

Redaktion

H.-F. Zeilhofer, Basel

P. Cattin¹ · G. Schulz² · M. Reyes³

¹ Medical Image Analysis Center (MIAC), Universität Basel, Universitätsspital Basel

² Biomaterials Science Center (BMC), Universität Basel

³ Institute for Surgical Technology and Biomechanics, Universität Bern

Bildgebende Verfahren

Neue Methoden verändern die Chirurgie

Die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie als Bereich der Spitzenmedizin ist auf hochaufgelöste und kontrastreiche dreidimensionale Bilder angewiesen. Die MKG-Chirurgie spielt aber nicht nur eine passive Rolle als Dateneempfänger. Sie ist auch aktiv an der Weiterentwicklung von neuen Bildmodalitäten beteiligt.

Anforderungen an die zukünftige Bildgebung

Die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie ist ein operatives Fach mit sehr hohen Anforderungen an das funktionale und ästhetische Resultat eines Eingriffs. Um diesen Anforderungen gerecht zu werden, wurden spezifische Werkzeuge in der computerunterstützten Chirurgie entwickelt und im klinischen Ablauf integriert. Parallel dazu sind die Ansprüche an die bildgebenden Verfahren ständig gestiegen. Neben Aufnahmen mit höherer Auflösung werden auch bessere Kontrast- und Rauschverhältnisse erwartet. Zweidimensionale Radiographien, wie sie jahrzehntelang verwendet wurden, reichen nicht mehr aus, um die neuen Möglichkeiten der Operationsplanung und Navigation zu nutzen. Zunehmend werden dreidimensionale CT-Daten für die Kephalmetrie eingesetzt [1]. Multimodale Bildgebung und 3-D-Aufnahmeverfahren helfen dem Chirurgen, komplizierte Eingriffe an soliden Rapid-Manufacturing-Modellen, aber vermehrt auch mit rein virtuellen Werkzeugen zu planen [2].

Die bei der Planung gewonnenen Informationen werden dann in Verbindung

mit optischen Tracking-Technologien und Patientenregistrierungsverfahren zur intraoperativen Navigation verwendet. Diese Verfahren ermöglichen bereits heute eine Genauigkeit von <1 mm [3].

➤ **Diese Verfahren ermöglichen bereits heute eine Genauigkeit von <1 mm**

Neben der reinen Eingriffsplanung werden in Zukunft virtuelle Simulationswerkzeuge zur Routinevorbereitung jedes größeren chirurgischen Eingriffs gehören. Noch sind aber die dazu notwendigen bildgebenden Verfahren mit der anschließenden Nachbearbeitung – wie z. B. der Segmentierung – nicht weit genug entwickelt. Der Aufwand und die daraus resultierenden Kosten sind noch zu hoch.

In der Forschung wird aber bereits an den zukünftigen Planungs- und Simulationswerkzeugen gearbeitet: in der Schweiz beispielsweise im Nationalen Forschungsschwerpunkt NCCR CO-ME (<http://come.ch>) an verbesserten, präziseren Verfahren zur patientenspezifischen automatischen Segmentierung der Knochen und Weichteile sowie an Neuerungen der intraoperativen Echtzeitnavigation.

In **Abb. 1** wird der Vergleich der Simulation einer Umstellungsosteotomie mit dem realen postoperativen Resultat veranschaulicht [4]. Das Maß der Abweichung zwischen Simulation und postoperativem Resultat lässt sich mithilfe der Farbkodierung präzise darstellen.

Nicht nur die Chirurgen, auch die Patienten haben ein Interesse an verbesserten bildgebenden Verfahren, etwa in der Fra-

ge einer geringeren Strahlenbelastung beim CT. Zur Reduktion der Röntgendosis geeignet sind beispielsweise lokale Verfahren, wie die digitale Volumentomographie (DVT), auch als „cone beam CT“ bezeichnet. Die geringere Strahlendosis wird mit einem kleineren Aufnahmevolumen, nichtstandardisierten Graustufen im Bild (keine Hounsfield-Einheiten), einem geringeren Weichteilkontrast sowie einem schlechteren Signal-zu-Rausch-Verhältnis erkauft. Für einige Anwendungen im MKG-Bereich sind diese Aufnahmen ausreichend.

— **Für die Segmentierung und Simulationen genügt die DVT jedoch nicht.**

Die weitere Entwicklung und Verfeinerung der patientenspezifischen Planungs-, Simulations- und Navigationswerkzeuge hängt von den Fortschritten anderer Verfahren ab. Mittelfristig dürfte sich die relativ junge Technik der multispektralen CT durchsetzen. Die Aufnahme von verschiedenen spektralen Kanälen erlaubt eine bessere Unterscheidung der einzelnen Gewebetypen dank des verbesserten Weichteilkontrasts.

Längerfristig verspricht die Phasenkontrastbildgebung interessante Möglichkeiten: Mit ihr lässt sich die Röntgendosis weiter reduzieren, ohne dass dabei das Signal-Rausch-Verhältnis negativ beeinflusst wird. Die Phasenkontrastbildgebung erlaubt auch die genauere Unterscheidung von verschiedenen Weichgeweben und vereinfacht so die künftige Operationsplanung.

Hier steht eine Anzeige.



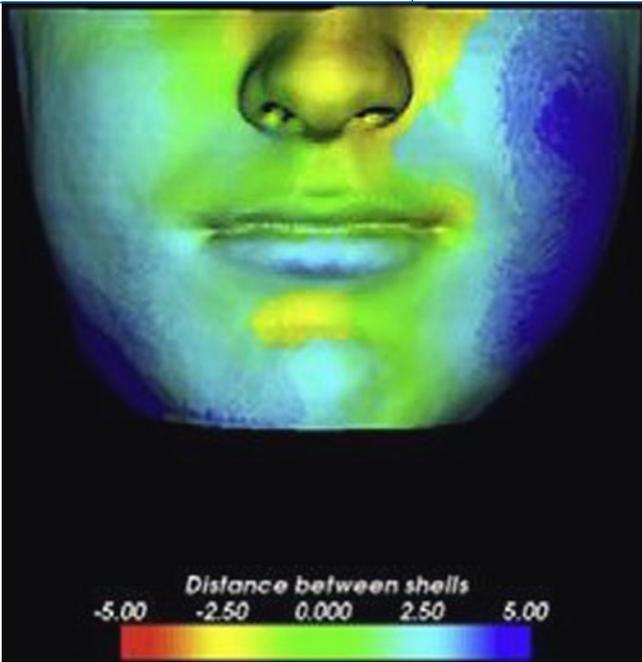


Abb. 1 ◀ Farbkodierte Distanzkarte von einer simulierten Umstellungsosteotomie im Vergleich zum Resultat des chirurgischen Eingriffs. (Aus [4])

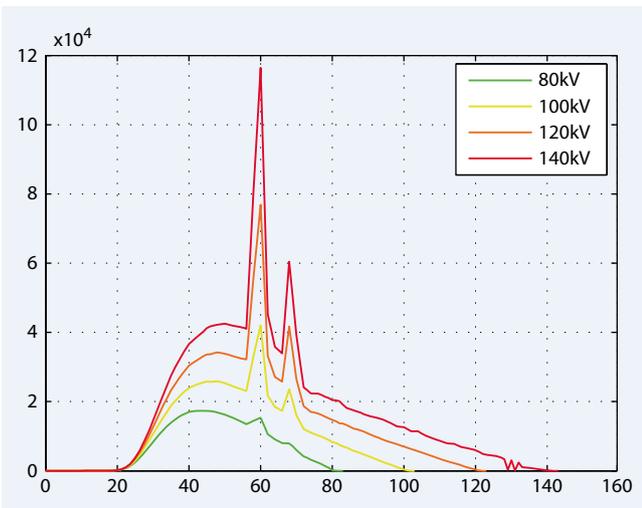


Abb. 2 ◀ Simulierte Röntgenspektren bei unterschiedlichen Beschleunigungsspannungen

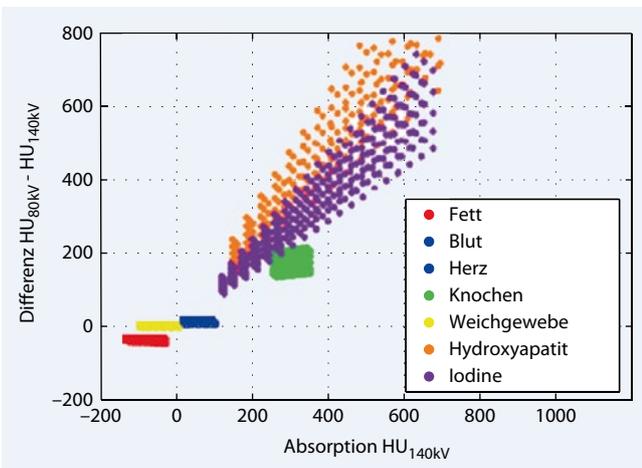


Abb. 3 ◀ Wie diese Simulation zeigt, erlaubt die Messung der Röntgenabsorption mit unterschiedlichen Energien eine bessere Unterscheidung der verschiedenen Gewebetypen

Hintergrund

Sowohl in der konventionellen planaren Röntgendiagnostik als auch in der Computertomographie wird der Bildkontrast durch die lokale Röntgenabsorption in den verschiedenen Gewebeschichten erzeugt. Die Absorption hängt zwar von dem verwendeten Röntgenspektrum ab, der Unterschied bei verschiedenen Weichgeweben ist aber in der Regel sehr klein. Daraus resultiert der bekanntermaßen schlechte Kontrast in den Weichgeweben. Für die patientenspezifische Operationsplanung werden aber neben einer guten räumlichen Auflösung auch gute Kontrastverhältnisse vorausgesetzt.

► Für die Operationsplanung werden gute Kontrastverhältnisse vorausgesetzt

Mehrere Verfahren zur Kontrastverbesserung wurden bereits vorgeschlagen bzw. werden derzeit aktiv erforscht. Für den medizinischen Bereich sind vor allem zwei CT-basierte Verfahren von besonderem Interesse: die multispektrale CT-Bildgebung sowie die Phasenkontrastbildgebung.

Multispektrales CT

Um den schwachen Weichgewebekontrast zu verbessern, wird in den Dual-Energy-CT- (DECT)-Systemen die Absorption bei unterschiedlichen Wellenlängen der Röntgenstrahlung gemessen. Dieses Prinzip basiert auf Ideen, die in den 1980er Jahren für die QCT-Knochendichtemessung entwickelt wurden.

In **Abb. 2** werden vier verschiedene Spektren von Röntgenröhren dargestellt, wie sie typischerweise bei Beschleunigungsspannungen von 80 kV, 100 kV, 120 kV und 140 kV erhalten werden. Das Spektrum setzt sich aus der Bremsstrahlung und der charakteristischen Röntgenstrahlung zusammen. Letztere ist vom Target-Material abhängig. Die Spektren wurden zusätzlich mit einem Aluminiumfilter im Strahlengang „aufgehärtet“, genauer, die schwach energetischen Photonen wurden bevorzugt gefiltert, da sie nur die Röntgendosis für den Patienten

erhöhen, aber kaum Einfluss auf die Bildgebung haben.

Misst man mit zwei dieser Spektren die lokale Röntgenabsorption von verschiedenen Geweben, so erhält man einen besseren Kontrast (■ **Abb. 3**). Kontrastmittel in Blutgefäßen lassen sich so beispielsweise von Kalkablagerungen unterscheiden.

Mit den kürzlich eingeführten DECT-Systemen strebt man genau diese Verbesserung des Bildkontrasts an.

— Entscheidend dabei ist die „quasi“ gleichzeitige Aufnahme der Absorption bei unterschiedlichen Spektren.

So können die Bewegungsartefakte minimiert werden.

Alle namhaften Hersteller haben bereits eine Lösung für DECT-Systeme entwickelt. Diese Entwicklungen basieren auf unterschiedlichen Ansätzen. Die Fa. Siemens hat im Jahre 2005 als erste ein 64-Zeilen-CT (Somatom Definition) eingeführt, das über zwei unabhängige Röntgenröhren und Detektorarrays in derselben Gantry verfügt (Dual-Source-CT, DSCT, ■ **Abb. 4a**). Durch die zwei um 90° versetzt angeordneten Röntgenröhren kann auf der einen Seite die Aufzeichnungszeit für ein klassisches CT halbiert werden, sofern die beiden Röhren mit der gleichen Spannung betrieben werden. Bei unterschiedlichen Röhrenspannungen ermöglicht das System die Aufnahme der Absorption, bei zwei verschiedenen Röhrenspannungen in nur einem Durchgang, also „quasi“ zeitgleich.

Einen etwas anderen Ansatz verfolgt die Fa. General Electric, die für ihre Multienergie-Aufnahmetechnik (CT750 HD) nur mit einer einzigen Röntgenröhre und einem Detektor arbeitet. Die Röhrenspannung wird periodisch im Millisekunden-takt zwischen den zwei gewählten Energien hin- und hergeschaltet (■ **Abb. 4b**). Diese Lösung ist zwar mechanisch einfacher, stellt aber wesentlich höhere Anforderungen an die Elektronik und die Röntgenröhrentechnik.

Der Ansatz von Toshiba ist ähnlich, nur werden die Beschleunigungsspannungen nach jeder vollen Rotation gewechselt (■ **Abb. 4c**). Dieser Ansatz ist technisch am einfachsten zu lösen, erfordert aber

bessere Bewegungskompensation, da die Zeit zwischen der Aufnahme mit den beiden Röntgenspektren relativ lange ist.

Das multispektrale CT (MSCT) von Philips verwendet ebenfalls nur eine Röntgenröhre mit konstanter Röhrenspannung. Im Unterschied zu den anderen Herstellern ist der Detektor von Philips mehrschichtig aufgebaut, wobei die oberste Schicht den Anteil an tief energetischen Photonen misst und die darunterliegenden Schichten den Anteil an höher energetischen Photonen erfassen (■ **Abb. 4d**). Im klinischen Einsatz sind vorerst nur Detektoren, die zwei Energieniveaus messen, doch es existieren schon Prototypen mit Mehrschichtdetektoren.

➤ Ziel der MSCT-Technik ist eine detailliertere Analyse des Gewebes

Obwohl die Idee und die theoretischen Grundlagen des MSCT schon seit längerem bekannt sind, haben erst die Entwicklungen der letzten Jahre einen klinischen Vorteil gebracht. Die Anzahl der klinischen Anwendungen der MSCT-Technik wächst stetig. Wir befinden uns erst am Anfang dieser Entwicklung. Für eine abschließende Bewertung des vollen Potenzials der DECT-Technologie ist es noch zu früh. Schlussendliches Ziel ist es aber, anhand der spektralen Aufnahmen das Gewebe in seiner Dichte und chemischen Zusammensetzung detaillierter zu analysieren.

Ein Problem ist noch die im Vergleich zur konventionellen CT-Aufnahme je nach Hersteller mehr oder weniger erhöhte Röntgendosis. Hier muss die für den Patienten geringste Röntgendosis gefunden werden, ohne auf Kontrast oder Ortsauflösung zu verzichten.

Phasenkontrast-CT

Im Unterschied zu der konventionellen Röntgenbildgebung wird bei den Phasenkontrastverfahren nicht die Absorption der Röntgenstrahlen, sondern die Elektronendichteverteilung durch die Ablenkung der Röntgenstrahlen an der Materie gemessen. Phasenkontrastmessungen sind deutlich aufwendiger und erreichen nicht ganz die Ortsauflösung der Absorp-

MKG-Chirurg 2011 · 4:16–22
DOI 10.1007/s12285-010-0195-x
© Springer-Verlag 2011

P. Cattin · G. Schulz · M. Reyes Bildgebende Verfahren. Neue Methoden verändern die Chirurgie

Zusammenfassung

Bildgebende Verfahren sind von enormer Bedeutung für die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. In diesem Artikel werden zwei bildgebende Verfahren genauer vorgestellt, von denen entscheidende Impulse im MKG-Bereich erwartet werden. Dies ist zum einen die multispektrale Computertomographie, die mittelfristig die Weichteilkontraste im CT verbessern wird. Längerfristig wird dann auch die Phasenkontrastbildgebung in konventionellen CT-Systemen zum Einsatz kommen. Da der Phasenkontrast nicht auf der Absorption der Röntgenstrahlen, sondern auf deren Ablenkung basiert, wird der Kontrast insbesondere im Weichgewebe sogar besser sein als bei der Magnetresonanztomographie.

Schlüsselwörter

Bildgebende Verfahren · Computertomographie · Multispektrale CT · Dual-Energy-CT · Differenzieller Phasenkontrast

Imaging procedures. New methods modify surgery

Abstract

Imaging methods play a crucial role in the field of craniomaxillofacial (CMF) surgery. This article describes two X-ray imaging modalities which will influence the field of CMF. In particular, the article introduces multi-spectral computed tomography (CT) which will bring better soft-tissue contrast in computed tomography. Although still in its early stages of development, differential phase-contrast imaging will be integrated into computed tomography systems in the near future. As phase-contrast imaging is independent of X-ray absorption and measures the real part of the refractive index of tissues, it offers even better soft tissue contrast than magnetic resonance imaging (MRI) microscopy.

Keywords

Imaging · Computed tomography · Multi-spectral CT · Dual-energy CT · Differential phase contrast

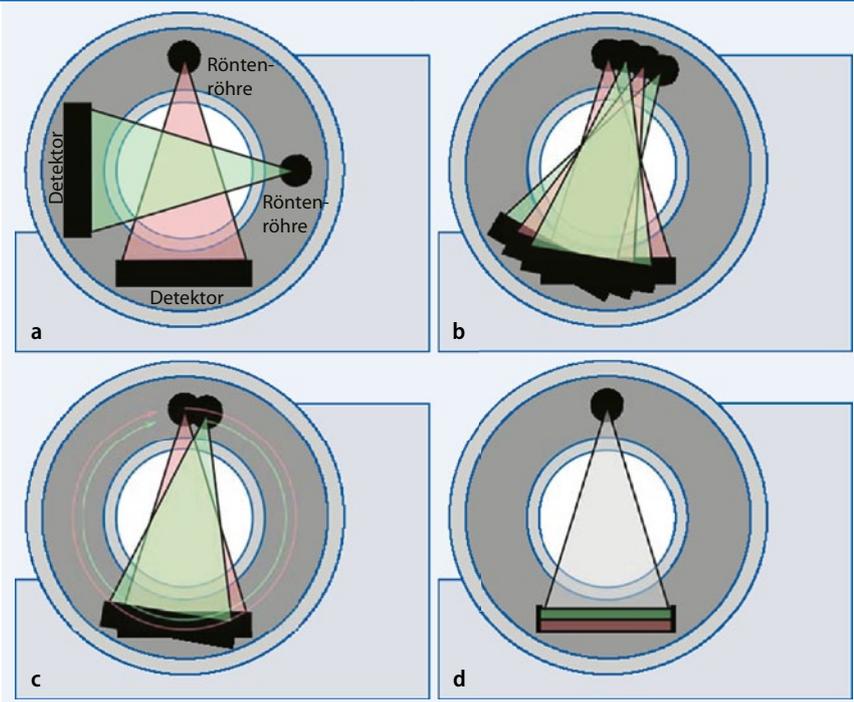


Abb. 4 ▲ **a** Siemens hat zwei Quellen integriert. **b** General Electric schaltet in kurzen Abständen die Röhrenspannung um. **c** Toshiba schaltet die Röhrenspannung nach jeder Umdrehung um. **d** Philips verwendet einen Detektor mit mehreren Layern, die auf unterschiedliche Energien empfindlich sind

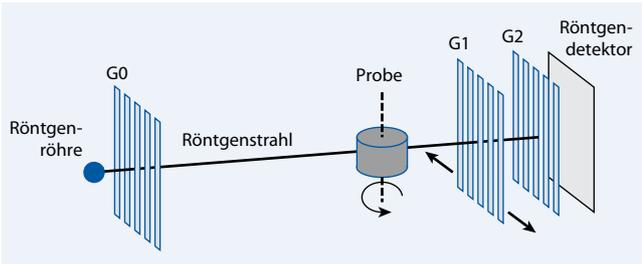


Abb. 5 ◀ Aufbau eines Talbot-Gitterinterferometers zur Phasenkontrastmessung

tionsmessungen. Sie liefern aber einen deutlich besseren Kontrast, was insbesondere für geringe Dichteunterschiede wie im Gehirn wichtig ist. Man spricht hier auch vom Vorteilsfaktor, der insbesondere für Materialien mit kleiner Ordnungszahl in der Größenordnung 10^3 liegt [5]. Bereits 1965 wurden mit einem Röntgeninterferometer erste Phasenkontrastradiographien gezeigt [6].

Während der Absorptionskontrast etwa mit der 4. Potenz der Ordnungszahl des zu untersuchenden Objekts zunimmt, wächst der Phasenkontrast nur linear mit der Ordnungszahl [7]. Das führt dazu, dass man Weichgewebe in der Umgebung von Knochen leichter sichtbar machen kann. Die ersten Röntgentomogramme im Phasenkontrastmodus wurden interferometrisch gemessen [8]. Unterschiede im Phasenkontrast der leichten Elemente sind häufig durch Dichteveränderungen gegeben. Wasserstoffhaltige Verbindungen erzeugen einen besonders starken Phasenkontrast. Diese Eigenschaft des Wasserstoffs, die auf dem großen Masse-zu-Ladungs-Verhältnis beruht, ist bereits von der NMR-Tomographie her bekannt.

— Deshalb ist der Phasenkontrast besonders geeignet, Strukturen innerhalb der Weichgewebe zu detektieren.

Inzwischen gibt es verschiedene Ansätze für Phasenkontrastmessungen. Jüngst

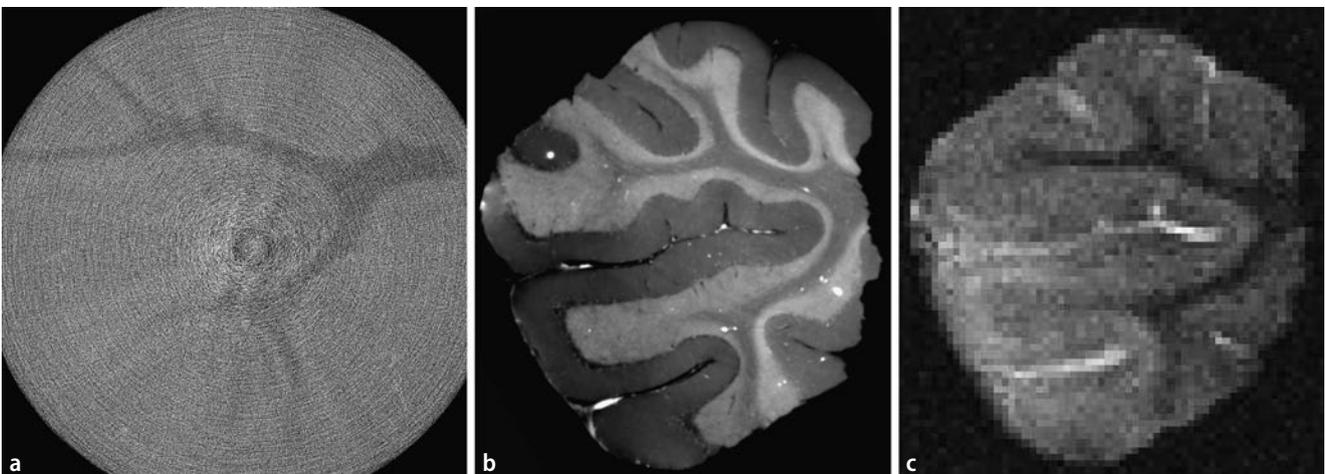


Abb. 6 ▲ Am Beispiel des menschlichen Kleinhirns. Virtueller Schnitt aus **a** Absorptionskontrasttomogramm, **b** Phasenkontrasttomogramm, **c** MR-Mikroskopie. Die Breite des Phasenkontrastschnitts entspricht einer Länge von 5,3 mm

wurde eine neue Methode etabliert – die sog. gitterbasierte Interferometrie [9]. An Synchrotronquellen wurden verschiedene menschliche Weichgewebe (Thalamus [11], Harnröhren [12]) erfolgreich untersucht, die sogar die Visualisierung der Purkinje-Zellen im Kleinhirn ohne jeglichen Einsatz von Kontrastmitteln ermöglichte [13]. Diese auf Synchrotronstrahlung basierenden microCT (SR μ CT) sind aber für den Einsatz am lebenden Gewebe nicht geeignet, weil für die Mikrometerraufklärung eine hohe Photonendichte notwendig ist. Bisher ist die Probengröße auf einige wenige Zentimeter Durchmesser beschränkt.

Verzichtet man auf die hohe Ortsauflösung, kann man diese Methode aber durchaus für In-vivo-Untersuchungen einsetzen. Dank eines Wissenschaftlerteams vom Paul Scherrer Institut (PSI) in Villigen, Schweiz, lässt sich dieser Ansatz auch mit konventionellen Mitteln durch Einsatz eines zusätzlichen Gitters anwenden [14]. Das PSI-Team konnte zeigen, dass man Phasenkontrast nicht nur mit dem aufwendig zu erzeugenden monochromatischen Licht des Synchrotrons, sondern auch mit der herkömmlichen Bremsstrahlung erzeugt durch eine konventionelle Röntgenröhre messen kann. Das bedeutet, durch den Einbau von drei Gittern kann mit denselben Röntgenröhren, wie sie beispielsweise im MSCT zum Einsatz kommen, gearbeitet werden.

➤ **Auch konventionelle Röntgenröhren zusammen mit 3 Gittern können Phasenkontrastbilder erzeugen**

Das Team vom PSI konnte dabei erstmals demonstrieren, wie man mit Röntgenröhren, trotz kurzer Kohärenzlänge, effizient quantitative Phasenkontrastbilder erhalten kann. Dies lässt sich mithilfe von drei Gittern im Strahlengang wie beim „Talbot grating interferometer“  **Abb. 5**) erreichen. Das erste Gitter G_0 trennt dabei die – einige Millimeter große – Röntgenquelle in viele Linienquellen auf. Diese sind zwar unter sich inkohärent, aber in sich haben sie eine höhere Kohärenz. Das zweite Gitter G_1 ist so gebaut, dass es eine Phasenverschiebung von π auf die einfallende Strahlung bewirkt. Diese Pha-

Hier steht eine Anzeige.



senverschiebung erzeugt ein Interferenzmuster hinter dem Gitter G₁. Änderungen im Brechungsindex in Teilen der Probe bewirken nun laterale Verschiebungen in diesem Interferenzmuster. Durch Messen dieser Verschiebungen lässt sich der differenzielle Phasenkontrast bestimmen. Da die Auflösung konventioneller Röntgendetektoren aber bei Weitem nicht ausreicht, um das Interferenzmuster korrekt wiederzugeben, wird noch ein Analysengitter G₂ benötigt. Typischerweise wird dann eines der beiden Gitter (G₁ oder G₂) über eine Periode des Interferenzmusters geschoben und dabei werden mindestens vier Aufnahmen gemacht. Die bei jedem Pixel beobachtete Intensitätsänderung wird dann verwendet, um den differenziellen Phasenkontrast zu berechnen. Mit leichten Modifikationen können schließlich die üblichen Rekonstruktionsalgorithmen verwendet werden. Der außerordentlich gute Kontrast für das menschliche Kleinhirn wird in **Abb. 6** veranschaulicht. Hier werden virtuelle Schnitte für Absorptions- und Phasenkontrast mit dem Schnitt der hochaufgelösten MR-Mikroskopie verglichen.

Fazit

- Dank neuer technologischer Entwicklungen ist die Vielfalt bildgebender Verfahren gestiegen. Die Herausforderung der Zukunft wird es sein, für jeden Patienten oder eine bestimmte Patientengruppe das jeweils beste bildgebende Verfahren anzuwenden.
- Das erfordert eine entsprechende Weiterbildung des medizinischen Personals und auch eine signifikante Reduktion der anfallenden Kosten.
- Neue Modalitäten werden sich nur durchzusetzen, wenn sie den bereits etablierten und bewährten Methoden deutlich überlegen sind.
- Nicht zu unterschätzen ist der Modernisierungsdruck durch die Patienten. Mit steigender Mobilität und besserer Information werden sie sich vermehrt für die Behandlungszentren mit dem ihres Erachtens besten und modernsten Behandlungskonzept entscheiden.
- Der MKG-Chirurgie stehen spannende Jahrzehnte bevor, in denen erfahrene

Chirurgen neue bildgebende Verfahren zum Wohl der Patienten auswählen und einsetzen werden.

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. P. Cattin



Medical Image Analysis Center (MIAC), Universität Basel, Universitätsspital Basel Spitalstr. 21, 4031 Basel Switzerland philippe.cattin@unibas.ch

Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

1. Swennen GRJ, Schutyser F, Hausamen JE (2006) Three-dimensional cephalometry – a color atlas and manual. Springer, Berlin Heidelberg New York
2. Krol Z, Chapuis J, Schwenzer-Zimmerer K et al (2005) Preoperative planning and intraoperative navigation in the reconstructive craniofacial surgery. J Med Inform Technol 9:83–89
3. Juergens P, Klug C, Ewers R, Schicho K et al (2011) Navigation guided harvesting of autologous iliac crest graft for mandibula reconstruction. J Oral Maxillofac Surg (in press)
4. Kim H, Jurgens P, Nolte LP, Reyes M (2010) Anatomically-driven soft-tissue simulation strategy for cranio-maxillofacial surgery using facial muscle template model. Med Image Comput Comput Assist Interv 6361:61–68
5. Bonse U (1997) Röntgen-Mikrotomographie. Phys Biol 53(3):211–214
6. Bonse U, Hart M (1965) An X-ray interferometer. Appl Phys Lett 6:155–156
7. Bonse U, Busch F (1996) X-ray computed microtomography (μCT) using synchrotron radiation (SR). Prog Biophys Mol Biol 65:133–169
8. Momose A (2003) Demonstration of X-ray Talbot interferometry. Jpn J Appl Phys 42:L866–L868
9. Weitkamp T, Diaz A, David C et al (2005) X-ray phase imaging with a grating interferometer. Opt Expr 13:6296–6304. DOI 10.1364/OPEX.13.006296
10. Weitkamp T, David C, Bunk O et al (2008) X-ray phase radiography and tomography of soft tissue using grating interferometry. Eur J Radiol 68S:13–17
11. Schulz G, Morel A, Imholz MS et al (2010) Evaluating the microstructure of human brain tissues using synchrotron radiation-based micro computed tomography. Proc SPIE 7804
12. Müller B, Schulz G, Herzen J et al (2010) Morphology of urethral tissues. Proc SPIE 7804
13. Schulz G, Weitkamp T, Zanette I et al (2010) High-resolution tomographic imaging of a human cerebellum: comparison of absorption and grating based phase contrast. J R Soc Interface 7(53):1665–1676
14. Pfeiffer F, Weitkamp T, Bunk O, David C (2006) Phase retrieval and differential phase-contrast imaging with low-brilliance X-ray sources. Nat Phys 2:258–261

Weniger Komplikationen bei Zahnimplantaten durch Expander

Sogenannte Expander sorgen durch eine Vordehnung des Zahnfleischs für weniger Komplikationen bei Zahnimplantaten. Bisher sind diese Ergebnisse nur in Tierversuchen nachgewiesen worden. Die proof-of-concept-Studie analysierte nun bei zwölf Patienten die Auswirkung einer Expander-Zahnfleischvordehnung mit anschließendem Knochenaufbau-Implantaten. Alle Implantate heilten problemlos ein, obwohl bei zwei Patienten in der Phase der Zahnfleischdehnung ungefährliche Komplikationen auftraten.

Expander werden bisher vorwiegend in der plastischen Chirurgie verwendet. Bei Zahnbehandlungen werden sie unter das Zahnfleisch geschoben, wo sie sich durch Feuchtigkeit auf ein vorgegebenes Maß ausdehnen. Anschließend entsteht ein Hohlraum, den der später durchzuführende Knochenaufbau ausfüllen kann, ohne das Zahnfleisch zu beanspruchen. Diese Vorbehandlung dauert sechs bis acht Wochen. Das neue Verfahren dürfen Zahnärzte nach einer Schulung zur Handhabung der Expander bei ihren Patienten anwenden.

Literatur: Kaner D, Friedmann A (2011) Soft tissue expansion with self-filling osmotic tissue expanders before vertical ridge augmentation: a proof of principle study. J Clin Periodontol 38(1):95–101.

Quelle: Private Universität Witten/Herdecke, www.uni-wh.de