

**Aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie  
der Medizinischen Fakultät der Charité - Universitätsmedizin Berlin**

**DISSERTATION**

**Darstellung von Hirnnerven im Bereich des Hirnstamms  
mit dem 3,0 Tesla MRT im Vergleich zum 1,5 Tesla MRT**

**Zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor medicinae (Dr. med.)**

**vorgelegt der Medizinischen Fakultät  
Charité - Universitätsmedizin Berlin**

**von**

**Kirsten Haltaufderheide**

**aus Hamm/ Westfalen**

- Gutachter:
1. Priv.-Doz. Dr. med. R.Röttgen
  2. Prof. Dr. med. M. Gutberlet
  3. Priv.-Doz. Dr. med. O. Dudek

Datum der Promotion: 13.01.2009

Meinen Eltern

<u>Inhaltsverzeichnis</u>	<u>Seite</u>
<b>1. Einleitung und Zielsetzung</b>	<b>4</b>
<b>2. Grundlagen</b>	<b>5</b>
2.1 Historischer Überblick	5
2.2 Indikationen	6
2.3 Anatomie	7
2.4 Technische und physikalische Grundlagen des MRT	8
2.4.1 Magnetisierung und Anregung der Protonen im Gewebe	8
2.4.2 Relaxation und Kontraste	9
2.4.3 Räumliche Zuordnung	10
2.4.4 Bilderzeugung	11
2.4.5 Pulssequenzen	12
2.4.6 Ausgewählte Begriffserläuterungen	12
2.5 Unterschied zwischen 1.5 und 3.0 Tesla MRT	14
<b>3. Material und Methoden</b>	<b>15</b>
3.1 Datenerhebung und Patientengut	15
3.2 Auswertung und Auswertungskriterien	16
3.3 Statistik	17
<b>4. Ergebnisse</b>	<b>18</b>
4.1 Auswertung Schichtdicke	22
4.2 Akquisition - Bilder pro Zeit	23
4.3 Echozeit (TE)	25
4.4 Repetitionszeit (TR)	27
4.5 Auswertung Scoring 1,5 Tesla und 3,0 Tesla	25
4.6 Stellenwert Bandbreite	33
4.6.1 1,5 Tesla	33
4.6.2 3,0 Tesla	37

4.6.3	Prozentualer Vergleich	38
4.7	Stellenwert Echotrain	42
4.7.1	1,5 Tesla	42
4.7.2	3,0 Tesla	44
4.7.3	Prozentualer Vergleich	46
4.8	Stellenwert Pixelgröße	50
4.8.1	1,5 Tesla	50
4.8.2	3,0 Tesla	53
4.8.3	Prozentualer Vergleich	54
<b>5. Diskussion</b>		<b>59</b>
<b>6. Zusammenfassung</b>		<b>67</b>
<b>7. Literaturverzeichnis</b>		<b>68</b>
<b>8. Lebenslauf (nicht veröffentlicht)</b>		<b>73</b>
<b>9. Danksagung</b>		<b>74</b>
<b>10. Erklärung an Eides statt</b>		<b>75</b>

## **1. Einleitung und Zielsetzung**

Die Kernspintomographie oder auch Magnetresonanztomographie (MRT) hat sich seit der Perfektionierung der Bildgebungsverfahren durch Lauterbur 1973 zu einem nicht mehr aus der radiologischen Untersuchungstechnik wegzudenkenden diagnostischen Mittel etabliert und gewinnt auch in jüngster Zeit weiterhin an Bedeutung in der modernen Schnittbildtechnik.

Dies liegt nicht nur an der für den Patienten fehlenden Strahlenexposition durch ionisierende Strahlung im Vergleich zur Computertomographie (CT), sondern auch in der sehr guten Darstellbarkeit anatomischer Strukturen, die mittels der computertomographischen Schnittbildverfahren nicht, oder qualitativ nicht vergleichbar gut darstellbar sind. Es lassen sich Schichtaufnahmen in allen drei Raumebenen (axial, coronar, sagittal) anfertigen, ohne den Patienten umlagern zu müssen. Darüber hinaus ermöglicht die MRT aufgrund eines hohen Weichteilkontrastes eine hervorragende Darstellung von Weichteilgewebe, insbesondere der Organe des zentralen Nervensystems – Gehirn und Rückenmark; generell aber ist die MRT aufgrund der hohen Kontraste von Weichteilen besonders für den Nachweis tumoröser, entzündlicher und traumatischer Erkrankungen geeignet.

In der gängigen diagnostischen Routine werden zunehmend Hochfeld-Kernspintomographen mit einer Feldstärke von 3,0 Tesla und höher eingesetzt. Ziel ist es, eine Qualitätsverbesserung in der Bildgebung durch ein theoretisch verdoppeltes Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SRV) zu erreichen, da dies für eine bessere zeitliche und/oder räumliche Auflösung genutzt werden kann. Dabei ist jedoch, neben deutlich höheren Anschaffungs- und Untersuchungskosten, eine Veränderung im Kontrastverhalten in Kauf zu nehmen.

Dieser Arbeit liegt die Fragestellung zugrunde, ob und in welchem Ausmaß die Darstellbarkeit zisternaler Strukturen des Gehirns bei der Akquisition von T2-gewichteten Ganzhirnaufnahmen bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla (T) im Routinebetrieb mit dem üblichen Untersuchungsfeld (FOV) von 22 x 16,5 cm im Vergleich mit Routineuntersuchungen bei einer Feldstärke von 1,5 T mit ähnlicher Messzeit wirklich verbessert wird.

Die Darstellung anatomischer Strukturen im Bereich der basalen Zisternen diene als Kriterium für die Bildqualität, da sich die hier verlaufenden Hirnnerven bzw. deren Austrittsstellen aus dem Hirnstamm und die Blutgefäße aufgrund ihrer unterschiedlich feinen Ausprägung als Qualitätsmaßstab geeignet anbieten.

## **2. Grundlagen**

### **2.1 Historischer Überblick**

Schon im 18. Jahrhundert wurde durch Jean-Baptiste Fourier (1768-1830), einem der bedeutendsten Mathematiker seiner Zeit, der mathematische Grundstein für die MRT Bildgebung gelegt, als er die nach ihm benannte Fourier-Transformation beschrieb, ohne die die Errechnung und somit die Rekonstruktion von MRT Bildern nicht möglich wäre.

Im 19. Jahrhundert beschrieb der kroatisch-amerikanische Physiker Nikolai Tesla (1856-1943) die Entstehung und Wirkung von Magnetfeldern. Die heutige internationale Einheit für die magnetische Feldstärke ist nach ihm benannt (1 Tesla = 10.000 Gauss).

1946 entdeckten Bloch und Purcell unabhängig voneinander das Prinzip der Kernspintomographie und erhielten hierfür 1952 gemeinsam den Nobelpreis für Physik [6, 31]. In den späten 60er und 70er Jahren des letzten Jahrhunderts entdeckte R. Damadian unterschiedliche Protonenrelaxationszeiten in gesundem und krankem Gewebe. Seine Arbeit führte 1977 zur Entwicklung des ersten Ganzkörpertomographen „Indomitable“ bei allerdings Aufnahmezeiten von mehreren Stunden.

Zur gleichen Zeit gelingt es Paul Lauterbur durch Einsatz eines zweiten Magnetfeldes (Gradientenfeld) eine Ortskodierung zu ermöglichen und somit genaue Angaben über die Lage des untersuchten Gewebes im Raum zu machen. Nach weiteren Entwicklungen (u.a. durch Peter Mansfield) zählt die MRT zu einer derartig bedeutsamen Technologie, dass Lauterburs und Mansfields Arbeiten 2003 mit dem Medizinnobelpreis gewürdigt wurden [35].

1978 gelangen die ersten Schichtbilder des menschlichen Gehirnes durch Young und Clow, Mitarbeiter der englischen Firma EMI. Die ersten klinischen Anwendungen werden 1981 veröffentlicht und erste Vergleiche mit CT-Untersuchungen belegen den deutlich höheren Weichteilkontrast des MRT [13]. In den nächsten Jahren entwickelt sich die Kernspintomographie unaufhaltsam weiter, wobei nun auch gadoliniumhaltige Kontrastmittel zum Einsatz kommen. So kann 1981 die Firma Schering AG in Berlin das erste Patent für ein durch die Arbeitsgruppe Weinmann et al. entwickeltes, für die MRT geeignetes Kontrastmittel hinterlegen und 1983 wird erstmalig paramagnetisches, gadoliniumhaltiges Kontrastmittel am Menschen getestet und 1984 wird erstmalig von Schörner et al. von der Darstellung pathologischer Prozesse unter Einsatz von Kontrastmittel berichtet [45, 44, 57]. Seit Ende der 80er Jahre ist dieses Kontrastmittel unter dem Namen Magnevist<sup>®</sup> (Gd-DTPA) im Handel verfügbar.

1993 werden die ersten offenen MRTs klinisch eingesetzt, die die Untersuchung von Kindern oder Patienten mit Klaustrophobie vereinfachen. Die Entwicklung der Moving-Table Technik

macht das manuelle Verschieben der Spule bei Überschreitung des Field-of-View (FOV) unnötig, so dass größere Bereiche dargestellt werden können.

Bis 2000 galten 1,5 Tesla MRTs als Hochfeld-Kernspintomographen und als das Maximum des technisch Vernünftigen unter dem Aspekt der Kosten und der realisierbaren Bildqualität für die klinische Routine. Bereits seit den späten 80er Jahren hatten jedoch alle großen MRT-Hersteller auch mit höherer Feldstärke, z. B. 4 Tesla, experimentiert. Diese erschienen jedoch für die klinische Praxis als zu aufwendig. Zunächst wurden deutliche Verbesserungen der Bildqualität durch die Entwicklung der Gradientensysteme und die Verbesserung der Datenakquisition und -speicherung nötig. Derzeit werden 3,0 Tesla Hochfeld-Kernspintomographen zunehmend für die diagnostische Routine verfügbar und müssen im klinischen Alltag erprobt werden.

## **2.2 Indikationen**

Die Kernspintomographie bietet hervorragende Möglichkeiten in der Weichteildiagnostik. Ein besonderer Schwerpunkt bildet die Untersuchung der Neuroaxis: hier gilt sie als diagnostische Methode der Wahl. Die hohe räumliche und gute Kontrastauflösung der MRT erlauben eine genaue Abbildung der makroskopischen Anatomie und Pathologie und ist hierbei der CT weit überlegen [34]. Auch bei orthopädischen Problemen kommt die MRT vermehrt zum Einsatz und ist inzwischen für die Gelenk- und Bandscheibendiagnostik unerlässlich. Eine hierbei wichtige Indikation für die MRT ist z.B. der frühzeitige Nachweis von Osteonekrosen, insbesondere der Femurkopfnekrose, die im Röntgenbild nur im Spätstadium zu erkennen ist.

Dynamische Darstellungen mit hoher zeitlicher Auflösung ermöglichen die Untersuchung der kardialen Funktion mit schneller Datenaufnahme zu multiplen Zeitpunkten des Herzzyklus und somit eine kinofilmähnliche Betrachtung der Herzaktion [34]. Ähnliches gilt für die durch Peristaltik und Atemtätigkeit bedingten Bewegungsartefakte bei der Untersuchung des Abdomens, wobei auch hier der Einsatz schneller Sequenzen die Aufnahmequalität erheblich verbessern. Aufgrund des hohen Weichteilkontrastes lassen sich bei entsprechenden Fragestellungen diagnostisch aussagefähigere Abbildungen erstellen als mit der Computertomographie [38].



### **2.3 Anatomie**

Die hintere Schädelgrube wird nach dorsal und caudal vom Os occipitale begrenzt, vom Tentorium nach cranial sowie lateral von den Felsenbeinen. Sie hat unter anderem Mesenzephalon, Pons cerebri und Medulla oblongata, die den Hirnstamm bilden, zum Inhalt, sowie das Kleinhirn und die entsprechenden umgebenden Liquorräume. Hierbei sind die Cisterna magna zwischen Medulla oblongata, Unterwurm und Kleinhirntonsillen und die Kleinhirnbrückenwinkelzisternen die größten. Durch diese äußeren Liquorräume verlaufen die aus dem Hirnstamm heraustretenden Hirnnerven (HN) [34].

Die im Rahmen dieser Arbeit untersuchten bzw. dargestellten anatomischen Strukturen waren folgende Hirnnerven und Blutgefäße: III, V, VI, VII, VIII, IX und X sowie die Arteria cerebelli inferior anterior (AICA) und posterior (PICA).

#### **Nervus (N) oculomotorius (III) (3. HN):**

Der N. oculomotorius verlässt ungekreuzt das Mittelhirn an der medialen Seite der Hirnschenkel und verläuft in der Cisterna interpeduncularis nach anterior, zwischen der A. cerebellaris superior und der A. cerebri posterior entlang der A. communicans. Auf T2w-Bildern ist der Nerv in allen drei Ebenen regelmäßig zu erkennen.

#### **N. trigeminus (V) (5. HN):**

Der N. trigeminus, bestehend aus R. ophthalmicus, R. maxillaris, R. mandibularis (sensibel) und N. massetericus (sensomotorisch), kann als dickster HN bezeichnet werden und verlässt die Pons seitlich in Höhe der mittleren Brückenhaube, um durch die Kleinhirnbrückenzysterne gerade nach vorne zu ziehen. In allen Standardebenen ist der Nerv auf T2w-Bildern gut zu erkennen.

#### **N. abducens (VI) (6. HN):**

Direkt am Übergang zwischen Brücke und Medulla oblongata verlässt der N. abducens ventral den Hirnstamm. Die A. cerebelli inferior anterior kreuzt er dorsal. Gelegentlich kann der Nerv mit CISS-Sequenzen in der präpontinen Zisterne dargestellt werden.

#### **N. facialis (VII) (7. HN):**

Der N. facialis verlässt seitlich den pontomedullären Übergang, zieht in den Meatus acusticus internus und verläuft hier im vorderen, oberen Segment über dem N. cochlearis.

#### **N. vestibulocochlearis (VIII) (8. HN):**

Auf kurzer Strecke durchzieht der N. vestibulocochlearis nach schräg kaudal die Kleinhirnbrückenwinkelzisterne und tritt lateral vom N. facialis am pontomedullären Übergang in den Hirnstamm ein. Im Meatus acusticus internus liegen die zwei Anteile des N. vestibularis im

oberen und unteren hinteren Segment. Der N. cochlearis dagegen liegt im unteren vorderen Segment. Auf sagittalen T1w-Bildern lässt sich die Position im inneren Gehörgang am besten darstellen; transversale und frontale Bilder zeigen den Verlauf am besten.

**N. glossopharyngeus (IX) (9. HN):**

Der N. glossopharyngeus tritt hinter der Ausbuchtung durch die Olive und unterhalb des Foramen Luschkae seitlich aus der Medulla, um dann durch das Foramen jugulare zu ziehen.

**N. vagus (X) (10. HN):**

Kaudal parallel zum N. glossopharyngeus verläuft der N. vagus. Eine Unterscheidung der beiden Hirnnerven voneinander kann schwierig sein.

**Arteria cerebelli inferior anterior (AICA):**

Die Arteria cerebelli inferior anterior entspringt aus der A. basilaris, die die Kleinhirnoberfläche und die seitliche Partie von Medulla und Pons versorgt.

**Arteria cerebelli inferior posterior (PICA):**

Die Arteria cerebelli inferior posterior entspringt der A. vertebralis und versorgt die Unterfläche des Kleinhirns sowie den Plexus choroideus des IV. Ventrikels [34, 19, 55].

## **2.4 Technische und physikalische Grundlagen**

### **2.4.1 Magnetisierung und Anregung der Protonen im Gewebe**

Der Kernspintomograph ist ein komplexes System aus Hauptmagnet, Gradienten, Hochfrequenzsystem und Steuerrechner.

Grundlage des gegenüber Ultraschallwellen und Röntgenstrahlen völlig anderen physikalischen Prinzips ist die sogenannte Kernspinresonanz solcher Atomkerne, die aufgrund einer ungeraden Anzahl von Protonen und/oder Neutronen einen Eigendrehimpuls und damit ein magnetisches Moment besitzen (Wasserstoff  $^1\text{H}$ , Kohlenstoff  $^{13}\text{C}$ , Fluor  $^{19}\text{F}$ , Phosphor  $^{31}\text{P}$ ). Der Wasserstoffatomkern besitzt den größten magnetischen Kernmoment und wird in der medizinischen Bildgebung der Kernspintomographie wegen seinem ubiquitären natürlichem Vorkommen von nahezu 100% fast ausschließlich verwendet [34, 55]. Werden die positiv geladenen Atomkerne in ein stabiles äußeres Magnetfeld eingebracht, so kommt es zur Wechselwirkung zwischen dem äußeren Magnetfeld und dem magnetischen Moment der Atomkerne. Die Kernmagnetfelder richten sich parallel und antiparallel der Hauptmagnetisierungsrichtung des externen Magnetfeldes z. B. der Feldstärke 1,5 T oder 3,0 T aus (longitudinal magnetisation). Das Magnetfeld der Erde ist zum Vergleich zwischen 0,3 und 0,7 G (G = Gauss,

1 Tesla = 10.000 Gauss) stark; der Magnet einer Kühlschrankschranktür hat eine Feldstärke von 100 G = 0,01 T [40]. Die Stärke dieses externen Magnetfeldes hat weiterhin Einfluss auf die Präzessionsfrequenz der Protonen (Präzession = Bewegung der Rotationsachse des Protons bei Einwirkung eines Magnetfeldes); sie ist proportional zur Feldstärke, z.B. 42 MHz bei einer Feldstärke von 1 Tesla [53].

Strahlt man ein Hochfrequenzfeld, das die Resonanzbedingungen erfüllt (die Frequenz des Hochfrequenzfeldes muss mit der Präzessionsfrequenz der Protonen übereinstimmen; sie ist berechenbar durch die Larmorgleichung und wird daher auch Larmorfrequenz genannt), senkrecht zum externen Magnetfeld ein, ändert sich der Energiezustand der Kerne. Sie nehmen Energie auf und ändern ihre Ausrichtung zugunsten der energiereicheren antiparallelen, jedoch instabileren Anordnung (spin flip). Damit geht eine Änderung der Magnetverhältnisse (transversal magnetisation) einher.

#### **2.4.2 Relaxation und Kontraste**

Um in den alten Energiezustand zurückzukehren, muss eine Energieabgabe an die Umgebung erfolgen; dies geschieht, wenn der Anregungsimpuls abgeschaltet wird. Ein Maß hierfür ist die T1-Relaxationszeit (Spin-Gitter-Relaxationszeit) oder auch longitudinale Relaxationszeit, also die Zeit für die Wiederrücknahme der Längsmagnetisierung, also die Ausrichtung der Spins nach dem statischen, externen Magnetfeld. Die Geschwindigkeit dieser Erholung richtet sich danach, wie schnell die Spins die aufgenommene Energie wieder abgeben, und dies ist wiederum von der Einbindung in das molekulare System (Gitter) des Gewebes abhängig. Durch unterschiedliche Relaxation in verschiedenen Geweben entstehen Kontraste zwischen den Gewebearten und zwischen gesundem und Tumorgewebe. Die Relaxation verläuft in erster Näherung exponentiell. Graue Hirnsubstanz weist z. B. T1-Werte um 900 ms auf, weiße Hirnsubstanz weist Werte um 500 ms auf.

Die Abnahme der Quermagnetisierung wird durch die Zeitkonstante T2 charakterisiert, die sogenannte T2-Relaxationszeit (Spin-Spin-Relaxationszeit) oder auch transversale Relaxationszeit. Die T1- und T2-Relaxation sind zwei unterschiedliche, voneinander unabhängige Prozesse. Diese Relaxation ist erheblich schneller als die Spin-Gitter-Relaxation, da die in die Querebene ausgelenkten Spins in sehr starke Wechselwirkung mit den anderen Spins treten und die Quermagnetisierung dadurch schneller abnehmen lassen. Diese Wechselwirkung mit anderen Spins ist ebenfalls gewebeabhängig; auch hier lassen sich Kontraste zwischen verschiedenen Geweben gewinnen. Die entsprechenden T2-Werte bei grauer und weißer Hirnsubstanz liegen bei ca. 90 bzw. bei ca. 70 ms.

Da nur theoretisch ein gleichförmiges (homogenes) statisches Magnetfeld besteht, treten in der Realität bei jedem Untersuchungsobjekt verschieden große Inhomogenitäten auf, die ein Auseinanderlaufen der Quermagnetisierung verursacht. Dies hat eine noch kürzere Relaxationszeitkonstante zur Folge, welche  $T2^*$  genannt wird. Diese Relaxation überlagert sich mit  $T2$ .

Durch Unterschiede im Wassergehalt kann ein weiterer Kontrast zwischen Gewebearten bedingt sein; hier spricht man von Protonendichte (PD).

Durch entsprechende Wahl der Untersuchungsparameter bzw. der Messprogramme (Pulssequenzen) lassen sich die vier Arten der Gewebekontrastierung hervorheben: man spricht dann von  $T1$ -,  $T2$ -,  $T2^*$ - und PD-Gewichtung. Auf  $T1$ -gewichteten Bildern stellen sich Blutungen und Fett, auf  $T2$ -gewichteten Bildern Flüssigkeiten hell dar.

Durch die Einstrahlung eines entsprechenden zweiten Hochfrequenzimpulses (Rephasierungspuls) kann die zwischen den Wasserstoffkernen entstandene Phasenverschiebung umgekehrt werden, so dass vorübergehend eine Rephasierung und damit ein erneuter Signalanstieg (Spinecho) resultiert.

Das zeitliche Auftreten dieses Echosignals wird durch die Echozeit (TE) beschrieben; bei Einstrahlung eines Anregungspulses zum Zeitpunkt 0 und eines Rephasierungspulses zum Zeitpunkt  $t_p$  tritt das Echosignal zum Zeitpunkt  $2t_p$  auf. [34, 53, 40, 55]. Durch entsprechende Wahl der Einstellungsparameter für die Pulssequenzen, wie z. B. Auslenkwinkel (flip angle, FA), Wiederholungszeit (repetition time, TR) und Echozeit (TE). Der Auslenkwinkel FA ist das Maß der Auslenkung des angeregten Spins aus der Längsmagnetisierung (Z-Ebene). Die Wiederholungszeit TR ist das Zeitintervall zwischen zwei aufeinander folgenden Anregungsimpulsen. Die Echozeit TE ist das Zeitintervall zwischen dem Abschalten des Anregungsimpulses und dem Zeitpunkt des Empfangs der elektromagnetischen Signale an der Empfänger-spule.

### **2.4.3 Räumliche Zuordnung**

Die räumliche Zuordnung der erzeugten und empfangenen Signale erfolgt durch das Einschalten zusätzlicher Gradienten-Magnetfelder in allen drei Raumebenen. Mittels Schichtselektionsgradienten können Spins innerhalb einer vorgewählten Schicht angeregt werden. Nach jeder schichtselektiven Anregung werden Signale aus dieser Schicht durch nacheinanderfolgendes Schalten anders gerichteter Gradienten in ihrer Phase verschoben und damit in einer planaren Richtung kodiert (Phasenkodierung und Phasenkodiergradienten). Die nach jeder Anregung in der Phasenkodierichtung anders präparierten Signale müssen noch in der ver-

bliebenen zweiten planaren Richtung (x-Richtung) kodiert werden. Dies geschieht wiederum durch Einschalten eines entsprechend gerichteten Gradienten, allerdings erst, wenn das Signal empfangen wird, weshalb man von Auslesegradienten spricht. Entlang dieses Gradienten verändert sich die Frequenz der empfangenen Signale, wodurch eine eindeutige Ortszuordnung möglich ist (Frequenzkodierung). Gefordert wird, dass die magnetischen Feldgradienten möglichst steil sind und schnell ein- und ausgeschaltet werden können, was ein wichtiges Leistungsmerkmal eines Kernspintomographen ist, da sie Qualität und Dauer einer Kernspinuntersuchung ausmachen. Typische Steilheitswerte wären 60 mT pro m mit einer Anstiegsrate von bis zu 200 mT pro m und ms.

In der MR-Tomographie wird die gepulste Kernspinresonanz verwendet, d.h. das hochfrequente elektromagnetische Wechselfeld wird nur für sehr kurze Zeit (meist Millisekunden) eingestrahlt. Die Pulswiederholungsintervalle werden durch die Pulswiederholungszeit TR bestimmt.

Nach der Anregung des Kernspinsystems durch das Hochfrequenzfeld kann in einer Empfängerspule das gedämpfte, zeitlich periodische Signal mit der Frequenz  $\omega_0$  empfangen werden. Voraussetzung für die Bildkonstruktion ist die exakte räumliche Zuordnung des MR-Antwortsignals. Dies wird durch die zusätzlichen magnetischen Gradientenfelder entlang der drei Raumrichtungen möglich. Diese ortsabhängigen Zusatzfelder sind im Vergleich zum Hauptfeld klein und werden durch zusätzliche Widerstandsspulen in der Patientenöffnung des Tomographen erzeugt. Hierdurch kann das Gesamtmagnetfeld in jedem Volumenelement anders eingestellt werden und somit auch die Resonanzfrequenz  $\omega_0$ . Das heißt, bei Einstrahlung einer definierten Resonanzfrequenz werden nur die Atomkerne angeregt, die sich an dem Ort befinden, an dem das Magnetfeld die entsprechenden Resonanzbedingungen erfüllt. Geeignete Änderungen der Feldgradienten ermöglichen eine definierte räumliche Verschiebung der Position eines Volumenelementes, bei dem die Resonanzbedingung erfüllt ist und somit die Möglichkeit den gewünschten zu untersuchenden Bereich abzutasten.

#### **2.4.4 Bilderzeugung**

Die Signalintensität, die durch die Anzahl der Spins im Volumenelement (Protonendichte), T1, T2 und die speziellen Messparameter wie TE und TR bestimmt wird, wird einem Bildpunkt (Pixel) zugeordnet und so kann ein Bild Punkt für Punkt aufgebaut werden. Nach der selektiven Anregung einer bestimmten Schicht werden die in x-Richtung frequenzkodierten Signale aus allen Pixeln entlang einer Linie empfangen.

Danach wird jeweils eine andere Phasenkodierung in y-Richtung vorgenommen, bis nacheinander alle Linien abgearbeitet worden sind. Auf diese Weise werden Signale aus allen Bildpunkten, also Pixeln, einer Schicht empfangen (akquiriert). Diese Signale liegen allerdings in kodierter Form vor und ergeben noch kein interpretierbares Bild. Sie werden als Ortsfrequenzbereich, k-Raum oder Rohdaten bezeichnet. Diese Rohdaten werden dann, u.a. durch die Anwendung einer speziellen mathematischen Operation, der schnellen Fourier-Transformation, zu einem anatomisch interpretierbaren Bild umgewandelt. Dieser Prozess, auch Bildrekonstruktion genannt, benötigt leistungsstarke Rechner mit schnellen Prozessoren.

#### **2.4.5 Pulssequenzen**

Die Messprogramme werden als Pulssequenzen bezeichnet, wobei die Spinecho-Sequenz und die Gradientenecho-Sequenz die häufigsten in der Routine eingesetzten Sequenzen sind. Bei diesen Sequenzen, wie aber auch bei anderen Pulssequenzen, wird zum Zeitpunkt des Empfangs durch eine Umpolung der Magnetisierung ein Signalecho erzeugt. Handelt es sich um ein symmetrisches Echo, so liegt das maximale Signal in der Mitte des Empfangsintervalls. Das Spinecho wird durch einen  $90^\circ$ -Anregungsimpuls sowie einen  $180^\circ$ -Inversionsimpuls erzeugt. Die Messdauer beim Inversionsimpuls mit dem dazugehörigen Feldgradienten ist länger als beim Gradientenecho. Ziel ist das Erreichen guter Weichteilkontraste [34, 38, 53, 40, 55].

#### **2.4.6 Ausgewählte Begriffserläuterungen**

**FSE:** Abkürzung für Fast Spin Echo als Sequenzprinzip. Bei Firma General Electric heißt diese Sequenz FSE. Firma Siemens und Firma Philips nennen sie „TSE“, Turbo Spin Echo.

**CISS:** Sequenzakronym für das Sequenzprinzip der Firma Siemens. Bei Firma GE heißt dieses Sequenzprinzip „FIESTA“ (fast imaging employing steady-state acquisition), bei Firma Philips „balanced FFE“ (fast field echo). Es handelt sich um ein Gradientenecho und rephasierende transversale Magnetisierung sowie Messung der Spinechokomponente. Es handelt sich um Steady-State-Techniken bzw. ultraschnelle Sequenzen mit Sensetechnologie, die z. B. die Cineacquisition der Herzbewegung zulassen.

**Suszeptibilität:** magnetische Suszeptibilität beschreibt die Magnetisierbarkeit einer Substanz in einem magnetischen Feld. Bewegung elektrisch geladener Teilchen führt zur Entstehung eines magnetischen Feldes und ist somit allen Substanzen gemeinsam. Allerdings besteht eine unterschiedliche Empfindlichkeit, mit der die verschiedenen Substanzen auf ein äußeres magnetisches Feld reagieren. Ein Maß für die Empfindlichkeit ist die Suszeptibilität; sie lässt sich

qualitativ als Diamagnetismus, Paramagnetismus, Superparamagnetismus oder Ferromagnetismus beschreiben, wobei die Magnetisierbarkeit in Richtung Ferromagnetismus zunimmt [34, 28].

**Bandwidth:** Die Bandwidth oder auch Empfängerbandbreite wird zusammen mit den Gradienten dazu benutzt, eine Schicht zu wählen und somit den Bereich der zu empfangenden Frequenzen festzulegen. Die vorwählbare Bandbreite legt den zu akquirierenden Frequenzbereich auf der Empfängerspule fest.

Eine hohe Empfängerbandbreite (Bandwidth) ermöglicht eine große Signalausbeute, die akquiriert werden kann, doch bedeutet dies ein vermehrtes Rauschen, so dass man nicht automatisch von einer hohen Bandwidth auf eine bessere Bildqualität schließen kann. Der Vorteil einer höheren Bandbreite ist, dass eine größere Signalausbeute ermöglicht wird, allerdings auf Kosten eines höheren Bildrauschens. Eine kleinere Bandbreite führt zu einer Reduktion des Rauschens und ermöglicht so einen Gewinn im Signal-Rausch-Verhältnis.

**Echotrain:** Der Echotrain (ET) ermöglicht eine schnellere Bildgebung, in dem nicht nur ein einzelner Refokussierungsimpuls, sondern mehrere geschaltet werden. Dadurch ist eine zügigere Refokussierung möglich und somit ein Bildaufbau in kürzerer Zeit. Ein hoher Echotrain macht die Bildgebung zwar schneller, aber um einen hohen ET realisieren zu können, muss man auch eine hohe Bandwidth haben, was wiederum, wie in Kapitel 5.2 beschrieben, ein vermehrtes Rauschen bedeutet. Weiterhin kommt es beim 3,0 T MRT durch die Benutzung von kleineren Refokussierungswinkeln ( $125^\circ$  -  $160^\circ$ ) zur Entstehung von Mischsignalen, die das so genannte Blurring, also ein vermehrtes Verwischen des Signals, zur Folge haben. Die kleineren Refokussierungsimpulse sind deshalb nötig, weil ansonsten die SAR (Radiofrequenzenergiebelastung) zu schnell erreicht ist.

Es gilt also den ET so zu wählen, dass die Bildgebung so schnell wie möglich ist, aber dabei noch so gut wie nötig ist.

**Pixelgröße:** Die Pixelgröße ist unter anderem entscheidend für die räumliche Auflösung eines Bildes, da das Pixel (Picture Element) der kleinste Bestandteil des 2-dimensionalen Bildes ist.

## 2.5 Unterschied 1,5 Tesla und 3,0 Tesla

Während die klinische MRT bisher zumeist bei Feldstärken von bis zu 1,5 Tesla durchgeführt worden ist, sind in jüngster Zeit 3,0-Tesla-Ganzkörper-MR-Systeme verfügbar. Die Aufstellungserfordernisse und die Bedienung dieser Systeme unterscheiden sich nicht mehr wesentlich von Systemen mit geringerer Feldstärke [5].

Technisch gesehen liegt der Unterschied in der doppelten Feldstärke des äußeren Magneten bzw. in der höheren Magnetflussdichte. Dies bedingt ein höheres Signal-Rausch-Verhältnis (SRV), durch das eine höhere räumliche und zeitliche Auflösung zustande kommt. Dadurch, dass die Magnetfeldstärke erhöht ist, kommt es aber auch zu einer höheren Radiofrequenz-Energiebelastung des zu untersuchenden Patienten. Das schnellere Erreichen der SAR (Radiofrequenzenergiebelastung) wird durch einen höheren Energieeintrag, proportional zur Frequenz, bedingt. Höhere Feldstärken begünstigen die Entstehung von Suszeptibilitätsartefakten. Darüber hinaus ermöglicht eine hohe Feldstärke tendenziell kurze T2- und T2\*-Relaxationszeiten, da das starke Magnetfeld zu einer schnelleren Refokussierung führt. Die T1-Relaxationszeiten werden verlängert; es kommt zu einer Konvergenz der Gewebe-T1-Zeiten [5]. Als Faustregel gilt, dass sich beim Übergang von 1,5 T zu 3 T die T1-Relaxationszeit je nach Gewebe um 30 – 50% verlängert und sich damit deutlich auf T1-gewichtete Bilder auswirkt [43]. Die Verbesserungen beim SRV machen sich dagegen am stärksten in T2-gewichteten Bildern und Protonendichtebildern bemerkbar, wo die Zunahme von T1 mit wachsender Feldstärke geringe Konsequenzen hat (T2 ändert sich kaum von 1,5 zu 3,0 T) [43].

In Kombination mit neueren Methoden wie parallel Bildgebungs-Techniken kann der SRV Vorteil der 3,0 T MRT in höhere Bildgebungsgeschwindigkeiten oder eine noch höhere Auflösung umgesetzt werden, was zu höherer diagnostischer Sicherheit führen kann [43].



### **3. Material und Methoden**

#### **3.1 Datenerhebung und Patientengut**

An der Klinik für Strahlenheilkunde, Campus Virchow-Klinikum, Charité Universitätsmedizin Berlin erfolgte die retrospektive Auswertung bereits erstellten Bildmaterials, das routinemäßig bei klinisch erforderlichen Untersuchungen des Kopfes angefertigt worden war. Es handelt sich um Studienmaterial aus dem Zeitraum 01.08.2002 bis 19.12.2002, wobei 200 Patienten (95 Männer, 105 Frauen, 0 – 85 Jahre, Durchschnittsalter: 46,7 Jahre) eingeschlossen werden konnten. 100 Patienten (41 Männer, 59 Frauen, 19 – 85 Jahre, Durchschnittsalter: 50,5 Jahre) wurden im Hochfeld-Kernspintomografen bei 3,0 T (Signa 3T, GE Healthcare, Milwaukee, USA) untersucht. Weitere 100 Patienten (54 Männer, 46 Frauen, 0 – 79 Jahre, mittleres Alter: 42,9 Jahre) wurden bei 1,5 Tesla (Twin Speed, Genesis Signa, GE Healthcare, Milwaukee, USA) untersucht. Dabei erfolgte die Untersuchung des Kopfes unter Einsatz der Kopf-Quadraturspule, wobei die Schichtorientierung bei allen Untersuchungen parallel zur Verbindungslinie zwischen Commissura anterior und posterior (AC-PC-Linie) verlief.

Den klinisch indizierten Untersuchungen lagen Fragestellungen bzw. Diagnosen wie Ischämie, Tumorerkrankung und entzündliche ZNS-Erkrankungen zugrunde. Pathologische Erkrankungen des ZNS, deren physiologische Korrelate die Beurteilbarkeit der hier behandelten anatomischen Strukturen beeinflussten, waren ein Ausschlusskriterium. Da nach neuropathologischen Erfahrungswerten die individuellen anatomischen Unterschiede im Bereich der Hirnnerven keine nennenswerte Varianz besitzen, wurde vorausgesetzt, dass Geschlecht, Alter und Grunderkrankung der Patienten keine einflussnehmende Rolle auf die Beurteilbarkeit der untersuchten Strukturen nehmen. Sie können demnach hier vernachlässigt werden.

Ausgewertet wurden T2-gewichtete, in 2D-FSE-Technik (2D-FSE-Sequenzen) akquirierte transversale Schichten auf Höhe der basalen Zisternen, wobei sich die Aufnahmeparameter folgendermaßen darstellten:

#### **1,5 Tesla:**

TE	84 – 108 ms
TR	3,500 – 4575 ms
Schichtdicke	3-6 mm
Lücke	0-1,5 mm
Untersuchungsfeld (FOV)	240 mm
Matrix	512 x 388
Echozuglänge (ETL)	12 – 16
Bandbreite (RBW)	61 – 122 kHz

### 3,0 Tesla:

TE	91 – 105 ms
TR	3,500 – 4000 ms
Schichtdicke	3-5 mm
Lücke	0-2 mm
Untersuchungsfeld (FOV)	240 mm
Matrix	512 x 388
Echozuglänge (ETL)	10 – 18
Bandbreite (RBW)	61 – 122 kHz

TE	Echozeit
TR	Pulswiederholungszeit, Repetitionszeit
ET	Echotrain
Bandwidth	Frequenzbandbreite des Empfängers
Pixelgröße	Kantenlänge
Pictures per time	Bilderanzahl einer Sequenz pro Zeitspanne

Natürlich ist mit den in der klinischen Routine üblichen Schichtdicken von 5mm und einer Lücke von 2mm keine optimale Auflösung gegeben. Derartige übersichtsmäßige Schichtführungen stellen einen akzeptablen Kompromiss dar, um aufwändigere Hochauflösungsuntersuchungen auf das Notwendige zu beschränken.

### 3.2 Auswertung und Auswertungskriterien

Alle Aufnahmen wurden durch zwei Untersucher auf dem selben Bildschirm (digitale Archivierung, PACS) betrachtet und im Konsens ausgewertet und waren bezüglich der jeweils eingesetzten Feldstärke verblindet.

Als ausschlaggebend für die Bildqualität wurde die Qualität der Darstellung folgender anatomischer Strukturen im Bereich der basalen Zisternen gewertet:

1. N. oculomotorius (III), N. trigeminus (V), N. abducens (VI), N. facialis (VII), N. vestibulocochlearis (VIII), N. glossopharyngeus (IX), N. vagus (X).

2. Arteria cerebelli inferior anterior (AICA) und Arteria cerebelli inferior posterior (PICA)

Die Beurteilung der anatomischen Strukturen erfolgte nach einem Punkteschema (Scoreeinstufung) mit einem Punktwert von 1 bis 5:

1 = eindeutig dargestellt und zuzuordnen;

2 = zufriedenstellend beurteilbar, doch schlechtere Qualität als 1;

3 = noch beurteilbar, doch keine zufriedenstellende Bildqualität;

4 = nicht sicher beurteilbar und nicht sicher zuzuordnen;

5 = nicht dargestellt.

### **3.3 Statistik**

Die erhobenen Daten wurden mit dem Datenverarbeitungsprogramm Excel 2000 bearbeitet und die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS 11.0.

Der Zusammenhang zwischen der Bewertung (Scoreeinstufung) und den zu untersuchenden Strukturen, sowie den technischen Faktoren wurde mit dem Chi-Quadrat ( $\chi^2$ )-Trend-Test auf Signifikanz untersucht. Zum Vergleich der Summenscores zwischen 1,5 T und 3,0 T wurde der nichtparametrische Mann-Whitney-U-Test verwendet, da die Verteilungen schief und Ausreißer vorhanden waren. Ein p-Wert von  $< 0,05$  wurde als statistisch signifikant gewertet. Zur graphischen Darstellung wurden Boxplots, Streudiagramme und Kreuztabellen verwendet. Die statistische Auswertung erfolgte unter der Aufsicht des Institutes für Biometrie der Charité.

#### 4.0 Ergebnisse

Abbildungsbeispiele für Kopfaufnahmen mit dem 1,5 Tesla MRT

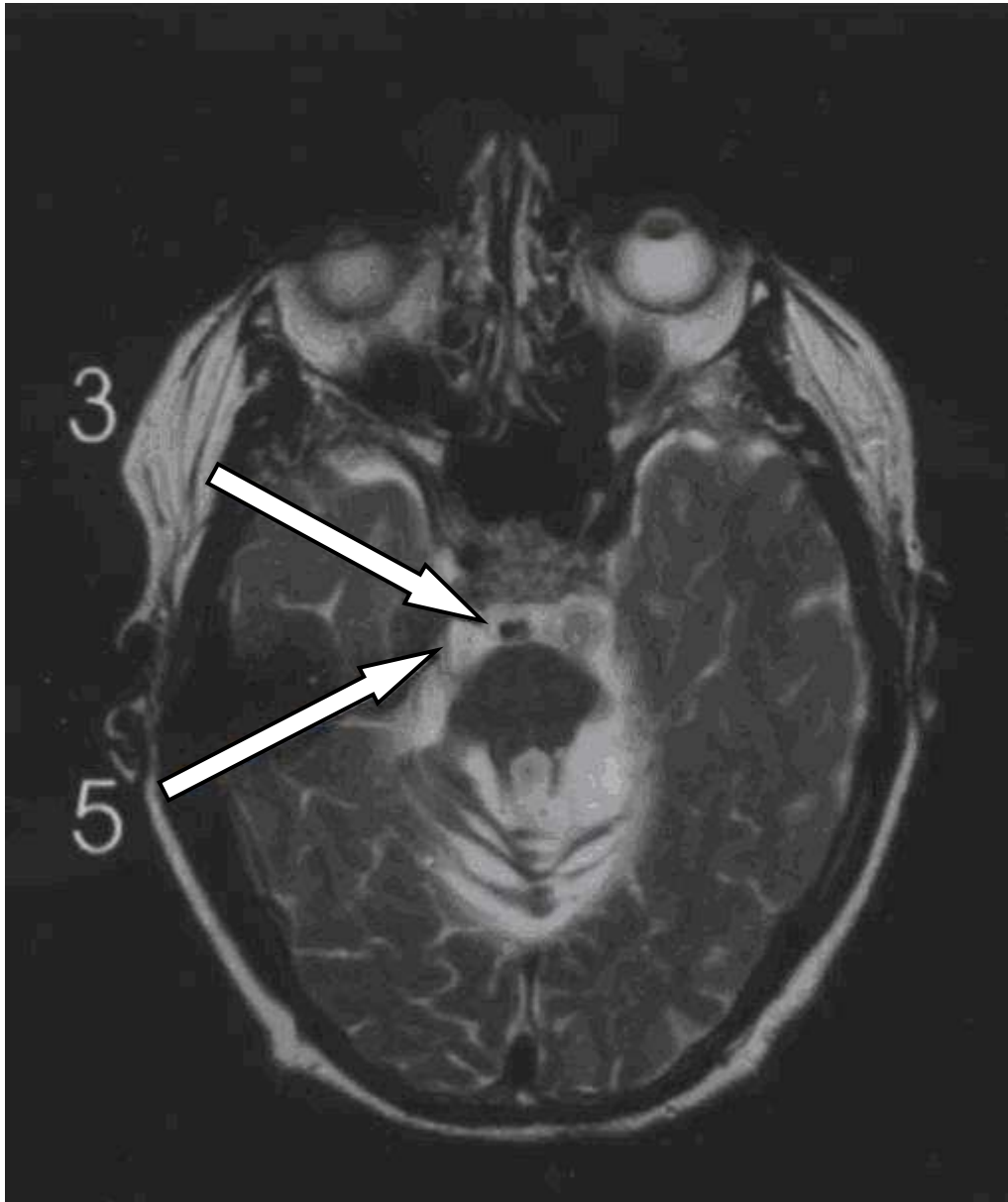


Abbildung (Abb.) 1: 1,5 T, Kennzeichnung: 3 = 3. HN, 5 = 5. HN

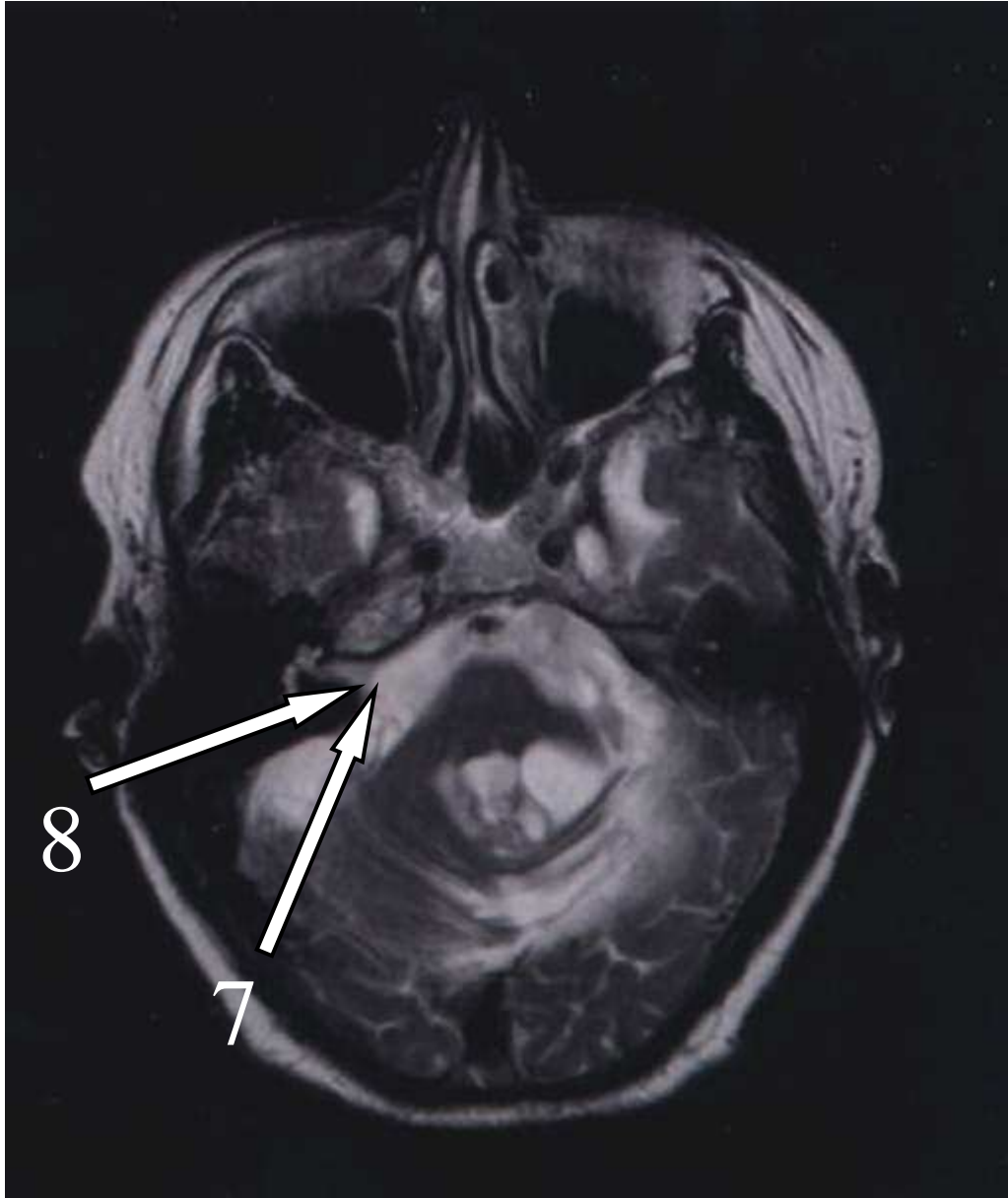


Abb. 2: 1,5 T, Kennzeichnung: 7 = 7. HN, 8 = 8. HN

Abbildungsbeispiele für Kopfaufnahmen mit dem 3,0 Tesla MRT

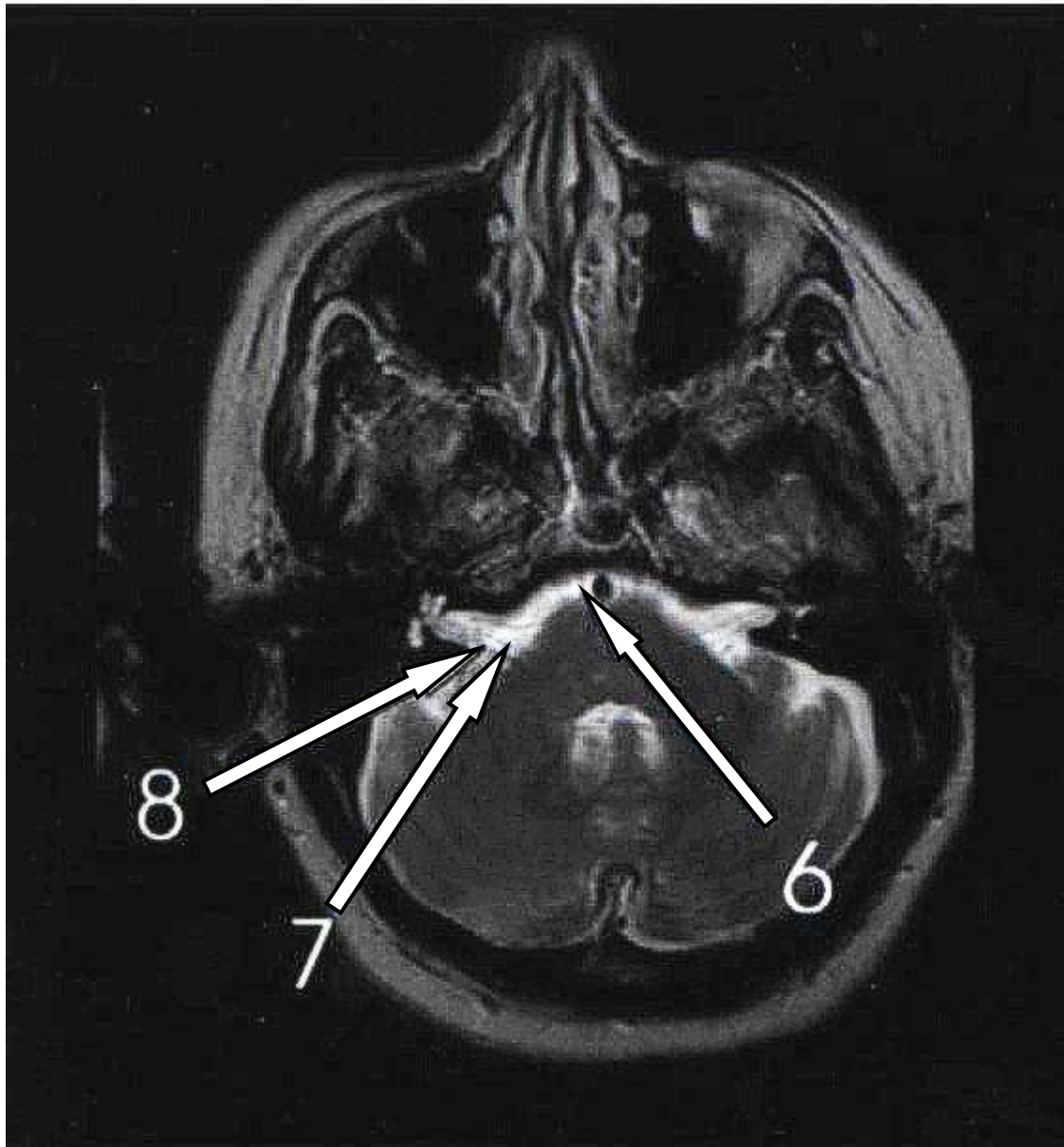


Abb. 3: 3.0 T, Kennzeichnung: 6 = 6. HN, 7 = 7. HN, 8 = 8. HN



Abb. 4: 3.0 T, Kennzeichnung: 9 = 9. HN

#### 4.1 Schichtdicke

Die folgenden zwei Tabellen zeigen die jeweilige Anzahl der Untersuchungen bei den verschiedenen verwendeten Schichtdicken.

<b>Thickness</b>	<b>Patienten-Anzahl</b>
3,0 mm/0,0 space	1
4,0 mm/1,0 space	1
5,0 mm/1,0 space	3
5,0 mm/1,5 space	1
6,0 mm/0,6 space	1
6,0 mm/1,0 space	7
6,0 mm/1,5 space	86

**Tabelle 1: Schichtdicke (Thickness) bei 1,5 T**

<b>Thickness</b>	<b>Patienten-Anzahl</b>
3,0 mm/0,0 space	1
3,0 mm/1,0 space	1
3,0 mm/2,0 space	1
4,0 mm/1,0 space	2
5,0 mm/1,0 space	2
5,0 mm/2,0 space	93

**Tabelle 2: Schichtdicke (Thickness) bei 3,0 T**



## 4.2 Akquisition - Bilder pro Zeit

### 1,5 Tesla

Bei der 1,5 T Gruppe (n = 100) wurden bei 79 Patienten (Pat.) Akquisitionsreihen von 18 Bildern in einem jeweiligen Zeitraum von 00:55 min – 02:55 min, bei 15 Pat. wurden jeweils 19 Bilder in einer Zeitspanne von 01:10min – 02:28 min, bei 2 Pat. wurden 20 Bilder in 01:14 min, bzw. 02:52 min, bei 1 Pat. wurden 22 Bilder in 03:54 min, bei 1 weiteren Pat. wurden 28 Bilder in 02:21 min, bei 1 Pat. wurden 40 Bilder in 04:29 min und bei wiederum 1 Pat. wurden 42 Bilder in 02:14 min angefertigt.

<b>Pictures / Time</b>	<b>Patienten-Anzahl</b>
18 / 00:55	1
18 / 01:09	1
18 / 01:10	37
18 / 01:12	1
18 / 01:18	1
18 / 01:31	2
18 / 01:42	4
18 / 01:57	1
18 / 02:13	3
18 / 02:20	1
18 / 02:21	4
18 / 02:28	1
18 / 02:31	2
18 / 02:52	18
18 / 02:55	2
19 / 01:10	11
19 / 01:57	1
19 / 02:21	1
19 / 02:28	1
19 / 03:12	1
20 / 01:14	1
20 / 02:52	1
22 / 03:54	1
28 / 02:21	1
40 / 04:29	1
42 / 02:14	1

**Tabelle 3: Bilder pro Zeit bei 1,5 T**

### 3,0 Tesla

Bei der 3,0 T Gruppe (n = 100) wurde bei 1 Pat. eine Akquisition von 17 Bildern in 03:44 min angefertigt, bei 58 Pat. jeweils 18 Bilder in 03:02-03:44 min, bei 37 Pat. wurden 19 Bilder in einem Zeitraum von je 02:31 – 03:44 min, bei 1 Pat. wurden 20 Bilder in 03:44 min, bei ebenfalls 1 Pat. wurden 21 Bilder in 03:44 min, bei 1 weiteren Pat. wurden 24 Bilder in 03:02 min und bei 1 Pat. wurden 25 Bilder in 04:26 min angefertigt.

<b>Pictures / Time</b>	<b>Patienten-Anzahl</b>
17 / 03:44	1
18 / 03:02	56
18 / 03:44	2
19 / 02:31	1
19 / 03:02	13
19 / 03:44	22
19 / 05:36	1
20 / 03:44	1
21 / 03:44	1
24 / 03:02	1
25 / 04:26	1

**Tabelle 4: Bilder pro Zeit bei 3,0 T**

### 4.3 Echozeit (TE)

Die Echozeit (TE) oder auch „time to echo“, kann vom Untersucher festgelegt werden. Im folgenden werden in zwei Tabellen die Echozeiten bei 1,5 Tesla (Tabelle 5) bzw. bei 3,0 Tesla (Tabelle 6) dargestellt.

<b>TE (effektiv)</b>	<b>Patienten-Anzahl</b>
84 ms	3
85 ms	15
86 ms	18
87 ms	7
88 ms	18
89 ms	14
90 ms	3
91 ms	1
93 ms	1
94 ms	11
98 ms	2
101 ms	1
102 ms	1
103 ms	1
105 ms	3
108 ms	1

**Tabelle 5: Echozeit bei 1,5 T**

<b>TE (effektiv)</b>	<b>Patienten-Anzahl</b>
91 ms	1
94 ms	25
95 ms	3
96 ms	1
98 ms	58
105 ms	12

**Tabelle 6: Echozeit bei 3,0 T**

#### 4.4 Repititionszeit (TR)

Die Repititionszeit oder auch Pulswiederholungszeit TR kann ebenfalls vom Untersucher festgelegt werden. Die folgenden zwei Tabellen zeigen die bei 1.5 T, bzw. 3.0 T gewählten TR-Werte.

<b>TR</b>	<b>Patienten-Anzahl</b>
2900 ms	1
3200 ms	1
3500 ms	4
3700 ms	1
3900 ms	85
4025 ms	1
4075 ms	1
4225 ms	1
4250 ms	1
4575 ms	2
4580 ms	1
4725 ms	1

**Tabelle 7: Repititionszeit bei 1,5 T**

<b>TR</b>	<b>Patienten-Anzahl</b>
3500 ms	70
3960 ms	1
4000 ms	29

**Tabelle 8: Repititionszeit bei 3,0 T**

#### 4.5 Scoreverteilung 1,5 T und 3,0 T

Score		3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	$\Sigma$
<b>1</b>	1,5 <i>Tesla</i>	1	12	5	8	8	5	5	22	17	83
	3,0 <i>Tesla</i>	8	41	30	78	78	9	8	84	78	414
<b>2</b>	1,5 <i>Tesla</i>	6	25	17	26	26	3	3	53	53	212
	3,0 <i>Tesla</i>	17	51	43	22	22	28	28	16	22	249
<b>3</b>	1,5 <i>Tesla</i>	5	46	30	43	43	20	20	21	25	253
	3,0 <i>Tesla</i>	33	6	17	0	0	49	50	0	0	155
<b>4</b>	1,5 <i>Tesla</i>	40	16	36	20	20	59	59	4	5	259
	3,0 <i>Tesla</i>	38	2	10	0	0	14	14	0	0	78
<b>5</b>	1,5 <i>Tesla</i>	48	1	12	3	3	13	13	0	0	93
	3,0 <i>Tesla</i>	4	0	0	0	0	0	0	0	0	4

Tabelle 9: 1,5 Tesla:  $n = 100$ ; 3,0 Tesla:  $n = 100$

Bewertungsscore:     1 = sehr gut beurteilbar, klar abgrenzbar und eindeutig zu erkennen  
                               2 = zufriedenstellend beurteilbar  
                               3 = noch beurteilbar, aber in nicht zufriedenstellender Bildqualität  
                               4 = nicht sicher beurteilbar, nicht sicher zuzuordnen  
                               5 = nicht dargestellt

## Prozentualer Gesamtanteil der jeweiligen Bewertungseinstufung

Sehr gute Beurteilbarkeit (1) der zu untersuchenden Faktoren zeigte sich bei insgesamt **9,2 %** der 1,5 Tesla Bilder und **46 %** der 3,0 Tesla Bilder.

Zufriedenstellende Beurteilbarkeit (2) zeigte sich bei insgesamt **23,5 %** der 1,5 Tesla Untersuchungen und **27,6 %** der 3,0 Tesla Untersuchungen.

Mäßige Beurteilbarkeit bei nicht zufriedenstellender Bildqualität (3) zeigte sich bei **28,1 %** der 1,5 Tesla Aufnahmen und **17,2 %** der 3,0 Tesla Aufnahmen.

Eine nicht sichere Beurteilbarkeit (4) der zu bewertenden Faktoren war bei insgesamt **28,7 %** der 1,5 Tesla Untersuchungen und **8,6 %** der 3,0 Tesla Untersuchungen festzustellen.

Nicht dargestellt (5) waren die untersuchten Strukturen in insgesamt **10,3 %** der Fälle beim 1,5 Tesla MRT und bei **0,4 %** der Fälle am 3,0 Tesla MRT.

## Übersichtsdiagramm

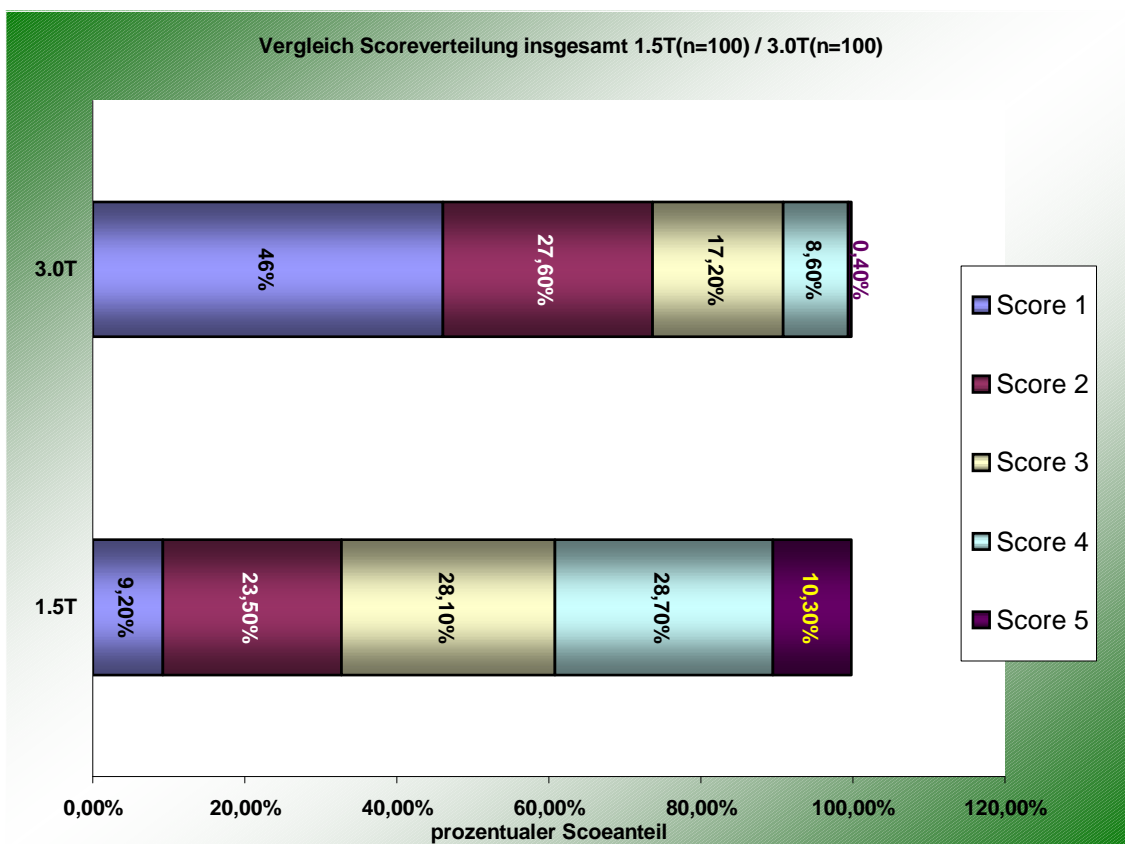
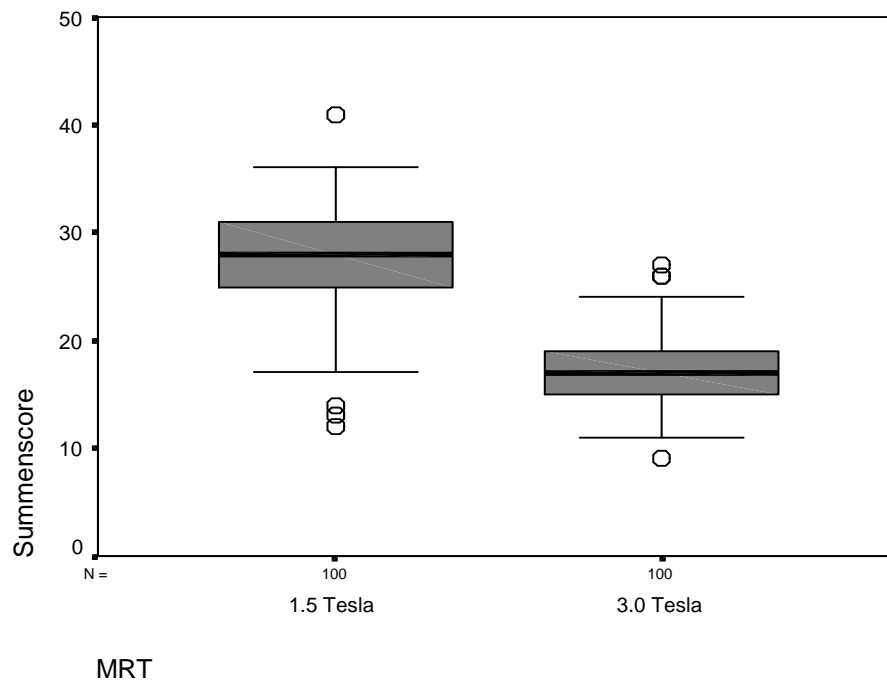


Abbildung 5

## Boxplot

Im nachstehenden Boxplot wird der Median aller Summenscores (pro Patient ein Summenscore) am jeweiligen MRT (n = 100 je Gruppe) gezeigt.



**Abbildung 6**

Der mediane Summenscore am 1,5 Tesla Gerät beträgt 28 (Quartile: 25; 31), der mediane Summenscore am 3,0 Tesla Gerät beträgt 17 (Quartile: 15; 19). Nach Mann-Whitney-U beträgt die Signifikanz  $p < 0,001$ , also eine hohe Signifikanz für den Unterschied in der Einstufung zwischen den untersuchten Feldstärken.

Bei Betrachtung der Gesamtscoreverteilung (Score 1 - 5) vom 1,5 Tesla MRT versus 3,0 Tesla MRT zeigt sich bezüglich der oben genannten anatomischen Strukturen ein signifikanter Unterschied zu Gunsten des 3,0 Tesla MRTs, wobei der am häufigsten verteilte Score beim 3,0 Tesla MRT der 1er Score war, gefolgt in abfallender Häufigkeit von Score 2, 3, 4 und 5. Beim 1,5 T MRT hingegen war der am häufigsten erteilte Score 4 (nicht sicher beurteilbar, nicht sicher zuzuordnen), gefolgt in abfallender Häufigkeit von Score 3, 2, 5 und 1 (Tab. 9 und Abb. 5).

Die beste Bewertung 1 (sehr gut beurteilbar, klar abgrenzbar, eindeutig zu erkennen) wurde insgesamt bei 414 der zu untersuchenden Faktoren, d.h. bei 46 % der Fälle am 3,0 Tesla MRT vergeben. Im Gegensatz dazu erfolgte die Scorevergabe 1 beim 1,5 Tesla MRT nur in 83 Fällen der zu untersuchenden Faktoren, also bei lediglich 9,2 %. Das 3,0 Tesla MRT ist dem 1,5 Tesla MRT hier also um den Faktor 5 überlegen.

Die auffallendsten Unterschiede bezüglich der Scoreverteilung 1 zeigten sich dabei beim 3. HN (8 mal, 3,0 T/1 mal, 1,5 T) sowie beim 7. und 8. HN (78 mal, 3,0 T/8 mal, 1,5 T).

Eine zufriedenstellende Beurteilbarkeit, also eine Scoreeinteilung von 2 wurde insgesamt 249 mal vergeben, also in 27,6 % der Fälle der untersuchten Faktoren am 3,0 T MRT, hierzu im Vergleich wurde am 1,5 T MRT diese Scoreeinteilung in insgesamt 212 Fällen, bei 23,5 % vergeben.

Eine Scorebewertung von 3 (noch beurteilbar, aber in nicht zufriedenstellender Bildqualität) wurde am 3,0 T MRT in 155 Fällen (17,2 %) verteilt, am 1,5 T MRT in 253 Fällen, dies entspricht 28,1 %. Hervorstechend hier sind der 9. und 10. HN beim 3,0 T MRT mit 49 (9. HN), bzw. 50 (10. HN) Fällen. Somit ist die Scoregruppe 3 bezogen auf diese beiden zu bewertenden Faktoren (9. und 10. HN) am 3,0 T MRT die am häufigsten vertretende Scoregruppe.

Dagegen wurde am 1,5 T MRT für die Hirnnerven 9 und 10 mit je 59 Fällen am häufigsten Score 4 (nicht sicher beurteilbar, nicht sicher zuzuordnen) vergeben. Insgesamt wurde der Score 4 am 3,0 T MRT in 78 Fällen (8,6 %) erteilt, hingegen am 1,5 T MRT in insgesamt 259 Fällen, dies entspricht einem prozentualen Anteil von 28,7 %.

Score 5 (nicht dargestellt) wurde am 3,0 T MRT nur in 4 Fällen (0,4 %) und am 1,5 T MRT in 93 Fällen (10,3 %) erteilt.



Betrachtet man die, den untersuchten anatomischen Strukturen am häufigsten zugeteilte Scorebewertung, ergibt sich folgende Aufteilung:

Bei der Beurteilung des 3. HN wurde am 3,0 T MRT am häufigsten der Score 4 (nicht sicher beurteilbar) erteilt (38 mal). Am 1,5 T MRT am häufigsten der Score 5 (nicht dargestellt) erteilt (48 mal) .

Bei der Beurteilung des 5. HN wurde am 3,0 T MRT am häufigsten der Score 2 (zufriedenstellend beurteilbar) erteilt (51 mal). Am 1,5 T MRT am häufigsten der Score 3 (noch beurteilbar, aber nicht in zufriedenstellender Bildqualität) erteilt (46 mal).

Bei der Beurteilung des 6. HN wurde am 3,0 T MRT am häufigsten der Score 2 (zufriedenstellend beurteilbar) vergeben (43 mal). Am 1,5 T MRT wurde der Score 4 (nicht sicher beurteilbar) am häufigsten vergeben (36 mal).

Bei der Beurteilung des 7. HN wurde am 3,0 T MRT der Score 1 (sehr gut beurteilbar) am häufigsten vergeben (78 mal). Am 1,5 T MRT wurde am häufigsten der Score 3 (noch beurteilbar, aber nicht in zufriedenstellender Bildqualität) erteilt (43 mal).

Bei der Beurteilung des 8. HN wurde am 3,0 T MRT ebenfalls der Score 1 (sehr gut beurteilbar) am häufigsten vergeben (78 mal). Am 1,5 T MRT wurde der Score 3 (noch beurteilbar, aber nicht in zufriedenstellender Bildqualität) vergeben (43 mal).

Bei der Beurteilung des 9. HN wurde am 3,0 T MRT am häufigsten der Score 3 (noch beurteilbar, aber nicht in zufriedenstellender Bildqualität) vergeben (49 mal ). Am 1,5 T MRT hingegen wurde der Score 4 (nicht sicher beurteilbar) am häufigsten vergeben (59 mal).

Bei der Beurteilung des 10. HN wurde am 3,0 T MRT am häufigsten der Score 3 (noch beurteilbar, aber nicht in zufriedenstellender Bildqualität) vergeben (50 mal). Am 1,5 T MRT war der Score 4 (nicht sicher beurteilbar) mit 59 mal der am häufigsten vergebene Score.

Bei der Beurteilung der Arteria cerebelli inferior posterior (PICA) wurde am 3,0 T MRT am häufigsten (84 mal) der Score 1 (sehr gut beurteilbar) vergeben. Am 1,5 T Gerät war hier am häufigsten Score 2 vertreten (53 mal).

Bei der Beurteilung der Arteria cerebelli inferior anterior (AICA) wurde am 3,0 T MRT ebenfalls am häufigsten der Score 1 (sehr gut beurteilbar) vergeben (78 mal). Am 1,5 T MRT war es wiederum der Score 2 (zufriedenstellend beurteilbar), der mit 53 mal am häufigsten vergeben wurde.

Hieraus wird ersichtlich, dass im Hauptteil der Fälle der 3,0 T-Hochfeld-Kernspintomograph eine bessere Beurteilbarkeit bezüglich der Hirnnerven zuließ als im Vergleich das 1,5 T MRT. Unabhängig welche der untersuchten Strukturen zur Betrachtung kam, schnitt das 3,0 Tesla MRT insgesamt um mindestens einen Bewertungsfaktor oder mehr besser ab, als das 1,5 Tesla MRT.

## 4.6 Stellenwert Bandwidth

Die Bandbreite ist der auf der Empfängerspule eingestellte Frequenzbereich für die Akquisition des aus dem zu untersuchenden Objektes ausgehenden Hochfrequenzsignals.

### 4.6.1 1,5 Tesla

In Abhängigkeit der Bandwidth ergab sich folgende Scoreverteilung beim 1,5 T MRT:

#### 1. Bandwidth von 162.734.375 Hz bei 49 Untersuchungen

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	$\Sigma$
1	1	2	2	2	2	2	2	8	3	24
2	2	15	9	11	11	0	0	26	27	101
3	1	24	12	17	17	10	10	11	14	116
4	21	8	17	16	16	27	27	4	5	141
5	24	0	9	3	3	10	10	0	0	59

Tabelle 10: n = 49, Bandwidth: 162.734.375 Hz

Insgesamt kam es zu einer prozentualen Scoreverteilung von einer eindeutigen Beurteilbarkeit (1) bei **5,44 %**, von einer zufriedenstellenden Beurteilbarkeit (2) bei **22,9 %**, einer noch beurteilbaren, aber nicht zufriedenstellenden Bildqualität (3) bei **26,3 %**, einer nicht sicheren Beurteilbarkeit (4) bei **31,97 %** und bei **13,37 %** war die zu untersuchende Struktur nicht dargestellt (5).

#### 2. Bandwidth von 162.760.422 Hz bei 11 Untersuchungen

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10.HN	PICA	AICA	$\Sigma$
1	0	1	0	0	0	0	0	1	1	3
2	1	2	1	1	1	0	0	7	7	20
3	1	5	4	10	10	4	4	3	3	44
4	4	3	5	0	0	7	7	0	0	26
5	5	0	1	0	0	0	0	0	0	6

Tabelle 11: n = 11, Bandwidth: 162.760.422 Hz

Hieraus ergibt sich eine prozentuale Verteilung von **3,03 %** eindeutiger Beurteilbarkeit (1), **20,2 %** zufriedenstellend beurteilbar (2), **44,45 %** der Untersuchungen waren noch beurteilbar aber in keiner zufriedenstellenden Bildqualität (3), in **26,26 %** der Fälle war keine sichere Beurteilung möglich (4) und in **6,06 %** waren die zu untersuchenden Strukturen nicht dargestellt (5).

### 3. Bandwidth von 244.140.625 Hz bei 1 Untersuchung

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10.HN	PICA	AICA	$\Sigma$
1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	0	1	0	0	0	0	1	1	3
4	1	0	0	1	1	1	1	0	0	5
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tabelle 12: n = 1, Bandwidth: 244.140.625 Hz**

Bei **11,12 %** zeigt sich ein Score von 1, bei **0 %** ein Score von 2, bei **33,34 %** ein Score von 3, bei **55,56 %** ein Score von 4 und bei **0 %** ein Score von 5.

### 4. Bandwidth von 122.070.312 Hz bei 5 Untersuchungen

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	$\Sigma$
1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	6
2	1	2	1	1	1	0	0	3	2	11
3	1	3	1	3	3	1	1	1	2	16
4	1	0	3	0	0	3	3	0	0	10
5	2	0	0	0	0	0	0	0	0	2

**Tabelle 13: n = 5, Bandwidth: 122.070.312Hz**

Ein Score von 1 zeigt sich hier bei insgesamt **13,34 %** der untersuchten Strukturen, ein Score von 2 bei **24,45 %**, ein Score von 3 bei **35,55 %**, ein Score von 4 bei **22,23 %** und ein Score von 5 bei **4,45 %**.

(Periodische Kommastellen wurden in der 2. Stelle nach dem Komma aufgerundet)

### 5. Bandwidth von 81.367.188 Hz bei 31 Untersuchungen

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	$\Sigma$
1	0	7	3	5	5	2	2	12	12	48
2	1	6	5	13	13	3	3	14	14	72
3	2	13	10	10	10	4	4	5	5	63
4	12	4	11	3	3	19	19	0	0	71
5	16	1	2	0	0	3	3	0	0	25

**Tabelle 14: n = 31, Bandwidth: 81.367.188 Hz**

Hierbei ergab sich ein Score von **1** bei **17,2 %**, ein Score von **2** bei **25,8 %**, ein Score von **3** bei **22,58 %**, ein Score von **4** bei **25,44 %** und ein Score von **5** bei **8,96 %**.

### 6. Bandwidth von 61.054.688 bei 2 Untersuchungen

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	$\Sigma$
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	1	0	0	0	0	0	0	2	2	5
3	0	1	2	2	2	1	1	0	0	9
4	0	1	0	0	0	1	1	0	0	3
5	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1

**Tabelle 15: n = 2, Bandwidth: 61.054.688 Hz**

Prozentual ergab sich eine Verteilung von **0 %** für einen Score von **1**, **27, 77 %** für einen Score von **2**, **50 %** für einen Score von **3**, **16,66 %** für einen Score von **4** und **5,55 %** für einen Score von **5**.

### 7. Bandwidth von 61.035.156 Hz bei 1 Untersuchung

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	$\Sigma$
1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1
2	0	0	1	0	0	0	0	1	1	3
3	0	0	0	1	1	0	0	0	0	2

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	$\Sigma$
4	1	0	0	0	0	1	1	0	0	3
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tabelle 16: n = 1, Bandwidth: 61.035.156 Hz**

Ein Score von **1** zeigte sich bei **11,12 %**, ein Score von **2** bei **33,34 %**, ein Score von **3** bei **22,23 %**, ein Score von **4** bei **33,34 %** und ein Score von **5** bei **0 %**.

#### 4.6.2 Stellenwert Bandwidth 3,0 Tesla

##### 1. Bandwidth von 61.035.156 Hz bei 27 Untersuchungen

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	4	11	11	20	20	5	4	25	21	121
2	6	11	9	7	7	10	10	2	6	68
3	8	4	6	0	0	9	10	0	0	37
4	8	1	1	0	0	3	3	0	0	16
5	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1

**Tabelle 17: n = 27, Bandwidth: 61.035.156 Hz**

Hier zeigte sich ein prozentualer Anteil von **49,97 %** für einen Score von **1** sowie **27,98 %** für einen Score von **2**; **15,22 %** für einen Score von **3**, **6,58 %** für einen Score von **4** und **0,41 %** für einen Score von **5**.

##### 2. Bandwidth von 122.070.312 Hz bei 73 Untersuchungen

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	4	30	19	58	58	4	4	59	57	293
2	11	40	34	15	15	18	18	14	16	181
3	25	2	11	0	0	40	40	0	0	118
4	30	1	9	0	0	11	11	0	0	62
5	3	0	0	0	0	0	0	0	0	3

**Tabelle 18: n = 73, Bandwidth: 122.070.312 Hz**

Für einen Score von **1** ergibt sich hieraus ein Anteil von **44,59 %**, für einen Score von **2** zeigt sich ein Prozentsatz von **27,54 %**, für einen Score von **3** ergibt sich ein Anteil von **17,96 %**, für einen Score von **4** zeigen sich **9,43 %** und für einen Score von **5** ergeben sich **0,45 %**.

### 4.6.3 Prozentualer Vergleich

#### 1,5 Tesla, prozentualer Anteil der Scores bezogen auf Bandwidth

<b>Bandwidth</b>	<b>Score 1 in</b> %	<b>Score 2 in</b> %	<b>Score 3 in</b> %	<b>Score 4 in</b> %	<b>Score 5 in</b> %	<b>Patienten- Anzahl/ %</b>
244.140.625	11,12	0	33,34	55,56	0	1 (1%)
162.760.422	3,03	20,2	44,45	26,26	6,06	11 (11%)
162.734.375	5,44	22,9	26,3	31,97	13,37	49 (49%)
122.070.312	13,34	24,45	35,55	22,23	4,45	5 (5%)
81.367.188	17,2	25,8	22,58	25,44	8,96	31 (31%)
61.054.688	0 %	27,77	50	16,66	5,55	2 (2%)
61.035.156	11,12	33,34	22,23	33,34	0	1 (1%)

**Tabelle 19**

#### 3,0 Tesla, prozentualer Anteil der Scores bezogen auf Bandwidth

<b>Bandwidth</b>	<b>Score 1 in</b> %	<b>Score 2 in</b> %	<b>Score 3 in</b> %	<b>Score 4 in</b> %	<b>Score 5 in</b> %	<b>Patienten- Anzahl/%</b>
61.035.156	49,97	27,98	15,22	6,58	0,41	27 (27%)
122.070.312	44,59	27,54	17,96	9,43	0,45	73 (73%)

**Tabelle 20**



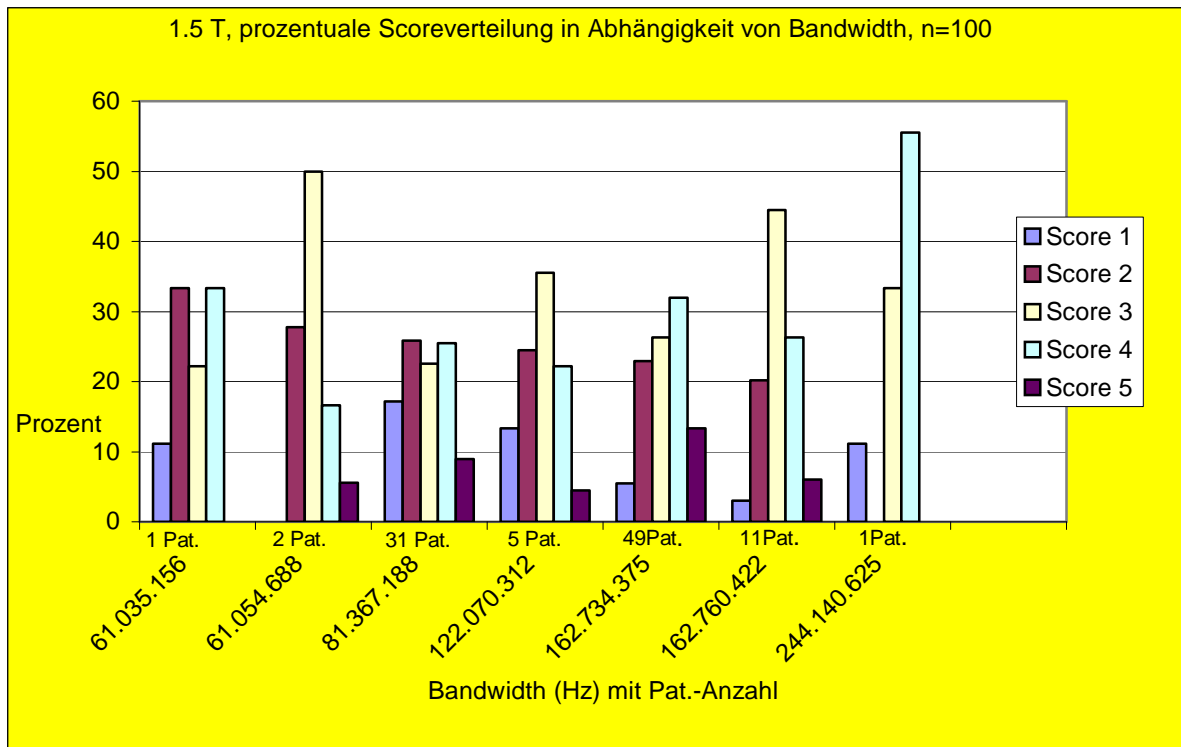


Abbildung 7

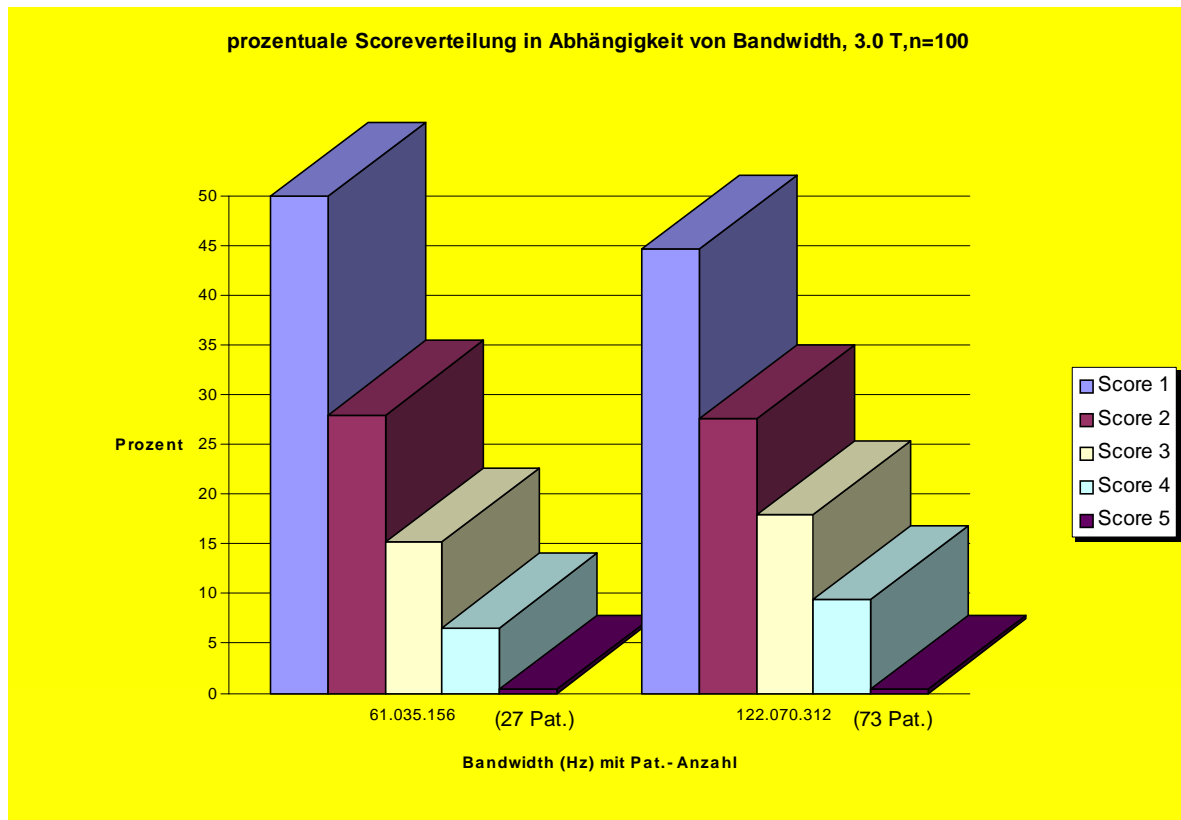


Abbildung 8

## Streudiagramme

In den nachfolgenden Streudiagrammen wird der Summenscore jedes Patienten (n = 100 pro Gerät) am 1,5 Tesla bzw. 3,0 Tesla MRT gegen die entsprechenden Bandwidth aufgetragen; je mehr strahlenförmige Ausläufer ein Punkt hat, desto mehr Summenscores (Patienten) entsprechen diesem Wert. Dabei zeigt sich kein monotoner Zusammenhang, der auf einen signifikanten Einfluss der Bandwidth auf den Summenscore schließen lassen würde.

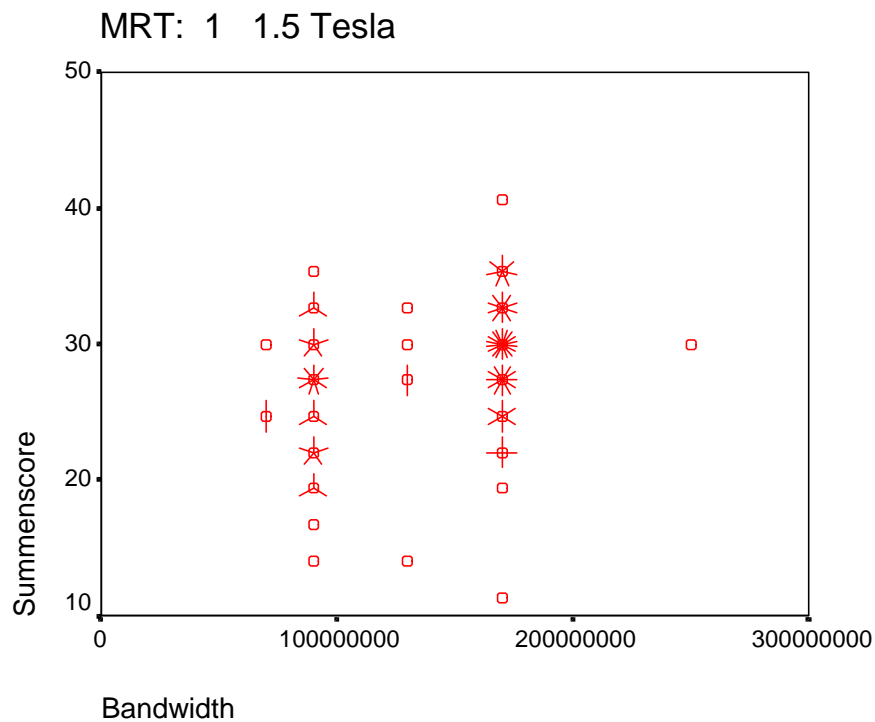


Abbildung 9

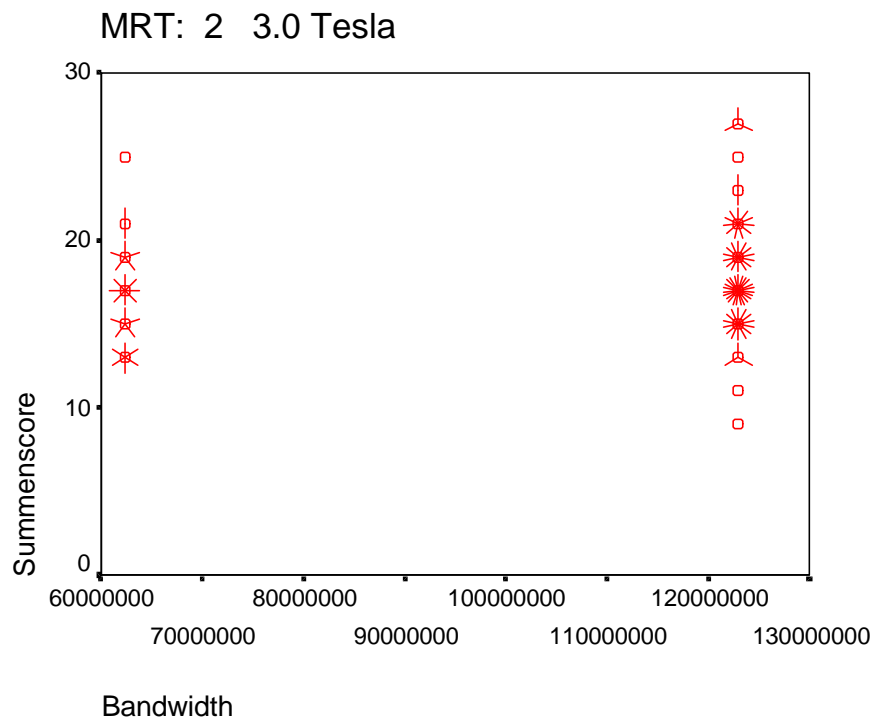


Abbildung 10

Die Ergebnisse zeigen, dass sowohl beim 1,5 Tesla MRT wie auch beim 3,0 Tesla MRT nicht etwa die höchste Bandwidth den größten Anteil der besten Bewertungsscores erhalten hat, sondern die Bandwidth, die vergleichsweise im mittleren bzw. unteren Teil rangierten.

Beim 1,5 Tesla MRT zeigte sich bei einer Bandwidth von 81.367.188 Hz die beste Scoreverteilung (17,2 % Score 1; 25,8 % Score 2), gefolgt von 122.070.312 Hz (13,34 % Score 1; 24,45 % Score 2) und 61.035.156 Hz (11,12 % Score 1; 33,34 % Score 2). Beim 3.0 Tesla ergab sich mit einer Scoreverteilung von 49,97 % Score 1 und 27,98 % Score 2 die beste Bewertung bei einer Bandwidth von 61.035.156 Hz, noch vor der Bandwidth mit 122.070.312 Hz, die eine Scoreverteilung von 44,59 % Score 1 und 27,54 % Score 2 aufwies.

Das 3,0 Tesla MRT weist im Vergleich zum 1,5 Tesla MRT einen deutlich höheren Anteil an guten bzw. sehr guten Bewertungen auf. Bei den Streudiagrammen fand sich kein monotoner Zusammenhang zwischen Bandwidth und Summenscore der einzelnen Patienten. Und aufgeschlüsselt nach den einzelnen Hirnnerven bzw. Arterien ergaben sich keine signifikanten Zusammenhänge zwischen Scoreverteilung und den verschiedenen Bandbreiten beim 1,5 Tesla und beim 3,0 Tesla MRT.

#### 4.7 Scoreverteilung in Abhängigkeit vom Echotrain

Der sogenannte Echotrain ist eine jeweils definierte Serie von zumeist 180°-Refokussierungsimpulsen (beim 3,0 T sind die Impulse kleiner gewählt).

##### 4.7.1 1,5 Tesla

###### 1. ET = 12 bei 5 Patienten

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	0	1	1	0	0	0	0	0	0	2
2	1	0	1	2	2	0	0	3	3	12
3	0	2	2	3	3	1	1	1	1	14
4	2	2	0	0	0	4	4	1	1	14
5	2	0	1	0	0	0	0	0	0	3

**Tabelle 21: n = 5, ET = 12**

Score 1 bei **4,45 %**; Score 2 bei **26,66 %**; Score 3 bei **31,12 %**; Score 4 bei **31,12 %**; Score 5 bei **6,66 %**. (Periodische Kommastellen wurden in 2. Kommastelle aufgerundet.)

###### 2. ET = 14 bei 1Patienten

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	1	0	0	0	0	0	1	1	3
3	0	0	0	1	1	0	0	0	0	2
4	0	0	1	0	0	1	1	0	0	3
5	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1

**Tabelle 22: n = 1, ET = 14**

Score 1 bei insgesamt **0 %**; Score 2 bei **33,34 %**; Score 3 bei **22,23 %**; Score 4 bei **33,34 %**; Score 5 bei **11,12 %**. (Periodische Kommastellen wurden in 2. Kommastelle aufgerundet.)

### 3. ET = 15 bei 90 Patienten

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	1	11	4	7	7	4	4	21	16	75
2	4	23	15	23	23	3	3	47	48	189
3	4	41	27	37	37	18	18	19	22	223
4	37	14	33	20	20	52	52	3	4	235
5	44	1	11	3	3	13	13	0	0	88

**Tabelle 23: n = 90, ET = 15**

Score 1 bei insgesamt **9,25 %**; Score 2 bei **23,34 %**; Score 3 bei **27,53 %**; Score 4 bei **29,01 %** und Score 5 bei **10,86 %**. (Periodische Kommastellen wurden in 2. Kommastelle aufgerundet)

### 4. ET = 16 bei 4 Patienten

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	0	0	0	1	1	1	1	1	1	6
2	1	1	1	1	1	0	0	2	1	8
3	1	3	1	2	2	1	1	1	2	14
4	1	0	2	0	0	2	2	0	0	7
5	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1

**Tabelle 24: n = 4, ET = 16**

Score 1 bei **16,67 %**; Score 2 bei **22,22 %**; Score 3 bei **38,88 %**; Score 4 bei **19,45 %**; Score 5 bei **2,77 %**. (Periodische Kommastellen wurden in 2. Kommastelle aufgerundet.)

#### 4.7.2 3,0 Tesla

##### 1. ET = 10 bei 1 Patient

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	$\Sigma$
1	0	1	1	1	1	0	0	1	1	6
2	1	0	0	0	0	1	1	0	0	3
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tabelle 25: n = 1, ET = 10**

Score 1 bei **66,67 %**; Score 2 bei **33,34 %**; Score 3 bei **0 %**; Score 4 bei **0 %**; Score 5 bei **0 %**. (Periodische Kommastellen wurden in der 2.Kommastelle aufgerundet.)

##### 2. ET = 16 bei 13 Patienten

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	$\Sigma$
1	1	9	5	11	11	0	0	9	9	55
2	0	3	6	2	2	4	4	4	4	29
3	6	1	2	0	0	9	9	0	0	27
4	6	0	0	0	0	0	0	0	0	6
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tabelle 26: n = 13, ET = 16**

Score 1 bei insgesamt **47 %**; Score 2 bei **24,78 %**; Score 3 bei **23,07 %**; Score 4 bei **5,12 %** und Score 5 bei **0 %**.

### 3. ET = 17 bei 29 Patienten

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	4	11	10	21	21	5	4	26	22	124
2	7	13	11	8	8	10	10	3	7	77
3	9	4	6	0	0	11	12	0	0	42
4	8	1	2	0	0	3	3	0	0	17
5	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1

Tabelle 27: n = 29, ET = 17

Score 1 bei 47,5 %; Score 2 bei 29,5 %; Score 3 bei 16,09 %; Score 4 bei insgesamt 6,51 % und Score 5 bei 0,38 %.

### 4. ET = 18 bei 57 Patienten

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	3	20	14	45	45	4	4	48	46	229
2	9	35	26	12	12	13	13	9	11	140
3	18	1	9	0	0	29	29	0	0	86
4	24	1	8	0	0	11	11	0	0	55
5	3	0	0	0	0	0	0	0	0	3

Tabelle 28: n = 57, ET = 18

Score 1 bei 44,63 %; Score 2 bei insgesamt 27,29 %; Score 3 bei 16,76 %; Score 4 bei 10,72 % und Score 5 bei insgesamt 0,58 %.

### 4.7.3 Prozentuale Scoreverteilung in Abhängigkeit von ET

#### 1,5 Tesla

<b>ET</b>	<b>Score 1 in</b> %	<b>Score 2 in</b> %	<b>Score 3 in</b> %	<b>Score 4 in</b> %	<b>Score 5 in</b> %	<b>Patienten-Anzahl</b>
12	4,45	26,66	31,12	31,12	6,66	5
14	0	33,34	22,23	33,34	11,12	1
15	9,25	23,34	27,53	29,01	10,86	90
16	16,67	22,22	38,88	19,45	2,77	4

**Tabelle 29**

#### 3,0 Tesla

<b>ET</b>	<b>Score 1 in</b> %	<b>Score 2 in</b> %	<b>Score 3 in</b> %	<b>Score 4 in</b> %	<b>Score 5 in</b> %	<b>Patienten-Anzahl</b>
10	66,67	33,34	0	0	0	1
16	47	24,78	23,07	5,12	0	3
17	47,5	29,5	16,09	6,51	0,38	29
18	44,63	27,29	16,76	10,72	0,58	57

**Tabelle 30**



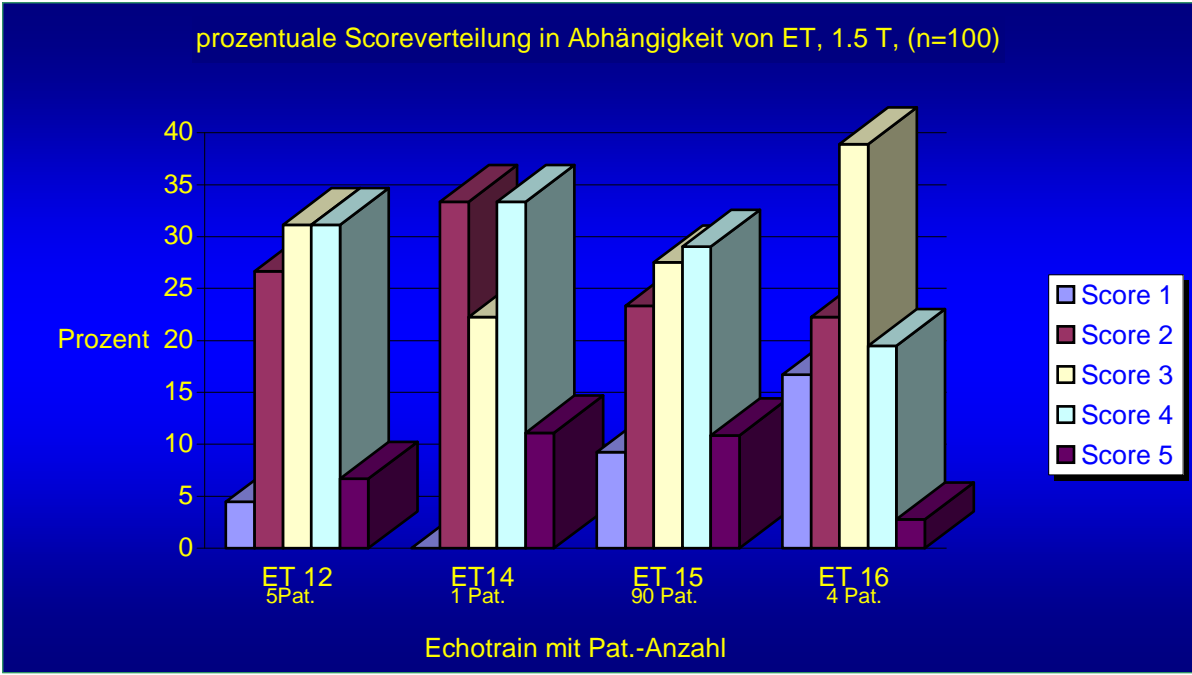


Abbildung 11

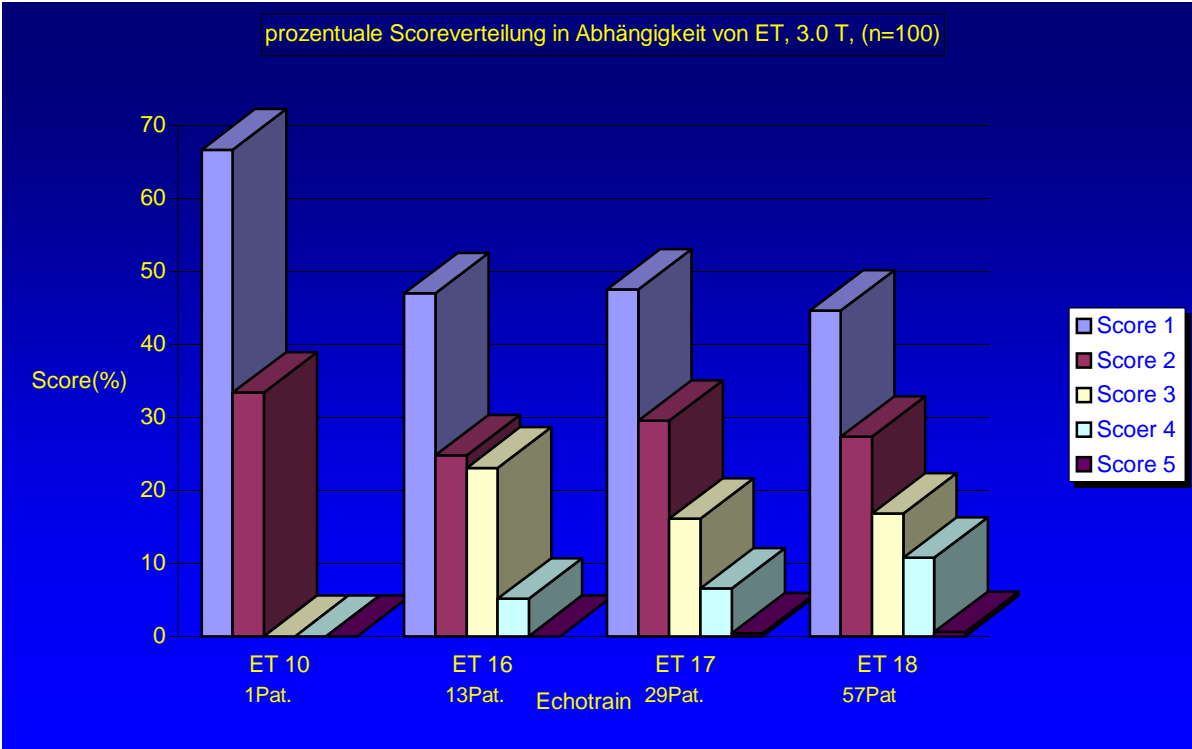


Abbildung 12

## Streudiagramme

Die beiden folgenden Streudiagramme tragen den Summenscore eines jeden Patienten (n = 100) gegen den jeweiligen Echotrain am 1,5 bzw. 3,0 Tesla Gerät auf; es lässt sich kein monotoner Zusammenhang festzustellen, der auf einen signifikanten Einfluss des Echotrain auf den Summenscore schließen lassen würde.

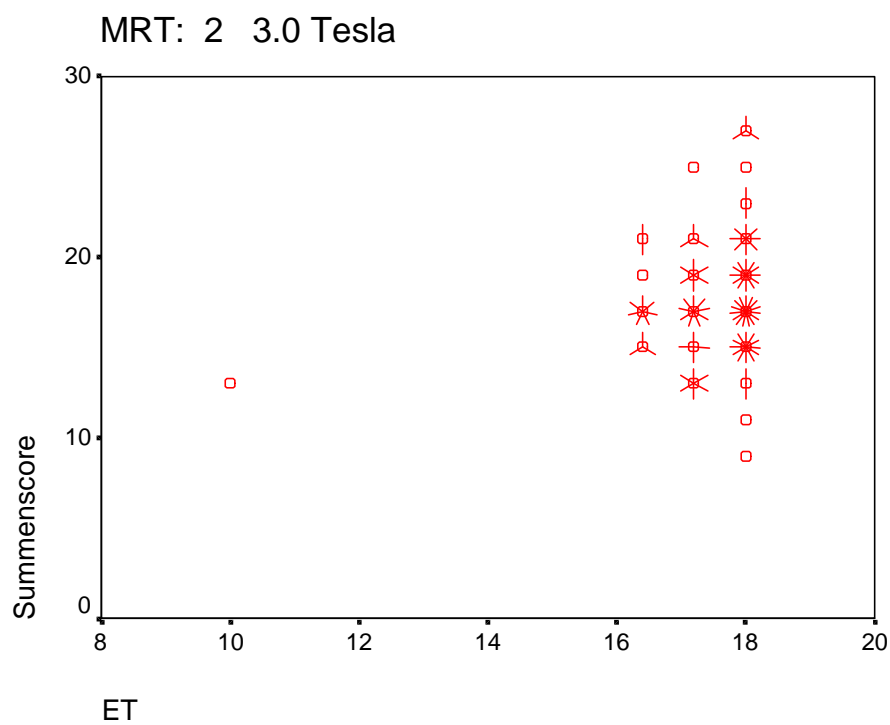
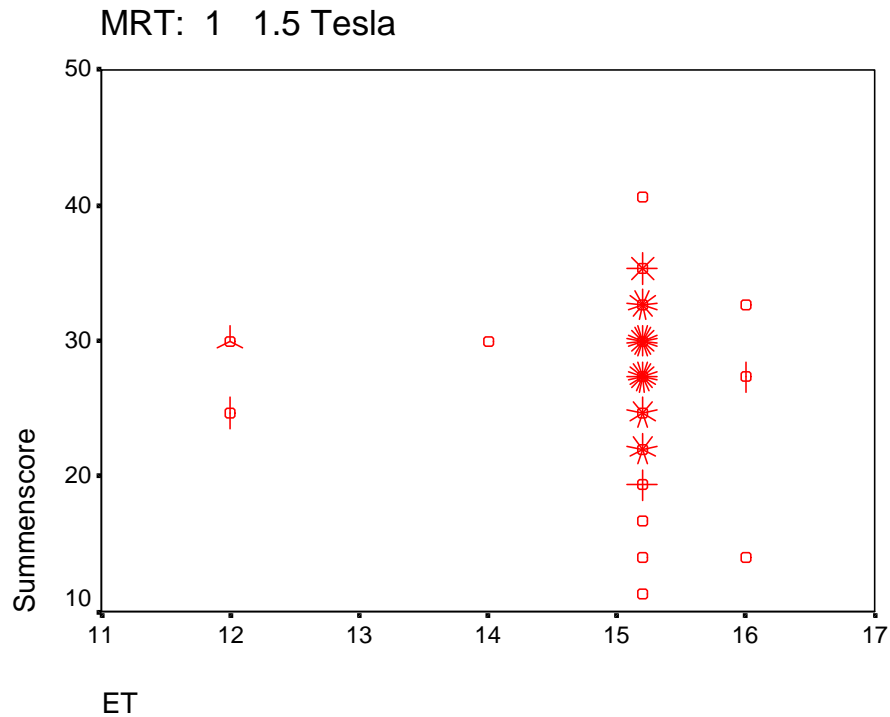


Abbildung 13 und 14

Beim 1,5 Tesla MRT zeigten sich die besten Ergebnisse bei einem ET von 16 mit einer Scoreverteilung von 16,67 % (Score 1), 22,22 % (Score 2), 38,88 % (Score 3), 19,45 % (Score 4) und 2,77 % (Score 5), gefolgt von ET = 15 mit einer Scoreverteilung von 9,25 % (Score 1), 23,34 % (Score 2), 27,53 % (Score 3), 29,01 % (Score 4) und 10,86 % (Score 5). Bei einem ET von 12 wurden 4,45 % Score 1, 26,66 % Score 2, 31,12 % Score 3, 31,12 % Score 4 und 6,66 % Score 5 zugeteilt (Tabelle 29).

Beim 3,0 Tesla MRT erhielt ein ET von 10 die beste Scoreverteilung mit 66,67 % Score 1, 33,34 % Score 2; Score 3 und 4 waren nicht vertreten. [Dieses Ergebnis ist allerdings relativ zu sehen, da nur ein Patient ausgewertet wurde.](#) An zweiter Stelle stand ein ET von 17 mit 47,5 % Score 1, 29,5 % Score 2, 16,09 % Score 3, 6,51 % Score 4 und 0,38 % Score 5. Dicht gefolgt von ET = 16 mit einer Scoreverteilung von 47 % Score 1, 24,78 % Score 2, 23,07 % Score 3, 5,12 % Score 4 und 0 % Score 5. Bei einem ET von 18 zeigte sich bei 44,63 % ein Score 1, bei 27,29 % ein Score 2, bei 16,76 % ein Score 3, bei 10,72 % ein Score 4 und bei 0,58 % ein Score 5.

Auffallend ist, dass beim 1,5 Tesla MRT die Scoreverteilung mit abfallendem ET schlechter wird, wobei hingegen bei dem 3,0 Tesla MRT der kleinste ET am besten abschneidet, gefolgt von ET 17, 16 und 18. Hier gilt anscheinend nicht wie beim 1,5 Tesla MRT je höher der ET desto besser die Scoreverteilung, sondern ganz im Gegenteil schneidet der höchste ET in der Scoreverteilung am 3,0 Tesla MRT vergleichsweise am schlechtesten ab.

Vergleicht man die Ergebnisse beider Kernspintomographen miteinander ist wiederum eine deutliche Überlegenheit des 3,0 Tesla MRT gegenüber dem 1,5 Tesla MRT zu verzeichnen, was besonders bezüglich der prozentualen 1er Scoreverteilung ins Auge fällt.

Die Streudiagramme weisen für beide Geräte keinen monotonen Zusammenhang zwischen Summenscore und ET auf. Eine Aufschlüsselung nach den einzelnen Hirnnerven bzw. Arterien erbrachte keinen signifikanten Einfluss des ET auf die Scoreverteilung.

## 4.8 Pixelgröße

Die Pixelgröße beschreibt die Kantenlänge der einzelnen Bildelemente (Pixel), aus denen das Bild aufgebaut wird.

### 4.8.1 Scoreverteilung in Abhängigkeit von der Pixelgröße beim 1,5 Tesla MRT, Matrix: 512 x 512

1. Bei 2 Patienten wurde die Untersuchung mit einer Pixelgröße von 0,35 mm / 0,35 mm durchgeführt.

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	$\Sigma$
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	1	0	0	0	0	1	1	3
3	0	1	0	1	1	0	0	1	1	5
4	0	1	1	1	1	1	1	0	0	6
5	2	0	0	0	0	1	1	0	0	4

**Tabelle 31**

2. Bei 3 Patienten wurde die Untersuchung mit einer Pixelgröße von 0,42 mm / 0,42 mm durchgeführt.

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	$\Sigma$
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	1	0	2	2	0	0	2	2	9
3	0	2	1	1	1	0	0	1	1	7
4	0	0	2	0	0	3	3	0	0	8
5	3	0	0	0	0	0	0	0	0	3

**Tabelle 32**

3. Bei 1 Patienten wurde die Untersuchung mit einem Pixelgröße von 0,44 mm / 0,44 mm durchgeführt.

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	1	1	0	0	1	1	4
3	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1
4	0	0	0	0	0	1	1	0	0	2
5	1	0	1	0	0	0	0	0	0	2

**Tabelle 33**

4. Bei 34 Patienten wurde die Untersuchung mit einem Pixelgröße von 0,46 mm / 0,46 mm durchgeführt.

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	0	8	3	6	6	3	3	13	13	55
2	3	8	6	11	11	3	3	17	17	79
3	3	13	13	15	15	6	6	4	4	79
4	15	4	11	2	2	20	20	0	0	74
5	13	1	1	0	0	2	2	0	0	19

**Tabelle 34**

5. Bei 1 Patient wurde die Untersuchung mit einem Pixelgröße von 0,78 mm / 0,78 mm durchgeführt.

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1
4	0	0	0	0	0	0	0	1	1	2
5	1	0	1	1	1	1	1	0	0	6

**Tabelle 35**

6. Bei 3 Patienten wurde die Untersuchung mit einem Pixelgröße von 0,85 mm / 0,85 mm durchgeführt.

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	1	1	0	0	3	3	8
3	0	3	0	0	0	0	0	0	0	3
4	1	0	3	0	0	2	2	0	0	8
5	2	0	0	2	2	1	1	0	0	8

**Tabelle 36**

7. Bei 56 Patienten wurde die Untersuchung mit einem Pixelgröße von 0,93 mm / 0,93 mm durchgeführt.

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	1	4	2	2	2	2	2	9	4	28
2	3	16	10	11	11	0	0	29	31	111
3	2	25	16	26	26	14	14	15	17	155
4	24	11	19	17	17	32	32	3	4	159
5	26	0	9	0	0	8	8	0	0	51

**Tabelle 37**

#### 4.8.2 Scoreverteilung in Abhängigkeit von der Pixelgröße beim 3,0 Tesla MRT,

Matrix: 512 x 512

- Bei 73 Patienten wurde die Untersuchung mit einer Pixelgröße von 0,4296 mm / 0,4296 mm durchgeführt.

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	6	27	23	56	56	6	5	62	56	297
2	11	39	30	17	17	18	18	11	17	178
3	26	5	14	0	0	37	38	0	0	120
4	28	2	6	0	0	12	12	0	0	60
5	2	0	0	0	0	0	0	0	0	2

**Tabelle 38**

- Bei 1 Patienten wurde die Untersuchung mit einem Pixelgröße von 0,4492 mm / 0,4492 mm durchgeführt.

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	0	1	1	1	1	0	0	1	1	6
2	1	0	0	0	0	1	1	0	0	3
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

**Tabelle 39**

- Bei 26 Patienten wurde die Untersuchung mit einem Pixelgröße von 0,4687 mm / 0,4687 mm durchgeführt.

Score	3. HN	5. HN	6. HN	7. HN	8. HN	9. HN	10. HN	PICA	AICA	Σ
1	2	13	6	21	21	3	3	21	21	111
2	5	12	13	5	5	9	9	5	5	68
3	7	1	3	0	0	12	12	0	0	35
4	10	0	4	0	0	2	2	0	0	18
5	2	0	0	0	0	0	0	0	0	2

**Tabelle 40**

### 4.8.3 Prozentualer Vergleich

#### 1,5 Tesla

Pixelgröße in mm	Score 1 in %	Score 2 in %	Score 3 in %	Score 4 in %	Score 5 in %	Patienten-Anzahl
0,35 / 0,35	0	16,66	27,77	33,34	22,23	2
0,42 / 0,42	0	33,34	25,92	29,62	11,12	3
0,44 / 0,44	0	44,45	11,12	22,23	22,23	1
0,46 / 0,46	17,97	25,81	25,81	24,18	6,20	34
0,78 / 0,78	0	0	11,12	22,23	6,66	1
0,85 / 0,85	0	29,62	11,12	29,62	29,62	3
0,93 / 0,93	5,55	22,02	30,75	31,54	10,11	56

Tabelle 41

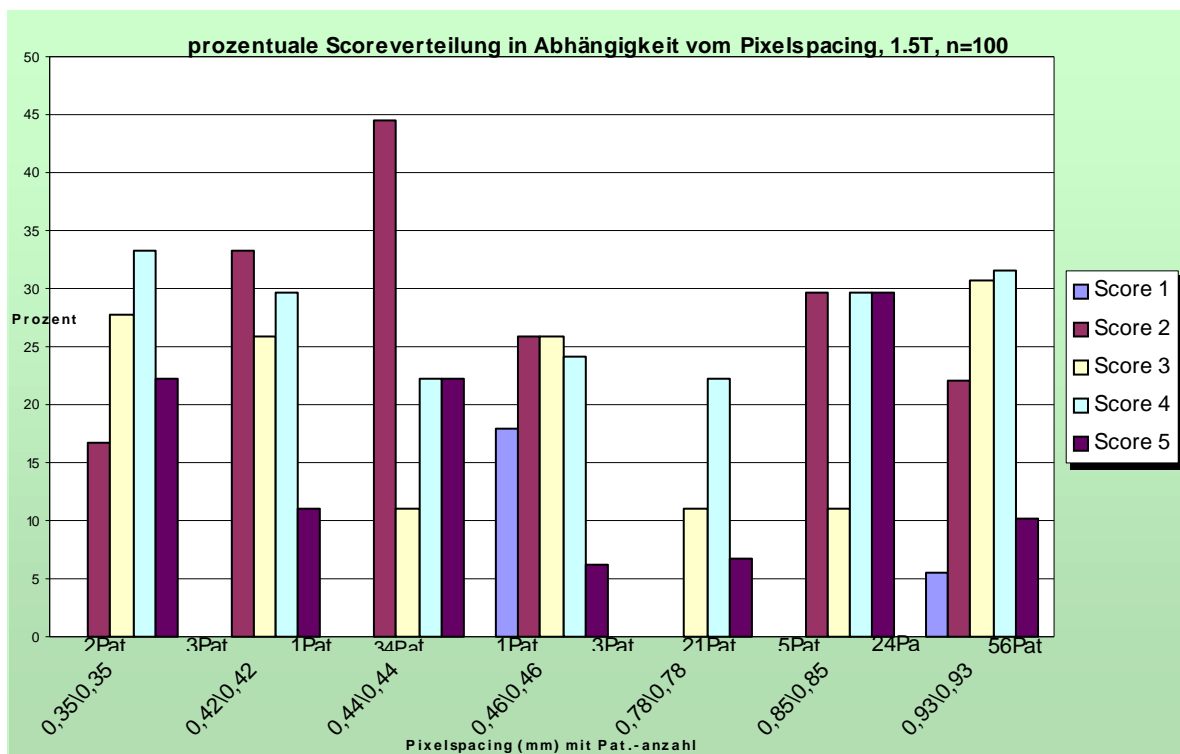


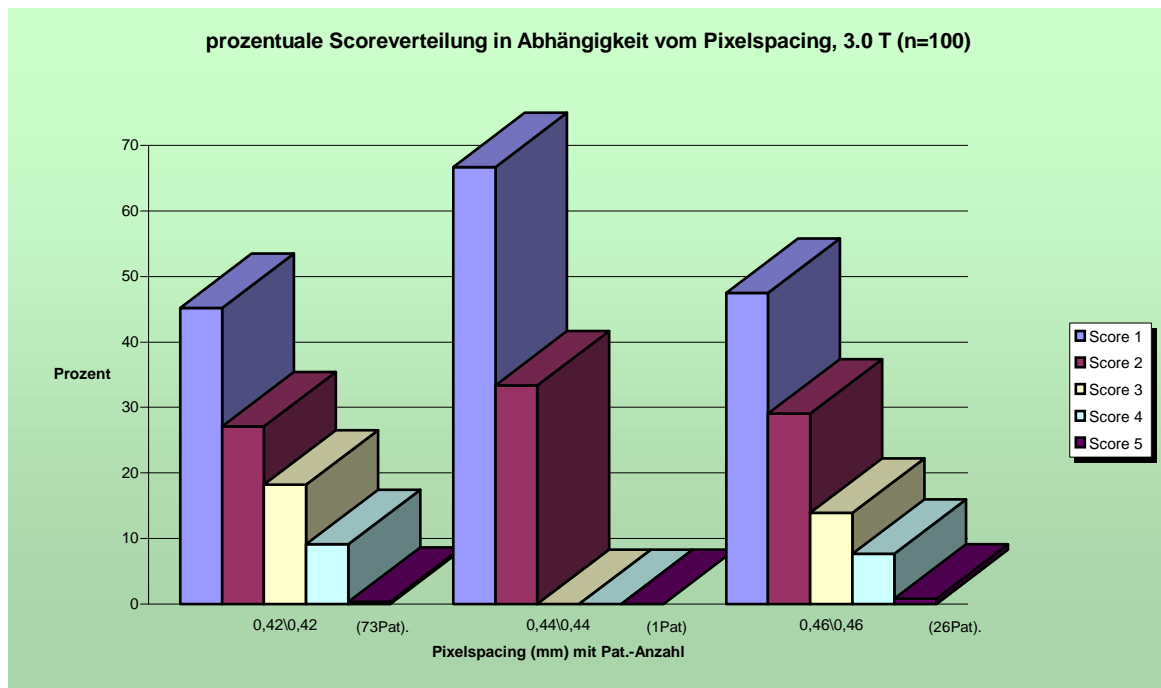
Abbildung 15



### 3,0 Tesla

Pixelgröße in mm	Score 1 in %	Score 2 in %	Score 3 in %	Score 4 in %	Score 5 in %	Patienten-Anzahl
0,42 / 0,42	45,20	27,09	18,26	9,13	0,30	73
0,44 / 0,44	66,66	33,34	0	0	0	1
0,46 / 0,46	47,43	29,05	14,95	7,69	0,85	26

**Tabelle 42**



**Abbildung 16**

## Streudiagramme

Die zwei folgenden Streudiagramme zeigen den Zusammenhang zwischen der jeweiligen Pixelgröße und dem Summenscore eines jeden Patienten (n = 100) am 1,5 bzw. 3,0 Tesla Gerät. Es findet sich kein monotoner Zusammenhang zwischen Pixelgröße und Summenscore, der auf einen signifikanten Einfluss der Pixelgröße schließen ließe.

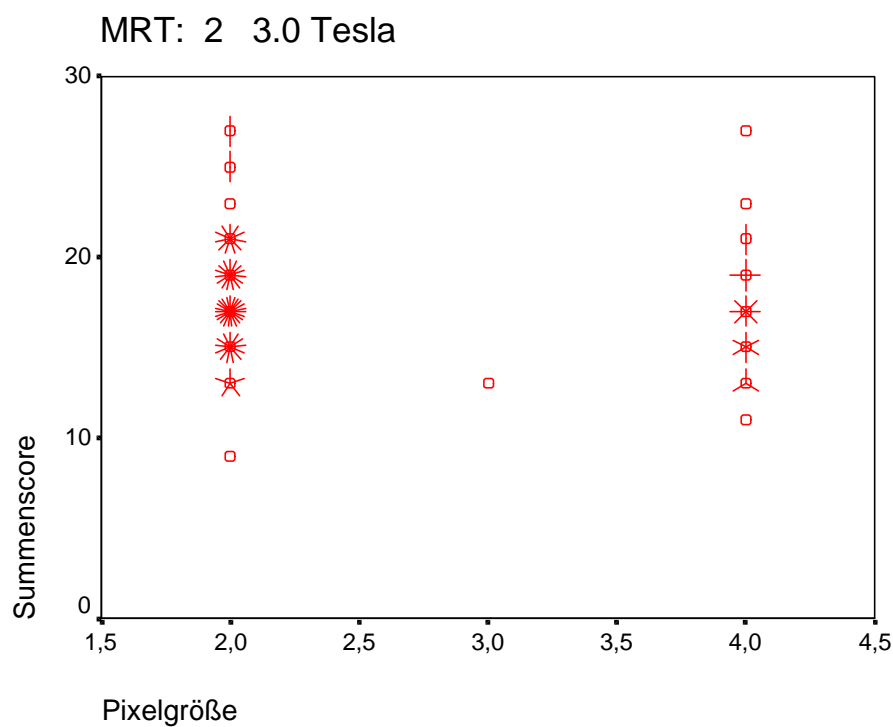
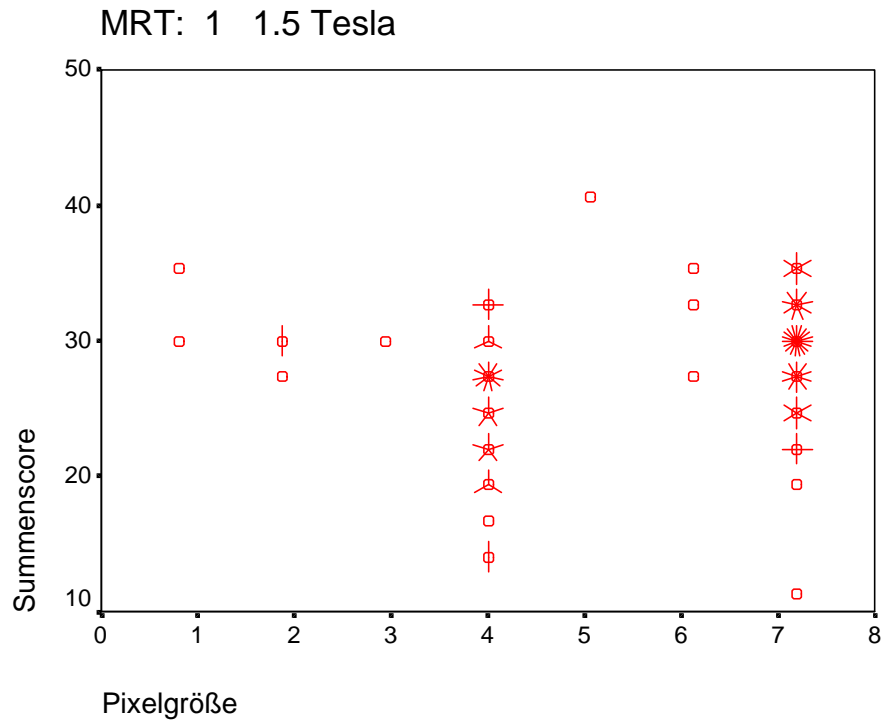


Abbildung 17 und 18

Die Untersuchungen am 1,5 Tesla MRT zeigten die beste Scoreverteilung für eine Pixelkantenlänge von 0,46 / 0,46 mm, mit 17,97 % (Score 1); 25,81 % (Score 2); 25,81 % (Score 3); 24,18 % (Score 4) und 6,2 % (Score 5). Die zweitbeste Scoreverteilung zeigte sich bei einer Pixelgröße von 0,93 / 0,93 mm mit 5,55 % (Score 1); 22,02 % (Score 2); 30,75 % (Score 3); 31,54 % (Score 4) und 10,11 % (Score 5). Gefolgt von 0,44 / 0,44 mm Kantenlänge mit 0 % (Score 1); 44,45 % (Score 2); 11,12 % (Score 3); 22,23 % (Score 4) und ebenfalls 22,23 % (Score 5). Danach folgten absteigend Pixelgröße 0,42 / 0,42 mm, 0,85 / 0,85 mm und am schlechtesten war die Scoreverteilung bei der kleinsten Pixelgröße von 0,35 / 0,35 mm mit 0 % (Score 1); 16,6 % (Score 2); 27,77 % (Score 3); 33,34 % (Score 4) und 22,23 % (Score 5).

Am 3,0 Tesla MRT erbrachte eine Pixelkantenlänge von 0,44 / 0,44 mm die beste Scoreverteilung mit 66,66 % (Score 1); 33,34 % (Score 2) und jeweils 0 % für Score 3, 4 und 5. Einschränkend ist zu sagen, dass nur ein Patient mit dieser Pixelgrößeneinstellung untersucht wurde, so dass dieses Einzelergebnis nicht als uneingeschränkt repräsentativ zu betrachten ist. An zweiter Stelle kam die Pixelgröße 0,46 / 0,46 mm mit einer Scoreverteilung von 47,43 % (Score 1), 29,05 % (Score 2), 14,95 % (Score 3), 7,69 % (Score 4) und 0,85 % (Score 5). Dicht gefolgt von einer Kantenlänge mit 0,42 / 0,42 mm und der dazugehörigen Scoreverteilung 45,2 % (Score 1), 27,09 % (Score 2), 18,26 % (Score 3), 9,13 % (Score 4) und 0,3 % (Score 5).

In dieser Arbeit zeigten sich bei einer Kantenlänge von 0,46 mm bei beiden Kernspintomographen die besten Ergebnisse in der Scoreverteilung, (wenn man die Pixelgröße 0,44 / 0,44 mm beim 3,0 Tesla MRT aufgrund der niedrigen Patientenzahl ausser acht lässt). Also bei der Pixelgröße, die im mittleren (1,5 T) bzw. im oberen Bereich (3,0 T) der bei den Untersuchungen gewählten Pixelgrößen angesiedelt ist und nicht etwa wie man evtl. erwarten könnte, bei der kleinsten der untersuchten Pixelgrößen. Diese hat beim 1,5 Tesla MRT (0,35 / 0,35mm) die schlechteste Scoreverteilung bekommen, wobei hier die geringe Patientenzahl (2) das Ergebnis einschränkt.

Beim 3,0 Tesla MRT erhielt die kleinste gemessene Pixelgröße (0,42 / 0,42 mm) ebenfalls die schlechteste Scoreverteilung bei einer repräsentativen Patientenzahl von 73. Im Vergleich miteinander zeigte das 3,0 Tesla MRT einen deutlich höheren prozentualen Anteil der sehr guten (Score 1) bzw. guten (Score 2) Bewertung der Bildqualität gegenüber dem 1,5 Tesla MRT, unabhängig von der gewählten Pixelgröße.

Die Streudiagramme (Abbildung 13 und 14) machen deutlich, dass sich kein monotoner Zusammenhang zwischen Pixelgröße und Summenscore der einzelnen Patienten zeigt. Auch die Aufschlüsselung nach Hirnnerven und Arterien zeigte keinen signifikanten Einfluss der Pixelgröße auf die jeweilige Scoreverteilung.

Zusammenfassend sei hier noch einmal erwähnt, dass die Ergebnisse die aus einer Auswertung von nur 1 – 3 Patienten stammen relativ zu betrachten sind, da sie auf einem nicht repräsentativen Patientenkollektiv beruhen.

## 5. Diskussion

In der Kernspintomographie ermöglicht die Erhöhung der Magnetfeldstärke ein höheres Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SRV) der Bilder. Dies kann für eine höhere räumliche und/oder zeitliche Auflösung genutzt werden. Das S/R-Verhältnis ist durch die Stärke des MR-Signals im Verhältnis zum Bildrauschen charakterisiert und ist ein fundamentaler Indikator der Qualität der MR-Bildgebung [5, 29, 60]. Im Vergleich zu Untersuchungen bei einer Feldstärke von 1,5 T wäre somit eine höhere Detailerkennbarkeit bei Untersuchungen bei 3,0 T zu erwarten [11, 29].

In dieser Arbeit konnte diese Erwartung bestätigt werden: die in einer retrospektiven Studie untersuchten, bei 3,0 T in der klinischen Routine akquirierten Bilder in der T2-gewichteten Schichtung in Höhe der basalen Zisternen wurden im Vergleich zu den 1,5-T-Aufnahmen bei einer jeweiligen Schichtdicke von 5mm signifikant besser bewertet ( $p \leq 0,001$ ). Auch wurden sämtliche ausgewählten anatomischen Strukturen um mindestens einen Bewertungsfaktor besser benotet als bei den Untersuchungen bei 1,5 T.

Limitierender Faktor dieser Arbeit ist allerdings, dass aufgrund der retrospektiven Auswertung von bereits vorhandenem, aus der Routine stammendem Untersuchungsmaterial, Bilder zur Auswertung kamen, die eine für die Darstellung von Hirnnerven suboptimale Schichtdicke von 5mm und einen Schichtabstand von 2mm aufwiesen. Die Auflösungsmöglichkeiten der Bildgebung eines 3,0 T MRT sind mit derartigen Untersuchungsparametern bei weitem nicht ausgeschöpft. Bei zunehmender Schichtdicke spielen Partialvolumeneffekte eine stärkere Rolle [22]. Auftretende Partialvolumeneffekte erscheinen jedoch für die klinische Routineuntersuchung akzeptabel. Bei speziellen Fragestellungen und suspekten Befunden wird man in der Praxis eine dünnere Untersuchung anschließen. Aufnahmen im Submillimeterbereich ermöglichen dann deutlich höher aufgelöste Bilder mit sehr präzise dargestellten Hirnnerven [15]. Als weitere Einschränkung der Arbeit ergibt sich, dass verschiedene Patientenkollektive miteinander verglichen wurden. Die hohe Zahl der Untersuchungen (jeweils 100 bei 1,5 T und 3,0 T) dürfte jedoch eine statistische Vergleichbarkeit ermöglichen. Hinzu kommt, dass die interindividuelle Varianz der Hirnnervendicke gering ist.

Die Unterschiede der Detailauflösung in den Aufnahmen bei 3,0 T bzw. 1,5 T waren bei den Hirnnerven VII, VIII, IX und X besonders ausgeprägt. Beim N. facialis (VII.) und N. vestibulocochlearis (VIII) ist es in der vorliegenden Schichtdicke von 5mm bei 1,5 T üblicherweise schwierig, die beiden eng benachbart, im Meatus acusticus internus verlaufenden, Strukturen

voneinander zu differenzieren. Bei der gleichen Schichtdicke war jedoch bei 3,0 T eine bessere Unterscheidung der beiden in der transversalen Ebene in paralleler Anordnung verlaufenden Nerven möglich, was demzufolge auch zu einer besseren Bewertung führte (Abb. 5). Bei entsprechend dünnerer Schichtdicke wäre natürlich auch bei 1,5 T eine bessere Unterscheidung des VII. und VIII. Hirnnerven möglich gewesen.

Hinzu kommt auch die Kontrastgebung (contrast to noise = unterschiedliche signal to noise ratio zwischen zwei „tissue voxeln“, also zwischen zwei Volumenelementen unterschiedlichen Gewebes), die neben der Auflösung hier ausschlaggebend ist. Auch hier bietet das 3,0 T MRT deutliche Vorteile.

Ähnlich wie beim VII. und VIII. Hirnnerven ist es beim N. glossopharyngeus (IX) und N. vagus (X), da auch hier eine enge anatomische Beziehung besteht. Bei einer Feldstärke von 1,5 Tesla und einer Schichtdicke von 5mm war eine Visualisierung der beiden Nerven kaum gegeben. Bei dieser Feldstärke wurden beide Nerven am häufigsten mit dem Punktwert 4 (nicht sicher beurteilbar / 59 Fälle) bewertet. Bei der Datenakquisition bei 3,0 T und auch einer Schichtdicke von 5mm wurde die Darstellung dieser beiden Nerven in 49 (IX) bzw. 50 (X) von 100 Fällen mit 3 von 5 Punkten deutlich besser bewertet. Auch hier ist allerdings kritisch anzumerken, dass sie sich bei der Verwendung einer dünnen Schichtdicke auch bei einer Feldstärke von 1,5 T gut voneinander differenzieren lassen, da der IX. Hirnnerv weiter dorsal und der X. Hirnnerv weiter ventral aus dem Hirnstamm austritt.

Bezüglich der untersuchten Gefäßstrukturen AICA und PICA zeigte sich die Verbesserung der Detailerkennbarkeit ebenfalls deutlich. Bei einer Feldstärke von 3,0 T wurden im Gegensatz zu 1,5 T die Bewertungen 3, 4 und 5 nicht vergeben (Tabelle 9). Die Bewertung 1 hingegen wurde bei 3,0 T etwa viermal häufiger erteilt als bei 1,5 T.

Bezüglich der Bandbreite zeigte sich, dass sowohl beim 1,5 T MRT wie auch beim 3,0 Tesla MRT nicht etwa die höchste Bandwidth den größten Anteil der besten Bewertungsscores erhalten hat, sondern die Bandwidth die vergleichsweise im mittleren bzw. unteren Teil rangierten.

Auch hier weist das 3,0 Tesla MRT im Vergleich zum 1,5 Tesla MRT einen deutlich höheren Anteil an guten bzw. sehr guten Bewertungen auf. Dies wird auch in einer Studie durch Trattinig et al. bestätigt, wo eine niedrige Bandbreite einen wesentlichen Gewinn an Signal-zu-Rausch-Verhältnis erbrachte [54]. Einschränkend ist anzuführen, dass durch die unterschiedlichen Patientenzahlen in unserer Studie (siehe Tabelle 19 und 20) und durch die unterschiedlichen Bandbreiten kein exakter statistischer Vergleich vorgenommen werden konnte.

So zeigte sich auch bei den Streudiagrammen kein monotoner Zusammenhang zwischen Bandwidth und Summenscore der einzelnen Patienten.

Aufgeschlüsselt nach den einzelnen Hirnnerven bzw. Arterien ergaben sich keine signifikanten Zusammenhänge zwischen Scoreverteilung und den verschiedenen Bandbreiten beim 1,5 Tesla und beim 3,0 Tesla MRT.

Auffallend ist, dass beim 1,5 Tesla MRT die Scoreverteilung mit abfallendem ET schlechter wird, wobei hingegen bei dem 3,0 Tesla MRT der kleinste ET am besten abschneidet, gefolgt von ET 17, 16 und 18. Hier gilt anscheinend nicht wie beim 1,5 Tesla MRT je höher der ET desto besser die Scoreverteilung, sondern ganz im Gegenteil schneidet der höchste ET in der Scoreverteilung am 3,0 Tesla MRT vergleichsweise am schlechtesten ab.

Dies lässt sich mit der Tatsache erklären, dass das 3.0 Tesla Gerät tendenziell kurze T2-Zeiten ermöglicht, da das starke Magnetfeld zu einer schnelleren Refokussierung führt und durch die bereits erwähnten kleineren Refokussierungswinkel es zu einem vermehrten Blurring (Unschärfefeffekten) kommt. Somit darf der ET nicht zu hoch gewählt werden, um die Bildqualität nicht negativ zu beeinflussen.

Vergleicht man die Ergebnisse beider Kernspintomographen miteinander ist wiederum eine deutliche Überlegenheit des 3,0 Tesla MRT gegenüber dem 1,5 Tesla MRT zu verzeichnen, was besonders bezüglich der prozentualen 1er Scoreverteilung ins Auge fällt.

Doch auch hier sind die Patientenzahlen bei den verschiedenen ET zu unterschiedlich und auch die ET-Größe selbst ist nur in einem Fall direkt zu vergleichen, so dass das Vergleichsergebnis nicht als eindeutig zu werten ist.

Daher zeigen die Streudiagramme für beide Feldstärken keinen monotonen Zusammenhang zwischen Summenscore und ET.

Eine Aufschlüsselung nach den einzelnen Hirnnerven bzw. Arterien erbrachte keinen signifikanten Einfluss des ET auf die Scoreverteilung.

In dieser Arbeit zeigte sich bei einer Kantenlänge von 0,46mm bei beiden Feldstärken die besten Ergebnisse in der Scoreverteilung, (wenn man die Pixelgröße 0,44/0,44 mm beim 3,0 Tesla MRT aufgrund der niedrigen Patientenzahl außer Acht lässt). Also bei der Pixelgröße, die im mittleren (1,5 T) bzw. im oberen Bereich (3,0 T) der bei den Untersuchungen gewählten Pixelgrößen angesiedelt ist und nicht etwa wie man evtl. erwarten könnte, bei der kleinsten der untersuchten Pixelgrößen. Diese hat beim 1,5 Tesla MRT (0,35/0,35mm) die schlechteste Scoreverteilung bekommen, wobei auch hier die geringe Patientenzahl von 2 das Ergebnis einschränkt.

Beim 3,0 Tesla MRT erhielt die kleinste gemessene Pixelgröße (0,42/0,42mm) ebenfalls die schlechteste Scoreverteilung bei einer repräsentativen Patientenzahl von 73. Hier fand sich wieder eine Bestätigung dieser Aussage durch Trattinig et al. [54], wo bestätigt wird, dass das Signal-Rausch-Verhältnis mit zunehmender Auflösung (also kleinerer Pixelgröße) abnimmt. Im Vergleich miteinander zeigte das 3,0 Tesla MRT einen deutlich höheren prozentualen Anteil der sehr guten (Score 1) bzw. guten (Score 2) Bewertung der Bildqualität gegenüber dem 1,5 Tesla MRT, unabhängig von der gewählten Pixelgröße.

Dies lässt darauf schließen, dass die Pixelgröße allein die Bildqualität nicht hinreichend beeinflusst.

Dies wird auch durch die Streudiagramme (Abbildung 13 und 14) deutlich, in denen sich kein monotoner Zusammenhang zwischen Pixelgröße und Summenscore der einzelnen Patienten zeigt.

Auch die Aufschlüsselung nach Hirnnerven und Arterien zeigte keinen signifikanten Einfluss der Pixelgröße auf die jeweilige Scoreverteilung.

Es sind andere Studien veröffentlicht worden, die zeigen, dass eine Erhöhung der Magnetfeldstärke in der Kernspintomographie eine Verbesserung der Detailerkennbarkeit und somit eine exaktere Diagnosestellung ermöglicht. Bei Untersuchungen des Gehirns wurde gezeigt, dass im Vergleich zu einer Feldstärke von 1,5 T eine Feldstärke von 3,0 T eine höhere anatomische Auflösung bei höherem Kontrast erreichen lässt [3, 16, 25, 33, 49]. Auch für MRT-Untersuchungen der Extremitäten sowie kleiner Gelenke (Kiefergelenk) wurde bei 3,0 T eine deutliche Verbesserung in der Wiedergabe der morphologischen Information berichtet [50, 51]. Bei MR-Angiographien führte eine Erhöhung der magnetischen Feldstärke von 1,5 T auf 3,0 T zu einer deutlich besseren Auflösung [2, 8]. Und auch im Rahmen von Kontrastmitteluntersuchungen, z. B. zur Darstellung der myokardialen Perfusion und auch der renalen Perfusion sowie experimentell an Hasen, zeigten sich bei Vergleichen von 3,0 und 1,5 Tesla



MRTs bei identischen Untersuchungsparametern eine signifikante Verbesserung von Signal-zu-Rausch-Verhältnis und Kontrast-Anreicherungsverhältnis [1, 10, 23, 52]. Eine deutliche Verbesserung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses konnte bei der Kontrastmittel-gestützten Untersuchung kleinster Gefäße der Hand durch Winterer et al. bei 3,0 Tesla beschrieben werden [59]. Darüber hinaus finden sich Hinweise, dass der Kontrastmittelbedarf aufgrund der stärkeren Suszeptibilität im magnetischen Hochfeld geringer ist [39, 43]. Bei der Diffusion-Tensor-Bildgebung des Rückenmarks zeigt sich bei Feldstärkenerhöhung von 1,5 T auf 3,0 Tesla eine deutlich bessere Qualität [36].

Auch bei kleineren Feldstärken wurde eine Erhöhung von 0,2 T auf 1,0 T, z. B. bei der Beurteilung der Kreuzbänder oder Menisken des Kniegelenkes, ein eindeutiger diagnostischer Vorteil beobachtet [4, 54]; hier konnte zusätzlich das schlechtere Signal-Rausch-Verhältnis von Geräten mit niedriger Feldstärke teilweise mit dem Einsatz einer geringeren Bandbreite reduziert werden [32, 54].

Die Verwendung sehr hoher Feldstärken, wie z. B. von 8,0 Tesla (Ultrahochfeld), bei zerebralen Untersuchungen ermöglicht offenbar eine noch detailliertere Darstellung der leptomeningealen und kortikalen Gefäßanatomie sowie eine höhere Detektionsrate von z. B. kleinsten Infarktzone oder winziger Blutungsherde [7, 9]. Darüber hinaus wird Ultrahochfeldbildung bereits zum Neuroimaging mit mikroskopischer Auflösung genutzt, wie Kangarlu et al. berichten [20].

Die aus der Erhöhung der magnetischen Feldstärke resultierende höhere Auflösung mit besserer Detailerkennbarkeit führt natürlich nicht grundsätzlich zu wesentlichen diagnostischen Vorteilen. Greenstein et al. zeigten, dass bei der Beurteilung der lumbalen Neuroforamina in MR-Bildern, die bei einer Feldstärke von 0,35 T bzw. 1,5 T erstellt wurden, bzgl. der Diagnosefindung keine wesentlichen Unterschiede bestanden [17]. Eine Erhöhung der Feldstärke von 1,0 T und 1,5 T bei kernspintomographischen Darstellungen der ableitenden Gallenwege (MRCP) erbrachte trotz eines größeren SRV [61] sowie bei einer Erhöhung der Feldstärke von 1,5 T auf 3,0 T mit zwar höherem Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis [30, 41] statistisch keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Diagnosestellungen. Und auch Diehm et al. [12] konnten keine statistisch signifikante Erhöhung diagnostischer Genauigkeit bei atherosklerotischen Veränderungen im arteriellen Gefäßsystem des Unterschenkels verglichen mit dem 1,5 Tesla MRT nachweisen. Dies steht jedoch im Gegensatz zu den Ergebnissen von Koops et al.,

die im Hochfeld-MRT eine bessere Bildqualität bezüglich der Detektion von kalzifizierten Plaques nachweisen konnten [21].

Nicht nur auf T2-gewichteten Aufnahmen lassen sich Qualitätsverbesserungen nachweisen, auch T1-gewichtete Bilder zeigen Verbesserungen in der Beurteilungsqualität, so z. B. von Wieners et al. veröffentlicht bei Vergleichen von Aufnahmen bei Patienten mit im Rahmen rheumatoider Arthritis krankhaft veränderten Finger- und Handgelenken [58].

Untersuchungen mit größeren Feldstärken bergen das Risiko von Qualitätseinbußen, verursacht durch zunehmende magnetische Suszeptibilitätseinflüsse [14]. Da im Bereich der basalen Zisternen die durch die knöcherne Schädelbasis verursachten Suszeptibilitätsartefakte bedeutsam werden können und auch Flussartefakte der zerebrospinalen Flüssigkeit (CSF) auftreten, war eine vergleichende Untersuchung von Aufnahmen bei 1,5 T und 3,0 T von klinischem Interesse. Während durch das erhöhte S/R-Verhältnis durchaus eine Qualitätsverbesserung bei höherer Feldstärke zu erwarten war, waren andererseits in dieser Region die bei höherer Feldstärke möglichen Suszeptibilitätseinflüsse zu vergegenwärtigen. Eine Qualitätsverbesserung hätte dadurch gelitten. Suszeptibilitätseinflüsse waren jedoch in den untersuchten Aufnahmen kaum vorhanden bzw. nur gering ausgeprägt und führten nicht zu einer Einschränkung des Bildeindrucks. Der Qualitätsgewinn stand in den Aufnahmen deutlich im Vordergrund. Die basalen Zisternen waren deutlich dargestellt und der Kontrast der Nerven und Gefäße zum Liquor cerebrospinalis war gut. Es ist denkbar, dass die vermehrten Suszeptibilitätseinflüsse sogar einen fördernden Effekt auf das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis der nervalen Strukturen und Gefäße gegenüber dem Liquor haben.

Bei der Diffusions-gewichteten Ganzkörper-MR-Bildgebung weisen Mürtz et al. jedoch daraufhin, dass zwar ein verbesserter Läsions-Knochengewebe-Kontrast bei einer Feldstärke von 3,0 T gegenüber 1,5 T zu verzeichnen ist; allerdings leiden die Bilder unter stärkeren Suszeptibilitätseffekten, Signal-Intensitätsverlusten, stärkeren Blurring-Artefakten sowie Bewegungsartefakten [26]. Schmidt et al. empfehlen sogar bei der Ganzkörper-MR-Bildgebung die Untersuchung bei 1,5 T vorzunehmen [42]. Die stärkere Magnetisierbarkeit von Substraten (Suszeptibilität) bei 3,0 T MRT im Vergleich zu 1,5 T wird nicht in eine stärkere Signalabschwächung des mit SPIO angereicherten Leberparenchyms umgesetzt [56].

Auch Flusseffekte spielen bei T2-gewichteten FSE-Sequenzen eine Rolle. Im Bereich der basalen Zisternen bedingen zum Beispiel die Pulsation der Arteria basilaris und der Einfluss der CSF deutliche präpontine Signalintensitätsminderungen, die bei höherer Feldstärke ver-

mehrt zu erwarten sind. Doch trotz dieser durchaus störenden Flussartefakte führte die Erhöhung der Feldstärke zu einem Bildqualitätsgewinn. Dies ist natürlich auch dadurch bedingt, dass die Hirnnerven vorwiegend seitlich aus dem Hirnstamm austreten, wo kaum Flussartefakte zu verzeichnen waren. Derartige Flussartefakte sind z. B. auch bei der Bildgebung des Herzens bzw. der Pulmonalarterien zu erwarten [27], wobei entsprechende Artefakte durch bestimmte Sequenzwahl wiederum ausgemerzt werden können. So konnten Michaely et al. zeigen, dass eine spoiled gradient echo (SGE) sequence mehr von der höheren Feldstärke begünstigt wird mit einer geringeren Ausprägung an Artefakten als eine steady-state free precession sequence (SSFP) [24].

Es soll nicht unerwähnt bleiben, dass in der Literatur zur optimalen Darstellung der von CSF umgebenden Hirnnerven T2\*-gewichtete dreidimensionale „continuous interference steady state“-Sequenzen (CISS-3D-Sequenzen, Siemens) bzw. dreidimensionale „cycled fast imaging employing steady state acquisition“-Sequenzen (Cycled 3D FIESTA, General Electric) und zur Darstellung von nicht mit CSF umgebenden Hirnnerven T1-gewichtete fettgesättigte 2D- und dreidimensionale „magnetisation-prepared rapid acquisition gradient echo“-Sequenzen (3D MP-RAGE, Siemens bzw. 3D GE, General Electric) empfohlen werden [18, 25, 47, 48, 62].

Des Weiteren muss erwähnt werden, dass Besonderheiten bei der Fragestellung beachtet werden müssen: so wiesen Schröder et al. nach, dass bei der Knorpelläsionsflächen- und tiefenbestimmung die Feldstärke von 3,0 Tesla nur bei Verwendung von fettsaturierten 3D- oder 2D-GE-Sequenzen Vorteile gegenüber dem 1,5-T-MRT bietet, nicht jedoch bei Verwendung fettsaturierter protonendichtegewichteter SE-Sequenzen [46].

Es muss auch darauf hingewiesen werden, dass die Verwendung der in der neuesten Gerätegeneration verfügbaren Phased-Array-Kopfspulen mit 8-RF-Kanälen auch bei Feldstärken von 1,5 T nochmals zu einem S/R-Gewinn führen kann und damit auch hochaufgelöste Bilder im Bereich der basalen Zisternen ohne vermehrte Suszeptibilitätseinflüsse besser zugänglich werden [48]. Die Qualität derartiger Zielaufnahmen kommt den Untersuchungen mit der Quadraturspule bei 3 T nahe und kann auch durch die Verwendung spezieller Pulssequenzen (wie der 3D FIESTA, True FISP, balanced FFE) noch gesteigert werden [48]. Jedoch deuten Werbebilder der Hersteller darauf hin, dass auch diese Technologie ebenso bei der höheren Feldstärke bei klinisch akzeptablen Untersuchungszeiten eine nochmalige Qualitätsverbesserung ermöglichen könnte. Gegenüber noch höheren Feldern behalten derzeit Untersuchungen bei 3,0 T den Vorteil einer exzellenten Gesamtdarstellung des Gehirns in einem Untersu-

chungsgang, wobei akzeptable Untersuchungszeiten, herkömmliches Kontrastverhalten und die Radiofrequenz-Belastung sich in die Erfordernisse einer klinischen Bildgebung einfügen.

## **6. Zusammenfassung**

Unsere Studie verdeutlicht die entscheidende Verbesserung der Bildqualität, die mit einer höheren Magnetfeldstärke, wie mit dem 3,0 Tesla MRT gegenüber dem 1,5 Tesla MRT, erreicht werden kann. Wir haben gezeigt, dass insbesondere die Diagnostik kleinster Strukturen wie der Hirnnerven durch das 3,0 Tesla MRT entscheidend verbessert werden kann.

Dabei zeigt sich eine zunächst nicht erwartete Überlegenheit des 3,0 Tesla MRT gegenüber dem 1,5 Tesla MRT bzgl. der Darstellbarkeit in der Scoreverteilung um das bis zu 5-fache. Unabhängig welche der untersuchten Strukturen zur Betrachtung kam, schnitt das 3,0 Tesla MRT insgesamt um mindestens einen Bewertungsfaktor oder mehr besser ab, als das 1,5 Tesla MRT.

Die Bildqualitätsverbesserung ist insbesondere bei anatomisch schwer zugänglichen, feinen Strukturen erkennbar. Es ist festzuhalten, dass der Qualitätsunterschied statistisch signifikant ist.

Bei Berücksichtigung einzelner physikalischer Bilderstellungsparameter, wie Bandbreite, Echotrain und Pixelgröße zeigten sich diesbezüglich keine statistisch signifikanten Qualitätsunterschiede bei beiden Feldstärken.

Die standardisierte MRT des Neurokraniums bei einer Feldstärke von 3,0 Tesla ermöglicht bei T2-gewichteten transversalen Schichten im Bereich der basalen Zisternen eine signifikant bessere Bildqualität im Vergleich zu gleichartigen Untersuchungen bei 1,5 Tesla. Die Darstellung kleinster anatomischer Strukturen wie die von Hirnnerven bzw. von kleinen Gefäßen kann entscheidend verbessert werden.

## 7. Literatur

- [1] Allkemper T, Heindel W, Kooijman H, Ebert W, Tombach B, Effect of field strengths on magnetic resonance angiography: comparison of an ultrasmall superparamagnetic iron oxide blood-pool contrast agent and gadopentetate dimeglumine in rabbits at 1.5 and 3.0 tesla, Invest Radiol. 2006;41(2):97-104
- [2] Bachmann R, Nassenstein I, Kooijman H, et al. High-resolution magnetic resonance imaging (MRI) at 3.0 Tesla in the short-term follow-up of patients with proven cervical artery dissection, Invest Radiol. 2007;42(6):460-6
- [3] Bachmann R, Reilmann R, Schwindt W, Kugel H, Heindel W, Krämer S, FLAIR imaging for multiple sclerosis: a comparative MR study at 1.5 and 3.0 Tesla, Eur Radiol. 2006;16(4):915-21. Epub 2005 Dec 20
- [4] Bankier A, Breitenseher M, Trattinig S, Gäbler C, et al. MRT-Diagnose von Läsionen am vorderen Kreuzband- Vergleich von 1,0 Tesla und 0,2 Tesla, Radiologe 1997;37:807-811
- [5] Baudendistel KT, Heverhagen JT, Knopp MV, Klinische MRT bei 3 Tesla: Aktueller Stand, Radiologe 2004;44:11-18
- [6] Bloch F, Hansen WW, Packard M., Nuclear induction, Phys. Rev. 69 (1946) 127-136
- [7] Burgess RE, Yu Y, Christoforidis GA, et al. Human leptomeningial and cortical vascular anatomy of the cerebral cortex at 8 Tesla. J Comput Assist Tomogr 1999;23(6):850-856
- [8] Campeau NG, Huston J 3<sup>rd</sup>, Bernstein MA, et al. Magnetic resonance angiography at 3.0 Tesla: initial clinical experience. Top Magn Reson Imaging 2002;12(3):183-204
- [9] Chakeres DW, Abduljalil AM, Novak P, Novak V, Comparison of 1.5 and 8 Tesla High-Resolution Magnetic Resonance Imaging of Lacunar Infarcts, Journal of Computer Assisted Tomographie 2002;26(4):628-632
- [10] Cheng AS, Pegg TJ, Karamitsos TD, et al. Cardiovascular magnetic resonance perfusion imaging at 3-tesla for the detection of coronary artery disease: a comparison with 1.5-tesla, J Am Coll Cardiol 2007 Jun 26;49(25):2440-9. Epub 2007 Jun 11
- [11] Csapo B, Szeles J, Helblich TH, et al. Histopathologic Correlation of High-Resolution Magnetic Resonance Imaging of Human Cervical Tissue Samples at 3 Tesla. Investigative Radiology 2002;37(7):381-385
- [12] Diehm N, Kickuth R, Baumgartner I, et al. Magnetic resonance angiography in infrapopliteal arterial disease: prospective comparison of 1,5 and 3 Tesla magnetic resonance imaging, Invest Radiol 2007;42(6):467-76
- [13] Doyle FH, Gore JC, Pennock JM, et al. Imaging of the brain by nuclear magnetic resonance, Lancet 1981 Jul 11;2(8237):53-7

- [14] Farahani K, Sinha U, Sinha S, et al. Effect of field strength on susceptibility artefacts in magnetic resonance imaging. *Comput Med Imaging Graph* 1990;14(6):409-413
- [15] Fischbach F, Lehmann TN, Ricke J, et al. Vascular compression in glossopharyngeal neuralgia: demonstration by high-resolution MRI at 3 Tesla. *Neuroradiology* 2003;45:810-811
- [16] Fujii Y, Nakayama N, Nakada T, High-resolution T2-reversed magnetic resonance imaging on a high magnetic field system. Technical note. *J Neurosurg* 1998;89(3):492-495
- [17] Greenstein J, Cramer GD, Howe J, et al. Comparison of 1.5 Tesla and 0.35 Tesla field strength magnetic resonance imaging scans in the morphometric evaluation of the lumbar intervertebral foramina. *Journal of Manipulative Physiol Ther* 1995;18(4):195-202
- [18] Held P, Frund R, Seitz J, et al. Comparison of 2-D turbo spin echo and 3D gradient echo sequence for the detection of the trigeminal nerve and branches anatomy, *Eur J Radiol* 2001;37:18-25
- [19] Kahle W, Frotscher M, Taschenatlas Anatomie 3, Nervensystem und Sinnesorgane Bd. 3, Georg Thieme Verlag Stuttgart 2005
- [20] Kangarlu A, Baudendistel KT, Heverhagen JT, Knopp MV, Clinical high- and ultrahigh-field MR and its interaction with biological systems, *Radiologe* 2004;44(1):19-30
- [21] Koops A, Itrich H, Petri S, et al. Multicontrast-weighted magnetic resonance imaging of atherosclerotic plaques at 3.0 and 1.5 Tesla: ex-vivo comparison with histopathologic correlation, *Eur Radiol*. 2007;17(1):279-86. Epub 2006 Apr 27
- [22] Kress B, Rasche D, Fiebach J, et al. MR-Volumetrie des N. trigeminus bei Patienten mit einseitigen Gesichtsschmerzen. *Fortschr Röntgenstr* 2004;175:719-723
- [23] Michaely HJ, Kramer H, Oesingmann N, et al. Intraindividual comparison of MR-renal perfusion imaging at 1.5 T and 3.0 T, *Invest Radiol*. 2007;42(6):406-11
- [24] Michaely HJ, Nael K, Schoenberg SO, et al. Analysis of cardiac function-comparison between 1.5 Tesla and 3.0 Tesla cardiac cine magnetic resonance imaging: preliminary experience, *Invest Radiol*. 2006;41(2):133-40
- [25] Müller M, Fischbach F, Bruhn H, Gibt es einen relevanten Zugewinn in der Darstellbarkeit feiner Hirnstammstrukturen durch die Magnetresonanztomographie bei 3,0 Tesla gegenüber 1,5 Tesla? *Fortschr Röntgenstr* 2004;(Abstr.) Supp. 5:797
- [26] Mürtz P, Krautmacher C, Träber F, Gieseke J, Schild HH, Willinek WA, Diffusion-weighted whole-body MR imaging with background body signal suppression: a feasibility study at 3.0 Tesla, *Eur Radiol*. 2007;17(12):3031-7. Epub 2007 Jul 24.

- [27] Nael K, Michaely HJ, Lee M, Goldin J, Laub G, Finn JP, Dynamic pulmonary perfusion and flow quantification with MR imaging, 3.0T vs. 1.5T: initial results, *J Magn Reson Imaging* 2006;24(2):333-9
- [28] Nitz WR, Magnetresonanztomographie, Sequenzakronyme und weitere Kürzel in der MR-Bildgebung, *Radiologe* 2003;43:745-765
- [29] Norris DG, High field human imaging, *J Magn Reson Imaging* 2003; 18:519-529
- [30] O'Regan DP, Fitzgerald J, Allsop J, et al. A comparison of MR cholangiopancreatography at 1.5 and 3.0 Tesla, *Br J Radiol.* 2005;78(934):894-8
- [31] Purcell EM, Torrey MC, Pound RV., Resonance absorption by nuclear magnetic moments in a solid, *Phys. Rev.* 69 (1946) 37-43
- [32] Rand T, Imhof H, Breitensteiner M, et al. Vergleich der diagnostischen Sicherheit in der Meniskusdiagnostik von MRT-Untersuchungen an einem 0,2 T-Niederfeld- und 1,5-T-Hochfeldsystem, *Radiologe* 1997;37:802-806
- [33] Reichenbach JR, Barth M, Haacke EM, et al. High-resolution MR venography at 3.0 Tesla. *J Comput Assist Tomogr* 2000;24(6):949-957
- [34] Reiser M, Semmler W, Magnetresonanztomographie, Gehirn: Untersuchungstechnik und Anatomie, Springer-Verlag 2002
- [35] Riederer SJ, MR Imaging: Its Development and the Recent Nobel Prize, *Radiology* 2004;231: 628-631
- [36] Rossi C, Boss A, Lindig TM, et al. Diffusion tensor imaging of the spinal cord at 1.5 and 3.0 Tesla, *RöFo* 2007;179(3):219-24
- [37] Röttgen R, Haltaufderheide K, Schröder RJ, et al., The effect of the field strength on standardized MRI of the brain to demonstrate cranial nerves and vessels: a comparison of 1.5 and 3.0 Tesla, *RöFo* 2005;177(4):530-5
- [38] Rummeny EJ, Reimer P, Heindel W, Ganzkörper MR-Tomographie, Georg Thieme Verlag 2002
- [39] Scarabino T, Giannatempo GM, Popolizio T, et al. 3.0-T functional brain imaging: a 5-year experience, *Radiol Med (Torino)* 2007;112(1):97-112. Epub 2007 Feb 22
- [40] Schild HH, MRI made easy, Schering AG Berlin
- [41] Schindera ST, Miller CM, Ho LM, DeLong DM, Merkle EM, Magnetic resonance (MR) cholangiography: quantitative and qualitative comparison of 3.0 Tesla with 1.5 Tesla. *Invest Radiol* 2007;42(6):399-405



- [42] Schmidt GP, Wintersperger B, Graser A, Baur-Melnyk A, Reiser MF, Schoenberg SO, High-resolution whole-body magnetic resonance imaging applications at 1.5 and 3 Tesla: a comparative study, *Invest Radiol.* 2007 Jun;42(6):449-59
- [43] Schmitt F, Grosu D, Mohr C, Purdy D, Salem K, Scott KT, et al. 3 Tesla MRI: successful results with higher field strengths, *Radiologe* 2004;44(1):31-47
- [44] Schörner W, Felix R, Laniado M, et al. Human testing of the nuclear spin tomographic contrast medium gadolinium-DTPA. Tolerance, contrast affect and the 1st clinical results. *Fortschr. Röntgenstr.* 1984;140(5):493-500
- [45] Schörner W, Laniado M, Felix R: Erster klinischer Einsatz von Gadolinium-DTPA in der kernspintomographischen Darstellung einer parapelvinen Nierencyste. *Fortschr. Röntgenstr.* 1984;141(2):227-228
- [46] Schröder RJ, Fischbach F, Unterhauser FN, Weiler A, Felix R, Bruhn H, Value of various MR sequences using 1.5 and 3.0 Tesla in analyzing cartilaginous defects of the patella in an animal model, *RöFo* 2004;176(11):1667-75
- [47] Seitz J, Held M, Strotzer M, et al. MR-Imaging of cranial nerve lesions using six different high-resolution T1- and T2(\*)-weighted 3D and 2D sequences, *Acta Radiol* 2002;43:349-353
- [48] Seitz J, Held P, Waldeck A, et al. 3D CISS, 3D MP-RAGE und 2D TSE für die preoperative MRT vor Cochlea Implant, *Fortschr Röntgenstr* 2000;172:227-231
- [49] Sohn CH, Wei X, Frayne R, et al. Fast FLAIR imaging of the normal brain: comparison of 3,0 T vs 1,5 T. *Proc Intl Soc Mag Reson Med* 2004;11:75
- [50] Stehling C, Vieth V, Bachmann R, et al. High-resolution magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint: image quality at 1.5 and 3.0 Tesla in volunteers, *Invest Radiol.* 2007;42(6):428-34
- [51] Szeles JC, Csapo B, Klarhöfer M, et al. In vivo magnetic resonance micro-imaging of the human toe at 3 tesla. *Magnetic Resonance Imaging* 2001;19:1235-1238
- [52] Theisen D, Wintersperger BJ, Huber A, Dietrich O, Reiser MF, Schönberg SO, Myocardial perfusion imaging with Gadobutrol: a comparison between 3 and 1.5 Tesla with an identical sequence design, *Invest Radiol* 2007;42(7):499-506.
- [53] Thurn P, Bücheler E, Einführung in die radiologische Diagnostik, Georg Thieme Verlag, 1992
- [54] Trattnig S, Kontaxis G, Breitenseher M, et al. MRT auf Niederfeldtomographen (0,2 Tesla) Ein quantitativer Vergleich mit einem Gerät mittlerer Feldstärke (1,0 Tesla), *Radiologe* 1997;37:773-777

- [55] Uhlenbrock D, MRT und MRA des Kopfes, Georg Thieme Verlag Stuttgart 2006
- [56] von Falkenhausen M, Meyer C, Lutterbey G, et al. Intra-individual comparison of image contrast in SPIO-enhanced liver MRI at 1.5T and 3.0T, Eur Radiol. 2007;17(5):1256-61. Epub 2006 Dec 15
- [57] Weinmann HJ, Brasch RC, Press WR, Wesbey GE, Characteristics of Gadolinium DTPA: a potential NMR contrast agent. Amer J Roentgenol 1984;142:619
- [58] Wieners G, Detert J, Streitparth F, et al. High-resolution MRI of the wrist and finger joints in patients with rheumatoid arthritis: comparison of 1.5 Tesla and 3.0 Tesla, Eur Radiol 2007 Aug;17(8):2176-82. Epub 2007 Jan 12.
- [59] Winterer JT, Moske-Eick O, Markl M, Frydrychowicz A, Bley TA, Langer M, Bilateral ce-MR angiography of the hands at 3.0 T and 1.5 T: intraindividual comparison of quantitative and qualitative image parameters in healthy volunteers, Eur Radiol. 2007 Nov 27 [Epub ahead of print]
- [60] Wood ML, Fourier Imaging. In: Stark DD, Bradley WG (Hrsg). Magnetic resonance imaging, Vol. 1. St. Louis: Mosby, 1999: 24 ff.
- [61] Yasui M, Ito K, Koike S, Matsunaga N, MR cholangiopancreatography: comparison of images obtained with 1.0 and 1.5 Tesla units. Radiat Med 2002;20(2):77-82
- [62] Yousry I, Moriggl B, Holtmannspoetter M, et al. Detailed anatomy of the motor and sensory roots of the trigeminal nerve and their neurovascular relationships: a magnetic resonance imaging study. J Neurosurg 2004;101:427-434

## **8. Lebenslauf**

Mein Lebenslauf wird aus Datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

## **9. Danksagung**

Mein Dank gilt Herrn PD. Dr. med. Rainer Röttgen für die Überlassung des Themas sowie für die hervorragende Betreuung dieser Arbeit und die permanente, geduldige Unterstützung in allen Belangen.

Ich danke allen Freunden für stetigen Ansporn, Geduld und Hilfe, insbesondere Angelika für die fachliche und moralische Unterstützung.

Schließlich danke ich meinen Eltern, ohne deren Unterstützung der lange Weg bis hierher nicht möglich gewesen wäre.

## **10. Erklärung**

„Ich, Kirsten Haltaufderheide, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: *Darstellung von Hirnnerven im Bereich des Hirnstamms mit dem 3,0 Tesla MRT im Vergleich zum 1,5 Tesla MRT* selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Berlin, am

Kirsten Haltaufderheide