

MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIE IN DER ZAHNHEILKUNDE - HOCHAUFLÖSENDE
ZAHNMEDIZINISCHE ANWENDUNGEN IN DER MRT MIT EINER ENTWICKLUNG ZUR
BEWEGUNGSKORREKTUR



Dissertation zur Erlangung des naturwissenschaftlichen Doktorgrades der Bayerischen
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

ANDREAS HOPFGARTNER

aus Rosenheim

Würzburg – 2015

EINGEREICHT AM: 24.04.2015

BEI DER FAKULTÄT FÜR PHYSIK UND ASTRONOMIE

1. GUTACHTER: Prof. Dr. P. M. Jakob
2. GUTACHTER: Prof. Dr. H. Buhmann

DER DISSERTATION.

1. PRÜFER: Prof. Dr. P. M. Jakob
2. PRÜFER: Prof. Dr. H. Buhmann
3. PRÜFER: Prof. Dr. W. Kinzel

IM PROMOTIONSKOLLOQUIUM.

TAG DES PROMOTIONSKOLLOQUIUMS: 16.11.2015

DOKTORURKUNDE AUSGEHÄNDIGT AM:

*“Dummheit ist nicht wenig wissen, auch nicht wenig wissen wollen,
Dummheit ist: Glauben, genug zu wissen.”*

— Konfuzius

PUBLIKATIONEN

Im Projekt *dental-MRT* entwickelten sich in den Jahren 2009-2014 folgende Publikationen (jeweilige Beteiligung des Autors dabei hervorgehoben):

WISSENSCHAFTLICHE JOURNALE:

- **A.J. Hopfgartner**, F. Fidler, E.E. Munz, F.A. Breuer, J. Boldt, K. Rottner, E.J. Richter, P.M. Jakob (2015) "MoCoLoCo: 3D MR-based High-Accuracy Motion Correction" *Z Med Phys* (submitted)
- O. Tymofiyeva, S. Vägler, K. Rottner, J. Boldt, **A.J. Hopfgartner**, P.C. Proff, E.-J. Richter, P.M. Jakob (2013) "Influence of Dental Materials on Dental MRI" *DentoMaxilloFacial Radiology* 42(6):20120271
- **A.J. Hopfgartner**, O. Tymofiyeva, P. Ehses, K. Rottner, J. Boldt, E.-J. Richter, P.M. Jakob (2013) "Radial golden ratio-based dynamic MR imaging of the TMJ under physical load" *DentoMaxilloFacial Radiology* (in press)
- O. Tymofiyeva, P.C. Proff, K. Rottner, M. Düring, P.M. Jakob, E.J. Richter (2013) "Diagnosis of dental abnormalities in children using 3-dimensional magnetic resonance imaging" *J Oral Maxillofac Surg.* 71(7):1159-69
- O. Tymofiyeva, F. Schmid, M. Kienlin, F.A. Breuer, K. Rottner, J. Boldt, E.-J. Richter, P.M. Jakob (2011) "On precise localization of boundaries between extended uniform objects in MRI: tooth imaging as an example" *Magn Reson Mater Phy* 24(1):19-28.
- O. Tymofiyeva, K. Rottner, P.M. Jakob, E. Richter, and P. Proff (2010) "Three-dimensional localization of impacted teeth using magnetic resonance imaging" *Clinical oral investigations* 14:169-76.
- O. Tymofiyeva, J. Boldt, K. Rottner, F. Schmid, E. Richter, and P.M. Jakob (2009) "High-resolution 3D magnetic resonance imaging and quantification of carious lesions and dental pulp in vivo" *Magma* 22:365-74.
- O. Tymofiyeva, K. Rottner, D. Gareis, J. Boldt, F. Schmid, M. Lopez, E. Richter, and P. Jakob (2008) "In vivo MRI-based dental impression using an intraoral RF receiver coil." *Concepts in Magnetic Resonance Part B: Magnetic Resonance Engineering* 33B:244-251
- O. Tymofiyeva, P. Proff, E. Richter, P. Jakob, J. Fanghaenel, T. Gedrange, and K. Rottner (2007) "Correlation of MRT imaging with real-time axiography of TMJ clicks." *Ann Anatomy* 189:356-361.

DISSERTATIONEN UND DIPLOMARBEITEN:

- O. Tymofiyeva “Magnetic Resonance Imaging in Dental Medicine” 2011 PHD Thesis.
- C. Erhard “Vergleich von prospektiven Bewegungskorrektursystemen und Entwurf eines MR-kompatiblen Tools für die optische Bewegungskorrektur” 2010 Diploma Thesis
- E.E. Munz “Entwicklung einer Methode zur hochaufgelösten MR-basierten Echtzeit-Bewegungskorrektur” 2011 Diploma Thesis

KONFERENZBEITRÄGE:

Proc. ISMRM 2014, Mailand:

- J. Kreutner, [A.J. Hopfgartner](#), J. Boldt, K. Rottner, E.J. Richter, P.M. Jakob, D. Haddad “Accuracy of VIBE and TSE for High Resolution Imaging of the Mandibular Nerve” [Poster]

Proc. ISMRM 2013, Salt Lake City:

- J. Kreutner, [A.J. Hopfgartner](#), J. Boldt, K. Rottner, E.J. Richter, P.M. Jakob, D. Haddad “Imaging the Mandibular Nerve at High Isotropic Resolution using a Turbo Spin Echo with Local Look” [Poster]

Sonstige Kongresse 2013:

- P. Baumann, T. Widek, H. Merkens, J. Boldt, A. Petrovic, M. Urschler, B. Kirnbauer, N. Jakse, E. Scheurer “Dental age estimation of living persons: Comparison of dental MRI with conventional orthopantomogram” International Congress of I.O.F.O.S., Firenze, 29.-31.08.2008, Journal of Forensic Odontostomatology (2013). [Oral Communication]

Proc. ESMRMB 2013, Lissabon:

- [A.J. Hopfgartner](#), F. Fidler, E.E. Munz, J. Boldt, K. Rottner, E.J. Richter, P.M. Jakob “MoCoLoCo: 3D MR-based High-Resolution Motion Correction” [Oral Communications]

Proc. ISMRM 2012, Melbourne:

- [A.J. Hopfgartner](#), D.M. Grodzki, J. Boldt, K. Rottner, E.J. Richter, P.M. Jakob. “Dental Imaging with PETRA” [Poster]
- [A.J. Hopfgartner](#), E.E. Munz, F. Fidler, P.M. Jakob. “Motion Correction: MRI-based ultra-fast high-resolution 3D tracking” [Poster]
- E.E. Munz, [A.J. Hopfgartner](#), S. Raghuraman, T. Lanz, P.M. Jakob. “Motion-Tracking: Fast High-Resolution 2D Motion Quantification and Depiction of Shivering” [Poster]

- J. Kreutner, **A.J. Hopfgartner**, J. Boldt, K. Rottner, D. Haddad, E.J. Richter, P.M. Jakob. “In-vivo high-resolution MRI of the Jaw Bone” [Poster]
- P. Baumann, T. Widek, H. Merkens, J. Boldt, A. Petrovic, B. Kirnbauer, N. Jakse, E. Scheurer. “Dental age estimation of living persons: comparison of MRI with the gold standard, the orthopantomogram” [Poster]

Sonstige Kongresse 2012:

- P. Baumann, T. Widek, H. Merkens, J. Boldt, A. Petrovic, B. Kirnbauer, N. Jakse, E. Scheurer “Dental age estimation of living persons: comparison of dental MRI with conventional orthopantomogram” 22nd Congress of the IALM, Istanbul, 5.-8. Juli 2012, Int J Legal Med 126:57 (2012) [Oral Communication]

Proc. ISMRM 2011, Montreal:

- **A.J. Hopfgartner**, J. Boldt, K. Rottner, E.J. Richter, P.M. Jakob “3D MRI impression of metal implant scan abutment in dental implantology” (Poster)

Proc. ISMRM/ESMRMB 2010, Stockholm:

- **A.J. Hopfgartner**, J. Boldt, O. Tymofiyeva, P. Ehses, K. Rottner, E.J. Richter, P.M. Jakob “Real-time imaging of the temporomandibular joint motion based on golden ratio radial MRI” [Poster]

Proc. ESMRMB 2009, Antalya:

- **A.J. Hopfgartner**, J. Boldt, O. Tymofiyeva, P. Ehses, K. Rottner, E.J. Richter, P.M. Jakob “Radial Dynamic MRI of the temporomandibular joint” [Poster]

“Es ist ein lobenswerter Brauch: Wer Gutes bekommt, der bedankt sich auch.”

— Wilhelm Busch

DANKSAGUNG

Nach vielen Jahren intensiver Arbeit liegt sie nun vor Ihnen: meine Dissertation. Eine wissenschaftliche Arbeit ist nie das Werk einer einzelnen Person, deshalb ist es jetzt an der Zeit mich bei allen Menschen zu bedanken, die mir die Erstellung meiner Dissertation ermöglicht haben und mich in dieser spannenden Zeit begleitet haben.

Zu besonderem Dank bin ich meinen Professoren verpflichtet. Als Mentor und erster Gutachter hat mich Herr Professor Peter Jakob stets mit seinen grossartigen Ideen unterstützt und mit seinem thematischen und wissenschaftlichen Hinweisen stets auf die eine gute Bahn gelenkt. Vielen Dank dafür, mein Doktorvater zu sein.

Professor Ernst-Jürgen Richter danke ich für die Ermöglichung der Arbeit im interdisziplinären Umfeld der Zahnheilkunde sowie für die Zusammenarbeit. Vielen Dank Ihnen für die grosse Geduld und die Unterstützung.

Ebenso geht mein Dank an meine ehemaligen Kommilitonen und Mitarbeiter, die mir in den vergangenen Jahren mit bereichernden Tipps und Diskussionsbeiträgen immer wieder neue Türen aufgestossen haben. Meinen wissenschaftlichen Kollegen am Institut für Physik und Astronomie der Universität Würzburg und der Zahnärztlichen Prothetik der Universitätsklinik Würzburg danke ich für die inspirierende und zielführenden Diskussionen, die einen sehr grossen Einfluss auf diese Dissertation hatten. Hier gilt mein ganz besonderer und herzlicher Dank den Dres Volker Herold, Felix Breuer, Florian Fidler und Daniel Stäb, die mich in wissenschaftlicher sowie in persönlicher Sicht in meiner Entwicklung während meiner wissenschaftlichen Laufbahn gestärkt und geprägt haben.

Ein ebenso ganz besonderer Dank geht an meine Teamkollegen der Gruppe “dentale MRT”: Dr. Dr. Kurt Rottner und Dr. Julian Boldt und Dr. Olga Tymofyieva. Ich bedanke mich für die Zusammenarbeit, die wertvollen Gespräche und die damit verbundene unermüdliche Entwicklung von neuen und falls nötig unkonventionellen Ideen. Sehr herzlich möchte ich mich bei Dir - Dr. Julian Boldt - bedanken, dass Du immer ein offenes Ohr hattest, wenn es darum ging, mir zahnmedizinisches Wissen anzueignen! Ebenso für die Versorgung mit der nötigen Technik und den damit verbundenen Support.

Ich möchte mich bei Corinna Erhard und unserem “Mitarbeiter des Monats” Eberhard Munz für die inspirierende Zusammenarbeit als Diplomanden und die mit den Arbeiten verbundenen wertvollen Ergebnisse bedanken. Ihr habt das Projekt entscheidend unterstützt!

Ebenso ein Dankeschön gilt den Kollegen im Lötlabor bei der Hilfe zur Fertigung von dentalen Spulen. Vielen Dank euch für die Unterstützung und die

Bereitschaft, auch mal die eigenen Sachen liegen zu lassen, um einem unerfahrenen Kollegen zur Hilfe zu eilen!

Sabine Voll, auch Dir gilt ein besonderer Dank für die technische Unterstützung und die stets wundervolle Atmosphäre in unserem Zimmer E-089.

Danke auch an die Kollegen der Mechanik- und Elektronik-Werkstatt für die Ratschläge bei Design und Herstellung von Hardware und der technischen Umsetzung.

Ich durfte mich glücklich schätzen, wertvolle Unterstützung bei der Programmierung aus den Foren MR-IDEA und Matlab File Exchange zu beziehen, vielen Dank für die Bereitschaft, Wissen zu teilen.

Ebenso möchte ich mich bei unseren industriellen Partnern ([DeguDent GmbH](#), [3D-Labs](#), [Noras MRI products GmbH](#)) für die Zusammenarbeit, die Unterstützung und das Know-How bedanken.

Diese Liste liesse sich unendlich weit fortsetzen. Ich bedanke mich bei allen, die einen Anteil an meiner Dissertation hatten und mich in dieser Zeit unterstützt haben. Vielen Dank - liebe EP-5 - für die grossartige Zeit! Durch mehrere Filme, die zu phänomenalen Erfolg beim *ISMRM movie contest* geführt haben, habt ihr euch als Menschen erwiesen, mit denen man sich wünscht, zusammenzuarbeiten.

Eine herausragende Stellung in jeglicher Hinsicht nimmt meine liebe Familie ein, ohne Ihre liebevolle Fürsorge wäre diese Arbeit nicht zu dem geworden, wie sie heute vorliegt.

CONTENTS

I GRUNDLAGEN	1
1 EINLEITUNG	3
1.1 Motivation und Überblick	3
1.2 Struktur der Dissertation	6
2 PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN DER NMR	7
2.1 Historische Entwicklung	7
2.2 Physikalische Grundlagen	9
2.3 Signalerzeugung	12
2.4 Relaxation	13
2.5 Ortskodierung und k-Raum	14
2.5.1 Räumliche Kodierung	15
2.5.2 Fouriertransformation und k-Raum Konzept	17
2.5.3 Signal-Energie Verteilung	18
2.5.4 Signal-Rausch Verhältnis	19
2.5.5 Kontrast-Rausch Verhältnis	20
2.5.6 Spezifische Absorptionsrate	20
2.5.7 2D Multischicht und 3D Volumenbildgebung mit isotroper Auflösung	20
2.5.8 Translation und Rotation im k-Raum	21
2.6 Sequenzen	21
2.6.1 Gradientenecho	22
2.6.2 Spinecho	23
2.6.3 Sequenzen und Bildkontrast	23
2.7 k-Raum Trajektorien	24
3 ZAHNMEDIZINISCHE GRUNDLAGEN	27
3.1 Anatomie der Mundhöhle und Zähne	27
3.2 Anatomie des Kiefergelenks	28
3.2.1 Morphologie und Funktion	28
3.2.2 Erkrankungen	29
3.2.3 Ursachen	30
3.2.4 Symptome	31
3.2.5 Diagnostik	31
3.2.6 Therapie	32
3.3 Präparationsgrenze	32
3.4 Disziplinen der Zahnmedizin	33
3.5 Bildgebende Methoden in der zahnärztlichen Radiologie	34
II DENTALE MRT	37
4 CRANIOMANDIBULÄRE DYNAMISCHE BILDGEBUNG	39
4.1 Einleitung	39
4.2 Materialien und Methoden	39
4.2.1 Probanden	39

4.2.2	MRT-Bildgebungsprotokoll	40
4.2.3	Radiale Goldener-Winkel-basierte dynamische Bildgebung	41
4.3	Ergebnisse	43
4.4	Diskussion	45
4.5	Zusammenfassung	48
5	DENTOMAXILLÄRE BILDGEBUNG	49
5.1	Einleitung	49
5.2	Materialien und Methoden	50
5.2.1	Probanden	50
5.2.2	MRT Protokoll	50
5.2.3	Post-Processing	52
5.3	Ergebnisse	53
5.4	Diskussion	55
5.5	Zusammenfassung	59
6	BILDGEBUNG IN DER PROTHETIK - DENTALE ABFORMUNG	61
6.1	Einleitung	61
6.2	Materialien und Methoden	63
6.3	Ergebnisse	65
6.4	Diskussion	67
6.5	Zusammenfassung	68
	III BEWEGUNGSKORREKTUR IN DER MRT	69
7	DETEKTION UND KORREKTUR VON BEWEGUNGEN BEI MRT-MES- SUNGEN	71
7.1	Entstehung von Bewegungsartefakten	71
7.2	Bewegungskorrektur von MRT-Daten	73
7.3	Bewegungsklassifizierung	75
7.4	Minimierung von Bewegungsartefakten	76
7.5	Übersicht aktueller Bewegungskorrektur-Methoden	77
8	MRT-BASIERTE HOCH-AUFGEÖSTE BEWEGUNGSKORREKTUR	81
8.1	Einleitung	81
8.2	Materialien und Methoden	82
8.2.1	Übersicht und Konzept	82
8.2.2	MRT-Marker Entwicklung	84
8.2.3	Bild-basierte Navigator-Sequenz	85
8.2.4	Post-Processing Algorithmen	87
8.2.5	Simulationen	89
8.2.6	Experimentelle Parameter-Justierung und Verifikation durch ein Bewegungsphantom	90
8.2.7	Bewegungskorrektur von Phantom und <i>in-vivo</i> Messungen	90
8.3	Ergebnisse	93
8.4	Diskussion	97
8.5	Zusammenfassung	102
9	ERFASSUNG VON SEHR SCHNELLEN BEWEGUNGEN IN DER BILD- GEBUNG DER HAND	105
9.1	Einleitung	105
9.2	Materialien und Methoden	105

9.3	Ergebnisse	107
9.4	Diskussion	110
9.5	Zusammenfassung	110
10	ZUSAMMENFASSUNG	111
	LITERATURVERZEICHNIS	117

ABKÜRZUNGEN UND SYMBOLE

$\hbar \equiv \frac{h}{2\pi}$	Reduziertes Plancksches Wirkungsquantum
γ	Gyromagnetisches Verhältnis
k_B	Boltzmann Konstante
SNR	Signal-Rausch Verhältnis (signal-noise ratio)
CNR	Kontrast-Rausch Verhältnis (contrast-noise ratio)
FOV	<i>field-of-view</i> , Bildgebungsschicht
ROI	region-of-interest, Bildbereich
VOI	<i>volume-of-interest</i> , Bildgebungsvolumen
SAR	Spezifische Absorptionsrate
OPG	Orthophantomogramm
T_E	Echozeit
T_R	Repetitionszeit
T_A	Akquisitionszeit (gesamte Messdauer)
T_1	Spin-Gitter-Relaxation
$T_2(*)$	Spin-Spin-Relaxation
dMRT	Dentale MRT

Part 1

GRUNDLAGEN

Bevor die Hauptthemen der vorliegenden Dissertation - die Entwicklung und Verbesserung neuer Anwendungen im Bereich der dentalen Magnetresonanztomographie und eine Methode zur Bewegungskompensation - angegangen werden, wird in Teil 1 die Motivation der Arbeit vorgestellt. Ebenso werden die fundamentalen physikalischen Prinzipien vom Kernspin bis zur komplexen Magnetresonanz-Bildgebung behandelt. Abschließend findet sich auch ein Abschnitt mit den zur Verständnis der Arbeit nötigen zahnmedizinischen Grundlagen.

EINLEITUNG

“One can speculate how long it would have taken humanity to discover the magnetic field, if naturally occurring pieces of ferromagnetic iron from meteorites did not exist..”

— Malcolm H. Levitt (Spin Dynamics, Wiley)

Um die Kerninhalte der vorliegenden Dissertation hervorzuheben, enthält die Einleitung zwei Kapitel. Das erste Kapitel umfasst einen Überblick über die radiologisch relevanten Teilbereiche der Zahnmedizin, die sich für die MRT-Bildgebung eignen und im Verlauf der Arbeit aufgegriffen werden. Der zweite Abschnitt dient als Einführung durch die strukturelle und inhaltliche Gliederung der Dissertation.

1.1 MOTIVATION UND ÜBERBLICK

Die Magnetresonanztomographie (MRT), oder auch Kernspintomographie genannt, bietet sehr viele Anwendungsmöglichkeiten in der medizinischen Bildgebung und ihre Möglichkeiten scheinen bei weitem noch nicht ausgereizt zu sein. Die diagnostischen Bildgebungsverfahren der Wahl in der Zahnheilkunde, sowohl im 2D als auch 3D Bereich, basieren nach wie vor auf röntgenologische Techniken. Im Anwendungsbereich der Zahnheilkunde hat die MRT zwar bereits eine gewisse klinische Relevanz erreicht und ist dabei ihre Potentiale weiter aufzuzeigen, konnte sich letzten Endes aber noch nicht überzeugend durchsetzen. Dies liegt hauptsächlich am höheren Aufwand und an höheren Kosten einer MRT-Untersuchung. Ein großer Vorteil dabei für die Patienten: Die verglichen mit der Röntgendiagnostik deutlich reduzierte Strahlenbelastung. Da die MRT im Gegensatz zu Röntgenverfahren nicht auf ionisierender Strahlung basiert, ist sie für medizinische und ebenso für zahnmedizinische Fragestellungen in Zukunft eine hervorragende und vielversprechende Alternative.

Die MRT hat sich bei den Bildgebungsverfahren im Kopf-Hals-Bereich größtenteils durchgesetzt, da sie aufgrund ihrer Kontrasteigenschaften eine sehr gute Darstellung von Weichgeweben und Knochenmark ermöglicht. Auch deshalb steigt das Interesse am MRT in der Zahnmedizin, und die Zahl der Publikationen und Anwendungen in diesem Bereich nimmt stetig zu (obwohl dieser Bereich lange als ungünstig für die MRT betrachtet wurde). Dies ist unter anderem auch auf eine stetige Verbesserung der Methodik und technischen Entwicklung der MRT zurückzuführen.

Immer mehr Gruppen beschäftigen sich mit der Anpassung von Hard- und Software an neue Anforderungen und schnüren Pakete für spezielle Nischenanwendungen in der MRT, wie die dentale MRT (noch) eine ist. In den letzten

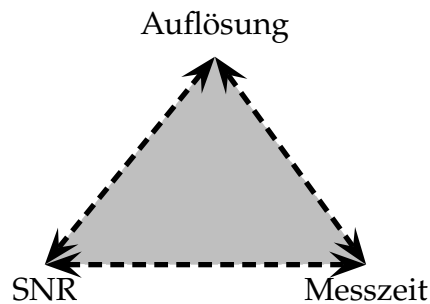


Abbildung 1.1: Zusammenhang der fundamentalen Größen in der MRT-Bildgebung. Die Verbesserung eines Parameters geht auf Kosten einer der anderen beiden Parameter.

10 Jahren wurde in Würzburg eine Arbeitsgruppe bestehend aus Mitarbeitern der Physik und Zahnmedizin aufgestellt und hat sich hauptsächlich mit der 3D Bildgebung von Zähnen für Anwendungen in der Prothetik und chirurgischen / therapeutischen Planung im dento-maxillären Bereich und der Darstellung von Karies beschäftigt. Ebenso war die Analyse von kranio-mandibulären Dysfunktionen ein wichtiges Forschungsthema.

In einigen Fällen, wie für die Diagnose von Erkrankungen des Kiefergelenks, ist die MRT bereits etabliert und bietet hervorragende Kontrasteigenschaften bei der Darstellung der Weichteilstrukturen.

Jedoch beeinflussen einige Materialien die Bildqualität negativ und können die Befundung der Bilder erschweren bis unmöglich gestalten. Zahnimplantate, Füllungsmaterialien oder kieferorthopädische Apparaturen können sich durch die sich von Gewebe drastisch unterscheidende magnetische Suszeptibilität in ausgeprägten Bildartefakten äußern. Einige Studien haben jedoch gezeigt, daß oft verwendete Materialien (z.B. Amalgam, Gold, einige Komposite) gar keine bzw. nur geringe Auswirkungen auf die Bildqualität zeigen [1]. Zur Vermeidung von Artefakten bei Metallstiften, großen Prothesen o. Ä. gibt es Kompensationsstrategien. Ein weiterer limitierender Faktor ist die begrenzte Sensitivität der MRT. Die Stärke des empfangenen Signals in der MRT beruht prinzipiell auf drei Größen (SNR, Auflösung und Messzeit), deren Gegenspiel in Abbildung 1.1 dargestellt ist. Versucht man eines der Bestandteile zu verbessern, so muss man Einbußen in einem der anderen Bestandteile hinnehmen. Erhöht man beispielsweise die Auflösung muss bei gleichbleibendem SNR die Messzeit dementsprechend verlängert werden. Die längere Messzeit bietet eine erhöhte Anfälligkeit für Bewegungsartefakte, da Patienten oft nicht in der Lage sind, über einen Zeitraum von länger als eine halbe Stunde die Position zu halten. Bei einer hohen Auflösung reichen schon kleinste Bewegungen wie die Atmung aus, um Bewegungsartefakte im MRT-Bild zu induzieren. Die Verhinderung, Korrektur oder Kompensation der Bewegungsartefakte in der hochauflösende Bildgebung ist einer der Hauptbestandteile der vorliegenden Arbeit.

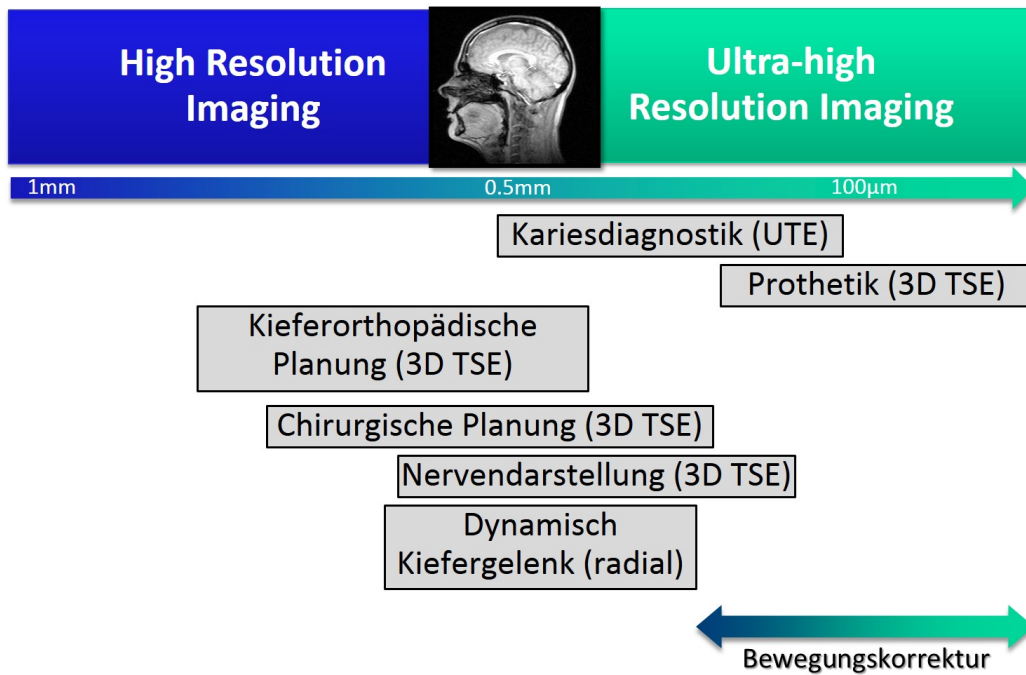


Abbildung 1.2: Auflösungsgebiete der Anwendungen in der dentalen Magnetresonanztomographie. Diagnostik im viszero-kranialen Bereich setzt eine hoch auflösende Bildgebung mit einer Auflösung in der Größenordnung von etwa 0.5 – 1.0mm voraus, wohingegen bei der dentalen Bildgebung ultra-hochauflösende Verfahren von etwa 100-300 µm oder geringer zum Einsatz kommen. Bei diesen Verfahren ist aufgrund der sehr hohen Sensitivität gegenüber Bewegungsartefakten verursacht durch die langen Messzeiten eine Bewegungskorrektur unabdingbar.

1.2 STRUKTUR DER DISSERTATION

In der vorliegenden Dissertation wird vom Leser aufgrund der Interdisziplinarität der Themen zwischen zahnmedizinischer Anwendung und physikalischen Prinzipien ein allgemein naturwissenschaftliches Hintergrundwissen, jedoch kein tief gehendes Fachwissen vorausgesetzt. Zum Verständnis der Zusammenhänge werden in Kapitel 2 die physikalischen Phänomene vom Kernspin bis zur Kernspinresonanz als auch die Konzepte der mehrdimensionalen Bildgebung zusammenfassend dargestellt. Die Entstehung von Bewegungsartefakten und Konzepte zur Vermeidung werden in Abschnitt 7.1 näher betrachtet. Das Kapitel 3 zu den zahnmedizinischen Grundlagen soll nicht-(Zahn)Medizinern das Basiswissen zur Anatomie der Zähne und des Gebisses liefern.

Diese Dissertation ist thematisch in zwei Hauptbestandteile gegliedert, eine klare Trennung zwischen den Teilen ist jedoch nicht immer möglich, da die Grenzen fließend sind.

Im ersten Teil werden Methoden in verschiedenen Anwendungsbereichen der Zahnmedizin, die in dieser Arbeit entwickelt wurden sowie deren Aspekte aufgeführt. Diese Anwendungen lassen sich in zwei große Bereiche einordnen. Zum einen gibt es diagnostische Bildgebungsmethoden, die im hochauflösenden Sektor der Bildgebung angewandt werden (viszero-kranial, Auflösung $\sim 0.5\text{-}1$ mm). Andererseits gibt es Anwendungen, in denen eine ultra-hochauflösende Bildgebung (dental, Auflösung $< 300 \mu\text{m}$) erforderlich ist (Abbildung 1.2). Die Themengebiete, die im Projekt dentale MRT schwerpunktmäßig bearbeitet wurden, werden in diesem Teil mit Gewicht auf der Applikationsbeschreibung vertreten.

Der zweite Teil befasst sich mit dem Thema Bewegungskompensation in der MRT. Gerade in der ultra-hochauflösenden Bildgebung spielen Bewegungsartefakte selbst in kleinem Ausmaß eine nicht mehr vernachlässigbare Rolle. Je nach Ausprägung reduzieren sie die räumliche Auflösung des MRT-Bildes drastisch und erschweren z.B. eine Kantenerkennung im Zuge einer Bildsegmentierung erheblich. Die schwierigste Aufgabe im Bereich der dentalen MRT mit den größten Anforderungen an Genauigkeit stellt die dentale Abformung dar. Hier ist eine Bewegungskorrektur zur Steigerung der Reproduzierbarkeit der Messungen notwendig. Sie könnte die Anzahl an unbrauchbaren MRT-Scans deutlich verringern (ein nicht vernachlässigbarer Ausschuss tritt allerdings auch bei den klassischen Abformungen mit Silikonabformmasse auf) und die dentale MRT weiter attraktiv gestalten. Im zweiten Teil wird eine speziell für ultra-hochauflösende Bildgebung entwickelte Methode zur Bewegungskorrektur vorgestellt und ihre Möglichkeiten und Grenzen aufgezeigt.

Pauli: "Man kann die Welt mit dem p-Auge und man kann sie mit dem q-Auge ansehen, aber wenn man beide Augen zugleich aufmachen will, dann wird man irre."

Heisenberg: "Dass ich so spät antworte kommt daher, dass Ihr Brief hier dauernd die Runde macht und Bohr, Dirac und Hund uns darum raufen."

— Aus einem Briefwechsel zwischen Wolfgang Pauli und Werner Heisenberg

Zu den Grundlagen der magnetischen Kernspinresonanz existiert eine große Auswahl an Fachliteratur, ausgelegt für Leser mit verschiedenem fachlichen Hintergrund. Dieses Kapitel ist angeführt, um eine Übersicht über die wichtigsten physikalischen Grundlagen der Kernspinresonanz (engl. *nuclear magnetic resonance*, NMR) zu geben, die dem Leser das Verständnis der grundlegenden Prinzipien vermitteln soll.

Für weiterführende quantenmechanische Betrachtungen der NMR wird an den entsprechenden Stellen zumeist auf entsprechende Literatur verwiesen. Um konsistent zu bleiben und ein intuitives Bild der NMR zu liefern, wird in dieser Dissertation zumeist das klassische (vektorielle) Bild zur Illustration der Phänomene herangezogen. Bis auf die Erklärung der Existenz eines Kernspins - der hier als gegeben hingenommen werden kann - reicht das Vektorbild aus um alle Phänomene vollständig zu veranschaulichen und physikalisch zu beschreiben.

2.1 HISTORISCHE ENTWICKLUNG

Der Weg, den die Begründer der Magnetresonanz von der Entdeckung bis zur modernen Bildgebung beschritten haben ist spannend und interessant zugleich, seine Wegbegleiter faszinierende Persönlichkeiten. Deshalb folgt die kurze und chronologische Darstellung des Weges von der Entdeckung des Protonenspins, der Erfindung der Fourier-Transformation ohne die eine zeitgemäße Bildgebung nicht vorstellbar wäre, bis hin zur modernen MRT-Bildgebung. Im folgenden wird unter anderem aus einem Essay über die Geschichte der MRT von Julian Maclaren [2] zitiert.

1822 war es der Mathematiker und Physiker Joseph Fourier, der vorschlug, jede stetige Funktion aus Kombination von Sinus-Funktionen darzustellen. Damals hatte Fourier womöglich nicht die leiseste Ahnung, wofür seine Entdeckung alles gut sein könnte. Heute stellt sie in der Signalverarbeitung eine zentrale Rolle dar.

1922 wurde von Otto Stern und Walther Gerlach zum ersten mal die Richtungsquantelung von Drehimpulsen entdeckt [3, 4]. Im sogenannten Stern-

Gerlach-Versuch schickten sie in Frankfurt einen Strahl von Silberatomen (elektrisch neutral, kein resultierender Bahndrehimpuls) durch einen starken Magnetfeldgradienten. Auf einem Detektor wurden zwei Flecken gefunden, erwartet hatte man eine homogene Verteilung.

Ein wichtiger Schritt in Richtung NMR war getan, als Wolfgang Pauli 1924 einen inneren Drehimpuls von Atomkernen postulierte [5]. Es stellte sich die Frage nach einer weiteren Quantenzahl um den anomalen Zeeman-Effekt zu beschreiben. 20 Jahre später bekam Isaac Rabi den Nobelpreis für seine Arbeit. Er bestimmte durch Messungen den Spin von Molekularstrahlen und trug so maßgeblich zur Entwicklung der Theorie der magnetischen Eigenschaften von Kernen bei [6].

1946 entdeckten Edward Purcell [7] und Felix Bloch [8] unabhängig voneinander die Kernspinresonanz in Flüssigkeiten und Festkörpern. Sie entdeckten eine Signalemission, nachdem ein Spinsystem durch einen magnetischen Puls bestimmter Frequenz in einem konstanten Magnetfeld gestört wurde. 1952 bekamen beide den Nobelpreis für ihre Entdeckung. Bis dahin war damit jedoch nur die Messung von Induktionssignalen (engl. *free induction decay*, FID) möglich.

1950 machte Erwin Hahn eine weitere bahnbrechende Entdeckung [9]. Bei der Messung von FIDs zerfällt das NMR-Signal noch relativ schnell. Er entdeckte das sogenannte Spinecho. Durch die geschickte Einstrahlung der Spin-anregenden Hochfrequenz-Pulsen in einer Sequenz lassen sich die Spins so manipulieren, dass sie zu einer bestimmten Zeit ein Echo formen. Anfangs glaubte Hahn noch, dass das Echo einem falschen Experimentaufbau entstammte. Als Bloch also seinen Finger in einen Magneten hielt um ein Signal daraus zu messen, war dies der Startschuss der NMR in der Biologie.

1971 war es Raymond Damadian - ein Mediziner - der zeigte, dass sich die Spin-Relaxationszeiten von gesundem und Krebsgewebe unterscheiden [10]. Dies war ein wichtiger Schritt in der Geschichte der NMR, da es sich bis dato um ein Verfahren handelte, das ausschliesslich in der Chemie als Spektroskopiewerkzeug Anwendung fand. Er reichte erfolgreich ein Patent beim U.S. Patentamt ein, das den ersten Entwurf eines Kernspintomographen für die Anwendung am Menschen enthält. Jedoch wurde sein Vorschlag in dieser Form nie in die Realität umgesetzt. Noch immer fand die NMR wegen der fehlenden räumlichen Information keinen Einzug in den klinischen Alltag.

In den 70er Jahren entwickelten Paul Lauterbur, Richard Ernst und Sir Peter Mansfield maßgeblich das Potential der NMR als bildgebende Methode, die MRT-Bildgebung war geboren. Die Idee, eine Ortskodierung der Spins für die Erzeugung räumliche Bilder zu entwickeln wird in Abschnitt 2.5 beschrieben.

Ernst erhielt den Nobelpreis in Chemie 1991, Lauterbur und Mansfield wurden 2003 mit dem Nobelpreis in Medizin geehrt. Die Tatsache, dass Damadian keinen Nobelpreis für seine Entdeckung erhielt, ließ lange und hitzige Debatten entstehen.

Die ersten Tomographen erreichten 1982 den Markt, wurden aber erst in den 90ern in ausreichender Zahl verfügbar. Mit modernen Techniken ist in der MRT-Bildgebung viel mehr entstanden, als sich Anatomen je erträumt haben. Heute ist es mit modernen Methoden z.B. möglich, die Funktionen der Organe und Gefäße zu analysieren. Die funktionelle Gehirnbildgebung (fMRI) beispielsweise

entstand um 1992. Seit den Anfängen wird die MRI und ihre Methoden in allen Disziplinen stetig weiterentwickelt.

2.2 PHYSIKALISCHE GRUNDLAGEN

Wenngleich sich die Existenz des Spins nicht ohne die Quantenmechanik fassen lässt, können die meisten Phänomene der Kernspinresonanz im Bild der klassischen Physik beschrieben werden. Dazu benutzt man das Bild der Präzession, das die grundlegenden qualitativen physikalischen Phänomene der MRT-Bildgebung beschreiben kann [11]. Für weiterführende oder quantitative Betrachtungen benötigt man die Quantenmechanik. Diese beschreibt z.B. auch die Messungen einzelner Kerne wie im Stern-Gerlach-Experiment. Das NMR-Experiment entspricht quantenmechanisch gesehen hingegen einer Messung eines Spin-Ensembles und nicht der Messung von Einzelspins. Daher genügt in den meisten Fällen die intuitive klassische Betrachtung. Der Vollständigkeit halber wird jedoch an einigen Stellen auf die Quantenmechanik verwiesen.

Eine Übersicht über die Konzepte und Phänomene für biomedizinische Bildgebung findet sich in [12], eine physikalische in [13] und eine quantenmechanische Abhandlung in [14]. Als Einführungslektüre für Wissenschaftler ohne physikalisches Hintergrundwissen empfiehlt sich [15].

Der Spin eines Nukleons (Proton, Neutron) ist eine intrinsische quantenmechanische Eigenschaft wie z.B die Masse oder Ladung eines Teilchens. Die Norm des quantisierten Spins eines Nukleons nimmt Werte der Form

$$\|\mathbf{S}\| = [s(s+1)]^{1/2}\hbar \quad (2.1)$$

an (mit \mathbf{S} als quantisierten Spinvektor; für Fermionen $s=1/2, 3/2, \dots$ und Bosonen $s=0, 1, 2, \dots$). Für die z-Richtung, die der Konvention nach ein äußeres Magnetfeld $\vec{B}_z = B_0\vec{e}_z$ vorgibt, gilt:

$$s_z = m_s\hbar.$$

Die möglichen Eigenzustände werden mit der magnetischen Spinquantenzahl

$$m_s = -s \dots 0 \dots +s \quad (2.2)$$

beschrieben. Für die Nukleonen im Magnetfeld gibt es daher $2s+1$ verschiedene Eigenzustände (Zeeman-Aufspaltung), die sich durch ihre Energieeigenwerte voneinander unterscheiden

$$E_s = m_s\hbar\gamma B_0. \quad (2.3)$$

Das Phänomen Kernspinresonanz beruht auf der Beobachtung magnetischer Eigenschaften von Atomkernen. Magnetische Wechselwirkungen treten bei verschiedenen Atomkernen auf, mit einer Abhängigkeit von der Anzahl der Protonen und Neutronen. Es kommt zur Ausbildung eines Gesamtdrehimpulses, der sich aus der Summe aller Drehimpulsanteile

$$\mathbf{J} = \sum_i (\mathbf{S}_i + \mathbf{L}_i)$$

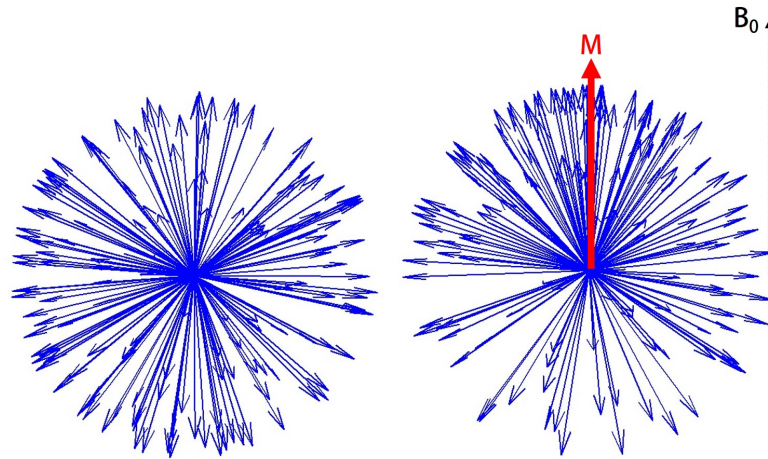


Abbildung 2.1: In Abwesenheit eines magnetischen Feldes (links) zeigen freie Spins im thermischen Gleichgewicht gleichverteilt in alle Raumrichtungen. Die Spin-Vektoren liegen auf einer Kugeloberfläche und es wird keine Netto-Magnetisierung ausgebildet. Im äußerem Magnetfeld der magnetischen Flussdichte \vec{B}_0 (rechts) weist das Ensemble im thermischen Gleichgewicht eine Polarisierung in Richtung des äußeren Magnetfeldes auf. Der Betrag der Polarisierung folgt der Boltzmann-Statistik, sodass eine Netto-Magnetisierung \vec{M}_z entsteht, parallel zum äußeren Magnetfeld.

bildet (wobei L_i die Bahndrehimpulse der Nukleonen sind). Da es sich bei Nukleonen (Proton, Neutron) um Fermionen handelt (Spin $s = \frac{1}{2}$ Teilchen), sind beide für die Ausbildung eines magnetischen Gesamtmoments

$$\mu = \gamma \mathbf{J} \quad (2.4)$$

des Kerns verantwortlich (γ ist das gyromagnetische Verhältnis, charakteristisch für die Kernsorte). Für von null verschiedene totale Gesamtdrehimpulse gemäß den Anordnungsregeln für die Kernkonfiguration (Anzahl der Gesamtkernteilchen ungerade oder Anzahl der Protonen und Neutronen je ungerade), zeigt der Kern magnetische Wechselwirkungen.

Die magnetischen Momente von freien Spins ohne äußeres Magnetfeld sind im Raum gleich verteilt und zeigen in beliebige Richtungen. Bringt man die Spins in ein Magnetfeld, so wird die Verteilung der räumlichen Orientierung der Spins entsprechend der Flussdichte des Magnetfeldes B_0 und der Temperatur T in Richtung des Magnetfeldes polarisiert (siehe Abbildung 2.1).

In einer klassischen Betrachtung kann das Spin-Ensembles durch einen Magnetisierungsvektor \vec{M} beschrieben werden. Dieser ergibt sich aus der Superposition der magnetischen Momente der einzelnen Spins im Volumen V

$$\vec{M} = \frac{1}{V} \sum_i^{N_{\text{Ensemble}}} \mu_i = M_{0,z}. \quad (2.5)$$

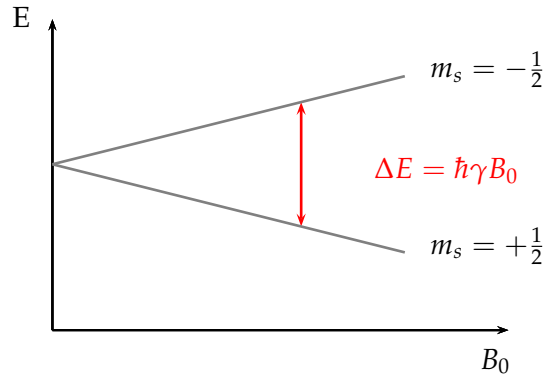


Abbildung 2.2: Die beiden Eigenwerte der Eigenenergiezustände $m_s = \pm \frac{1}{2}$ (vergleiche magnetische Quantenzahl nach Formel 2.2), die Spins im Magnetfeld annehmen können, hängen von der Flussdichte des äußeren Magnetfeldes B_0 ab.

Bei Anwesenheit eines äußeren magnetischen Feldes B_0 prägt sich so eine Nettomagnetisierung $|\vec{M}| = M_{0,z}$ aus, während ohne Feld ist die Nettomagnetisierung $|\vec{M}| = 0$ ist.

Einzel spins lassen sich durch quantenmechanische Messung in einem Magnetfeld der Flussdichte B_0 (wie z.B. im Stern-Gerlach-Experiment), je nach positiver oder negativer z-Komponente auf zwei Eigenzustände gemäß Gleichung 2.2 (spin up \uparrow , spin down \downarrow) mit zwei Eigenenergiewerten projizieren. Im Allgemeinen kann ein beliebiger Spin aus einer Linearkombination aus den beiden Eigenzuständen beschrieben werden.

Der Betrag M_0 des Gesamtmagnetisierungsvektors \vec{M} ist im thermischen Gleichgewicht somit durch die relative Besetzung der Spin-Eigenzustände gemäß der Boltzmann-Statistik bestimmt

$$M_0 = |\vec{M}| \propto \frac{N_{+1/2}}{N_{-1/2}} = e^{\Delta E_s/k_B T} = \exp\left(\frac{\gamma \hbar B_0}{kT}\right). \quad (2.6)$$

Die Energiedifferenz zwischen den beiden Eigenwerten (vergleiche Formel 2.3) beträgt

$$\Delta E_s = \hbar \gamma B_0 = \hbar \omega_L \quad (2.7)$$

und hängt somit von der Flussdichte des äußeren Magnetfeldes B_0 ab (siehe Abbildung 2.2).

Spins, die sich im Magnetfeld befinden, unterliegen einer **Präzessionsbewegung**. Die Frequenz ω_L dieser Präzessionsbewegung wird Larmorfrequenz genannt (Herleitung siehe Gleichung 2.12) und ist proportional zur Flussdichte B_0 des äußeren Magnetfeldes

$$\omega_L = \gamma B_0. \quad (2.8)$$

Ein Großteil der MRT-bildgebenden Methoden konzentriert sich auf Wasserstoff-Kerne. Sie bestehen aus einem einzelnen Proton und hat somit ein resultierenden Gesamtdrehimpuls. In biologischen Geweben ist Wasserstoff (^1H) zu ca. 55% enthalten, gebunden in Wasser und Fettmolekülen. Bei einer magnetischen Fluss-

dichte von 1,5T und Körpertemperatur (310K) fällt die Polarisierung (Gleichung 2.6) mit etwa 1ppm vergleichsweise gering aus. Ein Kubikzentimeter Körpergewebe enthält jedoch in etwa 10^{24} Protonen, was den Effekt kompensiert und zu ausreichend Signal in MRT-Messungen führt.

2.3 SIGNALERZEUGUNG

Kernspinresonanz bedeutet, dass ein Proton im Magnetfeld die zur Energiedifferenz ΔE der Spineigenzustände passende Energie eines Photons absorbieren oder emittieren kann. Dies geschieht durch eine Ausprägung von Quantenkohärenzen zwischen den beiden Spineigenzuständen. Um diese Kohärenzen zu erzeugen wird ein zusätzliches Feld der Energie $E_{HF} = \hbar\omega_L$ (Hochfrequenzpuls, HF-Puls) senkrecht zum äußeren Magnetfeld B_0 eingestrahlt. Klassisch kann man die Summe des so entstandenen Energieübertrags auf ein Spin-Ensemble als eine Auslenkung des Magnetisierungsvektors aus der longitudinalen z-Richtung des Magnetfeldes B_0 in die transversale x-y-Ebene betrachten (was in der Quantenmechanik dem statistischen Erwartungswert aller beteiligten Spins gleich kommt). Die Präzession des Magnetisierungsvektors im stationären Laborsystem lässt sich dann durch die Bloch-Gleichungen (hier ohne Relaxation) beschreiben:

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \vec{M} \times \gamma \vec{B}. \quad (2.9)$$

Die Änderung der Magnetisierung ist durch das Vektorprodukt der Magnetisierung \vec{M} und der magnetischen Flussdichte B bestimmt und steht somit senkrecht zur Magnetisierung und zum Magnetfeld. Die Präzessionsfrequenz kann aus Gleichung 2.9 einfach bestimmt werden. Mit einem Magnetfeld, das ausschließlich eine Komponente in z-Richtung besitzt, ergibt sich die Gleichung 2.9 zu:

$$\begin{pmatrix} \frac{\partial M_x}{\partial t} \\ \frac{\partial M_y}{\partial t} \\ \frac{\partial M_z}{\partial t} \end{pmatrix} = \gamma \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ B_0 \end{pmatrix}.$$

Durch Auswerten des Vektorprodukts erhält man:

$$\frac{\partial M_x}{\partial t} = \gamma M_y B_z \quad (2.10)$$

$$\frac{\partial M_y}{\partial t} = -\gamma M_x B_z \quad (2.11)$$

$$\frac{\partial M_z}{\partial t} = 0.$$

Löst man Gleichung 2.11 nach M_x auf und setzt das Ergebnis in Gleichung 2.10 ein, erhält man:

$$\frac{\partial^2 M_y}{\partial t^2} = -\gamma^2 B_z^2 M_y.$$

Dies ist die Bewegungsgleichung eines harmonischen Oszillators, aus der Lösung dieser folgt direkt:

$$\omega_0 = \gamma B_0 = \omega_L \quad (2.12)$$

Die Gleichung ist bekannt als Larmor-Gleichung und nimmt eine zentrale Rolle in der MRT-Bildgebung ein, da die Abhängigkeit der Präzessionsfrequenz vom der Stärke des magnetischen Flusses den Weg zur ortsauflösenden MRT-Bildgebung ebnet (siehe auch Kapitel 2.5). Die Einstrahlung von Photonen wird durch einen Hochfrequenz-Puls (HF-Puls) mit der Frequenz ω_L (Resonanzbedingung, vergleiche Formel 2.7) erreicht, dessen Polarisationssebene senkrecht zum Magnetfeld B_0 steht und als Feld B_1 bezeichnet wird. Der Flipwinkel α , um den die longitudinale Magnetisierung aus der z-Achse in Richtung der Transversalebene ausgelenkt wird, ist durch die Dauer τ sowie die Amplitude des anregenden HF-Pulses bestimmt:

$$\alpha = \gamma \int_0^{\tau} |\vec{B}_1(t)| dt.$$

2.4 RELAXATION

In realen Systemen können die Wechselwirkungen im Gegensatz zu Formel 2.9 nicht vernachlässigt werden. Sie sind vielmehr verantwortlich für wichtige Mechanismen, die unter dem Begriff Relaxation zusammengefasst werden und im Folgenden kurz beschrieben werden. Eine detaillierte Darstellung ist in [14] zu finden.

Die allgemeinen Bloch-Gleichungen mit äußerem Magnetfeld $\vec{B}_0 = (0, 0, B_0)$ mit Relaxation lauten:

$$\begin{aligned} \frac{\partial M_x(t)}{\partial t} &= \gamma(\vec{M}(t) \times \vec{B}_0(t))_x - \frac{M_x(t)}{T_2} = \gamma M_y B_0 - \frac{M_x(t)}{T_2} \\ \frac{\partial M_y(t)}{\partial t} &= \gamma(\vec{M}(t) \times \vec{B}_0(t))_y - \frac{M_y(t)}{T_2} = \gamma M_x B_0 - \frac{M_y(t)}{T_2} \\ \frac{\partial M_z(t)}{\partial t} &= \gamma(\vec{M}(t) \times \vec{B}_0(t))_z - \frac{M_z(t) - M_0}{T_1} = -\frac{M_z(t) - M_0}{T_1}. \end{aligned} \quad (2.13)$$

Bei der Spin-Gitter- oder T_1 -Relaxation wird die dem Spin-System durch den Puls zugeführte Energie an das atomare Gitter abgegeben um ins thermische Gleichgewicht zurückzukehren. Energie wird auch durch die Dipol-Dipol-Wechselwirkung zwischen den Spins und ihrer Umgebung, dem Gitter ausgetauscht. Die Wechselwirkung wird durch thermische (Molekular-) Bewegung im Gitter erzeugt. Sie induziert Übergänge zwischen den einzelnen Spinzuständen und führt so zu einem Energieaustausch. Im Vektorbild regeneriert sich die longitudinale Magnetisierung und pendelt sich wieder in Richtung der Hauptmagnetfeldachse ein.

Der Mechanismus der Spin-Spin- oder T_2 -Relaxation ist auf eine Wechselwirkung der Spins untereinander zurückzuführen. Er beschreibt den irreversiblen Verlust der transversalen Magnetisierung. Die Spins tauschen durch die Erzeugung lokaler Feldfluktuationen untereinander Energie aus, was zu einer lokalen Änderung der Präzessionsfrequenz führt. Es kommt zu einem Verlust der Kohärenz (Dephasierung) und damit zu einer Auslöschung des Signals. Hinzu kommen lokale Feldschwankungen des äußeren Magnetfeldes sowie Schwankungen

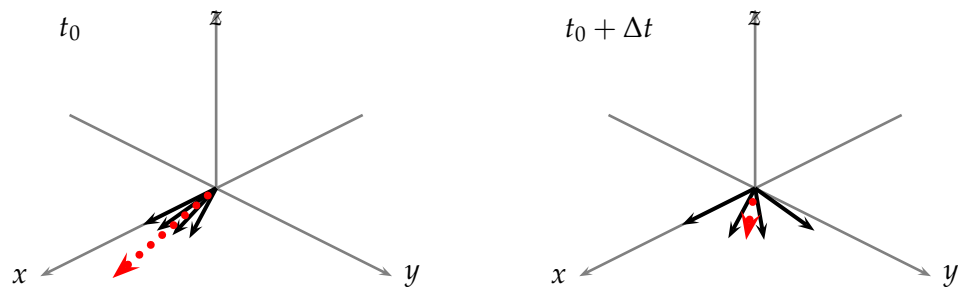


Abbildung 2.3: Der zunehmende Kohärenzverlust (Dephasierung) der Spins in der Transversalebene erfolgt mit der T_2 -Relaxationszeit. Die Amplitude des Gesamtmagnetisierungsvektor in der xy -Ebene (roter gepunkteter Vektor) nimmt ab.

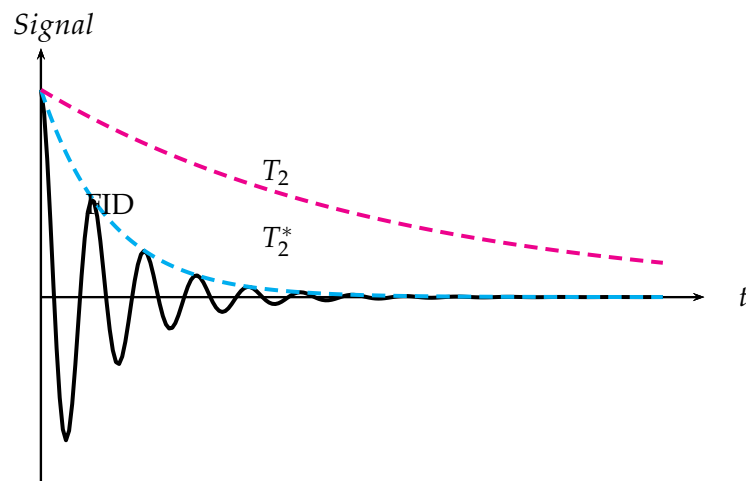


Abbildung 2.4: Wird eine Probe im Magnetfeld B_0 durch einen HF-Puls B_1 angeregt, entsteht ein in der Empfangsspule messbares NMR-Signal wie dargestellt (FID). Die Relaxationszeit T_2^* , die kürzer ist als T_2 bestimmt das Abklingverhalten des Signals.

der magnetischen Suszeptibilität innerhalb der Probe, welche ebenso zu einer Dephasierung führen. Beide Effekte zusammen summieren sich näherungsweise zur Relaxationskonstante T_2^* (siehe Abbildung 2.4):

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \Delta B_z. \quad (2.14)$$

Die durch einen HF-Puls relaxierende transversale Magnetisierung kann in Form eines Induktions-Spannungsstoßes in einer Empfangsspule gemessen werden. Das detektierte Signal wird freier Induktionsabfall (engl. *free induction decay*, FID) genannt und ist in Abbildung 2.4 im zeitlichen Verlauf dargestellt.

2.5 ORTSKODIERUNG UND K-RAUM

Das erste zweidimensionale MRT-Bild wurde 1973 von Lauterbur aufgenommen. Das Prinzip der Ortskodierung ist in der zugehörigen Publikation [16] beschrieben. Es bildet den Grundstein für die moderne Ortskodierung in der MRT, das

k-Raum-Konzept und die fundamentalen MRT-Sequenzen werden in den folgenden Abschnitten näher erläutert. Die Wahl der Raumrichtungen erfolgt dabei gemäß den geltenden Konventionen.

2.5.1 Räumliche Kodierung

Zur Durchführung von orts aufgelösten Bildgebungsexperimenten muss das im Objekt erzeugte Signal mit Ortsinformationen versehen werden. Dazu nutzt man die Abhängigkeit der Präzessionsfrequenz von der magnetischen Flussdichte des äußeren Feldes aus (vgl. Gleichung 2.12). Durch Anlegen eines Gradienten

$$G_i = \frac{\partial B_z}{\partial i} \quad (2.15)$$

in Raumrichtung $i = x, y, z$ werden die Larmorfrequenzen entlang \vec{e}_i moduliert. Die Magnitude des Gradientenfeldes in z-Richtung beträgt beispielsweise insgesamt: $B_z(i) = B_0 + G_z i$. Die zur Ortskodierung benutzten Gradientenfelder werden von einer zusätzlichen Spule je Raumrichtung erzeugt, die im Scanner integriert sind (Abbildung 2.5). Das so erzeugte NMR-Mischsignal, in dem der Ort über die Frequenz kodiert ist, kann anschließend durch die Fouriertransformation in seine Spektralanteile (im Falle der MR-Bildgebung Ortsanteile) zerlegt werden. Dadurch erhält man ein räumliches MR-Bild der Spindichtevertelung.

Vor der Datenakquisition wählt man zu Beginn mit der Schichtselektion einen Bereich im Körper, dessen Spins man selektiv anregen, heißt messen will. Das Prinzip der Schichtselektion ist in Abbildung 2.6 dargestellt. Diese wird erreicht durch die Schaltung eines (oder je nach Lokalisation eine Kombination aus den räumlichen Gradienten) zusätzlichen magnetischen Feldgradienten während der Dauer des HF-Pulses. Bedingt durch die Abhängigkeit der Larmorfrequenz von der Magnetfeldstärke (Gleichung 2.12) lassen sich nur noch Spins einer bestimmten Schicht mit dem Puls der Zentralfrequenz ω_0 und Bandbreite $\Delta\omega$. Schichten, bei denen nur der z-Gradient verwendet wird, nennt man in der klinischen Bildgebung *transversal* oder *axial*, die des y-Gradienten *koronal* und die des x-Gradienten *sagittal*. Anders orientierte Schichten mit Komponenten in mehrere Raumrichtungen bezeichnet man allgemein als *oblique*.

Die Schicht bzw. den Schichtblock, die man wie oben beschrieben durch einen HF-Puls angeregt hat, kann man jetzt in bis zu drei Raumrichtungen mithilfe der Gradienten räumlich kodieren. Der Einfachheit halber beschränken wir uns an dieser Stelle auf die zweidimensionale Bildgebung und die damit verbundenen Gradienten, den Lese- und den Phasengradienten. Das Theorem der Fourier Reihenentwicklung besagt, dass eine beliebige Funktion durch eine Überlagerung von Sinus Funktionen angenähert werden kann. Durch die Gradienten legt man eine Abfolge von Wellenformen mit verschiedenen harmonischen über die zu messende Spindichtevertelung. Tastet man alle nötigen Frequenz- und Phasenteile Schritt für Schritt ab, erhält man abschließend durch die Fourier Transformation ein räumliches Bild der Spindichtevertelung. Die mathematischen Zu-

¹ <http://www.magnet.fsu.edu/education/tutorials/magnetacademy/mri/>

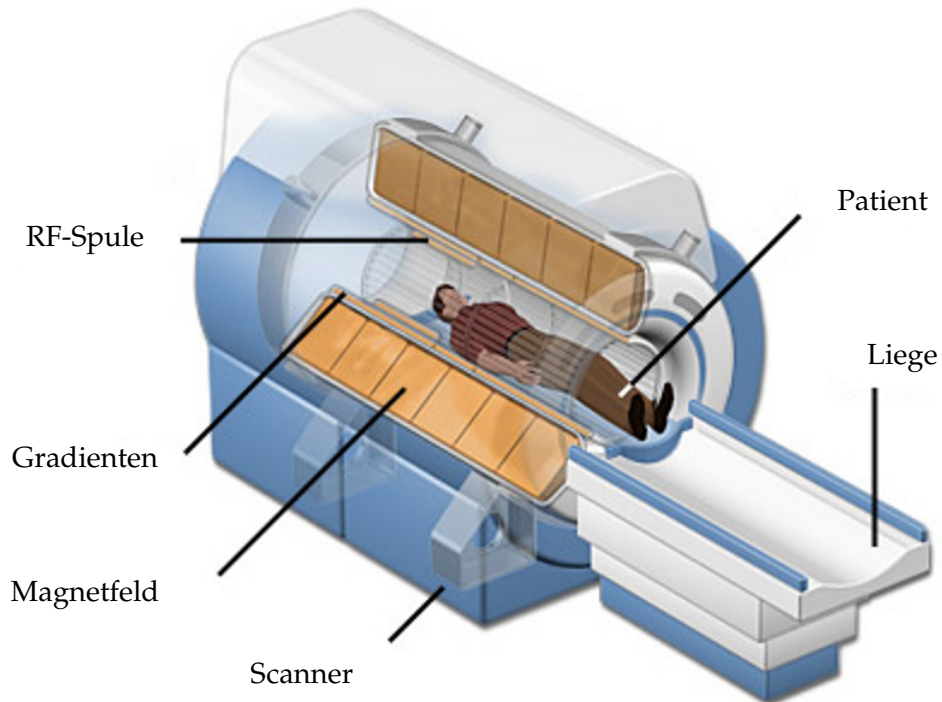


Abbildung 2.5: Schematischer Aufbau eines MR-Scanners mit Puls- und Gradientenobjekten. Das Hauptmagnetfeld wird üblicherweise mit supraleitenden Spulen erzeugt, die Gradienten werden mit zusätzlichen Gradientenspulen generiert. Der Patient befindet sich im Isozentrum, dem homogensten Bereich des Hauptmagnetfeldes (Bild entnommen aus [Magnetic Lab¹](#)).

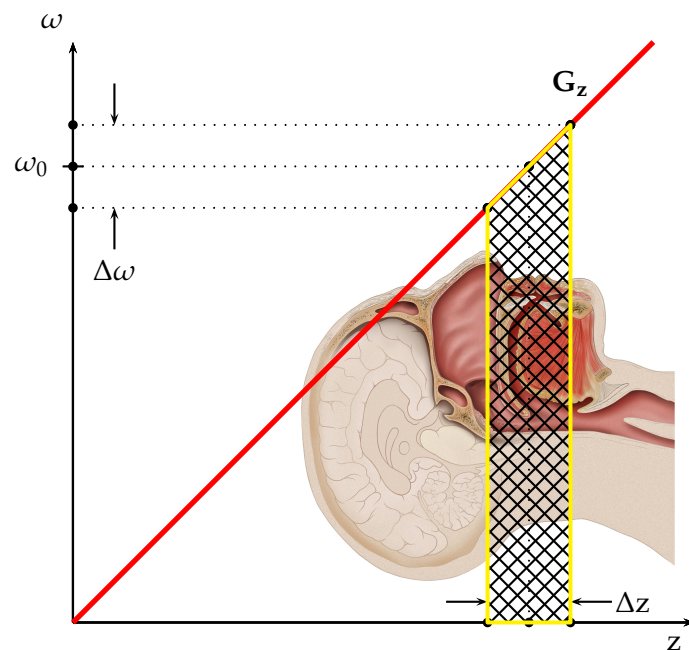


Abbildung 2.6: Das Prinzip der Schichtselektion hier am Kopf entlang der transversalen Ebene (z-Achse) veranschaulicht. Wählt man zu einem Gradienten G_z einen Puls der zentralen Frequenz ω_0 und der Bandbreite $\Delta\omega$, so wählt man eine bestimmte Schicht, deren Larmorfrequenz identisch mit dem HF-Puls ist. Außerhalb der Schicht liegende Spins werden nicht angeregt, ihre Larmorfrequenz liegt fernab von der Pulsfrequenz.

sammenhänge der Kodierung und das Prinzip des Frequenzraums (k-Raum) werden im folgenden Abschnitt 2.5.2 genauer erläutert.

Generell sei noch zu erwähnen, dass man zwei Koordinatensysteme eingeführt hat, das physikalische und das logische. Das physikalische Koordinatensystem beschreibt die realen Achsen im Scanner x (sagittal), y (koronal) und z (transversal), wobei das logische Koordinatensystem durch die Gradienten (Lese- und Phasenkodierung) vorgegeben ist. Die beiden sind durch lineare Koordinatentransformationen miteinander verknüpft.

2.5.2 Fouriertransformation und k-Raum Konzept

Wir wollen nun eine quantitative Betrachtung der Ortskodierung in der MR-Bildgebung vornehmen. Wie im vorherigen Kapitel beschrieben wurde, lässt sich das Signal der Spins durch räumliche Gradientenfelder im Ort kodieren. Das von einer Empfängerspule aufgenommene Signal $S(t)$ einer solchen zweidimensionalen MRT-Messung nach Schichtanregung wird dann beschrieben durch

$$S(t) = \int_x \int_y \rho(x, y) e^{-2\pi i [\omega_x(x, t)t + \omega_y(y, t)t]} dx dy, \quad (2.16)$$

was der Fourier-Transformation der Spindichteverteilung $\rho(x, y)$ entspricht. Die Kodierung des Ortes durch Modulierung durch Larmorfrequenzen bezeichnet man als Frequenzkodierung. Die Detektion des Signals als räumliches Frequenzspektrum des Objekts motiviert die Einführung des sogenannten k-Raum-Konzepts. Durch Definition der räumlichen Frequenz $k_x(t)$ und $k_y(t)$

$$\begin{aligned} k_x(t) &= \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_x(\tau) d\tau \\ k_y(t) &= \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_y(\tau) d\tau \\ \Rightarrow \vec{k} &= \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t \vec{G}(\tau) d\tau. \end{aligned} \quad (2.17)$$

lässt sich die Gleichung 2.16 umschreiben:

$$S(k_x, k_y, t) = \int_x \int_y \rho(x, y) e^{-2\pi i [k_x(t)x + k_y(t)y]} dx dy. \quad (2.18)$$

Die Ortskodierung ist über das nullte Gradientenmoment $M_{G,0} = \int_0^t \vec{G}(\tau) d\tau$ definiert. Eine räumliche Kodierung der Spindichteverteilung kann man in diesem Konzept durchführen, indem man über die Variation der Amplitude als auch durch eine zeitliche Variation des Gradienten vornehmen (daraus folgt das Konzept der Frequenz- und Phasenkodierung, siehe auch Pulssequenzen Abschnitt 2.6). Die Gradienten, die zur Frequenzkodierung benutzt werden, nennt man Lesegradient, da während ihrer Schaltzeiten das Signal der Spins empfangen

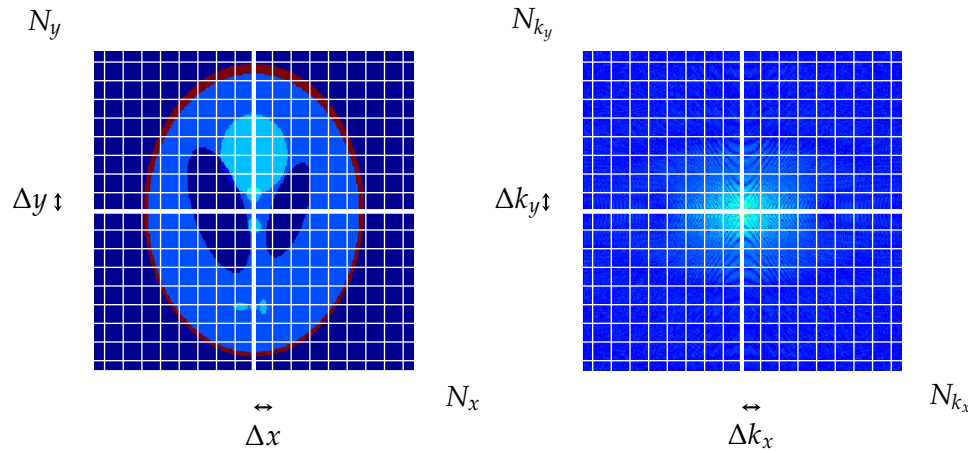


Abbildung 2.7: Bildraum (links) und k-Raum (rechts) sind miteinander durch die (inverse) Fouriertransformation verknüpft. Die Bildauflösung (Matrix) ist über die Anzahl der Kodierschritte N_x , die Grösse des Bildausschnittes (FOV) über die Dichte der Abtastpunkte Δx . Bei der Messung wird der k-Raum zeilenweise abgetastet.

wird. Phasenkodiergradienten werden vor den Lesegradien zur Phasenvorselektion geschaltet. Man prägt den Spins dadurch eine Phasensakkumulation auf, mit denen man die verschiedenen Frequenzanteile in der zweiten oder dritten Raumrichtung Schritt für Schritt abtastet. Mit dem beschriebenen Konzept sind Messungen in allen drei Raumrichtungen möglich.

In einer realistischen MRT-Messung wird das Signal in äquidistanten, diskreten Zeitabständen Δt abgetastet. Die äussere Grenze $-k_x^{max} \leq 0 \leq k_x^{max}$ der Abtastpunkte N_{k_i} im k-Raum bestimmt die Auflösung eines Bildes und der Abstand der Punkte $\Delta k_{x,y} = \gamma \Delta t G_{x,y}$ die Grösse des Bildausschnittes, das sogenannte *field-of-view* (FOV) durch den Zusammenhang $\Delta k = \frac{1}{FOV}$.

Die Auswertung eines diskreten Spektrums erfolgt durch die Fast-Fourier-Transform (FFT)

$$S(k_x, k_y) = \sum_{k_x=0}^{N_{k_x}-1} \sum_{k_y=0}^{N_{k_y}-1} \rho(x, y) e^{-i2\pi[k_x(t)x+k_y(t)y]}. \quad (2.19)$$

Die k-Raum Formulierung in der MRT wurde erstmals 1983 von Twieg et al. [17] eingeführt und ist in Abbildung 2.7 schematisch dargestellt.

2.5.3 Signal-Energie Verteilung

Erwähnenswert ist, dass durch die Fouriertransformation das Signal in seine spektralen Anteile anhand von periodischen Sinus- und Cosinus-Funktionen zerlegt wird. Die Koeffizienten jeder einzelnen Mode im Spektrum enthält Informationen des Gesamtbildes. Der Ursprungspunkt in der Mitte des k-Raums wird auch DC-Punkt genannt, er enthält den Hintergrund des Bildes. Nach aussen hin im k-Raum nimmt die Frequenz der harmonischen Moden zu. Die niedrigen Frequenzen beinhalten die Information über den Kontrast eines Bildes, die ho-

hen Frequenzen enthalten die feinen Details. Die spektrale Energiedichte nimmt von der k-Raum-Mitte nach aussen hin ab.

2.5.4 Signal-Rausch Verhältnis

Bereits mehrmals wurde der Begriff des Signal-Rausch-Verhältnisses (engl. *signal noise ratio*, SNR) benutzt. In der MRT ist es eine wichtige Grösse, welche die Bildqualität beschreibt. Bei einer MRT-Messung verursachen zwei Effekte ein durch Rauschen überlagertes Signal. Einmal kommt es in der Probe selbst zum Rauschen. Auftretende Wirbelströme, elektrische Entladungen und andere Effekte führen zum Probenrauschen. Auch im Empfängersystem selbst tritt Rauschen durch elektrische Störeffekte auf. Man nennt dies Detektorrauschen. Bei einer Feldstärke um etwa 0.5T halten sich beide Effekte in etwa die Waage. Oberhalb dieser kritischen Feldstärke überwiegt das Probenrauschen, unterhalb das Detektorrauschen. Ein konkreter Wert aber kann nicht genannt werden, da dieser ebenso von der Grösse der verwendeten Spule abhängt. Die Resistivität des Detektorrauschens verhält sich proportional gemäß $R_D \propto f^{7/4}$ und des Probenrauschens $R_P \propto f$ [18]. Das Gesamtrauschen im System lässt sich durch

$$\sigma = \sqrt{4kT_D(R_D + R_P) \cdot BW} \quad (2.20)$$

beschreiben. Die Bandbreite BW beschreibt die Limitation des Empfängersystems durch die RF-Filter. Das Rauschen in der Empfängerspule lässt sich z.B. durch kryo-gekühlte Spulen reduzieren, das Probenrauschen lässt sich in der Realität nicht beeinflussen.

Im Bezug auf die Bildgebung lässt sich das SNR bezüglich eines Voxel definieren

$$\text{SNR} \propto K \Delta V \sqrt{\frac{N_A}{BW}},$$

wobei K hardware-spezifische Einflüsse beinhaltet und N_A der Anzahl der Mittelungen entspricht. Die Abhängigkeit des SNR von den wichtigsten Bildgebungsparametern lässt sich im zweidimensionalen Fall mit der Schichtdicke Δz folgendermaßen ausdrücken

$$\text{SNR} \propto \left(\frac{\text{FOV}_x}{N_x} \frac{\text{FOV}_y}{N_y} \Delta z \right) \cdot \sqrt{\frac{N_x N_y \cdot N_A}{BW}}. \quad (2.21)$$

Es gibt mehrere Möglichkeiten, das SNR eines Bildes zu bestimmen. Die einfachste Möglichkeit besteht darin, Regionen im Bild auszuwählen, in denen sich nur Rauschen bzw. ein hohes Signalniveau befinden. Aus diesen Regionen lässt sich das SNR berechnen. Dies geschieht jedoch in Abhängigkeit der Sequenzparameter. Da in der vorliegenden Arbeit ein solcher Vergleich getätigt wird, wird auf die Beschreibung anderer Methoden verzichtet.

2.5.5 Kontrast-Rausch Verhältnis

Analog zum SNR lässt sich ein Kontrast-Rausch Verhältnis (engl. *contrast-noise ratio*, CNR) definieren. Es ist zwischen zwei homogenen Signalbereichen A und B definiert durch

$$\text{CNR}_{AB} = \frac{A}{\sigma} - \frac{B}{\sigma} = \text{SNR}_A - \text{SNR}_B. \quad (2.22)$$

Wie in [19] gezeigt, lässt sich bei sehr hohem CNR (idealerweise zwischen einem sehr hohem Signal und dem Hintergrundrauschen) durch Fourier-Interpolation (Zero-Filling) die Kanteninformation eines Bildes verbessern. Je höher das CNR, desto weiter lassen sich die Daten dadurch interpolieren.

2.5.6 Spezifische Absorptionsrate

Die Leistung, die durch einen HF-Puls eingestrahlt wird, wird vom Gewebe teilweise absorbiert und kann dort zur Erwärmung führen. Physikalisch lässt sich die Erwärmung mit der Induzierung von Wirbelströmen im Gewebe durch den HF-Puls erklären. Daher ist die Überwachung und Einhaltung der SAR-Grenzwerte ein essentieller Bestandteil jeder MRT-Untersuchung.

Das SAR ist definiert als die im Zeitmittel absorbierte Energie pro Kilogramm einer Probe. Die spezifische Absorptionsrate im Bereich klinischer magnetischer Flussdichten ($B_0 = 0.2 - 3.0$ T) ist neben gewebespezifischen Faktoren proportional zur Bandbreite des HF-Pulses $\Delta\omega$ und steht in quadratischen Zusammenhang mit der Flussdichte des äußeren Magnetfeldes B_0 und dem Flipwinkel α des Anregungspulses

$$\text{SAR} \propto B_0^2 \alpha^2 \Delta\omega.$$

So erreichen besonders Sequenzen mit vielen energiereichen Pulsen (Spinecho: $90^\circ \rightarrow 180^\circ \rightarrow 180^\circ \rightarrow \dots$) bei Feldstärken nahe 3.0 T schnell die gesetzlich festgelegten SAR-Grenzen. Bei MRT-Messungen konzentriert sich die räumliche Verteilung der absorbierten Energie nicht auf eine Schicht, sondern über den gesamten Sensitivitätsbereich der HF-Sendespule.

2.5.7 2D Multischicht und 3D Volumenbildgebung mit isotroper Auflösung

Die Erzeugung von dreidimensionalen Tomogrammen in der MRT ist ein entscheidender Vorteil in der diagnostischen Bildgebung. Grundsätzlich gibt es zwei Methoden, ein dreidimensionales Volumen abzubilden. Einerseits lassen sich viele zweidimensionale Schichten "stapeln" um anschließend daraus durch Interpolation ein dreidimensionales Bild zu erzeugen. Diesen Vorgang nennt man 2D Multischicht. Andererseits gelingt dies auch durch die Anregung eines Schichtblocks (engl. *slab*) und eine zusätzliche Phasenkodierung in die dritte Raumrichtung.

Zu früheren Zeiten der MRT-Entwicklung nahm man an, dass 3D Sequenzen Vorteile gegenüber 2D Multischicht Sequenzen hätten (z.B. SNR). Dies wurde größtenteils relativiert [20], in den meisten praktischen Fällen haben die beiden Sequenztypen ähnliche Sensitivität.

Jedoch haben 3D Sequenzen einige technische Vorteile gegenüber den 2D Multischicht Sequenzen [20]:

(a) 3D Volumen sind durch Methoden wie Zero-Filling interpolierbar (dies wird manchmal auch Fourier-Interpolation genannt). Dagegen sind 2D Schichten linear zu interpolieren.

(b) Es kann besonders bei 2D Multischicht Spinecho Sequenzen zu Überschneidungen zwischen benachbarten Schichten kommen und Artefakte oder SNR-Verluste verursachen.

(c) Bei T_1 -gewichtete Sequenzen mit sehr dünnen Schichten sind 3D Pulse sehr viel kürzer als 2D Multischichten und verkürzen die Gesamtmesszeit.

2.5.8 Translation und Rotation im k-Raum

Eine Translation des aufgenommenen Objekts wirkt sich auf die Phase der Linien im k-Raum aus. Wird ein Objekt im Ortsraum aus seiner Lage (x_0, y_0) heraus bewegt, kommt dies laut dem Fourier-Shift-Theorem nach einer Fouriertransformation \mathcal{F} im Frequenzraum einer linearen Phasenaufprägung

$$\begin{aligned} f(x, y) &\xleftarrow{\mathcal{F}} \rightarrow F(k_x, k_y) \\ f(x - x_0, y - y_0) &\xleftarrow{\mathcal{F}} \rightarrow F(k_x, k_y) e^{-2\pi i(k_x x_0 + k_y y_0)} \end{aligned} \quad (2.23)$$

gleich². Andersherum lässt sich eine Verschiebung des Bildobjekts durch einen linearen Phasen-Offset im Frequenzraum erreichen. Eine Rotation im k-Raum mit dem Drehwinkel θ (beispielsweise zweidimensional)

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix}$$

kommt auch einer Rotation im Bildraum um den Winkel θ gleich

$$f(x \cos \theta - y \sin \theta, x \sin \theta + y \cos \theta) \xleftarrow{\mathcal{F}} \rightarrow F(k_x \cos \theta - k_y \sin \theta, k_x \sin \theta + k_y \cos \theta). \quad (2.24)$$

2.6 SEQUENZEN

Wie bereits erwähnt nennt man eine Abfolge von Puls- und Gradientenschaltungen in der MRT-Bildgebung eine Sequenz. Es gibt zwei fundamentale Sequenztypen, die im Verlauf der Zeit verbessert, abgewandelt oder miteinander zu Hybridsequenzen vermischt wurden: das Gradientenecho (Abbildung 2.8) und das Spinecho. Ein MRT-Sequenzblock beginnt mit einem Anregungspuls, der in der Transversalebene eine Nettomagnetisierung erzeugt. Mit dem Puls beginnen die Spins zu relaxieren und zu dephasieren, durch geschickte Puls- und Gradientenwahl erzeugt man ein Echo, das von der Empfängerspule ausgelesen wird. Nach einem Sequenzblock wird im Allgemeinen die gleiche Messung mit einer

² Eigentlich: In der MRT ist per Definition der Ortsraum der Raum, in dem die Daten akquiriert werden und der Frequenzraum ist der Bildrekonstruktionsraum, in dem ein Schnittbild der Probe entsteht.

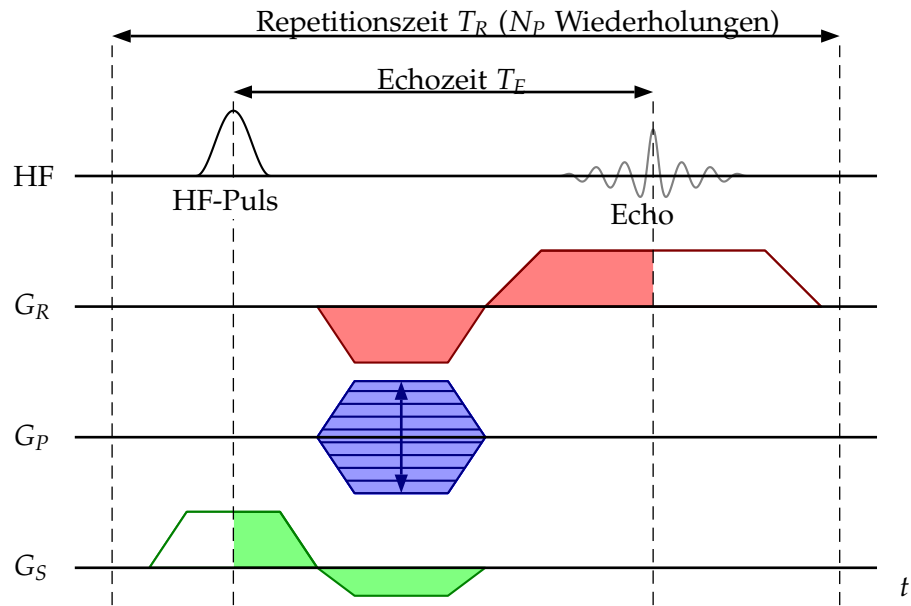


Abbildung 2.8: Das Sequenzdiagramm eines Gradientenechos. Nach einer Schichtanregung wird der Phasengradient G_P schrittweise geschaltet. Dadurch wird eine Zeile im k -Raum angefahren, die mit dem Lesegradienten erfasst wird. Das Prozedere wird N_P mal wiederholt, bis der gesamte k -Raum mit Daten gefüllt ist.

schrittweise veränderten Phasengradientenamplitude gemessen, solange bis die gewünschte Bildauflösung erzielt ist. Die Zeit einer solchen Einheit nennt man die Repetitionszeit T_R und die Zeit von der Pulsmitte zur Echomitte wird Echozeit T_E genannt.

2.6.1 Gradientenecho

Beim Gradientenecho wird das Echo durch einen bipolaren Lesegradienten erzeugt. Im Pulsdiagramm (Abbildung 2.8) ist schematisch ein Gradientenecho dargestellt. Zuerst wird die Magnetisierung durch einen Dephasier-Gradienten dephasiert um dann vom Lese-Gradienten mit gleichem nullten Gradientenmoment aber gespiegelter Polarität rephasiert zu werden. Somit wird ein Echo erzeugt. Die Intensität des Echos fällt je nach eingestellter Echozeit mit T_2^* ab, da Magnetfeldinhomogenitäten durch dieses Messverfahren nicht kompensiert werden können.

Ein bekanntes Gradientenecho ist das Fast Low Angle Shot (FLASH) [21], bei dem kleine Flipwinkel $\alpha \ll 90^\circ$ angewandt werden. Durch die kurzen HF-Pulse, die kleinere Flipwinkel erzeugen, bleibt nach der Anregung noch Longitudinalmagnetisierung erhalten. So kann bei der nächsten Anregung ohne auf die vollständige Relaxation zu warten wieder ein Teil der restlichen Magnetisierung zur Signalbildung genutzt werden. Durch die kurzen Repetitionszeiten verkürzt sich auch die Gesamtmesszeit drastisch. Da nach jeder Anregung Relaxationsprozesse einsetzen, bildet sich schnell eine dynamische Gleichgewichtsmagnetisierung zwischen Anregung und Relaxation.

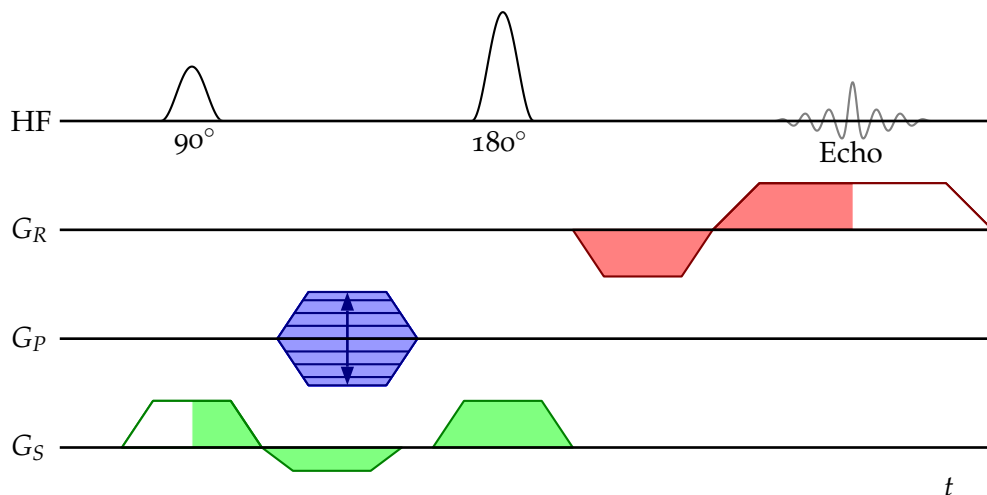


Abbildung 2.9: Beim Spinecho wird die Magnetisierung mit einem schichtselektiven 90° Puls in die Transversalebene gekippt. Nach der halben Echozeit $T_E/2$ wird die Magnetisierung mit einem 180° Puls geflippt, die dephasierenden Spins rephasieren zur Echozeit T_E und erzeugen das Spinecho. Das Signal wird mit Frequenz- und Phasengradienten ortskodiert.

Durch die kleinen Flip-Winkel findet eine kleinere Energiedisposition im Körper statt (SAR), jedoch wird auch ein geringeres Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) erzielt.

2.6.2 Spinecho

Beim Spinecho [9] wird das Echo durch zwei Pulse erzeugt (Abbildung 2.9). Der erste 90° Puls dreht die Magnetisierung in die Transversalebene. Die Spins beginnen dort zu dephasieren. Nach der Zeit $T_E/2$ wird die Magnetisierung mit einem 180° Puls um die eigene Achse gedreht. Nach der Zeit T_E formen die rephasierenden Spins ein Echo. Durch diesen Spinflip heben sich die Auswirkungen lokaler Inhomogenitäten gerade weg und das Signal zerfällt beim Spinecho mit T_2 .

Die 180° Pulse können im Abstand von T_E mehrmals eingesetzt werden, die Echointensität pro Echo nimmt mit der Relaxationszeit T_2 ab, da die Spin-Spin-Wechselwirkung zu einer irreversiblen Dephasierung führt. Diese Technik wird je nach Hersteller Multispinecho (MSE), Fast-Spinecho (FSE) oder Turbospinecho (TSE) genannt.

2.6.3 Sequenzen und Bildkontrast

Bei der Einstellung der Sequenzparameter geraten SNR, Auflösung und Messzeit in Konflikt. Diese stehen in inversen Bezug zueinander. Ziel ist meist, ein möglichst hohes SNR zu erreichen bei angemessener Messzeit. Letztere spielt auch eine Rolle für das Auftreten von Bewegungsartefakten. Erhöht man die Auflösung, sinkt das SNR, da pro Voxel die Anzahl der Spins abnimmt. Will man das SNR erhöhen, muss man die Messzeit verlängern.

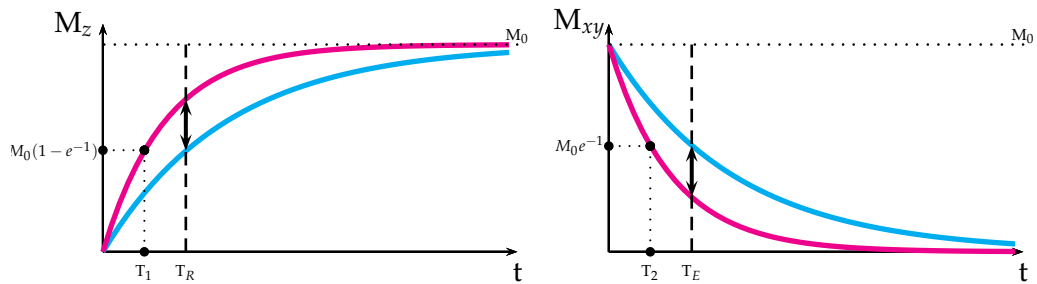


Abbildung 2.10: Die Kontrastentstehung bei T_1 (links) und T_2 (rechts) Relaxation beruht auf unterschiedlichen Gewebeeigenschaften. Schematisch sind zwei Relaxationskurven unterschiedlicher Stoffe mit der Signalhöhe zur Zeit t aufgetragen. Den Anteil der T_1 bzw. T_2 Wichtung im Bild steuert man über die Sequenzparameter T_E und T_R .

Die wichtigsten Parameter hinsichtlich des Bildkontrastes stellen die Echozeit T_E und die Repetitionszeit T_R dar. Der Bildkontrast von Körpergewebe entsteht durch unterschiedliche Relaxationszeiten von verschiedenen Gewebetypen. Durch unterschiedliche Molekularstrukturen sind die Wechselwirkungen der Spins mit dem Gitter oder anderen Spins der Grund für unterschiedliche T_1 - und T_2 -Zeiten [22].

2.7 K-RAUM TRAJEKTORIEN

Wir wissen, durch die geschickte Anordnung von Gradienten in einer Pulssequenz wird der k -Raum während der Messung im konventionellen (kartesischen) Fall zeilenweise abgetastet und mit Daten gefüllt [17]. Je nach Timing, Amplitude und zeitlicher Variation der Amplitude der Gradienten kann der k -Raum auf unterschiedliche Art und Weise gefüllt werden. Aus einer Fülle von k -Raum Trajektorien werden hier die zwei wichtigsten und ursprünglichsten beschrieben. Wird der k -Raum zeilenweise mit konstanter Sampling-Rate abgetastet, nennt man die Trajektorie kartesisch, da die einzelnen Datenpunkte auf einem kartesischen Gitter liegen. Dabei liegen Phasen- und Frequenzkodierer sequentiell. Wird nur ein Frequenzkodierer verwendet, bewegt man sich durch das Zentrum des k -Raums. Durch beispielsweise eine simultane Schaltung von zwei Frequenzkodierern kann man den k -Raum speichenweise (radial) abtasten. Beide Trajektorien sind in Abbildung 2.11 dargestellt.

Bei der radialen Abtastung hat man nun kein homogenes Gitter mehr, die Abtastdichte nimmt von innen nach aussen hin ab. Eine Datenpunkteanordnung in einem rechteckigen Gitter ist jedoch die Grundvoraussetzung, um einen FFT Algorithmus zur Rekonstruktion anzuwenden. Deshalb müssen die radialen Daten vor dem Rekonstruktionsprozess wieder auf ein kartesisches Gitter interpoliert werden, um anschliessend ein Bild zu erhalten.

Die radiale Trajektorie eignet sich als eine direkte und robuste Methode für die dynamische Bildgebung aus dem einfachen Grund: Jede der aufgenommenen Speichen durchkreuzt das Zentrum des k -Raums, das hauptverantwortlich für den

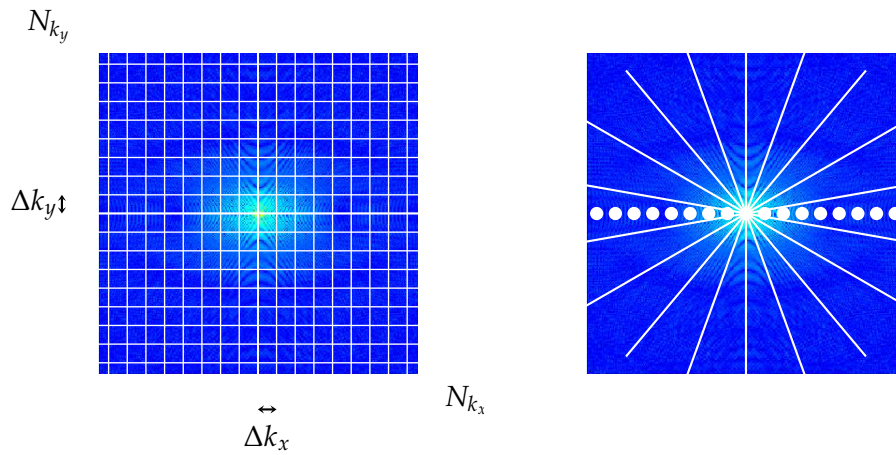


Abbildung 2.11: Bei der kartesischen Abtastung (links) wird der k -Raum zeilenweise und auf einem konstanten Gitter gefüllt (Punkte). Radiale Trajektorien laufen alle durch das Zentrum, der Winkel wird inkrementiert. Das Abtastgitter ist nicht mehr konstant.

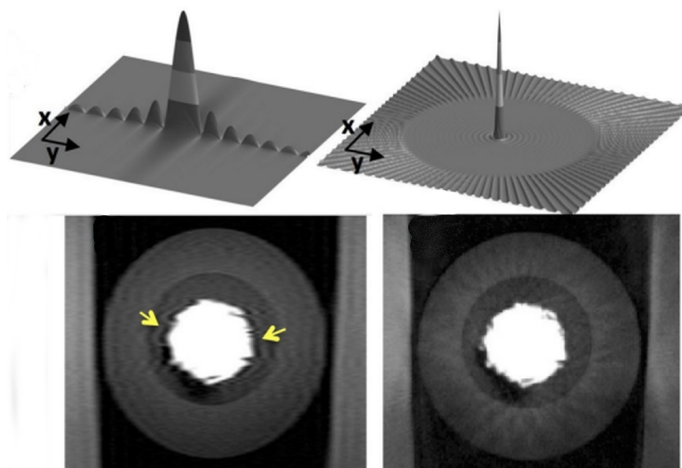


Abbildung 2.12: Abbildungseigenschaften eines Kontrastmittel-gefüllten Phantoms nach Aufnahme und Bildrekonstruktion mit konventionellen kartesischen (links) und radialen (rechts) Trajektorien. Über den Bildern sind die Punktabbildungsfunktionen der Methoden dargestellt, die die Artefaktausprägungen, die Rauschtextur und das Fehlen von Gibbs-Artefakten in den radialen Bildern erklären. [abgewandelt entnommen aus [23]]

Bildkontrast ist und die meiste Bildenergie enthält. Dadurch lässt sich bereits mit wenigen Speichen ein Bild rekonstruieren. Ein weiterer Vorteil ist die Form der Artefaktausprägung. Durch die trajektorienabhängige Punktabbildungsfunktion (engl. *point-spread function*, PSF) treten bei der radialen Bildgebung eher sogenannte streaking Artefakte auf, die sich oft milder oder vorteilhafter darstellen als kartesische Bildartefakte (siehe Abbildung 2.12). Andererseits ist eine MRT-Messung mit einer radialen Trajektorie anfällig für Gradientenverzögerungen. Durch die zeitliche Verzögerung der Gradientenschaltzeiten liegen die Zentren der Linien nicht mehr koinzident im tatsächlichen Zentrum des k -Raums und führen so zu Bildartefakten. Eine Möglichkeit dies zu umgehen ist, die Verzögerung der Gradienten zu messen, und die Gradientenschaltzeiten dementsprechend zu korrigieren.

Modernen MRT-Verfahren beinhalten weitere und komplexere Trajektorien (siehe [24]). In der Bewegungskorrektur, ist man oft auf eine schnelle Akquisition aller relevanten Daten angewiesen. Dazu wurden z.B. orbitale oder spiralförmige Trajektorien entwickelt. Bei einem EPI beispielsweise wird zur beschleunigten Messung der gesamte k -Raum nach einer einzigen Anregung ausgelesen. Ein Nachteil, der durch diese Technik entsteht sind Bildverzerrungen kommen, die korrigiert werden müssen.

ZAHNMEDIZINISCHE GRUNDLAGEN

In diesem Kapitel erfolgt eine Darstellung der für die Zahnheilkunde relevanten anatomischen Gegebenheiten und medizinischen Hintergründe.

3.1 ANATOMIE DER MUNDHÖHLE UND ZÄHNE

Die Zähne sorgen für eine mechanische Zerkleinerung der Nahrung und haben in der heutigen Zeit wichtige Bedeutung bei der Artikulierung der Sprache, weniger als Waffe als viel mehr als Allzweckwerkzeug. Sie sind mit ihren langen Wurzeln in tiefe Zahnfächer (*Alveolen*) in den Ober- (*Maxilla*) oder Unterkiefer (*Mandibula*) eingekeilt und sind darin mit ihrer Wurzelhaut verankert (Abbildung 3.1a). Der Zahn besteht hauptsächlich aus Zahnbein (*Dentin*), das eine dem Knochen ähnliche, aber härtere Struktur besitzt. Dieses umgibt einen Hohlraum, die Pulpahöhle, welche von einem gefäß- und nervenreichen Bindegewebe, dem Zahnmark (*Pulpa*), ausgefüllt ist. Die Pulpahöhle besitzt zur Zahnwurzel hin jeweils einen engen Wurzelkanal. Hier treten Gefäße und Nerven in den Zahn ein und wieder aus. Die Nerven stammen von Ästen des *N. trigeminus* (Abbildung 3.1b). Der aus dem Knochenfach herausragende Teil des Zahnes ist in Hals und Krone aufgeteilt. Als Zahnkrone bezeichnet man den frei aus dem Zahnfleisch herausragenden Anteil, der von dem besonders harten Zahnschmelz (*Enamelum*) überzogen ist. Der Zahnhals ist der Übergangsteil, der noch vom Zahnfleisch (*Gingiva*) bedeckt ist. Der in dem Zahnfach steckende Anteil, die Wurzel, hat einen dünnen Überzug von knochenartigem Zement (*Cementum*). Zwischen Zahnwurzel und Zahnfach befindet sich die Wurzelhaut (*Desmodont*), die den Zahn im Zahnfach mit federnder Elastizität verankert. Der Halteapparat des Zahnes, das *Parodontium*, besteht aus Zement, Wurzelhaut, Alveolarknochen und Zahnfleisch.

Die Kieferknochen bestehen aus einem harten Rand (*Compacta*, auch *Corticalis*) und aus der Markhöhle, das wie ein Schwamm mit rotem (eher bluthaltig) und gelben (eher fetthaltig) Knochenmark gefüllt ist (*Spongiosa*).

Das Gebiss eines Erwachsenen umfasst 28-32 Zähne. Das gesamte Gebiss wird in vier Quadranten gegliedert (Abbildung 3.6). Es gibt in jedem Kieferquadranten acht Zähne: zwei Schneidezähne (*Incisivos*), einen Eckzahn (*Caninus*), zwei kleine Backenzähne (*Prämolar*) und drei grosse Mahlzähne (*Molar*). Die Vormahlzähne besitzen meist nur eine Wurzel, die Mahlzähne haben im Oberkiefer drei, im Unterkiefer zwei Wurzeln.

In der europäischen zahnmedizinischen Praxis werden die Zähne in einer besonderen Schreibweise abgekürzt. Dabei erhält jeder Quadrant eine Kennziffer: rechter Oberkiefer 1, linker Oberkiefer 2, linker Unterkiefer 3, rechter Unterkiefer 4. Die Zähne werden von der Mitte des Zahnbogens (*mesial*) nach hinten

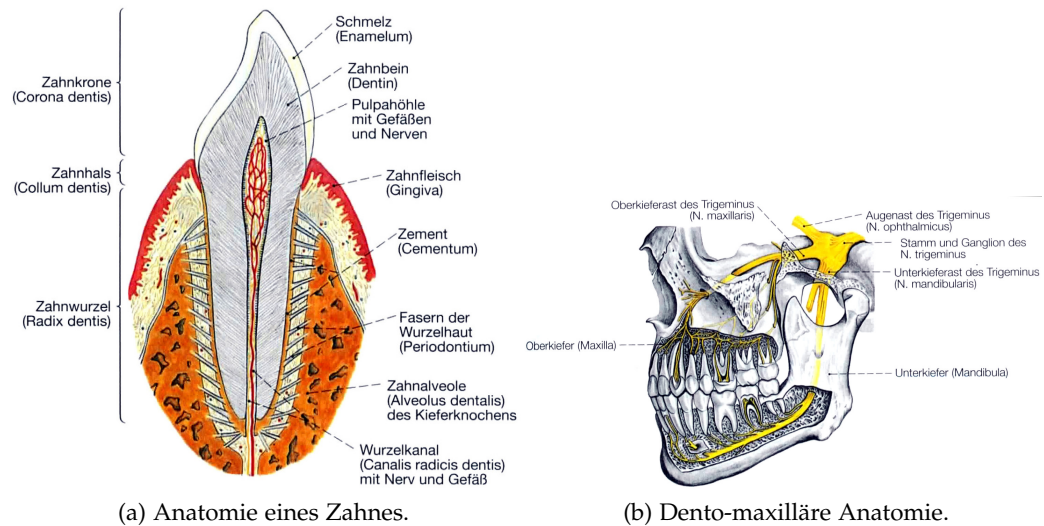


Abbildung 3.1: Anatomie des stomatognathen Systems (entnommen aus [25]).

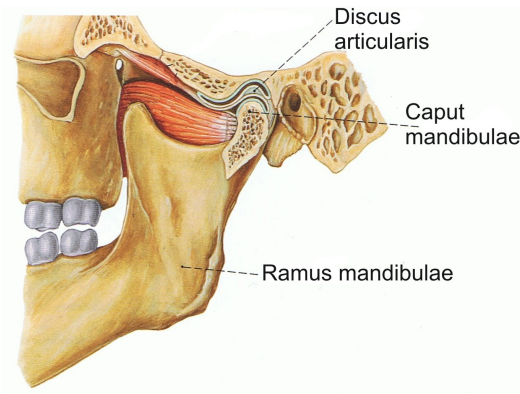


Abbildung 3.2: Darstellung des Kiefergelenks mit den an der Bewegung beteiligten Muskelgruppen [27]. Der discus articularis füllt den Gelenkspalt zwischen Knochenköpfchen und Gelenkgrube aus.

hin (*distal*) von 1 bis 8 durchnummeriert. Der Eckzahn im rechten Unterkiefer trägt also die Bezeichnung 43. Weitere Richtungsbezeichnungen lassen sich in zahnmedizinischen Anatomiebüchern finden (z.B. [26]).

3.2 ANATOMIE DES KIEFERGELENKS

3.2.1 Morphologie und Funktion

Das Kiefergelenk (engl. *temporomandibular joint*, TMJ) ist die bewegliche Verbindung zwischen Unterkiefer und dem restlichen Schädelknochen. Ohne dieses Gelenk wäre ein Öffnen und Schliessen des Mundes zum Essen, Sprechen, Schlucken, usw. nicht möglich. Es handelt sich um ein komplexes Gelenk, das sowohl Rotations- als auch Translationsbewegungen durchführt. Das Gelenk befindet sich zwischen dem *os temporalis*, dem Schläfenbein und dem *os mandibularis*, dem Unterkieferknochen - als dreieckiges Gebilde gut tastbar kurz vor dem Ohr. Den

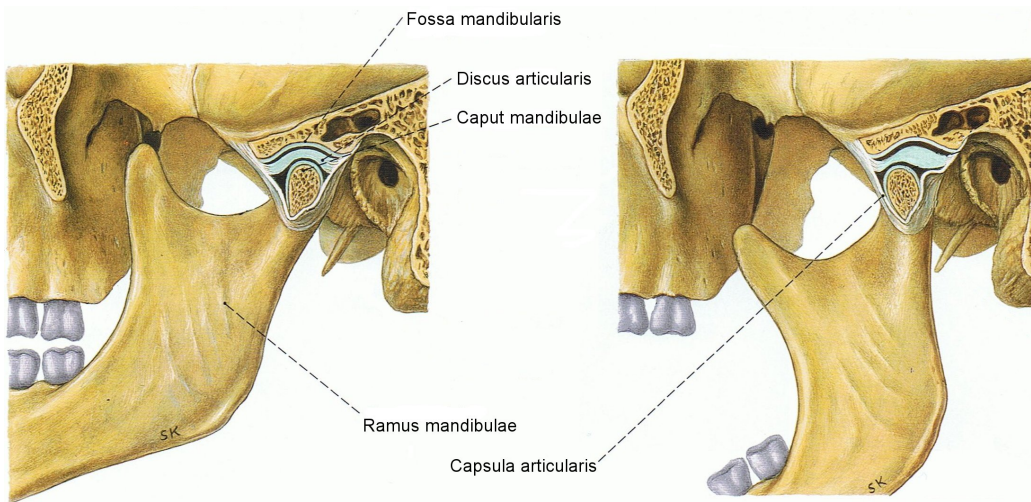


Abbildung 3.3: Darstellung des Kiefergelenks bei offenem und geschlossenem Mund [27]. Der *discus articularis* befindet sich zwischen der *fossa mandibularis* und dem *caput mandibulae*, auch Kondylus genannt.

Gelenkzwischenraum füllt der *discus articularis*, ein knorpelartiges Gewebe, aus. Dieser Diskus folgt der komplexen Bewegung des Kiefergelenks und sitzt bei den Translations- und Rotationsbewegungen des Gelenks im gesunden Zustand zwischen der *fossa mandibularis*, eine mit Knorpel überzogene Gelenkgrube des Schläfenbeins und dem *caput mandibulae*, auch Kieferköpfchen oder Kondylus genannt (siehe Abbildungen 3.2 und 3.3). Wird auf eine Masse zwischen den Zähnen eine Kraft ausübt, wird das Gelenk belastet. Im physikalischen Sinne sind Ober- und Unterkiefer die Hebelarme einer Drehbewegung und das Kiefergelenk der Drehpunkt. Im Inneren des Gelenks, in dem sich der Diskus befindet, können sich hohe Kräfte auswirken. An den Bewegungen mit Beteiligung des Kiefergelenks sind hauptsächlich fünf Muskelpaare und eine komplexer Band- und Gelenkkapselapparat beteiligt. Dadurch kann der Unterkiefer nicht nur geöffnet und geschlossen werden, sondern sich auch nach vorne und hinten, sowie links und rechts bewegen.

3.2.2 Erkrankungen

Wer häufig Kopfschmerzen, Probleme bei der Mundöffnung und beim Kauen oder Knackgeräusche im Kiefergelenk hat, kann unter einer Funktionsstörung des Kauorgans, einer so genannten kranjomandibulären Dysfunktion (engl. *craniomandibular disease*, CMD) leiden. Diese Erkrankung tritt im westlichen Kulturkreis relativ häufig auf und äußert sich durch vielseitige Symptome [28, 29]. Diese Erkrankungen sind die Hauptvertreter für Schmerzen in der orofazialen Region, die ihren Ursprung nicht in den Zähnen selbst haben [30]. Sehr viele verschiedene Krankheiten und Gründe können hinter den ähnlichen Symptomen stecken [31]. Untersuchungen haben ergeben, dass ca. 5 bis 10 Prozent der deutschen Bevölkerung an dieser Erkrankung leiden. Interessanterweise sind 80 Prozent der Patienten weiblich. Die Erkrankung tritt meistens im Alter von 20 bis 40

Jahren auf. Die Störung ist oft schmerzhaft und kann langfristig zu Verschleißerscheinungen am Kiefergelenk führen. Störungen im System des Kiefergelenks können zu Schmerzen in der Kaumuskulatur und im Kiefergelenk selbst führen. Die Mundöffnung kann eingeschränkt sein oder Geräusche im Kiefergelenk (Knacken, Reiben) können ebenso auftreten. Die Ursachen für diese und eine Reihe weiterer Krankheitszeichen im Kopf-, Nacken- und Schulterbereich können in einer Über- oder Fehlbelastung der Kaumuskulatur und der Kiefergelenke liegen. Leider werden diese Beschwerden oft gar nicht oder falsch diagnostiziert und bleiben unbehandelt.

3.2.3 Ursachen

Psychosomatische Gründe spielen eine grosse Rolle bei den Erkrankungen des Kiefergelenks. Jeder Mensch bewältigt übermässigen Stress auf eine andere Weise. Stress, so wird heute allgemein angenommen, ist die Hauptursache für das Zähneknirschen und dessen Folgen. Weitere Gründe können eine okklusionale Fehlstellung des Bisses und fehlerhafte Zahnkontakte sein. Bei einer normalen Funktion des Kauorgans befinden sich die Zähne zum Kauen oder beim Schlucken im Verlaufe des Tages ca. 15 Minuten miteinander in Kontakt. In der verbleibenden Zeit kann sich die Kaumuskulatur entspannen, die Zähne berühren sich nicht. Idealerweise sollten im Schlussbiss beide Kieferköpfchen zentral in der Gelenkgrube sitzen, wobei die Knorpelscheiben zwischen Kieferköpfchen und Gelenkgruben liegen. Dabei sollten die Gelenke symmetrisch zueinander stehen, die Kaumuskulatur auf beiden Seiten dieselbe Spannung und Länge und die Zahnreihen im Seitenzahnggebiet rechts und links gleichmässige Vielpunktkontakte aufweisen. Bei jedem Schluckakt werden unbewusst all diese Parameter vom Gehirn überprüft (Psychomotorik). Falls Asymmetrien auftreten (z. B. nach dem Legen einer zu hohen Füllung), setzt sich ein unwillkürlicher Kompensationsmechanismus in Gang. Entweder wird der Frühkontakt durch vermehrtes Reiben der Zähne abgewetzt (Bruxismus) häufig an blanken Stellen auf frisch gelegten Füllungen zu erkennen oder der Patient verschiebt den Unterkiefer, bis er wieder beiderseits Vielpunktkontakte an den Zähnen spürt. Allerdings geht dabei die Symmetrie und die beidseitig gleichmässige Spannung der Muskulatur verloren, was in einen Teufelskreis münden kann (Bruxismus und kranio-mandibuläre Dysfunktion). Weitere Ursachen für diese Beschwerden können Angewohnheiten sein, die die Kaumuskulatur dauerhaft überlasten oder eine unnatürliche Stellung des Unterkiefers verursachen. Dazu gehören das Kauen auf Fingernägeln oder Schreibgeräten, übermässiges Kaugummikauen, das Schlafen auf dem Bauch oder eine häufige Fehlhaltung des Kopfes. Beschwerden treten auch infolge einer schlechten Sitzhaltung auf und gehen in der Regel mit spürbaren Verspannungen im Bereich der Nackenmuskulatur einher. Schliesslich können auch traumatische Einflüsse, wie ein Schlag auf das Kinn, ein Schleudertrauma oder gewebliche Dispositionen, vor allem Fehlstellungen und Bewegungseinschränkungen des Diskus, zu den oben beschriebenen Beschwerden führen.



Abbildung 3.4: Bei einem Kind wird der Bewegungsumfang und -ablauf des Kiefers vermessen (Axiographie, [36]).

3.2.4 *Symptome*

Die Symptome der Kiefergelenkerkrankungen sind sehr weitreichend und zumeist auch nicht immer zweifelsfrei dem Kiefergelenk zuzuschreiben. Die Folge des Bruxismus, wie das Zähneknirschen in der Fachsprache auch genannt wird, ist die übermäßige Abnutzung und Verletzung der Zähne. Dadurch kann der Zahnschmelz zerstört werden, die Zähne werden empfindlich. Anzeichen für diese Angewohnheit ist die oft deutlich sichtbare Abnutzung der Zähne (erste Anzeichen finden sich oft im Bereich der Eckzahnspitzen und der Schneidekanten der Frontzähne). Bei nächtlichem Knirschen fühlt sich der Kiefer morgens nach dem Aufwachen oft steif und ermüdet an, die Mundöffnung ist eingeschränkt. Wenn sich die Beschwerden über den Tag verschlimmern, knirschen Sie auch am Tage unbewusst mit den Zähnen. Außerdem können durch die hohe Belastung während des Knirschens Beschwerden in den Kiefergelenken und der Kaumuskulatur auftreten. Auch während des Kauvorgangs können starke Kräfte im Kiefergelenk ausgeübt werden [32, 33, 34, 35]. Schmerzen, die direkt im Kiefergelenk entstehen müssen nicht immer an ihrem Ursprungsort spürbar sein, sondern können auf den ganzen Kopf ausstrahlen, und sich manchmal als leichte bis starke Kopfschmerzen äußern. Durch okklusale Fehlhaltungen kann es auch zu einer Verkrampfung von Muskelpartien kommen, die ihrerseits Schmerzen verursachen. Zumeist sind Knack- und Reibegeräusche ein Hinweis darauf, dass das Kiefergelenk erkrankt sein könnte, dies ist aber kein zuverlässiges Indiz. Selbstredend erklärt sich die Wichtigkeit der bildgebenden Diagnostik (dynamisch), die gewebliche Dispositionen im Gelenk darstellen kann.

3.2.5 *Diagnostik*

Um Kiefergelenkerkrankungen zu diagnostizieren gibt es viele Möglichkeiten. Man kann auf folgende Methoden zurückgreifen. Im Rahmen der klinischen Funktionsdiagnostik werden die Ursachen der Fehlfunktion ermittelt, der Umfang der Funktionsstörung und die schmerzauslösenden Strukturen erfasst, so-

wie Fehlstellungen der Kiefer und Zähne analysiert. Zur Schmerzanalyse wird ein Schmerzbogen ausgefüllt, der Hinweise auf Herkunft und Qualität sowie die Stärke der Schmerzen geben soll. Zudem wird das Kiefergelenk und alle beteiligten Muskelgruppen abgetastet (Palpation) und auf eventuelle Verspannungen und Verdickungen überprüft. Bei der instrumentellen Diagnostik wird durch eine äussere Vermessung der Bewegungsspielraum sowie die Okklusion der Kiefer ermittelt. In der Praxis wird die Bewegung der Mandibel (auch Mandibula genannt) durch die Axiographie analysiert (vergleiche Abbildung 3.4, [37, 38, 39]). Hierzu werden Schienen am Kiefer und an den Zähnen fixiert, deren Bewegung aufgezeichnet werden kann. Die bildgebenden Methoden jedoch sind die einzige Möglichkeit, gewebliche Dispositionen aufzudecken. Dazu können MRT-, Röntgen- bzw. CT-Aufnahmen angefertigt werden oder das Kiefergelenk mit Ultraschall dargestellt werden.

Einige der vorhandenen Bildgebungsverfahren wurden bisher zur Abklärung von Erkrankungen des Kiefergelenks angewandt. Unter all diesen bietet die MRT die meisten Vorteile, da sie die Weichgewebsbestandteile des Kiefergelenks darstellen kann ohne auf ionisierende Strahlung zurückgreifen zu müssen [11, 40, 41, 42]. Der mechanische und zeitliche komplexe Bewegungsablauf des Kiefergelenks mit seinen intraartikulären Bestandteilen ("Diskus", siehe auch 3.2.1) stellen konventionelle MRT-Bildgebungsverfahren vor eine unlösbare Aufgabe [43, 44]. Bisherige Arbeiten dazu beschäftigten sich mit einer statischen Bildgebung des Kiefergelenks [45], quasi-statischen Bildern [46, 47] als auch mit dynamischen Bildern des unbelasteten Kiefergelenks [48, 49]. Die dynamische Bildgebung stellt sich in der Diagnostik als sehr hilfreich dar [50]. Jedoch wurde bislang unseres Wissens keine Studie zur dynamischen Bildgebung des belasteten Kiefergelenks in Echtzeit mit radialen MRT-Methoden durchgeführt.

3.2.6 Therapie

Ein einfaches und sehr wirkungsvolles Behandlungsmittel zur Vorbeugung und Behandlung von Kiefergelenksbeschwerden ist die so genannte Aufbißschiene. Neben dem Schutz der Zähne vor weiterer Abnutzung diese die Belastung der Kiefergelenke reduzieren, Verspannungen in der Kaumuskulatur lösen und so eine zeitweise oder andauernde Reduzierung der Knirschaktivität erreichen. Bei der Eingliederung der Schiene muss darauf geachtet werden, dass diese Unterkieferposition auch bei Zahnkontakt auf dem Kunststoff beibehalten wird. Aus diesem Grunde wird die Schiene sorgfältig eingeschliffen. Bei nächtlicher Bruxismusaktivität und zur Vorbeugung wird die Schiene nachts getragen. Bei besonders akuten Fällen oder Knirschaktivität am Tage muss die Schiene vorübergehend rund um die Uhr getragen werden. Die richtigen Zahnkontakte und der Heilungsverlauf werden durch den Zahnarzt regelmäßig kontrolliert. In wenigen Fällen kommt auch eine Operation des Kiefergelenks in Frage.

3.3 PRÄPARATIONSGRENZE

Die Präparationsgrenze ist ein wichtiges Hilfsmittel bei der Herstellung einer Restauration. Der Zahnarzt, der einen Zahnstumpf für z.B. eine Überkronung

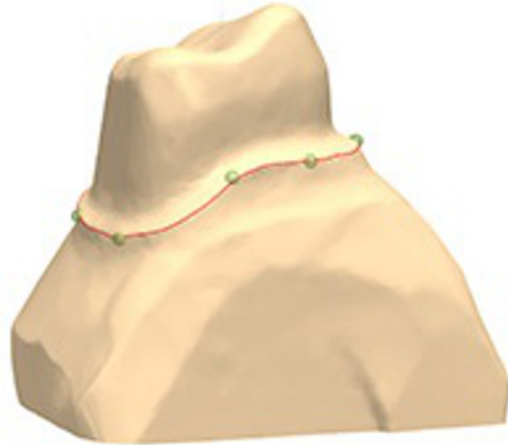


Abbildung 3.5: Darstellung der Präparationsgrenze eines Zahnes (rote Linie), wie sie durch eine Software nach dem optischen Scan eines Gipsmodells erhalten wird.

vorbereitet, markiert die Grenze der Präparation (Stelle maximaler axialer Ausdehnung) dadurch. Die Qualität und Wiederfindung der Grenze ist unter anderem ausschlaggebend für die Dichtigkeit einer Restauration.

Oft befindet sich diese Grenze noch unterhalb der Zahnfleischgrenze und muss für mechanische Abdruckmethoden mit sog. Retraktionsfäden freigelegt werden.

Dies führt oft zu Blutungen und eine Abformung (mit Silikon- oder Polyether-Massen) kann dann nicht mehr sinnvoll durchgeführt werden.

3.4 DISZIPLINEN DER ZAHNMEDIZIN

Die Zahnheilkunde umfasst die Prophylaxe, Diagnostik und Therapie von Erkrankungen der Zähne, der Mundhöhle und der Kiefer.

Die ZAHNERHALTUNGSKUNDE umfasst die Rekonstruktion zerstörter Zähne durch Füllungen; ebenso die Behandlung des erkrankten Zahnmarks einschließlich der Therapie marktoter Zähne (ENDODONTIE).

Ein weiteres Spezialgebiet der Zahnheilkunde ist die KINDERZAHNHEILKUNDE. Ihre Tätigkeitsgebiete beziehen sich hauptsächlich auf kariesprophylaktische und zahnerhaltende Massnahmen bei Kindern.

Aus der Zahnerhaltungskunde heraus hat sich die PARODONTOLOGIE entwickelt, die sich mit der Prophylaxe und Therapie der Erkrankungen des Zahnhalteapparates (*Parodontium*) beschäftigt.

Die Aufgabe der KIEFERORTHOPÄDIE ist die konservative (nicht operative) Korrektur von Stellungsanomalien der Zähne und der Kiefer mit abnehmbaren oder fest sitzenden Geräten.

Alle chirurgischen Eingriffe im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich sind Bestandteil der CHIRURGISCHEN ZAHNHEILKUNDE. Kleinere Eingriffe, wie etwa das Entfernen eines Zahnes oder auch das Einsetzen von Implantaten (IMPLANTOLOGIE) sind Bestandteil der ORALCHIRURGIE. Die MUND-KIEFER-GESICHTS-

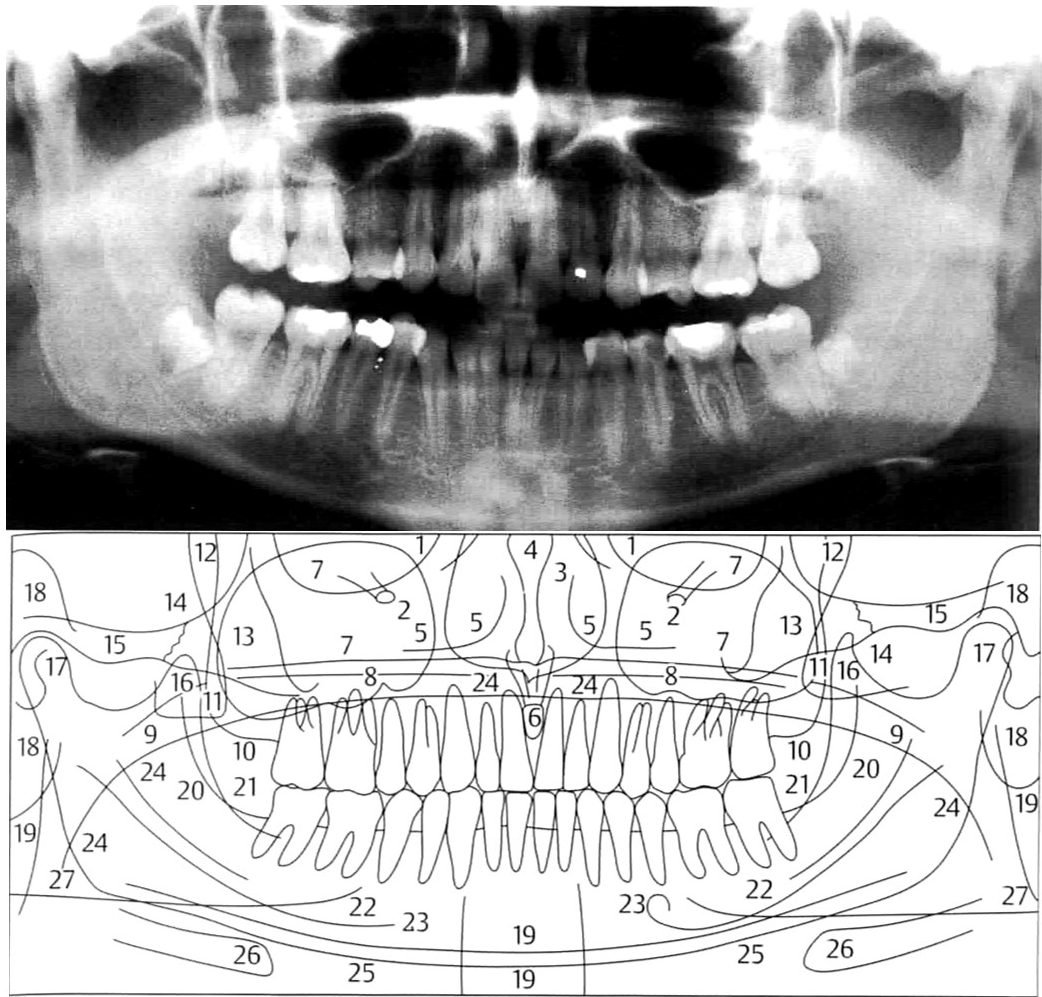


Abbildung 3.6: Röntgen-Orthopantomogramm (oben) und schematische Skizze (unten) eines gesunden Gebisses (aus [51], die nummerierten Bezeichnungen können dort entnommen werden).

CHIRURGIE dagegen ist ein interdisziplinärer Bestandteil der Zahnheilkunde und der allgemeinen Medizin.

Fächerübergreifend und in allen Disziplinen benötigt ist besonders die ZAHNÄRZTLICHE RADIOLOGIE.

Die Zahnersatzkunde (PROTHETIK) befasst sich mit dem Ersatz fehlender Zähne durch festsitzende oder herausnehmbare Prothesen.

Ein weiteres Teilgebiet der Zahnmedizin ist die GNATHOLOGIE, die sich mit Störungen im Zahnreihenschluss und damit verbundene Veränderungen im Kauorgan oder -muskulatur beschäftigt.

3.5 BILDGEBENDE METHODEN IN DER ZAHNÄRZTLICHEN RADIOLOGIE

In der heutigen Zahnmedizin kann aus vielerlei Gründen keine therapeutische Handlung mehr gesetzt werden, ohne dass ein umfassender und detaillierter Behandlungsplan vorausgeht. Als Basis einer vorausschauenden und wirtschaft-

lichen Behandlung ist ein lückenloser Befund durch Bildgebungsmodalitäten der Zähne und der Kiefer unentbehrlich. Bis dato werden in der Zahnheilkunde überwiegend Modalitäten verwendet, die auf dem Prinzip der (ionisierenden) Röntgenstrahlung beruhen. Eine anschauliche Zusammenfassung der Bildgebungsmodalitäten in der Zahnheilkunde findet man in [52].

Im Vordergrund bei den Bildgebungsmodalitäten steht das sog. *Orthopantomogramm* (OPG) oder auch Panoramaröntgen. Diese ermöglicht in allen Disziplinen der Zahnmedizin einen guten Überblick über die Situation. Die fehlerfreie und vollständige Untersuchung der Zähne und der Kiefer ist nicht mit einem herkömmlichen röntgenologischen Zahnstatus oder Einzelaufnahmen möglich. Mithilfe der Panoramaschichtaufnahme sind die Zahnärzte in der Lage, die Gesamtheit des stomatognathen Systems beurteilbar und strahlensparend durch gezielte Spezialaufnahmen zu ergänzen. Der heutige Stand der digitalen Aufnahmetechnik hat diese Aufnahme mit den zur Verfügung stehenden Verarbeitungsmöglichkeiten in vieler Hinsicht verbessert. Neben dem Hauptnachteil dieser Modalität, der Verwendung von ionisierender Strahlung, gibt es weitere Nachteile. Die von ihr gelieferte Bildinformation kann lückenhaft und nicht eindeutig sein. So wird zum Beispiel der mittlere Bereich durch die Halswirbelsäule verschattet, was eine eindeutige Diagnose manchmal erschwert. Ein OPG entsteht durch Rotieren einer Röntgenröhre und eines Detektorfilms um den Kopf des Patienten herum. Es handelt sich also um eine Tomographie, bei der keine ebene, sondern eine gekrümmte, etwa halb ellipsenförmige Fläche auf die Filmebene projiziert wird. Bei dieser Art der Projektion geht die Information über die Lage von Strukturen in der dritten Raumrichtung verloren und es kommt zu Überlagerungen. Die Strahlendosis die beim OPG vom Körper absorbiert wird bewegt sich in etwa der Belastung durch Höhenstrahlung während eines vierstündigen Fluges. Zur kieferorthopädischen Planung der Therapie wird ein Fernröntgenseitenbild (FRS, engl. *lateral cephalogram*) hinzugezogen.

In sehr vielen Fällen wird eine dreidimensionale Bildgebung nötig. Zum Beispiel wenn ein nicht durchgebrochener Zahn entfernt werden soll und der Chirurg zu entscheiden hat, ob von *oral* oder *vestibulär* eröffnet werden soll. Eine Methode mit Röntgenstrahlung dreidimensionale Bilder zu erhalten ist die *computed tomography* (CT), jedoch wird dabei eine hohe Strahlendosis verwendet. Auch in neueren Geräten, den sogenannten *low-dose* CT ist die Belastung etwa dreizehnmal so hoch ist wie beim Panoramaröntgen [53]. Typischerweise werden für die Therapieplanung oder gerade im Therapieverlauf, was häufig jungen Patienten betrifft (Kieferorthopädie) viele Bilder angefertigt. Aufgrund der damit verbundenen hohen Strahlenbelastung ist eine Indikation für dreidimensionale bzw. tomographische Röntgenmodalitäten nicht gegeben.

Durch technische Neuerungen und Weiterentwicklung der Methoden konnte die Strahlendosis, die Gerätegröße und die Kosten verringert werden. Die neuen Geräte nennen sich *dental CT*, *cone-beam CT* (CBCT) oder *Digitales Volumentomogramm* (DVT) [54]. Jedoch beträgt die Strahlendosis der betroffenen Körperregion, die sich bei den unterschiedlichen Geräteherstellern sehr unterscheiden immer noch etwa ein drei bis 44-faches des Panoramaröntgen [55].

In diesen Belangen kann die MRT ihre Vorteile ausspielen. Sie kommt komplett ohne ionisierende Strahlenbelastung aus und ist eine dreidimensionale

Technik mit überzeugenden Bildkontrasten, abhängig von der jeweiligen Gewebestruktur die es zu betrachten gilt. Die MRT-Untersuchung gilt als sicher, sofern die üblichen Ausschlusskriterien von ferromagnetischen Materialien eingehalten werden, und kann beliebig oft wiederholt werden.

In der kieferorthopädischen Bildgebung beispielsweise ist die Abgrenzung von Zahnstrukturen zum umgebenden Gewebe von Bedeutung, sowie deren dreidimensionale Lage im Unterkiefer. Festkörper haben in der MR sehr kurze T_2 Relaxationszeit. Der Grund dafür ist einerseits die geringe Anzahl freier Protonen in Festkörpern, andererseits ermöglicht die Bindungsstruktur eine bessere Kopplung der Spin-Spin-Wechselwirkung. Bei 1.5T hat Zahnschmelz eine extrem kurze T_2 -Relaxationszeit von $70\mu s$ und Dentin ein ebenso kurzes T_2 von $150\mu s$ [56]. Knochenmark z.B. hat ein relativ langes T_2 von 288ms [57]. Die typischen Echozeiten von Standardsequenzen bewegen sich im Bereich von einigen ms. Dadurch bleiben die Zähne, sowie die knöchernen Kortikalis im Bild signalarm bis -los, während Pulpa, Knochenmark, Zahnfleisch, Zunge, Speichel und andere Gewebearten signalintens sind. Durch den Kontrastunterschied ist es möglich, die Zähne auf MR Bildern sichtbar zu machen.

Diverse Studien zeigen die Effektivität und den Nutzen der MRT in den verschiedenen Bereichen der Kieferorthopädie [58, 59, 60, 61, 62, 63].

In einer Studie unserer Würzburger Gruppe, die sich mit dentaler MRT beschäftigt, wurden Zahnabdrücke durch Verwendung eines intra-oralen Kontrastmittels in Verbindung mit einer intra-oralen Empfängerspule hergestellt [64].

In der Kariologie können kariöse Läsionen auf zwei Arten sichtbar gemacht werden. Zum einen kann bei Verwendung eines intra-oralen Kontrastmittels das Eindringen des Kontrastmittels in eine Kavität festgestellt werden [65]. In ähnlichen Studien wurde die Tatsache ausgenutzt, dass die bei Karies auftretende Demineralisation des Zahnschmelzes eine Verlängerung der T_2 -Relaxationszeit mit sich bringt, die mit ultra-schnellen Sequenzen gemessen werden kann [66, 67, 68]. Eine ähnliche Sequenz, entwickelt von Grodzki et al. würde sich ebenso für diese Zwecke eignen [69].

Teil II

DENTALE MRT

In der Zahnheilkunde wird bei bildgebenden Diagnostik Methoden routinemäßig meist auf gewebsschädigende ionisierende Röntgenstrahlung zurückgegriffen. Gerade aus diesem Grund bietet sich die Magnetresonanztomographie in hervorragender Weise für sehr viele Anwendungsmöglichkeiten im dentalen Bereich an. Im folgenden Teil werden neue und Weiterentwicklungen von teils bestehenden Methoden beschrieben, die in den verschiedenen Disziplinen der Zahnmedizin wie etwa Kieferorthopädie, Chirurgie, Implantologie, Kariologie und Prothetik ihren Weg in den klinischen Alltag finden können.

4.1 EINLEITUNG

Das Kiefergelenk (engl. *temporomandibular joint*, TMJ) ist von einer Vielzahl von Krankheiten betroffen, die als Kiefergelenkerkrankungen (engl. *temporomandibular disease*, TMD) bezeichnet werden (siehe Abschnitt der Grundlagen 3.2.1). Bei den TMD handelt es sich um eine übergreifende Diagnose.

Wenn sich ein Patient über Geräusentwicklung (häufig Knacken) oder Schmerzen bezogen auf das Kiefergelenk äußert, während er eine Kau- oder Kieferbewegung durchführt, ist eine Analyse des bewegten Kauapparates speziell während der Kaubelastung interessant, da gerade dort hohe Kräfte auftreten.

Bei der Echtzeit-Axiographie kann ein präzises Bild der Bewegung des Kiefergelenks in hoher Auflösung in Zeit und Ort aufgezeichnet werden. Leider lässt diese Methode nur Schlussfolgerungen und keine direkten Beobachtungen über die Anatomie und komplexen Bewegungsablauf des Kiefergelenks zu. Im Gegensatz dazu zeigt die statische MRT-Bildgebung die anatomische Situation des Weichgewebes und Knochen, allerdings ohne die relevante Bewegungsinformation. Daher ist ein geeignetes Bildgebungsverfahren zur Visualisierung der Anatomie während des Bewegungsablaufes indiziert.

Der Zweck dieser Studie bestand darin, die Bewegungsabläufe der Kiefergelenksbestandteile unter Kaubelastung zu analysieren. Wir wandten das radiale Bildgebungsverfahren an um die schnellen Bewegungsabläufe in Echtzeit verfolgen zu können. Die Methodik der radialen MRT-Bildgebung ist in Abschnitt 2.7 beschrieben.

Teile dieser Studie wurden bereits in der eigenen Diplomarbeit angefertigt, jedoch darüber hinaus weiterentwickelt und verbessert und abschließend im Rahmen der Dissertation publiziert [70]. Die Grafiken sind teils dieser Publikation entnommen.

4.2 MATERIALIEN UND METHODEN

4.2.1 Probanden

Die dynamischen MRT-Untersuchungen wurden an 22 Probanden durchgeführt (mittleres Alter 30, Median 27, Spanne 18-68), unter ihnen 8 Probanden, die bereits die Diagnose TMD erhalten hatten. Diese beinhaltete das Vorkommen einer Deformation oder Verlagerung des intraartikulären Diskus. Eine schriftliche Einverständniserklärung wurde von jeder Person eingeholt.

Die Probanden wurden an einem 1.5 T Ganzkörper-MRT-Scanner mit zwei 4-Kanal-Multiarray Spulen (Noras, Höchberg, Deutschland) untersucht. Wie in Abbildung 4.1 gezeigt, wurden die Probanden anfangs mit Kissen stabilisiert,



Abbildung 4.1: Bei der dynamischen Kiefergelenkmessung liegt der Proband auf dem Rücken, der Bereich um das Kiefergelenk wird mit zwei 4-Kanal-Array-Spulen zur Signalrezeption flankiert. Der Kopf liegt dabei stabil in einer Kopfschale, sodass dieser bei der Kaubewegung in der gewünschten Position bleibt.

um Kopfbewegungen und damit unnötige Bewegungsartefakte und falsch platzierte Bildgebungsschichten während der Messung zu vermeiden.

4.2.2 MRT-Bildgebungsprotokoll

Zusätzlich zu statischen Messungen (T_1 - und T_2 -gewichtete 2D TSE-Multischicht-Sequenzen) wurden zwei verschiedene dynamische Kiefergelenkmessungen vorgenommen. Die erste Messung bestand darin den Mund innerhalb von 15 Sekunden komplett zu Öffnen und anschließend wieder zu schließen. Die zweite Methode zielte darauf ab, das Kiefergelenk, Knorpelgewebe und den intraartikulären Abstand (Distanz zwischen Kondylus und Fossa) unter Kaubelastung zu analysieren. Die Probanden wurden angewiesen, auf ein gekühltes Karamellbonbon (Storck Riesen, August Storck KG, Berlin, Germany), das für eine große Kaubelastung sorgt, zu beißen. Dabei wurde das Karamellbonbon je auf einer Seite und anschließend auf beiden Seiten zwischen die maxillären und mandibulären Molaren platziert, um eine unilaterale und bilaterale Belastung zu simulieren. Um Faktoren wie Zahnform und individuelle Stärke des Kauapparates zu kompensieren, wurde das Karamellbonbon soweit abgekühlt, dass der Proband innerhalb von 15 s durch das Karamellbonbon beißen konnte. Zu-

sätzlich wurde es in die weitest mögliche Position nach posterior platziert, um eine komplette Schlussbewegung abzubilden.

Ähnlich zu den MRT-Bildgebungsparametern, die auch von Yamada et al. [45] in einer kartesischen Gradientenecho Sequenz benutzt wurden, wurde eine radiale FLASH Sequenz (T_E 3.17/5/12 ms T_R 15/30 ms, Flipwinkel $8^\circ/11^\circ$, in-plane Auflösung $0.59 \times 0.59 \text{ mm}^2$, Schichtdicke 3 mm, 2 nicht-parallele abwechselnd gemessene Schichten für das linke und rechte Kiefergelenk) angepasst und zur dynamischen Kiefergelenkuntersuchung eingesetzt. Die verschiedenen T_E - und T_R -Zeiten wurden gewählt um durch leichte T_2 -Gewichtung den Diskus zum umliegenden Knorpelgewebe abzugrenzen (langes T_E). Aufgrund der kürzeren T_2 -Relaxationszeit des Faserknorpelgewebe zeigt sich der Diskus niedrig signalintens im Gegensatz zum umliegenden Gewebe mit längerer T_2 -Relaxationszeit. Andererseits möchte man durch maximale SNR-Ausbeute den intraartikulären Abstand einschätzen können (kurzes T_E). Dort erscheinen die Weichgewebe signalintens gegenüber signalloser Knochenstrukturen.

4.2.3 Radiale Goldener-Winkel-basierte dynamische Bildgebung

Will man den zeitlichen Ablauf einer Bewegung festhalten, ist eine kontinuierliche (radiale) Abtastung in geeigneter Form nötig [71]. Die zeitliche Abfolge der azimuthalen Anordnung der radialen Datenspeichen lässt sich auf verschiedene Art und Weise realisieren. Bei der inkrementellen Methode wird nach jeder ausgelesenen Speiche um einen bestimmten Winkel weitergedreht (Abbildung 4.2 a). Bei der interleaved Methode wird eine vordefinierte Anordnung von mehr als einer Speiche ebenso um einen kleinen Winkel gedreht (Abbildung 4.2 b). Eine andere Methode verteilt die Speichen im goldenen Winkel (Abbildung 4.2 c), hierbei wird zwischen aufeinanderfolgenden Speichen um eine Winkelinkrement von 111.25° weitergedreht [72]. Den Goldene Winkel erhält man, wenn man den Vollwinkel im Goldenen Schnitt teilt. Durch seine Verwendung stellt man sicher, dass es zwischen den Speichen beim inkrementellen Anordnen keinen Überlapp gibt und die Speichen sukzessive sich nahezu gleichmäßig verteilen (es wird je der größte verbleibende azimuthale Winkel mit einer folgenden Speiche geschlossen).

Ein Rekonstruktionsfenster mit definierter Fensterbreite (Abbildung 4.2) wurde über den kontinuierlich aufgenommenen Zeitstapel gelegt. Die Fensterbreite wurde *a posteriori* an die Bewegungsgeschwindigkeit des Kiefergelenks angepasst. Es stehen zwei Möglichkeiten des *view sharing*¹ zur Verfügung: das sogenannte sliding-window Verfahren (Abbildung 4.2 a und b) und die Implementierung eines KWIC-Filters [73, 74] (*k-space weighted image contrast*, Abbildung 4.2 c). Dieser Filter bezieht die kontrastreichen zentralen k-Raum Daten aus einem schmalen Rekonstruktionsfenster und füllt die äusseren hochfrequenten k-Raum Lücken mit Daten von weiter entfernten Speichen. Die Methode erlaubt es, die Breite eines Datenfenster *a posteriori* festzulegen und zwischen zeitlicher

¹ Wenn einzelne Linien, einem Zeitverlauf zugehörend, zu verschiedenen Rekonstruktionsfenstern herangezogen werden, bezeichnet man dies allgemein als *view sharing*.

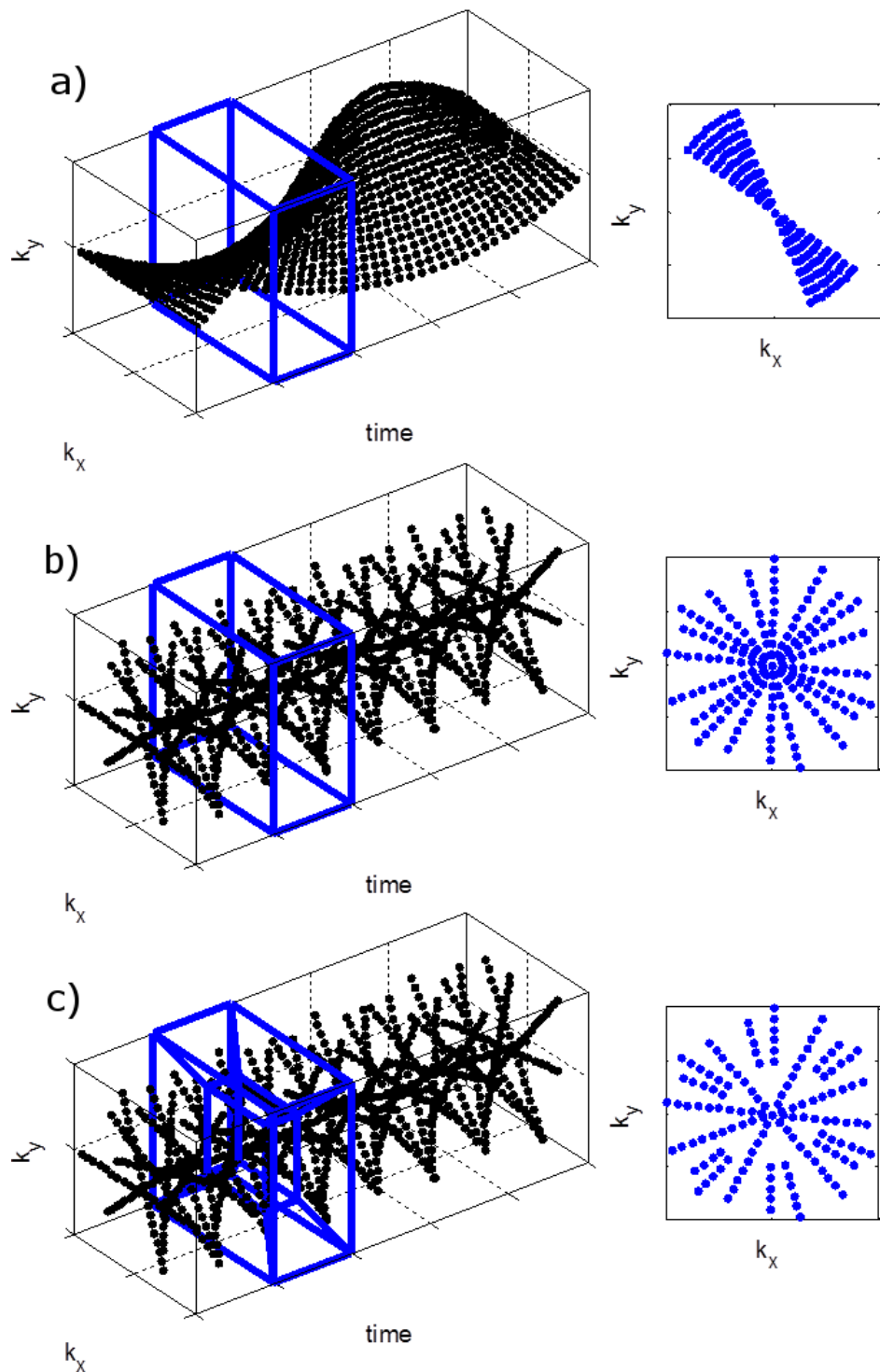


Abbildung 4.2: Veranschaulichung verschiedener Methoden der Datenanordnung bei der dynamischen radiale MRT-Bildgebung sind linear (a), interleaved (b) und im Goldenen Winkel (c). Die beiden letzten Methoden bieten mehr Freiheiten bei der Wahl des Rekonstruktionsfensters (blau). Auf der rechten Seite sind die Daten einer Rekonstruktionsfensters im k-Raum dargestellt.



Abbildung 4.3: Das Bild zeigt ein Einzelbild einer dynamischen Kiefergelenkaufnahme vor und nach der Anwendung einer PCA auf die Daten. Durch die PCA wird ein beträchtlicher Anteil des Bildrauschens entfernt, womit die Abgrenzung der Einzelstrukturen deutlicher hervortritt.

und räumlicher Schärfe abzuwägen. Die minimale Dichte der Punkte im k-Raum bestimmt dabei das Abtastkriterium nach Nyquist.

Um die Daten eines Zwischenbildes mit einer Fast Fourier-Transformation (FFT) in ein Bild rekonstruieren zu können, muss die radiale Datenverteilung auf ein kartesisches, rechteckiges Gitter interpoliert werden [75, 76]. Die direkte Berechnung entlang der tatsächlichen Trajektorie mit einer diskreten Fourier-Transformation ist zu zeitintensiv.

Zusätzlich wurde die Rekonstruktion durch die Anwendung einer Hauptachsentransformation (engl. *principal component analysis*, PCA) erweitert, um das SNR zu erhöhen und die Bildqualität zu steigern. Der Zeitstapel diente dabei als Eingabe für die PCA.

Alle mit dem dem Prozess der Bildrekonstruktion verbundenen Aufgaben wurden in Matlab (Mathworks, Natick, MA, USA) umgesetzt.

Nach der Rekonstruktion und Datenaufbereitung wurden die Bilder von einem Klinikarzt ausgewertet. Dabei wurde unter anderem die anatomische Struktur mit besonderem Augenmerk auf den Diskus begutachtet, als auch der intraartikuläre Gelenkabstand während des Kauvorgangs ausgemessen.

4.3 ERGEBNISSE

Die mittlere Untersuchungszeit inklusive Vorbereitung und Lokalisation der Probanden betrug etwa 30 Minuten. In dieser Zeit wurden auch 2 x 5 Minuten dazu genutzt, Referenzmessungen mit statischer Bildgebung durchzuführen.

In Abbildung 4.3 sind aus einem Zeitstapel rekonstruierte Bilder vor und nach einer PCA zu sehen. Das Filtern durch die PCA erhöht das SNR und ermöglicht so eine eindeutigere Einschätzung der Gelenkstruktur und des intraartikulären Gelenkabstands.

Abbildung 4.4 zeigt ausgewählte Bilder aus einer dynamischen Kiefergelenkmessung während der Proband seinen Mund öffnet und wieder schließt. Der

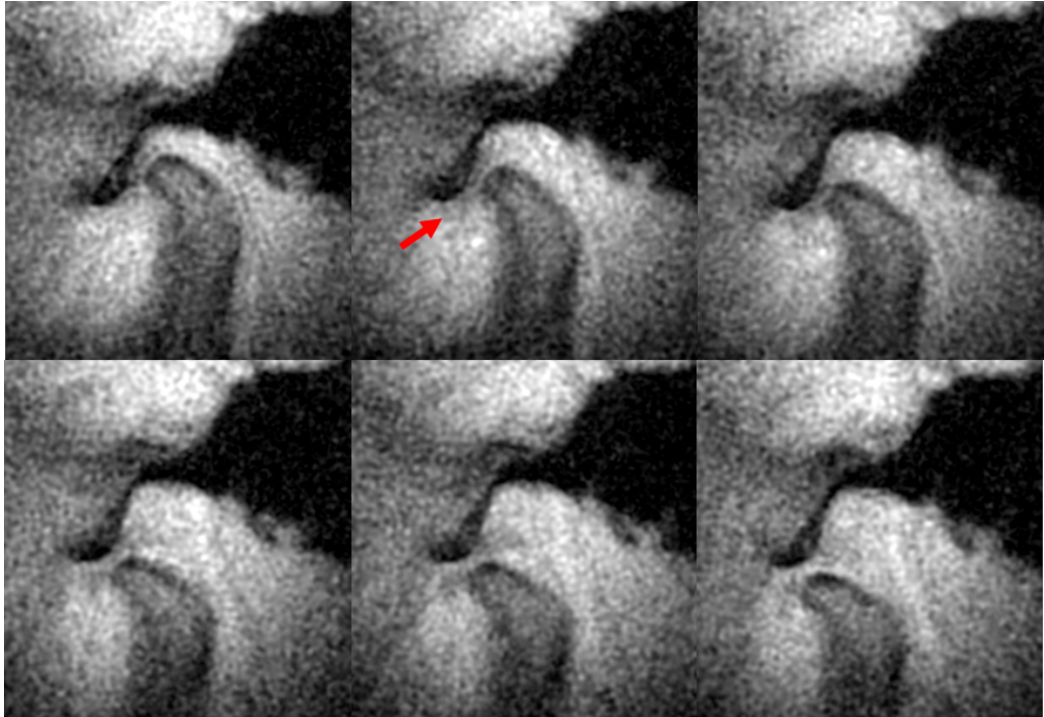


Abbildung 4.4: Exemplarische dynamische MRT-Bildserie eines gesunden Kiefergelenks (rechte Körperseite) während des Öffnen des Mundes. Zu Beginn der Messung ist der Mund geschlossen (oben links) und am Ende weit geöffnet (unten rechts). Die physiologische Bewegung des Diskus im intraartikulären Zwischenraum ist erkennbar (Pfeil). Die Serie wurde aus den MRT-Daten mit einem KWIC-Filter bei konstanter Mindestabtastung, durch das Nyquist-Kriterium vorgegeben, rekonstruiert.

Kondylus und die Fossa sind klar abgegrenzt, der Diskus ist in den Bildern wegen der längeren Echozeit $T_E=12$ ms ebenso erkennbar. Der Diskus gleitet während der öffnenden Bewegung an der anatomisch korrekten Position.

Abbildung 4.5 zeigt einen Vergleich des Bewegungsablaufs eines Probanden zu gleichen Bewegungszuständen mit (links) und ohne (rechts) Kaubelastung. Unter Belastung wird der Kondylus während dem terminalen Schlussbiss tiefer in die Fossa gepresst. In diesen Bildern ist der Diskus wegen der kurzen Echozeit $T_E=5$ ms nicht immer direkt zu sehen. Der intraartikuläre Abstand lässt es zu, auf den Querschnitt des Diskus zurückschließen, jedoch nicht immer eindeutig auf die Position während des Kauvorgangs.

Ein Fallbeispiel belegt die Vorzüge der Methode: Eine Untersuchung, die mit dem vorgeschlagenen Verfahren durchgeführt wurde, liess die Ursache für schmerzhaften Symptome von einem Probanden, der bereits mit unspezifischen TMD diagnostiziert wurde, erkennen. Herkömmliche Diagnostik hatte bis dahin keine eindeutigen Ergebnisse zum Zustand des Kiefergelenks liefern können. In diesem Fall traten Schmerzen und Knacken nur unter einseitiger Belastung kurz vor dem Schlussbiss auf. Kein Schmerz wurde empfunden, wenn ein unbelastete Schließbewegung durchgeführt wurde.

Während die Ergebnisse einer Röntgendiagnostik auf einen deformierten Diskus hinwies, war es erst die dynamische MRT-Bildgebung mit deren Hilfe festgestellt werden konnte, dass der Diskus unter Kaubelastung vor den Kondylus verdrängt wurde. Nahe der Endposition des Bisses wurde der Diskus unter Belastung dem Kondylus vorgelagert. Bei Erreichen des Schlussbisses wurde der Diskus dann zwischen dem Kondylus und dem hinteren Bereich der Fossa komprimiert, was zu starken Schmerzen führte.

Abbildung 4.6 zeigt die Unterschiede im Gelenkraum zwischen unbelasteten (links) und belasteten (rechts) Fall. Die Kompression des intraartikulären Spalts ist deutlich erkennbar.

4.4 DISKUSSION

Axiographische Methoden können die Bewegung des Unterkiefers in Submillimeter Auflösung feststellen, jedoch ist es wegen der ausgedehnten Apparatur nicht einfach möglich, das Kiefergelenk unter Belastung zu analysieren. Mit der vorgestellten Methode ist es problemlos möglich, während der Messung auf ein Karamellbonbon zu beissen, um eine Messung unter Kaubelastung zu simulieren. Die Methode kombiniert die Vorteile der Axiographie (Bewegung des Kondylus) mit denen der statischen Bildgebung (anatomische Gegebenheiten) unter physikalischer Belastung des Gelenks.

Die radiale Trajektorie in Verbindung mit dem Inkrement des Goldenen Winkel ist für dynamische und schnelle Bildgebung geeignet, da der k-Raum bereits mit wenigen Anzahl an Speichen gleichmässig abgedeckt werden kann. Das allgemein gültige Abtastkriterium nach Nyquist setzt dabei die Mindestdichte der Datenpunkte pro Flächeneinheit (je FOV und Auflösung) fest, um Artefakte durch Unterabtastung zu vermeiden. Dies ist für das k-Raum Zentrum, in dem

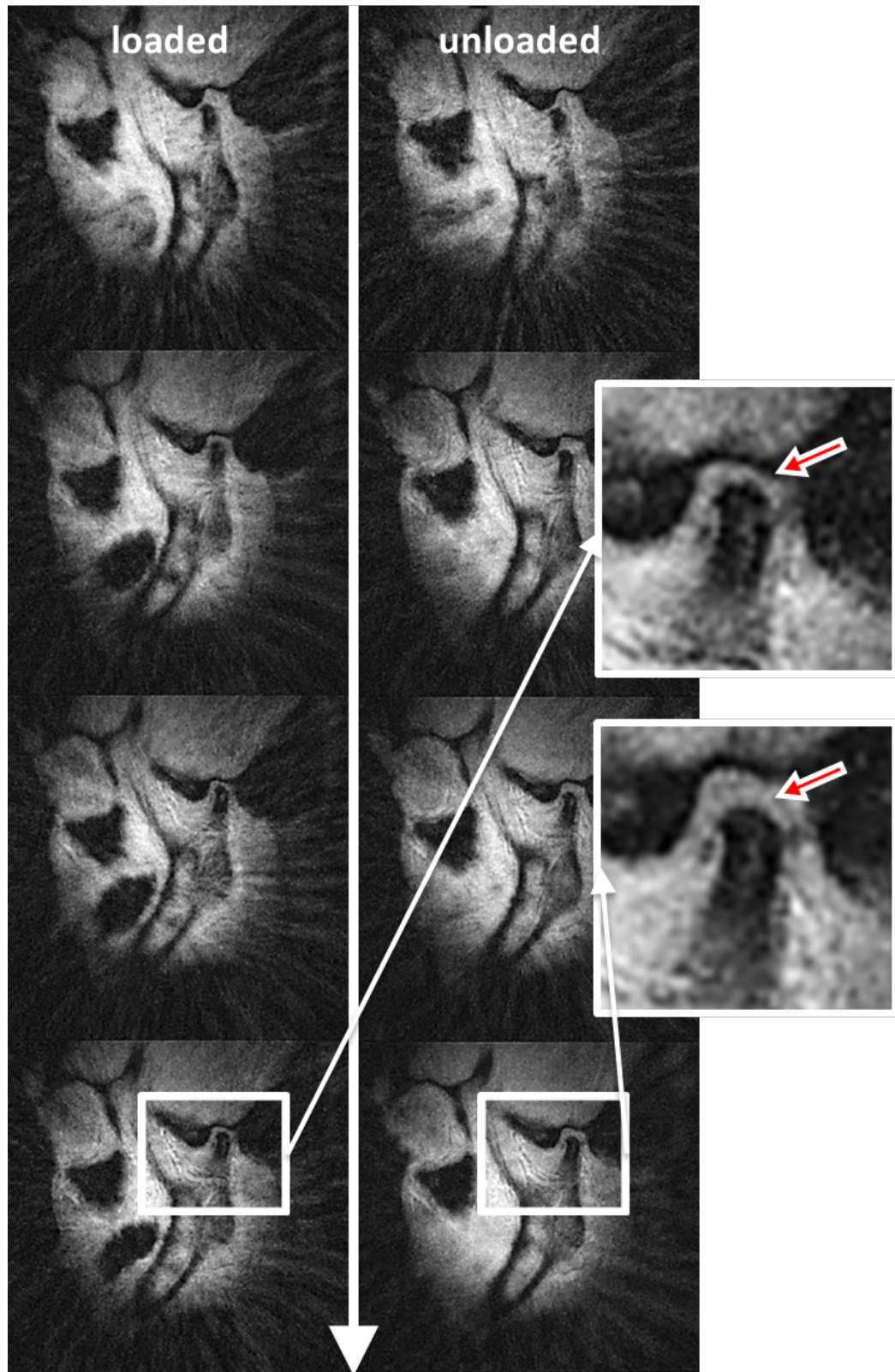


Abbildung 4.5: Rechtes Kiefergelenk während einer Kaubewegung mit einer ipsilateralen Belastung (links) und unbelastet (rechts). Am Ende der Bildserie wird der terminale Schlussbiss erreicht. Während des Beißens auf das Karamell wird das Gewebe im intra-artikulären Zwischenraum mehr komprimiert als im unbelasteten Zustand.

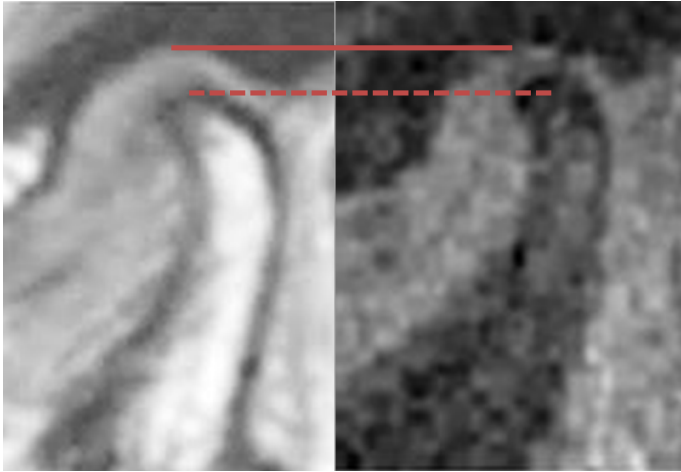


Abbildung 4.6: Das MRT-Bild auf der linken Seite zeigt eine statische Messung eines Kiefergelenks. Die Messung wurde mit vergleichbaren Bildgebungsparametern sowie identischer Auflösung, die bei den dynamischen Messungen verwendet wurden, durchgeführt. Auf der rechten Seite wird der letzte Schnappschuss einer dynamischen Bildserie des selben Kiefergelenks während der terminalen Schlussposition unter Belastung abgebildet. Die tiefste Stelle der Fossa ist mit einer durchgezogenen Linie gekennzeichnet, während die gestrichelte Linien die höchste Position des Kondylus ohne Belastung kennzeichnet. Ein Unterschied zwischen den Abständen mit und ohne Kaubelastung ist deutlich erkennbar.

die meiste Bildenergie gespeichert ist sicherzustellen und kann nach außen hin vernachlässigt werden. Im Zentrum des k -Raums ist wegen der erhöhten Dichte der Datenpunkte das Abstastkriterium schon mit wenigen Speichen erfüllt.

Durch das Inkrement im Goldenen Winkel ist es möglich, ein *a posteriori* Rekonstruktionsfenster mit beliebiger Anzahl an Speichen zu wählen, ohne sich *a priori* bei der Messung auf ein Winkelinkrement festzulegen. In letzterem Fall ist ein k -Raum mit gleichmäßigen Speichenabstand erst bei einem kompletten azimuthalen Umlauf möglich.

Ein weitere Vorteil der radialen Bildgebung ist die zur kartesischen Bildgebung differenzierte Artefaktausprägung. Dies ist zu verstehen, wenn man sich die unterschiedliche Ausprägung der Punktverbreiterungsfunktion der beiden Methoden ansieht (siehe Abbildung 2.12 und auch 7.3). Bei der radialen Methode entstehen speichenförmig angeordnete, streifenartige Artefakte, meist in der Nähe grosser Kontrastsprünge. Diese lassen in den meisten Fällen eine einfachere Beurteilung des zentral im Bild gelegenen Kiefergelenks zu, als es bei Artefakten der kartesischen Bildgebung zu erwarten wäre (*undersampling, ghosting, blurring*).

Ein Hauptnachteil der MRT tritt bei Vorhandensein von metallischen Gegenständen auf. Ferromagnetische Materialien sind wegen der ausgeprägten Wechselwirkung mit dem Hauptmagnetfeld und den starken Kräften ein Ausschlusskriterium für das Betreten des Untersuchungsraums. Andere Metalle oder Materialien mit großen Suszeptibilitätsunterschieden zum Gewebe führen zu ausgedehnten Bildartefakten und Verzerrungen. Materialien, die für Zahnfüllungen benutzt werden, lassen sich je nach Auswirkung klassifizieren [1]. In dieser Studie hatten metallische oder keramische Zahnfüllungen bedingt durch Suszepti-

bilitätsartefakte wegen der Distanz und der robusteren radialen Bildgebung keinen merklichen Einfluss auf die Bildqualität am Ort des Kiefergelenks. In einem Fall verursachte ein Retainer massive Bildartefakte im Bereich der Mundhöhle, die aber die Bildqualität um das Kiefergelenk herum nicht beeinträchtigten.

Das Bildrauschen lässt sich durch eine PCA-Filterung der Bilder im Zeitstapel reduzieren. Jedoch ist das Signalrauschen in den aufeinanderfolgenden gefilterten Bildern nicht mehr unkorreliert. Die Bewegung in den Bildern wird durch die PCA-Filterung als Rauschen interpretiert, wodurch die Bilder verwischter erscheinen können. Durch eine sinnvolle Einstellung der Parameter lässt sich die Bildqualität jedoch deutlich steigern.

4.5 ZUSAMMENFASSUNG

Eine schnelle dynamische MRT-Methode mit beliebigem *a posteriori* Rekonstruktionsfenster zur Messung des Bewegungsablaufes des Kiefergelenks ist in dieser Studie entwickelt worden. Diese ergänzt die Messungen und Ergebnisse der Arbeiten von Chen et al. [46] und Shizmaki et al. [47], da es sich in der vorliegenden Arbeit um Echtzeit-Messungen unter Kaubelastung handelt. Die Methode erlaubt es, ein optimales Verhältnis von zeitlicher und räumlicher Auflösung nach der Messung zu finden um Bilder zu jeder Position im Bewegungsablauf zu rekonstruieren.

Diese Studie konzentrierte sich auf das Bildgebungspotential der dynamischen radialen MRT und trifft im entwicklerischen Rahmen mit beschränkter Anzahl an Studienteilnehmer allenfalls qualitative Aussagen. Ob die Methode in der Lage ist auch quantitativ Erkrankungen des Kiefergelenks sicher zu diagnostizieren muss sich in einer groß angelegten Studie auch zur Therapieplanung und -überwachung zeigen.

5.1 EINLEITUNG

In der Kieferorthopädie sind die wichtigsten Bildgebungsverfahren nach wie vor Panoramaröntgenfilme (OPG, siehe Abschnitt 3.5) und Fernröntgenseitenbilder (FRS), obwohl die von ihnen gelieferte Bildinformation lückenhaft und nicht eindeutig sein kann. Für kieferorthopädische Fragestellungen fordern einige Autoren die Anwendung der digitalen Volumentomographie (DVT), deren dreidimensionale Bilder einen Mehrwert an Informationen beinhalten [77]. Der große Nachteil dieser Untersuchungsmethoden ist jedoch die Verwendung von ionisierender und damit gewebsschädigender Strahlung. Dieses Problem wird dadurch verstärkt, dass gerade bei sehr jungen Patienten, deren Weichgewebe besonders empfindlich gegenüber dieser Strahlung ist, im Therapieverlauf regelmäßige Aufnahmen von Bildern nötig ist.

Weitere relevante diagnostische Informationen neben der Topologie, der Morphologie und der Anzahl der Zähne sind eine klare Abgrenzung der Zahnschubstanz zur Pulpa (um die Wachstumsrichtung eines Zahnes zu bestimmen), die Anzahl der Zahnkeime, Entfernung von Nachbarzähnen, usw. Interessant sind auch der Demineralisations- und Resorptionsgrad von Zähnen, die in direktem Kontakt stehen, bzw. die Art von tumorösem Gewebe festzustellen. Diese Bedingungen setzen eine hochauflösende Bildgebung voraus.

In diesen Belangen kann die MRT ihre Vorteile ausspielen. Sie kommt ohne ionisierende Strahlenbelastung aus und ist eine dreidimensionale Technik mit vorteilhaften Bildkontrasten, abhängig von der jeweiligen Gewebestruktur die es zu betrachten gilt. Viele Studien (siehe 3.5) belegen die Tauglichkeit der MRT als bildgebendes Verfahren in der Zahnmedizin. Die MRT-Untersuchung gilt als sicher, sofern die die Ausschlusskriterien von z.B. ferromagnetischen Materialien eingehalten werden, und kann beliebig oft wiederholt werden.

Kürzlich wurden einige Methoden zur Darstellung von verlagerten Zähnen [59] und von dentalen Abnormalitäten [60] vorgestellt. Beide Methoden beruhen auf einer dreidimensionalen MRT-Messung mit anschließender computergestützten Oberflächen-Rekonstruktion. Die Ansprüche an die Methoden bezüglich Messzeit und Auflösung zur eindeutigeren Befundung wächst kontinuierlich. In vorliegender Studie wurde die Untersuchungsmethode auf Weiterentwicklungsmöglichkeiten mit Augenmerk auf Beschleunigung der Untersuchungszeit getestet. Dies trägt präventiv zur Verhinderung von Bewegungsartefakten und so zur Steigerung der Bildqualität bei. Die Verbesserungen mit der größten Wirkung dabei sind der Schritt von einer Feldstärke von 1.5T auf 3T und der Entwicklung einer angepassten dentalen Empfängerspule. Die einzelnen Gesichtspunkte werden im Folgenden dargestellt und hinsichtlich des SNR,

der Bildqualität und Messzeitverkürzung verglichen. Beispielhafte MRT-Bilder aus einer gross angelegten Studie belegen die Anwendbarkeit in der Praxis.

5.2 MATERIALIEN UND METHODEN

5.2.1 *Probanden*

Die Untersuchungsmethode wurden an insgesamt an 91 Probanden (Altersschnitt 15, Median 12, Altersspanne 7-56 Jahre) mit verschiedene kieferorthopädischen Anomalien durchgeführt und anhand der Ergebnisse weiter verbessert. In vorliegender Arbeit werden beispielhaft MRT-Aufnahmen aus dem Gesamtpool ausgewählt. Die so entstandenen MRT-Bilder der Probanden wurden in Rücksprache mit erfahrenen Kieferorthopäden begutachtet.

5.2.2 *MRT Protokoll*

Die Untersuchung fand an einem 3 T Ganzkörpertomographen statt. Zur Signalrezeption wurde eine für die Anwendung entwickelte 4-Kanal Dentalspule benutzt (Zusammenentwicklung mit NORAS MRI Products GmbH, Höchberg, Germany, Abbildung 5.1). Das Design der Empfängerspule ist der Form des menschlichen Gesichts angepasst, so dass die einzelnen Spulenelemente (Kanäle) eine gute und möglichst homogene Abdeckung des gesamten Kieferbereichs vom Kiefergelenk bis zum Kinn bietet.

Jede Untersuchung begann mit einer GRE-Multischicht-Sequenz zur Lokalisation und Angulierung des 3D Schichtvolumen (Abbildung 5.2). Das 3D Bildgebungsvolumen konnte nach genauer Lokalisation der Untersuchungsregion auf minimales Bildgebungsvolumen zugeschnitten werden, um die Messzeit so kurz wie möglich zu halten. Dies verbessert den Komfort des Probanden während der Untersuchung und Bewegungsartefakte werden vermieden. Gerade bei Messungen mit Kindern treten spontane Bewegungen mit länger werdender Untersuchungsdauer häufiger auf.

Für die Messung der Morphologie und Topologie der Zähne wurde eine 3D TSE-Sequenz gewählt, da sie den spezifischen Anforderungen wie Kontraststärke und Detailreife nachkommt und zusätzlich als robust gegenüber Inhomogenitäten und Suszeptibilitätsartefakten auszeichnet.

Um eine homogene Signalausleuchtung zu erhalten, die im folgenden 3D Oberflächen-Rekonstruktionsprozess der Zähne noch eine wichtige Rolle spielt, wurden die MRT-Bilder der folgenden Messungen mit den Spulensensitivitätskarten (auch prescan-normalization Filter) gewichtet. Dabei wird das Sensitivitätsprofil der Spule mit dem Signalverlauf eines niedrigauflösenden Bildes geschätzt und zur Korrektur der anschließenden Messbildern verwendet.

Die Parameter der 3D TSE-Sequenz betragen $13/800$ ms T_E/T_R , 13-15 Spinechos wurden pro Echozug ausgelesen (auch Turbofaktor genannt). Das FOV hatte situationsabhängig je nach Untersuchungsregion eine Größe von $99 \times 62 \times 35$ mm³, was in einer Auflösung von $0.5 \times 0.5 \times 1.0$ mm³ resultierte. Zusätzlich wurde in

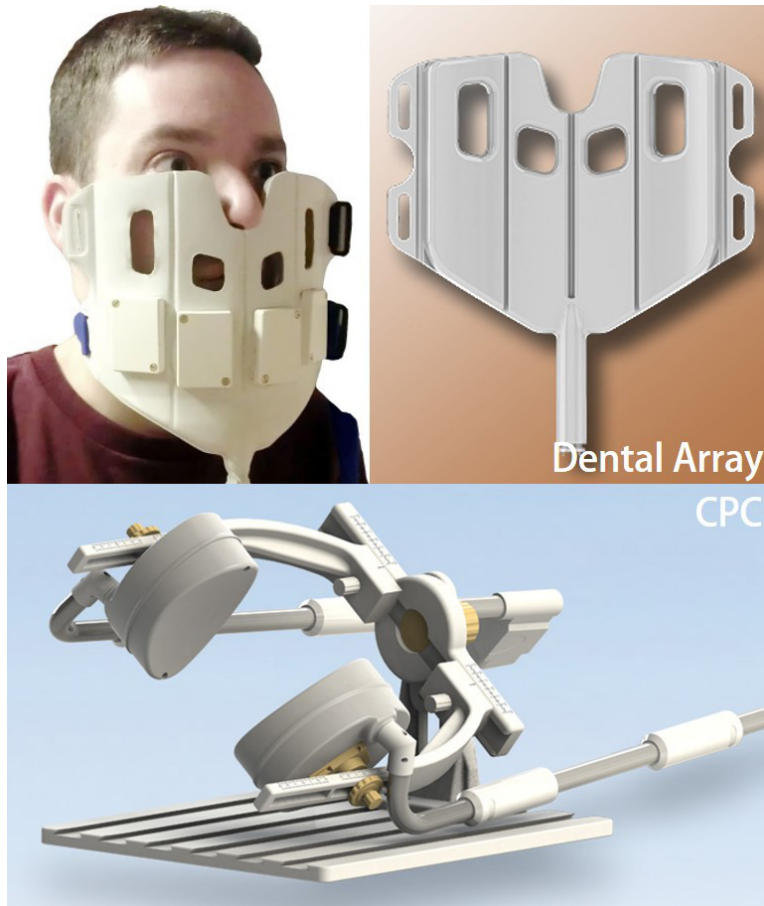


Abbildung 5.1: Eine extraorale Dentalspule (DEOR), die bei optimaler Geometrie für Bildgebung am Zahnbogen eine homogene Signalabdeckung im gesamten dentomaxillären Bereich bei hohem SNR bietet, kommt bei den Messungen zum Einsatz. Vergleichsmessungen wurden mit einer 4-Kanal Multifunktionspule (CPC) durchgeführt.

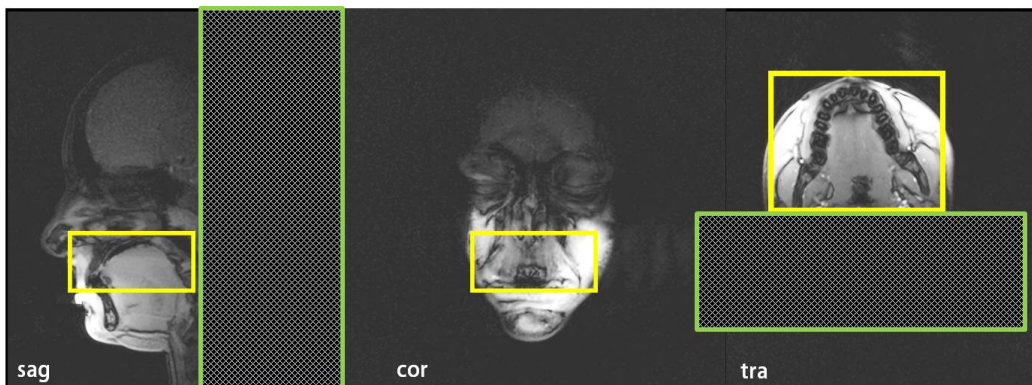


Abbildung 5.2: Schnell aufgenommene Scout-Bilder mit drei Schichten (sagittal, koronal, transversal) dienen zur Lokalisation des Bildgebungsvolumens und zur Positionierung von Sättiger-Schichten.

Phasenkodierungsrichtung posterior zum FOV ein Sättigungsband positioniert, um einem Aliasing der dort liegenden Spins vorzubeugen.

Durch eine Verkürzung der Messzeit kann Bewegungsartefakten entgegengesteuert werden. Um diese noch weiter zu verkürzen, wurde ein neuer Sequenzabschnitt angewandt. Basierend auf der im obigen Absatz beschriebenen Sequenz wurde eine weitere 3D TSE-Messung mit 90° flip-back Pulsen am Ende eines TSE-Echozuges (DRIVE-Technik [78]) implementiert. Die zusätzlichen Pulse klappen die transversale Magnetisierung zurück in longitudinale Richtung. Dadurch kann eine schnellere erneute Anregung stattfinden und es konnte so die Repetitionszeit T_R und damit auch die resultierende Gesamtmesszeit T_A bei lediglich geringen SNR-Einbußen verkürzt werden. Eine Messzeit etwas unter 2 min konnte durch das neue MRT-Protokoll erreicht werden. Das resultierende SNR und die Bildqualität im Vergleich zur Messung ohne flip-back Pulse wurde analysiert.

5.2.3 Post-Processing

Nach der Bildakquisition wurden die Daten durch die Software des MRT-Herstellers aufbereitet und in einem Segmentierungsprozess (Amira, VSG, USA) dreidimensional gerendert, um morphologische und topologische Informationen der Zähne besser visualisieren und interpretieren zu können.

Eine homogene Signalausleuchtung¹ im gesamten dreidimensionalen MRT-Bildstapel ist Voraussetzung für eine einheitliche Schwellwertfindung zwischen den Zähnen und deren Umgebung. Daher wurde für die Bildrekonstruktion aus den k-Raum Daten statt der Methode der Summenquadrate (engl. sum of squares) die Methode adaptive combining [79] verwendet. Diese hält den Signalpegel ("Ausleuchtung") über das Bild hinweg konstant, jedoch auf Kosten eines über das Bild hinweg nicht mehr homogenen Rauschprofils.

Die MRT-Bilder werden in dem Datenformat weiterverwendet, in dem sie vom MRT-System ausgegeben werden. Am Ende der Bildrekonstruktionsskette des MRT-Systems werden die Bilder im DICOM-Format gespeichert. Die Bilder enthalten so bereits eine zweifache Fourier-Interpolation (engl. zero-filling). Dadurch wurde eine Auflösung von $0.25 \times 0.25 \times 0.5 \text{ mm}^3$ (gemessen $0.5 \times 0.5 \times 1.0 \text{ mm}^3$) im Bildstapel erreicht. Im weiteren Prozess der Signalaufbereitung werden die Daten durch eine Mitchell-Interpolation weiter auf eine isotrope Auflösung von $0.15 \times 0.15 \times 0.15 \text{ mm}^3$ interpoliert.

Die Kantenerkennung der Grenze zwischen Zahn und Umgebung erfolgte durch eine die Festlegung eines Signalschwellwerts. Um eine Schwellwertfestlegung durchzuführen stehen zwei Methoden zur Verfügung. Einerseits kann dieser grob durch die Benutzung des Bildhistogramms festgelegt werden, andererseits kann man den Mittelwert zwischen dem Signalsprung von Zahnschmelz bzw. Dentin zum umgebenden Gewebe verwenden.

¹ Konstante Signalhöhe von Materialien mit räumlich gleichbleibenden MRT-Eigenschaften ohne empfangsspezifische Signalvariation.

	3 T, Dental Array	1.5 T,CPC
(TSE/DRIVE)	(0.5mm)	(0.8mm)
Schneidezähne	52.5/31.1	64.5/46.3
Molare	43.9/30.3	32.1/25.2

Tabelle 5.1: Vergleich der SNR-Werte von TSE- und DRIVE-Messungen. Beim Vergleich der SNR-Werte ist darauf zu achten, dass die beiden Messungen mit verschiedenen Auflösungen durchgeführt wurden. Die Werte dienen aber als Anhaltspunkt zum Vergleich der Methoden. Bei beiden Verfahren weist die CPC-Spule im Bereich der Schneidezähne ein höheres SNR als der Dental-Array auf. Im Bereich der Molaren fällt jedoch das Signal der CPC-Spule drastisch ab, wohingegen das Signalverhalten des Dental Arrays weitgehend konstant bleibt.

5.3 ERGEBNISSE

Die Messungen wurden von allen jungen Probanden (was der Zielaltersgruppe entspricht) ohne Einschränkungen toleriert. Der SNR-Gewinn, der durch die vorgeschlagene Messmethode erzielt wurde, konnte dazu verwendet werden, die native Auflösung der MRT-Messung auf $0.5 \times 0.5 \times 1.0 \text{ mm}^3$ zu erhöhen und die Messzeit zu verkürzen. Die Ergebnisse der SNR-Messungen zum Vergleich der Methoden (Setup, Feldstärke, Sequenz) sind in Tabelle 5.1 dargestellt. Die SNR-Werte, die in der Tabelle angegeben sind basieren zwar auf einer unterschiedlichen gemessenen Auflösung, spiegeln aber die Güte und Genauigkeit des Segmentierungsprozesses wieder, da die Qualität der Kantenerkennung mit dem Verhältnis von Kontrast zu Rauschen zunimmt (CNR, siehe auch Abschnitt 2.5.5). Die Tabelle 5.1 drückt in Zahlen aus, was Abbildung 5.3 zeigt. Im Bereich der Schneidezähne (mesial) weist die CPC-Spule (links) zwar mesial im Bereich der Schneidezähne das höhere SNR auf, wohingegen es in distaler Richtung zu den Backenzähnen hin abnimmt. Die Dental-Array Spule (rechts) hat insgesamt ein ausgeglicheneres Querschnittsprofil über den ganzen Zahnbogen hinweg.

Der Signalverlust des Dental-Arrays im Schneidezahnbereich liegt bei etwa bei 25%. Der Signalgewinn im Bereich der Backenzähne liegt bei 23%. Bei der Messung mit der CPC-Spule fällt das SNR nach distal zu 47% ab. Die Dental-Array Spule erzielt hier einen Abfall von etwa 10% im Schnitt.

Die Abbildung 5.3 zeigt ebenso dreidimensional gerenderte Daten nach einem halb-automatischen Segmentierungsprozess. Hier ist gut zu erkennen, dass im rechten Bild der Bereich der Backenzähne detaillierter erscheint. Im linken Bild verschwimmen die Zahngrenzen aufgrund der niedrigeren Auflösung ineinander während das rechte Bild noch eine klare Trennung aufweist.

Die Bilder in Abbildung 5.4 zeigen einen detaillierten Vergleich der Methoden. Die Verwendung des Dental-Arrays erleichtert die halbautomatische Abgrenzung der knöchernen Strukturen von weichen Gewebe aufgrund des ausgeglichenen Sensitivitätsprofils. Dies wird an den Strukturen (a-c) deutlich. So wird an Stelle (a) deutlich, dass die Segmentierung mit einer für den gesamten Zahnbereich geeigneten Schwellwertfestlegung durch das überhöhte SNR im Bereich labial der Schneidezähne die Kortikalis der Maxilla nicht abgrenzen

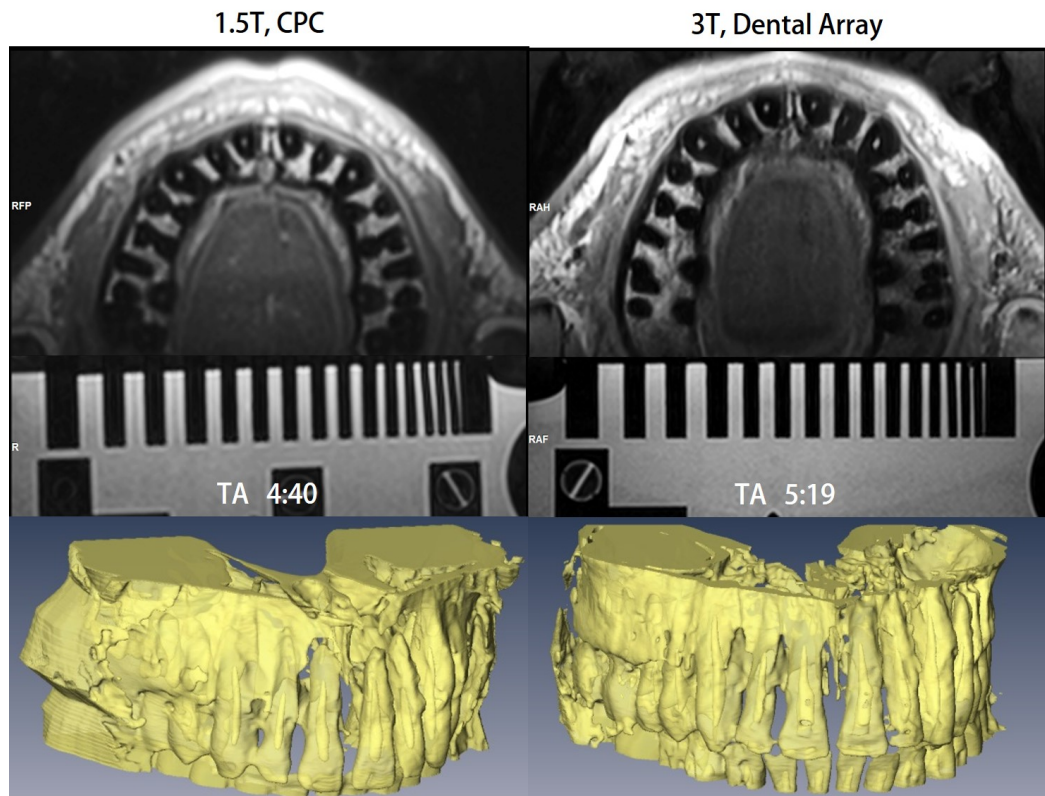


Abbildung 5.3: Die Abbildung zeigt die Ergebnisse der Experimente mit altem (links) und neuem (rechts) Setup. Links die CPC-Spule verwendet mit einem MRT-System der Feldstärke 1.5 T und rechts die Dental-Array-Spule mit 3 T. Die Bilder sind nicht mit den erwähnten Post-Processing Verfahren wie adaptive combining nachbearbeitet, um das Sensitivitätsprofil der Spulen zu veranschaulichen.

kann. Feinstrukturen wie die Wurzeln (a), Wurzelspitzen (b) und Pulpen (c) werden mit dem neuen vorgeschlagenen Setup besser aufgelöst und vom übrigen Gewebe abgegrenzt. Dadurch ist beispielsweise eine eindeutigere Beurteilung einer Wurzelresorption möglich.

Abbildung 5.5 zeigt einen Vergleich der Ergebnisse der alten und neuen Messmethode unter Verwendung der DRIVE-Technik. Die Ergebnisse (Tabelle 5.1) belegen die Verwendbarkeit der verbesserten Methode für den Auswerteprozess der dreidimensionalen Segmentierung. Gegenüber der bisherigen 5-minütigen TSE-Sequenz ist bei der 2-minütigen DRIVE-Sequenz ein SNR-Abfall von etwa 30% zu verzeichnen. Dies ist gegenüber der Verkürzung der Messdauer von 60% und mehr gut hinnehmbar.

Abbildung 5.6 zeigt beispielhaft segmentierte Daten eines Probanden, der eine Form der *Geminisierung* aufwies. Der Proband wurde mit der neuen Methode unter der Verwendung der DRIVE-Technik untersucht, womit in weniger als zwei Minuten (1:50min) ein kompletter dreidimensionaler Datensatz der Maxilla aufgenommen werden konnte. Der Datensatz war genau genug, um sowohl in den Rohdaten als auch im Nachbearbeitungsprozess die Aufspaltung der Pulpa in zwei Kanäle darstellen und präzise einschätzen zu können. Das gerenderte Modell kann somit zur Lagevermessung der Pulpa herangezogen werden und den Zahnüberstand von außen gezielt abzuschleifen, ohne dem Zahnmark zu nahe zu kommen und es so zu verletzen.

5.4 DISKUSSION

Die MRT bietet ein großes Spektrum an Bildgebungstechniken und MRT-Sequenzen, abhängig von der Untersuchungsregion, Anatomie und den funktionellen Vorgängen. Im Gegensatz zu den Arbeiten von Cox et al. [80], die ein Ultra-Short Echo-Time Verfahren (UTE) für die Darstellung der Zähne benutzen, haben wir uns für TSE-Methoden entschieden. Diese sind robust und nicht anfällig für Suszeptibilitätsartefakte und liefern durch ein hohes SNR-Level einen guten Bildkontrast. Die kieferorthopädische Bildgebung ist auf eine klare Abgrenzung der Zähne und knöchernen Strukturen gegenüber Weichgewebe angewiesen. In anderen Worten sollte der Zahn signallos dargestellt werden und auf der anderen Seite ein hoher Signalbeitrag der Weichgewebeanteile stehen. Dieses hohe Kontrast-Rausch-Verhältnis wird eher von TSE- als von UTE-Verfahren erreicht, da bei den UTE-Sequenzen durch die kurzen TE-Zeiten noch Signal von den Zahnbestandteilen eingefangen wird.

Bildartefakte ausgelöst durch Zahnrestorationen oder durch metallische kieferorthopädischen Apparaturen [1, 81], verursachten keine grossen Probleme in unseren Messungen. Die Materialien lassen sich je nach Ausprägung der Artefakte und Sequenztyp klassifizieren [1]. Darüber hinaus existieren verschiedene Kompensationsmöglichkeiten von Artefakten, die durch Metalle, Keramiken oder andere Materialien verursacht werden [82]. Einzig eine durchgehende Beländerung der Zähne durch eine Zahnspange mit Bogenschluss stellt die MRT vor große Schwierigkeiten (ausgedehnte through-plane Artefakte hervorgerufen

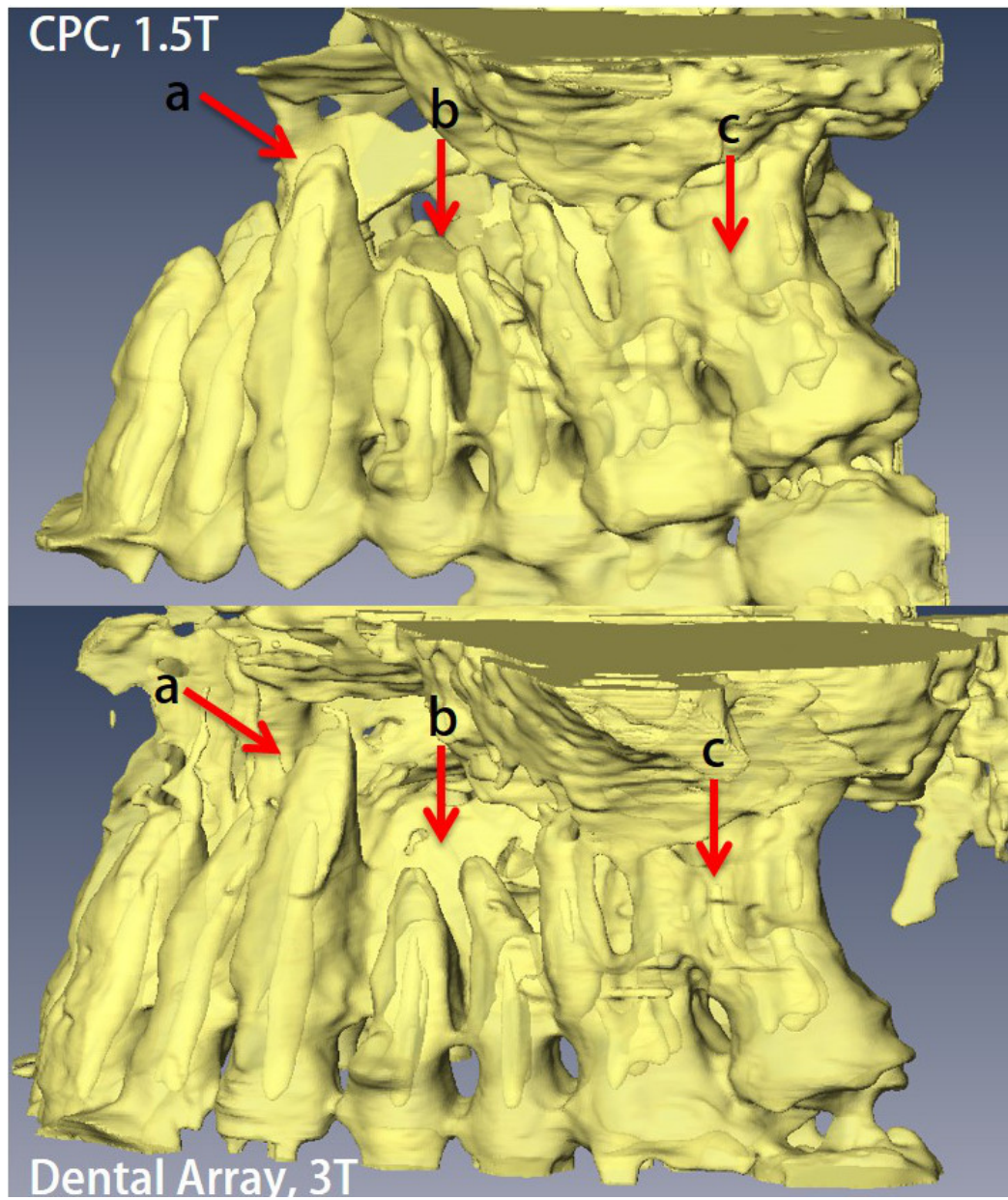


Abbildung 5.4: Die Abbildung zeigt die Unterschiede der rekonstruierten dreidimensionalen Bilder zwischen den beiden verglichenen Messverfahren. Feinstrukturen wie Wurzeln (a), Wurzelspitzen (b) und Pulpen (c) sind hervorgehoben. Alle Details können mit dem neuen Verfahren besser aufgelöst werden.

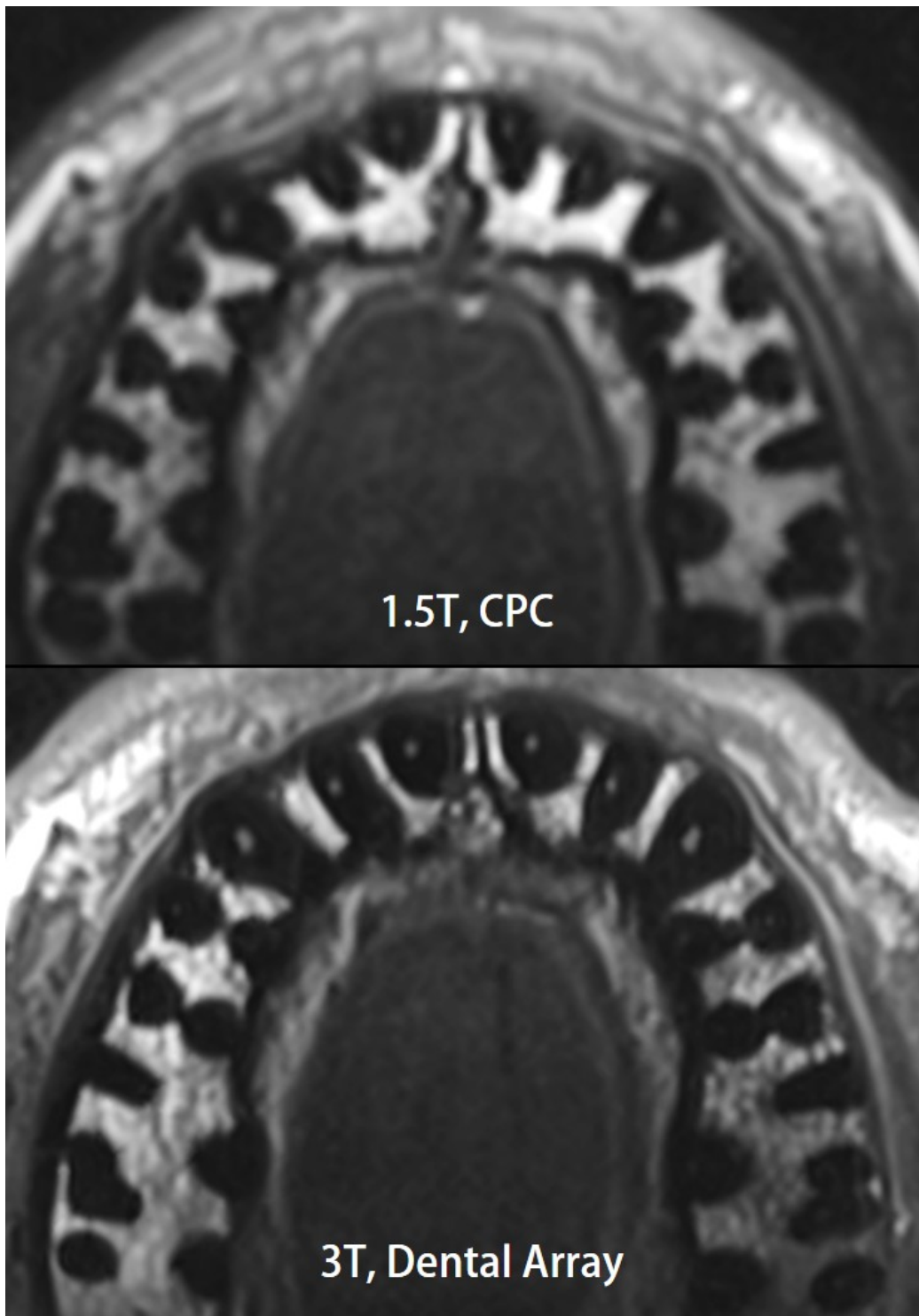


Abbildung 5.5: Vergleich der beiden Verfahren unter Verwendung der DRIVE-Technik. Beide Bilder liefern ein ausreichendes Kontrast-Rausch Verhältnis (CNR) um den Zahnbogen durch einen Segmentierungsprozess dreidimensional darzustellen. Das Sensitivitätsprofil wurde bei beiden Messungen nicht korrigiert, um die beiden Verfahren qualitativ vergleichen zu können.

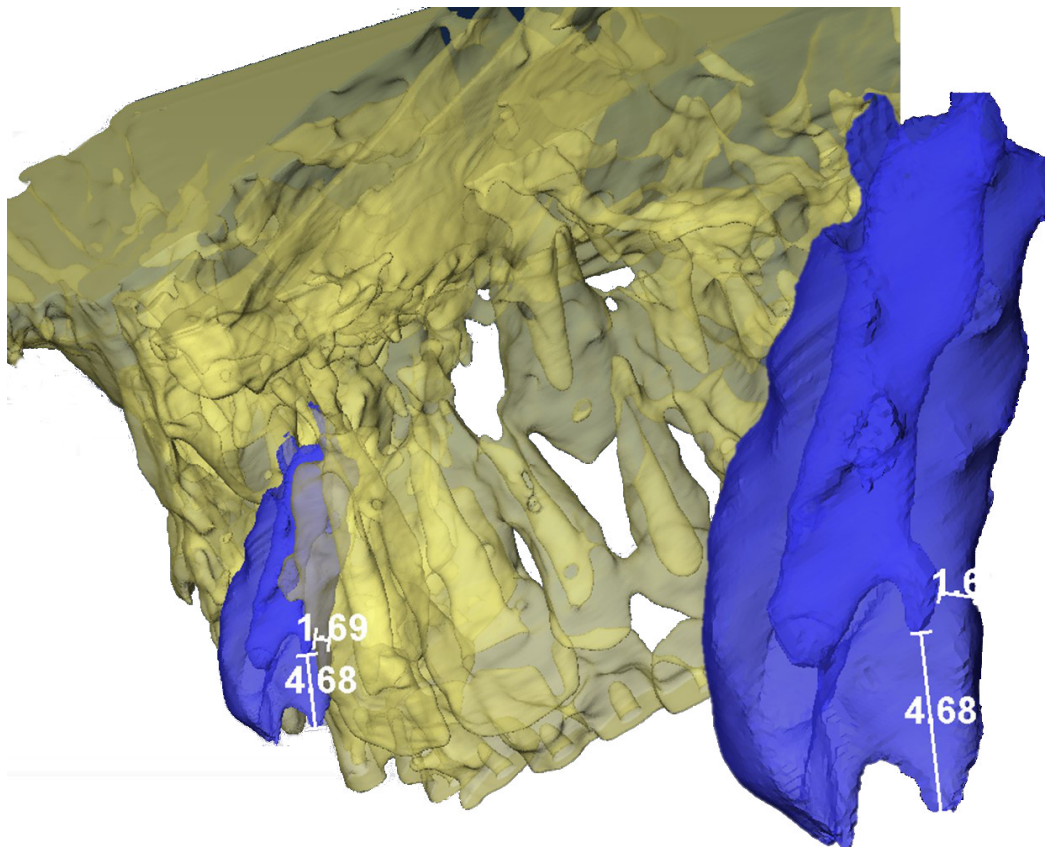


Abbildung 5.6: Gerenderte MRT-Aufnahme einer Geminisierung des Zahnes 12 unter Benutzung der DRIVE-Technik. In weniger als zwei Minuten konnte ein 3D Datensatz des Oberkiefers aufgenommen werden. Die Bifurkation der Pulpa konnte exakt dargestellt werden.

durch den Suszeptibilitätsunterschied). Hier kann eine Untersuchung, die sinnvolle MRT-Bilder liefert nicht mehr durchgeführt werden. Jedoch ist das typische Alter der betroffenen KFO-Patienten bei 6-18 Jahren und der Zeitrahmen für diagnostische Bildgebung findet noch vor dem Einsatz einer Zahnspange statt. Metallische Fremdkörper im Mund sind in diesem Alter die Ausnahme.

Die Signalstärke steht in quadratischem Zusammenhang mit der verwendeten Feldstärke des Hauptmagnetfelds. Da in den Experimenten Tomographen mit verschiedener Feldstärke verwendet wurden, sind die alte und neue Methode nicht absolut vergleichbar. Die Werte in Tabelle 5.1 sind unter folgendem Aspekt zu betrachten: Bei MRT-Messungen nimmt das SNR pro Pixel mit steigender Auflösung ab, das Plus an Signal durch die höhere Feldstärke kann in eine Erhöhung der Auflösung investiert werden. Auch beim Post-Processing ist ein höheres Signallevel von Vorteil. Dies hat den Grund, dass bei größerem CNR das Signal zur besseren Kantendetektion durch Fourier-Interpolation genutzt werden kann [19].

Durch die Weiterentwicklung der Untersuchungsmethode, die auf die DRIVE-Technik zurück greift, konnte die Messzeit um mehr als die Hälfte reduziert werden. Dies wirkt sich positiv auf den Patientenkomfort aus. Dieser wird mit der neuen Methode erfahrungsgemäß mit einer verringerten Gesamtuntersuchungsdauer, zu der eine kurze Vorbereitung, Scouts und die eigentliche MRT-Messung gehören, von etwa 5 min belastet. So trägt die neue Untersuchungsmethode maßgeblich zur Verhinderung von Bewegungsartefakten bei. Diese treten bei allen Arten von Bewegungen auf, die während einer Messung im FOV statt finden.

Zwar wird der Patient mit den zusätzlichen flip-back Pulsen der neuen Untersuchungsmethode durch eine erhöhte spezifische Absorptionsrate (SAR, siehe 2.5.6) belastet, jedoch werden alle Grenzwerte eingehalten.

5.5 ZUSAMMENFASSUNG

Es konnte durch die den anatomischen Gegebenheiten angepasste Spule und der Erhöhung der magnetischen Feldstärke von 1.5 T auf 3 T insgesamt ein höheres SNR gewonnen werden. Somit konnte die Auflösung der MRT-Bilder bei gleich bleibender Messzeit von 128 auf 192 Bildpunkte erhöht werden.

Hauptziel der Studie war, die Messzeit weiter zu verringern. Mit einer Reduktion von maximal zwei Minuten bei ausreichendem SNR konnte dieses Ziel erreicht werden.

Durch die Implementierung der DRIVE-Technik konnte die Messzeit bei einem SNR-Verlust von etwa 30% gegenüber der bisherigen TSE-Messung bei 3 T weit mehr als halbiert werden. Es steht somit eine Messmethode zur Verfügung, die bei einer Auflösung von 0.5 mm in-plane und bei einer Reduktion der Messzeit auf weniger als 2 min bei einer Messung des Ober oder Unterkiefers lediglich maximale SNR-Einbussen von etwa 30% gegenüber älteren Vergleichsmethoden zu verzeichnen hat. Für die kieferorthopädische Anwendung ergibt sich der diagnostische und therapeutische Vorteil, dass die so gewonnenen dreidimensionalen Aufnahmen können bedenkenlos beliebig oft wiederholt werden, da auf ionisierende Strahlung, wie sie bei Röntgenverfahren zum Einsatz kommt, verzichtet wird.

Einzigster Nachteil dabei ist die erhöhte spezifische Absorptionsrate (SAR), was durch die 90° flip-back Pulse am Ende jedes Anregungszuges verursacht wird. Jedoch wurden bei sämtlichen MRT-Untersuchungen keine kritischen oder gar sicherheitsrelevanten Grenzwerte der Gewebeerwärmung erreicht.

Im folgenden wird eine Methode zur digitalen dreidimensionalen MRT-Abformung von Zähnen vorgestellt.

6.1 EINLEITUNG

Die höchsten Anforderungen an System und Genauigkeit unter all den Anwendungen in der Zahnmedizin stellt die dreidimensionale Abformung von Zahnoberflächen mit Hilfe von MRT-Techniken. Ihre Bewerkstelligung ist die größte Herausforderung des Projekts "dentale MRT". Somit handelt es sich hier um einen Bereich, der in den Belangen Auflösung und Scanzeit das Benchmark für alle anderen Anwendungen setzt. In einer Studie wird methodenübergreifend eine maximale Messtoleranz von $120\mu\text{m}$ für eine erfolgreiche dentale Abformung gefordert [83].

Der Würzburger Gruppe, die sich mit der dentalen MRT beschäftigt, [64] gelang es, einen dreidimensionalen Abdruck von zwei präparierten Zahnstümpfen basierend auf den Daten einer dreidimensionalen MRT-Messung herzustellen, und den Probanden anschliessend mit einer Brücke zu versorgen, die ausschließlich anhand der MRT-Daten ohne zusätzliche zahntechnische Zwischenschritte modelliert wurde.

Um die dentale MRT-Abformung in der alltäglichen zahnmedizinischen Praxis etablieren und anwenden zu können, bedarf es jedoch weiterer Maßnahmen und Verbesserungen bei der Messtechnik als auch bei der Methodik. Eine Anpassung der Gerätegröße an die Belange von Zahnarztpraxen ist ebenso ein notwendiger und herausfordernder Schritt. Um dorthin zu gelangen, sind Messablauf und Messtechnik im Hinblick auf Fehleranfälligkeit und Signalausbeute zu optimieren. Ein Überblick über die bisherige Methode und Möglichkeiten zur Verbesserungen werden im Folgenden gezeigt.

Zähne weisen wie alle Festkörper in der MRT sehr kurze T_2 -Relaxationszeit im μs -Bereich auf und mit herkömmlichen Sequenzen wird von ihnen innerhalb der verwendeten Echozeiten daher kein Signal mehr empfangen (vergleiche Abschnitt 3.5). Sie stellen sich in MRT-Bildern daher als schwarz dar und sind von der signallosen umgebenden Luft bzw. dem leicht signalgebenden Speichel für diese spezielle Anforderung nicht darstellbar. Um die Zahnoberflächen dennoch mit MRT-Methoden darstellen zu können, wurde ein Negativkontrast erzeugt. Dieser wurde durch die Verwendung eines gelierenden intraoral appliziertem Kontrastmittels erzeugt. In einer Arbeit [19] wurde des weiteren gezeigt, dass die Präzision, mit der die Grenzfläche des Zahnes dargestellt werden kann, in erster Linie vom Kontrast-Rausch Verhältnis (engl. *contrast-noise ratio*, CNR, siehe Abschnitt 2.5.5) zwischen Zahn und umgebendem Medium abhängt. Ein mög-

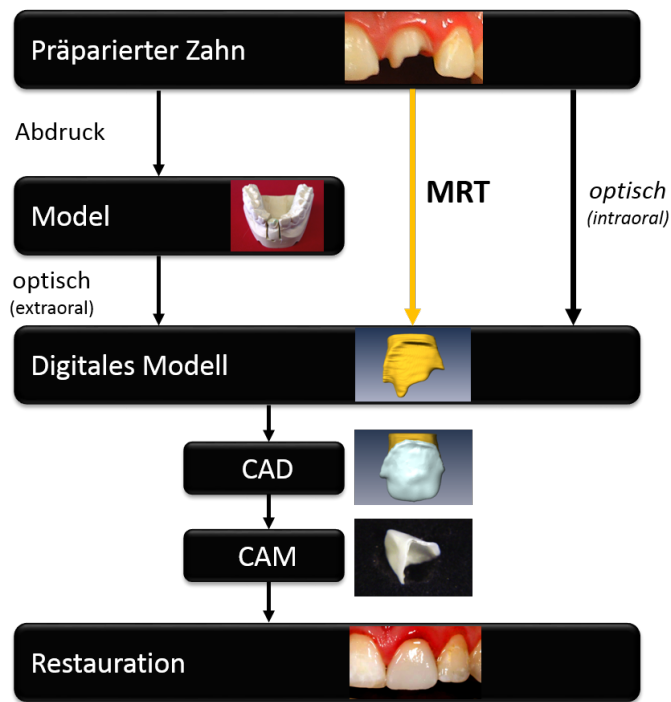


Abbildung 6.1: Ablaufdiagramm zur Herstellung einer Restauration anhand eines dentalen (digitalen) Abdruckmodells [84].

lichst grosser CNR-Wert wurde durch den Einsatz folgender Technik erreicht: Eine spezielle Empfangsspule wurde entwickelt, die das Signal des Kontrastmittels möglichst nah an den Zähnen empfängt. Das applizierte Kontrastmittel enthielt einen so gewählten Gadoliniumanteil, um das CNR bei den verwendeten Parametern zu maximieren.

Abbildung 6.1 zeigt den Prozess zur Herstellung einer dentalen Restauration, wie er nach heutigem Stand der Technik in der Zahnmedizin praktiziert wird (manuelle und optische Abformung) und wie die MRT diesen Ablauf vereinfachen und den Zwischenschritt der Herstellung eines plastisches Modells umgehen könnte. Stellt ein Zahnarzt einen Zahnabdruck nach herkömmlicher Methode her, so kommt ein hochpräzises Silikat als Medium zur Abformung zum Einsatz. Die Aushärtungszeit dieses Silikats beträgt im Mund acht Minuten. Eine maximale Scanzeit dieser acht Minuten wurde als obere Grenze in der beschriebenen Methode ebenfalls angezielt.

Diese Methode lässt sich noch in weiteren Bereichen anwenden, in der es auf hochauflösende Bilder ankommt. In ähnlicher Art und Weise wie oben beschrieben konnte die Größe der Kavität von kariösen Läsionen präzise eingeschätzt werden [65]. In ähnlichen Arbeiten wurden zur Karies-Diagnostik mit MRT-Techniken Methoden vorgeschlagen, die auf ein Kontrastmittel zur Erzeugung eines Negativkontrast verzichten [69, 66].

Jede der einzelnen Bestandteile im Ablauf kann durch falsche Handhabung eine Verschlechterung der Kantenqualität herbeiführen. Eine lange Messzeit bietet dem Patienten viel Raum für spontane oder Bewegungen, die Artefakte im Bild erzeugen. Eine Verkürzung der Scanzeit bei gleichbleibender Genauigkeit



Abbildung 6.2: Das bei 42°C gelierende intraorale Kontrastmittel wurde vor der Messung angemischt und in einem Wärmebad zur Messung bereit gestellt.

kann sich positiv auf das Messergebnis auswirken. In diesem Kapitel werden die methodologischen Fortschritte im Untersuchungsprozess aufgezeigt, welche die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Methode verbessern können. In Kapitel 8 wird darüber hinaus die Entwicklung einer MRT-Scantechnik mit integrierter Bewegungskompensation für Gebissabdrücke oder andere hoch-auflösende MRT-Messungen beschrieben.

Um die Reproduzierbarkeit dentaler MRT-Abformungen zu verbessern, wurden das von der Würzburger dMRT-Gruppe vorgeschlagene Verfahren [64] in einem wichtigen Bestandteil weiterentwickelt. Dies soll im Folgenden genauer erörtert werden.

6.2 MATERIALIEN UND METHODEN

In der Arbeit von Tymofiyeva et al. [64] wurde das noch flüssige Kontrastmittel bei etwa 48°C intraoral über einen in einer MRT-Empfängerspule integrierten Injektionskanal oral verabreicht. In diesem Fall kann die für eine vollständige Erfassung der interessanten Oberflächen erforderliche Kontrastmittelmenge im Vorhinein schlecht abgeschätzt werden, da die Anatomie der Mundhöhle von Mensch zu Mensch variiert. Ein unerwünschtes Zerlaufen des Kontrastmittels an Stellen im Mund, die für die Abformung nicht mehr nötig sind, lässt sich oft nicht vermeiden. Da das FOV die gesamte Kontrastmittelmenge, die sich im Mund befindet, einschließen muss, verlängert sich durch überschüssiges Kontrastmittel die Messzeit. Um die ideale Kontrastmittelmenge zu applizieren, die maximal nötig für eine erfolgreiche Abformung einer interessierender Region (engl. *region of interest*, ROI) ist, wurde eine Tiefziehschiene entwickelt (Material Zerodur[®], MRT-tauglich, Abbildung 6.3), die auf die vorgefundene Gebiss-Topologie angepasst wird. Die Schiene legt sich passgenau über die Zähne und an der zur Abformung vorgesehenen Stelle findet sich eine Aussparung, in die das Kontrastmittel injiziert wird (Abbildung 6.3). Das Kontrastmittel, bestehend aus einer 1.5%-igen Agar-Gadolinium-Penetat-Lösung, wird in einem Wärme-

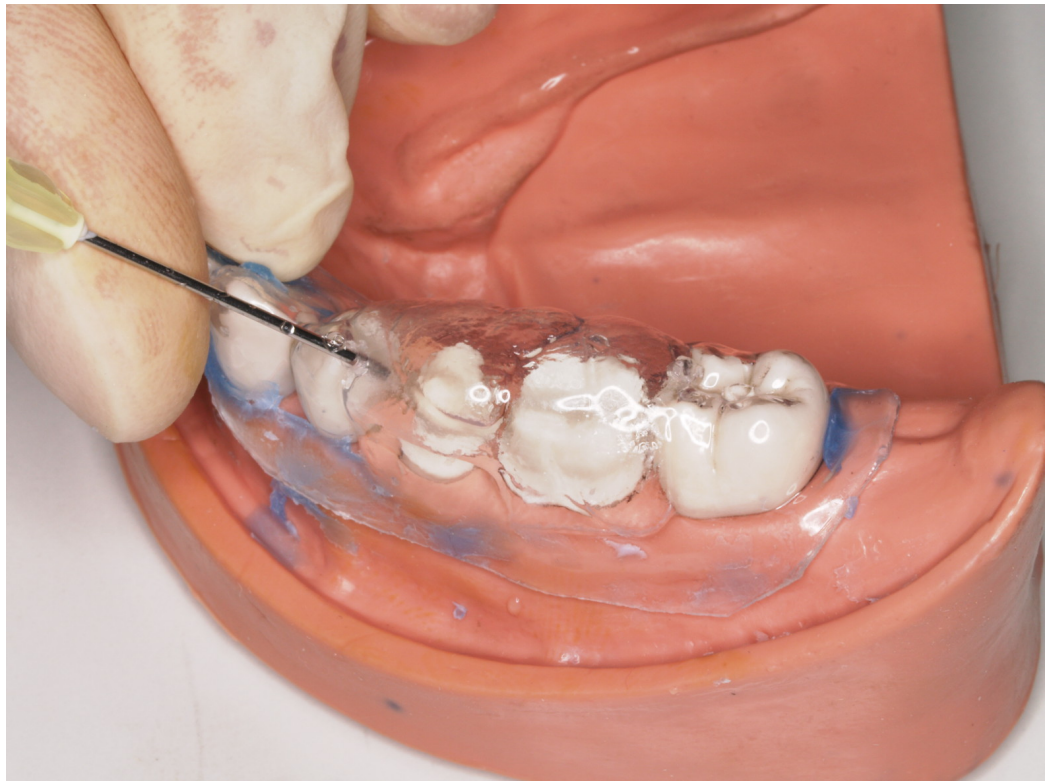


Abbildung 6.3: Im Rahmen einer Zahnersatzplanung wird vom behandelnden Zahnarzt eine grobe Übersichtsplastik mit Alginat-Abformmasse erzeugt. Anhand dieses Modells lässt sich eine Tiefziehschiene herstellen, die für die Volumen-genaue Kontrastmittelapplikation zur digitalen MRT-Abformung verwendet wird. Das Bild zeigt, wie ein Bereich gerade mit Kontrastmittel gefüllt wird.

bad bei 45° C parat gehalten (Abbildung 6.2). Nach einer kurzen Aushärtungszeit (Aushärtung bei 42° C) von etwa einer Minute wird es visuell auf störende Luftblasen überprüft und eventuell verbliebene Luftblasen mittels einer Feinkanüle mit Kontrastmittel nachgefüllt.

Alle folgenden Messungen wurden an einem 1.5 T MRT mit einer 3D TSE-Sequenz (T_E/T_R 12/800 ms, Turbo-Faktor 7, FOV 58x29 mm², Matrix 192) durchgeführt.

Um die Durchführbarkeit der Methode unter Beweis zu stellen, wurde ein Zahnmodell, welches zwei präparierte künstliche Zähne enthielt, mittels der beschriebenen Prozedur abgeformt (Abbildung 6.3).

Die Messung wurde anschließend an einem Probanden *in-vivo* wiederholt (siehe Abbildung 6.4). Die Eckzähne des Probanden waren für eine geplante Versorgung mit einer Brücke präpariert und vorerst mit einem Provisorium versehen, sodass eine MRT-Messung problemlos möglich war. Bereits vor der eigentlichen MRT-Abformung wurde anhand eines im Vorhinein hergestellten plastischen Übersichtsmodells eine Tiefziehschiene entworfen. Direkt vor der eigentlichen MRT-Abformung wurde das Kontrastmittel-Agar Gemisch hergestellt, in Einwegspritzen gefüllt und im Wärmebad bereitgestellt (siehe Abbildung 6.2). Im Vorbereitungszimmer wurde dem Probanden die Tiefziehschiene angelegt und mittels einer Kanüle mit dem warmen Kontrastmittel befüllt. Nach einer kurzen



Abbildung 6.4: Das Foto zeigt den Frontzahnbereich eines Probanden mit präparierten Eckzähnen zur Herstellung und Eingliederung einer Prothese. Zur *in-vivo* MRT-Messung wurde eine Tiefziehschiene angepasst, die mit intra-oralem Kontrastmittel gefüllt wurde.

Aushärtungszeit von etwa einer Minute wurde die Vorbereitung mit der Überprüfung auf Luftblasen abgeschlossen. Eine intraorale 1-Kanal-Spule (vgl. [64]) wurde zur Signaldetektion verwendet. Die reine Vorbereitungszeit des Probanden für die MRT-Untersuchung (ohne etwaiges Entfernen eines Provisoriums) betrug in etwa zehn Minuten, die eigentliche MRT-Messung inklusive Scout-Messungen dauerte insgesamt etwa zehn Minuten. Die reine Messzeit der dentalen MRT-Abformung betrug sieben Minuten.

6.3 ERGEBNISSE

Abbildung 6.5 zeigt die dreidimensionalen Auswertungen der dentalen Abdruckmessung an einem Gipsphantom (vgl. Abbildung 6.3). Beide abgebildeten Zähne (ein Prämolare und ein Molar) wiesen im Modell eine scharfe Präparationsgrenze auf (Definition siehe Abschnitt 3.3), die für einen dichten Abschluss und daher Haltbarkeit einer Restauration sehr wichtig sind. Diese Präparationsgrenzen beider Zähne stellen sich in den 3D MRT-Bildern als eindeutig lokalisierbar und scharf abgegrenzt dar. Durch Luftblasen, die sich auf der nicht komplett benetzten Gipsoberfläche gebildet haben verbleiben noch einige Ausbeulungen auf dem Bild.

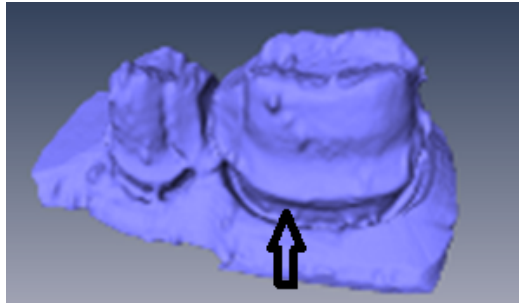


Abbildung 6.5: Dreidimensionale Darstellung einer Abdruckmessung am Gipsphantom. Die Präparationsgrenzen (Pfeil) sind gut lokalisiert und scharf abgebildet. Diese Grenzen sind ausschlaggebend für die Dichtigkeit, Passform und somit Langlebigkeit einer Restauration. Aufgrund der hydrophoben und rauen Oberfläche befinden sich noch wenige Luftblasen an der Oberfläche.

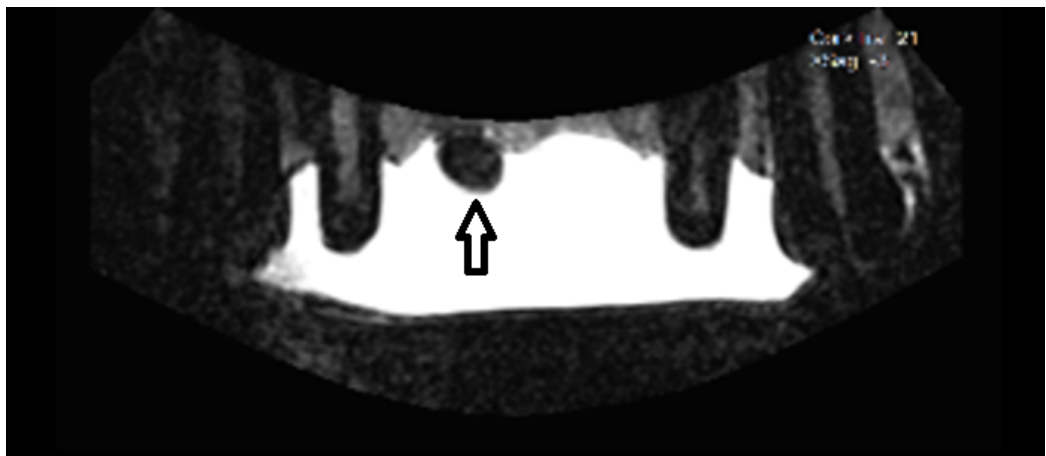


Abbildung 6.6: Gekrümmte Schicht durch den Frontzahnbereich eines präparierten Probanden (vgl. Abb. 6.4). Die Schichtlage ist ähnlich zu der eines OPG. Eine verbleibende aber das Abformungsergebnis nicht beeinflussende Luftblase ist erkennbar (Pfeil).

Abbildung 6.6 zeigt einen gekrümmten Schnitt durch den Frontzahnbereich des Probanden in ähnlicher Weise wie der Schnitt beim OPG. Es zeigt, dass alle relevanten Bereiche der beiden Eckzähne durch das Kontrastmittel bedeckt sind. Lediglich im mittleren Bereich am Zahnfleischsaum ist eine Luftblase zurückgeblieben. Diese hat jedoch wegen der großen räumlichen Distanz zu den relevanten Strukturen keine Auswirkung für die Abformungsergebnisse der präparierten Eckzähne und kann für das Rendering-Verfahren ignoriert werden.

Abbildung 6.7 zeigt die dreidimensionalen Ergebnisse der digitalen *in-vivo* MRT-Abdruckmessung. Alle Bereiche der Eckzähne konnten erfasst werden, die Präparationsgrenze ist sichtbar (siehe Pfeil in Abbildung 6.7). Diese dreidimensionalen Daten können nun im weiteren Verlauf verwendet werden, um ein auf ihnen gestützt ein passendes Gerüst für eine Restauration herzustellen.

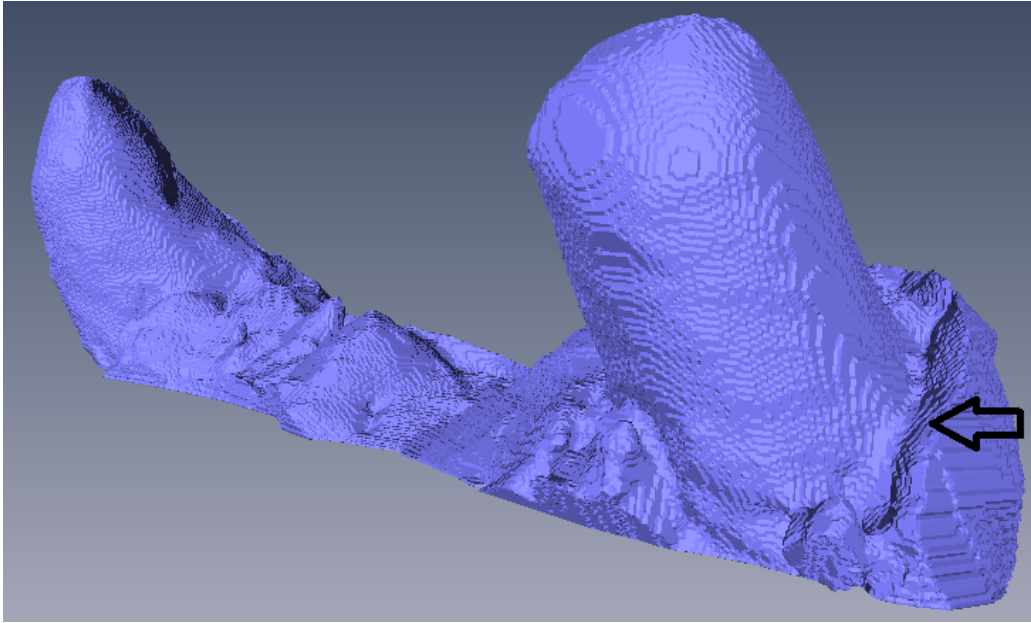


Abbildung 6.7: Das Bild zeigt die dreidimensional gerenderten Ergebnisse der digitalen MRT-Abformung eines Probanden (siehe Abbildung 6.4). Die Aufnahme beinhaltet alle wichtigen Bereiche, die für eine Herstellung einer Restauration nötig sind (z.B. Präparationsgrenze, Pfeil).

6.4 DISKUSSION

Mit dem neu gewählten Setup ist eine Abformung in Rückenlage des Patienten problemlos möglich. Bei direkter Applikation des Kontrastmittels über den Kanal der intraorale Spule ist eine Rückenlage wegen des bei Verabreichung flüssigen Kontrastmittels nicht möglich. Es würde in den Rachen des Probanden fließen, was sehr unangenehm ist und zu unerwünschten Schluckreflexen führt. Eine erfolgreiche MRT-Abformung ist so nicht durchführbar.

Durch das situationsangepasste Verfahren liegt die minimal nötige Menge an Kontrastmittel vor, um eine vollständige MRT-Abformung durchzuführen. Der Patientenkomfort ist somit weit geringer beeinträchtigt, die Schiene liegt fest auf den Zähnen und das Kontrastmittel fließt nicht unkontrolliert im Mund. Die Anzahl der Phasenkodierschritte kann wegen des geringeren Messvolumens reduziert werden, was zu einer Zeitersparnis führt. Dies trägt maßgeblich zum verbesserten Wohlbefinden des Patienten bei und somit ist im Schnitt mit weniger Bewegungsartefakten zu rechnen. Auf diese wird in Abschnitt 7.1 noch näher eingegangen.

Wie sich durch viele Messungen herausgestellt hat, gibt es Situationen, in der die alte Technik nicht anwendbar ist. Bei einer Abformung der Backenzähne ist eine sehr große Menge an Kontrastmittel nötig, um alle Bereiche abzudecken. Dies würde zu unrealistisch hohen Messzeiten führen. Beide Messungen haben gezeigt, dass die Tiefziehschiene fest genug sitzt, um ein Herauslaufen des Kontrastmittels zu verhindern. Dies würde allenfalls in der flüssigen Phase bei der Befüllung passieren.

Besonders wichtig bei dentalen Abformungen ist die korrekte Erfassung von Präparationsgrenzen (vergleiche Abschnitt 3.3). Je besser diese durch eine Messmethode repräsentiert werden, desto leichter kann diese durch die CAM-Software zur Herstellung einer Restauration erkannt werden.

6.5 ZUSAMMENFASSUNG

Es konnte gezeigt werden, dass mit dem verbesserten Verfahren wie z.B. der Zuhilfenahme einer Tiefziehschiene die Reproduzierbarkeit der digitalen MRT-Abformung gesteigert werden konnte. Die weitere Reduzierung der Messzeit ist ein immens wichtiger Schritt, behält man die beabsichtigte Reduzierung der Feldstärke in der dentalen MRT und damit die Abnahme des SNR im Hinterkopf.

Trotz der erfolgreichen Reduzierung der Messzeit haben bei der angestrebten gemessenen MRT-Auflösung von 300 μm und kleiner selbst kleine Bewegungen große Auswirkungen auf die Qualität und Verwertbarkeit einer Messung. Daher soll hier noch einmal die Wichtigkeit einer Bewegungskorrektur für solch hochauflösende Messungen unterstrichen werden.

Teil III

BEWEGUNGSKORREKTUR IN DER MRT

Im dritten Teil dieser Arbeit wird sowohl das Auftreten von Bewegungen während einer Messung, als auch deren Auswirkungen auf MRT-Bildqualität dargestellt. Ebenso werden mögliche Korrekturmethode vorgestellt. Das Anwendungsspektrum der dentalen MRT beinhaltet hochauflösende Messverfahren. Gerade die dentale Abformung ist auf hochpräzise MRT-Aufnahmen angewiesen und aufgrund dieser Anforderungen sehr sensitiv gegenüber Bewegungsartefakten. Eine speziell für hochauflösenden Anwendungen entwickelte Methode zur Bewegungskorrektur wird im zweiten Kapitel dieses Teils vorgestellt. Die Entwicklung, Umsetzung, Möglichkeiten und Grenzen werden aufgezeigt und diskutiert. Am Ende dieses Teils wird eine für die Spulentechnik eingesetzte Technik vorgestellt, die es möglich machte, sehr schnelle Zitterbewegungen der Hand nachzuweisen und zu quantifizieren.

DETEKTION UND KORREKTUR VON BEWEGUNGEN BEI MRT-MESSUNGEN

In diesem Kapitel werden die Auswirkungen, die Bewegungen während der MRT-Datenakquisition auf die Bildqualität haben, untersucht und diskutiert. Bewegt sich ein Objekt während seine Spins im Verlauf einer Messung der Ortskodierung durch Gradienten unterliegen, treten bei der Bildrekonstruktion typische Fehler auf. Diese Bildbeeinträchtigungen nennt man allgemein Bewegungsartefakte. Diese Bewegungsartefakte setzen die Aussagekraft von medizinischen MRT-Bildern herab bzw. können die darin enthaltene diagnostische Information im ungünstigsten Fall vollkommen verschleiern. In dieser Arbeit wird ausschließlich die Bewegungskorrektur an starren Körpern behandelt (wie in Abschnitt 7.3 beschrieben). Bei diesen kommt es über Translation und Rotation hinaus zu keiner zusätzlichen Deformierung des Körpers. Die physikalischen Zusammenhänge zur Entstehung dieser Artefakte als auch ihre qualitativen und quantitativen Auswirkungen auf das MRT-Bild werden im Folgenden erläutert.

Im zweiten Abschnitt wird erörtert, wie sich Bewegungen durch ein geschicktes Setup oder den Umgang mit dem Probanden / Patienten während der Vorbereitungs- und Messzeit einschränken oder ganz verhindern lassen. Eine Möglichkeit besteht darin, MRT-Sequenzen durch geschickte Wahl der Messparameter so einstellen, dass die auftretenden Bewegungsartefakte minimal ausgeprägt sind.

Der letzte Abschnitt enthält einen Überblick über die wichtigsten und effizientesten Methoden zur Bewegungskorrektur und zum aktuellen Entwicklungsstand in der **Community**¹ der MRT-Bewegungskorrektur.

7.1 ENTSTEHUNG VON BEWEGUNGSARTEFAKTEN

Das Fourier Shift Theorem (siehe auch Abschnitt 2.5.8) beschreibt, wie sich eine Translation bzw. Rotation eines Objekts im Ortsraum² auf den Frequenzraum auswirkt. Eine Translation der gemessenen Probe beispielsweise äußert sich in einer Änderung der Phaseninformation im gemessenen Signal.

Die Frequenzkodierung bei der MRT-Messung läuft sehr schnell ab, sodass Bewegungen während der Datenaufnahme als "eingefroren" erscheinen. Die Zeitspanne von einem Phasenkodierschritt bis zum nächsten ist meist um einiges länger, daher sind die Artefakte in Phasenkodierichtung eines Bildes ausgeprägt. Diese bei auftretender Bewegung entstehende Inkonsistenzen in den MRT-Daten wirken sich in *ghosting* und *blurring* Artefakten aus [85]. Beim *ghosting* kommt es zum periodischen und mehrfachen Auftreten der Bildinformation. Spricht

¹ <http://www.ismrm.org/chapter-study-groups/study-groups/studygroup18/>

² In der MRT ist definitionsgemäss der Ortsraum der Raum, in dem die Daten akquiriert werden und der Frequenzraum ist der Bildrekonstruktionsraum, in dem ein Schnittbild der Probe entsteht.

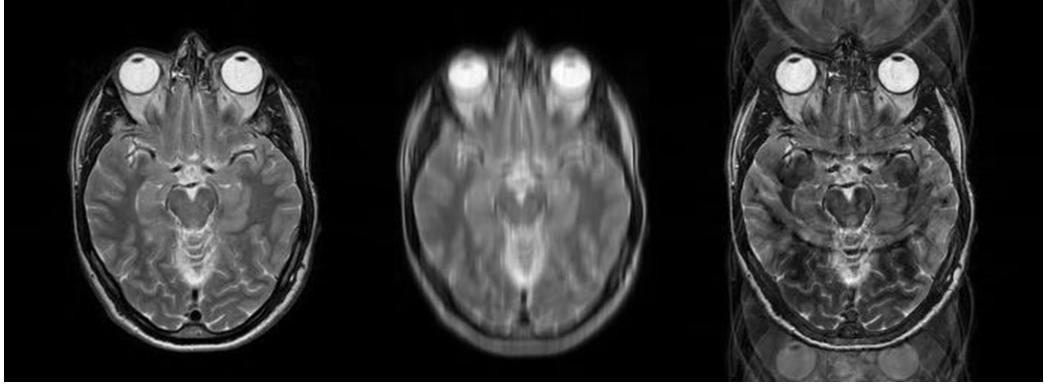


Abbildung 7.1: Das erste MRT-Bild (a) zeigt einen axialen Schnitt durch das Gehirn ohne Bewegung während der Messung. Die typischen, in der MRT auftretende Bewegungsartefakte, sind *blurring* (b) und *ghosting* (c) Artefakte. Letztere treten wegen der sehr kurzen Dauer der Frequenzkodierung Dauer (*intra-view*) nur in Phasenkodierichtung auf (*inter-view*, hier oben - unten). Die simulierten MRT-Bilder wurden entnommen aus [2].

man vom *blurring*, so meint man eine Unschärfe durch Verwischung im Bild, der Ausprägung nach ähnlich der in der Fotografie auftretenden Unschärfe bei Bewegung.

Durch Betrachtung der Punktverbreiterungsfunktion³ (engl. *point spread function*, PSF) lassen sich die Effekte linearer und translationsinvarianter Abbildungen wie die Fouriertransformation anschaulicher charakterisieren. Die PSF beschreibt, wie ein ideal punktförmiges Objekt $O_{\text{Punktquelle}}(\vec{r}) = \delta(\vec{r})$ durch den Messvorgang abgebildet wird. Wird ein gemessenes Objekt mit dem Signal $S'(k_x, k_y)$ zusätzlich durch Bewegung beeinflusst und durch die Fouriertransformation \mathcal{F}_{k_x, k_y} abgebildet, erhält man das mit Bewegungsartefakten behaftete Bild

$$B'(x, y) = \mathcal{F}_{k_x, k_y} \{S'(k_x, k_y)\} = \mathcal{F}_{k_x, k_y} \{S(k_x, k_y) e^{i2\pi\Delta\Phi(k_x, k_y)}\}.$$

Die Bewegung während der MRT-Messung induziert wie in Gleichung 2.23 beschrieben eine zusätzliche Phase $\Delta\Phi$. Gemäß dem Fourier-Theorem wird eine Multiplikation im Frequenzraum mit einer Faltung im Ortsraum verknüpft

$$B'(x, y) = \mathcal{F}_{k_x, k_y} \{S'(k_x, k_y)\} \otimes_{x, y} \mathcal{F}_{k_x, k_y} \{e^{i2\pi\Delta\Phi(k_x, k_y)}\}.$$

Somit kann die Bewegung eines Objekts in einen reinen Signalanteil und einen Artefaktanteil getrennt werden und die auftretenden Bildartefakte können separat durch die PSF analysiert werden

$$B'(x, y) = B(x, y) \otimes \text{PSF}(x, y).$$

³ Die PSF ist eigentlich bei optischen Abbildungen definiert. Dort ist sie eine charakteristische Größe für die Abbildungsqualität, Beugungserscheinungen an Blenden und somit der Einfluss der Apertur eines optischen Elements, sowie dessen allgemeine Bildfehler. Sie gibt an, wie ein ideales, punktförmiges Objekt durch ein optisches Element abgebildet würde. Aufgrund der Ähnlichkeit der Abbildung eines Objekts vom Frequenz- in den Ortsraum wird die PSF auch in der MRT zur Beschreibung einer Abbildung durch ein MRT-System benutzt.

Diese Betrachtungsweise ist sehr intuitiv und lässt eine qualitative Analyse der Bewegungsartefakte zu. Die Simulation anhand des Modells einer harmonischen Bewegung lässt eingehendere Rückschlüsse der induzierten Artefakte zu: durch die Überlagerung der harmonischen Oszillationen der PSF verschiedener Bewegungszustände kommt es einerseits zu *ghosting* Artefakten; ein *blurring* durch Bewegung entsteht aufgrund des verbreiterten zentralen Peaks der PSF. Eine eingehendere Beschreibung, wie diese Bewegung auf mathematische Betrachtungsweise zu *ghosting* und *blurring* führt ist anschaulich in der Dissertation von Weiger angeführt [86].

7.2 BEWEGUNGSKORREKTUR VON MRT-DATEN

Hat man die Bewegung des Objekts mit einer geeigneten Methode vollständig aufgezeichnet, kann anhand dieser Information einen MRT-Datensatz auf die Messung bezogen pro- bzw. retrospektiv korrigieren. Aus den Informationen eines geeigneten Bewegungsdetektionssystems kann die Bewegung des Objekts in eine Translations- und Rotationsbewegung zurückgerechnet werden, um anschließend entweder die MRT-Daten direkt zu korrigieren oder die Volumenposition vor einem folgenden MRT-Sequenzblock dementsprechend anzupassen.

Hat man eine geeignete Markerkonfiguration aus starr verbundenen Einzelmarkern (z.B. Kugeln) konfiguriert, lassen sich die dreidimensionalen Bewegungen der Konfiguration finden. Dabei genügt es, die dreidimensionalen Positionsinformationen der Einzelmarker zu gewinnen, um auf die Bewegung der gesamten Markerkonfiguration zurückzuschließen.

Die Bewegungsanalyse beschäftigt sich mit der Findung der Transformationsvorschrift eines bewegten starren Körpers. Eine Bewegung eines starren Körpers im dreidimensionalen euklidischen Raum kann durch die Transformationsvorschrift

$$\vec{x}_2 = R\vec{x}_1 + \vec{t} \quad (7.1)$$

beschrieben werden, wobei hier eine Bewegung von x_1 nach x_2 statt gefunden hat, die mit der Rotationsmatrix R und des Translationsvektors \vec{t} beschrieben wird. Um die Koeffizienten des Bewegungsablaufs zu finden existieren mehrere Methoden. Deren wichtigste Vertreter sind in [87] zusammengefasst. Wir wenden uns hier dem gängigsten Verfahren zu, das nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate und der Singulärwertzerlegung vorgeht. Wie in Abbildung 7.2 gezeigt, rotiert ein Objekt (hier unserer Bewegungsmarker) von Position 1 nach Position 2 um das Rotationszentrum C.

Die Rotationsmatrix R lässt sich schreiben als

$$R = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{32} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}.$$

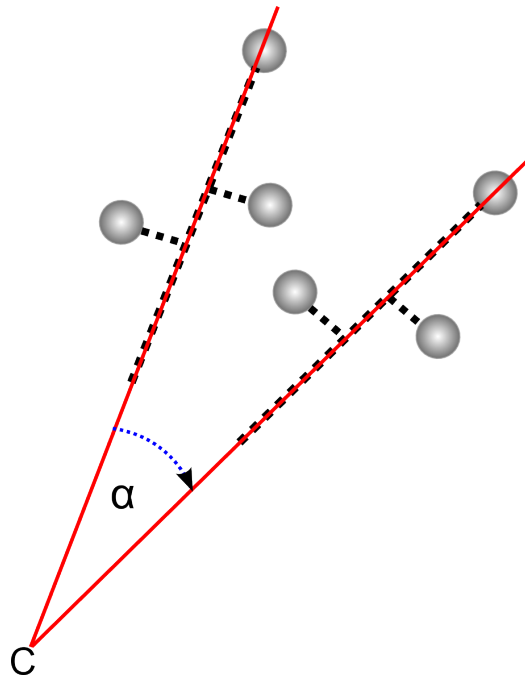


Abbildung 7.2: Ein starrer Körper, hier eine ähnlich der in vorliegender Arbeit verwendeten Markerkonfiguration, wird um das Rotationszentrum C um den Winkel α gedreht.

Damit ergibt sich insgesamt in Rotation die Bewegungsvorschrift

$$\begin{bmatrix} x_{2i} - x_c \\ y_{2i} - y_c \\ z_{2i} - z_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{32} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{1i} - x_c \\ y_{1i} - y_c \\ z_{1i} - z_c \end{bmatrix}. \quad (7.2)$$

Vereinfacht lässt sich dann schreiben

$$\vec{x}_{2i} - \vec{x}_c = R(\vec{x}_{1i} - \vec{x}_c).$$

Die Gleichung 7.2 enthält 12 Unbekannte. Es werden somit zur Lösung der Gleichung die Positionen von mindestens 4 Markerelemente benötigt, da jeder von Ihnen 3 Koordinaten liefert. Nimmt man anstelle des Rotationszentrums eine Drehung um den Schwerpunkt der Markerkonfiguration an, erhält man

$$\begin{bmatrix} x_{2i} - \bar{x}_2 \\ y_{2i} - \bar{y}_2 \\ z_{2i} - \bar{z}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{32} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_{1i} - \bar{x}_1 \\ y_{1i} - \bar{y}_1 \\ z_{1i} - \bar{z}_1 \end{bmatrix}, \quad (7.3)$$

mit

$$\bar{x} = \frac{\sum x_i}{N}, \quad \bar{y} = \frac{\sum y_i}{N}, \quad \bar{z} = \frac{\sum z_i}{N},$$

$$x'_i = \begin{pmatrix} x_i - \bar{x} \\ y_i - \bar{y} \\ z_i - \bar{z} \end{pmatrix}$$

mit N der Anzahl an Markerelementen. $\bar{x}, \bar{y}, \bar{z}$ nennt man auch Zentroide. Damit reduziert sich das Problem auf 9 Unbekannte, es werden jetzt noch 3 Marker zur Bestimmung der Rotationsmatrix benötigt. Damit lässt sich wiederum vereinfacht formulieren

$$x'_{2i} = R x'_{1i}.$$

Um die Koeffizienten der Rotationsmatrix aus einer Positionsmessung der einzelnen Markerelementen zu finden nutzt man den Ansatz der kleinsten Fehlerquadrate. Das resultierende Minimierungsproblem stellt sich folgendermaßen dar

$$\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x'_{2i} - R x'_{1i})^t (x'_{2i} - R x'_{1i}) \Rightarrow \min.$$

Entwickelt man die Gleichung weiter, erhält man schließlich ein Maximierungsproblem

$$\text{tr}(R^t c) \Rightarrow \max \quad (7.4)$$

mit der Korrelationsmatrix

$$c \equiv \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x'_{2i} x'^t_{1i}$$

Um die Rotationsmatrix zwischen zwei Positionen der Marker zu berechnen benutzt man die Methode der Singulärwertzerlegung (engl. *singular value decomposition*, SVD).

Die Translationsbewegung lässt sich am Ende folgendermaßen berechnen

$$t = -R \times C_A + C_B,$$

wiederum mit den Zentroiden $C_{A,B}$.

7.3 BEWEGUNGSKLASSIFIZIERUNG

Es ist nicht in allen Fällen möglich Bewegungen von Beginn an zu unterbinden. Die Untersuchungsregion spielt bei der Auswirkung von Bewegungsartefakten eine wichtige Rolle. Kopfbewegungen wirken sich bei der Untersuchung des Knies zwar in sehr geringen Masse durch die Übertragung der Bewegung auf das dem Radiologen vorliegende MRT-Bild aus, spielen dort aber sicherlich durch geringe Ausprägung eine untergeordnete Rolle. In vielen Fällen gilt das simple, aber wirkungsvolle Prinzip, den Patienten nicht zu intensiv auf das Vermeiden von Bewegungen vorzubereiten, da dieser sich dann meist versteift und dadurch erst recht mit Bewegungen zu rechnen ist. Der Hinweis, sich etwas entspannen zu können, ist meist effektiver und produktiver als beispielsweise die Anweisung nicht zu schlucken. Mit Sicherheit wird der Patient genau in diesem Moment schlucken.

Die Bewegungen, die während eine MRT-Untersuchung stattfinden können, lassen sich grob in zwei Kategorien einordnen:

- *Amorphe* Bewegungen: Atmung, Herzschlag, Blutfluss, Darmperistaltik

Die Bewegungen der Organe werden vom viszeralem Nervensystem des Körpers gesteuert und sind nicht bewusst unterdrückbar. Lediglich die Atmung lässt sich für einen kurzen Moment bewusst anhalten. Die Bewegungen gehen normalerweise zeitgleich mit einer Deformierung der Gewebestrukturen des betroffenen Organs einher. Auch der Blutfluss sowie auftretende gerichtete Diffusion zählen zu der Klasse der nicht vermeidbaren Bewegungen. Man kann sie durch Gabe von beispielsweise blutdrucksenkenden Medikamenten nur eindämmen. Flussartefakte bilden sich in Richtung der Phasenkodierung um Gefäße herum aus. Sie sind um so ausgeprägter, je größer das Gefäß und höher der Blutdruck ist. Ansätze, amorphe Deformierungen mit Methoden der Bildregistrierung zu korrigieren bzw. Informationen über die Deformation von Organgewebe zu erhalten, sind komplex und rechenintensiv, die Zahl der Lösungsansätze und Publikationen dazu steigt jedoch an [88, 89, 90].

- Bewegungen eines starren Körpers (*engl. rigid-body, bulk motion*): Bewegungen wie beispielsweise des Kopfes oder anderen, nicht deformierbaren Körperteilen

Die Bewegungen eines starren Körpers finden in drei Freiheitsgraden der Translation und Rotation um drei Achsen statt. Bei der Bewegung eines starren Körpers findet keine zusätzliche Verformung des Objekts statt.

Weiterhin lassen sich Bewegungen auf anhand ihrer Geschwindigkeit einordnen. Intra-view Bewegungen sind solche, die während der Frequenzkodierung zu einer Beeinflussung der Messung führen. Inter-view Bewegungen treten zwischen den Schritten der Phasen- (2D) oder Partitionskodierung (3D) auf. Da die Frequenzkodierung während einer MRT-Sequenz normalerweise in sehr kurzer Zeit abgeschlossen ist, sind erstere Bewegungen vernachlässigbar.

7.4 MINIMIERUNG VON BEWEGUNGSARTEFAKTEN

MRT-Sequenzen lassen sich bei zu erwartende Bewegungen im Vorhinein im beschränkten Masse einstellen, so dass die auftretenden Bewegungsartefakte minimiert werden. Im Allgemeinen ist eine Sequenz mit kurzer Akquisitionsdauer einer Sequenz mit langer Aufnahmezeit vorzuziehen, um die Patientenbelastung möglichst gering zu halten und störende Bewegungen zu vermeiden. Um eine möglichst kurze Aufnahmedauer zu erzielen müssen die Sequenzbausteine komprimiert werden und möglichst dicht aufeinanderfolgen. In der Anwendung bedeutet das, die Gradienten kurz und dafür mit hoher Amplitude einzusetzen, um das gleiche Gradientenmoment, welches für die Ortskodierung nötig ist zu erzeugen. Die Echozeit T_E sollte ebenso so kurz wie möglich eingestellt werden. Im allgemeinen Fall ist dies mit einer Erhöhung der Empfängerbandbreite verbunden, was wiederum zu einer größeren Fett-Wasser-Verschiebung führt und das SNR abnimmt. Eine kurze Repetitionszeit T_R ist vorteilhaft, um Bewegungsartefakte zu vermeiden, gleichzeitig aber nachteilig weil ebenfalls das SNR bei

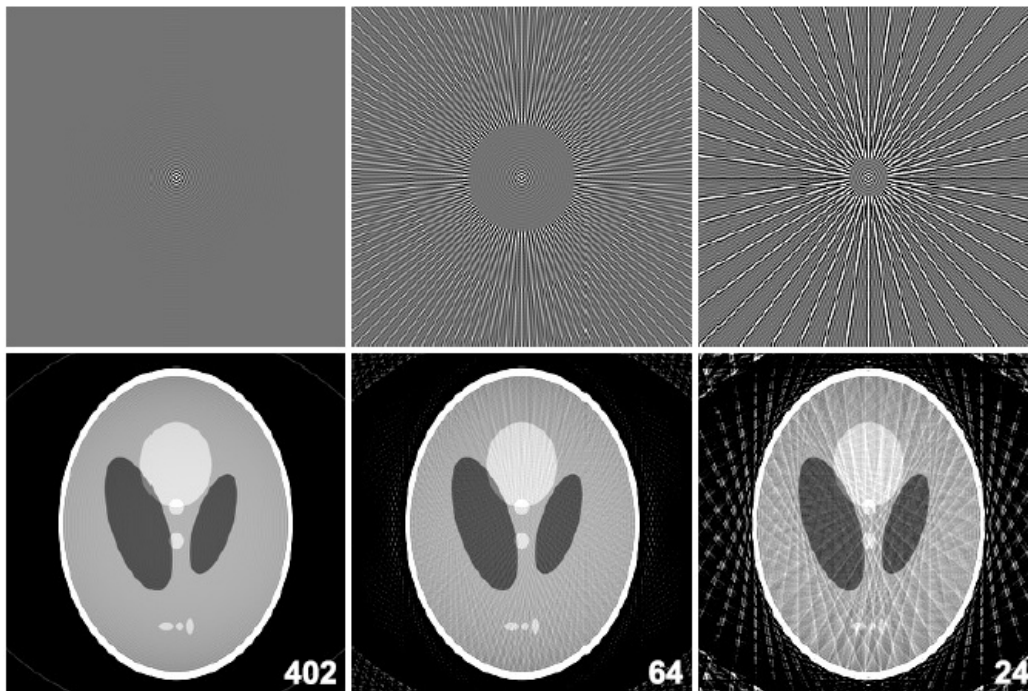


Abbildung 7.3: Allgemeine Darstellung der Punktverbreiterungsfunktion (PSF) einer radialen Sequenz und darunter die zugehörigen rekonstruierten Bilder eines simulierten Shepp-Logan Phantoms. Die zugehörige Anzahl der Speichen pro Trajektorie sind 402, 64 und 24 (Basisauflösung 256). Die PSF einer Sequenz lässt darauf schließen, wie sich auftretende Bewegungen während der Messung in Artefakte übersetzen. Diese treten bei radialer Akquisition speichenförmig und prominent an Kontrastspürungen auf [91].

Gewebearten mit langer T_1 -Relaxationszeit geringer ausfällt. Eine ausgewogene Einstellung der Parameter erzielt insgesamt die besten Ergebnisse.

Eine Verwendung von radialen (oder spiralförmigen) Sequenzen ist ebenso vorteilhaft, da die Bewegungsartefakte im rekonstruierten Bild im Gegensatz zu kartesischen Sequenzen aufgrund der Akquisitionsweise der Daten vermindert auftreten. Durch die inkohärente Datenverteilung der radialen Speichen kommt es bei den durch die Bewegung induzierten Phasenfehlern zu Mittelungseffekten, die sich gegenseitig auslöschen. Hinzu kommt, dass die Artefakte als Streifenartefakte (engl. *streaking*) im äußeren Bildraum auftreten. Dies lässt sich anhand der Punktverbreiterungsfunktion der radialen Trajektorie veranschaulichen (siehe Abbildung 7.3).

7.5 ÜBERSICHT AKTUELLER BEWEGUNGSKORREKTUR-METHODEN

Die Akquisition der Bewegungsinformation kann durch verschiedene Möglichkeiten erreicht werden. Ein sogenanntes Positionierungssystem besteht aus einem zusätzlichen System oder Gerät, das zur Positionserkennung eingesetzt wird. Dieses kann ein externes Gerät, wie eine Kamera sein. Einen Navigator hingegen nennt man ein MRT-Sequenzmodul, welches durch zusätzliche MRT-Messungen während der eigentlichen Untersuchung Bewegungsinformationen sammelt. Dieser zeichnet z.B. anhand von Markern, Landmarken oder ähnli-

chen Strukturmerkmalen die Bewegung des gescannten Objekts während dem eigentlichen Bildgebungsmodul (Sequenz-Block) auf. Um die Bewegungsinformation aus Navigatoren zu gewinnen, können diese sowohl Bild- als auch k-Raum-basiert ausgewertet werden. Externe Geräte oder Schnittstellen müssen mit der MRT-Hardware in Zeit und Ort synchronisiert werden um eine korrekte Datenkorrektur durchführen zu können. Dazu wurden sog. cross-calibration Verfahren entwickelt, die diese Synchronisation bewerkstelligen. Die anfangs noch zeitaufwändigen Prozeduren sind im Laufe der Entwicklung auf praktikable Zeit beschleunigt worden und müssen vor jeder Untersuchung wiederholt werden [92]. Anhand der gemessenen Bewegungstrajektorie des Navigators oder Positionierungssystems kann ein Datensatz im Rahmen der Genauigkeit der Positionierung korrigiert werden.

Hat man die Bewegungsinformation erst einmal gewonnen, lassen sich die Korrekturmethode grundsätzlich in zwei Gruppen einordnen. Retrospektive Verfahren zeichnen Bewegungsdaten kontinuierlich mit auf, die eigentliche Korrektur der Daten geschieht jedoch im Post-Processing nach der Messung. Dabei werden die gemessenen MRT-Daten anhand der Bewegungstrajektorie des Messobjekts korrigiert. Es besteht auch die Möglichkeit, die Daten nach gewissen Bewegungszuständen bei periodischen Bewegungen (z.B. Atmung oder Herzschlag) zu sortieren um sie anschließend zu filtern. Man spricht in diesem Fall von *gating*-Verfahren. *Prospektive* Verfahren zeichnen den Bewegungsverlauf ebenso während der Messung auf, korrigieren aber in Echtzeit, indem sie das Bildgebungsvolumen (engl. *volume of interest*, VOI) synchron zur Bewegung mitführen. Die prospektive Korrektur bietet gegenüber den retrospektiven Verfahren zwei wichtige Vorteile. Durch sie können sowohl die sonst nicht korrigierbaren through-plane Artefakte verhindert werden. Diese entstehen, wenn durch Bewegung während einer Messung Spins von benachbarten Gewebestrukturen in das VOI eindringen und durch die HF-Pulse mit angeregt werden. Diese Spins weisen im Zeitverlauf unterschiedliche Sättigungszustände auf, was zu Bildartefakten führt. Bei kontinuierlicher Mitführung des VOI, wie sie bei prospektiven Korrekturmethode erfolgt, treten diese (through-plane und spin-history) Artefakte nicht auf.

Die Güte der Korrektur kann sich dabei nur im Rahmen der Positionierungsgenauigkeit bewegen. Die Genauigkeit der Bewegungserkennung wird begrenzt durch das sogenannte Navigatorrauschen. Um eine Bewegungskorrektur sinnvoll anzuwenden, muss die Positionierungsgenauigkeit die gewünschte Bildgenauigkeit deutlich unterschreiten [93]. Maclaren et al. konnten jedoch zeigen, dass eine Kombination aus retro- und prospektiven Verfahren zur Korrektur genutzt werden kann, um diese Bedingung zu lockern [94].

Im Folgenden werden exemplarisch die wichtigsten Vertreter der beiden Korrekturmethode, deren methodologische Bestandteile teilweise überlappen können, vorgestellt.

Etwas zwischen den Stühlen befinden sich die sog. *gating*-Methoden. Auch hier existieren beide Modalitäten (pro- und retrospektiv), die jedoch leicht ineinander verschwimmen. Bei diesen Methoden werden periodische Bewegungen wie Atmung und Herzschlag gefiltert und unbrauchbare Daten verworfen. Man unterscheidet Methoden, die eine Navigatormessung mit oder ohne zusätzliche

Anregung durch Pulse verwenden. Bei zusätzlichen Anregungspulsen kann es zu Interferenzen wie Sättigungseffekte mit der Bildgebungssequenz kommen. Bei den Messungen wird in Kauf genommen dass die Messzeit durch das Füllen von den durch die Filterung entstandenen Daten-Lücken verlängert wird.

Ein Beispiel für die Verwendung beider *gating*-Methoden ist die Lungenbildung. In der Studie von Weick et al. wird ein DC -Signal (Echo, das dem zentralen Datenpunkt des k-Raums entspricht) der Lunge zur Navigation verwendet, das keine gesonderte Anregung benötigt [95]. Anhand des Navigators wird die Position des Diaphragmas (Übergang vom fast signallosem Lungenparenchym zur signalintensiven Leber) bestimmt. Anhand der Position werden MRT-Daten auf definierte Atemzustände (Inspiration, Expiration) registriert und die Daten anhand der Bewegungszustände sortiert oder aussortiert. Diesog. *pencil-beam* Methode, die mit zusätzlichen Anregungspulsen arbeitet, hat in der Herz- und Lungenbildung im klinischen Alltag bereits Einzug gefunden [96]. Dazu wird eine eindimensionale Navigator-Schicht durch das Diaphragma gelegt, um durch dessen Position in gleicher Weise wie im vorherigen Absatz erwähnt den Atemzustand bestimmen zu können. In Echtzeit werden die diagnostisch relevanten MRT-Bilder in einem Zeitfenster im unbewegten Zustand zwischen Ein- und Ausatmen aufgenommen.

Bei den retrospektiven *bulk*-Bewegungskorrekturen sind die prominentesten Arbeiten: Pipe et al. entwickelten die Methode "Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction" (PROPELLER), ein Navigator, der in kurzer Zeit ein niedrig aufgelöstes Bild durch eine propellerförmige radiale Trajektorie aufnimmt, welches zur Registrierung der Bewegung und zur Korrektur benutzt wird [97]. Maclaren et al. entwickelten eine Methode "Translation and Rotation Estimation using Linear Least-squares and Interleaved Strips" (TRELIS), bei der die Information aus überlappenden k-Raum Streifen zur Bewegungserkennung verwendet wird [98]. Des weiteren existieren ähnliche Methoden, die mit den k-Raum Daten der MRT-Messung arbeiten und ohne zusätzliche Navigatoren auskommen [99, 100].

Prospektive Korrekturmethode weisen viele Vorteile gegenüber den retrospektiven Verfahren auf und sind in den meisten Fällen aus den schon weiter oben genannten Gründen den retrospektiven Korrekturmethode vorzuziehen [93]. Die Methoden, die in jüngster Zeit entwickelt wurden benutzen zur Positionserfassung Marker, die mit externen Geräten oder Navigatoren erfasst werden. Zu den interessantesten Vertretern gehören Techniken, die externe Kameras einsetzen um bestimmte Merkmale (Marker wie IR-reflektierende Kugeln, optische Gitter, Gesichtsmerkmale, TOF-Kameras, usw.) zu erkennen und zu verfolgen [101, 102, 103, 104]. High-End Kameras, die sich im Bereich der Genauigkeit hoch aufgelöster MRT-Bildgebung befinden (die Genauigkeit der Kameras liegt meist in der Größenordnung von ± 0.2 mm), sind jedoch sehr teuer und die Integration der Kameras in die MRT-Hardware ist komplex, da sie idealerweise in der Bohrung zu installieren sind, um im direkten Sichtkontakt zum Untersuchungsobjekt zu stehen.

Weitere prospektive Korrekturmethode wurden entwickelt, die auf externe Geräte wie Kameras verzichten, dafür k- oder Bildraumnavigatoren nutzen, um Informationen über den Bewegungsablauf aus diesen Navigatordaten zu gewin-

nen. So gibt beispielsweise der Anteil der Magnetisierung, mit der einzelne Spulenkanäle beladen sind Auskunft über die Position des Patienten innerhalb der Spule. Bewegt dieser seinen Kopf in der Spule, verschiebt sich die Signalaufteilung anteilig innerhalb der Spulenkanäle. Rückt der Kopf näher an einen Spulenkanal heran, steigt das Signallevel in diesem. Aus der Gesamtinformation aller Spulenkanäle kann die Bewegung des Kopfes rekonstruiert werden [105].

Ein weiterer, vielversprechender Ansatz besteht in der Verwendung von aktiven Markern. Dabei werden flüssigkeitsgefüllte Markerkugeln am Patienten angebracht, deren Signal über eine dedizierte Empfängerspule empfangen wird. Die Markerkugeln werden abgeschirmt, so dass es zu keinen Interferenzeffekten der Marker mit dem VOI kommt. Über die räumlichen Gradienten wird die Lage der Kugeln im Koordinatensystem nacheinander in allen drei Raumrichtungen gemessen, um die dreidimensionale Lage des Markers zu bestimmen [106, 107]. Bei der "Prospective Motion Correction in MRI" (PROMO) Methode handelt es sich um ein Bildraum-basiertes Korrekturverfahren. Ein Navigatorbild, das durch eine spiralförmige Trajektorie gemessen wird, enthält drei räumliche Schnitte anhand deren Positionsinformation eine Kopfbewegung korrigiert wird [108]. "Prospective Acquisition Correction" (PACE) ist eine Implementierung in modernen Siemens Scannern, mit der periodische, eindimensionale Bewegungen korrigiert werden können, sogar falls es sich um Bewegungen in großem Ausmaß handelt [109].

Eine übersichtliche und exemplarische Zusammenfassung von Methoden der Bewegungskorrektur am Beispiel der Gehirnbildgebung findet sich in einer Publikation von Maclaren et al. [93].

Bis dato die meisten der entwickelten Methoden noch Nischenprodukte und ihre Anwendung ist meist auf eine spezielle Applikation beschränkt. Der Wunsch nach einer multifunktionalen Bewegungskorrektur, die sich durch Vielfältigkeit, einfaches Handling, Robustheit als auch hohe Präzision auszeichnet, steigt. Hier erweist es sich als durchaus sinnvoll, auf zusätzliche Hardware zu verzichten, da diese Schnittstellen oft fehleranfällig sind.

MRT-BASIERTE HOCH-AUFGEÖSTE BEWEGUNGSKORREKTUR

In diesem Kapitel wird eine Methode zur dreidimensionalen Bewegungskorrektur von Festkörpern durch (ultra-)hochauflösende MRT-Messungen vorgestellt. Die Methode wurde für die Bewegungskorrektur bei Messungen von Zahnoberflächen entwickelt, ist jedoch (mit Abwandlungen) auf viele andere Bereiche übertragbar. Eine direkte Ableitung der Methode für die Anwendung in der Gehirnbildgebung ist beispielsweise möglich. Die Überlegungen und Vor- und Nachteile werden in der Diskussion behandelt.

Um den einzelnen Schritten folgen und die zugehörigen Überlegungen besser nachvollziehen zu können, wird nach dem Abschnitt der Motivation ein kurzer Abschnitt eingefügt, der das generelle Konzept der Methode erläutert.

8.1 EINLEITUNG

Die Methode, dreidimensionale Oberflächen von Zähnen bzw. präparierten Zahnstümpfen mithilfe der MRT abzubilden, wurde in der Arbeitsgruppe der dentalen MRT in Würzburg entwickelt und vorgestellt [64]. Die gewonnenen digitalen Abdruckmodelle können genutzt werden, um über CAD/CAM-Verfahren passgenau Zahnprothesen und -ersatz herzustellen. Die Abdrücke basieren auf MRT-Schnittbildern der präparierten Zahnstümpfe und werden durch eine 3D TSE-Sequenz erfasst. Das MRT-Signal liefert dabei ein intraoral appliziertes Kontrastmittel, das bei der Anwendung im Mund geliert. Als Empfängerspule kommt eine für die Anwendung entwickelte intraoral anwendbare Spule zum Einsatz. Die Weiterentwicklung von Teilschritten bei der Prozedur wurde bereits in Kapitel 6 im Detail behandelt.

Die Genauigkeit, die erforderlich ist, um passgenaue, möglichst langlebige Restaurationen herzustellen, wird in Studien mit einer maximalen Abweichung von $120\ \mu\text{m}$ gefordert [83]. Das 3D TSE-Bildgebungsmodul, das in unserem Verfahren eingesetzt wird, bietet einige Vorteile: Sie ist weniger anfällig gegenüber Verzerrungen durch Inhomogenitäten und Suszeptibilitätsartefakten und weist höhere SNR-Werte als vergleichbare Multislice-Sequenzen auf. Allerdings sind 3D Sequenzen wegen der doppelten Phasenkodierung und der entlang zweier Raumachsen anfälliger für Bewegungsartefakte als Multischicht-Sequenzen. 3D Sequenzen weisen wegen der zusätzlichen Phasenkodierung im Allgemeinen verlängerte Messzeiten auf.

Bei längeren Messungen treten unbewusste oder spontane Bewegungen jedoch häufiger auf, und lassen sich meist nicht ganz unterdrücken, sogar wenn Patienten mit Kissen und Keilen stabilisiert werden. Dies wird in dem Genauigkeitsbereich, um den es sich in der dentalen Abformung handelt besonders deutlich. Häufig verursacht sogar ein langsames Einsinken in stabilisierende Kissen

oder die Unterlage der Patientenliege das Auftreten von Bildstörungen, wenn die Bildauflösung im Bereich der Bewegungsspanne liegt. Diese Bewegungsartefakte reduzieren die nötige Auflösung im Bild durch *blurring* und verschleiern die hoch-aufgelöste Kanteninformation zusätzlich durch *ghosting* Artefakte [110, 111] (siehe auch Abschnitt 7.1). Maclaren et al. konnten zeigen, dass bei Bewegung besonders die Auflösung der Kanten im Bild verschlechtert ist [112]. Genau diese Kanten aber spielen eine richtige Rolle bei der Oberflächenrekonstruktion. Ein weiterer Effekt, der auftreten kann ist die Manipulation des "Spin-Anregungs-Gedächtnisses": Spins, die nah neben dem Bildgebungsvolumen liegen, betreten und verlassen bei Bewegung die Anregungsschicht. Hier kommt es zu Störungen der Gleichgewichtsmagnetisierung. Ebenso werden durch Bewegungen zusätzliche Feld-Variationen verursacht, welche die räumliche Kodierung verfälscht. Die Ausprägung der durch Bewegung induzierten Artefakte hängt, wie im Abschnitt 7.1 beschrieben sowohl von der periodischen Frequenz und dem Ausmaß der Bewegung ab, als auch vom Zeitpunkt der Messung zu dem die Bewegung auftritt. Tritt diese bei der Kodierung des zentralen k-Raumes auf sind die Artefakte besonders drastisch. Daher ist ein durch Bewegung beeinträchtigter 3D Datensatz für eine hochpräzise dentale Oberflächenrekonstruktion meistens nicht verwertbar und die Messung muss wiederholt werden. Dies erhöht mögliche Kosten bei einer digitalen Abformung, der Patientenkomfort wird beeinträchtigt und wertvolle klinische und systemische Ressourcen werden verschwendet.

8.2 MATERIALIEN UND METHODEN

8.2.1 Übersicht und Konzept

Bevor die Hard- und Software-Bestandteile der Methode im Einzelnen beschrieben werden, werden die wichtigsten Aspekte der Methode einmal zur Übersicht grob zusammengefasst. Ziel der Arbeit war es, eine leistungsfähige und präzise Methode für die dreidimensionale Bewegungskorrektur von hoch aufgelösten MRT-Zahnabdrücken zu entwickeln. Komplizierte Messanordnungen, die Geräte mit externen Schnittstellen verwenden, sind fehleranfällig und meistens kostspielig. Neben anderen Gründen war eine ausschließliche Verwendung von MRT-basiertem Zusatz-Equipment das Ziel der Entwicklungsarbeit.

Für die Erfassung der Bewegung wurde ein MRT-sichtbarer Marker entwickelt, bestehend aus drei mit Kontrastmittel gefüllten Hohlkugeln. Dieser Marker wurde mit einer Kopfklammer am Probanden fixiert. Der Marker gibt die dreidimensionale Positionsinformation des Untersuchungsobjekts wieder (siehe Abbildung 8.1). Um die Bewegung des Markers mit MRT-Methoden aufzuzeichnen, wurde eine geeignete bildbasierte MRT-Navigator-Sequenz entwickelt, mit der die räumliche Position des Markers durch Messung von zwei zueinander orthogonalen Projektionen erfasst wird. Die Positionsmessung erfolgte während einer MRT-Untersuchung im "Leerlaufbetrieb" zwischen den Segmenten einer TSE-Sequenz (siehe Abbildung 8.3). In unserer Implementierung erfassen zwei orthogonale zweidimensionale ultrakurze FLASH-Schichtprojektionen die räum-

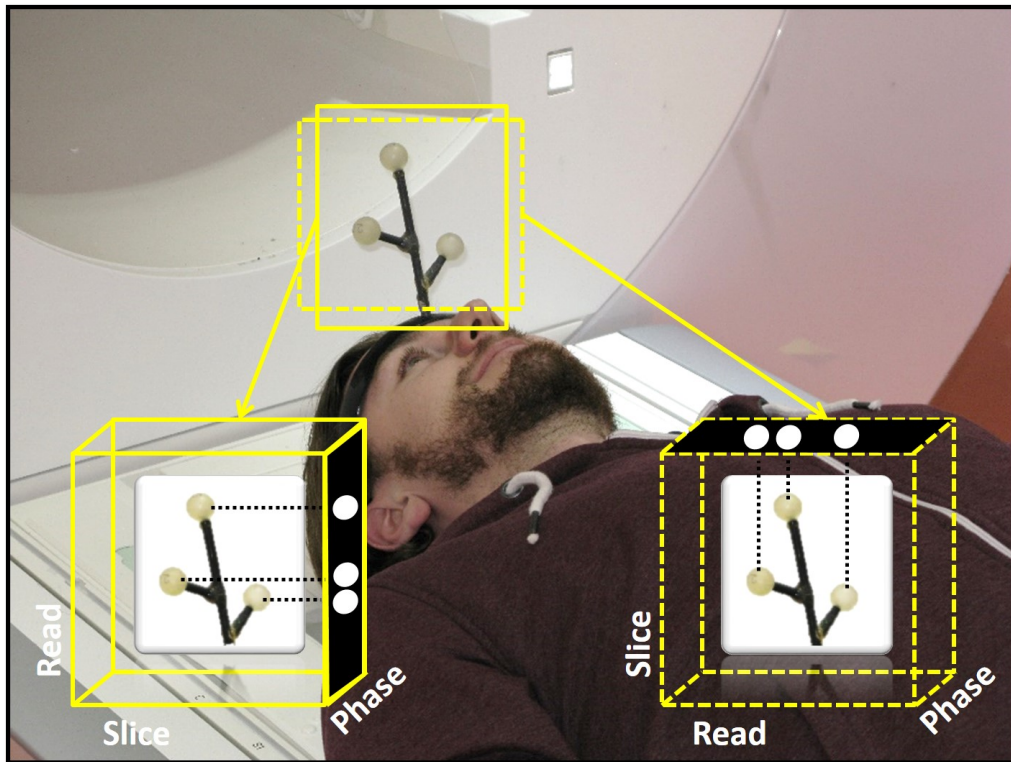


Abbildung 8.1: Der Marker wird am Kopf des Patienten, der sich entweder in Rücken- oder Bauchlage auf der Patientenliege befinden kann, durch einen Klammerring angebracht. Zur zusätzlichen Stabilisierung am Kopf können elastische Bänder eingesetzt werden. Das Wohlbefinden des Patienten wird durch dieses Setup nur sehr gering beeinflusst. Die MRT-aktiven Kugeln werden durch die Navigatorsequenz auf zwei orthogonale Ebenen projiziert. Um die Messung zu beschleunigen, wird das FOV in Richtung der Phasenkodierung auf den Durchmesser der Kugeln reduziert.

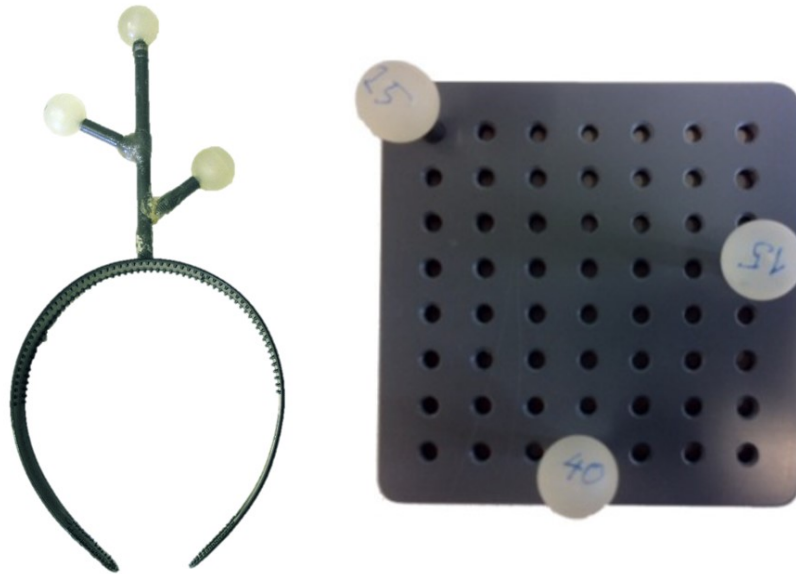


Abbildung 8.2: Für *in-vivo* (links) und Phantomstudien (rechts) wurden zwei verschiedene Markerkonfigurationen entwickelt. Diese wurden auf die anatomischen Gegebenheiten bzw. technischen Anforderungen der Experimente angepasst. Der Marker für Gehirn- und Zahnbildgebung wurde an einer Kopfklammer angebracht, die der Proband an der Stirn oder am Hinterkopf trägt. Messungen in Bauch- oder Rückenlage ohne den Komfort während der Messung einzuschränken sind somit möglich. Eine Platte mit flexiblen Anbringungsmöglichkeiten für die Kugeln eignete sich am Besten für Phantomstudien, die zur Optimierung der Methode und Genauigkeitsbestimmung durchgeführt wurden.

liche Lage des Markers. Um die Position des Markers aus den Navigatordaten zu bestimmen, wird ein Kreuzkorrelations-Algorithmus angewendet. Dadurch werden die Kugelmittelpunkte in den Projektionen erkannt und durch Rückprojektion der beiden orthogonalen Schichten die räumliche Lage der gesamten Markerkonfiguration ermittelt. Mithilfe der aus den Navigatordaten gewonnenen Bewegungsinformation konnte die Bewegungstrajektorie einer freien Bewegung in absoluten oder relativen Koordinaten auf die Ausgangssituation bezogen erstellt werden. Basierend auf diesen Informationen kann entweder der *k*-Raum retrospektiv korrigiert werden oder das *volume of interest* (VOI) bei der Messung kontinuierlich in Echtzeit (prospektiv) mitgeführt werden.

8.2.2 MRT-Marker Entwicklung

Alle Marker, die in dieser Arbeit entwickelt wurden bestehen aus drei Kontrastmittel gefüllten Hohlkugeln mit 10 mm innerem und etwa 15 mm äußerem Durchmesser. Drei Kugeln werden aus geometrischen Gründen minimalerweise benötigt (vergleiche auch Abschnitt 7.2), um eine dreidimensionale Lagebestimmung durchzuführen. Das verwendete Kontrastmittel (Magnevist; Schering, Berlin, Germany) ist T_1 -verkürzend und lässt schnelle Messungen bei hoher Signalausbeute zu. Die optimale Konzentration des Kontrastmittels für die verwendeten Sequenzparameter ließ sich über die bekannten Relaxivitäten r_1 und

r_2 bestimmen (veröffentlicht in der Arbeit von Hao et al. [113]). Die resultierende Konzentration von $c = 3.0 \text{ mmol/l}$, die das maximale Signal bei der Akquisition der Navigatorsequenz mit gegebener Echozeit T_E und Repetitionszeit T_R lieferte, wurde hergestellt und die Relaxationszeiten experimentell zu $T_1 = (26.0 \pm 8.3) \text{ ms}$ und $T_2^* = (15.6 \pm 6.2) \text{ ms}$ kontrolliert (saturation recovery spin echo, multiple gradient echo).

In unseren proof-of-principle Studien wurden je nach Verwendung zwei verschiedene Marker verwendet. Bei den *in-vivo* Messungen kam ein Marker zum Einsatz, der speziell an die anatomischen Gegebenheiten des Kopfes angepasst ist. Die Fixierung des Markers erfolgte über eine Kopfklammer (Abbildungen 8.1 und 8.2, links). In unserer Umsetzung einer dreidimensionalen Abformung der Zähne (siehe Kapitel 6) lag der Patient während der MRT-Messung auf dem Rücken. Daher wurde der Marker über dem Kopf an der Stirn fixiert. Die Anbringung am Kopf lässt sich bei Bedarf unterstützt durch elastische Bänder noch weiter stabilisieren. Die ist hilfreich, falls der Klammerring im Einzelfall sich nicht ganz der Kopfform anpasst. Weitere Möglichkeiten zur Fixierung sind vorstellbar, je nach Anwendungsgebiet, in dem der Marker zum Einsatz kommt. Praktikabel ist beispielsweise die Anbringung der Kugeln an den Kopfhörern, die zum Gehörschutz während der Messung getragen werden. Der Marker an sich bestand aus zwei langen Segmentachsen von 75 mm und einem kurzen Segment von 35 mm. Die Größe des Markers und der Kugeln wurden derart gestaltet, um den Marker kompakt zu halten bei gleichzeitigem guten Signalverhalten bei der Navigatormessung. Die Ergebnisse erster Testmessungen (SNR, zeitliche und räumliche Auflösung des Navigators), die hier nicht explizit gezeigt werden, als auch der Tragekomfort bestätigten die geeignete Wahl der Parameter.

Für die Phantomstudien (Verwendungszweck: Optimierung und Genauigkeitsbestimmung) kam ein eigens entwickelter Marker, den speziellen Anforderungen angepasst, zum Einsatz (Abbildung 8.2, rechts). Um flexibel in den Anwendungsmöglichkeiten zu bleiben, können die Kugeln auf einer Platte in mehrere Positionen umgesteckt und leicht ausgetauscht werden. Die gleitfähige Platte ist wiederum Teil einer Bewegungsschiene, auf der abgesteckte Bewegungsabläufe reproduziert werden können. Positioniert man die Kugeln auf die Ecken eines gleichseitigen Dreiecks, sind maximale Rotationsbewegungen von 45° möglich, ohne dass sich die Kugeln in den Navigatorbildern (Projektionsbilder) gegenseitig verschatten.

8.2.3 Bild-basierte Navigator-Sequenz

Alle Experimente zur Bewegungserkennung und -korrektur wurden an einem klinischen 1.5 T MRT-System durchgeführt. Das Navigatormodul, das für die Messung der Markerposition zuständig ist, wurde während der Leerlaufzeit zwischen den Echozügen einer TSE-Bildgebungssequenz implementiert (siehe Abbildung 8.3).

Die Positionserfassung des Markers erfolgte durch zwei zueinander orthogonal stehenden FLASH-Projektionen mit einem FOV von $141 \times 15 \times 150 \text{ mm}^3$ (Frequenz, Phase, Schicht, wie in Abbildung 8.1 angedeutet). Die daraus resultieren-

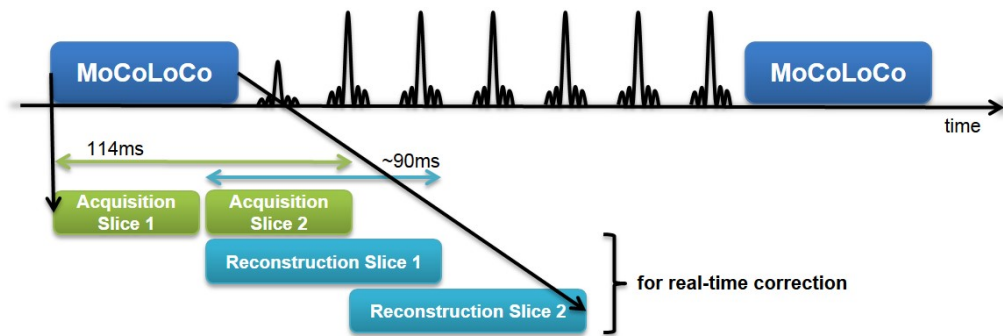


Abbildung 8.3: Schemenhafte Darstellung der Implementierung des Navigatormoduls in eine Standard-TSE Bildgebungssequenz. Die Position und Bewegung des Markers wird in der Leerlaufzeit der TSE-Sequenz zwischen den Echozügen unter Verwendung des Navigatormoduls (MoCoLoCo) erfasst. Die Post-Processing Algorithmen, die die Koordinaten ermitteln, starten direkt nach der Messung der jeweiligen Navigator-Schicht. Bei Bewegungen, deren Ausmaß eine gewählte Grenze überschreitet, werden die zugehörigen Daten verworfen und am Ende der Messung mit nachgeführtem FOV wiederholt gemessen.

de Auflösung betrug $0.73 \times 1.00 \text{ mm}^2$ in-plane. In der Disziplin der hoch aufgelösten Bildgebung im Bereich des Kopfes werden Patienten normalerweise speziell auf die Messung vorbereitet und angewiesen, besonders ruhig zu bleiben. Daher werden keine großen Bewegungsspannen erwartet und die gewählte Schichtdicke war ausreichend, um den Marker immer innerhalb der Anregungsschicht zu behalten.

Die Timing-Tabelle der Navigatorsequenz ($T_E=2.3 \text{ ms}$, $T_R=3.8 \text{ ms}$, $T_A=57 \text{ ms}$, Flipwinkel= 38°) und auch die Schaltzeit der Gradienten wurden optimiert, um eine minimale Akquisitionszeit zu erhalten. Der optimale Flipwinkel für maximale Signalausbeute wurde aus der FLASH-Signalgleichung (Ernst-Winkel $\alpha_{Ernst} = \arccos(e^{-T_R/T_1})$) für das gegebene T_1 der Markerkugeln von 26 ms und das T_R der Navigatorsequenz von 3.8 ms zu einem Wert von $\alpha = 38^\circ$ berechnet. Mit dieser Auswahl an Parametern weist die Navigatorsequenz eine Gesamtmesszeit pro Projektion von $T_A=57 \text{ ms}$ auf.

Der direkte Weg, die räumliche Position des Markers zu erfassen, bestünde in einer Messung eines kompletten dreidimensionalen Datensatzes. Jedoch ist dies aus Zeitgründen nicht realisierbar. Darum benutzten wir zwei orthogonale 2D Projektionen, deren Informationen ebenso ausreichen um eine räumliche Position des Markers durch Rückprojektion zu bestimmen. Um die Akquisition der 2D Projektionen weiter zu beschleunigen nutzten wir die einfache Tatsache aus, dass Kugeln, die das FOV in Richtung der Phasenkodierung verlassen, auf der gegenüberliegenden Seite wieder einfalten (in ähnlicher Weise zu [114]). Dies ermöglichte, das FOV in der Richtung der Phasenkodierung drastisch auf die Größe der Kugelinnendurchmesser zu verkleinern und so die Phasenkodierschritte auf ein Minimum zu reduzieren.

Um Artefakte zu verhindern, die durch eine Interferenz des Navigator- mit dem Bildgebungsmodul entstehen können, wurde der Anregungsblock des Navigators bei beiden orthogonalen Projektionen immer in der koronaren Ebene vor dem Kopf des Subjekts (in Rückenlage) gewählt. Zusätzlich wurden die Anregungspulse optimiert, um ein möglichst scharf begrenztes Schichtprofil zu er-

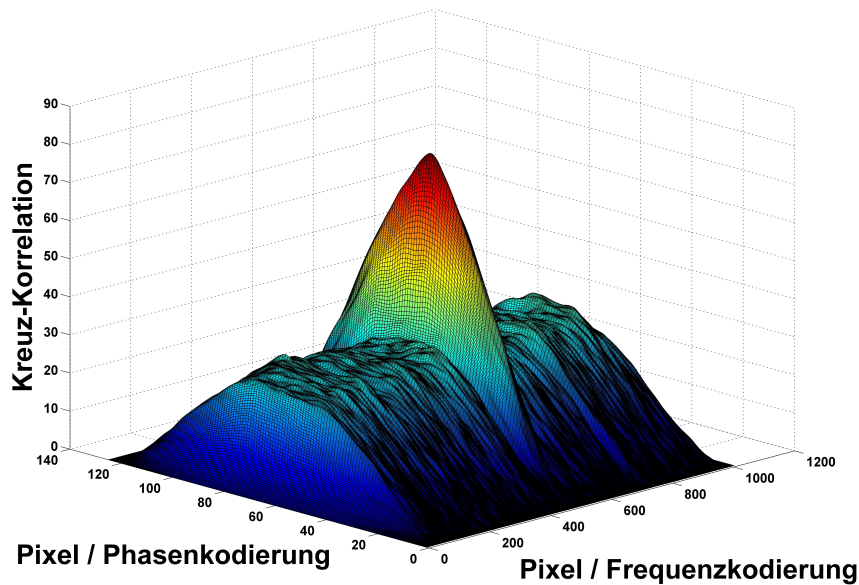


Abbildung 8.4: Exemplarische Darstellung einer Kugeldetektion mittels eines Kreuzkorrelations-Algorithmus. Ein computergenerierter Kreis (Muster) fährt Pixel pro Pixel über das simulierte Bild einer Navigatorschicht mit einem SNR von 2.2 (vergleiche Abbildung 8.5). Dabei werden die Pixel der überlappenden Matrizen (Muster und Navigatorschicht) multipliziert, die Summe aller Produkte gebildet und diese dem zentralen Pixel zugewiesen. Somit wird der Ort der maximalen Deckung, der Mittelpunkt der Kugelprojektion, gefunden. In der abgebildeten Korrelationsfunktion entspricht das Maximum dem Mittelpunkt einer projizierten Kugel. Dieser ist beim gegebenen SNR leicht zu detektieren.

halten. Zur Anregung der Spins und den Empfang deren Signal aus der Navigatorschicht wurde die integrierte Ganzkörperspule verwendet.

Die MRT-Daten der zwei orthogonalen Navigatormessungen, die beide je eine Projektion der drei Markerkugeln beinhalten, enthalten die komplett benötigte Information um eine räumliche Positionierung und Lage des Markers mit 6 Freiheitsgraden zu bestimmen und damit eine Bewegungskorrektur durchzuführen.

8.2.4 *Post-Processing Algorithmen*

In der Bildrekonstruktionskette begann die Auswertung der Navigatorbilder direkt nach der Akquisition der betroffenen Projektion. Die Auswertungsdauer von der Datenaufbereitung bis zur abgeschlossenen Detektion der Kugelzentren dauerte in unserer Implementierung am Bildrekonstruktionsrechner des verwendeten Tomographen etwa 90 ms unter Anwendung paralleler Berechnung (siehe Abbildung 8.3). Im ersten Schritt wurde der MRT-Datensatz durch Fourier-Interpolation (Zero-Filling) geglättet und mit einer Hann-Funktion gefiltert. Dadurch ließ sich die Auflösung des MRT-Datensatzes zur anschließenden Auswertung gemäß [19] erhöhen. In dieser Arbeit wurde gezeigt, dass sich in der speziellen Situation eines großen Kontrast-Rausch Verhältnis eines Bildobjekts, die

Kantengenauigkeit des Objekts durch Fourier-Interpolation verbessern lässt. Die Verbesserung nimmt mit wachsendem Interpolationsfaktor zu, deren Maximum letztendlich nur durch das Kontrast-Rausch-Verhältnis begrenzt ist. Um die Qualität der Kanteninformation durch Abschwächung von Gibbs-Artefakten¹, welche durch die digitale Wandlung des MRT-Signals entstehen, in den Navigatorbildern weiter zu erhöhen wurde ein Hann-Filter mit den Rohdaten multipliziert. Zur Positionsbestimmung der Kugelmittelpunkte in den Projektionsschichten wurde ein Kreuzkorrelations-Algorithmus eingesetzt, da diese Algorithmen für ihre Stabilität auch in der Anwesenheit von Rauschen bekannt sind (vergleiche Abbildung 8.8, [115]). Die Bildauswertung zur Positionsfindung durch die Kreuzkorrelation erfolgt damit gemäß der Formel

$$\begin{aligned} \text{Cor}(k,l) &= \sum_{m=0}^{M-1} \sum_{n=0}^{N-1} X(m,n)H(m-k,n-l), & (8.1) \\ -(P-1) &\leq k \leq M-1, \\ -(Q-1) &\leq l \leq N-1, \end{aligned}$$

mit einer M-mal-N Matrix X und einer P-mal-Q Matrix H (M,N,P,Q sind Bildgrößen). Kurz zusammengefasst läuft in unserer Implementierung ein computergenerierter Kreis mit dem selben Radius der Kugeln (im Folgenden bezeichnet als Muster) in den Projektionsbildern über das gesamte Navigatorbild in vertikaler und horizontaler Richtung mit der Schrittweite von je einem Pixel, wobei an jeder Pixel-Position die überlappenden Werte des Musters und des Navigatorbildes multipliziert und anschließend aufsummiert werden. Der Korrelationswert wird anschließend dem betreffenden zentralen Pixel zugeordnet. Abschließend kann der Pixel mit dem höchsten Kreuzkorrelationswert als Mittelpunkt der Kugel interpretiert werden (siehe Abbildung 8.4). Bei der Prozedur wurden periodische Randbedingungen an den Rändern der Navigatorschicht in Richtung der Phasenkodierung angenommen, um alle Pixel in Betracht zu ziehen, also auch Pixel von Kugeln die partiell auf die andere Seite des FOV gefaltet sind.

Das Ausmaß mit der eine Fourier-Interpolation wie oben beschrieben durchgeführt werden kann ist beschränkt, da die Rechenzeit (1) der FFT nach dem Zero-Filling proportional und (2) der Kreuzkorrelation quadratisch mit dem Interpolationsfaktor anwächst. Daher schlossen wir einen Kompromiss aus verbesserter Kantengenauigkeit durch einen höheren Interpolationsfaktor und der damit verbundenen Rechenzeit. Ein zwei- oder dreifaches Zero-Filling wurde je nach Bedarf in den Post-Processing Algorithmus implementiert.

Nachdem die Kugelmittelpunkte in den Navigatorschichten detektiert wurden, konnte die räumliche Position des Markers mithilfe der geometrischen Metainformationen der Schichten² durch Rückprojektion der Kugelmittelpunkte berechnet werden. Die Lage des Markers kann in absoluten Raumkoordinaten oder

¹ Die Gibbs Artefakte drücken sich um ein punktförmiges Objekt im Bild als konzentrische Ringe um die Punktquelle mit starken Signalsprüngen aus. Eine Erhöhung der Auflösung (bei der Messung oder durch Interpolation) schwächt die Ausprägung der Artefakte ab.

² Jede gemessene Schicht enthält geometrische Metainformation wie den Abstand vom Schichtzentrum zum Isozentrum des Magneten und der Normalenvektor der Schichtebene als sog. *Quaternion*.

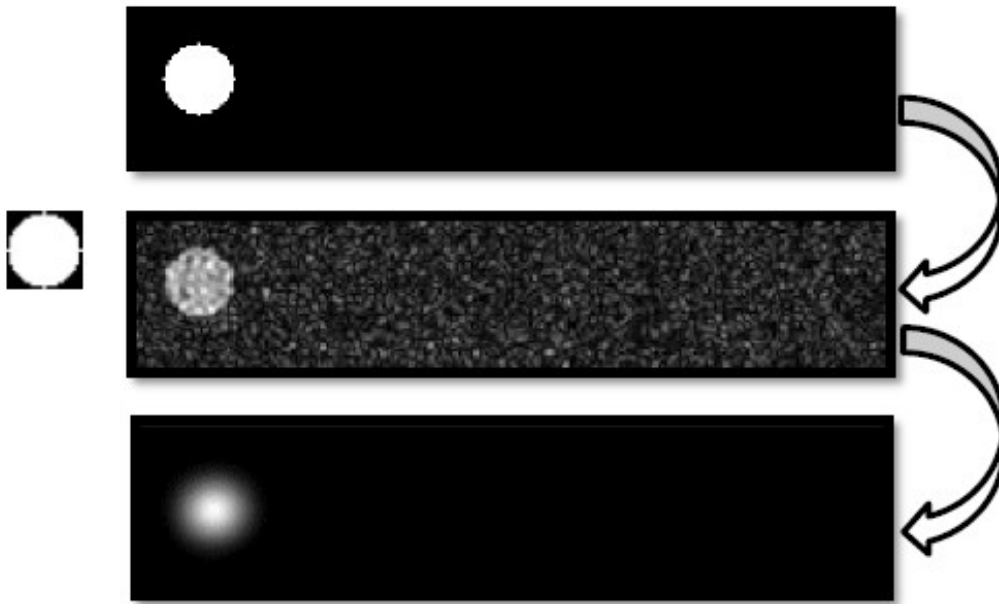


Abbildung 8.5: Um die Sensitivität der Kreuzkorrelation unter Anwesenheit von Rauschen festzustellen, wurde eine Simulation nach dem *pseudo-multiple replica* Prinzip durchgeführt. Eine computergenerierte Kugel mit gleichem Radius wie bei den Navigatormessungen wurde erzeugt (a), mit komplexem Gaußschem Rauschen zu einem simulierten Navigatorbild mit vorher definiertem SNR-Wert überlagert (b). Die anschließende Mustererkennung (im Kreuzkorrelationsbild (c) entspricht das Maximum dem Mittelpunkt der Kugel) mit einer ebenfalls computergenerierten Musterkugel ohne Rauschen wurde pro SNR-Wert 1000 Mal durchgeführt und die mittlere Abweichung zum tatsächlichen Kugelort in Abhängigkeit des SNR berechnet (siehe auch Abbildung 8.8).

in relativen Koordinatenänderungen in Bezug auf die Lage zu Beginn einer Messung angegeben werden.

8.2.5 Simulationen

Pseudo-multiple replica Computer Simulationen ähnlich zur Arbeit von Robson et al. [116] wurden durchgeführt um die untere Grenze des SNR festzustellen, bei der eine eindeutige Kugeldetektion unter Benutzung der Kreuzkorrelation in den Navigatorbildern noch möglich ist. Für diese Simulationen wurde eine spezielle Situation nachgestellt, die realistischen MRT-Messbedingungen unterliegt (siehe Abbildung 8.5). Eine computergenerierte Navigatorschicht (192×15 Pixel), die eine Kugel mit gleicher Größe wie in den realistischen Messungen (10 Pixel) enthielt wurde erzeugt. Komplexes weißes Gaußsches Rauschen, wie es in typischen MRT-Messungen auftritt, wurde zu den Daten addiert. Damit wurden Experimente zur Validierung durchgeführt um ausgewogene Parametereinstellungen zu finden, welche die Bewegungserfassung bei ausreichender Präzision beschleunigen. Jedoch sind einige Parameter einander entgegen gerichtet und eine optimale Einstellung schwer zu bestimmen. Beschleunigt man die Messung des Navigators, wird die Abtastfrequenz des Positionierungssystems erhöht, darunter leidet jedoch das SNR, was einen negativen Einfluss auf die Genauigkeit der

Methode haben kann. Darum soll zuerst die untere Grenze des SNR bestimmt werden, bei der die Koordinaten der Kugeln noch aus den Navigator-Bildern entnommen werden können. Die Bilder wurden mit Zero-Filling mit verschiedenen Faktoren (2-5) interpoliert. Für eine statistische Analyse wurde die Kreuzkorrelation 1000 Mal (multiple replica) mit je neu erzeugtem, unkorreliertem Rauschen überlagert, um so SNR-Werte von 0.5 bis 2.5 reichend zu erzeugen. Die Kugelmittelpunkte der verrauschten Kugeln wurden durch die Kreuzkorrelation, wie im Abschnitt 8.2.4 beschrieben, ermittelt. Die mittlere Abweichung vom bekannten Kugelzentrum wurde berechnet.

8.2.6 *Experimentelle Parameter-Justierung und Verifikation durch ein Bewegungsphantom*

Um die Güte des vorgestellten Ansatzes zur Positionserkennung einschätzen zu können, wurde ein Bewegungsphantom entwickelt. Dieses ist in der Lage, präzise Translations- und Rotationsbewegungen durchzuführen. Die Vorrichtung besteht aus einer Schiene, die zur Rotation auf eine zusätzliche Plattform aufgebracht werden kann (Abbildung 8.6).

Der Marker ließ, wie in unserem Messaufbau in die Bewegungsschiene eingebracht, eine Translationsbewegung von $(23.630 \pm 0.010) \mu\text{m}$ (mit einer Messlehre bestimmt) und eine Rotationsbewegung von $(10.75 \pm 0.1)^\circ$ (mit einem Winkelmesser bestimmt) zu. Die Bewegungen und Rotationen können im Scanner in allen Raumrichtungen durchgeführt werden.

Diese Bewegung wurde kontinuierlich mit zwei orthogonalen Projektionsbildern (Navigator) während der Bewegung vom Anfangs- bis zum Endzustand mitverfolgt (siehe Abbildung 8.9). Die Sequenz, die die Projektionsbilder liefert, wurden mit verschiedenen Auflösungsparametern (Bildmatrix von 128-256) und Post-Processing Parametern (Interpolation, Filter) auf deren Eignung getestet. Für die Analysen wurde die Distanz mithilfe der Navigatordaten bestimmt, die während der Bewegung des Bewegungsphantoms von Anfangs- zur Endposition durchgeführt wurde. Diese Distanz wurde mit den bekannten Streckenlängen verglichen.

Die Navigator-Sequenz, die sich unter allen Bedingungen als am geeignetsten erwies und für weitere Experimente hinzugezogen wurde, hatte eine gemessene Auflösung von $1.00 \times 0.73\text{mm}^2$ und wurde anschließend noch vor der Kugeldetektion durch die Kreuzkorrelation mit zweifachen Zero-Filling interpoliert und durch ein Hann-Fenster gefiltert. Aus den Anfangs- und Endpositionen der Bewegungsschiene wurden Mittelwert und Standardabweichung gebildet, um die Präzision des MoCoLoCo Systems einzuschätzen.

8.2.7 *Bewegungskorrektur von Phantom und in-vivo Messungen*

In einer ersten Serie von Validierungsexperimenten wurde der Marker an ein Auflösungsphantom angebracht und während einer MoCoLoCo Messung frei auf der Patientenliege bewegt (Abbildung 8.7). Die Bewegungen hatten dabei ty-

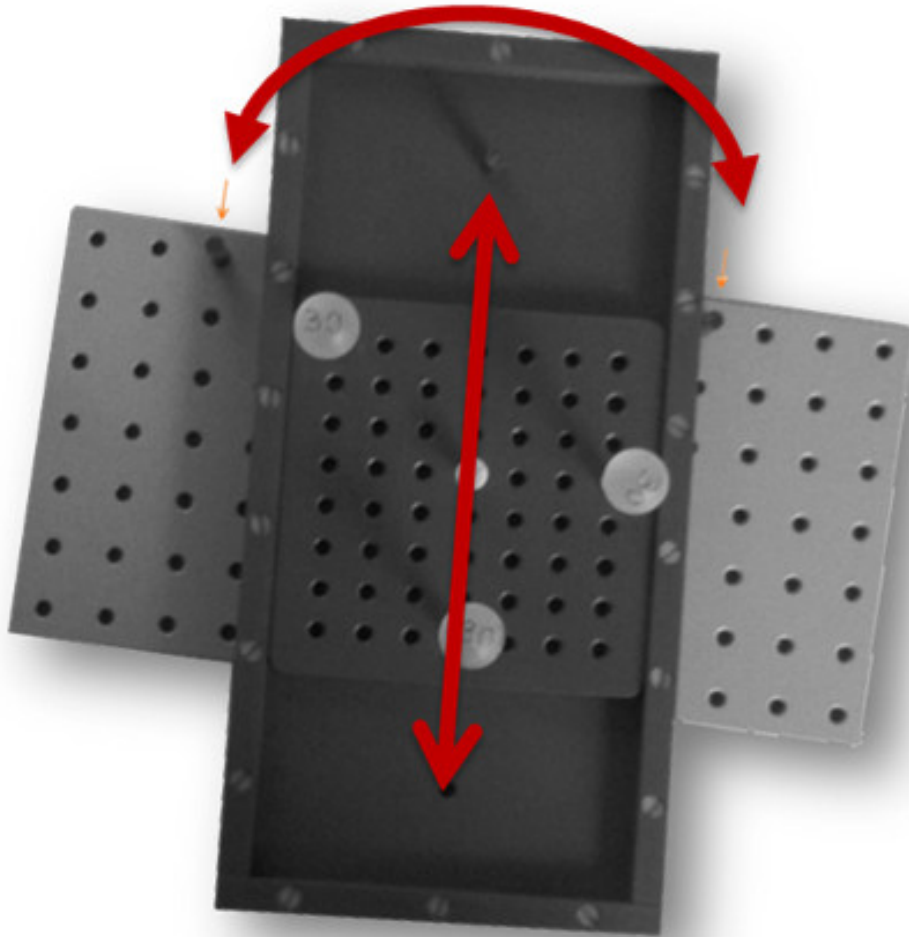


Abbildung 8.6: Eine Bewegungsschiene führt eine definierte Translation von 23.63 ± 0.01 mm und Rotation von $10.75 \pm 0.10^\circ$ aus. Der Marker, der für Messungen am Phantom entwickelt wurde, kann in die Bewegungsschiene eingeführt werden und im Rahmen zweier Punkte frei bewegt werden. Für Rotationsmessungen kann das Konstrukt auf eine Plattform angebracht werden, auf der um einen zentralen Drehpunkt definierte Drehungen eines bestimmten Winkels durchgeführt werden können.

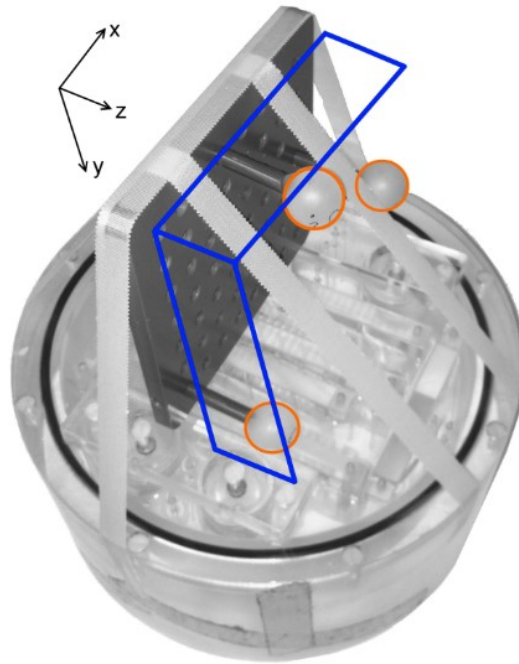


Abbildung 8.7: Zu Testzwecken wurde eine Markerkonfiguration bestehend aus drei Kugeln auf ein Auflösungsphantom angebracht. Die Projektionsschichten der Navigatorsequenz sind blau gekennzeichnet.

pischerweise ein Ausmaß von etwa 3 cm in Translation und 10° in Rotation. Während der Bildakquisition des Phantoms (mit einer 3D TSE-Sequenz mit den Parametern: 12/1000 ms T_E/T_R , 11 Echos per Anregung, Auflösung 1mm isotrop) wurde die Bewegung des Phantoms mithilfe der Navigatorsequenz kontinuierlich verfolgt. In diesem Experiment wurden die Daten, die durch die Bewegung beeinträchtigt waren, neu aufgenommen. Die dazu erforderliche Positionsinformation wurde wie beschrieben aus den Navigatordaten bestimmt. Da eine richtige Echt-Zeit-Implementierung des MoCoLoCo Ansatzes aus technischen Gründen zu diesem Zeitpunkt noch nicht möglich war (siehe Diskussion 8.4), wurde ein nicht-automatischer Ausweichansatz gewählt. Die Information, die das Positionierungssystem über die Bewegung lieferte, wurde benutzt, um das FOV manuell anhand dieser Daten zu verschieben und zu rotieren. Dadurch konnten die fehlenden Daten durch das mit der Bewegung mitgeführte FOV am Ende des Experiments neu aufgezeichnet werden. Durch dieses Experiment konnte eine Korrektur mit MoCoLoCo, wie sie stattfinden sollte, emuliert werden, ohne dabei jedoch die Echt-Zeit Funktion zu nutzen.

In identischer Weise wie die Phantom-Experimente, wurden *in-vivo* Experimente durchgeführt. Schriftliche Einverständniserklärungen wurden gemäß den Regelungen unseres Instituts vor den Untersuchungen von den Probanden eingeholt. Vor der Messung wurde der Marker, der für die Bildgebung am Kopf entwickelt wurde, wie vorgesehen mit der Kopfklammer ohne weitere Stabilisierung am Probanden angebracht (Abbildung 8.1). Der Proband wurde im Vorfeld angewiesen, während der Messung spontan Bewegungen wie im oben angedeuteten Ausmaß durchzuführen. In gleicher Weise wie bei den Phantommessungen

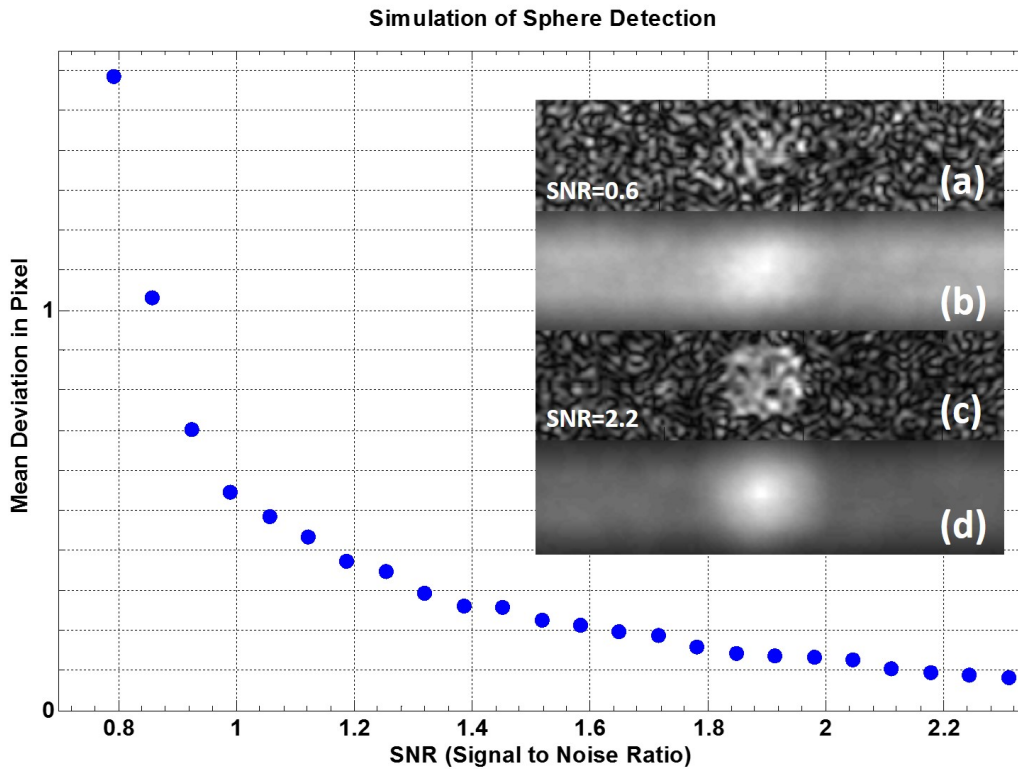


Abbildung 8.8: Die Präzision der verwendeten Kreuz-Korrelation zur Positionserkennung der Kugeln aus den Navigatorbildern hängt vom SNR der Navigatormessung ab. Die Auswertung erfolgte nach dem in Abbildung 8.5 dargestellten Simulations-Prozess. Ab einem Wert von etwa 0.9 sinkt die mittlere Abweichung bereits unter ein Pixel der ursprünglichen Auflösung. Beispielhaft sind Navigatorbilder (a,c) und Korrelationsbilder (b,d) von Messungen mit unterschiedlichem SNR dargestellt.

wurden die Daten, die durch Bewegung beeinflusst wurden, am Ende der Messung neu aufgenommen.

8.3 ERGEBNISSE

Abbildung 8.8 fasst die Simulationen zur SNR-Abhängigkeit der Genauigkeit der Kugelerkennung durch die Kreuzkorrelation zusammen. Aus dieser Abbildung geht hervor, dass ab einem SNR Wert von 0.9 die gemessene Markerposition ± 1 Pixel von der wahren Markerposition abweicht und daher ein weiteres Zero-Filling die räumliche Erkennung nicht weiter verbessert. Bei höheren SNR Werten von z.B. 2.2, weicht die erkannte Markerposition nur noch $\pm 1/10$ Pixel von der wahren Position ab, und daher erhöht Zero-Filling die räumliche Erkennung um einen Faktor 10. Mit den typischen SNR-Werten von etwa 10, die in unseren Navigatormessungen erzielt wurden, konnte die Positionierung der einzelnen Markerkugeln mit einer Genauigkeit von $\pm 70 \mu\text{m}$ erzielt werden.

Abbildung 8.9a zeigt die Bewegungstrajektorie des Markerschwerpunkts während einer Bewegung in z-Richtung des Magnetfeldes, die mit der Navigatortechnik aufgezeichnet wurde. Dabei wurde der Marker in der beschriebenen

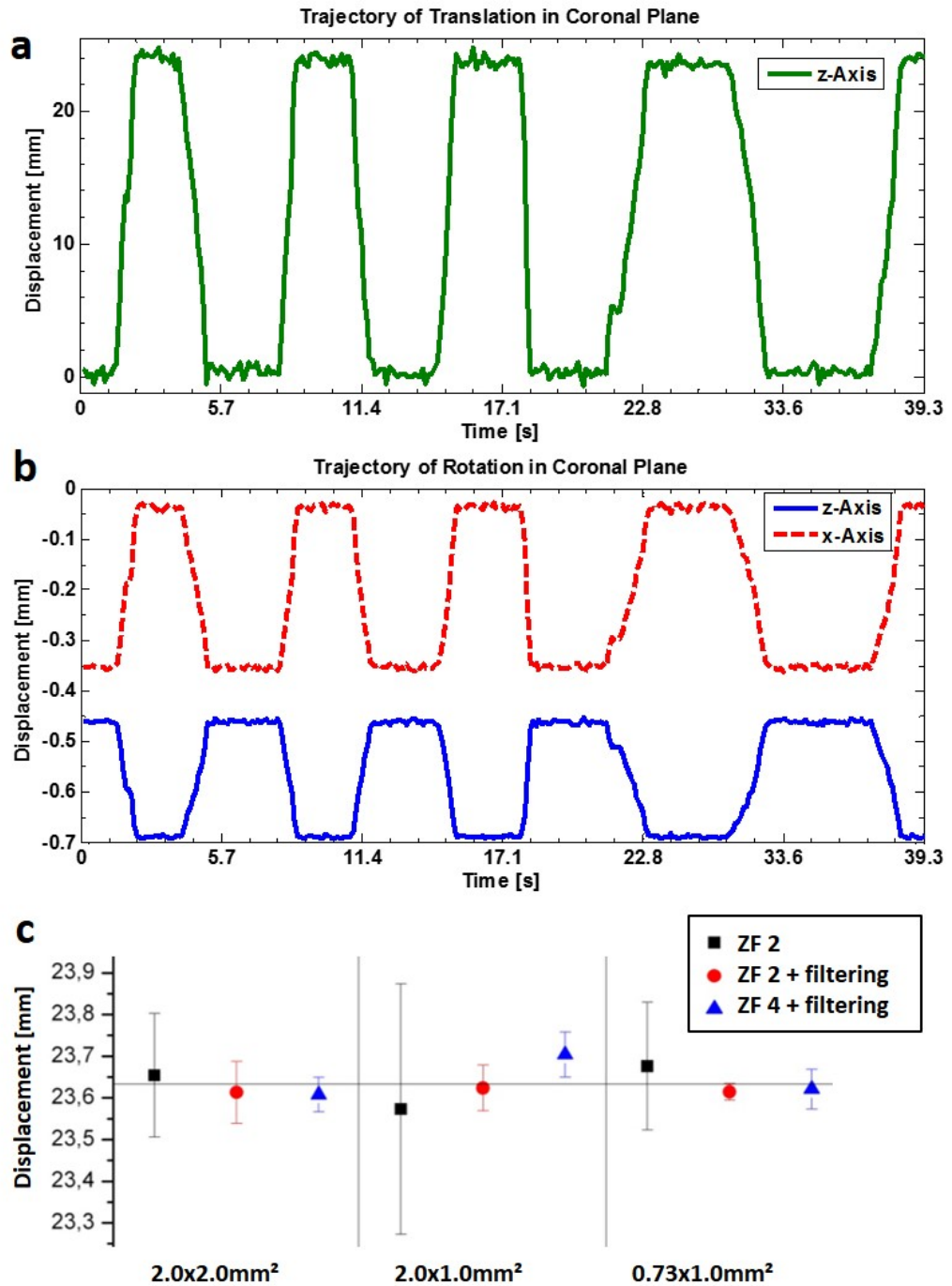


Abbildung 8.9: Der Graph (a) zeigt die Position des Markers während einer Translationsbewegung im Scanner in axialer Richtung. Eine Bewegung entlang der bekannten Strecke in der Bewegungsschiene wurde mehrmals durchgeführt. Die Bewegung eines Markers in der x-z-(coronal-)Ebene während einer Rotation zeigt Graph (b). Die stationären Phasen, während der Marker in der Start- bzw. Endposition der Bewegung verharrete, wurden benutzt, um die Genauigkeit der Methode zu bestimmen (c). Der letzte Graph zeigt die Genauigkeit der Methode bei verschiedener Auflösung und Filterung der Navigatormessung. Die bekannte Bewegungsdistanz (mit Messlehre gemessen, schwarze Linie), wird mit den Ergebnissen der MoCoLoCo-Methode verglichen.

Bewegungsschiene mehrmals von der Start- in die Endposition bewegt und so eine Strecke von (23.63 ± 0.01) mm abgefahren. Dieses Experiment wurde 3x mit verschiedenen Basisauflösungen der zugrunde liegenden Navigatorsequenz wiederholt, um die minimale Basisauflösung zu ermitteln, die zu einem Lokalisierungsergebnis besser als $\pm 50 \mu\text{m}$ führt. Dies stellte die Spezifikationsgrenze, für die wir uns zur Korrektur von hochauflösenden Messungen entschieden haben, dar.

Abbildung 8.9b zeigt die Bewegungstrajektorie einer Rotation von $(10.75 \pm 0.10)^\circ$ in der Bewegungsebene (x-z, coronar).

Abbildung 8.9c beinhaltet die Genauigkeit der Positionserkennung von drei verschiedenen Messungen. Die Translationsbewegung, die im oberen Abschnitt beschrieben wurde, wurde mit drei verschiedenen Basisauflösungen der zugrunde liegenden Navigatorsequenz wiederholt. Sie demonstriert die Verbesserung der Positionserkennung des Markers mit anwachsendem Zero-Filling-Faktor. Aus diesem Graph geht hervor, dass mit einer Basisauflösung der Navigatorsequenz von $0.73 \times 1.00 \text{ mm}^2$ kombiniert mit zweifachem Zero-Filling und Hann-Filterung (roter Punkt auf der rechten Seite von Abbildung 8.9c) eine Lokalisierung der Markerposition mit einer Genauigkeit besser als $\pm 50 \mu\text{m}$ erreicht wird. Basierend auf diesen Ergebnissen wurde eine Navigatorsequenz mit dieser Basisauflösung in allen folgenden *in-vivo* Messungen eingesetzt, da diese eine akzeptable Balance aus räumlicher Auflösung, Mess- und Post-Processing-Zeit und letzten Endes Genauigkeit bot.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass durch die Benutzung der Bewegungsschiene und die Parameterjustierung des Positionierungssystems, eine Translation von (23.62 ± 0.04) mm und eine Rotation von $(10.83 \pm 0.13)^\circ$ (\pm Werte sind auf die Standardabweichung von zehn Messungen der zwei stationären Positionen der Bewegungsschiene zurückzuführen) reproduziert werden konnte.

Abbildung 8.10(a-c) zeigen die Ergebnisse der Bildakquisition des Auflösungsphantoms mit und ohne eingesetzte Bewegungskorrektur. Zum Vergleich wurde auch eine Aufnahme des Phantoms ohne Bewegung aufgenommen. Aus diesem Datensatz ist klar ersichtlich, dass die Navigator-basierte Korrekturmethode die Entstehung von Bewegungsartefakte erfolgreich verhindern konnte. Zum Vergleich zeigt Bild (a) eine Aufnahme ohne Bewegung. Im Verlauf der anschließenden Messung wurde das Phantom bewegt und die Bewegung mit dem Positionierungssystem aufgezeichnet. Bild (b) zeigt die Originaldaten ohne Bewegungskorrektur, in dem es zu ausgeprägten Bewegungsartefakten kommt, die wichtige Bildinformationen verschleiern. Am Ende der Messung wurden nach dem beschriebenen Verfahren die durch die Bewegung beeinträchtigten Linien mit adaptiertem FOV neu gemessen und die Daten dementsprechend ersetzt. Das so korrigierte Bild (c) weist keinerlei verbleibende sichtbare Artefakte mehr auf, die Feinstrukturen des Auflösungsphantoms sind klar erkennbar ohne auffallende Unterschiede zu Bild (a).

Abbildung 8.10(d,e) stellen die Ergebnisse der Bewegungskorrektur einer *in-vivo* Messung dar. Während einer Messung führte der Proband eine seitlich rollende Kopfbewegung von etwas weniger als $\pm 10^\circ$ durch. Während die unkorri-

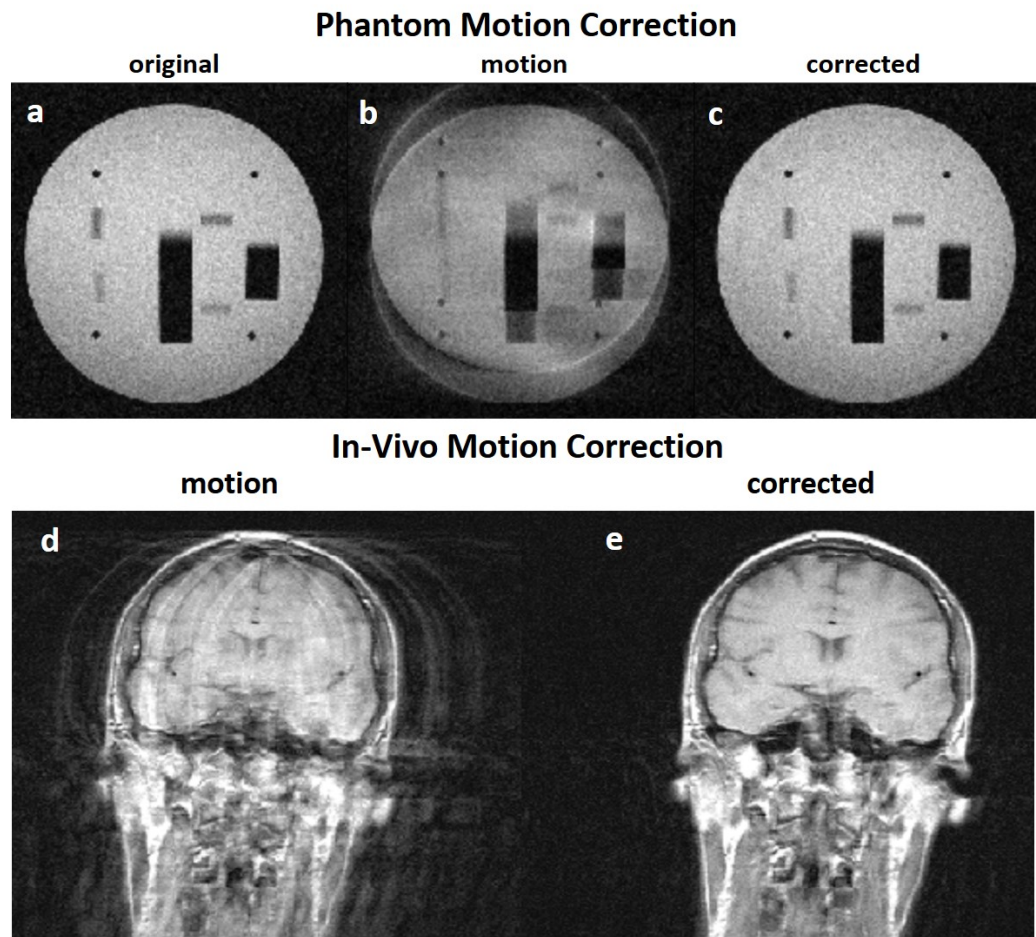


Abbildung 8.10: An einem Phantom und *in-vivo* durchgeführte Bewegungskorrektur. Dabei wurden inkonsistente Daten, entstanden durch die Bewegung während einer Messung verworfen und mit einem mit der Bewegung mitgeführten FOV neu vermessen.

gierten Daten bei der Rekonstruktion die typischen ghosting-Artefakte aufweisen, scheinen die korrigierten Daten frei von solchen Artefakten zu sein.

Abbildung 8.11(a-c) zeigt eine genauere Betrachtung der Ergebnisse der Bewegungskorrektur am Auflösungsphantom. Alle Bilder zeigen ein Schnittbild durch das Auflösungsphantom (linke Seite) und je zwei orthogonale Schnitte durch dieses Bild (gestrichelte Linien). Die Auswirkungen, die Bewegungen auf hochauflösende MRT-Messungen haben können, sind deutlich an den x - y -Profilen erkennbar. Das Bild ohne Bewegung (a) weist im Bereich der Feinstrukturen im Phantom scharfe Grenzen auf, die in den Profilen in (b) sehr ungenau werden. Teilweise sind die Grenzen, die durch die ghosting-Artefakte überlagert sind, mit einem Computeralgorithmus nicht mehr rekonstruierbar (gelber Pfeil). Mit zugeschalteter MoCoLoCo Bewegungskorrektur (c) sind in den Profilen keine merklichen Unterschiede erkennbar, die Kanteninformation ist wieder uneingeschränkt verfügbar. Der Graph zeigt den Nutzen und die Effektivität der Bewegungskorrekturmethode.

8.4 DISKUSSION

In dieser Arbeit wurde die Integration einer bildbasierten Navigatorsequenz zur Bewegungsakquisition in eine konventionelle 3D TSE-Sequenz gezeigt. Anhand dieser Informationen kann die auftretende Bewegung durch Schichtadaption kompensiert werden.

Falls andere Sequenzarten, wie z.B. schnelle Gradientenechos in der Bildgebung zum Einsatz kommen, eignet sich der MoCoLoCo Ansatz in erster Linie nur bedingt für eine Implementierung. Zum Beispiel bei schnellen Gradientenecho-Sequenzen existiert wegen der sehr schnellen Pulsabfolge keine verwendbare Interimszeit, in der die Navigatorsequenz aufgerufen werden kann. Hier müsste man die Sequenz zur Bewegungsakquisition nach jedem T_R unterbrechen und somit verlängern. Dies hat sowohl einen Einfluss auf die Gleichgewichtsmagnetisierung (sog. steady state), die sich im Laufe der Messung einpendelt und dadurch die Signalausbeute abschwächt, als auch auf den T_1 -gewichteten Bildkontrast. Um diese Störungen der Gleichgewichtsmagnetisierung bei diesen Sequenztypen zu verhindern, könnte die Navigatormessung durch Frequenztrennung vom Bildgebungsexperiment entkoppelt werden. Der Einsatz von shift reagents [117] oder anderer Kerne wie beispielsweise Fluor sind für diesen Zweck verwendbar. Somit können das Navigator- und Bildgebungsexperiment unabhängig voneinander parallel durchgeführt werden. Jedoch kann eine konkrete Umsetzung kompliziert werden. Die Umschaltdauer der Spule zwischen Sende- und Empfangsmodus ist nicht verschwindend gering, die Timing-Tabellen von Puls- und Gradientenobjekten können leicht unübersichtlich werden.

In gleicher Weise können die Navigatormessung und das Bildgebungsexperiment auch miteinander interferieren. Es kann in beiden Messungen durch Überlagerung zu Sättigungseffekten kommen, jeweils durch die andere Messung verursacht. Jedoch kann, abhängig von der Größe und Form des untersuchten Objekts, eine passende Anbringung des MRT-Markers und eine passende Ori-

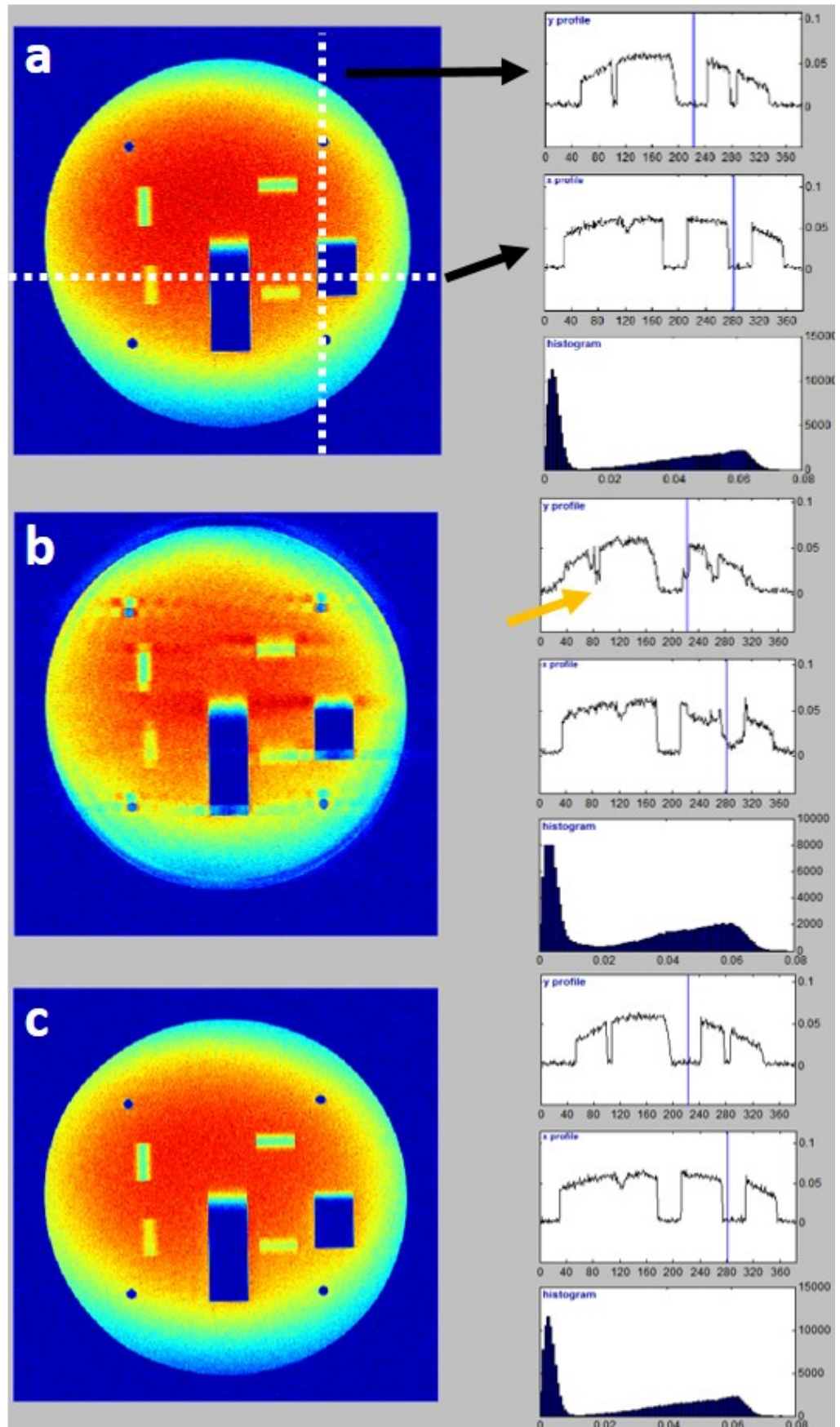


Abbildung 8.11: Eine genauere Betrachtung verdeutlicht den Einfluss von Bewegung auf hochpräzise Messungen und unterstreicht die Effektivität einer Bewegungskorrektur. (a) zeigt die ungestörte Messung eines Auflösungsphantoms, während in (b) bei der Messung Bewegung auftritt. Eine Korrektur mit dem MoCoLoCo Ansatz (c) zeigt uneingeschränkt dieselbe Bildqualität wie (a). Dies wird verdeutlicht an den Schnitten durch die feinen Strukturen des Phantoms (gestrichelte Linien).

entierung der Navigator- und Bildschicht gefunden werden, so dass es nicht zu Überlappungen kommt. In unserer Implementierung wurde die Schicht, die zur Spinanregung der Markerkugeln dient, immer in koronarer Ebene *anterior* (Proband in Rückenlage, *posterior* in Bauchlage) zum Kopf des Patienten positioniert. Dadurch wurde eine Sättigung der Spins in der Bildschicht durch die Schichtanregung der Navigatormessung vermieden.

Falls die beiden Schichten nah aneinander liegen, ist ein scharf begrenztes Schichtprofil wichtig (siehe 2.5.1). Dazu wurde der Zeit-Bandbreiten-Faktor des Pulses angepasst.

Falls es zu keinem direkten Überlapp von Bildbestandteilen kommt, aber Bestandteile einer Schicht im FOV der jeweils anderen Messung liegen, besteht als weitere Alternative die Möglichkeit des Spoilings der Transversalmagnetisierung. Dabei kann die Transversalmagnetisierung durch gezielte Anwendung von Gradienten zu einer schnellen Dephasierung und somit Signalauslöschung gezwungen werden.

Eine optimale Lösung wäre die Verwendung von geschirmten Empfängerspulen, die nur das Signal der Kugeln detektieren und von der übrigen Messung abkoppeln [106, 107, 118]. Das Signal der Kugeln wird dabei von der Bildmessung abgeschirmt und beide Sequenzmodule können voneinander getrennt und separat ausgewertet werden. Mit dieser Technik kann der Marker auf beliebige Art und Weise am untersuchten Objekt (z.B. als Kopfband getragen) angebracht werden. Dieser vielversprechende Ansatz wurde in unserer Arbeit jedoch nicht angewendet.

Der MRT-sichtbare Marker, der zur Positionserkennung des Untersuchungsobjekts verwendet wird, wurde in unseren Messungen durch eine Kopfklammer (in unserer Implementierung wurde ein Klammerring verwendet) am Patienten angebracht. Die Anbringung ist sowohl in Bauch- als auch in Rückenlage denkbar. Die positiven Ergebnisse der *in-vivo* Bewegungskorrektur und der subjektive Eindruck bestätigten, dass der Marker zu jeder Zeit stabil mit dem Subjekt verbunden war und die Bewegungen des Objekts widerspiegelte. Elastische Klett-bänder können zusätzlich genutzt werden um den Marker noch stabiler am Patienten zu befestigen. Darüber hinaus ist die Anbringungsmethode kostengünstig und beeinflusst den Patientenkomfort nur in geringem Ausmaß.

Die geeignete Größe des Markers und der Markerkugeln hängt vom Anwendungsgebiet und der eingesetzten Empfangsspule ab, da Hardwareelemente sich gegenseitig im Weg stehen könnten. Deshalb wird eine minimale Gesamtgröße angestrebt. Jedoch geben Marker, die einen größeren Abstand zum Objekt haben wegen des längeren Bogenstücks Rotationsbewegungen getreuer wider. Die dabei größer werdenden Hebelkräfte können aber zu einer Lockerung der Verbindung zum Objekt führen.

Die Signalaufnahme der Markerkugeln wird wegen der geringen SNR-Anforderungen der Kreuzkorrelation von der Ganzkörperspule (body-coil) übernommen, und es werden daher keine weiteren Empfängerspulen bzw. Verkabelung benötigt. Dies einer der Hauptunterschiede zu den Arbeiten von Krueger und Ooi [118, 106, 107], die MRT-aktive Marker in Kombination mit geschirmten externen Empfängerspulen verwendeten. Die Spulen wurden dabei um die Kugeln gewickelt. Ein weiterer Unterschied zwischen den Methoden ist die ver-

wendete Navigatortechnik. In unserer Implementierung werden zwei orthogonale Projektionen der Markerkugeln benutzt, während in den erwähnten Arbeiten drei eindimensionale Profile zur Positionierung dienen. Die Kreuzkorrelation als Mustererkennungsmethode liefert wegen der geringen Anforderung an das SNR im Gegensatz zu den eindimensionalen Navigatormethoden ein gutes Positionsergebnis. Nachteilig dabei ist die verlängerte Messzeit der Navigatoren. Die reine MRT-Akquisitionszeit der Navigatorsequenz bei der Positionserfassung des Markers benötigte in unserer Implementierung 114 ms, in den Vergleichsarbeiten etwa 25 ms. Die Genauigkeit, die in den verglichenen Arbeiten erzielt wurde beträgt in etwa ± 0.3 mm. Damit geht grob gesagt eine Steigerung der Genauigkeit um einen Faktor 6 mit einer um den Faktor 4.5 verlängerten Akquisitionszeit einher. Die Berechnungszeit beim Post-Processing ist sehr abhängig von der CPU- und Speicher-Verfügbarkeit des Rekonstruktionssystems, wird aber in unserem Fall wegen der Zweidimensionalität der Bilder mehr Rechenzeit in Anspruch nehmen. Ein aktueller Vergleich zeigt einen Zeitunterschied von 90 ms zu 10 ms. Die Gesamtzeit der Positionierung unterscheidet sich somit ebenso um den Faktor 6.

In unserem Messaufbau wurde die in den MRT-Scanner integrierte Ganzkörperspule zum Signalempfang beider Sequenzmodule verwendet. Die Gründe, die für den Einsatz der Ganzkörperspule als Empfängerspule für die Navigatormessung sprechen, liegen auf der Hand: Zusätzlich eingesetzte Spulen, die zum Empfang des Navigatorsignals eingesetzt werden, können sich gegenseitig mit der Spule, die zur Bildgebung eingesetzt wird, behindern. Aus diesem Grund, und um für erste Testmessung eine aufwändige Implementierung einzusparen, wurde in unserer Arbeit die Ganzkörperspule für alle Sequenzmodule und Messungen (Bildgebung und Navigator) verwendet.

Der Grund für den Einsatz der Ganzkörperspule als Empfängerspule für das Bildgebungsmodul (die Spule wurde zum Test für Navigator- und Bildgebungsmodul genutzt) sind technischer Natur: Würde zusätzliches Spulenequipment verwendet, wird durch die Software unseres MRT-Systems der Empfangsmodus der Ganzkörperspule wegen der Schaltzeiten zwischen Sende-/Empfangsmodus standardmäßig deaktiviert. Dadurch weisen die erhaltenen MRT-Bilder ein niedriges SNR auf und sind in dieser Form für keine der genannten Anwendungen einsetzbar. Trotzdem sind die erfolgreichen Testmessungen schon bei geringem SNR als positiv und ermutigend zu interpretieren, die Ganzkörperspule mit typischen SNR Werten von 1-10 als Empfängerspule der Navigatormessung zu nutzen. Andererseits zeigten die Simulationen auch eine verbesserte Mustererkennung mit ansteigendem SNR und ein Setup wie Ooi et al. verwendeten kann auf unsere Situation übertragen werden, um die Präzision der Lokalisation weiter zu erhöhen.

Der Durchmesser der Kugeln wurde einerseits so gewählt, dass das FOV in Richtung der Phasenkodierung klein gehalten werden kann. Durch die Verringerung der Anzahl der Phasenkodierschritte wird die Akquisition des Navigators beschleunigt. Andererseits steigt die Signalausbeute pro Kugel mit größerem Durchmesser. Die Größe der Kugeln wurde anhand der Ergebnisse erster Testmessungen gewählt, die hier nicht explizit gezeigt werden. Es gilt die optimale Größe und Anzahl der Kugeln als noch zu zeigen. Wählt man beispielsweise Ku-

geln mit einem Durchmesser von 5 mm, kann die Messzeit durch Reduktion der Anzahl an Phasenkodierschritten weiter auf die Hälfte reduziert werden. Ein Verlust an Signalausbeute pro Kugel könnte mit einer zusätzlich verwendeten Kugel kompensiert werden.

Weiter wurde der Einfachheit halber auf eine aufwändige Implementierung in Echtzeit in der Scanner-Software verzichtet und für die ersten Testmessungen die Adaption des FOV manuell und daher nicht in Echtzeit vorgenommen. Eine Echtzeit Umgebung wurden durch die Phantom und *in-vivo* Testmessungen emuliert. Das Ziel dieser Arbeit war, die Funktionalität und Genauigkeit der Methode unter diesen Testbedingungen zu zeigen. Die erhaltenen Ergebnisse unterstreichen die Funktionalität und Effektivität und einer automatischen Implementierung in die Scanner-Software steht nichts im Wege.

Die Ergebnisse der Parameterjustierungsmessungen (vergleiche Abbildung 8.9c) sind auf folgende Art und Weise interpretieren: In Bildern mit grober Auflösung wird bei Wiederholung der Mustererkennung mit höherer Wahrscheinlichkeit der selbe Kugelmittelpunkt ein weiteres mal detektiert, da der Mittelpunkt jedes mal innerhalb desselben Pixels liegt. Wird im Zero-Filling-Verfahren der Interpolationsfaktor erhöht, wird gleichzeitig das Subpixelraster erhöht, und somit die Grundlage für eine präzisere Detektion des Kugelmittelpunktes gelegt. Die Voraussetzungen für die Erhöhung des Interpolationsfaktors sind mit steigendem Signal im Navigatorbild erfüllt. Je höher das Kontrast-Rausch-Verhältnis ist, desto besser können die Daten durch Zero-Filling interpoliert werden.

Die Funktionalität und Effektivität der Methode wurde anhand von geeigneten Parametern gezeigt, die jedoch nicht ausnahmslos einem Optimierungsprozess unterlagen. Weitere Optimierungsprozesse sind durchzuführen, um die Technik weiterzuentwickeln und die Genauigkeit weiter zu verbessern. Zusätzlich erhaltene Informationen, aus der MRT-Messung oder weiteren Messungen, können benutzt werden um erwartungsgemäß die Genauigkeit der Lokalisation zu verbessern oder die Messzeit zu verkürzen. Durch zusätzliche Messungen lassen sich beispielsweise die genauen Abmessungen des Markers bestimmen (z.B. optische Vermessung), und diese Information als Zwangsbedingung bei der Lokalisation einsetzen. In dieser Arbeit wurden nur die Beträge aus den komplexwertigen Navigatorbilddaten zur Lokalisation benutzt. Jedoch enthält die Phase der Daten erwartungsgemäß ebenso brauchbare Informationen zur Bewegungsanalyse. Der Mittelwert der Phasenverteilung pro Kugel, die sich während der Bewegung im Gradientenfeld akkumuliert, enthält sehr wahrscheinlich zusätzliche Informationen über die Geschwindigkeit der Bewegung. Dies hat sich in ersten Testmessungen bestätigt. Diese Information kann genutzt werden, um das System mit einer Bewegungsvorhersage oder Kalman-Filterung [119, 120] auszustatten und somit das Positionierungsergebnis weiter zu verbessern.

Bewegungen, die während der MRT-Messung auftreten können in intra-view und inter-view Bewegungen klassifiziert werden (siehe Abschnitt 7.3). Die intra-view Bewegung tritt während der Messung des Navigators auf, während die inter-view Bewegung zwischen den Messungen der beiden Projektionen geschieht. Die intra-view Bewegung kann zu Bewegungsartefakten in den Navigatorbildern führen und die Mustererkennung im Post-Processing beeinträchtigen. Inter-view Bewegung kann zu nicht zueinander passenden MRT-

Projektionsbildern führen. Daher sollte die Akquisition der MRT-Projektionen so schnell wie möglich erfolgen. Jedoch haben wir in keiner Messung bei den Phantom oder den *in-vivo* Messungen eine Beeinträchtigung durch die beschriebenen Effekte beobachten können.

Nur in einem speziellen Fall kann die Positionierung zu einem falschen Ergebnis führen: Falls sich das Objekt bei der Navigatormessung zu schnell in die Richtung der Phasenkodierung bewegt. In diesem Fall kann ein Einfaltungsvorgang wegen zu geringer zeitlicher Abdeckung der Navigatormessungen verpasst werden. In unseren Messungen liegt die Richtung der Phasenkodierung in axialer z-Richtung. Das Subjekt befindet sich in Rückenlage und somit sind aus physischen Gründen keine großen Bewegung in dieser Richtung zu erwarten. Im Fall, bei dem sich der Marker dreht gibt es durch die Kugelverschiebungen in den Navigatorbildern nur eine passende Lösung für die korrekte Positionierung.

Weiter können Fehler im Gradientensystem bzw. Nichtlinearitäten zu falschen Positionierungsergebnissen führen. Ebenso führen Feldinhomogenitäten zu Verzerrungen und damit falscher Positionierung. Dieser Effekt wird verstärkt, je weiter man sich mit dem Marker vom Isozentrum des Magneten entfernt. Man ist auf eine korrekte Kenntnis des Gradientensystems angewiesen. Durch eine genaue Vermessung der einzelnen Gradienten und des Hauptmagnetfelds bzw. die Verwendung eines sog. large-FOV-Filters und *shimming* können diese Fehler korrigiert werden.

8.5 ZUSAMMENFASSUNG

In diesem Kapitel wurde eine neue Bewegungskorrekturmethode, die speziell zur hochauflösenden Bewegungskorrektur eines starren Körpers während einer Messung mit einer 3D TSE-Sequenz entwickelt wurde, vorgestellt. Die Technik nutzt eine bildbasierte Navigatormethode, welche die Bewegung eines Objekts durch die Messung der Position eines aus drei MRT-sichtbaren Kugeln bestehenden Markers verfolgt.

Die Ergebnisse demonstrieren die Funktionalität und Effektivität der Methode und somit ist die Tauglichkeit des Konzepts unter Beweis gestellt.

Mit der Bewegungsinformation, die durch das vorgestellte Positionierungssystem erhalten wird, konnten die Bewegungsartefakte einer Phantom und *in-vivo* Messung erfolgreich unterbunden werden, auch wenn die Korrektur aus technischen Gründen nicht in Echtzeit durchgeführt wurde.

Zusätzlich wurde die Ungenauigkeit der Methode, mit Parameter wie sie typischerweise in unseren Messungen verwendet wurde, zu ± 0.040 mm in Translation und $\pm 0.13^\circ$ in Rotation bestimmt.

Im Prinzip kann die Technik mit oder ohne Veränderungen auf andere Untersuchungssituationen übertragen werden. Es kann als Software-Upgrade in Kombination mit einem einfachen und sehr kostengünstigen Kontrastmittel gefüllten MRT-Marker in jeden Scanner implementiert werden. Die Methode eignet sich für die automatische Bewegungskorrektur in Echtzeit mit kontinuierlicher Mitführung des FOV mit der Bewegung (prospektiv).

Die Ergebnisse dieser Studie können als Ermutigung, die Methode für Echtzeit Bewegungskorrektur als Software-Paket am Scanner zu implementieren, aufgefasst werden.

ERFASSUNG VON SEHR SCHNELLEN BEWEGUNGEN IN DER BILDGEBUNG DER HAND

9.1 EINLEITUNG

Der Schwerpunkt des Projektes in dem die Dissertation angefertigt wurde, lag in der hochauflösenden MRT-Bildgebungsmodalitäten für Anwendungen in der Zahnheilkunde. In vielen weiteren Bereichen der MRT werden durch Entwicklung von dedizierten Empfängerspulen, der Erhöhung der magnetischen Feldstärke und der Weiterentwicklung von Feld- und Gradientensystemen hochauflösende Bildgebungsverfahren eingesetzt. Eine dieser Methoden beschäftigt sich mit hochauflösenden Untersuchungen der Hand bei 7T [121]. Bei den sehr langen Messzeiten, die hochauflösende Messungen in Anspruch nehmen, sind Bewegungen der Hand unvermeidlich. Hinzu kommt, dass der Patient während der Messung eine sehr unangenehme Lage einnehmen muss. In der überstreckten, sogenannten "Superman-Position", in der der Patient in Bauchlage den Arm nach vorne ausstreckt, kommt es schon nach kurzer Zeit zu Zitterbewegungen der Hand. Wie in Kapitel 7.1 im Detail erörtert, wirken sich Bewegungsartefakte direkt auf die Bildqualität aus und verringern die Auflösung eines Bildes durch ghosting- und blurring-Artefakte. Dieser Effekt wirkt der gewünschten Bildqualität mit sehr hoher Detailreife entgegen, da feine Strukturen verwaschen werden.

Ziel dieser qualitativen Studie war die Analyse, ab welchem Zeitpunkt bei der Messung diese Zitterbewegungen auftreten und inwiefern sich eine geeignetere Patientenlagerung und Handposition positiv auf die Bildqualität auswirkt. Um die sehr schnellen Zitterbewegungen mit MRT-Navigatormethoden erfassen zu können, wurde eine den Anforderungen entsprechende Methodik zur Bewegungserfassung entworfen.

9.2 MATERIALIEN UND METHODEN

Mehrere Positionen der Hand wurden zur Bildgebung in Betracht gezogen (Darstellung in Abbildung 9.1). Sämtliche Experimente fanden in Bauchlage statt, da sich die Rückenlage zur Positionierung der Hand im Isozentrum als sehr ungeeignet erwies. Hinzu kommt, dass die Hand im Isozentrum des Magneten nach Möglichkeit ohne störendes Körpergewebe in Richtung der Phasenkodierung des FOVs zu positionieren ist. Daher scheidet eine Messung in Rückenlage mit der Hand neben dem Körper aus beiden genannten Gründen aus. In allen Experimenten wurde die Ganzkörperspule als Empfängerspule verwendet. Für die qualitative Analyse der Bilder der Bewegungsstudien reicht das SNR dieser Spule ohne Einschränkung aus und es kann daher auf ein aufwändiges Setup mit zusätzlichen Spulen verzichtet werden.

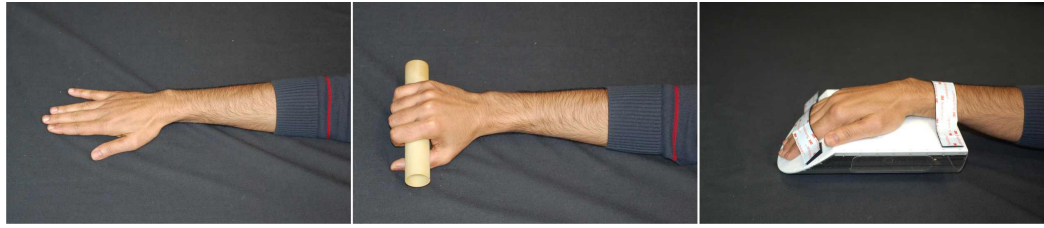


Abbildung 9.1: Vergleich von Positionen der Hand, die bei einer MRT-Messung eines Subjekts in Bauchlage in Frage kommen. Im einfachsten Fall liegt die Hand flach ausgestreckt (links). Um die dadurch entstehenden Beschwerden zu mildern werden Positionen in denen die Hand ein Objekt greift (mittig) oder auf eine Schiene fixiert wird (rechts) analysiert.

Die Vergleichsposition bei den Tests war die bisher in klinischen Messungen gebräuchliche "Superman-Position" in Bauchlage mit ausgestreckter Hand. In einem zweiten Setup wurde die Stabilität der Hand bei Halten eines Griffs überprüft. Eine weitere Lagerungsmöglichkeit der Hand bestand in der Fixierung auf eine der Anatomie angepasste Schiene. Die Hand wurde dabei mit medizinischen Bändern fixiert, um Bewegungen zu vermeiden. Die Anordnungen sind kompatibel mit einer dazu entworfenen Empfängerspule für die Hand.

Um die sehr schnellen Zitterbewegungen der Hand überhaupt detektieren und darzustellen zu können, wurde eine spezielle Methodik entwickelt. Die Zitterbewegungen der Hand finden aus Patientenlagerungs- und anatomischen Gründen hauptsächlich als Rotation um die Längsachse der Hand statt. Daher ist das Ziel, die Bewegungen in dieser Ebene darzustellen.

Dazu wurde ein situationsangepasster Marker entwickelt (Abbildung 9.2). Eine Platte, auf der eine mit Kontrastmittel gefüllte Kugel über ein Verlängerungsstäbchen angebracht ist, wurde auf dem Handrücken fixiert, um die Zitterbewegungen getreu wiederzugeben.

Alle Messungen wurden mit denselben Probanden durchgeführt. Um die Ergebnisse nicht durch Ermüdung bei langen Tests und durch eine vorgegebene Reihenfolge der Tests zu verfälschen, wurde der Proband maximal mit einer Messung pro Tag belastet. Aus vorhergehenden Tests konnte geschlossen werden, dass es zu leichtem Zittern der Hand schon ab etwa 5 min Messzeit kommt. Ausgeprägtes Zittern findet meist ab 10 min in beschriebener Patientenlagerung statt. Die Quantifizierung der Zitterbewegungen startet daher in unseren Messungen ab 10 min Liegezeit.

Eine radiale FLASH-Sequenz (vergleiche Abschnitt 2.7) wurde eingesetzt, um das Signal der Markerkugel einzufangen. Die Ebene, in der die Projektionen gemessen wurden lag parallel (koronal) zur Handfläche. Dabei wurde ein FOV von 170 mm und eine Schichtdicke von 10 mm angewandt, um die Kugel bei Bewegungen nicht aus dem FOV zu verlieren. Um die schnellen Zitterbewegungen zu erfassen wurden die Sequenz-Parameter wie folgt gewählt: T_E/T_R 3.3/15 ms, Flip-Winkel $\alpha = 68^\circ$. Die radiale Abtastung des k-Raums (vergleiche Abbildung 2.11) enthielt dabei nur vier Speichen bei einer Abtastung von 256 Datenpunkten

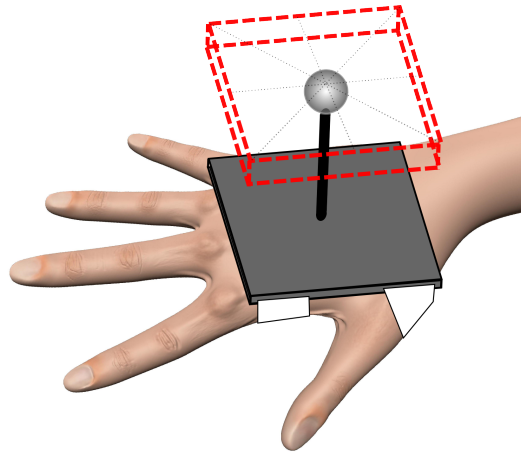


Abbildung 9.2: Zur Detektion und Auswertung der Zitterbewegungen wurde ein situationsangepasstes Setup entworfen. Um die Bewegungen sichtbar zu machen, wurde ein Marker über eine Platte verbunden an der Hand fixiert. Die Platte wurde durch medizinische Klettbinden stabil mit der Hand verbunden, so dass sich die Zitterbewegungen auf die Markerkugel übertragen. In einer großzügig gewählten Schicht (rot) wird die Bewegung der Kugel mit einer radialen Sequenz analysiert. Die räumlichen Schnitte, die durch die radialen Speichen erzeugt werden können, sind gestrichelt dargestellt.

pro Speiche. Anhand dieser Navigatordaten, die die Sequenz liefert, wurde die Bewegung ausgewertet.

Die Bewegung wurde auf zwei unterschiedliche Arten ausgewertet: Einerseits (1) kann aus diesen Daten (je vier Projektionen zusammen genommen) ein zweidimensionales Bild rekonstruiert werden, führt dies zu einem sehr starken undersampling und den daraus folgenden streaking-Artefakten. Jedoch ist deren Präsenz und Ausprägung für die verwendete Bildanalyse vorteilhaft, da durch das undersampling anders als in der kartesischen Bildgebung keine ghosting-Artefakte auftreten, die die Mustererkennung in den Bildern erheblich stören können. Im Anschluss wird in ähnlicher Weise wie die in Abschnitt 8.2.4 beschriebenen Post-Processing Verfahren der Mittelpunkt der Kugel in der koronalen Ebene detektiert und aufgezeichnet. Dabei wird über eine nicht-uniforme Fourier-Transformation (NUFFT, Fessler Toolbox¹, [75, 122]) das Bild rekonstruiert und anschließend die Kugelmittelpunkte unter Benutzung der Kreuzkorrelation detektiert. Andererseits (2) bildet eine Speiche, die den k -Raum durchläuft eine räumliche Projektion des Objekts. Die vier räumlichen Projektionen, die über einen längeren Zeitverlauf aufgenommen wurden, können einander zugeordnet und im zeitlichen Verlauf analysiert werden. Dazu ist nur eine eindimensionale FFT der Projektion nötig.

9.3 ERGEBNISSE

Abbildung 9.3 zeigt rekonstruierte Bilder aus den beiden angewandten Verfahren. Nach Methode (1) enthält man zweidimensionale Bilder (links oben), in denen die Kugel zu sehen ist. Im zeitlichen Verlauf des Bildstapels sind die jeweiligen Positionen der Kugel festgehalten. Die Bilder wurden wie beschrieben

¹ Fessler Rekonstruktions Toolbox: <http://web.eecs.umich.edu/~fessler/code/>

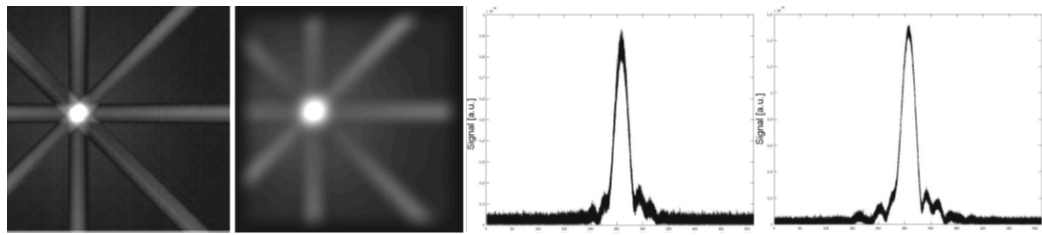


Abbildung 9.3: Im Graphen sind die rekonstruierten Bilder und Profile aus den beiden im Text erwähnten Verfahren (1) und (2) gezeigt. Die zweidimensionalen NUFFT-Rekonstruktionen (1, links) zeigen ein Bild mit starken undersampling Artefakten. Im zweiten Bild ist das Ergebnis der Kreuzkorrelation mit einer computergenerierten Kugel zu sehen. Die Artefakte beeinflussen die zur Kugellokalisierung eingesetzte Kreuzkorrelation nicht, und die Kugel kann sehr genau lokalisiert werden. Die durch einfache FFT rekonstruierten Schnittprofile (2, rechts) weisen im Falle von vermehrt auftretender Bewegung eine verbreiterte Linienform auf. Das linke Profil weist im Gegensatz zum rechten vermehrte Zitterbewegungen auf.

zur exakten Lokalisation der Kugel mit einem Kreuzkorrelations-Algorithmus ausgewertet und die Positionen statistisch ausgewertet. Rekonstruiert man nach Verfahren (2) aus, erhält man pro Speiche die Überlagerung aller Kugelschnitte im Zeitverlauf. Je größer das Ausmaß der stattfindenden Bewegung, desto verbreiteter ist der Graph. Jedoch ist die letztere Methode (2) eher eine anschauliche Darstellung, Variante (1) liefert quantifizierbare Ergebnisse.

In allen Messungen nach beiden Verfahrensarten war das SNR ausreichend um den Ort der Kugeln mit der Kreuzkorrelation aufzulösen. Das gemessene SNR (durch ROI-Methode gemessen) in den 2D Bildern liegt bei 9.3, somit ist bei Betrachtung von Graph 8.8 eine weitere Subpixelauflösung durch Zero-Filling zur Steigerung der Genauigkeit möglich, jedoch wurde in unserer Studie auf weitere Interpolation verzichtet. Die gemessene räumliche Auflösung der Messung liegt bei 0.33 mm. Die Auflösung ist ausreichend und die Messzeit kurz genug, um die Zitterbewegungen, die durch die Verlängerung durch den Stab größer projiziert werden, darzustellen.

Die Ergebnisse der Auswertung nach (1) sind daher in Abbildung 9.4 dargestellt. Dabei wurde die Anfangsposition der Kugel als Referenzwert festgelegt. Die mittlere Streuung der Positionsergebnisse um den Startwert herum ist für jede Messung eingezeichnet. Die Ergebnisse sind mehr im Zusammenhang zu sehen und untereinander zu vergleichen, als die konkreten Zahlen zu analysieren, da die genauen Zahlenwerte durch die Verlängerung der Achse Hand-Kugel durch den Stab nur proportional zur tatsächlichen Bewegung sind und nicht als Absolutwerte zu betrachten sind.

Aus den Ergebnissen ist ersichtlich, dass die Zitterbewegungen je nach Raumrichtung unterschiedlich ausfallen. Eine Bewegung in sagittaler Richtung entspricht dabei einer Rollbewegung um die Längsachse der Hand. Eine Bewegung in axialer Richtung entspricht einer Kippbewegung der Hand nach oben und unten. Es zeichnet sich in unseren Experimenten der Trend ab, dass die Zitterbewegungen in sagittaler Richtung überwiegt. Das Ausmaß der Bewegung bei der offenen, liegenden Hand, wie sie in der Klinik verwendet wird dient als Vergleich.

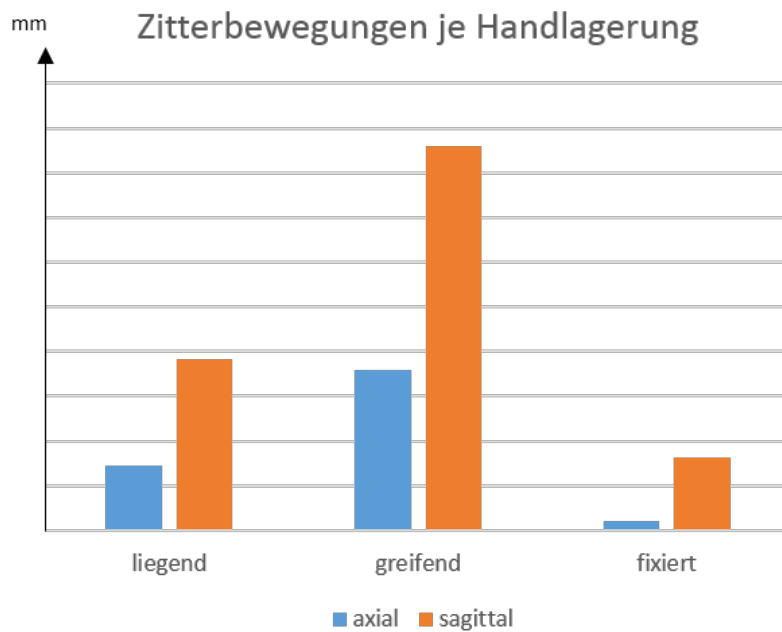


Abbildung 9.4: Das Ausmaß der Zitterbewegungen je nach Lagerung der Hand ist quantitativ im Zusammenhang zu sehen. Die Bewegungsstrecken sind in den Navigatorbildern durch das spezielle Setup (Verlängerung Hand-Marker siehe Abbildung 9.2) proportional vergrößert. Demnach spielt eine exakte Zahlenangabe keine Rolle. Die Zitterbewegung bei ausgestreckt liegender Hand, wie sie in klinischen Messungen vorzufinden ist, dient als Referenz. Aus der Bewegungsanalyse ergeht, dass das geringste Ausmaß an Bewegung unter der Verwendung der Handschiene (fixiert) auftritt. Bei der Verwendung eines Griffes (greifend) wird das Ausmass der Bewegung sogar noch übertroffen.

Die Vermutung, dass das Halten eines Griffes die Bewegungen in sagittaler Richtung und allgemein einschränken würde, hat sich nicht bestätigt und konnte sogar widerlegt werden. Durch das Greifen wird der Muskelapparat des Armes und der Hand noch mehr belastet und es kommt zu größeren Zitterbewegungen als bei den Referenzmessungen. Die Verwendung der den Anforderungen angepasster Handschiene zeigt das gewünschte Ergebnis. Durch die Fixierung und anatomisch passende Lagerung der Hand konnte das Ausmaß der Bewegung auch nach langer Messzeit im Vergleich zu allen anderen Messungen reduziert werden.

9.4 DISKUSSION

Die Anbringung des Markers an der Hand hat sich als sehr stabil erwiesen. Durch die Bänder konnte der Marker gut angebracht werden, um die Bewegungen der Hand korrekt widerzuspiegeln, ohne dabei den Komfort des Probanden zu beeinträchtigen. Durch die Verlängerung von der Hand zum Marker wird die Bewegung proportional vergrößert, so dass auch kleine Bewegungen gemessen werden können.

Das subjektive Empfinden des Probanden bestätigt die Studienergebnisse. Bei der Referenzmessung mit flach aufliegender Hand berichtete der Proband bereits nach kurzer Zeit von Schmerzen aufgrund einer Überlastung der Schulter, konnte jedoch die Hand noch eine Zeit lang trotz angespannter Muskulatur ruhig halten. Bei der Messung in der der Proband einen Griff hält kommt es aufgrund der zusätzlichen muskulären Belastung durch das Greifen schon weit früher zu großen Zitterbewegungen. Bei der Verwendung der Schiene klagte der Proband zwar zur gewohnten Zeit über eine Überlastung der Schulter und über leichte Schmerzen, jedoch ist durch die Fixierung und günstige Lagerung der Hand eine halbwegs angenehme Position erreicht.

9.5 ZUSAMMENFASSUNG

Das Ergebnis dieser Studie zeigt, dass mit der Methode sehr schnelle Zitterbewegungen nachgewiesen und qualitativ miteinander verglichen werden können. Die Technik beruht auf einem unkompliziertem und direktem Ansatz. Sie wurde eingesetzt um eine Spule zu entwickeln, die es dem Patienten ermöglicht, die Hand in einer möglichst entspannten Position für eine hochauflösende Messung abzulegen.

ZUSAMMENFASSUNG

Die zahnmedizinische Behandlung von Erkrankungen der Zähne oder im Bereich der Mundhöhle erfolgt bei Weitem nicht immer aus optischen Gründen. Diese Erkrankungen werden auch mit ernsthaften Erkrankungen in Zusammenhang gebracht. Studien haben gezeigt, dass einige Erkrankungen im Mund- und Zahnbereich zu Herz- und Lungenkrankheiten oder Diabetes führen können. Oftmals erstreckt sich die Pathologie oder Symptomatik von Mund- und Zahnerkrankungen über einen weiten Bereich.

In der zahnmedizinischen Klinik kommen daher viele verschiedene diagnostische Apparate zum Einsatz. Allerdings zählt die Magnetresonanztomographie, die sich in anderen Bereichen bereits zum wichtigsten bildgebenden Diagnostiksetool entwickelt hat, dort noch nicht zu den Standardverfahren. Dabei liegen ihre Vorteile auf der Hand: sie ist bekannt für sehr gute Bildkontraste vor allem zwischen verschiedenen Weichgewebsarten und kommt ohne gefährliche ionisierende Strahlung aus. Wahrscheinlich ist ersteres der Grund, warum die MRT in der Zahnmedizin noch nicht sonderlich vertreten ist, kommt es dort oft auf die kontrastreiche Darstellung von Hartgeweben an. Neueste Entwicklungen und Studien belegen jedoch die vielseitigen Vorteile der MRT auch in diesem Bereich.

Ziel dieser Arbeit von der applikativen Seite betrachtet, war es, das enorme Potential der MRT in den vielseitigen Bereichen der Zahnmedizin weiterhin aufzuzeigen. Viele dieser Anwendungen stellen jedoch sehr hohe Anforderungen an die Systeme. Meist sind die darzustellenden Strukturen sehr klein und erfordern eine hohe Auflösung. Während man beim Röntgenverfahren beispielsweise die Energie des Strahles (Dosis) steigern kann, bedeutet dies in der MRT (ohne das Gerät zu wechseln) eine Verlängerung der Messzeit. Gerade im Bereich des Kopfes kommt es oft zu ungewollten Bewegungen, die das Ergebnis und die Reproduzierbarkeit der gewonnenen diagnostischen Informationen verschlechtern oder gänzlich unbrauchbar machen.

Die grösste Herausforderung dabei ist die dreidimensionale Abformung von Zahnoberflächen in der Prothetik. Dieses Verfahren kann eine aufwändige und unangenehme manuelle Abformung der Zähne und die Herstellung eines Zwischengipsmodells ersetzen und ein direktes dreidimensionales Modell der Zahnoberflächen produzieren. Durch die moderne CAD-/CAM-Technik kann daraus vom Zahntechniker direkt eine Zahnrestauration erstellt werden.

Daher war ein wichtiger Bestandteil des Projekts dentale MRT die Entwicklung einer Methode zur Erkennung und gleichzeitiger Korrektur von Bewegungen. Verschiedenste Anforderungen waren an die Methode gestellt. Zum einen muss die Methode bereits Bewegungen im Bereich von $\sim 100 \mu\text{m}$ erkennen, um die Anforderungen an die finale Bildauflösung zu unterschreiten. Bei der dentalen Abformung wird eine 1-Kanal-Empfängerspule verwendet und je nach Messung kann der Patient dabei auf dem Bauch oder Rücken liegen. Weiterhin muss

die Bewegungserkennung ohne zusätzliche externe Geräte wie Kameras, deren Sicht z.B. durch den Patienten verdeckt ist, durchführbar sein.

Die vorliegende Arbeit deckt also zwei größere Themenblöcke ab. Zum einen wurden in der Arbeit neue Applikationen entwickelt oder weiterentwickelt, um verschiedenen Bereichen der Zahnmedizin den Zugang zu MRT-Untersuchungen zu eröffnen. Kapitel 4 beschreibt die Möglichkeit, die Bewegung des Kiefergelenks dynamisch zu erfassen. Es stellte sich in der Arbeit heraus, dass sowohl die Bewegung von Weichgewebeanteilen darstellbar waren, als auch der intraartikuläre Abstand im Kiefergelenk unter Kaubelastung in Echtzeit vermessen werden konnte. Dabei wurde die Bildgebungssequenz und der zugehörige Rekonstruktionsalgorithmus so entwickelt, dass die Daten flexibel und ohne Vorwissen akquiriert und aufbereitet werden können. Hierbei konnten verschiedenen Pathologien anhand der dynamischen Bilder sichtbar gemacht werden und die dynamische MRT konnte Erkrankungen erkennen, die mit anderen Mitteln nicht sichtbar waren. Die vielen diagnostischen Möglichkeiten, die dadurch entstehen sind bisher noch nicht untersucht und sollten durch großangelegte Studien untersucht und belegt werden.

Kapitel 5 beschreibt die Ergebnisse einer großangelegten Studie im Bereich der dentomaxillären Bildgebung. Die diagnostischen Möglichkeiten der MRT für die kieferorthopädische Anwendung liegen klar auf der Hand. Die typischen Patienten in der Kieferorthopädie sind Kinder und Jugendliche. Die Abwesenheit von gewebsschädigender Strahlung ist hier ein besonderer Vorteil der MRT. Eine Messung dauert zudem nach diversen Weiterentwicklungen der Methode nur noch 2 (bzw. 4) Minuten. Die Auflösung in den gerenderten Bildern beträgt $0.25 \times 0.25 \times 0.5 \text{ mm}^3$. Mit der Methode konnte unter anderem die Geminisierung einer Zahnwurzel und der Abstand des Zahnmarks zur Zahnoberfläche (Zahnschmelz) dargestellt und vermessen werden.

Kapitel 6 stellt Neuentwicklungen im Bereich der dentalen Abformung von Zahnoberflächen dar. Hier wurde eine neue Methode entwickelt um den Patientenkomfort bei der Messung zu steigern und so Bewegungen im Vorhinein zu unterbinden. Bei der alten Methode liegt der Patient auf dem Bauch und ein großer Teil der Mundhöhle ist mit Kontrastmittel befüllt. Durch die Verwendung einer präparierten Tiefziehschiene kann das Kontrastmittel nun lokal appliziert werden und eine Messung in Rückenlage des Patienten ist somit problemlos möglich. Die damit verbundene Reproduzierbarkeit der Abformungsergebnisse wäre durch eine großangelegte Studie zu zeigen.

Die Hauptaufgabe der vorliegenden Dissertation war es, eine Methode zur Bewegungskorrektur zu entwickeln, die es ohne eine große Anzahl an Zusatzgeräten ermöglicht, die Bewegung eines Subjekts während der Messung zu erfassen und dementsprechend zu korrigieren. Diese neue Methode, gestützt auf einer Messung eines MRT-aktiven Markers der am Subjekt angebracht wird, beruht außer der Verwendung des Markers nur auf MRT-Hardware. Die Methode wird in Kapitel 8 vorgestellt. Da es sich bei der Methode um eine Neuentwicklung handelt, war es in erster Linie wichtig, die Einflüsse der verschiedenen Parameter, die sich auf die Positionierungsgenauigkeit auswirken, abzuschätzen und letzten Endes festzulegen. Dies wurde in mehreren Vorstudien, Experimenten und Computersimulationen abgehandelt. In der Arbeit konnte durch Vali-

dierungsexperimente gezeigt werden dass sich mit dem bildbasierten Navigator Bewegungen im Genauigkeitsbereich von $\sim 50 \mu\text{m}$ (Translation) und $\sim 0.13^\circ$ (Rotation) detektieren lassen. Mit den Positionsinformationen lassen sich MRT-Daten retrospektiv korrigieren oder idealerweise das Bildgebungsvolumen in Echtzeit anpassen um Inkonsistenzen in den Daten im Vorhinein vorzubeugen. Durch Bewegung beeinträchtigte *in-vivo* Daten konnten so mit der Methode korrigiert werden und anhand eines geeigneten Phantoms konnte die Verbesserung der Erkennung von Kanten, wie sie beispielsweise bei der dentalen Abformung angewandt wird, gezeigt werden.

Die kontinuierlichen Entwicklungen in den Bereichen Hard-, Software und Algorithmen ermöglichen weitere hochauflösende Anwendungen. In Kapitel 9 sind die Ergebnisse einer Studie gezeigt, die sich mit der Analyse der Handbewegungen während einer Messung beschäftigt. Für eine hochauflösende Darstellung der Handanatomie bei 7 T ist eine Unterbindung der Handbewegung sehr wichtig. Um ein geeignetes Design für eine Empfängerspule zu entwerfen, die Bewegungen der Hand unterbindet, wurde eine qualitative Bewegungsanalyse der Hand in mehreren verschiedenen Positionen durchgeführt. Durch Vergleich der Ergebnisse konnte so auf geeignete Designs zurückgeschlossen werden.

SUMMARY

The treatment of the teeth or diseased of the oral cavity is by far not only administered for aesthetic reasons. These diseases are sometimes also associated with other serious diseases. Studies have shown that some diseases of the mouth, the gingiva or the surrounding area can lead to heart and lung disease or diabetes. Oftentimes the pathology or symptomatology of dental or oral diseases extends to a wide area.

In the dental clinic many different diagnostic devices are used. However, magnetic resonance imaging, which has developed in other areas as the most important diagnostic imaging tool, is not frequently used in dentistry to the present day, although their advantages are obvious: it is known for excellent image contrast, mainly between different soft tissues and comes without hazardous ionizing radiation. The former is probably the reason why the MRI is not yet a standard method in dentistry: here in most cases the contrast of hard tissues is of relevance. However, recent developments and studies demonstrated the versatile advantages of MRI in this area.

The aim of this work as seen from the perspective of application, was to continuously show the enormous potential of MRI in the diverse areas of dentistry. However, many of these applications put very high requirements on the systems. Usually structures to display are very small and require very high resolution. To improve the resolution while using the X-ray method, e.g., one can increase the beam energy (dose). In MRI (without changing the MRT scanner) this results in an extension of measurement time. Especially in the area of the head this oftentimes leads to unwanted movements during the measurement time that worsen the outcome and reproducibility of the obtained diagnostic information or making it completely useless.

The biggest challenge is the measurement of a three-dimensional impression of the tooth surfaces in prosthetics. This process can replace a complex and unpleasant manual impression of the teeth and avoid the production of an intermediate plaster model. Using MRT techniques, a direct three-dimensional model of the tooth surfaces can be produced. By modern CAD/CAM technology, a dental restoration can be directly manufactured by the dental technician using the digital 3D model.

Therefore, an important task of the project was the development of a dental MRT method for the detection and correction of movements. Various requirements were imposed on the method. Firstly, the method must be able to detect movements in the range of $\sim 100 \mu\text{m}$ to fall below the requirements of the final image resolution. For the acquisition of the contrast agent's signal, a 1-channel receiver coil is used and depending on the measurement, the patient can lie prone or supine. Furthermore, the motion detection system must work without extensive external devices such as cameras, whose direct vision may be obscured by the patient, e.g.

This thesis covers two major subject areas. Firstly, new applications and methods have been developed and further developed in order to provide the various fields of dentistry access to MRT techniques. Chapter 4 describes the possibility to image the motion of the temporomandibular joint dynamically in real-time. In this work it turned out that both, the movement of the soft tissue components were represented, as well as the intra-articular distance in the TMJ could be measured during mastication (under load) in real-time. Here, the imaging sequence and the corresponding reconstruction algorithm were designed such that the data can be acquired without *a priori* knowledge and processed flexibly. MRT showed different pathologies in the images and dynamic MRT could detect some diseases that could not be diagnosed by other means. The emerging diagnostic possibilities should be investigated and the results verified by large-scale studies.

Chapter 5 describes the results of dento-maxillary MRT imaging, supported by a large-scale study. The diagnostic capabilities of MRI for orthodontic applications are obvious. The typical patient in orthodontics are children and adolescents. The absence of tissue-damaging radiation is a particular advantage of MRI here. After various developments, the acquisition time of a measurement lasted depending on the method only 2 (4) minutes. The resolution in the rendered images was $0.25 \times 0.25 \times 0.50 \text{ mm}^3$. Using the proposed method, among other things a geminisation of a tooth root could be shown and the distance of the dental pulp to the tooth surface (enamel) measured.

Chapter 6 presents new developments in the field of digital impressions of tooth surfaces. Here, a new method was developed in order to increase patient comfort during the measurement. This approach helps to prevent movements of the subject in advance. With the old method, the patient lies prone and a large part of the oral cavity is filled with contrast agent. By using a prepared dental cast, the contrast agent can be applied locally and hence the patient may lay supine during the measurement. The associated reproducibility of dental impressions should be shown through a large-scale study.

The main task of this thesis was to develop a method for motion correction that allows to detect the movement of a subject during the measurement without a large number of additional devices and correct the acquired data accordingly. This new navigator method, based on the measurement of a MRT-active marker attached to the subject, makes use of MRT hardware only, except for the additional marker. The method is described in chapter 8. Since this is a new development, it was important to primarily estimate the effects of the various parameters and their impact on the positioning accuracy. This has been evaluated in several preliminary studies, experiments and computer simulations. By validation experiments it was shown in the studies that the image-based navigator detects movements with an accuracy of $\sim 50 \mu\text{m}$ (translation) and $\sim 0.13^\circ$ (rotation). With the position information obtained from the navigator, the MRT data can be corrected retrospectively or the volume of interest can be adjusted in real-time during the imaging process to prevent inconsistencies in the data in advance. *In-vivo* MRT data impaired by motion of a subject during the measurement could be corrected using the MoCoLoCo method. By using an appropriate phantom and simulation a movement, it could be shown that using the proposed method, the quality of edge detection (as used in dental impressions, e.g.) could be restored.

Various new high-resolution applications emerged due to the continuous development in hardware, software and algorithms. In chapter 9, the results of a study are presented, which deals with the analysis of shivering movements of the hand during a measurement. For a high-resolution depiction of hand anatomy at 7 T, a suppression of the hand movement is very important. In order to develop an optimal design for a hand receiver coil, a qualitative analysis of the hand movement in several different positions was performed. By comparison of the results, a suitable coil design could be developed.

LITERATURVERZEICHNIS

- [1] O. Tymofiyeva, S. Vaegler, K. Rottner, J. Boldt, A. J. Hopfgartner, P. C. Proff, E. J. Richter, and P. M. Jakob, "Influence of dental materials on dental MRI," *Dentomaxillofac. Radiol.*, vol. 42, p. 20120271, Jan. 2013. (Cited on pages 4, 47 und 55.)
- [2] J. R. Maclaren, "Motion Detection and Correction in Magnetic Resonance Imaging," *Computer Engineering*, no. January, 2008. (Cited on pages 7 und 72.)
- [3] W. Gerlach and O. Stern, "Das magnetische Moment des Silberatoms," *Zeitschrift für Physik*, vol. 9, pp. 353–355, Dec. 1922. (Cited on page 7.)
- [4] W. Gerlach and O. Stern, "Der experimentelle Nachweis der Richtungsquantelung im Magnetfeld," *Zeitschrift für Physik*, vol. 9, pp. 349–352, Dec. 1922. (Cited on page 7.)
- [5] W. Pauli, "Über den Zusammenhang des Abschlusses der Elektronengruppen im Atom mit der Komplexstruktur der Spektren," *Zeitschrift für Physik*, vol. 31, pp. 765–783, Feb. 1925. (Cited on page 8.)
- [6] I. I. Rabi, "Zur Methode der Ablenkung von Molekularstrahlen," *Zeitschrift für Physik*, vol. 54, pp. 190–197, Mar. 1929. (Cited on page 8.)
- [7] E. M. Purcell, H. C. Torrey, and R. V. Pound, "Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid," *Phys. Rev.*, vol. 69, pp. 37–38, Jan. 1946. (Cited on page 8.)
- [8] F. Bloch, "Nuclear Induction," *Phys. Rev.*, vol. 70, no. 7-8, pp. 460–474, 1946. (Cited on page 8.)
- [9] E. L. Hahn, "Spin Echoes," *Phys. Rev.*, vol. 80, p. 580, 1950. (Cited on pages 8 und 23.)
- [10] R. Damadian, "Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance," *Science*, vol. 171, no. 3976, pp. 1151–3, 1971. (Cited on page 8.)
- [11] L. Hanson, "Is quantum mechanics necessary for understanding magnetic resonance?," *Concepts in Magnetic Resonance Part A*, pp. 329–340, 2008. (Cited on pages 9 und 32.)
- [12] A. Rodriguez, "Principles of magnetic resonance imaging," *Revista Mexicana de Fisica*, vol. 50, no. 3, pp. 272–286, 2009. (Cited on page 9.)
- [13] M. H. Levitt, *Spin dynamics: basics of nuclear magnetic resonance*. John Wiley & Sons, Ltd., 2 ed., 2010. (Cited on page 9.)

- [14] E. M. Haacke, *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*. New York: John Wiley & Sons, Ltd., 1999. (Cited on pages 9 und 13.)
- [15] E. J. Blink, "MRI : Physics For anyone who does not have a degree in physics." <http://www.mri-physics.net/>, 2004. (Cited on page 9.)
- [16] P. Lauterbur, "Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance," *Nature*, 1973. (Cited on page 14.)
- [17] T. B. Twieg, "The k-Trajectory Formulation of the NMR Imaging Process with Applications in Analysis and Synthesis of Imaging Methods," *Med. Phys.*, vol. 10, no. 5, pp. 610–621, 1983. (Cited on pages 18 und 24.)
- [18] E. C. M. Chapple, *Fundamental SNR and SAR limitations in very low field MRI*. Master of physics, Simon Fraser University, 2006. (Cited on page 19.)
- [19] O. Tymofiyeva, F. Schmid, M. von Kienlin, F. A. Breuer, K. Rottner, J. Boldt, E.-J. Richter, and P. M. Jakob, "On precise localization of boundaries between extended uniform objects in MRI: tooth imaging as an example," *MAGMA*, Sept. 2010. (Cited on pages 20, 59, 61 und 87.)
- [20] G. Johnson, Y. Z. Wadghiri, and D. H. Turnbull, "2D multislice and 3D MRI sequences are often equally sensitive," *Magn. Reson. Med.*, vol. 41, pp. 824–8, Apr. 1999. (Cited on pages 20 und 21.)
- [21] A. Haase, J. Frahm, D. Matthaei, W. Hanicke, and K. D. Merboldt, "Flash Imaging - Rapid NMR Imaging Using Low Flip-Angle Pulses," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 67, no. 2, pp. 258–266, 1986. (Cited on page 22.)
- [22] P. A. Bottomley, "A review of ^1H nuclear magnetic resonance relaxation in pathology: Are T₁ and T₂ diagnostic?," *Med. Phys.*, vol. 14, no. 1, pp. 1–37, 1987. (Cited on page 24.)
- [23] B. Sharif, R. Dharmakumar, T. Labounty, C. Shufelt, L. E. Thomson, N. B. Merz, D. S. Berman, and D. Li, "Eliminating dark-rim artifacts in first-pass myocardial perfusion imaging," *J. Cardiovasc. Magn. Reson.*, vol. 15, no. Suppl 1, p. O3, 2013. (Cited on page 25.)
- [24] M. A. Bernstein, K. F. King, and X. J. Zhou, *Handbook of MRI Pulse Sequences*. Academic Press, 2004. (Cited on page 26.)
- [25] E.-J. Speckmann and W. Wittowski, *Handbuch Anatomie: Bau und Funktion des menschlichen Körpers*. Tandem Verlag, 2011. (Cited on page 28.)
- [26] K. M. Lehmann and E. Hellwig, *Zahnärztliche Propädeutik*. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2005. (Cited on page 28.)
- [27] J. Sobotta, *Atlas der Anatomie Bd. 1: Kopf, Hals, obere Extremität*. Urban und Fischer Verlag, 21 ed., 2005. (Cited on pages 28 und 29.)
- [28] L. Hupfaut, *Praxis der Zahnheilkunde 8: Funktionsstörungen des Kauorgans*. Urban & Schwarzenberg, München, 2nd ed., 1989. (Cited on page 29.)

- [29] S. J. Scrivani, D. A. Keith, and L. B. Kaban, "Temporomandibular Disorders," *N. Engl. J. Med.*, vol. 359, pp. 2693–2705, 2008. (Cited on page 29.)
- [30] J. P. Okeson and W. E. Bell, *Bell's Orofacial Pains*. Chicago: Quintessence Publishing (IL), 1995. (Cited on page 29.)
- [31] S. Suma and B. Veerendra Kumar, "Temporomandibular disorders and functional somatic syndromes: deliberations for the dentist," *Indian J. Dent. Res.*, vol. 23, no. 4, pp. 529–36, 2012. (Cited on page 29.)
- [32] S. Rues, J. Lenz, J. C. Türp, K. Schweizerhof, and H. J. Schindler, "Muscle and joint forces under variable equilibrium states of the mandible.," *Clin. Oral Investig.*, vol. 15, pp. 737–47, Oct. 2011. (Cited on page 31.)
- [33] L. R. Iwasaki, M. J. Crosby, Y. Gonzalez, W. D. McCall, D. B. Marx, R. Ohrbach, and J. C. Nickel, "Temporomandibular joint loads in subjects with and without disc displacement," *Orthop. Rev.*, vol. 1, no. 2, pp. 90–93, 2009. (Cited on page 31.)
- [34] M. Tuijt, J. H. Koolstra, F. Lobbezoo, and M. Naeije, "Differences in loading of the temporomandibular joint during opening and closing of the jaw," *J. Biomech.*, vol. 43, pp. 1048–54, Apr. 2010. (Cited on page 31.)
- [35] J. Huddleston Slater, C. Visscher, F. Lobbezoo, and M. Naeije, "The intra-articular distance within the TMJ during free and loaded closing movements," *J. Dent. Res.*, vol. 78, pp. 1815–1820, Dec. 1999. (Cited on page 31.)
- [36] M. A. Baqaien, J. Barra, and D. Muessig, "Computerized axiographic evaluation of the changes in sagittal condylar path inclination with dental and physical development," *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, vol. 135, pp. 88–94, Jan. 2009. (Cited on page 31.)
- [37] O. Tymofiyeva, P. Proff, E.-J. Richter, P. Jakob, J. Fanghaenel, T. Gedrange, and K. Rottner, "Correlation of MRT imaging with real-time axiography of TMJ clicks," *Ann. Anat.*, vol. 189, no. 4, pp. 356–361, 2007. (Cited on page 32.)
- [38] A. Wagner, "A comparative analysis of optical and conventional axiography for the analysis of temporomandibular joint movements," *J. Prosthet. Dent.*, vol. 90, pp. 503–509, Nov. 2003. (Cited on page 32.)
- [39] W. Lückerrath, "Differential diagnosis of electronic TMJ tracings in dysfunction patients," *Dtsch. Zahnärztl. Z.*, vol. 46, pp. 722–6, Nov. 1991. (Cited on page 32.)
- [40] T. A. Larheim, "Current trends in temporomandibular joint imaging," *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, vol. 80, pp. 555–76, Nov. 1995. (Cited on page 32.)
- [41] P. L. Westesson, "Reliability and validity of imaging diagnosis of temporomandibular joint disorder," *Adv. Dent. Res.*, vol. 7, pp. 137–51, Aug. 1993. (Cited on page 32.)

- [42] R. Emshoff, S. Gerhard, T. Ennemoser, and A. Rudisch, "Magnetic resonance imaging findings of internal derangement, osteoarthritis, effusion, and bone marrow edema before and after performance of arthrocentesis and hydraulic distension of the temporomandibular joint," *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, vol. 101, pp. 784–90, June 2006. (Cited on page 32.)
- [43] M. Singh and M. S. Detamore, "Biomechanical properties of the mandibular condylar cartilage and their relevance to the TMJ disc," *J. Biomech.*, vol. 42, pp. 405–17, Mar. 2009. (Cited on page 32.)
- [44] S. Kuroda, K. Tanimoto, T. Izawa, S. Fujihara, J. H. Koolstra, and E. Tanaka, "Biomechanical and biochemical characteristics of the mandibular condylar cartilage," *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 17, pp. 1408–15, Nov. 2009. (Cited on page 32.)
- [45] I. Yamada, Y. Murata, H. Shibuya, and S. Suzuki, "Internal derangements of the temporomandibular joint: comparison of assessment with three-dimensional gradient-echo and spin-echo MRI," *Neuroradiology*, vol. 39, pp. 661–7, Sept. 1997. (Cited on pages 32 und 41.)
- [46] Y.-J. Chen, L. M. Gallo, D. Meier, and S. Palla, "Dynamic Magnetic Resonance Imaging Technique for the Study of the Temporomandibular Joint," *J. Orofac. Pain*, vol. 14, pp. 65–73, 2000. (Cited on pages 32 und 48.)
- [47] Y. Shimazaki, K. Saito, S. Matsukawa, R. Onizawa, F. Kotake, R. Nishio, and K. Abe, "Image quality using dynamic MR imaging of the temporomandibular joint with true-FISP sequence," *Magn. Reson. Med. Sci.*, vol. 6, pp. 15–20, Jan. 2007. (Cited on pages 32 und 48.)
- [48] S. Zhang, K. T. Block, and J. Frahm, "Magnetic resonance imaging in real time: advances using radial FLASH," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 31, pp. 101–9, Jan. 2010. (Cited on page 32.)
- [49] S. Zhang, N. Gersdorff, and J. Frahm, "Real-Time Magnetic Resonance Imaging of Temporomandibular Joint Dynamics," *The Open Medical Imaging Journal*, vol. 5, pp. 1–7, 2011. (Cited on page 32.)
- [50] C. Kober, B. I. Berg, S. Berg, C. Leiggenger, C. Buitrago-Téllez, B. Kordass, H. F. Zeilhofer, and R. Sader, "Do we need real-time MRI for diagnosis of temporomandibular joint disorders?," *Int. J. Comput. Dent.*, vol. 14, pp. 111–8, Jan. 2011. (Cited on page 32.)
- [51] F. A. Pasler, *Zahnärztliche Radiologie*. Thieme Verlag, Stuttgart, 4th ed., 2007. (Cited on page 34.)
- [52] N. Schwenzer and M. Ehrenfeld, *Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde, Bd.1, Allgemeine Chirurgie*. Stuttgart: Thieme Verlag, Stuttgart, 3rd ed., 2000. (Cited on page 35.)
- [53] M. Cohnen, J. Kemper, O. Möbes, J. Pawelzik, and U. Mödder, "Radiation dose in dental radiology," *European radiology*, vol. 12, pp. 634–7, Mar. 2002. (Cited on page 35.)

- [54] F. X. Lenglinger, "Dental-CT : Untersuchungstechnik, Strahlenbelastung und Anatomie," *Der Radiologe*, pp. 1027–1034, 1999. (Cited on page 35.)
- [55] J. B. Ludlow and M. Ivanovic, "Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-slice CT for oral and maxillofacial radiology," *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.*, vol. 106, pp. 106–14, July 2008. (Cited on page 35.)
- [56] M. D. Robson and G. M. Bydder, "Clinical ultrashort echo time imaging of bone and other connective tissues," *NMR Biomed.*, vol. 19, pp. 765–80, Nov. 2006. (Cited on page 36.)
- [57] G. E. Gold, E. Han, J. Stainsby, G. Wright, J. Brittain, and C. Beaulieu, "Musculoskeletal MRI at 3.0 T: Relaxation Times and Image Contrast," *Am. J. Roentgenol.*, vol. 183, pp. 343–351, Aug. 2004. (Cited on page 36.)
- [58] K. A. Eley, S. R. Watt-Smith, and S. J. Golding, "'Black Bone' MRI: a potential non-ionizing method for three-dimensional cephalometric analysis—a preliminary feasibility study," *Dentomaxillofac. Radiol.*, vol. 42, p. 20130236, Jan. 2013. (Cited on page 36.)
- [59] O. Tymofiyeva, K. Rottner, P. M. Jakob, E.-J. Richter, and P. Proff, "Three-dimensional localization of impacted teeth using magnetic resonance imaging," *Clin. Oral Investig.*, vol. 14, pp. 169–76, Apr. 2010. (Cited on pages 36 und 49.)
- [60] O. Tymofiyeva, P. C. Proff, K. Rottner, M. Düring, P. M. Jakob, and E.-J. Richter, "Diagnosis of dental abnormalities in children using 3-dimensional magnetic resonance imaging," *J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 71, pp. 1159–69, July 2013. (Cited on pages 36 und 49.)
- [61] G.-X. Zhang, Z.-H. Zhao, B.-Y. Wang, L.-J. Xu, G.-C. Feng, and W.-Y. Qian, "The application of multi-slice CT and MRI on maxillofacial region soft tissue measurement," *Shanghai Journal of Stomatology*, vol. 19, pp. 460–3, Oct. 2010. (Cited on page 36.)
- [62] K. Tai, J. H. Park, K. Hayashi, Y. Yanagi, J. I. Asaumi, S. Iida, and J. W. Shin, "Preliminary study evaluating the accuracy of MRI images on CBCT images in the field of orthodontics," *J. Clin. Pediatr. Dent.*, vol. 36, pp. 211–8, Jan. 2011. (Cited on page 36.)
- [63] J. M. Plooiij, T. J. J. Maal, P. Haers, W. A. Borstlap, A. M. Kuijpers-Jagtman, and S. J. Bergé, "Digital three-dimensional image fusion processes for planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review," *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 40, pp. 341–52, Apr. 2011. (Cited on page 36.)
- [64] O. Tymofiyeva, K. Rottner, D. Gareis, J. Boldt, F. Schmid, M. Lopez, E.-J. Richter, and P. Jakob, "In vivo MRI-based dental impression using an intraoral RF receiver coil," *Concepts in Magnetic Resonance Part B*, vol. 33B, pp. 244–251, Oct. 2008. (Cited on pages 36, 61, 63, 65 und 81.)

- [65] O. Tymofiyeva, J. Boldt, K. Rottner, F. Schmid, E.-J. Richter, and P. M. Jakob, "High-resolution 3D magnetic resonance imaging and quantification of carious lesions and dental pulp in vivo," *MAGMA*, vol. 22, pp. 365–74, Dec. 2009. (Cited on pages 36 und 62.)
- [66] A.-K. Bracher, C. Hofmann, A. Bornstedt, S. Boujraf, E. Hell, J. Ulrici, A. Spahr, B. Haller, and V. Rasche, "Feasibility of ultra-short echo time (UTE) magnetic resonance imaging for identification of carious lesions," *weiger*, vol. 66, pp. 538–45, Feb. 2011. (Cited on pages 36 und 62.)
- [67] A.-K. Bracher, C. Hofmann, A. Bornstedt, E. Hell, F. Janke, J. Ulrici, B. Haller, M.-A. Geibel, and V. Rasche, "Ultrashort echo time (UTE) MR imaging for the assessment of caries lesions," *Dentomaxillofac. Radiol.*, vol. 42, pp. 20120321–, Mar. 2013. (Cited on page 36.)
- [68] M. Weiger, K. P. Pruessmann, A.-K. Bracher, S. Köhler, V. Lehmann, U. Wolfram, F. Hennel, and V. Rasche, "High-resolution ZTE imaging of human teeth," *NMR Biomed.*, vol. 25, pp. 1144–51, Jan. 2012. (Cited on page 36.)
- [69] D. M. Grodzki, P. M. Jakob, and B. Heismann, "Ultrashort echo time imaging using pointwise encoding time reduction with radial acquisition (PETRA)," *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 67, pp. 510–8, Feb. 2012. (Cited on pages 36 und 62.)
- [70] A. J. Hopfgartner, O. Tymofiyeva, P. Ehses, K. Rottner, J. Boldt, E. J. Richter, and P. M. Jakob, "Radial golden ratio-based dynamic MR imaging of the TMJ under physical load," *Dentomaxillofac. Radiol.*, vol. 42, Aug. 2013. (Cited on page 39.)
- [71] V. Rasche, R. W. de Boer, D. Holz, and R. Proksa, "Continuous radial data acquisition for dynamic MRI," *Magn. Reson. Med.*, vol. 34, pp. 754–761, Nov. 1995. (Cited on page 41.)
- [72] S. Winkelmann, T. Schaeffter, T. Koehler, H. Eggers, and O. Doessel, "An optimal radial profile order based on the Golden Ratio for time-resolved MRI," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 26, pp. 68–76, Jan. 2007. (Cited on page 41.)
- [73] H. K. Song and L. Dougherty, "k-Space Weighted image Contrast (KWIC) for Contrast Manipulation in Projection Reconstruction MRI," *Magn. Reson. Med.*, vol. 44, pp. 825–832, 2000. (Cited on page 41.)
- [74] H. K. Song and L. Dougherty, "Dynamic MRI with projection reconstruction and KWIC processing for simultaneous high spatial and temporal resolution," *Magn. Reson. Med.*, vol. 52, no. 4, pp. 815–824, 2004. (Cited on page 41.)
- [75] J. A. Fessler, "Nonuniform Fast Fourier Transforms Using Min-Max Interpolation," *IEEE Trans. Sig. Proc.*, vol. 51, pp. 560–574, Feb. 2003. (Cited on pages 43 und 107.)

- [76] J. I. Jackson, C. H. Meyer, D. G. Nishimura, and A. Macovski, "Selection of a convolution function for Fourier inversion using gridding," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 10, no. 3, pp. 473–478, 1991. (Cited on page 43.)
- [77] E. Muessig, R. Woertche, and C. J. Lux, "Indications for digital volume tomography in orthodontics," *J. Orofac. Orthop.*, vol. 66, pp. 241–9, May 2005. (Cited on page 49.)
- [78] K. Woertler, E. J. Rummeny, and M. Settles, "A fast high-resolution multislice T₁-weighted turbo spin-echo (TSE) sequence with a DRIVEN equilibrium (DRIVE) pulse for native arthrographic contrast," *AJR Am. J. Roentgenol.*, vol. 185, pp. 1468–70, Dec. 2005. (Cited on page 52.)
- [79] D. O. Walsh, A. F. Gmitro, and M. W. Marcellin, "Adaptive reconstruction of phased array MR imagery," *Magn. Reson. Med.*, vol. 43, no. 5, pp. 682–690, 2000. (Cited on page 52.)
- [80] R. J. Cox, C. H. Kau, and V. Rasche, "Three-dimensional ultrashort echo magnetic resonance imaging of orthodontic appliances in the natural dentition," *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.*, vol. 142, pp. 552–61, Oct. 2012. (Cited on page 55.)
- [81] T. Taniyama, T. Sohmura, T. Etoh, M. Aoki, E. Sugiyama, and J. Takahashi, "Metal artifacts in MRI from non-magnetic dental alloy and its FEM analysis," *Dent. Mater. J.*, vol. 29, pp. 297–302, May 2010. (Cited on page 55.)
- [82] S.-Y. Zho, M.-O. Kim, K.-W. Lee, and D.-H. Kim, "Artifact reduction from metallic dental materials in T₁-weighted spin-echo imaging at 3.0 Tesla," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 37, pp. 471–8, Feb. 2013. (Cited on page 55.)
- [83] P. Limkangwalmongkol, G. J. Chiche, and M. B. Blatz, "Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns," *J. Prosthodont.*, vol. 16, no. 4, pp. 233–7. (Cited on pages 61 und 81.)
- [84] O. Tymofiyeva, *Magnetic Resonance Imaging in Dental Medicine*. PhD thesis, Julius-Maximilians-Universität Würzburg, 2010. (Cited on page 62.)
- [85] A. Stadler, W. Schima, A. Ba-Ssalamah, J. Kettenbach, and E. Eisenhuber, "Artifacts in body MR imaging: their appearance and how to eliminate them," *Eur. Radiol.*, vol. 17, pp. 1242–55, May 2007. (Cited on page 71.)
- [86] M. Weiger, *Entstehung und Vermeidung von Bewegungsartefakten in der Kernspintomographie*. PhD thesis, Julius-Maximilians-Universität Würzburg. (Cited on page 73.)
- [87] D. Eggert, A. Lorusso, and R. Fisher, "Estimating 3-D rigid body transformations: a comparison of four major algorithms," *Machine Vision and Applications*, vol. 9, pp. 272–290, Mar. 1997. (Cited on page 73.)
- [88] T. A. Sundaram and J. C. Gee, "Towards a model of lung biomechanics: pulmonary kinematics via registration of serial lung images," *Med. Image Anal.*, vol. 9, pp. 524–37, Dec. 2005. (Cited on page 76.)

- [89] K. K. Brock, M. B. Sharpe, L. A. Dawson, S. M. Kim, and D. A. Jaffray, "Accuracy of finite element model-based multi-organ deformable image registration," *Med. Phys.*, vol. 32, pp. 1647–59, June 2005. (Cited on page 76.)
- [90] M. J. Ledesma-Carbayo, J. A. Derbyshire, S. Sampath, A. Santos, M. Desco, and E. R. McVeigh, "Unsupervised estimation of myocardial displacement from tagged MR sequences using nonrigid registration," *Magn. Reson. Med.*, vol. 59, pp. 181–9, Jan. 2008. (Cited on page 76.)
- [91] K. T. Block, *Advanced Methods for Radial Data Sampling in Magnetic Resonance Imaging*. PhD thesis, Georg-August-Universität Göttingen, 2008. (Cited on page 77.)
- [92] M. Aksoy, C. Forman, M. Straka, T. Çukur, J. Hornegger, and R. Bammer, "Hybrid prospective and retrospective head motion correction to mitigate cross-calibration errors," *Magn. Reson. Med.*, vol. 67, pp. 1237–51, May 2012. (Cited on page 78.)
- [93] J. Maclaren, M. Herbst, O. Speck, and M. Zaitsev, "Prospective motion correction in brain imaging: A review," *Magn. Reson. Med.*, May 2012. (Cited on pages 78, 79 und 80.)
- [94] J. Maclaren, K. J. Lee, C. Luengviriyaya, O. Speck, and M. Zaitsev, "Combined prospective and retrospective motion correction to relax navigator requirements," *Magn. Reson. Med.*, vol. 65, pp. 1724–32, Feb. 2011. (Cited on page 78.)
- [95] S. Weick, F. A. Breuer, P. Ehses, M. Völker, C. Hintze, J. Biederer, and P. M. Jakob, "DC-gated high resolution three-dimensional lung imaging during free-breathing," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 37, pp. 727–32, Mar. 2013. (Cited on page 79.)
- [96] D. Li, S. Kaushikkar, E. M. Haacke, P. K. Woodard, P. J. Dhawale, R. M. Kroeker, G. Laub, Y. Kuginuki, and F. R. Gutierrez, "Coronary arteries: three-dimensional MR imaging with retrospective respiratory gating," *Radiology*, vol. 201, pp. 857–63, Dec. 1996. (Cited on page 79.)
- [97] J. G. Pipe, "Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging," *Magn. Reson. Med.*, vol. 42, pp. 963–969, Nov. 1999. (Cited on page 79.)
- [98] J. R. Maclaren, P. J. Bones, R. P. Millane, and R. Watts, "MRI with TRELIS: a novel approach to motion correction," *Magn. Reson. Imaging*, vol. 26, pp. 474–83, May 2008. (Cited on page 79.)
- [99] M. L. Wood, M. J. Shivji, and P. L. Stanchev, "Planar-motion correction with use of K-space data acquired in Fourier MR imaging," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 5, no. 1, pp. 57–64. (Cited on page 79.)
- [100] D. Atkinson, D. L. G. Hill, P. N. R. Stoyale, P. E. Summers, S. Clare, R. Bowtell, and S. F. Keevil, "Automatic compensation of motion artifacts in MRI," *Magn. Reson. Med.*, vol. 41, pp. 163–70, Jan. 1999. (Cited on page 79.)

- [101] M. Zaitsev, C. Dold, G. Sakas, J. Hennig, O. Speck, C. Doldb, G. Sakasb, J. Henniga, and O. Specka, "Magnetic resonance imaging of freely moving objects: prospective real-time motion correction using an external optical motion tracking system," *Neuroimage*, vol. 31, pp. 1038–50, July 2006. (Cited on page 79.)
- [102] B. C. Andrews-Shigaki, B. S. R. Armstrong, M. Zaitsev, and T. Ernst, "Prospective motion correction for magnetic resonance spectroscopy using single camera retro-grate reflector optical tracking," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 33, pp. 498–504, Feb. 2011. (Cited on page 79.)
- [103] M. Aksoy, C. Forman, M. Straka, S. Skare, S. Holdsworth, J. Hornegger, and R. Bammer, "Real-time optical motion correction for diffusion tensor imaging," *Magn. Reson. Med.*, pp. n/a–n/a, Mar. 2011. (Cited on page 79.)
- [104] C. Forman, M. Aksoy, J. Hornegger, and R. Bammer, "Self-encoded marker for optical prospective head motion correction in MRI," *Med Image Comput Comput Assist Interv.*, vol. 13, pp. 259–66, Jan. 2010. (Cited on page 79.)
- [105] T. Kober, J. P. Marques, R. Gruetter, and G. Krueger, "Head motion detection using FID navigators," *Magn. Reson. Med.*, vol. 66, pp. 135–43, Feb. 2011. (Cited on page 80.)
- [106] M. B. Ooi, S. Krueger, W. J. Thomas, S. V. Swaminathan, and T. R. Brown, "Prospective Real-Time Correction for Arbitrary Head Motion Using Active Markers," *Magn. Reson. Med.*, vol. 954, pp. 943–954, 2009. (Cited on pages 80 und 99.)
- [107] M. B. Ooi, S. Krueger, J. Muraskin, W. J. Thomas, and T. R. Brown, "Echo-planar imaging with prospective slice-by-slice motion correction using active markers," *Magn. Reson. Med.*, vol. 66, pp. 73–81, July 2011. (Cited on pages 80 und 99.)
- [108] N. White, C. Roddey, A. Shankaranarayanan, E. Han, D. Rettmann, J. Santos, J. Kuperman, and A. Dale, "PROMO : Real-Time Prospective Motion Correction in MRI Using Image-Based Tracking," *Magn. Reson. Med.*, vol. 63, no. 1, pp. 91–105, 2010. (Cited on page 80.)
- [109] J. Barnwell, J. Smith, and M. Castillo, "Utility of Navigator-Prospective Acquisition Correction Technique (PACE) for Reducing Motion in Brain MR Imaging Studies," *AJNR Am. J. Neuroradiol.*, vol. 28, no. 4, pp. 790–791, 2007. (Cited on page 80.)
- [110] Q. S. Xiang and R. M. Henkelman, "Motion artifact reduction with three-point ghost phase cancellation," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 1, no. 6, pp. 633–42. (Cited on page 82.)
- [111] R. S. Hinks, Q. S. Xiang, and R. M. Henkelman, "Ghost phase cancellation with phase-encoding gradient modulation," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 3, no. 5, pp. 777–85. (Cited on page 82.)

- [112] J. Maclaren, O. Speck, D. Stucht, P. Schulze, J. Hennig, and M. Zaitsev, "Navigator Accuracy Requirements for Prospective Motion Correction," *Magn. Reson. Med.*, vol. 63, no. 1, pp. 162–70, 2009. (Cited on page 82.)
- [113] D. Hao, T. Ai, F. Goerner, X. Hu, V. M. Runge, and M. Tweedle, "MRI contrast agents: basic chemistry and safety," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 36, pp. 1060–71, Nov. 2012. (Cited on page 85.)
- [114] W. Baumgartner, F. Fidler, A. Weth, M. Habbecke, P. Jakob, C. Butenweg, and W. Böhme, "Investigating the locomotion of the sandfish in desert sand using NMR-imaging," *PloS one*, vol. 3, p. e3309, Jan. 2008. (Cited on page 86.)
- [115] R. K. R. Yarlagadda, *Analog and Digital Signals and Systems*. Springer Berlin / Heidelberg, 2010. (Cited on page 88.)
- [116] P. M. Robson, A. K. Grant, A. J. Madhuranthakam, R. Lattanzi, D. K. Sodickson, and C. A. McKenzie, "Comprehensive Quantification of Signal-to-Noise Ratio and g-Factor for Image-Based and k-Space-Based Parallel Imaging Reconstructions," *Magn. Reson. Med.*, vol. 907, pp. 895–907, 2008. (Cited on page 89.)
- [117] E. Tóth, L. Helm, and A. E. Merbach, *Contrast Agents I*. John Wiley & Sons, Inc., 221 ed., 2002. (Cited on page 97.)
- [118] S. Krueger, S. Wolff, A. Schmitgen, H. Timinger, M. Bublat, T. Schaeffter, and A. Nabavi, "Fast and accurate automatic registration for MR-guided procedures using active microcoils," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 26, pp. 385–92, Mar. 2007. (Cited on page 99.)
- [119] P. Spincemaille, T. D. Nguyen, M. R. Prince, and Y. Wang, "Kalman filtering for real-time navigator processing," *Magn. Reson. Med.*, vol. 60, pp. 158–68, July 2008. (Cited on page 101.)
- [120] G. Welch and G. Bishop, "An Introduction to the Kalman Filter." 2006. (Cited on page 101.)
- [121] S. Raghuraman, M. F. Mueller, v. Zbý, P. Baer, F. A. Breuer, K. M. Friedrich, S. Trattng, T. Lanz, and P. M. Jakob, "12-channel receive array with a volume transmit coil for hand/wrist imaging at 7 T," *J. Magn. Reson. Imaging*, vol. 38, pp. 238–44, July 2013. (Cited on page 105.)
- [122] J. Song, Y. Liu, S. L. Gewalt, G. Cofer, G. A. Johnson, and Q. H. Liu, "Least-Square NUFFT Methods Applied to 2-D and 3-D Radially Encoded MR Image Reconstruction," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 56, no. 4, pp. 1134–1142, 2009. (Cited on page 107.)