentlichen Bildes bleibt erhalten. Eine mitgescannte Farbtafel kann bei farbigen Bildern zusätzlich helfen, Farbkorrekturen durchzuführen. Farbabweichungen lassen sich an den Farbfeldern leichter bestimmen.

3.4.6.2 Richtige Schärfe

Schärft man ein Bild auf elektronischem Wege, hat man im Vergleich zum Fotografieren einen entscheidenden Nachteil: Der Fotograf stellt seine Optik scharf, indem er die Brennweite auf die Entfernung des Motivs anpaßt und so ein detailgenaues Abbild erhält. Dazu ist die elektronische Schärfung von Pixelbildern nicht in der Lage, sie läßt sich lediglich dadurch erreichen, dass man die Tonwertunterschiede benachbarter Pixel erhöht. Auf diesem Weg werden Konturen betont, und das Bild wirkt schärfer. Dadurch können aber auch Effekte auftreten,

die die Bildqualität beeinträchtigen.

Die meisten Filter unterscheiden nicht zwischen Konturen und glatten Bildbereichen wie Himmel und Oberflächen von Geräten und Autos, etwa glänzendem Lack. Auch in diesen glatten Flächen gibt es kleine Farbunterschiede zwischen den Pixeln. Werden sie durch die Schärfung erhöht, erreicht man eine Körnung dieser Bildbereiche. Ein anderer unliebsamer Effekt können Lichthöfe entlang von Konturen sein.

Die automatische Tonwertkorrektur von Scan und Bildbearbeitungsprogrammen kann bei einigen Bildern zu unerwünschten, nicht dem Original entsprechenden Ergebnissen führen. In diesen Fällen nimmt man die Einstellung der Lichter und Tiefen manuell in entsprechenden Tonwertkorrektur- oder Gradationskurvendialogen vor (siehe oben).

Das Schärfen eines Bildes ist eine diffizile Aktion, da die Grenze zwischen der gewünschten konturstärkenden und einer destruktiven Schärfung schwer zu bestimmen ist. Ein auf den ersten Blick gutes Ergebnis erscheint manchmal bei genauerer Betrachtung als überschärft.

Den Versuch, ein überschärftes Bild mit einem Weichzeichnungsfilter zu reparieren, bringt kein akzeptables Ergebnis. Mit einem neuen Scan erreicht man in diesem Fall ein besseres Ergebnis.

Will man den Scharfzeichnungsfilter in einem Scanprogramm nutzen, lässt sich die Wirkung nicht am Prescan beurteilen. Entweder wird die Filterwirkung nicht am Prescan durchgeführt, oder der Effekt falsch dargestellt. Das Ergebnis des Filters hängt insbesondere von der Bildauflösung ab. Dabei reagiert der niedrig aufgelöste Prescan anders auf die Schärfung als der höher aufgelöste Feinscan.

Nur hochwertige Scanprogramme erlauben es, einen kleinen Bildausschnitt hochaufgelöst zu scannen, um die Wirkung des Schärfefilters vorab zu beurteilen. Bei den übrigen Scanprogrammen empfiehlt es sich daher, das Bild erst nach dem Scannen in einem Bildbearbeitungsprogramm zu schärfen.

Die qualitativ besten Schärfungsergebnisse erzielt man mit Filtern, die auf der

Methode der Unschärfmaskierung (USM) beruhen. Dabei erstellt der Filter eine unscharfe (weichgezeichnete) Version des Bildes, die mit dem Originalbild so verrechnet wird, dass eine Schärfewirkung entsteht. Gute USM-Filter lassen sich mindestens über die drei Einstellungen "Stärke", "Radius" und "Schwellwert" konfigurieren.

3.4.6.3 Farbstichkorrektur

Die wenigsten Scanprogramme erkennen und korrigieren Farbstiche automatisch. Normalerweise stehen einem nur einfache Möglichkeiten zum Korrigieren zur Verfügung, beispielsweise eine Tonwertkorrektur der Einzelfarben Rot, Grün und Blau oder ein Farbbalanceregler.

Um Farbstiche gezielt zu korrigieren ist der sechsfarbige Farbkreis eine wichtige Orientierungshilfe. Er enthält die Farben Rot (R), Grün (G) und Blau (B), die man auch als Lichtfarben bezeichnet, sowie die Körperfarben genannten Farben Cyan (C), Magenta (M) und Gelb (Y). Die erste Gruppe (RGB) eignet sich für die additive Farbmischung, wie sie bei Monitoren verwendet wird. Die subtraktive Farbmischung benötigt die CMY-Farben.

Bei der additiven Farbmischung ergibt sich weißes Licht aus den drei Farbkomponenten Rot, Grün und Blau. Die Farben Cyan, Magenta und Gelb stehen dann jeweils für zwei Lichtfarben, die sie wiedergeben. So ist Cyan ein blaugrüner Farbton, Magenta ein blauroter und Gelb ein grünroter. Die Druckfarbe Cyan hat die Aufgabe, Rot aus dem weißen Licht zu absorbieren. Ebenso absorbiert die Druckfarbe Magenta die Farbe Rot und die Druckfarbe Gelb die Farbe Blau. Diese Farben sind im Farbkreis gegenübergestellt und heben sich in der Mischung gegenseitig auf. So lässt sich ein Rotstich dadurch korrigieren, dass man entweder das Rot verringert oder die Cyan-Anteile erhöht. Einen Gelbstich entfernt man über die Farbe Blau.

In Farbbalancedialogen von Bildbearbeitungsprogrammen stehen sich die Komplementärfarben gegenüber. In der Mitte der Komplementärfarben befindet sich ein Regler, den man entweder zur einen oder zur anderen Farbe schieben kann. Das Plus für die eine Farbe ist automatisch ein Minus für die andere.

3.4.7 Druckoptimierung

Bilder, die am Monitor ansprechend aussehen, werden im Ausdruck oft zu dunkel. Zwar stellen auch Monitore Bilder dunkler dar, als sie es auf Basis der Daten wirklich sind, die Rasterverfahren im Druck verursachen allerdings einen Effekt (Tonwertzuwachs), der je nach Drucker oder Druckverfahren die Bilder noch dunkler werden läßt, als sie auf dem Monitor erscheinen. Um dem Effekt des Tonwertzuwachses entgegenzuwirken, muß man Bilder vor dem Druck entsprechend aufhellen. Adobe Photoshop™ 5.5 simuliert den Tonwertzuwachs für das Drucken von Bildern im CMYK-Modus am Monitor.

Das "Wegbrechen" der Lichterzeichnung im Druck vermeidet man, indem man das Weiß auf einen Tonwert setzt, der sich im Druck gerade noch wiedergeben läßt. Im Offsetdruck (Auflagendruckverfahren) setzt man die hellsten Tonwerte in der Regel auf einen Rastertonwert zwischen drei und vier Prozent, das entspricht Pixeltonwerten zwischen 242 und 248. Manche Drucker stellen die Tiefenzeichnung nicht richtig dar. Die dunkleren Tonwerte sind Schwarz, so dass man die Tiefenzeichnung nicht mehr erkennt.

Um das "Zuschmieren" der Tiefen im Druck zu vermeiden, setzt man das Schwarz im Bild auf den Tonwert, der im Druck gerade noch als Schwarz gedruckt wird. Für den Offsetdruck sieht diese Korrektur meist so aus: Schwarz wird auf den Rastertonwert 95 Prozent gesetzt. Der entsprechende Pixeltonwert ist zwölf.

3.5 Digitales Röntgen

3.5.1 Zustandekommen eines digitalen Röntgenbildes

Genau wie beim Prinzip der digitalen Fotografie ist beim digitalen Röntgen ein CCD-Chip für das Zustandekommen des Bildes verantwortlich (6).

3.5.1.1 Sensortechnologie

An die Stelle der Filmkassette tritt ein zweidimensional auflösender Zeilensensor (23). Die Aufnahme selbst läuft wie gewohnt ab, nur dass vor dem Auslösen der Aufnahme am direkt mit dem Gerät verbundenen Röntgen-PC der Patient angemeldet und die Aufnahmebereitschaft hergestellt werden muß.

Beim digitalen Fernröntgen wird der Kopf des Patienten mit einem fächerförmigen, nur zeilengroßen Röntgenstrahl Linie für Linie abgefahren.

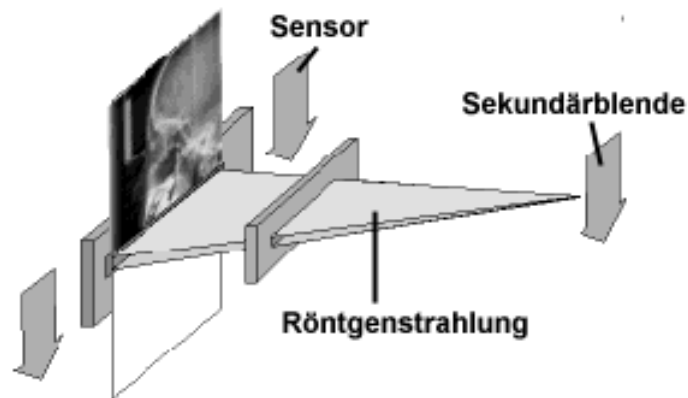


Abb. 12: Abtastung beim digitalen Fernröntgen (Quelle: Siemens)

Zwischen 60s und 100s nach Abschluß des Aufnahmevorgangs erscheint das Röntgenbild - bereits patientenbezogen abgespeichert - automatisch auf dem hochauflösenden Monitor des Röntgen-PCs und kann dann unmittelbar befundet oder mit dem Patienten diskutiert werden. Im Gegensatz zur Speicherfolie bietet der Sensor ein Echtzeitbild unmittelbar im Anschluß an die Aufnahme. Es sind

keine weiteren Verarbeitungsschritte erforderlich. Die Dateigröße beträgt unkomprimiert 4.5 MByte, komprimiert bis < 200 KByte - abhängig vom gewählten Kompressionsfaktor.

Beim filmbasierten Röntgen dagegen wird der gesamte Schädel mit einem keulenförmigen Röntgenstrahl aufgenommen. Somit wird auch der Grund für die erhebliche Dosisreduktion deutlich.

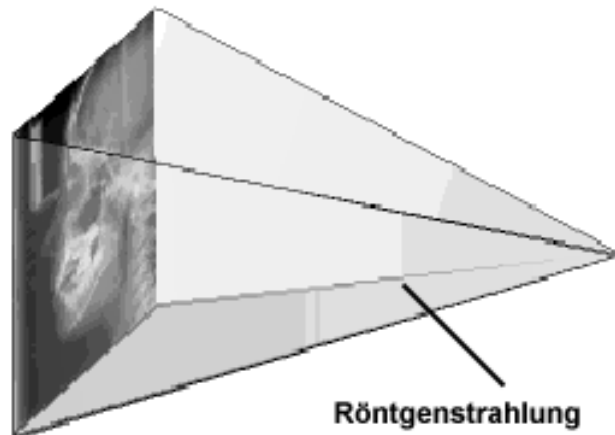


Abb. 13: Weg der Röntgenstrahlung beim filmbasierten Röntgen (Quelle:Siemens)

3.5.1.2 Automatische Bildvorverarbeitung

Eventuelle Fehler in den Belichtungseinstellungen werden vom Computer automatisch kompensiert (1). Wiederholaufnahmen gehören der Vergangenheit an, fehlerfreie Aufnahmen sind die Regel.

3.5.1.3 Dosisreduktion

Beim digitalen Panorama-Röntgen erreicht man bis zu 50% Dosisreduktion gegenüber filmbasierten Geräten erzielen, beim digitalen Fernröntgen sogar bis zu 70%, welche durch den oben beschriebenen fächerförmigen Abtaststrahl zustandekommt.

3.5.2 Prinzip der digitalen Fernröntgenaufnahme

Bei der digitalen Fernröntgenaufnahme wird der Kopf des stehenden oder sitzenden Patienten von oben nach unten mit Röntgenstrahl und Sensor abgefahren. Dazu verfährt das gesamte Gerät nach unten, so dass Röntgenfokus, Primärblende, Vorblende und Sensor relativ zueinander fix sind. Simultan wird die Kopfhalterung in Gegenrichtung verfahren, damit der Patient sicher räumlich fixiert bleibt.

Dieser Vorgang dauert ca. 15s. Durch die sichere Patientenfixierung ergibt sich ein scharfes, aussagekräftiges Bild. Die reine Belichtungszeit beträgt - bedingt durch die sog. SLOT-Technik - nur ca. 270 ms.

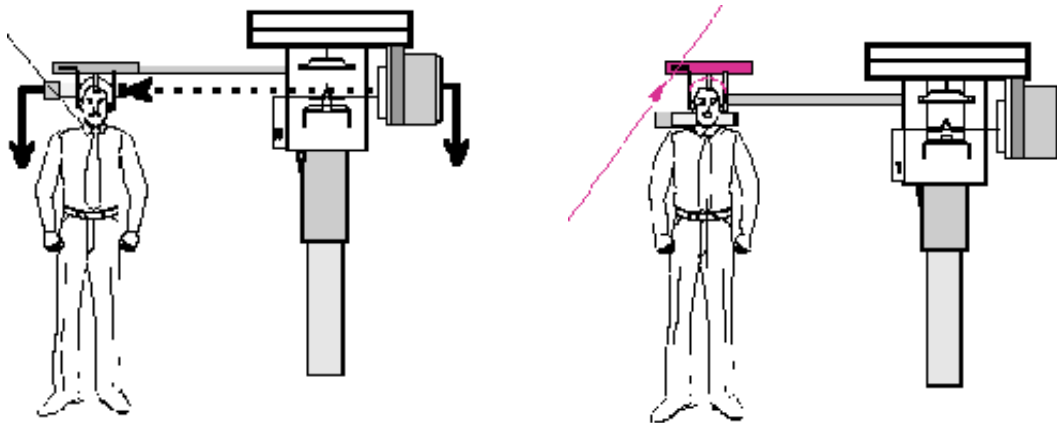


Abb. 14a und b zeigen die Bewegung des Röntgengeräts beim digitalen Fernröntgen. Bei a verfährt das Gerät mit dem Sensor nach unten. In b verfährt der Kopfhalter simultan zu a nach oben. (Quelle: Siemens)

Die fertige digitale Fernröntgenaufnahme hat wie die Filmaufnahme sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Richtung ein konstantes Abbildungsverhältnis, d.h. die Projektion entspricht exakt der einer konventionellen Filmaufnahme. Aufnahmedaten wie Strahlzeit, mA, kV, Stativhöhe, Schläfenweite, Stirnstützeinstellungen werden vom Röntgengerät automatisch zum PC mit übertragen und dort zusammen mit der Aufnahme archiviert.

3.5.3 Andere digitale Röntgenverfahren

Aus der Vielzahl der erhältlichen Verfahren wird hier nur auf das DenOptix™ Verfahren eingegangen. Andere Verfahren wie z.B. Scanora® (35) sind für die Kieferorthopädische Praxis schon allein aus Kostengründen nicht wirtschaftlich.

3.5.3.1 DenOptix™

CCD Sensoren sind nicht in der Lage Daten zu speichern und benötigen deshalb wie oben beschrieben ein Auslesegerät (Computer mit Kabelverbindung zum Sensor) was die Sensoren unhandlich macht. Ein weiterer Punkt beim Sensorsystem ist der relative hohe Preis und die herstellungstechnisch bedingte Größe der Sensoren (25).

Ein weiterer Nachteil ist, dass die Röntgengeräte umgerüstet oder gar neu angeschafft werden müssen. Dieser Schritt ist mit einer enormen finanziellen Belastung verbunden und wird daher gerne vermieden.

Ein Ausweg bietet hier das DenOptix™ System. Hier werden als Speichermedium Phosphorbildplatten benutzt um die Röntgenbilder herzustellen und zu archivieren. Diese Platten werden schon seit Jahren in der Medizin eingesetzt, waren jedoch für zahnmedizinische Belange - auf Grund des technischen Aufwands und der damit verbundenen Anschaffungskosten für die erforderlichen Scanner zum Auslesen der Platten - praktisch ohne Bedeutung.

Seit der Entwicklung eines bezahlbaren Bildplattenscanners hat sich dies geändert. Phosphorspeicherplatten macht die Verwendung von Kabeln und Sensoren überflüssig, Röntgenbilder werden wie herkömmliche filmbasierte Aufnahmen angefertigt - und dies auch mit herkömmlichen Röntgengeräten. Eine Umrüstung seitens des Röntgengerätes ist nicht erforderlich.

Ein weiterer Vorteil ist, dass die Platten in allen gängigen Größen erhältlich sind. Ob für Panoramashichtaufnahmen, FRS oder Mundfilme. Die Platten sind in den Größen 1 - 4 erhältlich und decken das gesamte erforderliche Spektrum ab.

Das Auslesen der Platten erfolgt mittels eines Laserscanners. Wird eine Phosphorspeicherplatte von Röntgenstrahlen getroffen werden wird die Strahlungsenergie festgehalten und gespeichert. Während des Auslesevorganges stimuliert ein Laser die Bildplatte, und verursacht die Abgabe der gespeicherten Strahlungsenergie in Form von Photonen. Die Anzahl Photonen die pro Pixel freigesetzt werden wird aufgezeichnet und einer Graustufenskala zugeordnet. Dadurch entsteht ein digitales Bild.

Obwohl die Platten eine gewisse Empfindlichkeit gegenüber sichtbarem Licht zeigen ist eine Dunkelkammer überflüssig.

Die Auswertung einer kompletten Panoramashichtaufnahme dauert ca. 3 min. Die Bildplatten können, sofern sie nicht beschädigt sind, mehrere tausend mal benutzt werden.

Die Bilder haben gegenüber den konventionellen Filmen den Vorteil, dass die Daten dynamisch linear berechnet werden. D.h., dass die Strahlungsmenge, die auf die Platte auftrifft in direktem Bezug zur optischen Dichte, bzw. zur Hell-Dunkelabstufung steht.

Dies macht es dem Benutzer einfach über die Software die Bilddaten so einzustellen, dass sie für ihn die bestmögliche Information bereitstellt. Unter- und Überbelichtung sind so unmöglich.

II DIAGNOSTISCHE METHODEN IN DER KIEFERORTHOPÄDIE

Aufgabe der vorliegenden Arbeit war es, ein Modell zu entwickeln, das die konventionelle kieferorthopädische Diagnostik unter Einführung digitaler Systemkomponenten ersetzen kann.

- Im Bereich der kieferorthopädischen Fotografie wurden Vergleichstests durchgeführt, um die als Standard geltenden konventionellen Fotos exakt durch digitale Fotos ersetzen zu können.
- Von einer Versuchsgruppe wurden Röntgenaufnahmen (FRS) nach der konventionellen Methode der Durchzeichnung sowie mit einer Diagnosesoftware ausgewertet.
- Es wurden Möglichkeiten der Bildverbesserung bei eingescannten Röntgenbildern mit unterschiedlicher Qualität getestet.
- Es wird ein Konzept zur Archivierung der vollständig digitalisierten Patientendaten vorgestellt
- Als weiterführende Möglichkeit wird die Entwicklung eines kieferorthopädischen Expertensystems mit den nötigen Voraussetzungen beschrieben.

4 Veränderte Arbeitsbedingungen

Die Veränderungen betreffen alle Bereiche der kieferorthopädischen Praxis

- Fotografie
- Röntgen
- Modellanalyse
- Behandlungsplanung
- Patientenverwaltung
- Abrechnung

Untersucht wurden hier die Punkte Fotografie, Röntgen und Modellanalyse, da hier die größten Veränderungen in den Arbeitsabläufen auftreten und die Effizienzsteigerung am Bedeutendsten ist.

Selbstverständlich reichen die Veränderungen in diesen Bereichen durch eine gemeinsame Softwareschnittstelle in alle anderen Bereiche mit hinein (siehe Abb.39).

5 Fotografie

5.1 Konventionelle Fotodiagnostik

Die weitreichendsten Folgen durch die Umstellung auf Digitaltechnik machen sich im Bereich Fotografie bemerkbar.

Seit den 80'iger Jahren wurden bisher im Fotostudio der Poliklinik für Kieferortho-

pädie für die Anfertigung von intra-/extraroralen Aufnahmen sowie für Fotostaufnahmen 3 Kameras vom Typ Nikon FM2 eingesetzt.

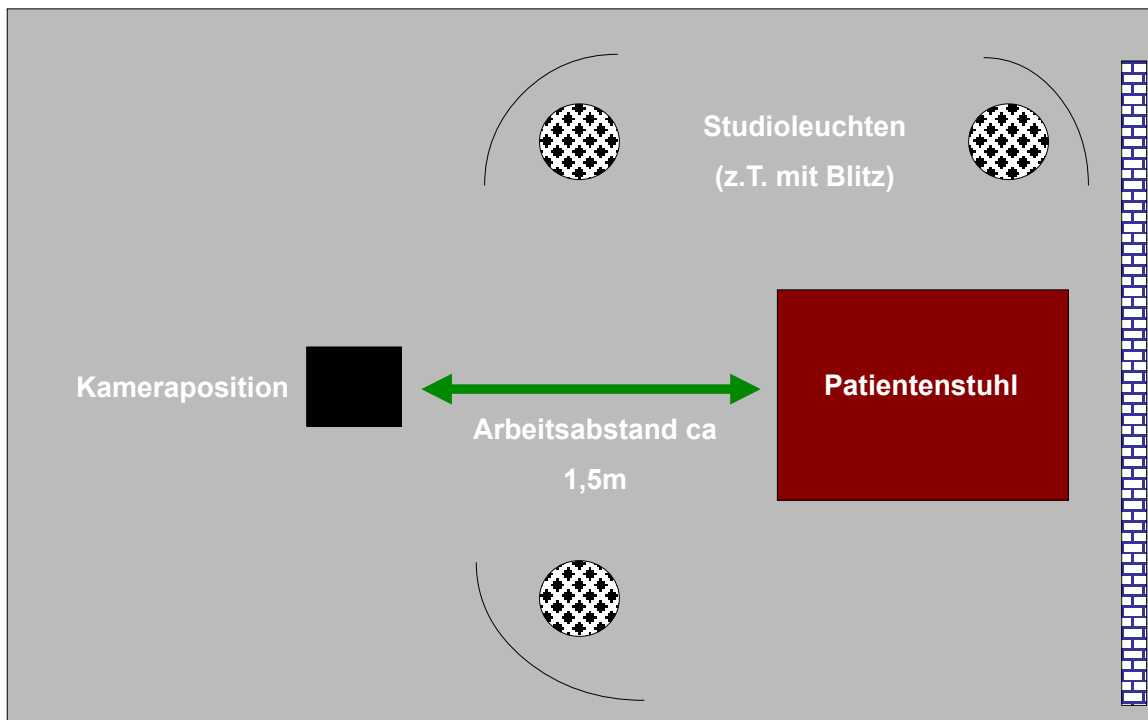


Abb.15 : Fotostudio: Anordnung für filmbasierte Fotografie - schematisierte Darstellung

5.1.1 Intraorale Aufnahmen

Für Intraorale Aufnahmen wurde eine Kamera mit Varioobjektiv (Makro) mit einer Brennweite von 100mm benutzt.

Als Filmmaterial kamen ausschließlich Kleinbildfilme (24x36 mm) mit einer Empfindlichkeit von 100 ASA zum Einsatz.

Für optimale Ausleuchtung war die Kamera mit einem Makroblitzgerät (Nikon SB-21B) mit 2 drehbar gelagerten Blitzreflektoren und einem Einstelllicht für manuelle Fokussierung ausgestattet.

Um eine optimale Tiefenschärfe bei Detailaufnahmen zu erreichen wurde stets mit kleinen Blenden (Standard zwischen 22 und 32) gearbeitet.

5.1.2 Extraorale Aufnahmen

Hier wurde eine Kamera des gleichen Typs mit einem 90 mm Makroobjektiv verwendet. Ein Arbeitsabstand (siehe Abb.15) von ca. 1,5m war für ein optimales Ergebnis mit einem Abbildungsmaßstab von ca. 1:11 ausreichend. (Def. Arbeitsabstand: Abstand Frontlinse -> Abstand Motiv; Je größer der Abbildungsmaßstab desto kleiner der Abstand. Daraus resultieren mit zunehmendem Maßstab Probleme mit der Beleuchtung (Def. Abbildungsmaßstab: Verhältnis Größe Motiv : Größe Film).

Als Filmmaterial werde Kleinbildfilme mit einer Empfindlichkeit von 50 ASA verwendet.

5.1.3 Fotostataufnahmen

Auch hier wurde eine Kamera vom Typ Nikon FM2 mit einem 100mm Objektiv verwendet. Jedoch wurde hier im Unterschied zu intra-/extraoralen Fotografien mit einem Schwarzweißfilm mit einer Empfindlichkeit von 100 ASA gearbeitet.

5.2 Digitale Fotodiagnostik

Seit Mai 2000 wird in der Poliklinik für Kieferorthopädie eine professionelle Digitalkamera eingesetzt. Dabei handelt es sich um eine Kamera vom Typ Nikon D1 mit einem 2.74 Mio. Pixel CCD-Chip.

5.2.1 Vergleich Digitalkameratypen

Es gibt prinzipiell 2 Typen Digitalkameras. Kompaktkameras und Spiegelreflexkameras. Für die verschiedenen Belange in der kieferorthopädischen Fotografie ist eine Spiegelreflexkamera mit auswechselbaren Objektiven das bessere Mittel der Wahl (9). Nur mit diesem System ist es möglich durch auswechselbare Objektive

das gesamte Spektrum der Erfordernisse abzudecken. Für den Einstieg kann es dennoch lohnend sein, eine Kompaktkamera zu kaufen. Wenn es nur darum geht, Fotos mit dem Patienten am Bildschirm zu betrachten und diese eventuell auf einem Tintenstrahldrucker auszudrucken genügen die Qualitätsmerkmale einer Kompaktkamera durchaus (20,21).

Bei High-End Aufnahmen stößt man jedoch schnell an die Grenzen der Kompaktkameras. Es lässt sich kein ausreichendes Zoom Objektiv montieren und der eingebaute Blitz kann bei Intraoralaufnahmen aufgrund seiner Position keine befriedigenden Ergebnisse liefern.

Preislich liegen beide System weit auseinander. Einsteigerkameras sind für weniger als 1000 DM im Handel während professionelle Geräte erst über 10 000 DM zu erhalten sind.

Derzeit liegt die 'Messlatte' für Digitalkameras im 3 Mio. Pixel Bereich, im Frühjahr 2001 wird der 6 Mio. Pixel Chip der Firma Siemens in mehreren Systemen erhältlich sein.

Wichtiger Maßstab für die wirklich notwendige Pixelzahl und damit die Auflösung liefert die CUR (Clinically useful resolution) (10).

Die CUR hängt zum einen von der CCD Sensor Auflösung ab, zum anderen vom optischen Linsensystem. Hat eine Kamera einen hochwertigen CCD-Chip, aber ein schlechtes Linsensystem sinkt die CUR beträchtlich, wie es die Problematik bei den meisten Kompaktkameras ist.

Man erreicht mit einer professionellen Spiegelreflexkamera mit auswechselbarem Linsensystem die aktuell größtmögliche CUR. Einige Autoren sind der Ansicht, dass eine CUR von 400 000 Pixeln ausreicht - bezogen auf den klinisch relevanten Ausschnitt eines Bildes (30).

Ist die Auflösung des CCD-Chips wesentlich größer als die CUR, macht es Sinn, das Bild mit einer geeigneten Software (z.B. Adobe Photoshop® 5.5) zu komprimieren. Dabei werden unerwünschte Informationen entfernt und die Auflösung soweit reduziert, dass kein Qualitätsverlust erkennbar wird, jedoch auch nicht

übermäßig viel Speicherplatz auf dem Speichermedium verschwendet wird. Die Software der Nikon™ D1 führt eine direkte Komprimierung im JPEG-Verfahren durch. Dieses wird im Internet als Standardverfahren verwendet und komprimiert die Daten im Verhältnis 1:8. Hierbei ist für den Betrachter kein Qualitätsverlust primär erkennbar.

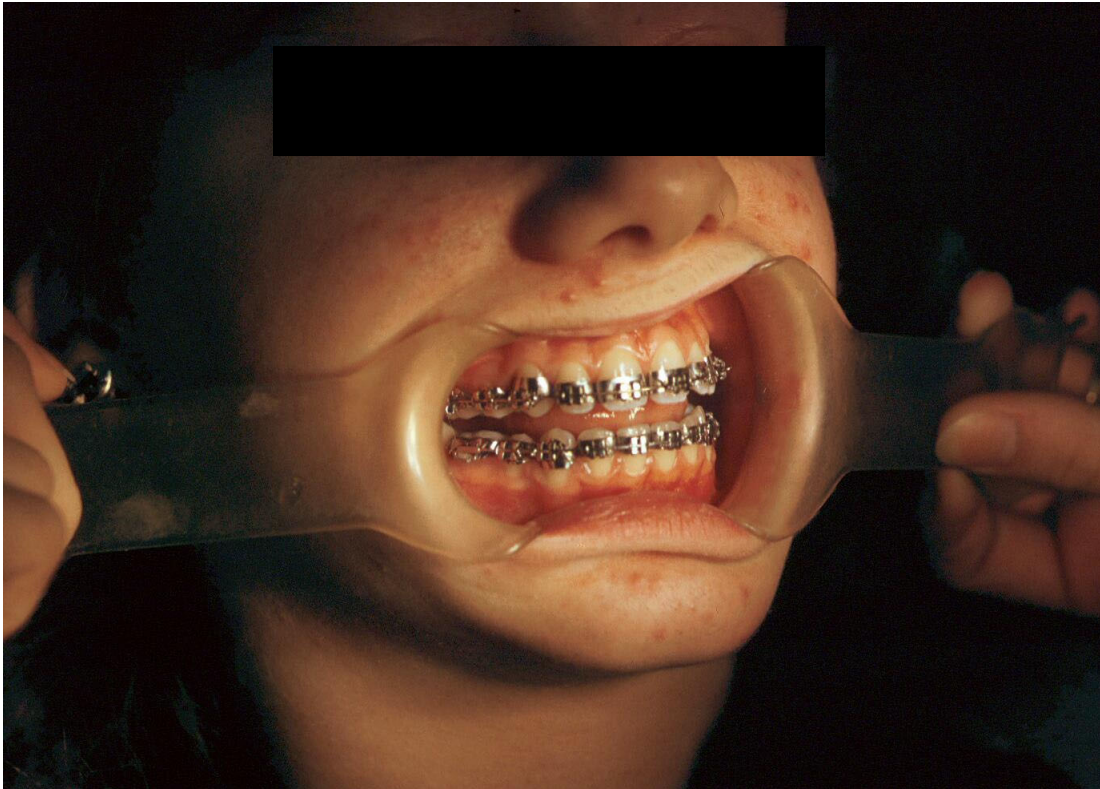


Abb.16: Extraorale Aufnahme - Dateigröße unkomprimiert : 5.2 MB - Bild nicht nachbearbeitet
(Quelle : Internet: <http://192.13.223.4/pics/1.jpg>)



Abb.17: Reduktion auf den klinisch relevanten Ausschnitt - Dateigröße unkomprimiert : 1010 kB



Abb.18: Komprimierung mit JPEG 6.0 - Dateigröße komprimiert : 752 kB

Auf diese Weise läßt sich eine 4,8 MB große Bilddatei wie sie die Nikon™ D1 ohne Kompression erzeugen würde - ohne diese nachbearbeiten zu müssen - auf ~600 kB reduzieren. Geht man davon aus, dass von einem Patienten 7 Aufnahmen gemacht werden - Fotostat 1x Profil, 1x Enface, 2x extraoral, 3x intraoral - läßt sich hierdurch der erforderliche Speicherplatz von ca. 34 MB auf etwa 4 MB reduzieren.

Wird dies nicht gewünscht um z.B. Bilder für Kongresse, Präsentationen, Vorlesungen u.a. auf Postergröße zu bekommen kann die Kamera auf unkomprimierte Verfahren wie 12-Bit-RAW, 8 Bit YCbCr-TIFF oder 8-Bit RGB-TIFF(TIFF™=Tagged Image File Format, Farbtiefe 1 bis 24 bit) umgestellt werden.

Die einzelnen Bilddateien werden dabei natürlich wesentlich größer, die Qualität der Bilder ist jedoch so gut, dass sie für professionelle Zwecke weiterverwendet werden können.

5.2.2 Speichermedien

Moderne Digitalkameras arbeiten mit austauschbaren Speichermedien vom Typ Compact Flash™ oder Smart Media™ (26).

Die Nikon™ D1 arbeitet mit einer austauschbaren Speicherkarte vom Typ Compact Flash™. Praktikabel ist derzeit die Verwendung von 2 Karten mit je 192 MB Speicherkapazität. Somit ist stets eine Karte in der Kamera, während die zweite Karte ausgelesen werden kann, bzw. zum Austausch bereit liegt, sollte die Kapazitätsgrenze der benutzten Karte erreicht sein.

Die Zeit, die benötigt wird, um die Karten zu wechseln liegt bei unter einer Minute und ist in etwa gleichzusetzen mit einem Filmwechsel in der konventionellen Fotografie.

Die Komprimierung ermöglicht im Idealfall eine Speicherung von ca. 320 Bildern je Karte.

Hier wird auch die enorme Ersparnis deutlich. Durch den Wegfall des Filmkaufs verschiedener Typen (Farbfilm ASA 100, ASA 50, Schwarzweißfilm) über die Entwicklung der Filme im Fotolabor bis hin zur aufwändigen Archivierung amortisiert sich der hohe Anschaffungspreis eines solchen Geräts bereits nach kurzer Zeit.

Die Speicherkarten sind praktisch endlos nutzbar. Sie verschleissen nicht und ermöglichen eine schnelle Übertragung der Bilder auf den Fileserver. Dazu wird die Speicherkarte in einen Adapter eingesteckt und dieser über ein Lesegerät an den zentralen Fileserver angeschlossen. Die Karte erscheint als normales Laufwerk (in der Regel als Laufwerk H bei IBM-kompatiblen Geräten und als selbstmountendes PC-Card Volume bei Apple™ Macintosh Rechnern) mit vollem Schreib-/Lesezugriff.

Die Bildübertragung erfolgt zusammen mit den Bildinformationen patientenbezogen in ein spezielles Verzeichnis. Nach der Übertragung können die Bilder von der Speicherkarte wieder gelöscht werden.

Jedes Bild enthält eindeutige Identifizierungsmerkmale.

Dies sind:

- Erstellungsdatum
- laufende Nummer
- kameraspezifische Daten :
 - Belichtungszeit
 - Blende
 - Dateigröße

Über das Erstellungsdatum und die laufende Nummer ist eine eindeutige Zuordnung zum Patienten über die Auftragskarte des Fotografen gegeben.



Abb. 19a

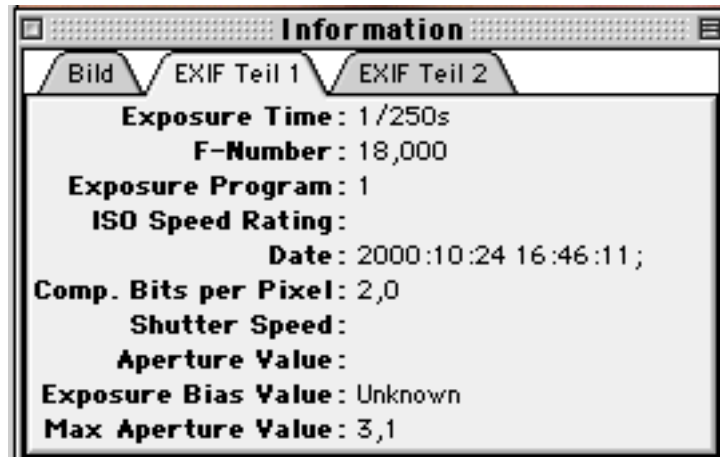


Abb.19b

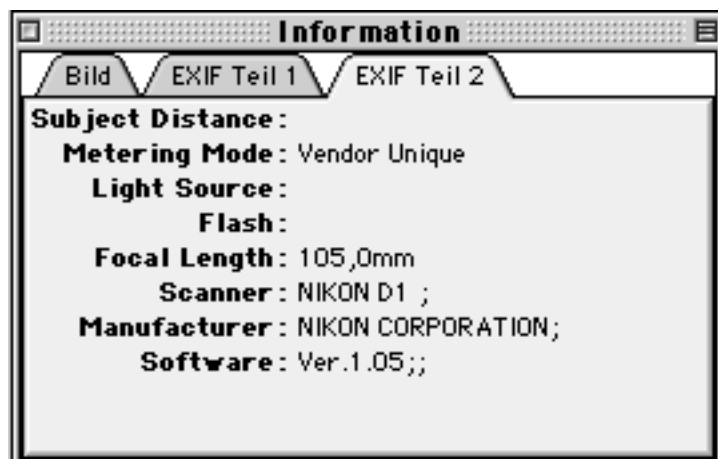


Abb.19c

Abb.19 a-c: Screenshots vom Informationsfenster der Bildbearbeitungssoftware GraphicConverter™ 4.0 zeigen die Daten, die zusammen mit den Bildwerten zu jedem Foto abgespeichert werden, und die auch durch Nachbearbeitung des Fotos nicht verloren gehen. Hier wurde ein Foto mit einer JPEG Komprimierung mit einem Komprimierungsfaktor von 1:16 aufgenommen.

Die Datenbankarchivierungssoftware ermöglicht den Aufnahmen bestimmte Parameter zuzuordnen, nach denen eine gezielte Abfrage für wissenschaftliche Zwecke durchgeführt werden kann.

5.2.3 Speicherung und Analysesoftware

Die Speicherung der Fotodaten erfolgt auf dem zentralen Fileserver. Datenbanksoftware, wie z.B. Image Access 3.0 der Firma Imagic™, ermöglicht eine komfortable Archivierung und Verwaltung großer Mengen digitaler Fotografien.

Aus der Datenbanksoftware können die Fotografien in die Analysesoftware FR-Win 5.0 der Firma Computer Konkret, importiert und nach diagnostischen Kriterien ausgewertet werden.

5.2.4 Weitere Vorteile der digitalenameratechnik

- alle Bilder können sofort im eingebauten 2-Zoll TFT Monitor betrachtet werden - es werden keine misslungenen Bilder mehr entwickelt.

- Die Kamera verfügt über technische Möglichkeiten der Bildverbesserung. Im einzelnen sind dies:

Systeme zur Belichtungsmessung:	3D-Farbmatrixmessung, mittenbetonte Messung Spotmessung
---------------------------------	---

Systeme zur Verarbeitung der Bilddaten:	TTL-Weißabgleich Tonwertkorrektur Scharfzeichner
---	--

All dies vereinfacht die Herstellung qualitativ hochwertiger Fotos ohne großen Aufwand, die meisten Funktionen laufen automatisch ab, ohne vom Anwender beeinflusst werden zu können. Leider bietet der Markt bis dato noch keinen Ringblitz mit TTL Blitzmessung. Aufnahmen mit Ringblitz erfordern daher eine manuelle Justierung.

Durch den Wegfall des 3 Kamera Prinzips mit unterschiedlichen Objektiven und

Filmtypen war der Arbeitsabstand nicht länger ausreichend um eine gute Qualität im geforderten Abbildungsmaßstab zu erreichen.

Bei dem Objektiv, das jetzt verwendet wird handelt es sich um ein Makroobjektiv mit 105 mm Brennweite. Weiterhin verwendet wird ein Ringblitz mit Einstelllicht. Durch die größere Brennweite war es nun nötig den Arbeitsabstand auf 2-2,5 m zu erweitern um die Macro Fähigkeiten des Systems nicht zu überschreiten.

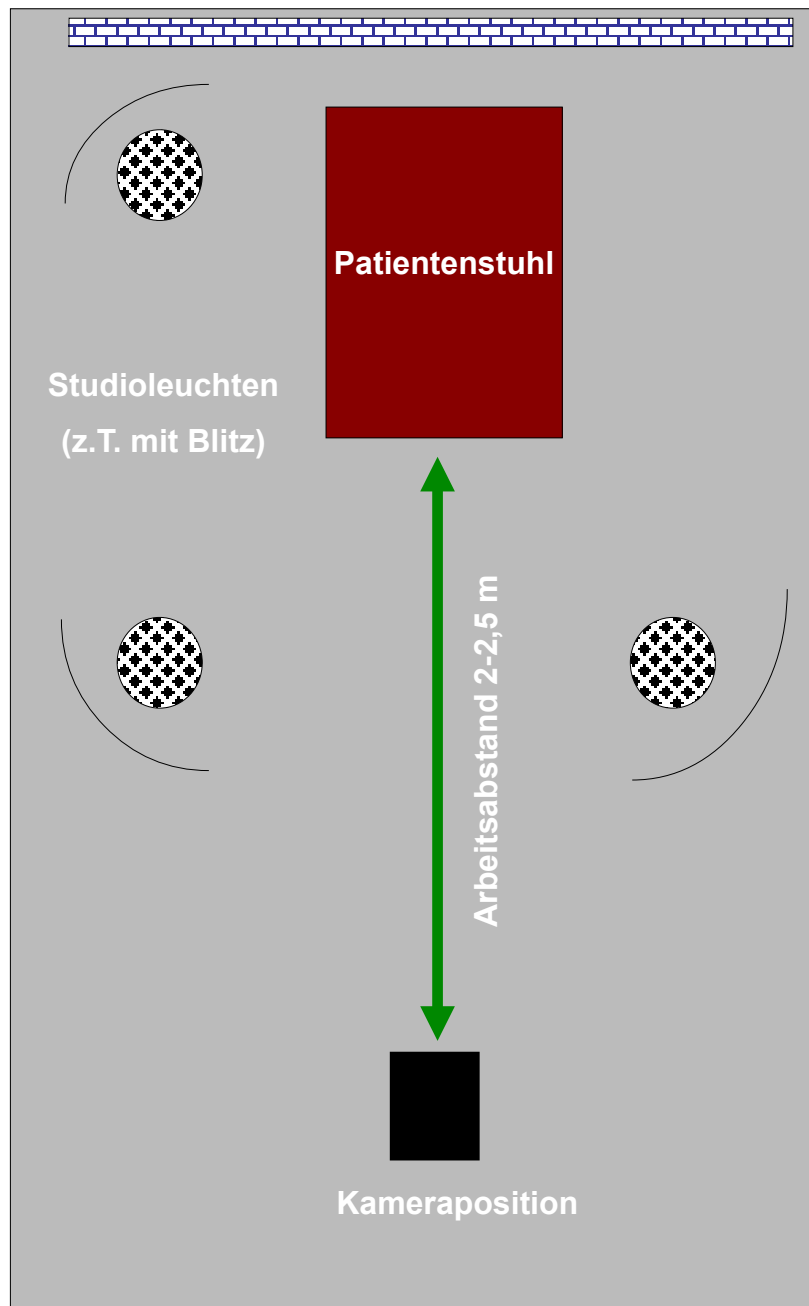


Abb.20: Fotostudio - Anordnung für digitale Fotografie - schematisierte Darstellung

5.3 Vergleich und Wertung

Die Macro Qualität einer Digitalkamera gilt als akzeptabel, wenn es möglich ist, eine 70 mm breite horizontale Linie im Vollbildmodus auf dem Bildschirm darzustellen. Dies entspricht der 1:2 Vergrößerung einer konventionellen Kamera. Digitale Kompaktkameras erreichen diese für kieferorthopädische Fotografie wichtige Vergrößerung nicht.

Für die Ausleuchtung wichtig ist die Verwendung eines Ringblitzes. Ein eingebauter Blitz oder ein externer Studioblitz ermöglicht es nicht, bei Intraoralaufnahmen das Licht an die erforderliche Stelle zu bringen. Das Einstelllicht wird benötigt, um unter guter Sicht das Motiv scharfzustellen.

Daher ist die Möglichkeit einen Ringblitz auf der Kamera montieren zu können, ein wichtiger Grund, der bei der Anschaffung einer Digitalkamera berücksichtigt werden muß.

5.3.1 Belichtungszeit

Die Belichtungszeit kann bei der hier beschriebenen Kamera aufgrund des sehr empfindlichen Sensors um 50% reduziert werden.

5.3.2 Stromversorgung

Im Gegensatz zur konventionellen Fotografie arbeitet die Digitalkamera mit einer Stromquelle. In diesem Fall mit einem NiMH Hochleistungsakku mit einer Kapazität von 2000 mAh, der nach etwa 50-60 Bildern nachgeladen werden muß. Um unterbrechungsfreies Arbeiten zu ermöglichen, ist es ratsam hiervon einen Ersatzakku anzuschaffen, der dann stets aufgeladen für einen Wechsel zur Verfügung steht.

6 Fernröntgendiagnostik

Um die Effizienzsteigerung des digitalen Systems darlegen zu können wurden verschiedene Vergleichstests durchgeführt.

Die von einer Behandlergruppe von 5 Personen dafür benötigten Zeiten wurde gemessen und in einem Diagramm einander gegenübergestellt.

6.1 Auswertung von FRS-Bildern

Hierbei werden 2 Methoden getrennt ausgewertet:

1. Diagnostische Auswertung konventioneller Art mittels Durchzeichnung des Röntgenbildes und anschließender geometrischer Vermessung der Bezugsstrecken und Winkel.

2. Diagnostische Auswertung nach dem Einscannen des FRS-Bildes und softwaregestützte Auswertung am Computer. Hierbei werden nur die Bezugspunkte markiert. Alle Winkel und Strecken werden vom Computer nach Markierung des letzten Bezugspunktes auf dem Monitor dargestellt und die Zahlenwerte in einer Tabelle aufgelistet.

Nicht zum Vergleich herangezogen wurde hierbei die Möglichkeit der Software bereits die Diagnosestellung anzuzeigen.

Identisch sind in beiden Verfahren die Bezugspunkte, die ausgewertet werden müssen.

Bezugspunkte für die FRS- Auswertung

- Nasion
- Sella-Eingang
- Condylus
- Ramus-Tangentenpunkt
- Menton
- Pogonion
- Apikale 1 unten
- Inzisale 1 unten
- Prosthion
- A-Punkt
- Spina nasalis posterior
- Hautnasion
- Subnasale
- Labrale sup.
- Labrale inf.
- Hautpogonion
- Sella-Mitte
- Basion
- Artikulare
- Tangentenpunkt UK
- Gnation
- B-Punkt
- Infradentale
- Inzisale 1 oben
- Apikale 1 oben
- Spina nasalis anterior
- Okklusallplanum hinten
- Nasenspitze
- Subspinale
- Stomion
- Supramentale Weichteil
- Hautgnation

6.2 Messwerte

6.2.1 konventionelle Auswertung

Gemessen wurde die Zeit vom Bekleben des Röntgenbildes mit der Durchzeichnungsfolie bis zur Notierung der gemessenen Strecken und Winkel.

Messung Nr.	Zeit	Zeit	Messung Nr.	Zeit	Zeit
[-]	[s]	[min]	[-]	[s]	[min]
1	963	16,1	16	881	14,7
2	887	14,8	17	884	14,7
3	988	16,5	18	923	15,4
4	1059	17,7	19	799	13,3
5	1113	18,6	20	781	13,0
6	1084	18,1	21	925	15,4
7	796	13,3	22	1301	21,7
8	1001	16,7	23	745	12,4
9	866	14,4	24	819	13,7
10	798	13,3	25	844	14,1
11	921	15,4	26	901	15,0
12	886	14,8	27	829	13,8
13	1223	20,4	28	918	15,3
14	866	14,4	29	948	15,8
15	854	14,2	30	1020	17,0
Durchschnittliche Zeit		927			
Standardabweichung		128			

Tab. 1: Messwerte konventionelle Auswertung

6.2.2 Softwaregestützte Auswertung

Gemessen wurde die Zeit von der Aktivierung der Auswertung bis zum Ende der Punktmarkierung auf dem Bildschirm.

Für den Scanvorgang werden zu jedem Wert 55s hinzuaddiert. Dies ist die Zeit für den Scanvorgang (Einlegen des Röntgenbildes, Aktivierung des Scanprogramms, Scanvorgang, Erscheinen des Bildes auf dem Monitor). Dieser Vorgang

ist zeitkonstant, da er nur von den technischen Gegebenheiten bestimmt wird, deren Arbeitsgeschwindigkeit nicht beeinflusst werden kann und wird daher standardisiert mit 55s angerechnet.

Messung Nr.	Zeit	Zeit	Messung Nr.	Zeit	Zeit
[-]	[s]	[min]	[-]	[s]	[min]
1	174	2,9	16	191	3,2
2	169	2,8	17	194	3,2
3	158	2,6	18	179	3,0
4	185	3,1	19	188	3,1
5	212	3,5	20	206	3,4
6	188	3,1	21	211	3,5
7	196	3,3	22	193	3,2
8	220	3,7	23	188	3,1
9	188	3,1	24	212	3,5
10	190	3,2	25	201	3,4
11	204	3,4	26	186	3,1
12	188	3,1	27	206	3,4
13	189	3,2	28	174	2,9
14	200	3,3	29	188	3,1
15	169	2,8	30	190	3,2
Durchschnittliche Zeit		106			
Standardabweichung		85			

Tab.2: Messwerte softwaregestützte Auswertung

6.2.3 Vergleichsdiagramm konventionelle - softwaregestützte Auswertung

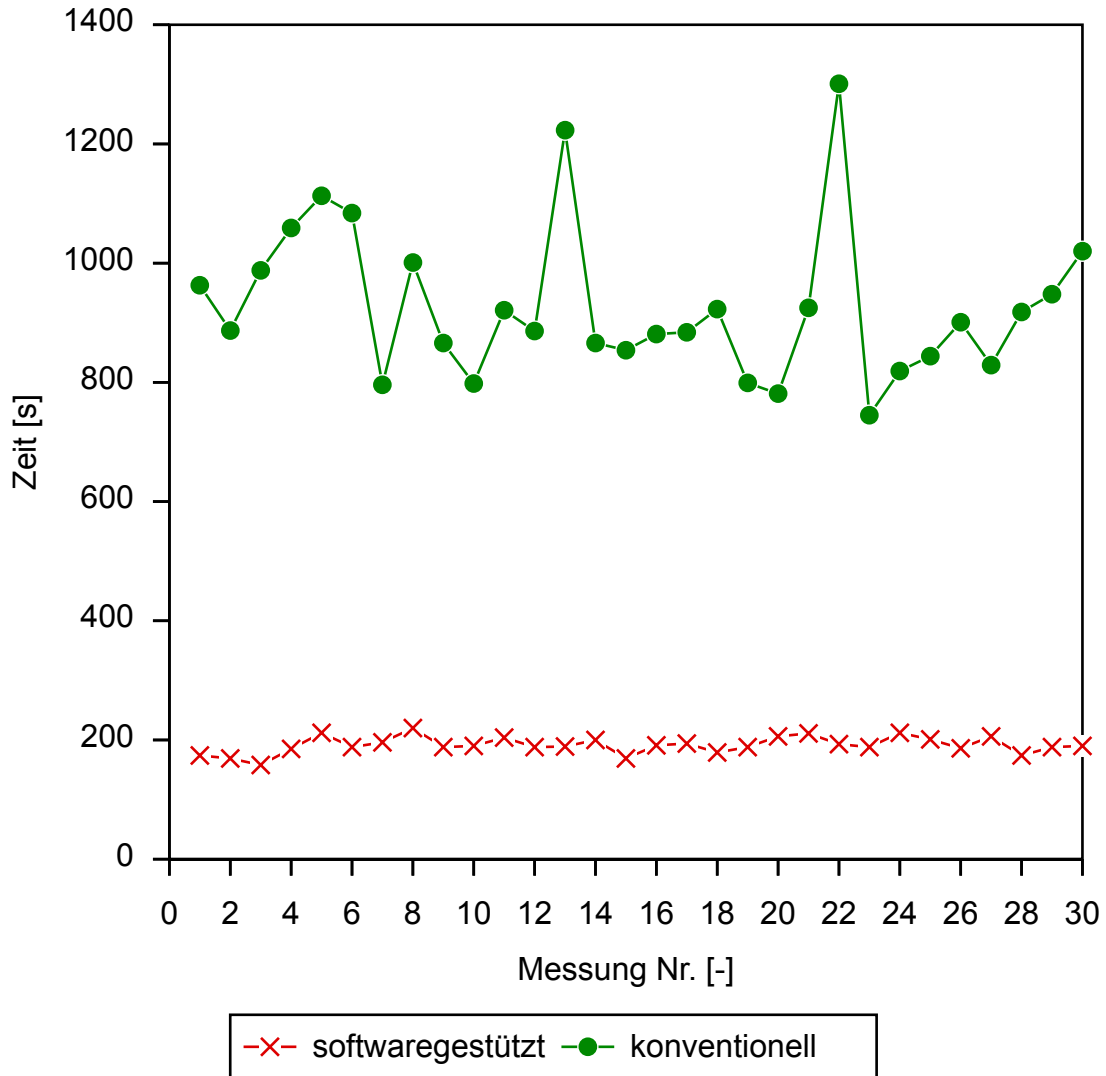


Abb.21: graphische Darstellung der Messergebnisse

Die obere Kurve zeigt die Auswertungsdaten bei der konventionellen Methode der Durchzeichnung. Charakteristisch ist die relativ große Schwankungsbreite der Messwerte. Die untere Kurve zeigt einen konstanten Verlauf und über die Mittelwerte betrachtet eine Zeitersparnis von 87%.

7 Kieferorthopädische Fotografien

Die folgenden Abbildungen zeigen Standardaufnahmen aus der kieferorthopädischen Praxis, die mit der Digitalkamera erstellt wurden. Die Bilder wurden direkt aus der Speicherkarte der Kamera auf den PC übertragen und ohne Nachbearbeitung dargestellt.



Abb.22a-c: Fotostataufnahmen mit einer Auflösung von 72 Pixel/Inch bei einer möglichen Ausgabegröße (Bildgrößenverhältnis 1:1) von 46,28 cm x 65,58 cm; dies entspricht etwa Postergröße.



Abb.23a-b: Intraorale Spiegelaufnahmen mit einer Auflösung von 72 Pixel/Inch und einer Ausgabegröße von 70,56 cm x 46,28 cm.



Abb.24a-c: Intraoralaufnahmen mit einer Auflösung von 72 Pixel/Inch und einer Ausgabegröße von 70,56 cm x 46,28 cm.

Nach der Aufnahme können die Aufnahmen vom Behandler direkt betrachtet werden. Die Entwicklungszeit, die Herstellung von Papierabzügen sowie die Archivierung der Negative und Abzüge entfällt.

Wird für die Fotostatanalyse eine Schwarzweißversion der Fotos benötigt, kann diese mit jeder gängigen Bildbearbeitungssoftware ohne Aufwand erstellt werden. Die Bezugslinien können direkt am Bildschirm mit einer KFO-Praxissoftware eingezeichnet und ausgewertet werden oder konventionell auf dem Ausdruck eines Bildes.



Abb.25a,b: Entfernen der Farbinformation zur besseren Kontrastierung bei der Fotostatanalyse

7.1 Ausschnittvergrößerung

Einen weiteren Vorteil der digitalen Bilderfassung bietet die Möglichkeit einzelne Ausschnitte aus den Bildern zu vergrößern. Dies ist bis zur tatsächlichen Pixelgröße ohne Qualitätsverlust möglich. Dabei wird das Originalbild im Bildbearbeitungsprogramm geöffnet und der gewünschte Ausschnitt markiert. Da die Bildschirmdarstellungsgröße bei Verwendung der JPEG-Komprimierung etwa bei 30% liegt, ist es möglich einen kleinen Ausschnitt auszuwählen, diesen freizustellen und den Zoomfaktor zu verändern. Der Ausschnitt kann dann separat abgespeichert werden. Die Grenze dieser Ausschnittsvergrößerung ist dann erreicht, wenn der Zoomfaktor bei 100% liegt, was einer 1:1 Abbildung entspricht.

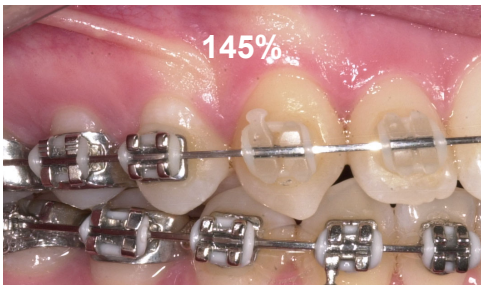
Wählt man eine Vergrößerung größer 1:1 werden die einzelnen Pixel sichtbar, das Bild erhält eine Unschärfe, die sich zwar durch entsprechende Filter minimieren lässt, was aber die im Bild enthaltene Information nicht vergrößert.



Abb.26a



b



c



d



e



f



g

Abb.26a-g: Abbildung a zeigt ein klinisches Bild, aufgenommen mit der Nikon™ D1. Die Abbildungen b-f sind Detailvergrößerungen aus der Originaldatei a. Die mitgelieferte Software ermöglicht Ausschnitte wie in Abb.g. ohne Qualitätsverlust darzustellen.

7.2 Modellanalyse

Fotografiert man Modelle mit einer Digitalkamera ab, bietet sich auch hier die Möglichkeit, die Vermessung am Computer durchführen zu können (7, 8). Dazu ist eine KFO-Praxissoftware nötig (siehe unten), die diese Option bietet. Die Fixierung der Kamera in einer kalibrierten Position läßt ein reproduzierbares Größenverhältnis beim Abbildungsmaßstab zu, durch den die exakten Werte bei der Markierung der Referenzpunkte errechnet werden. Nicht möglich sind Messungen in der 3. Dimension wie z.B. Messung der Gaumenhöhe.

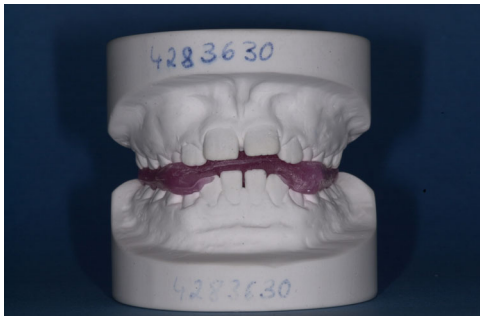


Abb.27a



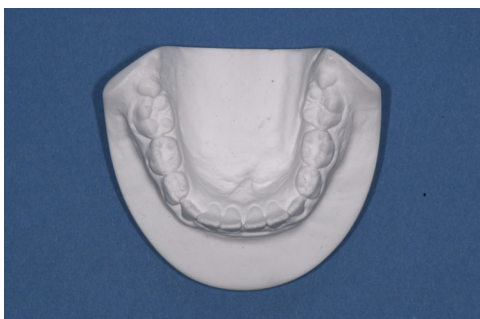
b



c



d



e



f

Abb.27a-f: Beispiel für Gipsmodelle, die mit einer Digitalkamera abfotografiert wurden.



Abb.28: Vergrößerungsmaßstab 1:3 des Modells

7.3 Speicherung der Bilder

Wie bereits oben beschrieben werden die Bilder an einen zentralen Fileserver übertragen.

Für die Übertragung steht ein PCMCIA-Kartenlesegerät bereit, in das die CompactFlash® Speicherkarte über einen Adapter eingesteckt wird.

Dieser Adapter passt auch in jeden handelsüblichen Laptop mit serienmässiger PCMCIA Schnittstelle.

Die mitgelieferte Software ermöglicht dann die Betrachtung der aufgenommenen Bilder in einer Übersicht im Thumbnail Format. Ein Klick auf das Bild öffnet dies in einer bildschirmfüllenden Darstellung.

Wird eine Weiterverarbeitung gewünscht, z.B. um spezielle Bereiche des Fotos separat darzustellen ist dies ohne weiteres möglich.

Standardsoftware hierfür ist das professionelle Bildbearbeitungsprogramm Adobe Photoshop™, das hier in Tübingen in der Version 6.0 eingesetzt wird.

Damit lassen sich alle erdenklichen Korrekturen durchführen.

Die Speicherung erfolgt auf dem Fileserver, einem Athlon PC mit 700 MHz unter Windows NT mit einer 20 GB Festplatte.

Die Struktur des Verzeichnisses ist so gewählt, dass Verwechslungen durch evtl. Namensgleichheiten nicht vorkommen können.

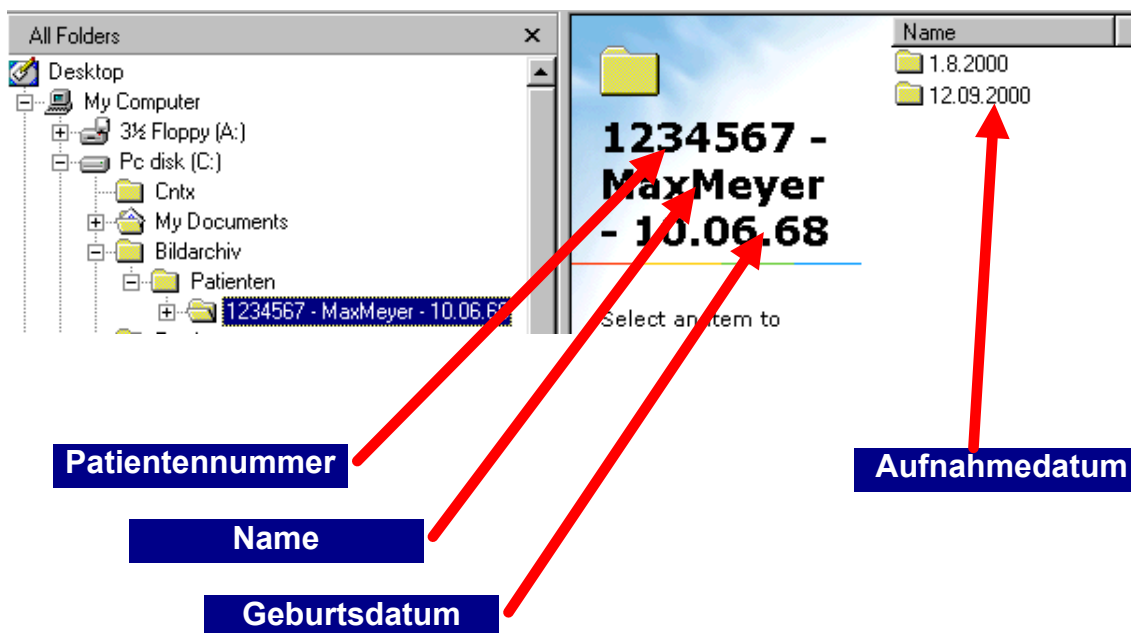


Abb.29: Verzeichnisstruktur

Die Patientenbilder werden dazu im Verzeichnis Patienten abgelegt. Jeder Patient erhält auf einem Verzeichnis des Fileservers einen eigenen Ordner, der eindeutig mit der internen Patientennummer, dem Namen des Patienten und dessen Geburtsdatum gekennzeichnet wird. Innerhalb des Ordners werden die Bilder datumsbezogen abgelegt. So ist eine einfache Zuordnung zu Behandlungsschritten gewährleistet.

Von den einzelnen Arbeitsplätzen aus hat jeder Behandler Zugriff auf den Fileserver mit dem darauf befindlichen Bildarchiv.

Die weitere Verwendung der Bilder obliegt dem Behandler. In der Regel werden die Bilder in die Bilddatenbank der KFO-Praxissoftware übernommen, zusammen mit den digitalisierten Röntgenbildern und den Modellaufnahmen.

Das Zusammenspiel mit der KFO-Praxissoftware wird weiter unten beschrieben.

8 Digitales Röntgen im ZZMK

Im Zuge der Umstellung auf digitale Bildtechnik wurde in der Poliklinik für Kieferorthopädie entschieden, auf die Verwendung eines Digitalröntgengerätes zu verzichten. Es wurde eine Lösung gewählt, die auf der einen Seite sehr einfach zu handeln, auf der anderen Seite sehr kostengünstig ist und eine ausgezeichnete Qualität liefert.

Wie bereits oben erwähnt werden Röntgenaufnahmen zentral angefertigt. Die entwickelten Filme werden dann zusammen mit der Patientenakte angeliefert. Um aus den Röntgenfilmen eine computerlesbare Version anzufertigen werden diese eingescannt.

Als Scanner dient hierbei ein AGFA 1236s 36 bit Scanner mit Durchlichtaufsatz. Der Scanner ist über eine SCSI-Karte mit einem Athlon 700 PC verbunden, die Röntgenbilder können so digitalisiert werden, und im oben beschriebenen Patientenverzeichnis auf dem Fileserver abgelegt werden.

Die Scansoftware ist direkt mit der Diagnosesoftware gekoppelt und kann direkt aus dieser Anwendung heraus gestartet werden. In der Regel reicht eine Scanauflösung von 150 dpi aus, diese kann aber bei schlechter Detailerkennung auf 300 oder 600 dpi gesteigert werden. Eine weitere Erhöhung auf >600 dpi macht keinen Sinn, da in der Regel keine Verbesserungen mehr erreicht werden. Deutliche Verbesserungen erzielen hier jedoch die in die Software implementierten Bildverbesserungssysteme, die im folgenden Kapitel beschrieben werden.

9 Software

Bei der Verwendung einer Auswertesoftware kann das Programm FR WIN in der Version 5.0 der Firma Computer Konkret zur Anwendung kommen.

Eigenschaften:

- Übernahme der Patientenstammdaten aus der Praxissoftware
- Fernröntgenanalyse
- Handröntgenanalyse
- Modellanalyse
- Bildarchivierung
- *Schnittstelle zu digitalen Röntgeneinrichtungen*
- *Diagnosetools*
- *Zahnschema zur Befunderhebung*

Lediglich die Optionen, die im Bezug zur Digitaltechnik stehen sollen hier beschrieben werden.

9.1 Übernahme der Patientenstammdaten aus der Praxissoftware

Die Patientenstammdaten können an jedem Arbeitsplatzrechner direkt aus der Patientenverwaltung übernommen werden. Dabei ist eine Zusammenarbeit nur mit dem Programm KFO-Win möglich.

Wahlweise können auch die Daten aus der Versichertenchipkarte eingelesen werden. Ein Interface zum Chipkartenlesegerät ist integriert.

Die Identifizierung des Patienten erfolgt dabei über die Patientenummer.

9.2 Fernröntgenanalyse

Bei der Fernröntgenanalyse wird ein im Bildarchiv abgelegtes FRS-Bild aufgerufen und die Analyse gestartet. Das Programm fordert den Benutzer auf, die Bezugspunkte zu markieren.

In der Literatur werden viele Ansätze beschrieben, diesen Schritt zu automatisieren (11, 2, 3, 4,5). Alle Versuche, dieses mit einem adäquaten Ergebnis durchzuführen sind bisher gescheitert. Dies liegt zum einen an der sehr unterschiedlichen Bildqualität und der damit verbundenen Schwierigkeit, Strukturen eindeutig zu erkennen, zum anderen an der großen Streuung durch die Vielfalt an morphologischen Unterschieden, die dem Behandler schon bei der konventionellen Methode der Durchzeichnung gewisse Schwierigkeiten bereitet.

Es ist wohl absehbar, dass in naher Zukunft eine Software verfügbar sein wird, die dieses Problem löst, momentan ist - nach Meinung aller Autoren (16,17) - die manuelle Bezugspunktbestimmung der beste Weg, reproduzierbare Analysen zu erhalten.

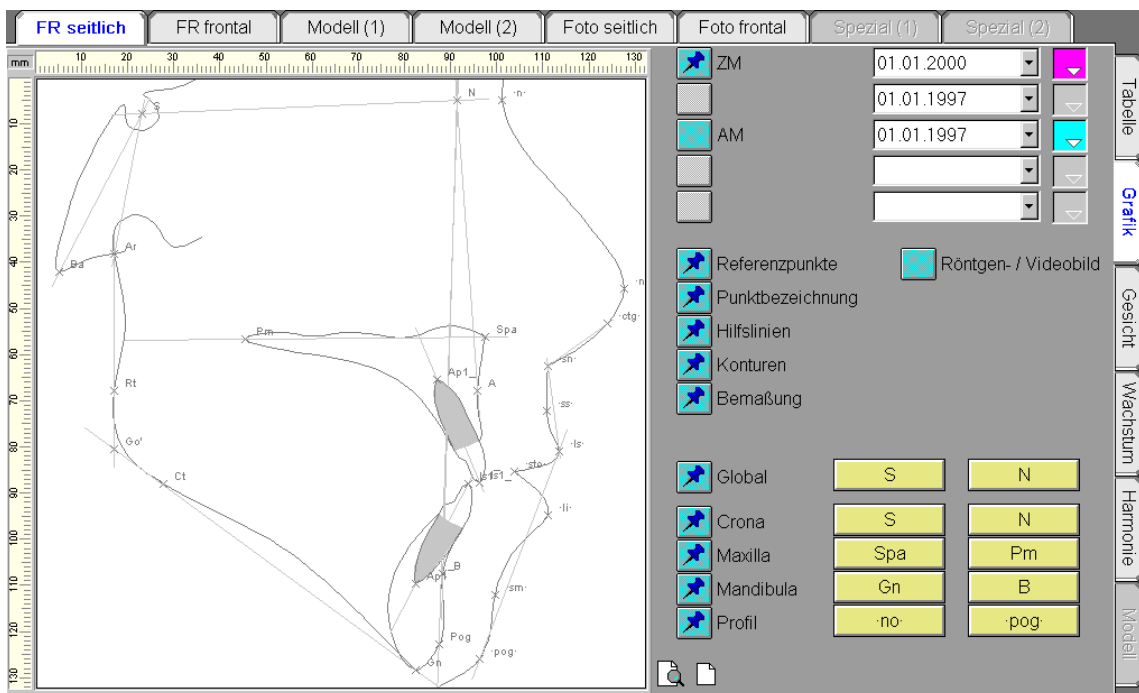


Abb.30: FRS Auswertung mittels Software FR-Win 5.0

9.2.1 Bildqualität

Röntgenbilder, die nicht den Qualitätsanforderungen entsprechen, bereiten erfahrungsgemäß dem Behandler Schwierigkeiten bei der Auswertung. Speziell bei FRS-Bildern erschweren starke Kontrastierung die Analyse des Weichteilprofils und Überlagerungen im Bereich der Schädelbasis die korrekte Bestimmung der Referenzpunkte.

Verschiedene Möglichkeiten der digitalen Bildbearbeitung machen es möglich speziell bei solchen Bildern die Detailgenauigkeit zu erhöhen (37):

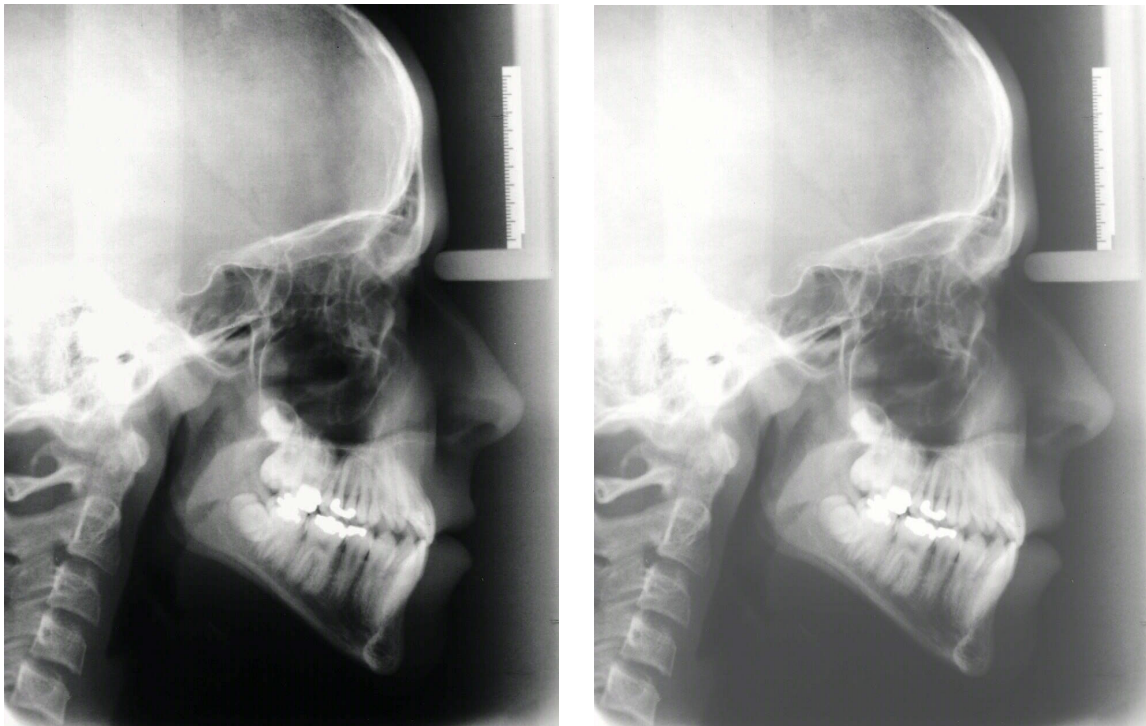


Abb.31a+b: Fernröntgenbild mit (a) schlecht erkennbarem Weichteilprofil und (b) gut erkennbarem Weichteilprofil, modifiziert durch softwaregestützte Helligkeitserhöhung und Kontrastabsenkung

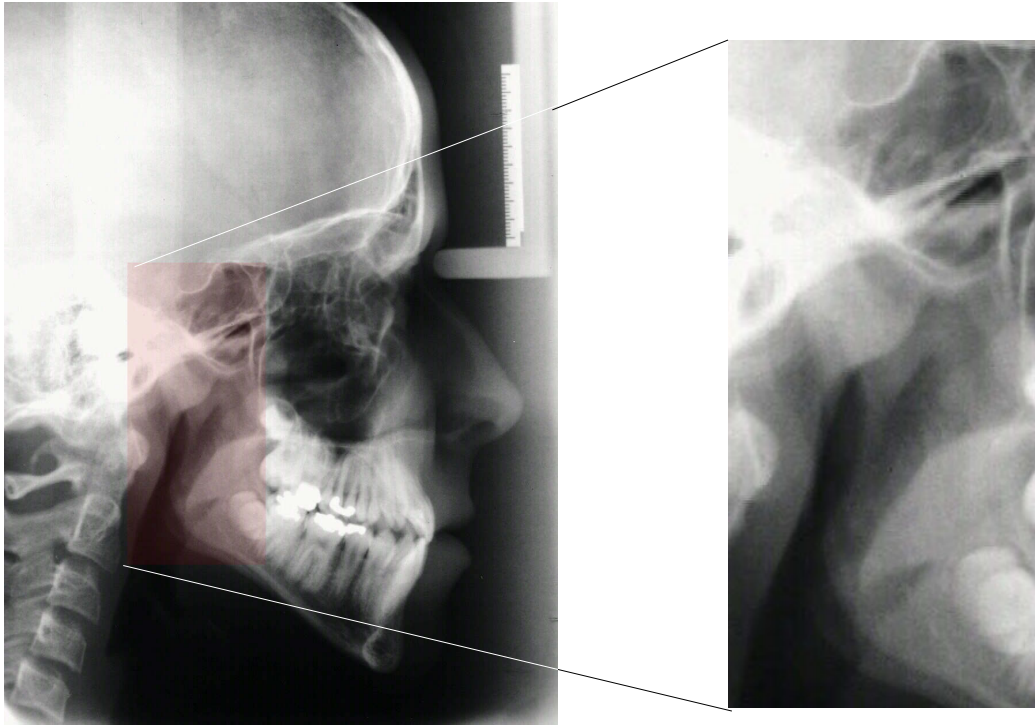


Abb.32: Zoom auf den rot markierten Bereich und Kontrastanpassung

Jedoch können durch Bildverbesserungssysteme ausschließlich Details hervorgehoben werden, die auch tatsächlich vorhanden sind. Punkte, die auch auf der Filmemulsion nicht abgebildet sind können nicht rekonstruiert werden.

Versucht man diese Grenze zu überschreiten, erreicht man eine Verschlechterung des Bildes, da die Interpolationsalgorithmen in mehreren Schritten neue Bildpunkte schaffen, die Schärfe nimmt dabei ab, die Detailtreue sinkt.

9.3 Handröntgenanalyse

Hier erfolgt nach dem Aufrufen des Röntgenbildes die Bestimmung des skelettalen Alters durch anklicken des Stadiums. Eine Gerade in einer Grafik (siehe Abb.33) zeigt daraufhin das skeletale Alter und die Position in Bezug auf den pubertären Wachstumsschub an.

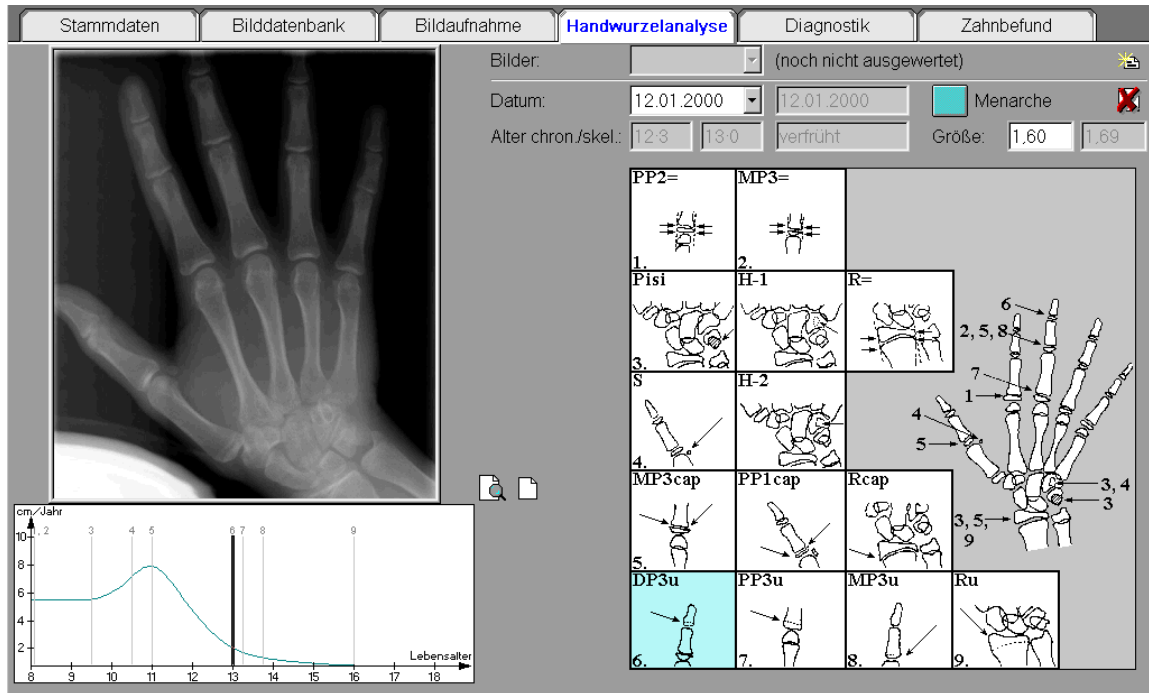


Abb.33: Handröntgenanalyse mit FR-Win 5.0

9.4 Modellanalyse

Wie im vorigen Kapitel beschrieben wird ein digitales Abbild der Modelle ins Bildarchiv übernommen. Das Bild wird im Patientenmenü aufgerufen und kann - analog zur Fernröntgenauswertung - durch anklicken der Meßpunkte ausgewertet werden.

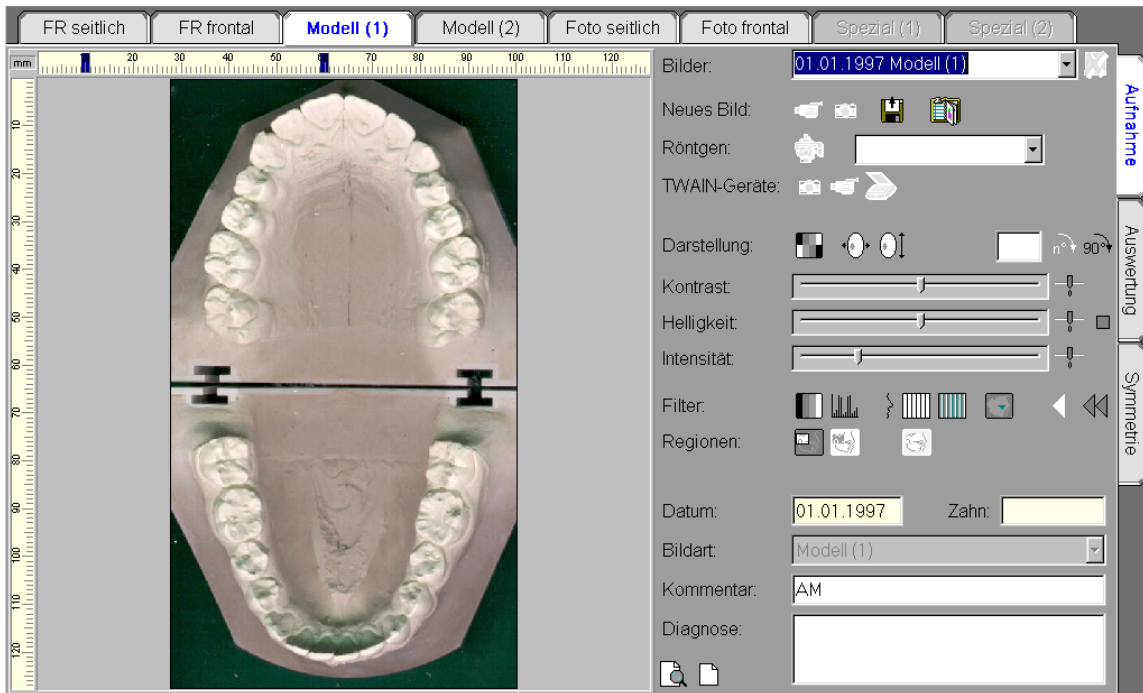


Abb.34: Modellanalyse mit FR-WIN®

Alternativ dazu gibt es die Möglichkeit, die Meßpunkte auf den Gipsmodellen abzutasten. Hierfür bietet das Programm ein Interface zu einem digitalen Meßschieber der Firma Mitutoyo. Nach dem Abtasten werden die Daten des Meßschiebers per Tastendruck an den Computer übertragen und von der Software gespeichert.

Der Vorteil liegt hierbei in der Möglichkeit auch die 3. Dimension zu erfassen, was bei einer 2-dimensionalen Abbildung nicht möglich ist.

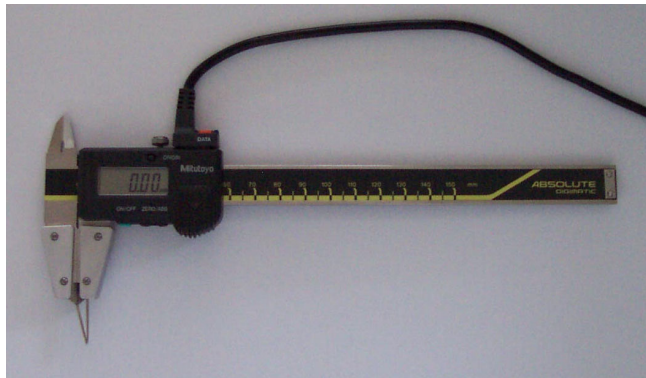


Abb.35: Digitaler Meßschieber

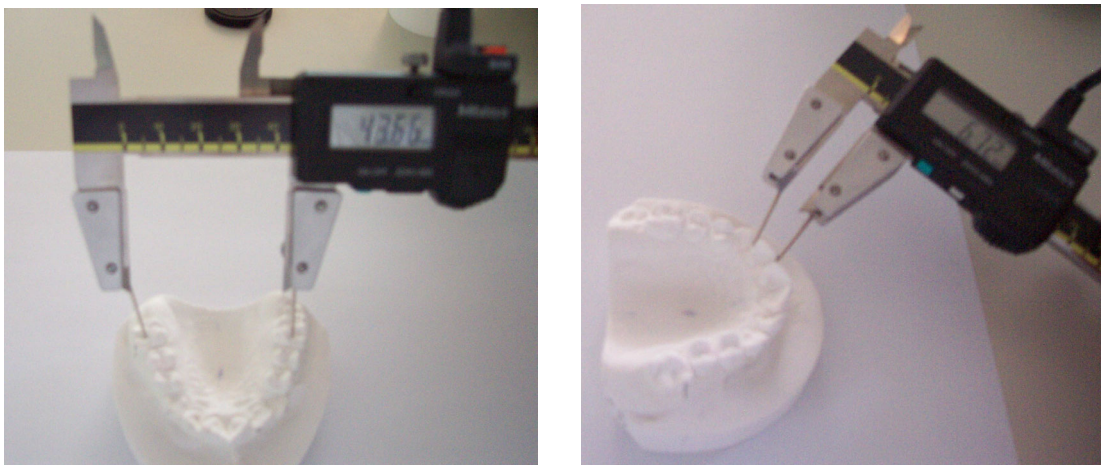
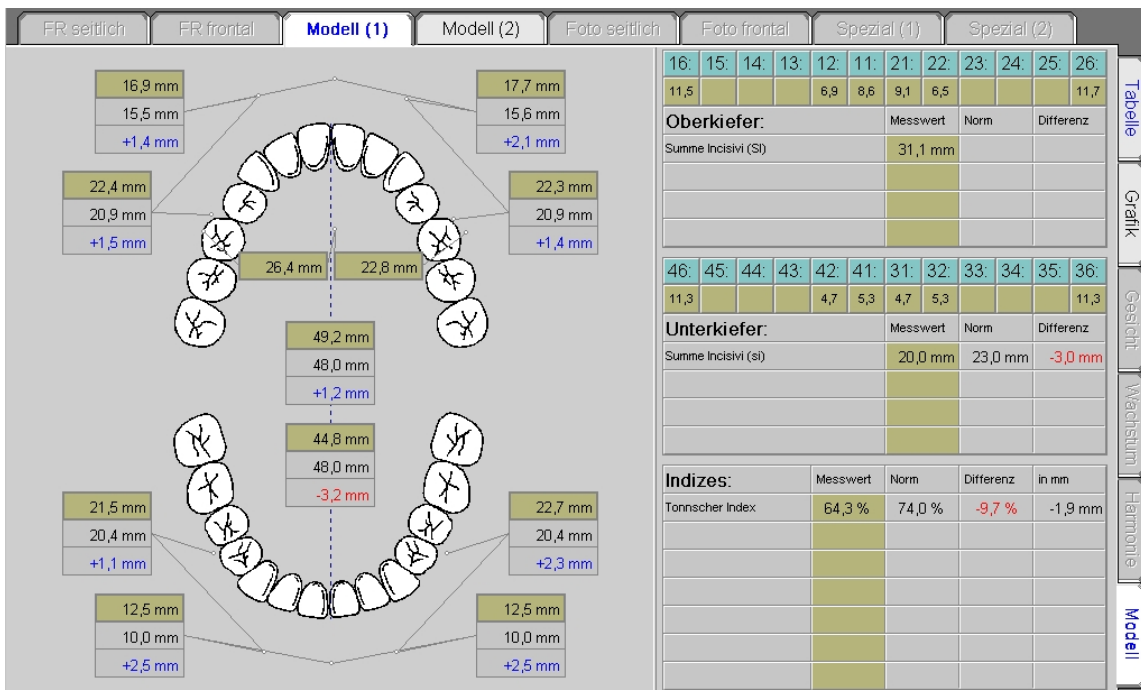


Abb.36: Modellvermessung mit dem Mitutoyo Meßschieber



9.5 Bildarchivierung der Praxissoftware

Das Programm legt alle für die Analysen benötigten Bilder in einem eigenen Archiv ab. Dieses Archiv ist unabhängig vom zentralen Bildarchiv auf dem Fileserver. Es finden sich hier nur die vom Programm benötigten Bilder für die Auswertungen.

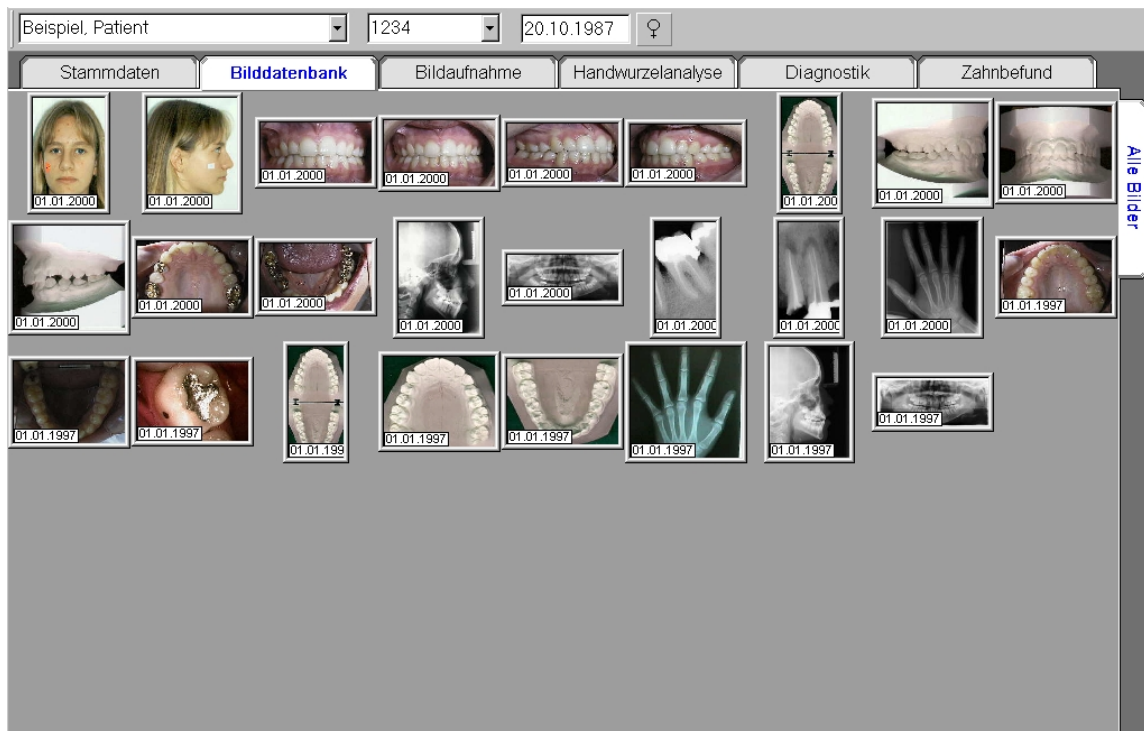


Abb.38: Patientenbezogenes Bildmaterial

10 Netzwerkstruktur

Für das Zusammenspiel zwischen den einzelnen Komponenten wird ein leistungsfähiges Netzwerk benötigt. Die Bilddateien müssen auf den Fileserver übertragen werden (lokale Übertragung) und von den Computern der Behandlerarbeitsplätze mit ausreichender Geschwindigkeit abgerufen werden können (Netzwerkübertragung). Hierfür steht ein 100 Mbit Ethernet Netzwerk zur Verfügung, das eine hohe Übertragungsrate sicherstellt. Abbildung 39 gibt einen Überblick über die Netzwerkstruktur.

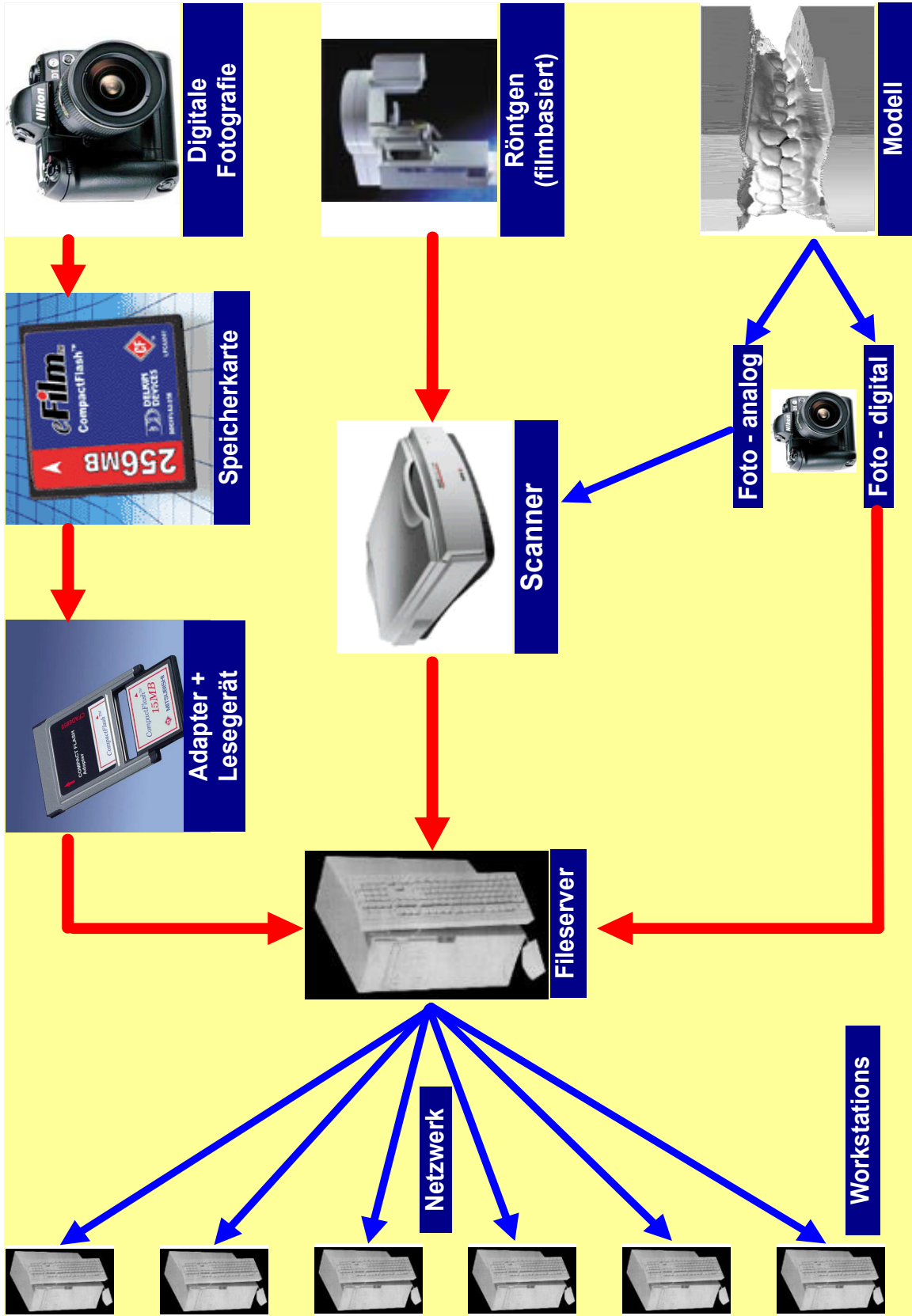


Abb.39: Netzwerkstruktur

11 Kieferorthopädisches Expertensystem

Expertensysteme gehören in den Bereich der Computertechnologie, den man als künstliche Intelligenz bezeichnet. Ziel eines Expertensystems ist die Verarbeitung von Wissen. Dabei wird versucht im Expertensystem das Problemlösungsverhalten menschlicher Experten zu simulieren. Im Gegensatz zu algorithmisch handhabbaren Problemen, bei denen die Lösung exakt formal aus einer spezifizierbaren Theorie abgeleitet werden kann, versuchen Expertensysteme derartige Probleme maschinell lösbar zu machen. Gibt es keine exakte Lösung für ein Problem, so muß auf Erfahrungen zurückgegriffen werden, die von einem menschlichen Experten durch intensive Arbeit gesammelt und auf das Computersystem übertragen wurden. Dadurch kann seltenes Wissen hochspezialisierter Experten für Nichtexperten verfügbar gemacht und verbreitet werden.

Spezielle Programme sind aus dem Grund dafür nötig, da hier eine strikte Trennung von Fakten, logischen und empirischen Daten nötig ist - die reine Formulierung von Expertenwissen in Form einer Datenbank ist auch von konventionellen Programmen zu bewältigen.

Ein hoher Grad an Flexibilität und Erklärfähigkeit von Expertensystemen beruht auf der Tatsache, dass zwischen wissensverarbeitenden Strukturen und der Wissensbasis strikt getrennt wird. Dies ist bei herkömmlichen Programmen nicht möglich. Allen Expertensystemen liegt die modulare Bauweise von Wissensbasis, Regelbasis und Interferenzprogramm zugrunde. Nur so ist gewährleistet, dass bei Änderungen der Wissensbasis keine Rückwirkungen auf das Gesamtsystem auftreten.

Einsatzgebiet von Expertensystemen sind Gebiete der Wirtschaft, wo mit komplexen und zahlreichen Parametern Entscheidungen getroffen werden müssen, z.B. Zubehörkonfigurationen, Systemwartung, Arbeitsplanerstellung, Bilanzanalyse oder Finanzberatung.

11.1 Voraussetzungen

Wie bereits beschrieben besteht ein Expertensystem aus primär 3 Anteilen:

- Wissensbasis
- Regelbasis
- Interferenzprogramm

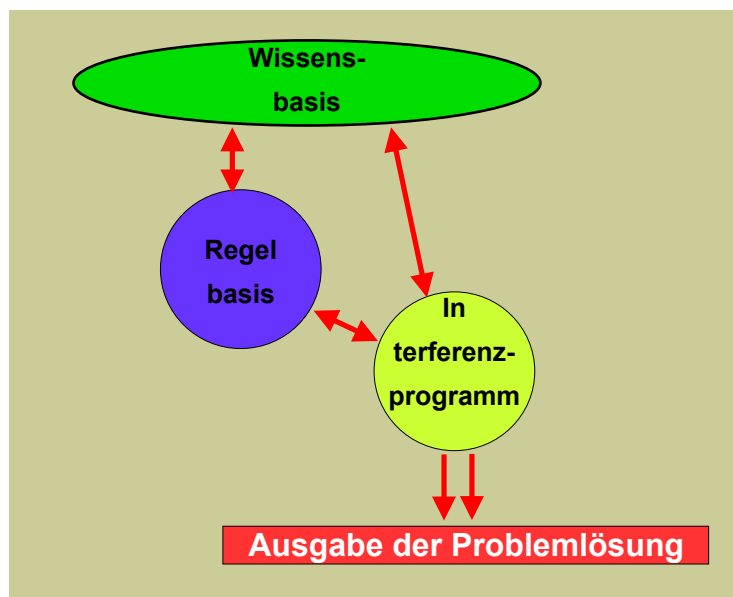


Abb.40: Schematisierter Aufbau eines Expertensystems

Für die Wissensbasis wird eine möglichst große Anzahl an bereits vorhandenen Fakten benötigt. Grundlage hierfür liefert die eingesetzte Diagnosesoftware in der kieferorthopädischen Praxis. Dabei spielt der Hersteller der Software nur eine untergeordnete Rolle. Voraussetzung ist jedoch, dass die Struktur der von der Software abgespeicherten Patientendaten bekannt ist. FR-WIN® der Firma Computer-Konkret speichert die Daten in einer Datenbankdatei, die dBase kompatibel ist, bzw. dBase entspricht. Dieses Format ist ein Standardformat, das seit vielen Jahren benutzt wird, eine einfache Struktur aufweist, und von allen derzeit verfügbaren Kalkulationsprogrammen und Statistikprogrammen verarbeitet werden kann.

Jeder Datensatz kann dem Wissensbasismodul folgende Informationen als Funktion über die Behandlungszeit liefern:

- Meßwerte der Modellanalyse
- Ergebnisse der Fotostatanalyse
- Meßwerte der Fernröntgenanalyse

Dabei fallen zum Einen numerische Werte an (z.B. vordere Zahnbogenbreite, SNA...), zum Anderen rein visuelle Daten der verwendeten Fotos. Die Verarbeitung der Datensätze macht für die Wissensbasis nur dann Sinn, wenn in kleinen Abständen, von Behandlungsanfang bis Behandlungsende, alle Behandlungsschritte in kurzen Intervallen dokumentiert wurden. Die 'Auflösung' der Wissensbasis wird dabei umso größer, je höher die Zahl der Zwischenschritte ist, die bei der Behandlung dokumentiert wurden. Im ungünstigsten Fall liegen hier lediglich Anfangs- und Endbefund vor. Dabei erhält die Wissensbasis ein 'Vorher-/Nachherbild', das der Effizienz dieses Moduls nur schadet.

Weiterer Bestandteil des Wissensbasismoduls ist das Expertenwissen.

Das Expertenwissen kann auf verschiedene Arten der Wissensbasis hinzugefügt werden:

- ein Experte wird befragt und die Ergebnisse der Befragung der Datenbank hinzugefügt
- direkte Eingabe des Wissens durch den Experten
- automatischer Wissenserwerb aus Falldaten oder Literatur

Bis zu diesem Punkt handelt es sich beim Expertensystem um eine Sammlung von numerischen Fakten, die zwar geordnet vorliegen, jedoch keinen praktischen Nutzen bieten.

Aufgabe des Regelbasismoduls ist es, aus dem vorhandenen Wissen Folgerungen abzuleiten.

Das Modul vergleicht dabei die Einträge der Wissensbasis mit den aktuellen Daten und sucht auf breiter Basis nach Übereinstimmungen. Anhand der Überein-

stimmungen ähnlicher Fälle aus der Wissensbasis, kann nun eine Prognose für den Behandlungsablauf berechnet werden.

Hierfür ist jedoch noch keine 'künstliche Intelligenz' nötig. Diese wird durch das Zusammenwirken von Regelmodul und Interferenzprogramm geschaffen.

Das Interferenzmodul entspricht praktisch der Problemlösungseinheit. Hier wird das Expertenwissen interpretiert und dem Nutzer eine Lösung des spezifizierten Problems angeboten, sowie eine Erklärung geliefert, warum das Problem auf diese Weise gelöst wurde. Hier ist auch der Ansatz für den menschlichen Experten Fehler zu erkennen und zu beheben.

Für die Entwicklung eines kieferorthopädischen Expertensystems müssen folgende Voraussetzungen erfüllt werden:

- Vollständige elektronische Dokumentation von Diagnostik und Therapie
- Vorhandensein einer ausreichend großen Datenmenge
- Definition von Parametern, die für die Wissensbasis benötigt werden
- Definition von Regeln für die Regelbasis
- Definition der Bedeutung von Regeln
- Eine große Anzahl das System betreuender Experten

Dabei wird klar, dass hier ein sehr dynamisches System entsteht. Mit der Zeit der Nutzung wird die Wissensbasis größer, die Interaktionsfrequenz der Experten sinkt nach jeder Korrektur, und beschränkt sich schließlich auf die Feinjustierung des Systems, bis eine ausreichende Spezifität erreicht ist.

Ziel ist es, ein Programm zu erhalten, das zu Behandlungsbeginn dem Behandler und dem Patienten eine Vorhersage über den Behandlungsablauf und das Ergebnis liefert.

Dabei wird es möglich sein aus Patientenfotos den Behandlungserfolg anhand von Morphingbildern und Filmen dem Patienten zu präsentieren.

Der Kieferorthopäde erhält ein Behandlungskonzept mit apparativen Therapie-vorschlägen, sowie individuell berechneten Normwerten.

11.2 Fehlerquellen

Mit steigender Komplexität steigt auch die Fehlerquote stark an. Diese lässt sich durch Erfassung einer großen Anzahl von Parametern zwar verringern, jedoch ist hier eine Grenze vorgegeben, da durch eine zu hohe Parameterzahl eine Ermüdung des Benutzers bei der Erfassung zu erwarten ist, wodurch die Fehlerquote durch Falscheingaben oder Auslassen von Parametern wieder ansteigt.

Hierbei ist es hilfreich eine Kalibrierungsmöglichkeit des Programms für einen spezifischen Behandler zu schaffen. So können Eigenschaften wie z.B. bevorzugte Therapiearten, Intervall der Behandlungssitzungen, bevorzugte Werkstoffe fest eingestellt werden.

Hinzu kommen nicht vorhersehbare Parameter, wie die Compliance des Patienten, individuelle Unterschiede in der Umbaufähigkeit der Gewebe, unerwarteter Zahnverlust (Trauma, Karies, etc.) oder mangelnde Betreuung des Expertensystems.

Spezielle Programme sind aus dem Grund dafür nötig, da hier eine strikte Trennung von Fakten, logischen und empirischen Daten nötig ist - die reine Formulierung von Expertenwissen in Form einer Datenbank ist auch von konventionellen Programmen zu bewältigen.

12 Diskussion

Der Punkt, an dem sich eine Umstellung auf neue Technologien bezahlt macht ist längst erreicht (33). Es stehen ausgereifte Produkte zur Verfügung, die die Arbeitsabläufe rationeller gestalten.

Da heutzutage PCs zur Standardausstattung von kieferorthopädischen Praxen gehören (27) ist die Ergänzung mit den hier besprochenen Systemen jederzeit möglich.

Im Bereich Fotografie hat der Quantensprung zur Megapixelkamera den Weg in die kieferorthopädische Praxis geebnet (36). Die Zeitersparnis bei der routinemäßigen Fotodokumentation ist enorm. Der relativ hohe Anschaffungspreis einer professionellen digitalen Spiegelreflexkamera amortisiert sich durch den Wegfall der Film- und Entwicklungskosten nach kurzer Zeit. Ein Unterschied zur konventionellen Fotografie besteht darin, dass die Kamera allein für die Bildqualität verantwortlich ist, bisher war zusätzlich ein Qualitätsunterschied durch die Verwendung verschiedener Filmtypen vorhanden. Eine Vergleichsstudie (15) zeigte große Unterschiede bei der Verwendung verschiedener Kamerateypen und kam zu dem Ergebnis, dass eine Standardisierung zur Qualitätssicherung unumgänglich ist. Dies wurde in Tübingen dadurch erreicht, dass die Kamerapositionierung, die Anordnung der Blitzgeräte und vor allem der Abstand zum Patienten solange angepaßt wurde, bis reproduzierbare, qualitativ sehr gute Ergebnisse zustande kamen (s. Kap. 5.2.4). Die wichtigsten Parameter zu Standardisierung wie der Gebrauch nur eines Kamerateyps, Festlegung bestimmter Lichtverhältnisse und eines bestimmten Fokusabstandes decken sich mit den Empfehlungen der Studie. Vorschläge zur Kompressionsrate scheinen anhand der Verfügbarkeit großer Speicherkarten jedoch nicht mehr wesentlich. Die Studie kommt zusätzlich zu dem Ergebnis, dass die Variablen, die einst in Händen der Entwicklungslabors lagen nun völlig auf den Fotografen übergegangen sind.

Ein wichtiger Punkt hierbei ist auch die sofortige Verfügbarkeit der Aufnahmen. Fehler, die bei der Filmentwicklung entstehen kommen nicht mehr vor, mißlungene Aufnahmen werden sofort gelöscht und neu angefertigt. Die digitalen Bilder

benötigen nur noch Speicherplatz, jedoch keinen räumlichen Platz mehr. Wird dennoch ein Papierabzug benötigt, kann dieser digital ausbelichtet werden. Jedes kommerzielle Fotolabor bietet diesen Service zwischenzeitlich an. Die Möglichkeit Papierabzüge andererseits einzuscannen und zu speichern besteht zwar, die Kosten für Filmerwerb, Entwicklung und Lagerung und den Einscannvorgang sind jedoch auf lange Sicht höher als der der Erwerb einer Digitalkamera. Eine Studie (14) aus dem Jahr 1999 gibt eine Kosteneinsparung über 5 Jahre an. Dabei werden im Jahr der Anschaffung aller technischen Geräte (Digitalkamera, Speicherkarte, tragbarer Computer, Video-Beamer: Anschaffungskosten: ca. 16 tsd EUR) dennoch 3350 EUR an Kosten eingespart, in den 4 Folgejahren pro Jahr ca. 15000 EUR, bezogen auf 1400 angefertigte Fotos pro Jahr. Die Studie nennt als weiteren Vorteil der Digitalkameratechnik, dass der Qualitätsverlust, der sich bei konventionellen Filmen während jahrelanger Lagerung zeigt, bei der Speicherung auf Computermedien nicht zu Tage tritt. Dies stimmt allerdings nur bedingt. Jede Form der elektronischen Archivierung birgt das Risiko eines Datenverlustes. Es gibt derzeit keinen Datenträger der sich nicht nach einem bestimmten Zeitraum derart verändert, dass die darauf enthaltenen Daten unbrauchbar werden. Die Lebenszeit einer CD-R liegt bei etwa 10 Jahren, die von Magnetbändern deutlich darunter. Diese Tatsache erfordert daher vom Nutzer eine regelmäßige Überprüfung der Daten und gegebenenfalls eine erneute Sicherung nach einem bestimmten Zeitintervall, so dass hier ein eher höherer Zeitaufwand im Vergleich zum Film vorliegt.

Die Speicherung stellt auch für den wenig Computerbegeisterten keine große Herausforderung dar. Die Überlegung eines Autors (34), vorhandene 35 mm Filme zu digitalisieren und zu speichern macht eventuell während der Umstellungsphase auf die digitale Fotografie Sinn. Bei abgeschlossenen Fällen ist der Arbeitsaufwand und die dadurch entstehenden Kosten sicherlich nicht gerechtfertigt.

Eine Studie von Swartz (45) versucht Mindestanforderungen für die Veröffentlichung der gewonnenen Bilddaten in Bildschirmpräsentationen und Dokumenten festzulegen. Er versucht dabei die Bildgröße und damit die Dateigröße so zu op-

timieren, dass der Speicherbedarf nicht zu groß ist und damit die Hardware bei der Darstellung nicht überfordert wird. In Zeiten, wo Rechenleistung und Speicherbedarf teuer waren hatte dies sicherlich seine Berechtigung. Aktuell ist dies allerdings nicht der Fall. Zudem erfordert dies einen Eingriff in die Rohdaten des Bildes, der weitere Computerkenntnisse voraussetzt.

Hat man sich im Rahmen der Qualitätssicherung auf einen Mindeststandard festgelegt sollte dieser nicht verlassen werden. Reichen die Hardwarevoraussetzungen eines Geräts nicht aus, um den Anforderungen gerecht zu werden hat man entweder die Standards zu hoch angesetzt (46), oder verfügt über ein veraltetes Gerät innerhalb einer ansonsten adäquaten Ausstattung. Dieses stellt dann einen Störfaktor im System dar und sollte durch ein neueres Produkt ersetzt werden. Die Praxis zeigt, dass gerade hier oft aus Kostengründen gezögert wird. Betriebswirtschaftlich gedacht ist dies jedoch falsch, da sich Investitionen in veraltete Technologien durch häufige und langwierige Wartungsarbeiten durch eine Neuanschaffung verhindern ließen.

Beim digitalen Röntgen stellt sich auf Grund der zwischenzeitlich erhältlichen Vielfalt an Systemen die Frage wofür man sich entscheiden sollte. Ist bereits ein Panoramaschichtströntgengerät vorhanden, läßt sich dieses entweder wie oben beschrieben ohne Umstellung weiter nutzen, wenn man die Röntgenbilder mit einem Scanner, der über einen Durchlichtaufsatz verfügt einscannet, und digital weiterverarbeitet. Oder man läßt das Gerät umrüsten. Für alle OrthoPhos™ Geräte der Firma Sirona wird ein Umrüstsatz auf digitales Röntgen angeboten. Mit dem Vorteil, dass im Hinblick auf eine Neufassung der Röntgenverordnung mit neuen Dosisgrenzwerten eine Dosisreduzierung um mindestens 50% zum tragen kommt (24). Steht man vor der Neuanschaffung eines Röntgengeräts ist auch zu überlegen, ob man die Einschränkungen in Bezug auf die Sensorgröße, die ein CCD-Sensor abhängiges Röntgengerät mit sich bringt tolerieren kann, oder ob man auf alternative Verfahren wie z.B. DenOptix™ mit Speicherfolien zurückgreifen möchte (25).

Eine Scanner gehört heute schon wie der Computer zur Standardeinrichtung einer Praxis. Wählt man die Methode, bei der die Röntgenbilder konventionell hergestellt und dann über einen Scanner digitalisiert werden, sollte man an der Qualität des Scanners nicht sparen. Eine Durchlichteinheit ist zwingend nötig.

Schwierigster Punkt bei der Umstellung ist nach Meinung des Autors die Wahl der richtigen Software. Es gibt neben der hier beschriebenen Software eine Reihe englischsprachiger Programme (7, 11, 17), die sehr leistungsfähig sind. Wesentlich ist hier nicht nur die gute Bedienbarkeit des Programms, sondern auch, dass für alle gängigen Peripheriegeräte ein Interface vorhanden ist. Eine preiswerte US Amerikanische Software, die leicht bedienbar ist entwickelt sich eventuell bei näherer Betrachtung zu einem unnützen Objekt, wenn sie mit europäischen Geräten und Normen nicht zurecht kommt. Die Software ist als zentraler Knotenpunkt der wohl wichtigste Faktor bei der Umstellung auf Digitaltechnik. Hier laufen die Systeme Praxisverwaltung, Abrechnung, Patientenverwaltung, Fotoarchiv, digitales Röntgen, Modellvermessung und das Auswerte und Diagnostool zusammen. Berücksichtigt man all dies, scheint die in Tübingen getroffene Wahl richtig zu sein. FR Win™ der Firma Computer Konkret bietet all diese Optionen. Eine Anschlußmöglichkeit für digitale Röntgengeräte ist ebenso vorhanden wie ein Bildarchiv und die Option einen Messschieber für die Modellvermessung anzuschließen; praktisch ist auch die Möglichkeit die Scansoftware direkt aus dem Programm anzusprechen. Wesentlich ist die Übernahme der Patientendaten aus der Praxissoftware KFO Win™, da hierdurch zum einen ein einheitlicher Aufbau gewährleistet ist und zum anderen keine Kompatibilitätsprobleme mit mangelhaft angepasster Drittanbietersoftware auftreten.

Interessant ist hier auch die Möglichkeit direkt aus dem Programm heraus Daten per EMail zu verschicken. Eine Option, die bei steigendem Nutzungsgrad des Internets in Zukunft noch eine stärkere Bedeutung erfahren wird.

Eine wünschenswerte Verbesserung wäre wie in Kap. 9.2 beschrieben die Automatisierung der Fernröntgenauswertung. Verschiedene Studien hierzu zeigen je-

doch keine befriedigenden Ergebnisse (11, 2, 3, 4, 5). Die Computertechnik scheint zwar die Möglichkeit zu bieten derartige Programmkomponenten zu entwickeln, allerdings liegt die Zuverlässigkeit der ermittelten Werte im Vergleich zur computerunterstützten manuellen Auswertung zwischen 17% (Qualitätsstufe IV der Röntgenbilder) und 77% (Qualitätsstufe I) (12,13). Die Qualität lässt sich wie eine andere Studie zeigt nicht wesentlich beeinflussen (19). Die Standardeinstellungen der Scansoftware reichen aus, um gute digitale Kopien des Originals herstellen zu können. Schlecht angefertigte Röntgenaufnahmen können durch die Digitalisierung nicht wesentlich verbessert werden. Eine Möglichkeit der besseren Darstellung bietet die Umwandlung der Graustufenbilder in Farbdarstellung (31), wobei die Grauwerte interpoliert werden. Eine Verbesserung für den erfahrenen Behandler ist aber dadurch nicht ersichtlich.

Eine Zeit- und damit Kostenersparnis ist daher nicht erkennbar. Wie die eigene Studie in Kap. 6 zeigt, bewegt sich die durchschnittliche Auswertzeit im Bereich von 200 sec, was schon im Vergleich zur konventionellen Methode eine Verbesserung von 87% bedeutet. Solange der Behandler die Auswertung von Hand durchführt ist er dazu gezwungen, sich mit der Aufnahme auseinanderzusetzen. Dies ermöglicht auch in den meisten Fällen schon vorab eine Diagnose der Fehlstellung, was bei einer völligen Automatisierung nicht mehr der Fall wäre.

Ein für die Therapiebesprechung mit dem Patienten nützliches Hilfsmittel ist eine Simulation des Behandlungsergebnisses (22). Dabei werden von der Software die FRS- und Fotostatusauswertungen übereinanderprojiziert und die Bezugspunkte idealisiert verändert. Dem Patienten kann dies als guter Anhaltspunkt für den Behandlungsverlauf dienen. Die Ergebnisse entsprechen weitgehend den Vorhergesagten.

Ein konsequenter weiterer Schritt wäre die Weiterentwicklung der Praxissoftware zu einem kieferorthopädischen Expertensystem. Die technischen Möglichkeiten dazu sind vorhanden, die Entwicklung eines ausgereiften Systems ist bislang jedoch nicht erfolgt. Es liegen verschiedene Studien zu diesem Thema vor (28,44,43,18), bei denen einfache Expertensysteme (OrthoPlanner®, Jere-

miah®) bei der Behandlungsplanung und Diagnose getestet wurden. Alle versuchten über ein Fall-basiertes System (300 - 500 Patientenfälle als Wissensbasis) Diagnose und Therapievorhersagen zu treffen. Dabei wurden einfache Fragebögen ausgewertet und erfasst. Ein menschlicher Experte sollte daraufhin das Ergebnis bewerten. Dabei wurde ein hoher Prozentsatz an Übereinstimmungen erzielt. Doch kann dieses Ergebnis kritisch betrachtet werden, da die Regelbasis nicht exakt definiert wurde und keine Einigkeit darüber bestand welcher menschliche Experte als Referenz dienen sollte.

An ein individuelles umfassendes Expertensystem ist derzeit also noch nicht zu denken.

13 Zusammenfassung

In dieser Studie wurde zunächst allgemein die Entstehung von digitalem Bildmaterial untersucht, indem die Entwicklung des Mikroprozessors CCD der letzten Jahre zusammengefasst wurde und ein Bezug zu allen auf dem Markt erhältlichen und für die kieferorthopädische Praxis relevanten Geräte hergestellt wurde.

Getestet wurde:

- eine Digitalkamera für die Aufnahme von Fotostat -, intra - und extraoralen Aufnahmen sowie zur Herstellung von Modellfotos
- digitales Röntgen derart, dass herkömmliche Röntgenfilme über einen Flachbettscanner digitalisiert, und mittels Software ausgewertet werden
- die Möglichkeit digitale Fotos mit maximaler Größe darzustellen, um die Qualität im Vergleich zu herkömmlichen Fotos zu veranschaulichen
- die softwaregestützte Bildverbesserung qualitativ ungenügender Röntgenbilder

Eine ausführliche Beschreibung der technischen Grenzen weist auf entstehende Schwierigkeiten hin und gibt mögliche Lösungswege an.

Weiterhin wurde untersucht, ob die hier vorgestellte Software eine Zeitersparnis bei der Auswertung diagnostischer kieferorthopädischer Unterlagen - hier die Auswertung von FRS-Bildern - erbringen kann.

Die Beschreibung der Voraussetzungen für die Entwicklung eines kieferorthopädischen Expertensystems soll einen Einblick gewähren, was mit der Grundlage des technisch derzeit Machbaren in Zusammenarbeit mit den Informatikwissenschaften entstehen kann.

Es konnten ebenso verschiedene Alternativen zu der hier verwendeten Technik aufgeführt werden. Dabei konnte gezeigt werden, dass mit dem beschriebenen

Gesamtkonzept im Vergleich zur konventionellen Arbeitsweise keine Einschränkungen eintreten. In allen Bereichen steigen die Möglichkeiten die kieferorthopädische Diagnostik effizienter und damit kostengünstiger zu betreiben.

Auf Grund der Vorteile, die die Umstellung auf Digitaltechnik mit sich bringt lässt sich abschließend folgendes empfehlen:

Der Zeitpunkt für eine Umstellung ist günstig. Alle erforderlichen technischen Voraussetzungen um qualifiziert arbeiten zu können sind gegeben. Die Preise für Peripheriegeräte sind in den letzten Jahren gesunken und es ist nicht zu erwarten, dass für kieferorthopädische Belange ein weiterer Sprung bei der Entwicklung spürbar bessere Ergebnisse bringt. Schon jetzt ist die Information, die ein digitales Bild trägt mehr als ausreichend.

Hard - und Software unterliegt einem laufenden Wandel. Kaum ist eine Version oder ein Modell auf dem Markt, wird bereits der Nachfolger angekündigt.

Ein ' Warten ' auf den richtigen Zeitpunkt erscheint im Hinblick auf das technisch derzeit Mögliche daher nicht sinnvoll.

14 Literatur

1. Abdel-Kader HM; The potential of digital dental radiography in recording the adductor sesamoid and the MP3 stages.; Br J Orthod; Dec 1999; 26(4); 291-4
2. Anic S, Slaj M, Muretic Z; Computer anchorage analysis of digitized picture of modified typodont; Coll Antropol; Dec 1998; 22; 15-24
3. Athanasiou AE, Miethke R, Van Der Meij AJ; Random errors in localization of landmarks in postero-anterior cephalograms; Br J Orthod.; Dec 1999; 26(4); 273-84
4. Baumrind S; Clinical studies in orthodontics--an overview of NIDR-sponsored clinical orthodontic studies in the US.; Clin Orthod Res ; Nov 1998; 1(2); 80-7
5. Chen YJ, Chen SK, Chang HF, Chen KC. Comparison of landmark identification in traditional versus computer-aided digital cephalometry. Angle Orthod. 2000 Oct;70(5):387-92.
6. Coimbra O, Lomheim C. Digital imaging and orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop , Jan 1999; 115(1); p103-5
7. Cummins DM, Bishara SE, Jakobsen JR; A computer assisted photogrammetric analysis of soft tissue changes after orthodontic treatment. Part II: Results; Am J Orthod Dentofacial Orthop ; Jul 1995; 108(1); 38-47
8. Dirksen D, Diederichs S, Runte C, et al.; Three-dimensional acquisition and visualization of dental arch features from optically digitized models; J Orofac Orthop.; 1999; 60(2); 152-9
9. Doldo T, Fiorelli G, Patane B; A comparison of three digital cameras for intraoral photography; J Clin Orthod; Oct 1999; 33(10); 588-93
10. Fiorelli G, Pupilli E, Patane B; Digital photography in the orthodontic practice; J Clin Orthod ; Nov 1998; 32(11); 651-6
11. Forsyth DB, Davis DN; Assessment of an automated cephalometric analysis system; Eur J Orthod.; Oct 1996; 18(5); 471-
12. Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S, et al.; Digital imaging of cephalometric radiographs, Part 2: Image quality.; Angle Orthod ;1996; 66(1); 43-50
13. Forsyth DB, Shaw WC, Richmond S; Digital imaging of cephalometric radiography, Part 1: Advantages and limitations of digital imaging; Angle Orthod ; 1996; 66(1); 37-42
14. Galdino GM, Swier P, Manson PN, Vander Kolk CA. Converting to digital photography: a model for a large group or academic practice. Plast Reconstr Surg. 2001 Mar;107(3):896-7.
15. Galdino GM, Vogel JE, Vander Kolk CA. Standardizing digital photography: it's not all in the eye of the beholder. Plast Reconstr Surg 2001 Oct;108(5):1334-44
16. Gotfredsen E, Kragsskov J, Wenzel A; Development of a system for craniofacial analysis from monitor-displayed digital images; Dentomaxillofac Radiol; Mar 1999; 28(2);123-6
17. Hagemann K, Vollmer D, Niegel T, et al.; Prospective study on the reproducibility of cephalometric landmarks on conventional and digital lateral headfilms; J Orofac Orthop ; 2000; 61(2); 91-9
18. Hammond RM; Freer TJ. Application of a case-based expert system to orthodontic diagnosis and treatment planning. Aust Orthod J 1997 Mar; 14(4):229-34
19. Held CL, Ferguson DJ, Gallo MW. Cephalometric digitization: A determination of the minimum scanner settings necessary for precise landmark identification. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001 May;119(5):472-81.
20. Hutchinson I, Ireland AJ, Stephens CD. Digital cameras and orthodontics: an overview.. Dent Update , May 1999; 26(4) 144-9
21. Hutchinson I, Williams P; Digital cameras; Br J Orthod; Dec 1999; 26(4);326-31
22. Kitay D, Be Gole EA, Evans CA, et al.; Computer-animated comparison of self-perception with actual profiles of orthodontic and nonorthodontic subjects; Int J Adult Orthodon Orthognath Surg ; 1999; 14(2);125-34

23. Lim KF, Loh EE, Hong YH; Intra-oral computed radiography; J Dent ; Sep 1996; 24(5); 359-64
24. Mandall NA, O'Brien KD, Worthington HV; Radiation reduction using a modified collimated lateral skull radiograph during orthodontic treatment.; Clin Orthod Res; Nov 1999; 2(4); 179-85
25. Menig JJ; The DenOptix digital radiographic system; J Clin Orthod (United States); Jul 1999; 33(7); 407-10
26. Meyer C. Speicherlösungen rund um digitale Fotokameras .c't 2000;8; 132 9
27. Miller MC; Expanding dental practices with computer technology.; Dent Today ; Sep 1995; 14(9); 72-81
28. Miyawaki S, Takada K, An interactive consultation multimedia software for orthodontic patients. Medinfo 1995;8 Pt2:1308
29. Niamtu J 3rd; Digital imaging: Ortho Bytes readers comment [letter]; Am J Orthod Dentofacial Orthop , Nov 1997; 112(5); 582-3
30. Oberdörster A. Stärken und Tücken aktueller Digitalkamera-Technik. c't 1998;14;78 25
31. Papika S, Paulsen HU, Shi XQ, et al.; Orthodontic application of color image addition to visualize differences between sequential radiographs.; Am J Orthod Dentofacial Orthop , May 1999; 115(5); 488-93
32. Quintero JC, Trosien A, Hatcher D, et al.; Craniofacial imaging in orthodontics: historical perspective, current status, and future developments; Angle Orthod (United States), Dec 1999; 69(6); 491-506
33. Redmond WR, Redmond WJ, Redmond MJ. Clinical implications of digital orthodontics; Am J Orthod Dentofacial Orthop , Feb 2000; 117(2); 240-1
34. Regennitter FJ; Planning considerations for digital conversion of 35 mm slides; Am J Orthod Dentofacial Orthop ; Jan 2000; 117(1); 110-2
35. Roberts-Harry D, Carmichael FA; Applications of Scanora multimodal maxillofacial imaging in orthodontics; Br J Orthod ; Feb 1998; 25(1); 15-20
36. Sandler J, Murray A. Digital photography in orthodontics. J Orthod. 2001 Sep;28(3):197-201
37. Sandler J, Murray A., Manipulation of digital photographs. J Orthod. 2002 Sep;29(3):189-94
38. Scholz RP; Considerations in selecting a digital camera for orthodontic records; Am J Orthod Dentofacial Orthop; Nov 1998; 114(5); 603-5
39. Seetzen R, Loebich C, Meyer C. Super-CCD verspricht bessere Digitalkamera-Bilder. c't 1999;23; 52 16
40. Seetzen R, Stein A, Meyer C. Digitale Bilder nachbearbeiten .c't 2000;11; 180 6
41. Seetzen R, Stein A. Fehlfarben.c't ;2000;10; 236 8
42. Seetzen R. Technik von Bildaufnehmern für Digitalkameras. c't 1998;14;82 24
43. Stephens CD, Mackin N. The validation of an orthodontic expert system rulebased for fixed appliance treatment planning. Eur J Orthod 1998 Oct;20(5):569-78
44. Stephens CD, Mackin N; The development and validation of an orthodontic expert system. Br J Orthod 1996 Feb;23(1):1-9
45. Swartz ML. Managing digital images. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000 Sep;118(3):354-8.
46. Tourne L. Digital image processing in orthodontics. Rev Belge Med Dent , 1996; 51(4); 239-56

Lebenslauf

Schulbildung

1974-1978	Grundschule Pfedelbach
1978-1985	Hohenlohe-Gymnasium Öhringen
1985-1988	Technisches Gymnasium Öhringen

Bundeswehr

1988-1989	Grundwehrdienst bei der Luftwaffe in Lauda-Königshofen
-----------	--

Berufliche Tätigkeiten

1989-2001	Freier Mitarbeiter bei der Daimler-Chrysler Aerospace
-----------	---

Studium

1995-2002	Studium der Zahnheilkunde an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
17. Juni 2002	Zahnärztliche Prüfung

Promotion

seit 2000	Promotionsthema: Digitale Diagnostik und Dokumentation in der Kieferorthopädie - Entwicklung eines Modells mit den derzeit bestehenden technischen Möglichkeiten
-----------	--