

Autor

Wissenschaftler

Status

Fundamental

Kategorie

Grundlagen

Der heutige Stellenwert der MRT-Diagnostik in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Dr. Christian Lucas, Prof. Dr. Bernd Kordaß

In der modernen Diagnostik der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde nehmen technisch-diagnostische Maßnahmen einen immer höheren Stellenwert zur Planung der weiteren Therapie ein. Als gängige Untersuchungsmethode hat sich die Röntgendiagnostik mittels Zahnfilm und Panoramaschichtaufnahme bewährt. In den letzten zehn Jahren konnten weiterführende Untersuchungstechniken auf Basis der digitalen Volumentomografie in das diagnostische Spektrum integriert werden. Diese Untersuchungsverfahren basieren auf der Strahlenexposition des Patienten. Weitere nicht invasive diagnostische Untersuchungen könnten mittels Magnetresonanztomografie (MRT) durchgeführt werden. Mögliche MRT-Untersuchungstechniken sollen im Anschluss vorgestellt werden.

Historische Entwicklung

Die MRT wurde als bildgebende Kernspinresonanzspektroskopie (engl. nuclear magnetic resonance / NMR) ab 1973 vor allem von Prof. Dr. Paul C. Lauterbur mit wesentlichen Beiträgen von Prof. Dr. Sir Peter Mansfield entwickelt. Sie erhielten dafür 2003 gemeinsam den Nobelpreis für Physiologie oder Medizin^[14].

Der aus den USA stammende Prof. Dr. Paul Lauterbur hatte zwei grundlegende Ideen, die eine Bildgebung auf Grundlage der NMR erst möglich machte. Erstens gelang es ihm, mit der Einführung von magnetischen Gradientenfeldern in das konventionelle NMR-Experiment eine räumliche Zuordnung der NMR-Signale einer Probe zu erreichen. Und zweitens schlug er ein Verfahren vor, bei dem durch

Rotation des ortskodierenden Magnetfeldgradienten in aufeinanderfolgenden Experimenten unterschiedliche Ortskodierungen (Projektionen) des Untersuchungsobjektes erzielt wurden, aus denen anschließend mithilfe der gefilterten Rückprojektion (engl. filtered backprojection) ein Abbild des Untersuchungsobjektes errechnet werden konnte. Sein 1973 publiziertes Ergebnis zeigt eine zweidimensionale Abbildung von zwei mit normalem Wasser gefüllten Röhrchen in einer Umgebung aus Schwerem Wasser (Deuteriumoxid / D₂O).

Für eine praktische Nutzung dieser Entdeckung waren wesentliche Beiträge des Briten Prof. Dr. Sir Peter Mansfield mitentscheidend. Er entwickelte ab 1974 mathematische Verfahren, um die Signale schnell in Bildinformationen umzuwandeln, sowie Techniken zur schichtselektiven Anregung. Des Weiteren führte er 1977 die Verwendung extrem schneller Gradienten für eine Hochgeschwindigkeitsmessung (echo planar imaging / EPI) ein. Dadurch wurde eine Bildgewinnung in deutlich unter einer Sekunde möglich (Schnappschuss-Technik), die jedoch bis heute mit Abstrichen in der Bildqualität erkaufte werden muss.

Prof. Dr. Mansfield ist auch die Einführung magnetisch abgeschirmter Gradienten-Spulen zu verdanken. In seinen letzten aktiven Jahren suchte er nach Lösungen, um die erhebliche Lärmbelastung für die Patienten durch die extrem schnelle Gradientenumschaltung zu reduzieren.

Weitere für die breite klinische Nutzung der MRT wichtige Beiträge stammen aus deutschen Forschungslaboren. In Freiburg entwickelten Prof. Dr. Jürgen Hennig und sein Team Anfang der 1980er Jahre eine Variante der Spin-Echo-MRT, die heute unter der Abkürzung FSE als Fast- oder Turbo-Spin-Echo-Sequenz bekannt ist und wegen ihrer pathologischen

Sensitivität und messtechnischen Effizienz allgemein Verwendung findet. 1985 gelang Prof. Dr. Jens Frahm und Prof. Dr. Axel Haase in Göttingen mit der Erfindung des Schnellbild-Verfahrens FLASH (fast low angle shot) ein grundsätzlicher Durchbruch in der MRT. Die FLASH-Technik reduzierte die damaligen Messzeiten um bis zu zwei Größenordnungen (Faktor 100) ohne substantielle Verluste an Bildqualität. Das Verfahren ermöglicht zudem ununterbrochene, sequentielle Messungen im dynamischen Gleichgewicht sowie völlig neue klinische Untersuchungen. Hierzu gehören beispielsweise Aufnahmen aus dem Bauchraum bei Atem-Anhalten, dynamische Aufnahmen von mit dem EKG synchronisierten Herzfilmen, dreidimensionale Aufnahmen komplexer anatomischer Strukturen, Gefäßdarstellungen mit der MR-Angiografie und heute auch funktionelle Kartierungen des Kortex mit besonders hoher Auflösung. Damit war ab Mitte der 1980er Jahre der Weg frei für eine breite Anwendung der MRT in der medizinischen Diagnostik^[4, 9, 14].

Physikalische Grundlagen

Die physikalische Grundlage der MRT bildet die Kernspinresonanz. Hierbei wird die Tatsache genutzt, dass Protonen sowie Neutronen einen Eigendrehimpuls (Spin) aufweisen und Atomkerne dadurch ein magnetisches Moment erhalten. Ein Atomkern kann vom Standpunkt der klassischen Physik aus vereinfacht als ein magnetischer Kreisel angesehen werden. Wird ein solcher rotierender Kern in ein statisches magnetisches Feld gebracht, so richtet sich dieser nach dem Magnetfeld aus. Durch das Ausrichten beginnt der Kern mit einer Präzessionsbewegung – d. h. die Rotationsachse des Kerns dreht sich um die Richtung des angelegten Magnetfeldes (Abb. 1). Diese Präzessionsbewegung tritt jedes Mal auf, wenn der Kern aus seiner Ruhelage gebracht wird. Wird das äußere Feld wieder abgestellt, so fällt der Kern in seine ursprüngliche Lage (thermisches Gleichgewicht) zurück. Wird ein zweites Magnetfeld (Transversalfeld) angelegt, das rechtwinklig zum ersten steht, beginnt der Kern wieder zu präzedieren (bis sich ein Gleichgewichtszustand einstellt) – ebenso wenn das Feld wieder abgestellt wird. Um die Kerne dauerhaft zur Präzession anzuregen, ist dieses zweite Feld ein hochfrequentes Wechselfeld (HF-Feld) und rotiert in der xy -Ebene.

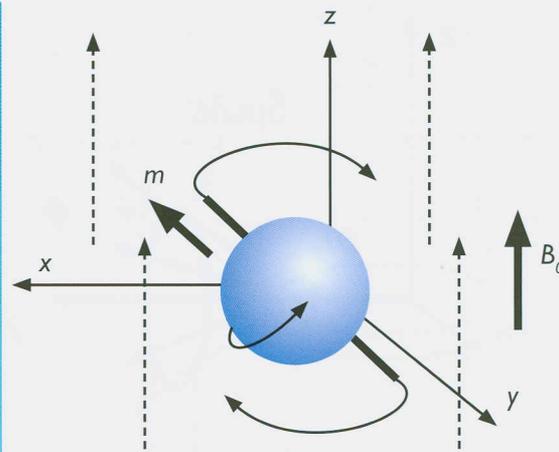


Abb. 1: Präzessionsbewegung der Kerndrehachse.

Für die Präzessionsbewegung des Kernspins existiert eine Resonanzfrequenz. Bei Atomkernen (aber auch beim Elektron) wird diese Eigenfrequenz Larmorfrequenz genannt. Sie hängt von der Stärke des eingepprägten Magnetfeldes und vom Aufbau des Kerns ab. Die in der medizinischen Anwendung relevanten Wechselfelder liegen im Ultrakurzwellen-Bereich (Wasserstoff bei 1 Tesla 42,58 MHz). Durch die Wahl der Stärke des ersten (statischen) Feldes und die Wahl der Frequenz des Transversalfeldes kann sehr genau bestimmt werden, welche Kerne in Resonanz geraten sollen. Durch diesen Resonanzeffekt wird das makroskopische magnetische Moment des Kerns um 90° in die xy -Ebene gekippt und rotiert präzedierend mit dem Transversalfeld^[2, 4, 10].

Bei Abschalten des transversalen Wechselfeldes, welches das magnetische Moment des Kerns um 90° gekippt hat, rotiert der Kern weiter in der xy -Ebene. Wird nun eine Spule in die Nähe des rotierenden magnetischen Moments gebracht, so wird in dieser eine Spannung induziert (Abb. 2). Da die Messspulen gewöhnlich normal auf der xy -Ebene stehen, ist die gemessene Spannung proportional zur Quermagnetisierung des magnetischen Momentes. Mit einer Folge von HF-Impulsen des Transversalfeldes in einem Körper, der in einem starken Magnetfeld liegt, kann eine rotierende Quermagnetisierung erzeugt werden, die sich aus den Quermagnetisierungen der einzelnen Kerne zusammensetzt. Diese Quermagnetisierung ist vom Ort und vom Gewebetyp abhängig. Für die Differenzierungen unterschiedlicher Gewebearten erfolgt weiterhin eine Differenzierung der Relaxationszeiten (T1 und T2).

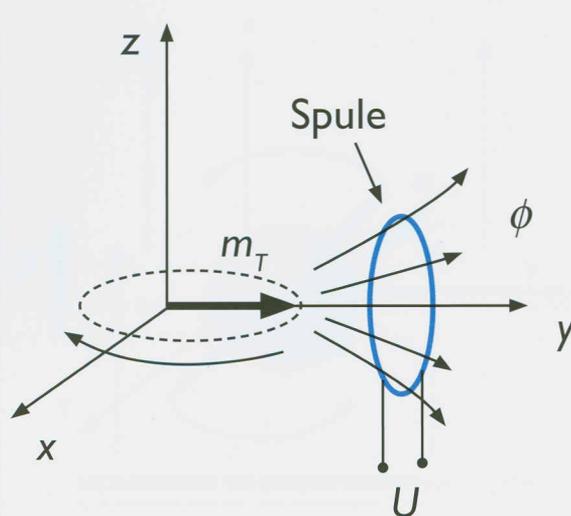


Abb. 2: Der magnetische Fluss des rotierenden Dipols induziert in der Messspule eine Spannung.

Spin-Gitter-Relaxation (Längsrelaxation T1)

Durch Einbringen eines Hochfrequenzsignals können Kerne zur Präzession angeregt werden. Wird dieses Signal in der xy -Ebene ausreichend lange eingebracht, präzedieren alle Kerne in der xy -Ebene und die z -Komponente der Magnetisierung nimmt den Wert Null an. Bei Abstellen des Signals kommt es durch Wechselwirkung mit den umgebenden Atomen (die am „vibriierenden“ Gitter hängen, d. h. die Energie kommt vom Gitter über die Atome zu den Kernen) zu einer Relaxation (Spin-Gitter-Relaxation): Die Magnetisierungsvektoren richten sich wieder entlang des statischen Feldes aus. Diese Ausrichtung erfolgt exponentiell. Der Zeitraum, in dem die „vibriierenden“ Gitter circa 63 % ihres Ausgangswertes wieder erreichen, wird Spin-Gitter-Relaxationszeit oder auch T1-Zeit genannt.

Die T1-Zeiten in reinen, niedrigviskosen Flüssigkeiten wie z. B. Wasser liegen meist im Bereich von einigen Sekunden. Flüssigkeiten mit höherer Viskosität wie beispielsweise Öle oder Wasser in strukturierten Systemen wie z. B. Gelen, porösen Materialien oder Gewebe weisen im Allgemeinen kürzere T1-Zeiten auf. In hoch geordneten Festkörpern werden hingegen sehr lange Relaxationszeiten gefunden, die im Bereich von Stunden liegen können. Solche Materialien spielen jedoch wegen der kurzen T2-Zeiten in Festkörpern für die konventionelle MRT keine Rolle.

Typische Werte für T1 im menschlichen Gewebe liegen zwischen einigen Sekunden für Körperflüssigkeiten wie Blut oder Hirnwasser (Liquor) und circa 100 ms für Körperfett^[1].

Spin-Spin-Relaxation (Querrelaxationszeit T2)

Die Quermagnetisierung eines Spin-Ensembles zerfällt und steigt durch die Wechselwirkung mit benachbarten Atomen. Hierbei ist es allerdings die sogenannte Spin-Spin-Wechselwirkung, die für die Dephasierung verantwortlich ist, jedoch exponential zeitabhängig ist (T2).

Oft nimmt die Quermagnetisierung in der xy -Ebene viel schneller ab, als durch die Spin-Spin-Wechselwirkung erklärbar ist. Die Ursache hierfür liegt darin, dass bei einer MR-Aufnahme über ein Volumenelement gemittelt wird, in dem das äußere Magnetfeld nicht konstant, sondern inhomogen ist. Nach Wegnahme des HF-Signals verschieben sich die Phasen der Kerne untereinander und die xy -Komponenten der einzelnen Kerne laufen auseinander.

Die T2-Zeit hängt von der chemischen Bindung des Wasserstoffs ab und ist daher für jede Gewebart unterschiedlich. Tumorgewebe hat z. B. meist eine längere T2-Zeit als normales Muskelgewebe. Eine T2-gewichtete Messung stellt den Tumor darum heller als seine Umgebung dar.

Untersuchungstechniken

Zum besseren Verständnis wird hier das Prinzip der einfachsten, sogenannten Spin-Echo-Sequenz kurz skizziert. Eine Sequenz ist in diesem Zusammenhang eine Kombination aus Radioimpulsen und Magnetfeldern bestimmter Frequenz beziehungsweise Stärke, die vielfach in jeder Sekunde in vorgegebener Reihenfolge ein- und ausgeschaltet werden.

Zu Beginn steht wie bereits erwähnt der sogenannte Anregungsimpuls. Wird über die Sendeantenne ein Radiowellenimpuls der passenden Frequenz (Larmor-Frequenz) eingestrahlt, werden die Spinnachsen quer zum äußeren Magnetfeld ausgelenkt und beginnen um die ursprüngliche Achse zu kreisen (Präzession). Die präzedierenden Dipole bilden winzige

Sender und strahlen die Radioenergie ab, während sie sich wieder aufrichten. Dieses Radiosignal kann außerhalb des Körpers gemessen werden. Durch geeignete Rephasierungs-Impulse kann bewirkt werden, dass die Spins zum Zeitpunkt der Messung wieder genau in der gleichen Phase sind. Die Signalstärke hängt dabei nicht von der T2-Relaxationszeit ab, sondern von der T1-Relaxationszeit. Die T1-Zeit ist deutlich (20 x) länger als die T2-Zeit. T1-gewichtete Messsequenzen erlauben wegen des stärkeren Signals eine bessere Ortsauflösung, aber einen geringeren Gewebekontrast als T2-gewichtete Bilder.

Eine klinische MRT-Untersuchung umfasst im Allgemeinen stets T1- und T2-gewichtete Bildserien in mindestens zwei räumlichen Ebenen. Um die Signale den einzelnen Volumenelementen (Voxeln) zuordnen zu können, wird mit linear ortsabhängigen Magnetfeldern (Gradientenfeldern) eine Ortskodierung erzeugt. Ein Gradient liegt bei der Anregung an und stellt sicher, dass nur eine einzelne Schicht des Körpers die passende Larmorfrequenz besitzt, also nur die Spins dieser Schicht ausgelenkt werden (Schichtselektionsgradient). Ein zweiter Gradient quer zum ersten wird nach der Anregung kurz eingeschaltet und bewirkt eine kontrollierte Dephasierung der Spins dergestalt, dass in jeder Bildzeile die Präzession der Spins in einer anderen Phasenlage vorliegt (Phasenkodiergradient). Der dritte Gradient wird während der Messung rechtwinklig zu den beiden anderen geschaltet und sorgt dafür, dass die Spins jeder Bildspalte eine andere Präzessionsgeschwindigkeit aufweisen und somit eine andere Larmorfrequenz senden (Auslesegradient, Frequenzkodiergradient).

Alle drei Gradienten zusammen bewirken also eine Kodierung des Signals in drei Raumebenen. Das empfangene Signal gehört zu einer bestimmten Schicht des Körpers und enthält eine Kombination aus Frequenz- und Phasenkodierung, die der Computer mit einer Fourier-Transformation in ein zweidimensionales Bild umrechnen kann^[3, 10].

Bildbeurteilung

Die Signalstärke der Voxel wird in Grauwerten kodiert abgebildet. Da sie von zahlreichen Parametern abhängt (z. B. der Magnetfeldstärke), existieren

keine Normwerte für das Signal bestimmter Gewebe und keine definierte Einheit vergleichbar den Hounsfield-Units bei der Computertomografie (CT). Die Bildinterpretation stützt sich stattdessen auf den Gesamtkontrast, die jeweilige Gewichtung (syn.: Wichtung) der Messequenz und die Signalunterschiede zwischen bekannten und unbekanntem Geweben. Im Befund wird daher bei der Beschreibung einer Läsion nicht von hell oder dunkel gesprochen, sondern von hyperintens für signalreich, hell und von hypointens für signalarm, dunkel^[2, 4, 10].

Klinische Indikationen und Fragestellungen

Im Rahmen der zahnärztlichen Tätigkeit kann mithilfe der Röntgenstrahlen ein großes Spektrum an Fragestellungen abgedeckt werden. Aufgrund der Strahlenbelastung wird heute eine Reduktion der Strahlendosis durch spezifische Untersuchungsprogramme (CT sowie DVT) angestrebt. Im Rahmen der genannten Untersuchungstechniken kann die Strahlenabsorption im Gewebe dargestellt werden. Die Untersuchungstechniken haben sich in Geweben mit hohem Dichteunterschied zur Umgebung etabliert. Die nicht invasive Darstellung von nicht knöchernen Gewebestrukturen kann mittels MRT ortsbezogen und gewebespezifisch aufgezeigt werden. Andere Untersuchungstechniken wie z. B. Sonografie und Szintigrafie sollen hier nicht erörtert werden.

Die häufigste zahnärztliche Fragestellung im Rahmen der MRT-Diagnostik ist die dynamische Darstellung der Kiefergelenke (Abb. 3 und 4). In diesem Untersuchungsablauf wird zwischen statischen Bild Datensätzen (laterale und sagittale Schichtung) des jeweiligen Kiefergelenkes in zentrischer oder ggf. therapeutischer Position (Schiene) differenziert. Ein weiterer Aspekt der Untersuchung der Kiefergelenke beruht in der dynamischen Darstellung des Diskus-Kollum-Komplexes bei Mundöffnungsbewegungen. Dieser Ablauf kann mit Einzelsequenzen (halbdynamisch) mit definierten Mundöffnungsschritten dokumentiert werden. Des Weiteren kann mithilfe der Hochfrequenz Cine-Sequenzen eine Echtzeitdarstellung der Bewegung erstellt werden. Diese Echtzeitdarstellungen werden u. a. bei der dynamischen Darstellung der Herzfunktion angewandt^[5, 8].

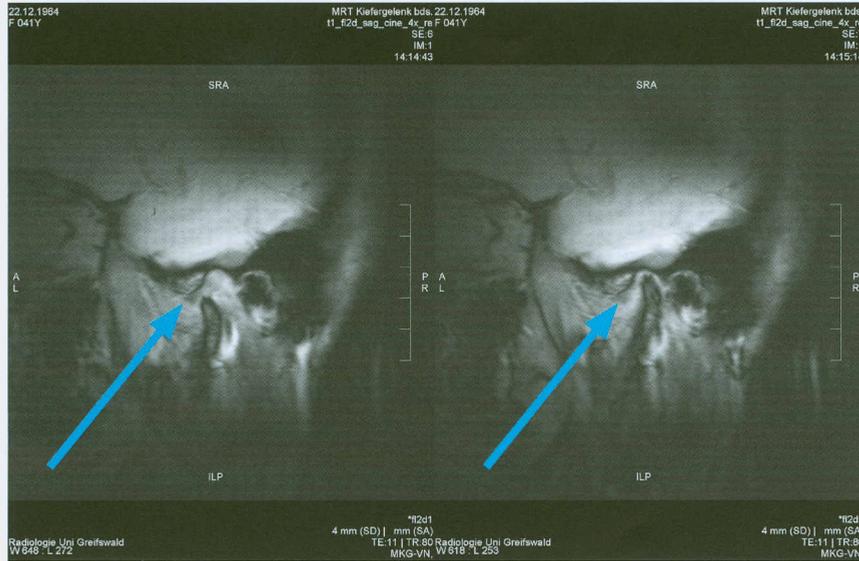


Abb. 3: Arthropathia deformans – Kiefergelenkdarstellung von lateral mit regel-rechter Stellung bei max. Mundöffnung (l.) und geschlossene Stellung mit anteriorer Diskusdislokation (r.) (Bildquelle: Institut für Diagnostische Radiologie der Universität Greifswald, Prof. Dr. Norbert Hosten).

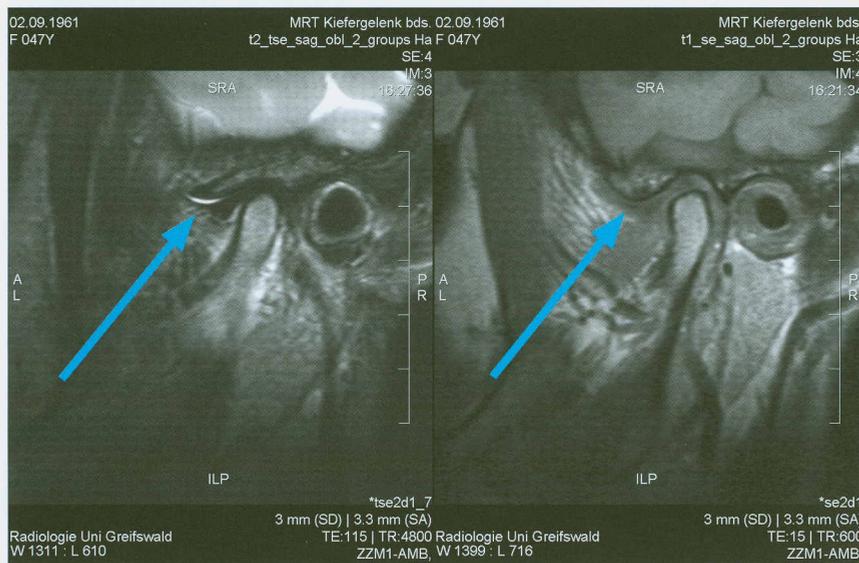


Abb. 4: Reaktive Capsulitis des Kiefergelenkes mit Flüssigkeitsansammlung im vorderen Gelenkspalt (Bildquelle: Institut für Diagnostische Radiologie der Universität Greifswald, Prof. Dr. Norbert Hosten).

Darstellung des Mundbodens, der Kaumuskelatur sowie der umgebenden Weichgewebe

Eine paraklinische Bildgebung der umgebenden Weichgewebe des Mundbodens sowie der Kaumuskelatur kann nur mithilfe der MRT sowie der Sonografie erfolgen. Leider kann bis zum heutigen Tag die Sonografie nur zur lokalen Darstellung kleinerer Are-

ale genutzt werden. Insbesondere die 3D-Darstellung suspekter Raumforderungen und Neoplasien kann mithilfe der Sonografie nicht vollständig erfasst werden. Des Weiteren kann durch Kontrastmittelgabe eine Rekonstruktion des Gefäßsystems vollzogen werden^[7, 12]. Die Anzahl der Tumore der Kopf-Hals-Region ist in den letzten Jahren deutlich zunehmend. Es werden unterschiedliche Ursachen für die Entstehung maligner Veränderungen diskutiert. Im Rahmen der Basisdiagnostik sowie der Tumornachkontrollen konnten mithilfe der 3D-Bildgebung Entscheidungen bezüglich der OP-Planungen und des Umfangs der Tumorresektion gefällt werden. Neuerdings können auch in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie navigierte Tumorresektionen durchgeführt werden. Bei diesen Eingriffen ist eine hochauflösende dreidimensionale Bildgebung ggf. mit Überlagerung von CT- sowie MRT-Bildern sinnvoll (Abb. 5). Die Navigationssysteme sind der Neurochirurgie entlehnt und modifiziert worden. Die Differenzierung von neoplastischem Gewebe zum umgebenden Weichgewebe

beziehungsweise knöchernen Strukturen kann mithilfe der MRT vorteilhaft umgesetzt werden. Im Rahmen der langfristigen postoperativen Nachkontrollen wird mit der MRT eine nicht invasive Bildgebung angestrebt. Ein Lokalrezidiv sowie lokale Lymphknotenmetastasen werden ausgeschlossen^[1, 6, 13, 15].

Die Literaturliste kann bei der Redaktion angefordert werden.



Abb. 5: Ausgedehntes Lipoblastom des rechten Unterkiefers mit partieller Infiltration der Kieferhöhle in T1- (r.) und T2-Darstellung (l.) (Bildquelle: Institut für Diagnostische Radiologie der Universität Greifswald, Prof. Dr. Norbert Hosten).

Dr. Christian Lucas

Greifswald, Deutschland

■ 1995-2000 Studium der Zahnmedizin an der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald
 ■ seit 2001 Weiterbildungsassistent an der Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität Greifswald
 ■ seit 2004 Teilzeittätigkeit im Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde im Funktionsbereich Zahnärztliche Radiologie
 ■ 2006 Promotion zum Dr. med. dent. und Fachzahnarztanerkennung für Oralchirurgie
 ■ Tätigkeitsschwerpunkte: Orofazialer Schmerz, Kiefergelenksdiagnostik, präimplantologische Chirurgie, Implantologie, zahnärztliche Röntgendiagnostik (konventionell und Volumentomografie)
 Weiterbildungstätigkeiten: Notfallkurse, Curriculum Implantologie, Akupunktur



Kontakt: lucas@uni-greifswald.de