

# Über den Einfluss des Field-of-View auf die Qualität von implantologisch indizierten CT- und DVT-Aufnahmen

Dreidimensionale Bildgebungen basierend auf Computertomografien bzw. Digitalen Volumentomografien erwecken den Eindruck höchster Präzision. Allerdings sind die möglichen Aussagen und die Präzision aufgrund solcher Aufnahmen vorgenommenen Messungen auch von den Vorgaben des anwendenden Kliniklers abhängig. Damit ein aussagekräftiges Bild entstehen kann, sollte der Anwender einiges über die Vorgänge während der dreidimensionalen Bilderstellung wissen. In diesem Beitrag werden die Möglichkeiten und die Konsequenzen der Einstellung eines Parameters bei der 3D-Bildgebung, dem so genannten Gesichtsfeld oder FOV (Field-of-View), erläutert. Dieser Parameter ist wichtig, denn er kann die Bildqualität maßgeblich beeinflussen.

Die Anwendung dreidimensionaler diagnostisch-planerischer Methoden wie der Computertomografie in der Zahnmedizin war in den vergangenen zwei Jahrzehnten eher einer recht

kleinen Gruppe von Spezialisten vorbehalten. Ihr Einsatz setzte zwingend die Zusammenarbeit mit einem externen Partner, in diesem Fall einer radiologischen Praxis, voraus. In jüngster

Zeit aber verbreiten sich so genannte DVT-Geräte (Digitale Volumentomografie) rapide im Markt, der Einzug 3D-diagnostischer Methoden auf breiter Basis ist nicht mehr zu bremsen.



## Dr. Elmar Frank

1983–1988 Studium der Zahnheilkunde in Tübingen  
 1988 Approbation  
 1988–1990 Assistenzzeit  
 1991 Promotion und Niederlassung in eigener Praxis mit Ehefrau Dr. Sigrid Frank  
 Mitgliedschaften und wissenschaftliche Vereinigungen:  
 Direktor der SimPlant Academy für den deutschsprachigen Raum, 1. Vorsitzender des Z.A.P.F. (Zahnärzt-

licher Arbeitskreis für Praxisführung und Fortbildung), DGZMK (Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde), Arbeitsgemeinschaft für Funktionslehre der DGZMK, Arbeitsgemeinschaft für Grundlagenforschung der DGZMK, DGI (Deutsche Gesellschaft für Implantologie im Zahn-, Mund- und Kieferbereich), EAO (European Association for Osseointegration), DGZH (Deutsche Gesellschaft für Zahnärztliche Hypnose), CVRL (Craniofacial Virtual Reality Laboratory, University of Southern California, Los Angeles, USA)

Spezifische Aktivitäten und Erfahrungen:

Seit 1994 Schwerpunkt CT-Datenverarbeitung, Fachvorträge und Publikationen zum Thema CT, DVT, Schablonentechniken, Qualitätsmanagement, Distractionosteogenese, regelmäßige eigene Kurse für Zahnärzte und Zahntechniker, Mitgliedschaft im medizinischen Beirat des marktführenden CT-Software-Herstellers, mehrere eigene Entwicklungen und Patente im Bereich CT-basierte Implantatplanung

**Die dreidimensionale Bilderstellung** | Die Datenerfassung bei einem Computertomografie- bzw. DVT-Gerät erfolgt durch einen oder mehrere kreisförmige Umläufe eines Röntgenstrahlers im Gegensatz zu einer Aufzeichnungseinheit rund um das zu untersuchende Objekt, in unserem Falle den Patientenschädel. Die ionisierende Strahlung erzeugt dabei auf der Fläche der Aufzeichnungseinheit (Sensor bzw. Bildverstärker) ein Signal. Dieses ist je nach Röntgenabsorption des durchstrahlten Gewebes mehr oder weniger stark und wird von einem Computer fortwährend ausgelesen und aufgezeichnet. Die Summe der Signale nennt man Rohdaten. Sie sind zunächst nicht als Bild sichtbar, da sie einzelne Summationsergebnisse aus der jeweiligen Projektionsrichtung numerisch darstellen. Aus den Rohdaten und den bekannten geometrischen Parametern der Einzelprojektionen berechnet der Computer die eigentlichen Volumenbilddaten, die aus einer dreidimensionalen Matrix kleiner, quaderförmiger Bildelemente (so genannter Volumen-Pixel oder Voxel) bestehen. Den Vorgang der Berechnung von Bilddaten

aus Rohdaten nennt man Primärrekonstruktion. Die Primärrekonstruktion erfolgt durch einen (herstellerspezifischen) Rekonstruktionsalgorithmus, ein „Kochrezept“, das dem Computer „sagt“, wie die Rohdaten mathematisch zu behandeln sind, um zu einem für den konkreten Anwendungsfall optimalen Bildergebnis zu kommen.

Da ein Computertomografiergerät für eine Vielzahl von Aufnahmesituationen und -regionen gebaut wurde, kann der Rekonstruktionsalgorithmus bei allen Computertomografen vom Anwender gewählt werden. Je nachdem, wie die Fragestellung an die Bildgebung lautet, wählt der Radiologe den jeweils geeigneten Rekonstruktionsalgorithmus (auch Faltungskern genannt) aus, wobei es den für alle erdenklichen Situationen optimalen Algorithmus aus prinzipiellen Gründen nicht geben kann.

Digitale Volumentomografen sind speziell für die Anwendung in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde konstruiert, insofern sind hier die Rekonstruktionsalgorithmen zumeist fest vorgegeben.

**Das Field-of-View beeinflusst die Bildqualität** | Neben dem „Kochrezept“, nach dem die Bildinformation berechnet wird, spielt ein weiterer Faktor eine wesentliche Rolle für die Bildqualität bzw. Genauigkeit: das Field-of-View (FOV). Wie oben beschrieben, stellen die Rohdaten die gesamten auf der Bildaufnahmeinheit eingetroffenen Signale dar. Daraus werden im Rahmen der Primärrekonstruktion aus allen oder einem Teil der Rohdaten die Primärbilder berechnet. Für die Primärbilder steht ein bestimmtes, vom Gerät vorgegebenes Raster zur Verfügung, bei Computertomografen üblicherweise 512 mal 512 Bildpunkte (Pixel). Das Field-of-View bezeichnet den Anteil des maximal möglichen Bildausschnittes, der tatsächlich berücksichtigt wird. Je kleiner das gewählte Field-of-View, desto weniger „Realität“ wird von einem Bildpunkt repräsentiert, desto „feinkörniger“ und detailreicher wird also das Primärbild (Abb. 1).

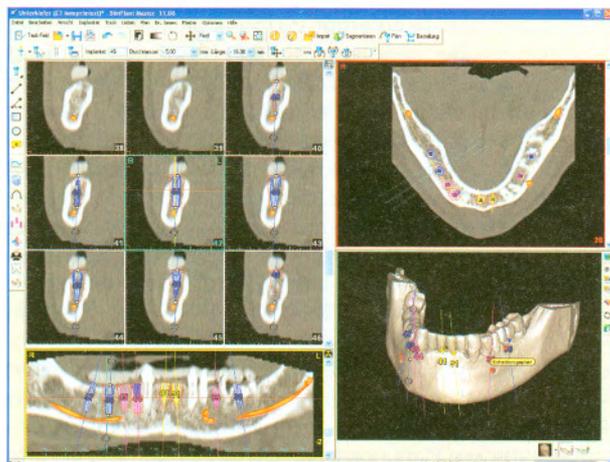


Abb. 1: SimPlant-Bildschirm: Scharfe und detailreiche Bilder sind nur bei maximaler Einschränkung des FOV möglich.

Eine Analogie zur Digitalfotografie mag den Zusammenhang verdeutlichen: Ein Zoomobjektiv projiziert einen Teil der Umwelt (= Rohdaten) auf einen Kamerachip mit einer vom Hersteller vorgegebenen, fixen Anzahl an Bildpunkten (Pixeln) auf dem Sensor (= Bild). Steht das Zoomobjektiv auf maximaler Weitwinkeleinstellung, wird der maximal mögliche Anteil von der Umwelt auf den Chip projiziert, der Bildausschnitt ist maximal. Details im Bild erscheinen dafür kleiner. Wird das Zoomobjektiv auf „Tele“ gestellt, quasi in das Bild „hineingezoomt“, erscheint zwar ein kleinerer Ausschnitt der Umwelt auf dem Bild, dafür sind Details größer und damit besser zu erkennen. Der begabte Fotograf konzentriert sich auf das Wesentliche, um einerseits die Aufmerksamkeit des Betrachters auf wichtige Bildinhalte zu lenken und andererseits die maximal mögliche Bildschärfe zu erreichen. Er lässt also Unwichtiges gleich weg. Theoretisch könnte er stets mit Weitwinkel fotografieren, um immer „alles drauf“ zu haben, und nachträglich das Wichtige herauszuschneiden. Dabei müsste er unweigerlich Auflösungsverluste in Kauf nehmen (für diese Betrachtung lassen wir die durch ein Weitwinkel gegenüber einem Teleobjektiv veränderte perspektivische Wirkung außer Acht).

**Zwei FOVs im Vergleich** | Zwei konkrete Beispiele sollen die Relevanz des gewählten FOV illustrieren. Aufnahme 1 wurde bei einem FOV von 23,4 cm aus den Rohdaten rekonstruiert (Abb. 2). Das bedeutet, dass die sichtbare Bildbreite 23,4 cm aus der Realität, in diesem Fall dem Patientenschädel, repräsentiert. Da dieses CT-Axialbild 512 Pixel breit ist, ergibt sich eine Pixelgröße von 0,457 mm (23,4 geteilt durch 512) (Abb. 3). Ein „Körnchen“ in diesem Bild ist also einen knappen halben Millimeter groß.

Aufnahme 2 wurde bei einem FOV von 10 cm rekonstruiert (Abb. 4). In diesem Fall ergibt sich eine Pixelgröße von 0,195 mm (10 geteilt durch 512) (Abb. 5). Ein „Körnchen“ in diesem Bild ist also einen knappen fünftel Millimeter groß. Es ist offensichtlich, dass subjektiv empfundene Bildqualität, Kantenschärfe sowie Detailreichtum mit zunehmender Einengung des FOV auf das Wesentliche – also mit abnehmender Pixelgröße – zunehmen.

Man kann mathematisch beweisen, dass Messungen nur bis in den Bereich der doppelten Pixelgröße aussagekräftig sind. In den aktuellen Beispielen wären Aussagen der Form „die verfügbare Knochenbreite beträgt auf ein Zehntel genau 9,7 mm“ schlichtweg unseriös, da Messungen nur in ganzen Vielfachen der Pixelgröße möglich sind. Selbst wenn die Auswertungssoftware in der Lage ist, Messungen auf drei Stellen hinter dem Komma auszuweisen, bedeutet das nicht mehr Präzision. Es handelt sich vielmehr um interpolierte und gerundete Werte, die sich problemlos mit beliebig vielen Nachkommastellen berechnen und anzeigen lassen, ohne jedoch eine präzisere Aussage über das gemessene Objekt zu ermöglichen. Man sollte also kritisch sein gegenüber allzu vollmundigen Aussagen über die Präzision von Messungen mit dem einen oder anderen System und immer wieder hinterfragen, auf welcher Pixelgröße die angeblich so präzise Messung basiert.



Abb. 2: Axialbild einer CT-Bildgebung mit einem FOV von 23,4 cm.

Slices		Field of View: 23.40 cm	
Width:	512 pxl	Gantry Tilt:	0.000 °
Height:	537 pxl	Number of Slices:	212
Pixel Size:	0.457 mm	Slice Increment:	var. mm
Algorithm:	n/a	Slice Thickness:	0.500 mm
Reduction:	1	Orientation:	RAB

Abb. 3: Bildparameter der Aufnahme in Abbildung 4.



Abb. 4: Axialbild einer CT-Bildgebung mit einem FOV von 10 cm.

Schnitte	
Breite:	512 pxl
Höhe:	512 pxl
Pixelgröße:	0.195 mm
Algorithmus:	BONEPLUS

Abb. 5: Bildparameter der Aufnahme in Abbildung 4.

Viele Nachkommastellen können Präzision vortäuschen, die es gar nicht gibt. In dieser Hinsicht sind alle Auswertungs- und Implantatplanungssoftwares gleichwertig; es gibt keine „genauere“ bzw. „ungenauere“ Software, es kommt nur auf das eingelese Bildmaterial an. Ein Bild mit z. B. 0,2 mm Pixelgröße wird in allen auf dem Markt befindlichen Softwares gleich „gut aussehen“ bzw. gleich präzise Messungen ermöglichen (in diesem Fall auf  $\pm 0,2$  mm, also 0,4 mm genau). Selbstverständlich unterscheiden sich diese Systeme in vielerlei Hinsicht, z. B. der Ergonomie, dem Preis, der Systemoffenheit etc; nicht aber in puncto Präzision bzw. Aussagekraft von Messungen. Manche DVT-Geräte auf dem Markt haben ein fest vorgegebenes FOV, das vom Anwender nicht verändert werden kann. Hier sollte man die Pixel- bzw. Voxelgröße kennen und Messungen mit entsprechenden Toleranzgrenzen betrachten. Andere Geräte haben ein variables FOV. Hier ist es wichtig und empfehlenswert, das zu diagnostizierende Volumen im Vorfeld der Aufnahme möglichst genau zu definieren, was sinnvollerweise mit Planungsschablonen zu bewerkstelligen ist. Bei der Aufnahme sollte das kleinste FOV gewählt werden, das gerade noch ausreicht, um die gewünschten Strukturen abzubilden. Damit erreicht man die einzelfalloptimierte Auflösung und Bildqualität. Merksätze für die Praxis:

- FOV so klein wie möglich, so groß wie nötig wählen.
- Je kleiner das FOV, desto besser das Bild.

**Bildfeld bei Auftragsarbeiten genau beschreiben!** Soweit die Theorie. In der Praxis gilt es häufig, das Kommunikationsproblem zwischen dem, der die Aufnahme benötigt, und dem, der sie anfertigt, zu lösen. Bei unzureichender Beschreibung der benötigten Region bleibt dem Radiologen bzw. DVT-Betreiber nichts anderes übrig, als eine zu große Region abzubilden. Denn er steht vor dem Dilemma, entweder ein zu kleines oder ein zu großes Gebiet abzubilden. Ist das Gebiet zu klein, kann der Behandler u. U. das Bild gar nicht verwerten. Ist es zu groß, kann er es wenigstens verwerten, wenn auch nicht optimal. Also entscheidet sich der Ersteller für das geringere Übel und wählt ein unnötig großes FOV mit allen oben geschilderten Nachteilen. Viel besser ist es, wenn der Behandler genau und allgemein verständlich kommuniziert, auf welche Region es ihm ankommt. Dies tut er einerseits mit einem standardisierten Auftragsbogen, andererseits, indem er Scanschablonen verwendet. Die Scanschablone zeigt den abstrahierten implantatprothetischen Planungsgedanken des Behandlers in Form von röntgensichtbaren Referenzmarkern, die an den implantologisch relevanten Stellen angebracht sind. Der Auftrag an die bildgebende Stelle lautet nun konkret: Alle Regionen, die

Referenzmarker beinhalten, müssen abgebildet werden (und nicht mehr). So kann der Behandler selbst steuern, welches Gebiet aus seinem Behandlungsfeld abgebildet wird, und zwar in höchstmöglicher Qualität. Auf eine weitere Implikation mit u. U. forensischer Bedeutung eines zu großen FOV sei noch hingewiesen. Eine Bildgebung ist von deren Ersteller immer komplett zu befunden, egal aus welcher Indikation heraus diese veranlasst wurde. Ist nun in einem implantologisch motivierten und indizierten Bild der gesamte Schädelquerschnitt zu sehen, wirft das die Frage auf, wer für die Befundung der nicht gewünschten Bildareale zuständig bzw. für das Übersehen etwaiger relevanter Befunde verantwortlich ist. Im Falle der Überweisung an eine radiologische Praxis mag der Fall einfacher gelagert sein, da hier der Radiologe kraft seiner Ausbildung in der Lage ist, auch pathologische Befunde abseits des Kauorgans zu erkennen bzw. einzustufen. Was aber, wenn der Betreiber des Geräts kein Radiologe ist, was wohl bei den allermeisten Betreibern der mittlerweile inflationär auf den Markt drängenden Digitalen Volumentomografen der Fall sein dürfte?

**Fazit |** Zusammenfassend kann folgende Empfehlung gegeben werden: Das FOV sollte stets möglichst so klein eingestellt werden, dass die indikationsauslösende Region so eben vollständig erfasst wird. Die Erweiterung des FOV aus der Vorstellung heraus, möglichst viel „mit abbilden“ zu wollen, ist kontraproduktiv. Erfahrungsgemäß kann ein Oberkiefer-Zahnbogen samt implantologisch relevanten Knochenanteilen mit einem FOV von ca. 8 bis 9 cm, im Unterkiefer von ca. 10 bis 12 cm gut und vollständig abgebildet werden.

**Korrespondenzadresse:**

Dr. Elmar Frank

Dr. Sigrid Frank

Zahnärztliche Gemeinschaftspraxis

Bahnhofstraße 16/2

74354 Besigheim

E-Mail: [info@drfrank.de](mailto:info@drfrank.de)

Internet: [www.drfrank.de](http://www.drfrank.de), [www.p-s-t.net](http://www.p-s-t.net)