

4. Diskussion

Bei den bildgebenden Verfahren zur Diagnostik von „Craniomandibulären Dysfunktionen“, insbesondere dem Internal Derangement, Traumata, tumorösen Prozessen und Entzündungen des Kiefergelenks, hat sich die MRT mit der Magnetfeldstärke 1,5 Tesla in den letzten Jahren als Goldstandard etabliert. Es werden gegenwärtig spezielle Oberflächenspulen mit einem Durchmesser von 3 Zoll für die Kiefergelenkdiagnostik verwendet. Die MRT der Kiefergelenke ist nach klinischer Untersuchung, aber auch zur Therapiekontrolle [48] das adäquate diagnostische Instrument [13].

4.1 Methodendiskussion

Verwendung eines 3,0-Tesla-Hochfeld-Magnetresonanztomographen

In der Literatur sind bis zum heutigen Zeitpunkt noch keine MR-Aufnahmen des Kiefergelenks mit einem 3,0-Tesla-Hochfeld-Magnetresonanztomographen beschrieben worden. Es fanden bisher nur Untersuchungen in vitro oder im Tiermodell, jedoch mit wesentlich höheren Feldstärken, statt. So haben Ahn et al. schon 1991 [49] mikroskopische diffusionsgewichtete Aufnahmen mit einem 7,0-T-MRT an der Universität von Kalifornien durchgeführt. El Gammal und seine Mitarbeiter haben Aufnahmen von der Haut zur Tumordiagnostik mit einem 9,4-T-System und einem Gradientenfeld von 11,7 G/cm gewonnen. Er fand heraus, dass mit einer hohen Auflösung infolge großer Magnetfeldstärke und dem entsprechenden Gradientenfeld die Diagnostik von Hauttumoren möglich ist [50]. Durch diese Erkenntnisse lag es nahe zu vermuten, dass schon eine Verdopplung der Magnetfeldstärke von 1,5 T auf 3,0 T zu einer Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses führt, was wiederum die Kontrastdarstellung des Diskus, der einstrahlenden Bänder, der Muskeln, der Knorpeloberflächen sowie der umgebenden Gewebe verbessert. Durch das starke Gradientensystem war mit einer Verbesserung der Ortsauflösung zu rechnen. Dadurch ist es möglich, auch feinste Strukturen des Diskus, der Kiefergelenkkapsel und der bilaminären Zone darzustellen und pathologische Veränderungen zu diagnostizieren. Mit steigender Feldstärke ist auch mit steigenden Nebenwirkungen bzw. Kontraindikationen zu rechnen. So sollen Patienten, die Implantate oder Prothesen im

Körper tragen, die für das 1,5-T-System zugelassen sind, nicht ohne genaue medizinische Prüfung in dem 3,0-T-System untersucht werden. Es gibt Untersuchungen von Shellock et al., die beweisen, dass zugelassene Implantate und Prothesen unter der Magnetfeldstärke von 3,0 T interagieren [40].

Das wissenschaftliche Ziel für weitere Aufnahmen im 3,0-T-Gerät und der 4-cm-Oberflächenspule muss die Erhöhung der Bildauflösung auf 512^2 Pixel sein, ohne dass die Messzeit verlängert oder das SNR verschlechtert wird. Außerdem sollte eine zweite 4-cm-Oberflächenspule für das gegenüberliegende Kiefergelenk und eine Montagevorrichtung verwendet werden. Dies ist aus dem Grunde sinnvoll, damit beide Messungen gleichzeitig durchgeführt werden können. Hiermit wird einerseits eine viel schnellere Messzeit erreicht. Zum anderen ist die Fehlerquote eindeutig geringer, da ein erneutes Fixieren der Oberflächenspule auf der gegenüberliegenden Seite entfällt. Zudem bedeutet diese Ersparnis für den Patienten gleichzeitig einen viel größeren Komfort.

Verwendung einer 4-cm-Oberflächenspule

Das allgegenwärtige Rauschen begrenzt die technisch mögliche räumliche Auflösung. Hierzu wurde für das 3-Tesla-System eine optimierte Untersuchungstechnik entwickelt, die die Vorteile des Hochfeldsystems ausnutzt. Es wurde für die Messungen im 3,0-T-Gerät eine 4-cm-Oberflächenspule verwendet. Sie ist für die Augendiagnostik konzipiert worden, also für Strukturen, die sehr nah an der Hautoberfläche liegen. Das Kiefergelenk ist innerhalb der ersten drei Zentimeter unter der Hautoberfläche lokalisiert [34]. Diese Struktur befindet sich damit genau im optimalen Empfangsbereich der Oberflächenspule. Das Verwenden der 4-cm-Oberflächenspule in Verbindung mit dem 3,0-T-System führte zu einem wesentlich verbesserten Signal-Rausch-Verhältnis. So sind in sagittaler Projektion 50 % (Median) aller SNR-Messungen, in beiden Unterkieferstellungen, mehr als doppelt so hoch. In coronarer Projektion in maximaler Mundöffnung sind 75 % aller Messungen mehr als dreimal so hoch als der Rauschabstand der Bilder des 1,5-T-Systems. Lemke schrieb 2006, dass im Vergleich zwischen 1,5 T und 3,0 T, unter Verwendung von einer 4-cm-Oberflächenspule (im 3,0-T-MRT), bei der Augendiagnostik zwar ein wesentlich höheres SNR bei 3,0 T resultiert, allerdings kam es zu keiner signifikanten Steigerung der Bildqualität [28]. In der

vorliegenden Arbeit kam es zu Gunsten des 3,0 T nicht nur zu einer signifikanten Erhöhung des SNR, sondern auch zur Steigerung der Bildqualität. Edelmann hat 2006 eine Studie veröffentlicht, in der er 3,0-T- und 1,5-T-Aufnahmen des Pankreas miteinander verglich. Er kam auch zu dem Ergebnis, dass das SNR durch das 3,0 T bei gleicher Sequenzeinstellung im 1,5 T verdoppelt werden kann [51]. Er schreibt, dass eine Verbesserung der Signalhomogenität nötig wäre, um die MR-Aufnahmen noch zu verbessern. In der vorliegenden Arbeit ist es gelungen, eine gute Signalhomogenität im 3,0 T zu erzielen, so dass die Artefakte minimiert wurden und reproduzierbare Ergebnisse resultierten. Kaufman publizierte 1989, dass das SNR gemessen werden muss, wenn man bildgebende Verfahren miteinander vergleicht. Allerdings ist das Signal-Rausch-Verhältnis nicht die ultimative Determinante für die diagnostische Bildqualität. Genauso wichtig ist das Fehlen von Artefakten und der Bildkontrast [52]. Deswegen wurde in dieser Arbeit nicht nur das SNR von 1,5 T und 3,0 T miteinander verglichen, sondern auch der qualitative und subjektive Bildeindruck.

Der Bereich der Ausleuchtung ist bei der 4-cm-Oberflächenspule geringer als bei der 3-Zoll-Oberflächenspule. Das bedeutet, dass es umso wichtiger ist, die Spule exakt mit dem Zentrum der Öffnung auf den Condylus zu platzieren. Dafür müssen die medizinisch-technischen Assistenten geschult werden. Für die 3,0-T-MR-Aufnahmen in max. Mundöffnung muss die Spule neu positioniert werden, weil sonst die Gefahr besteht, dass der Condylus zusammen mit dem Diskus und den dazugehörigen Strukturen (Gelenkkapsel, Muskeln etc.) außerhalb des Empfangsbereichs der Spule liegt. Im 1,5-T-System war es nicht notwendig, die 3-Zoll-Oberflächenspule bei Unterkieferstellungswechsel neu zu positionieren. Die 3-Zoll-Oberflächenspule „verzeiht“ leichte Positionierungsfehler. Ein weiterer Grund für die etwas einfachere Positionierung ist die Montagevorrichtung für die Phased-Array-Doppelspulen im 1,5-T-System.

Es war im Rahmen dieser Arbeit zu beobachten, dass die Aufnahmen der Patienten, die im Routine-Klinikbetrieb akquiriert wurden, zum Teil Positionierungsfehler aufwiesen. Diese Fehler wurden durch das Unwissen bzw. mangelnde Aufklärung der medizinisch-technischen Assistenzen (MTA) und/oder Zeitdruck im Klinikbetrieb verursacht. Dagegen wurden die Aufnahmen der Probanden unter nahezu optimalen

Bedingungen gemacht. Es bestand kein Zeitdruck und bei jeder Aufnahme war der Zahnarzt anwesend, der die genaue Position der 4-cm-Oberflächenspule sorgfältig ermittelte.

Kritische Betrachtung der Positionierung des Patienten

Die exakte Reposition der Kiefergelenkstellung in den jeweiligen Geräten ist nicht einfach. Die Messungen erfolgten in Rückenlage. Der Untersuchungsteilnehmer soll die Ruheschwebelage einnehmen. Das ist die Unterkieferposition, die zum Beispiel nach dem Schlucken unbewusst eingenommen wird. Die Zahnreihen haben in dieser Stellung einen Abstand von ca. 2-3 mm zueinander. Durch die Schwerkraft und das entspannte Liegen (einige Untersuchungsteilnehmer schliefen während der Aufnahmen sogar ein), ist es möglich, dass der Unterkiefer unbewusst nach dorsal rutscht, was die Condylusposition verändert. Somit war bei dem Vergleich zwischen 1,5 T und 3,0 T die Unterkieferposition nicht immer exakt zu reproduzieren. Es wurde bewusst die habituelle Interkuspitation nicht verwendet. In dieser Stellung haben die Zahnreihen durch Muskelkontraktionen Kontakt und dies kann zu Bewegungsartefakten oder einer veränderten Lage des Condylus führen.

Bei maximaler Mundöffnung ist die Unterkieferstellung etwas leichter zu reproduzieren. Der Mund wird maximal geöffnet und der Beißkeil wird so weit wie möglich nach distal entlang der Zahnreihe geschoben.

Bewegungsartefakte traten sehr selten auf. Wurde eine artefaktbedingte Beeinträchtigung erkannt, wurde die Sequenz wiederholt. Ursache für die Bewegungsartefakte war meistens das Schlucken. Besonders in maximaler Mundöffnung sammelte sich Speichel im Rachen und musste durch Schlucken beseitigt werden. Um eine Anhäufung der Artefakte zu verhindern war es nötig, die Messzeit so kurz wie möglich zu halten (ca. 3 Minuten).

Auswertungsbogen

Bei dem Auswerten der diagnostischen Kiefergelenkaufnahmen kam es darauf an, die Bewertungen so objektiv wie möglich durchzuführen. Dies ist durch die Verblindung der Aufnahmen erfolgt. Nach einigen Bewertungen konnte man jedoch die 1,5-T-Bilder und die 3,0-T-MR-Aufnahmen, trotz Verblindung, schon anhand der unterschiedlichen

Ausleuchtung der jeweiligen Spule erkennen. Des Weiteren zeigte sich eine Abhängigkeit der Bewertungen von der „Tagesform“ der Untersucher. Jedoch war die Tendenz der Benotung unbeeinflusst vom Zeitpunkt der Auswertung.

Im Vorfeld wurde versucht, die Untersucher (Radiologe/Zahnarzt) zu kalibrieren. Beide Untersucher waren an der Sequenzoptimierung beteiligt. Die einzelnen Bewertungskriterien wurden eindeutig erarbeitet, ebenso wie sie zu bewerten sind. Zusätzlich wurden MR-Aufnahmen von Kiefergelenken anhand eines Falles gemeinsam bewertet. Die Auswertungen erfolgten in getrennten Räumen und zu unterschiedlichen Zeiten. Die Bewertungen der Untersucher unterscheiden sich trotzdem vor allem in der Höhe der Noten.

Besonders im ersten Auswertungsteil war es wichtig, möglichst viele unterschiedliche anatomische Strukturen aufzuführen und zu bewerten. Der qualitative und subjektive Unterschied zwischen den MR-Aufnahmen des 1,5-T- und des 3,0-Tesla-Geräts wurde durch die hohe Anzahl der anatomischen Strukturen und ein sehr fein abgestimmtes Bewertungsschema, das schon minimale Unterschiede bewerten ließ, deutlich.

Der dritte Auswertungsteil stellt deskriptiv in Kreuztabellen dar, wie übereinstimmend der Zahnarzt und der Radiologe die Diagnosen der Condylusmorphologie, Diskusposition und Diskusluxation in den beiden MRT-Geräten gestellt haben. Es ist doch sehr bemerkenswert, wie unterschiedlich die Diagnosen ausgefallen sind. Bei physiologischen Befunden lag die Übereinstimmung der Diagnosen in den beiden Geräten noch zwischen 34,2 % und 53,2 % (siehe Tab. 14-16). Allerdings waren bei pathologischer Veränderung die Übereinstimmungen deutlich niedriger. Man kann erkennen, dass Befunde, die im 1,5 Tesla als physiologisch diagnostiziert worden sind, im 3,0 Tesla als pathologisch bewertet worden sind. Diese Ergebnisse zeigen, wie unterschiedlich die Detailgenauigkeit der MR-Aufnahmen der beiden MRT-Geräte ist, so dass es teilweise zu unterschiedlichen Diagnosen kam.

4.2 Ergebnisdiskussion

Erster Auswertungsteil

Um die Vielzahl der Ergebnisse aus dem doch sehr umfangreichen Bewertungsbogen übersichtlich statistisch auszuwerten, wurden anstatt einer dreifaktoriellen (Faktor 1 =

Rater; Faktor 2 = Tesla und Faktor 3 = Stellung) nichtparametrischen Analyse zwei zweifaktorielle Analysen verwendet. Sie dienten der Übersichtlichkeit und der leichteren Berechnung und Erklärung von Wechselwirkungen.

Mit der statistischen Auswertung durch die beiden zweifaktoriellen nichtparametrischen Analysen konnte statistisch gezeigt werden, dass die meisten der anatomischen Hauptgruppen im Vergleich der beiden MRT-Geräte, der Untersucher und der Unterkieferstellungen unterschiedlich bewertet wurden bzw. Unterschiede aufwiesen.

Erste zweifaktorielle Analyse

So wurde im ersten zweifaktoriellen Ansatz bei 22 von 28 Bewertungsmerkmalen (ca. 79 %) die Alternativhypothese H_{1F2} (F_1 = Rater; F_2 = Tesla) angenommen (siehe Tab. 9). Nach Auswertung der Boxplots wurden von den 22 Bewertungsmerkmalen die bilaminäre Zone, die Gelenkkompartimente in sagittaler Projektion, die knöchernen Strukturen (coronare Projektion), der Diskus (coronare Projektion), die Kiefergelenkkompartimente (coronare Projektion), die muskulären Strukturen (coronare Projektion) und die knorpeligen Gelenkanteile (coronare Projektion) von beiden Untersuchern im 3,0 T höher beurteilt. Das Ligamentum laterale und der mediale Kapselanteil konnten in coronarer Projektion sowohl im 1,5-T-System (mit modifizierter PD) als auch im 3,0 T gut dargestellt werden. Jäger et al. schrieben 2001, dass das mediale und laterale Kollateralband meist nur schlecht mit dem MRT zu visualisieren sei [4]. Mit den Aufnahmen des 3,0-T-Geräts war die Visualisierung dieser Strukturen gut möglich.

Lediglich in Ruheschwebelage und maximaler Mundöffnung wurden bei der knöchernen Struktur in sagittaler Projektion, der muskulären Struktur in coronarer Projektion und dem retroartikulären plastischen Polster keine signifikanten Unterschiede errechnet.

Bei Betrachtung der Unterschiede zwischen den Bewertungen der beiden Untersucher wurde bei 21 der 28 Bewertungsmerkmale (ca. 75 %) ein Unterschied statistisch ermittelt. Durch Auswertung der Boxplots kann man erkennen, dass der Radiologe bis auf die Capsula articularis, die Gelenkkompartimente sagittal und die ligamentären Strukturen immer höher als der Zahnarzt bewertet hat. Es wurden keine Unterschiede

zwischen den beiden Untersuchern, gemittelt über die MR-Geräte, bei folgenden Bewertungsmerkmalen ermittelt: In Ruheschwebelage der Diskus (coronare Projektion) und die muskulären Strukturen (coronare Projektion) sowie bei maximaler Mundöffnung die Gelenkkompartimente (sagittale Projektion), das retroartikuläre plastische Polster, der Diskus (coronare Projektion), die muskuläre Struktur (coronare Projektion) und die Gelenkknorpel (sagittale Projektion).

Als Ergebnis bleibt festzuhalten: Die Aufnahmen wurden tendenziell ähnlich beurteilt, jedoch sind trotz Kalibrierung der Untersucher die differenzierten Bewertungen sehr abweichend. Das ist bei der Vielzahl der Bewertungen außerordentlich schwierig und auch nicht zu erwarten gewesen. Als Schlussfolgerung kann aber gelten: Gleich diagnostizierte anatomische Strukturen, gemittelt über die MR-Geräte, sind leicht erkennbar und dadurch eindeutig zu bewerten.

Zweite zweifaktorielle Analyse

Bei der zweiten statistischen Analyse (siehe Tab. 10) wurde bei der Hälfte der Bewertungsmerkmale ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Unterkieferstellungen ermittelt. Besonders die bilaminäre Zone (sagittal), das retroartikuläre plastische Polster (sagittal), die Gelenkkompartimente (coronar) und die ligamentären Strukturen (coronar) bei maximaler Mundöffnung sind besser zu erkennen. Das liegt u. a. daran, dass die o. a. Strukturen bei der maximalen Mundöffnung, bei der sich der Unterkiefer nach anterior auf das Tuberculum articulare verlagert, gespannt sind. In coronarer Projektion dagegen kann man das Ligamentum laterale und den medialen Kapselanteil in maximaler Mundöffnung besser erkennen, weil der Diskus zwischen Condylus und Tuberculum articulare komprimiert wird und dadurch die Bänder nach lateral bzw. medial gedrückt werden. Dies zeigt wie wichtig es ist, dass MR-Aufnahmen mit unterschiedlichen Unterkieferpositionen akquiriert werden.

Es wurde auch zusätzlich der Unterschied der beiden Tesla-Geräte gemittelt über die Stellung für jeden Untersucher separat analysiert. Der Zahnarzt bewertete das 3,0-T-Gerät bei 10 von 14 Bewertungsmerkmalen (71,4 %) besser als das 1,5 T. Der Radiologe beurteilte bei 10 von 14 Bewertungsmerkmalen die Aufnahmen des 3,0 T höher als die Aufnahmen des 1,5-T-Geräts.

Zweiter Auswertungsteil

In diesem Auswertungsteil wurde die Bildqualität in toto beurteilt. Hier wurden ebenfalls beide zweifaktoriellen Analysen durchgeführt. Dieser Auswertungsteil diente dazu, den Gesamteindruck der MR-Aufnahmen von den jeweiligen MR-Systemen in den beiden Unterkieferpositionen wiederzugeben. Es wurde auch hier deutlich, dass die MR-Aufnahmen, die mit dem 3,0-Tesla-Gerät gemacht worden sind, eine höhere Bildqualität aufweisen.

Dritter Auswertungsteil

Das Signal-Rausch-Verhältnis wurde durch die Verwendung des 3,0-T-MRT in beiden Unterkieferpositionen mehr als verdoppelt. Der im Vergleich zum 1,5-T-MRT sehr hohe Rauschabstand wurde u. a. durch die Verdopplung der Magnetfeldstärke, die Verwendung der 4-cm-Oberflächenspule und durch die Optimierung des Sequenzprotokolls erreicht.

Vierter Auswertungsteil

Der vierte Auswertungsteil zeigt, dass die Befunde der beiden Untersucher im Vergleich der beiden MR-Systeme sehr unterschiedlich sind. Zum Beispiel weist die Morphologie des Condylus, die im 1,5 T physiologisch aussieht, bei ca. 10 % der Fälle im 3,0-Tesla-Gerät eine anteriore Abflachung auf. Ebenso wurde bei der Diagnostik der Diskusposition in nur ca. 50 % der gleichen Fälle die Diskusposition in beiden MR-Systemen als physiologisch betrachtet. Auch dort gab es Abweichungen (siehe Tab. 15).

Im Bereich der transversalen Diskusverlagerung wurde nur etwas mehr als ein Drittel der Kiefergelenke im 1,5-T-Gerät und im 3,0-T-Gerät als physiologisch betrachtet. (siehe Tab. 16). Bei dem Radiologen waren es ca. 50 %. Die Höhe der Übereinstimmungen und Abweichungen lässt sich aus den Tabellen 14-16 entnehmen. Diese Abweichungen machen noch einmal deutlich wie wichtig es ist, dass die Qualität von diagnostischen Kiefergelenkaufnahmen in der Kernspintomographie weiter gesteigert wird. Durch Qualitätssteigerung lassen sich zuverlässige und reproduzierbare Ergebnisse erzielen. Es herrscht Übereinstimmung mit Rammelsberg, dass eine interdisziplinäre Auswertung der MR-Aufnahmen von erkrankten

Kiefergelenken durch den Radiologen und den Zahnarzt angestrebt werden sollte [6].

4.3 Ausblick

Schon heute werden dynamische MRT-Kiefergelenkuntersuchungen, so genannte „Cine-MRI“, mit konventionellen 1,5-T-Geräten durchgeführt. Die dynamische MRT ist zur statischen MRT eine sinnvolle Ergänzung und findet zunehmend Verwendung [53]. Leider ist die Bildqualität der dynamischen Aufnahmen im Vergleich zu den statischen Aufnahmen unterlegen. Die dynamische MRT würde viele Vorteile in Bezug auf die Kiefergelenkdiagnostik, speziell das Internal Derangements bieten. Vielleicht ist durch diese Arbeit, die durch Verwendung einer kleineren Oberflächenspule und einer höheren Magnetfeldstärke eine weitere Qualitätssteigerung der statischen MR-Aufnahmen geliefert hat, in naher Zukunft auch mit einer Verbesserung der dynamischen MR-Bildqualität zu rechnen. Allerdings müssen noch weitere Studien erfolgen, damit die „Cine-MRI“ weiter verbessert und ihr klinischer Nutzen bewiesen wird [54].

4.4 Schlussfolgerung

Durch die Verwendung eines 3,0-Tesla-Hochfeld-Magnetresonanztomographen in Verbindung mit einer 4-cm-Oberflächenspule werden die Bildqualität, der Bildkontrast und das Signal-Rausch-Verhältnis deutlich erhöht und wird die Messzeit gering gehalten. Dadurch können anatomische Strukturen des Kiefergelenks besser beurteilt und pathologische Veränderungen frühzeitig und präzise erkannt werden.

Diese Arbeit zeigt deutlich, dass nicht nur die Bildqualität Einfluss auf die Diagnostik hat, sondern auch die Faktoren Untersucher, Unterkieferstellung, Projektionsschicht und gut geschultes Personal entscheidend zu einer hochwertigen MR-Diagnostik beitragen. Bachmann et al. schreiben, dass die Verwendung einer Oberflächenspule im 3,0-T-MRT zur Diagnostik der Arteria carotidea interna möglich ist [55] und das SNR und die Bildauflösung höher sind als im 1,5 T. Diagnostische Kiefergelenkaufnahmen mit einer 4-cm-Oberflächenspule sind nicht nur möglich, sie sind auch den Aufnahmen des 1,5-T-MRT überlegen. 2003 schrieb Moser, dass das 3,0 T gerade beginnt sich als klinische Untersuchungsmethode auszubilden [56]. Diese Arbeit beweist (2006), dass 3,0 T in der Kiefergelenkdiagnostik durchaus in der Lage ist 1,5 T zu ersetzen.

Durch die MR-Diagnostik von Kiefergelenkerkrankungen ist die chirurgische, maximalinvasive Arthroskopie in den allermeisten Fällen überflüssig geworden und wird sogar als obsolet betrachtet. Durch das 3,0-Tesla-System und die damit verbundenen Vorteile kann die MRT als ein Teil der Diagnostik von „Craniomandibulären Dysfunktionen“ mit Recht als Goldstandard bezeichnet werden. Allerdings müssen noch weitere technische Optimierungen vollzogen werden, um das volle Potential des 3,0-Tesla-Magnetresonanztomographen auszuschöpfen.