



Technische Universität München

II. Medizinische Klinik

Der Technischen Universität München (TUM)

Klinikum rechts der Isar

(Prof. Dr. Roland M. Schmid)

**Systematische Datenerhebung zur Sicherheit von transpulmonalen
Thermodilutionskathetern in der Magnetresonanztomographie**

Andreas Manfred Kurt Minning

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität
München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. apl. Prof. Dr. Wolfgang L. E. Huber
2. Prof. Dr. Roland M. Schmid

Die Dissertation wurde am 19.04.2016 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 17.05.2017 angenommen.

Abkürzungsverzeichnis	1
Abbildungsverzeichnis.....	1
Tabellenverzeichnis.....	3
I. Einleitung	4
1. Hämodynamisches Monitoring.....	4
1.1. Methoden des hämodynamischen Monitoring	5
1.2. Transkardiopulmonale Thermodilutionsmessung und Pulskonturanalyse.....	8
1.3. Materialeigenschaften des PiCCO-Katheters	14
2. Bildgebende Verfahren in der Medizin.....	16
2.1. Allgemeines zur MRT.....	16
2.2. Die Geschichte der MRT	17
2.3. Technische und physikalische Grundlagen zur Funktion der MRT	18
2.4. Das Prinzip der elektromagnetischen Induktion.....	26
2.6. Spezifische Absorptionsrate (SAR).....	26
2.7. Der Zusammenhang zwischen der Magnetresonanztomographie und der elektromagnetischen Induktion sowie der spezifischen Absorptionsrate.....	26
II. Fragestellung	28
III. Patienten, Material und Methodik.....	30
1. Versuchspersonen	30
1.1. Einschlusskriterien	30
1.2. Ausschlusskriterien.....	30
1.3. Patientencharakteristika.....	30
2. Art und Durchführung der Studie.....	35
3. Fragebogen an externe Kliniken.....	36
4. Statistische Tests.....	37
IV. Ergebnisse.....	38
1. Auswertung der hausinternen Patientendaten.....	38
1.1. MRT-Untersuchung mit oder ohne PiCCO-Katheter?	38
1.2. Zeitlicher Abstand MRT-Untersuchung und PiCCO-Messungen.....	40
1.3. Lokalisation des PiCCO-Katheters während der MRT-Untersuchung und untersuchte Körperregion.....	41
2. Vergleich PiCCO-Parameter vor und nach der MRT	41
2.1. Herzindex (HI)	42
2.2. Globales enddiastolisches Volumen (GEDV).....	43
2.3. Systemisch vaskulärer Widerstandsindex (SVRI)	44
2.4. Extravaskulärer Lungenwasserindex (ELWI)	45
2.5. dPmax.....	46
2.6. Schlagvolumenvariation (SVV).....	47
2.7. Schlagvolumenindex (SVI)	48
2.8. Pulmonalvaskulärer Permeabilitätsindex (PVPI)	49
2.9. Cardiac Powerindex (CPI).....	50
3. Statistische Auswertung des Fragebogens an externe Kliniken.....	51
V. Diskussion	56
VI. Zusammenfassung	65

VII. Literaturverzeichnis.....	67
VIII. Anhang.....	72
VIII. I. PiCCO-MRT Fragebogen	72
VIII. II. Externe Kliniken.....	75

Danksagung

Eine wissenschaftliche Arbeit ist nie das Werk einer einzelnen Person. Daher ist es nun an der Zeit, mich bei allen Menschen zu bedanken, die mir die Erstellung meiner Dissertation ermöglicht haben.

Großer Dank gebührt zu allererst meinem Doktorvater und Betreuer, Herrn Prof. Dr. med. Wolfgang Huber, der mich zu jeder Zeit mit seinem unerschöpflichen Fundus an thematischen und wissenschaftlichen Hinweisen stets in neue Sphären gelenkt hat. Für die Beantwortung des Fragebogens und für die tolle internationale Zusammenarbeit danke ich den Mitgliedern des Expertenteams „Pulsion’s Medical Advisory Board“: Professor Dr. med. Xavier Monnet, Dr. med. Enrique Fernández Mondéjar, Professor Dr. med. Mikhail Y. Kirov, Professor Dr. med. Julia Wendon, Professor Dr. med. Christian Putensen, Professor Dr. med. Samir Sakka, Professor Dr. med. Javier Belda, Dr. med. PhD Kees H. Polderman, Andreas Faltlhauser DEAA, Professor Dr. med. Florian Eyer, Professor Dr. med. Marco Maggiorini (siehe Anhang VIII. II.)

Herr PD Dr. med. Lars Husmann, Unispital Zürich, und Herr Dr. med. Christian Zchoval, Universitätsklinikum Bonn, standen mir jederzeit für konstruktive Gespräche zur Verfügung. Herrn Dr. med. Philippe Vogel, Kantonsspital Baselland Standort Liestal, danke ich für die Übersetzung eines französischsprachigen Papers.

Größter Dank gilt meiner Ehefrau, Anna Minning, meinen Eltern, Dr. rer. nat. Manfred E. Minning und Maria K. Minning, und meiner Schwester, Kristina Minning, deren uneingeschränkter Unterstützung ich zu jeder Zeit sicher sein konnte.

Abkürzungsverzeichnis

bzw. = Beziehungsweise
CT = Computertomographie
HZV = Herzzeitvolumen
i.e. = id est
i. d. R. = in der Regel
k. A. = keine Angabe
MRT = Magnetresonanztomographie
NMR = nuclear magnetic resonance
o.g. = oben genannte
PAK = pulmonal-arterieller Katheter
RF = Radiofrequenz
SAR = spezifische Absorptionsrate
u.a. = unter anderem

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematischer Aufbau des PiCCO-Plus-Systems	6
Abbildung 2: Cardiac-Output-Monitoring mittels Indikator-dilutionsmethoden.....	9
Abbildung 3: Prinzip der arteriellen Pulskonturanalyse	13
Abbildung 4: Bild eines PiCCO-Katheters	14
Abbildung 5: MRT im Kantonsspital Baselland Standort Liestal	17
Abbildung 6: Spin - Durch die Bewegung elektrisch geladener Teilchen entsteht ein kleines Magnetfeld	19
Abbildung 7: Präzessionsbewegung des Protons.....	20
Abbildung 8: Längsmagnetisierung im externen Magnetfeld.....	21
Abbildung 9: Transversale Magnetisierung im externen Magnetfeld	22
Abbildung 10: Längsmagnetisierung nach RF-Impuls	23

Abbildung 11: Transversale Magnetisierung nach RF-Impuls	24
Abbildung 12: PiCCO-Messungen vor und nach MRT	31
Abbildung 13: Patientendaten – Alter, Größe und Gewicht	32
Abbildung 14: Patientendaten - Liegedauer auf der Intensivstation 2/11.....	33
Abbildung 15: Patientendaten - Klinische Risiko-Scores.....	33
Abbildung 16: Patientendaten – Gerinnungsparameter	34
Abbildung 17: Hausinterne Analysen: PiCCO-Katheter - Ja oder nein?.....	39
Abbildung 18: Herzindex vor und nach MRT	42
Abbildung 19: Globales enddiastolisches Volumen vor und nach MRT.....	43
Abbildung 20: Systemic vascular resistive index vor und nach MRT.....	44
Abbildung 21: Extravaskulärer Lungenwasserindex vor und nach MRT.....	45
Abbildung 22: dPmax vor und nach MRT	46
Abbildung 23: Schlagvolumenvariation vor und nach MRT	47
Abbildung 24: Schlagvolumenindex vor und nach MRT	48
Abbildung 25: Pulmonalvaskulärer Permeabilitätsindex vor und nach MRT	49
Abbildung 26: Cardiac Powerindex vor und nach MRT	50
Abbildung 27: Externe Kliniken: PiCCO-Katheter - Ja oder nein?.....	51
Abbildung 28: Externe Kliniken -PiCCO-Katheter Re-Insertion?	52

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: PiCCO-Parameter	7
Tabelle 2: Allgemeines zum PiCCO-Katheter.....	15
Tabelle 3: Ergebnisse externe Kliniken	55

I. Einleitung

1. Häodynamisches Monitoring

Die Überwachung der Herz-Kreislauf-Situation ist heutzutage, besonders bei intensivpflichtigen Patienten, im klinischen Arbeitsalltag unverzichtbar.

Im Jahre 1929 nach dem ersten Selbstversuch von Werner Forssmann, in dem er selbst eine Rechtsherzkatheterisierung durchführte, entwickelte sich die Technik zur intensivmedizinischen Überwachung ständig weiter (Meyer (1990)). Heutzutage stehen dem Intensivmediziner zur Überwachung der Herz-Kreislauf-Situation verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung. Die gängigsten Techniken sind z.B. die Überwachung durch das PiCCO-Plus-System oder durch den pulmonalarteriellen Katheter (PAK) nach Swan und Ganz. Verschiedene gemessene Häodynamikparameter ermöglichen es dem Arzt, sich ein konkretes Bild über die Herz-Kreislauf-Situation des betroffenen Patienten zu machen. Das bietet dem behandelnden Arzt hinsichtlich der Patientenbehandlung und des Patientenmanagements wichtige Entscheidungshilfen, vor allem auch in Situationen, in denen akuter Behandlungsbedarf besteht (Mitchell et al., 1992).

Insbesondere bei bestimmten Schockformen, wie z.B. beim kardiogenen oder hypovolämischen Schock ist heute in der modernen Intensivmedizin eine Orientierung an häodynamischen Parametern sinnvoll, da sie eine optimale, gezielte Behandlung möglich machen.

Im Folgenden werden die allgemeinen Bestimmungsverfahren des häodynamischen Monitorings, i.e. die Indikator-dilution und die arterielle Pulsconturanalyse näher erläutert.

1.1. Methoden des hämodynamischen Monitoring

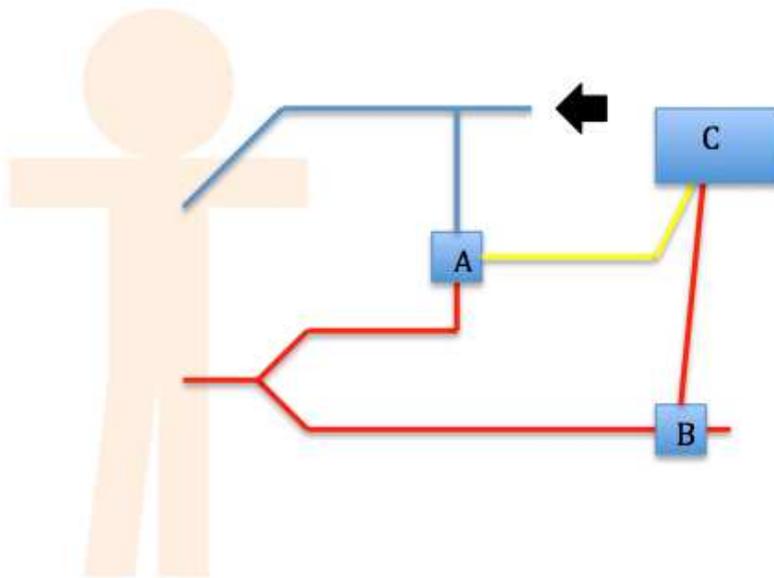
Generell kann u.a. das Herzzeitvolumen (HZV) durch kontinuierliche, semikontinuierliche und diskontinuierliche Verfahren bestimmt werden. So sind die transkardiopulmonale und die transpulmonale Thermodilution diskontinuierliche Verfahren und die Pulskonturanalyse ein kontinuierliches Verfahren (Reuter et al., 2005, Huber et al., 2008).

Das gemessene Herzzeitvolumen, welches die vom Herzen beförderte Blutmenge pro Zeiteinheit angibt, erlaubt es, eine Aussage über die Pumpfunktion des Herzens zu machen. Dabei hängt die Pumpfunktion des Herzens im Wesentlichen von der Vorlast, der Nachlast, der Herzfrequenz und der myokardialen Kontraktilität ab (Reuter et al., 2005, Huber et al., 2008).

Das Prinzip der Indikator-dilution bzw. der Thermoindikator-dilution wurde erstmals im Jahre 1897 von Stewart beschrieben (Stewart, 1897) und im Jahre 1928 von Hamilton weitergeführt bzw. wieder aufgegriffen (Zierler, 2000). Die arterielle Pulskonturanalyse, wurde erstmals von Otto Frank im Jahre 1899 und 1930 beschrieben (Otto, 1899, Otto, 1930).

Das PiCCO-Plus-System behilft sich sowohl der transpulmonalen Thermodilution als auch der arteriellen Pulskonturanalyse. Dabei findet sich die Messsonde, der sogenannte PiCCO-Katheter, in einem arteriellen Gefäß, meistens in der Arteria femoralis.

In der nachfolgenden Abbildung (Abbildung 1) wird der Aufbau des PiCCO-Systems schematisch veranschaulicht. Der Pfeil stellt den Ort der Bolusinjektion dar, nämlich den zentralvenösen Zugang.



A = Temperaturmesser, B = Arterieller Drucksensor
C = PiCCO-Monitor, Pfeil = Ort der Bolusinjektion

Abbildung 1: Schematischer Aufbau des PiCCO-Plus-Systems

Durch diese Methoden ist nicht nur die Bestimmung des Herzzeitvolumens, sondern auch die Bestimmung von anderen Parametern (siehe Abbildung 2), wie z.B. der extravasale Lungenwasserindex, das intrathorakale Blutvolumen und der globale enddiastolische Volumenindex möglich (Henriksen et al., 2013).

Herzindex (HI)	3.0 - 5.0 l/min/m ²
Globaler enddiastolischer Volumenindex (GEDI)	680 – 800 ml/m ²
Schlagvolumenindex (SVI)	40 - 60 ml/m ²
Intrathorakaler Blutvolumenindex (ITBI)	850 – 1000 ml/m ²
Extravaskulärer Lungenwasserindex (ELWI)	3.0 – 7.0 ml/kg
Pulmonalvaskulärer Permeabilitätsindex (PVPI)	1.0 – 3.0
Pulsdruck-Variation (PPV)	< 10 %
Schlagvolumenvariation (SVV)	< 10 %
Globale Auswurfraction (GEF)	25 % - 35 %
Kardialer Funktionsindex (CFI)	4.5 – 6.5 l/min
Mittlerer arterieller Druck (MAD)	70 – 90 mmHg
Systemischer vaskulärer Widerstandsindex (SVRI)	1700 – 2400 dyn*s*cm ⁻⁵ *m ²

Tabelle 1: PiCCO-Parameter

1.2. Transkardiopulmonale Thermodilutionsmessung und Pulskonturanalyse

Transkardiopulmonale Thermodilutionsmessung, ein diskontinuierliches Verfahren

Bei der Indikator-dilution handelt es sich um ein Verfahren, bei dem über einen zentralvenös liegenden Katheter eine bestimmte Menge an z.B. kalter Kochsalzlösung (4 C°, 10-15 ml) oder Indozyanin-grün (bei der Farbstoff-dilution) injiziert wird und anschließend in einem peripheren arteriellen Gefäß die Temperaturänderung bzw. der Konzentrationsverlauf des Indikators bestimmt wird (Henriksen et al., 2013). Wichtig ist, dass der Indikatorbolus kühl-schrankkalt (4 C°) ist und keine Raumtemperatur hat, da beim Messfahren mit dem PiCCO-Plus-System einzelne gemessene Werte überschätzt werden können (Huber et al., 2014). Der Indikatorbolus wird über einen zentralvenösen Zugang verabreicht (siehe Abbildung 1). Die Messsonde (PiCCO-Katheter oder PAK nach Swan und Ganz) befindet sich beim PiCCO-Plus-System peripher-arteriell, meistens in der Arteria femoralis. Die gemessene Temperatur- bzw. Konzentrationsänderung wird graphisch erfasst (siehe Abbildung 2), wobei die gemessenen Werte maßgeblich von den Eigenschaften des Indikators, des Blutstroms und des Gefäßsystems abhängen.

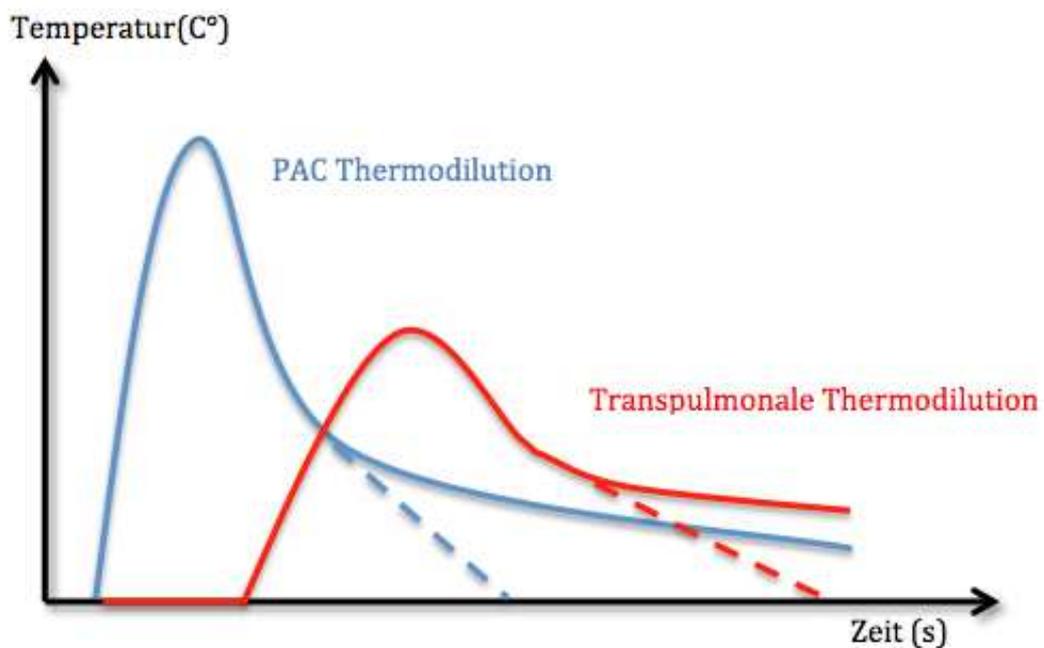


Abbildung 2: Cardiac-Output-Monitoring mittels Indikator-dilutionsmethoden

Indikatorabhängige Faktoren sind die chemischen und physikalischen Eigenschaften des Indikators. Ein weiterer wichtiger Faktor ist die Injektionsgeschwindigkeit des Indikators, denn je schneller der Indikator appliziert wird, desto weniger Streuung wird bei der Applikation verursacht. Des Weiteren gibt es sogenannte Rezirkulationsphänomene, die zu Unregelmäßigkeiten in einzelnen Messungen führen können und folglich zu Problemen führten, welche aber durch die von Hamilton vorgestellte monoexponentielle Extrapolation der Dilutionskurve gelöst wurden (Hamilton, 1932). Die Software einzelner Hämodynamikmonitore vereinfacht zusätzlich diesen Sachverhalt dadurch, dass die Darstellung der Dilutionskurve abgebrochen wird, wenn nur noch ein bestimmter Wert der Indikator-konzentration nachgewiesen werden kann (Reuter et al., 2005).

Die Grundüberlegung der Flussmessung ist, dass die gesamte Menge (m_0) des Bolus am Injektionsort (m_{in}) aufgrund des Massenerhaltungsgesetzes genauso groß am Ort der Detektion (m_{out}) sein muss. Folglich gilt:

$$m_0 = m_{in} = m_{out}$$

Nach erfolgter Bolusapplikation des Indikators entsteht die obengenannte Dilutionskurve, die den Konzentrationsverlauf bzw. Temperaturverlauf am Detektorort über die Zeit darstellt. Dabei ist der Indikatorfluss, der durch die pro Zeiteinheit am Detektorort vorbeifließenden Indikatormenge bestimmt wird, das Produkt von Fluss $V(t)$ und Indikatorkonzentration $c(t)$ zum jeweiligen Zeitpunkt:

$$m_{out}(t) = V(t) * c(t)$$

Nach Integration ergibt sich folgende Formel für die gesamte Indikatormenge:

$$m_{out} = \int m_{out}(t) dt = \int V(t) * c(t) dt$$

Angenommen der Blutfluss ist über die Zeit konstant, so ergibt sich:

$$m_0 = m_{out} = V(t) * c(t) dt$$

und somit:

$$V = m_0 / \int c(t) dt$$

Somit ist der Blutfluss bzw. das Herzzeitvolumen aus dem Verhältnis von injiziertem Indikatorvolumen und der Fläche unter der Indikator-dilutionskurve bestimmbar (Reuter et al., 2005).

Voraussetzung für diese Modellberechnung ist sowohl ein konstanter Fluss in der Arteria pulmonalis und ein Verbleib des Indikators im Gefäßsystem, als auch eine vollständige Durchmischung des Blutes mit dem Indikator.

In Zusammenschau mit den oben beschriebenen Formeln ergibt sich daraus folgende Gleichung für das Herzzeitvolumen:

$$HZV = \frac{m_0 * k_{Inj}}{\int_0^{\infty} -\Delta T(t) dt}$$

K_{Inj} ist die Injektatkonstante, durch welche die Unterschiede von Dichte und spezifischer Wärmekapazität zwischen Blut und Injektat korrigiert wird (Nishikawa und Dohi et al., 1993).

M_0 ist die applizierte Kältemenge, das Produkt aus der Differenz der Temperatur zwischen Injektat (T_{inj}) und Blut (T_{Blut}) sowie der Differenz zwischen Injektatvolumen (V_{inj}) und dem Totraum des Katheters (V_{tot}):

$$m_0 = (T_{Blut} - T_{inj}) * (V_{inj} - V_{tot})$$

Zur transkardiopulmonalen Thermodilution fertigte Fegler erstmals im Jahre 1954 eine Studie in Form eines Tierexperimentes an (Fegler, 1954).

Branthwaite und Bradley beschrieben im Jahre 1968 die Anwendung am Menschen (Branthwaite et al., 1968).

Durch die entfachte Diskussion über die Verwendung des PAK gewann schließlich die transkardiopulmonale Thermodilution wieder Aufmerksamkeit (Cooper et al., 1996, Reuter et al., 2005, Hadian et al., 2006).

Der Unterschied zwischen der transpulmonalen und der transkardiopulmonalen Thermodilution besteht darin, dass sich der Thermistor, der die Thermodilutionskurve misst, bei der transkardiopulmonalen Thermodilution nicht in der Pulmonalarterie befindet, sondern in einer peripher gelegenen Arterie, wie z.B. in der Arteria femoralis oder Arteria brachialis.

Arterielle Pulskonturanalyse, ein kontinuierliches Verfahren

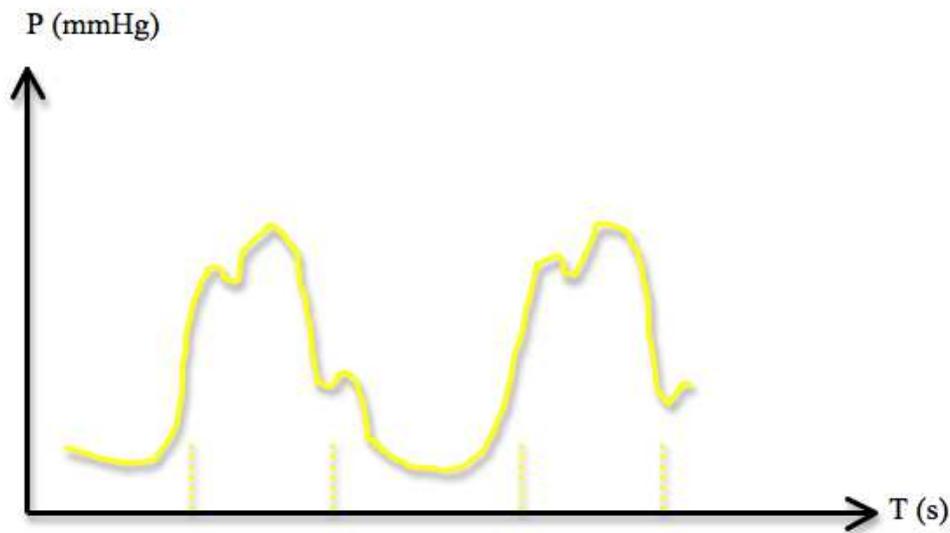
Im Jahre 1930 beschrieb Otto Frank als erster Wissenschaftler die Methode, anhand der arteriellen Druckkurve das Herzzeitvolumen zu bestimmen (Otto, 1930). Hierfür bildeten die Bedeutung der aortalen Druckkurve und deren Charakteristika einen theoretischen Hintergrund, den Otto Frank bereits im Jahre 1899 beschrieben hat (Otto, 1899).

Basis der Methode der arteriellen Pulskonturanalyse ist die Annahme einer direkten Relation zwischen arteriellem Blutdruck und gleichzeitig stattfindendem Blutfluss. Folglich bildet diese Überlegung die Basis aller heute verwendeten Algorithmen zur arteriellen Pulskonturanalyse (Reuter et al., 2005).

Das bekannteste mathematische Modell ist wohl die sog. Cz-Methode von Wesseling (Jansen et al., 1990). Hierbei wird, ähnlich wie bei der Thermodilution, die Fläche unter dem systolischen Anteil der aortalen Druckkurve berechnet. Dividiert man diese Fläche (A_{sys}) durch die aortale Impedanz (Z_{Ao}), kann man das linksventrikuläre Schlagvolumen (SV) berechnen. Die aortale Impedanz ist die Division aus Aortendruck und Aortenfluss zu einem Zeitpunkt des Kontraktionszyklus und somit ein zuverlässiges Maß für die Bestimmung der Nachlast.

$$SV = A_{\text{sys}} / Z_{\text{Ao}}$$

Zur Berücksichtigung u.a. druckabhängiger, nichtlinearer Veränderungen des Aortendurchmessers gehen die Kalibration aus der transkardiopulmonalen Thermodilution, die Compliance, der mittlere arterielle Druck (MAD) und die Frequenz mit in die Formel zur Berechnung des HZV ein (Wesseling et al., 1993). Die folgende Abbildung (Abbildung 3) veranschaulicht die Berechnung.



$$\text{HZV}_{\text{PC}} = \text{cal} \times \int_{\text{Systole}} (\underbrace{P(t)/\text{SVR}}_{\text{Integral unter Druckkurve}} + \underbrace{C(p)}_{\text{Compliance}} \times \underbrace{dP/dt}_{\text{Form der Druckkurve}}) \underbrace{dt}_{\text{Frequenz}} \times f$$

Abbildung 3: Prinzip der arteriellen Pulsconturanalyse

Wie bereits erwähnt geht die initiale Kalibrierung mit in die Formel ein. Die initiale Kalibrierung ist notwendig zur Bestimmung des absoluten Herzzeitvolumens und erfolgt z.B. mittels transkardiopulmonaler Thermodilution. Da die arterielle Pulsconturanalyse als kontinuierliches Verfahren gilt, wird mit jedem Herzschlag das Schlagvolumen berechnet.

Studien, die das gemessene HZV mittels Cz-Methode und das gemessene HZV mittels Indikatordilution miteinander verglichen, zeigten eine gute Übereinstimmung der gemessenen Werte (Jansen et al., 1990, Irlbeck et al., 1995, Rodig et al., 1999, Pittman et al., 2005, Franzen et al., 2007).

Im PiCCO-Plus-System werden sowohl das Verfahren der arteriellen Pulsconturanalyse als auch das Verfahren der transkardiopulmonalen Thermodilution verwendet (Reuter et al., 2005).

1.3. Materialeigenschaften des PiCCO-Katheters

Zur Detektion der obengenannten Temperaturschwankungen und Pulswellen wird im PiCCO-Plus-System der PiCCO-Katheter verwendet (siehe Abbildung 4).



Abbildung 4: Bild eines PiCCO-Katheters

Der dazu benötigte Detektor im Katheter besteht aus Nitinol (siehe Tabelle 2).

Nitinol setzt sich zusammen aus weitestgehend gleichen Anteilen an Titan und Nickel. Titan gilt bekanntlich nicht als ferromagnetisch, Nickel hingegen ist ein ferromagnetisches Metall.

Sowohl Titan als auch Nickel sind elektrisch leitfähig. Die elektrische Leitfähigkeit eines Stoffes wird in S/m (Siemens pro Meter) angegeben. Die elektrische Leitfähigkeit von Nickel beträgt $14,3 \cdot 10^6$ S/m. Titan hat mit $2,5 \cdot 10^6$ S/m eine sehr geringe elektrische Leitfähigkeit. Ob ein Stoff ferromagnetisch oder elektrisch leitfähig ist oder nicht, spielt eine große Rolle bei der MRT.

Während einer MRT-Untersuchung werden mit Hilfe von Spulenelementen RF-Impulse erzeugt, die, wenn sie auf die Wasserstoffatome treffen, im untersuchten Bereich ein RF-Feld erzeugen. Dieses RF-Feld ist in der Lage in elektrisch leitfähigem Material elektrische Ströme zu erzeugen, die zu Verbrennungen des Patienten führen können (Viscuse et al., 2015).

Im Falle eines relevanten Ferromagnetismus oder einer relevanten elektrischen Leitfähigkeit des PiCCO-Katheters könnte der PiCCO-Katheter durch die im Magnetresonanztomographen angelegten Magnetfelder und RF-Impulse dislozieren und zu erheblichen Verbrennungen beim Patienten führen.

Allgemein	
Material	Polyurethan, Trogamid, blaue Farbe, röntgendicht, DEHP-frei, Latexfrei,
Material Führungsdraht	FEP beschichtet, Nitinol
Messbereich Thermistor	14.0 k Ω +/- 15 %
Temperaturbereich	27 °C – 47 °C
Thermistor Impedanz bei 37 °C	5 mm (+4 mm / -2 mm)
Abstand zwischen den Längenmarkierungen	5 cm / 1 cm, Modell abhängig
CE Klasse	Ila
Betriebsbedingungen	
Temperaturbereich	10 °C – 40 °C
Relative Feuchtigkeit	40 % - 80 % (nicht kondensierend)
Transport- und Lagerbedingungen	
Relative Feuchtigkeit	40 % - 80 % (nicht kondensierend)
Lagertemperaturbereich	10 °C – 40 °C
Lagerbeständigkeit	5 Jahre
Sterilisationsverfahren	Ethylenoxid

Tabelle 2: Allgemeines zum PiCCO-Katheter

2. Bildgebende Verfahren in der Medizin

2.1. Allgemeines zur MRT

Die Magnetresonanztomographie ermöglicht es, Schnittbilder des menschlichen Körpers in jeder beliebigen Orientierung zu erzeugen. Die Untersuchung erfolgt in einem Magnetresonanztomographen (siehe Abbildung 5, Siemens Magnetom Avanto Fit 1,5T). Ein großer Vorteil der MRT ist, dass sie nicht potentiell gesundheitsschädliche Röntgenstrahlen, sondern das Kernresonanzsignal der Wasserstoffatome im menschlichen Körper zur Bilderzeugung verwendet. Es gibt allerdings auch mehrere Nachteile, wie z.B. die lange Untersuchungsdauer (i. d. R. zwischen 15 und 45 Minuten) und die Tatsache, dass ferromagnetische Stoffe nicht in die MRT-Röhre gelangen dürfen. Intensivpflichtige Patienten, die hämodynamisch überwacht werden, haben häufig einen intrakorporal liegenden Katheter wie z.B. den PiCCO- oder den pulmonal arteriellen Katheter und brauchen häufig auch eine MRT-Untersuchung zur Diagnosestellung. Dies könnte aufgrund eines kompletten bzw. partiellen Ferromagnetismus und aufgrund der elektrischen Leitfähigkeit der Katheter zum gesundheitlichen Problem für die Patienten werden, falls die Patienten mit einem intrakorporal liegenden Katheter magnetresonanztomographisch untersucht werden. Die Katheter könnten sich aufgrund des starken Magnetfeldes und der erzeugten RF-Impulse erhitzen und so den Patienten verletzen (Viscuse et al., 2015).



Abbildung 5: MRT im Kantonsspital Baselland Standort Liestal

2.2. Die Geschichte der MRT

Bereits um das 18. Jahrhundert beschrieb der Mathematiker Jean-Baptiste Fourier (1768-1830) die nach ihm benannte Fourier-Transformation, ohne die eine Errechnung der MRT-Bilder heutzutage nicht möglich wäre. Diese erlaubt es, aperiodische, kontinuierliche Signale in ein kontinuierliches Spektrum zu zerlegen. Ein weiterer Meilenstein wurde von Nikola Tesla (1856-1943) gelegt, der um das 19. Jahrhundert die Entstehung und Wirkung von Magnetfeldern beschrieb. Nach ihm benannt ist die heutige international verwendete Einheit der Magnetfeldstärke „Tesla“. Bereits im Jahre 1946 wurde die Kernspinresonanz von Felix Bloch und Edwards Mills Purcell unabhängig voneinander entdeckt (Bloch, 1946, Bloch et al., 1946, Purcell et al., 1946).

Kernspinresonanz ist ein physikalischer Effekt, bei dem Atomkerne einer Materialprobe in einem konstanten Magnetfeld elektromagnetische Felder

absorbieren und emittieren (Bloch, 1946, Bloch et al., 1946, Purcell et al., 1946).

Die Absorption und Emission wird zur Bilderzeugung verwendet, denn unterschiedliches menschliches Gewebe weist unterschiedliches Absorptions- und Emissionsverhalten auf.

1952 erhielten Felix Bloch und Edward Mills Purcell für die Arbeiten zur NMR den Nobelpreis für Physik.

1973 zeigte Paul Lauterbur erstmals die Idee, Magnetfeldgradienten in alle drei Dimensionen zu schalten um zwei- oder dreidimensionale Bilder zu erzeugen (Lauterbur, 1973).

1977 gelingt Raymond Damadian, der bereits im Jahre 1971 herausfand, dass sich die Protonenrelaxationszeiten von malignem und normalen Gewebe unterscheiden, mit Hilfe eines MR-Tomographen das erste Bild des menschlichen Körpers zu erzeugen (Damadian, 1971).

Von da an durchlief die MRT eine rasante Entwicklung, sodass es heutzutage möglich ist bei klinisch akzeptabler Untersuchungsdauer hochauflösende Schnittbilder des menschlichen Körpers zu erzeugen.

2.3. Technische und physikalische Grundlagen zur Funktion der MRT

Die MRT benutzt zur Bilderzeugung keine Röntgenstrahlen wie z.B. die CT, sondern Magnetfelder und hochfrequente elektromagnetische Impulse. Folglich besteht ein MR-Gerät aus einem Magneten, der das Magnetfeld erzeugt, aus Gradientenspulen, die der Ortskodierung dienen, aus speziellen Spulen, welche die Hochfrequenzsignale senden und empfangen, und natürlich aus einem Rechnersystem, welches dazu dient, die empfangenen Signale mittels komplexer Rechenvorgänge (u.a. durch die Fourier-Transformation) in Graustufen auf einem Monitor abzubilden.

Die meisten Magneten üblicher MR-Geräte haben eine Magnetfeldstärke von 1,5-3 Tesla, es gibt aber mittlerweile auch Geräte mit einer Stärke von 7 Tesla. Die Vorteile einer höheren Magnetfeldstärke bestehen in einer deutlich besseren räumlichen und spektralen Auflösung sowie in einer geringeren Untersuchungsdauer. Nachteile sind unter anderem deutlich gesteigerte Kosten und gesteigerte Empfindlichkeit für Artefakte, insbesondere Suszeptibilitätsartefakte, die z.B. an Luft-Gewebe-Grenzen

oder im Bereich von Metallimplantaten vorkommen. Folglich üben größere Magnetfeldstärken auch größere Kräfte auf Metallimplantate aus (Heverhagen, 2013).

Die nachfolgenden Aufzeichnungen sollen helfen, die physikalischen Vorgänge während der Magnetresonanztomographie grob zu verstehen, und sollen veranschaulichen, welche physikalischen Eigenschaften des menschlichen Körpers bzw. welche physikalischen Vorgänge die MRT zur dreidimensionalen Bilderzeugung nutzt.

Das Gewebe des menschlichen Körpers ist aus Atomen aufgebaut und bekanntlich bestehen Atome aus Elektronen, Protonen und Neutronen. Bedeutsam für die Magnetresonanztomographie sind die Protonen. Hierbei sind die Protonen des Wasserstoffs besonders wichtig, da Wasserstoff im menschlichen Körper am häufigsten vorkommt (Schild, 1990).

Eine wichtige Eigenschaft der Protonen ist die ständige Drehung um die eigene Achse, diese Drehung wird „Spin“ genannt (siehe Abbildung 6). Durch den Spin sind die Protonen magnetisch und diese Tatsache ist die Grundlage, auf der die Funktion der Magnetresonanztomographie basiert (Schild, 1990).

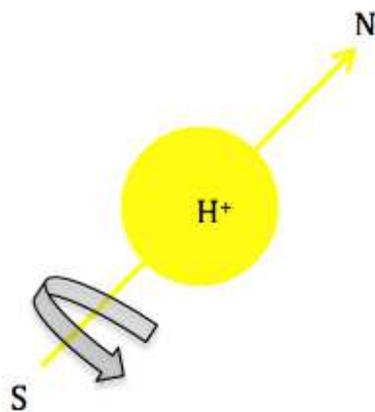


Abbildung 6: Spin - Durch die Bewegung elektrisch geladener Teilchen entsteht ein kleines Magnetfeld

Die magnetische Ausrichtung dieser Protonen ist unter natürlichen Bedingungen zufällig. Legt man nun von extern mittels eines MR-Gerätes ein starkes Magnetfeld an, richten sich die Protonen mit ihrer Achse parallel oder antiparallel zu diesem aus und bewegen sich wie ein torkelnder Kreisel um die Längsachse des angelegten Magnetfeldes: Diese torkelnde Bewegung wird „Präzession“ genannt (siehe Abbildung 7).

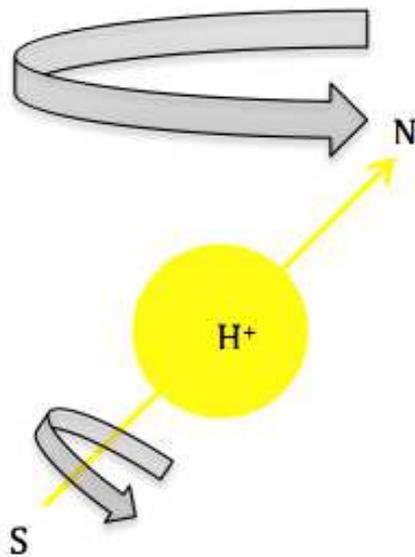


Abbildung 7: Präzessionsbewegung des Protons

Der magnetische Vektor kann in eine longitudinale Komponente, Z-Achse, und eine transversale Komponente, XY-Achse, aufgeteilt werden. Die longitudinale Komponente wird bestimmt durch die Ausrichtung der Spins (parallel oder antiparallel), die transversale Komponente durch die Präzession. Da sich in einem Magnetfeld in der Regel mehr Protonen parallel als antiparallel ausrichten, weil die parallele Ausrichtung das niedrigere Energieniveau ist, entsteht eine messbare Längsmagnetisierung. In der parallelen oder antiparallelen Ausrichtung im externen Magnetfeld präzessieren die Protonen jedoch nicht synchron, so dass sich die Vektoren der transversalen Magnetisierung auslöschen und somit 0 ergeben (Schild, 1990).

In Abbildung 8 ist die Z-Achse die Richtung des externen Magnetfeldes, die XY-Achse ist dabei die transversale Ebene (die X-Achse zeigt auf den Leser). Der gelbe Pfeil stellt den präzessierenden Spin bzw. das präzessierende Proton dar. Die rote Linie stellt den Vektor der messbaren Längsmagnetisierung dar.

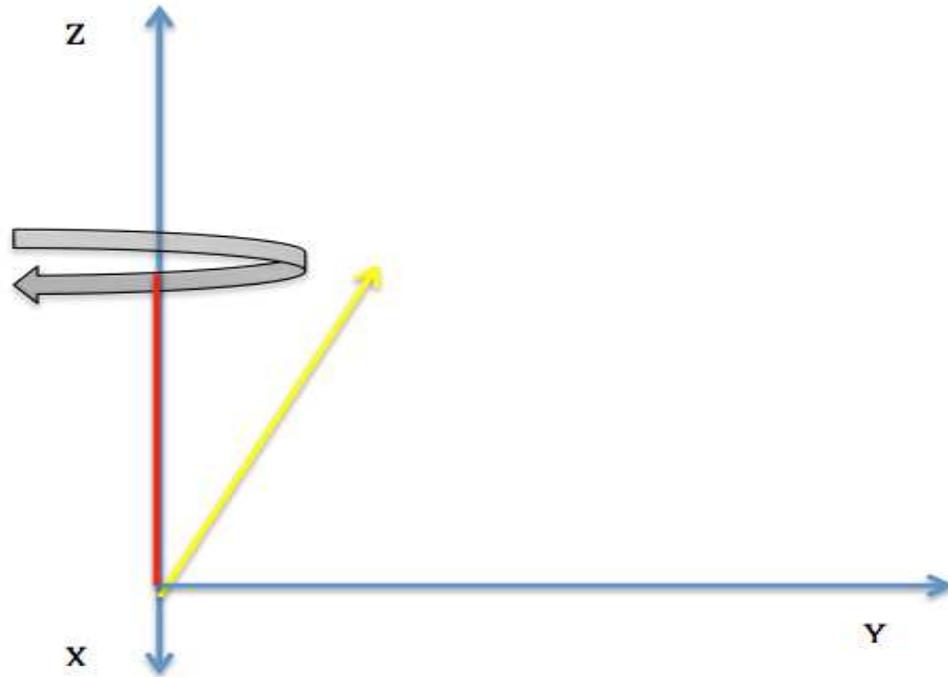


Abbildung 8: Längsmagnetisierung im externen Magnetfeld

In Abbildung 9 sind zwei präzessierende Spins dargestellt (gelbe Pfeile). Jene präzessieren im externen Magnetfeld nicht synchron. Das führt dazu, dass sich die transversale Magnetisierung (die Summe der grünen und der gestrichelten grünen Linie ergibt 0) gegenseitig auslöscht.

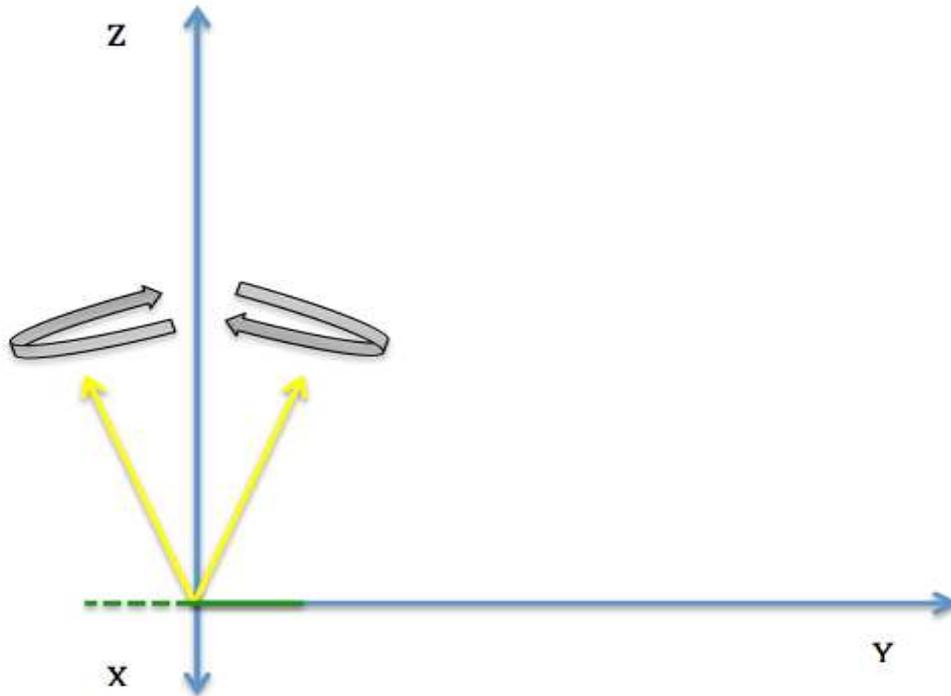


Abbildung 9: Transversale Magnetisierung im externen Magnetfeld

Die Frequenz der Präzessionsbewegung wird Larmor- oder Präzessionsfrequenz genannt. Sie hängt ab von einer stoffspezifischen Konstante (γ) und dem äußeren Magnetfeld (B_0). Für Wasserstoffatome beträgt sie 42 MHz pro Tesla. Sendet man nun einen definierten elektromagnetischen Impuls aus, wird die Ordnung der Protonen gestört. Der definierte elektromagnetische Impuls bzw. RF-Impuls muss aber genau so groß sein wie die Larmorfrequenz der Spins bzw. Protonen, da nur dann die Protonen auf den RF-Impuls reagieren, Prinzip der Resonanz (Schild, 1990).

Durch den RF-Impuls präzessieren die Spins synchron und ändern durch die Energieaufnahme des RF-Impulses ihre Z-Ausrichtung, nämlich von dem energieärmeren Niveau „parallel“ in das energiereichere Niveau „antiparallel“. Das

impliziert, dass die messbare longitudinale Magnetisierung durch die Änderung der Z-Ausrichtung abnimmt, da sich die Anzahl paralleler und antiparalleler Spins ausgleicht, und dass die messbare transversale Magnetisierung durch das synchrone Präzessieren der Spins steigt. Wie weit die Spins in Richtung Z-Achse ausgelenkt werden hängt von der Dauer, der Intensität und der Wellenform des RF-Impulses ab (Schild, 1990).

In Abbildung 10 ist veranschaulicht, dass sich die longitudinale Magnetisierung (rote Linien) der parallelen und antiparallelen Spins (gelbe Pfeile) auslöscht.

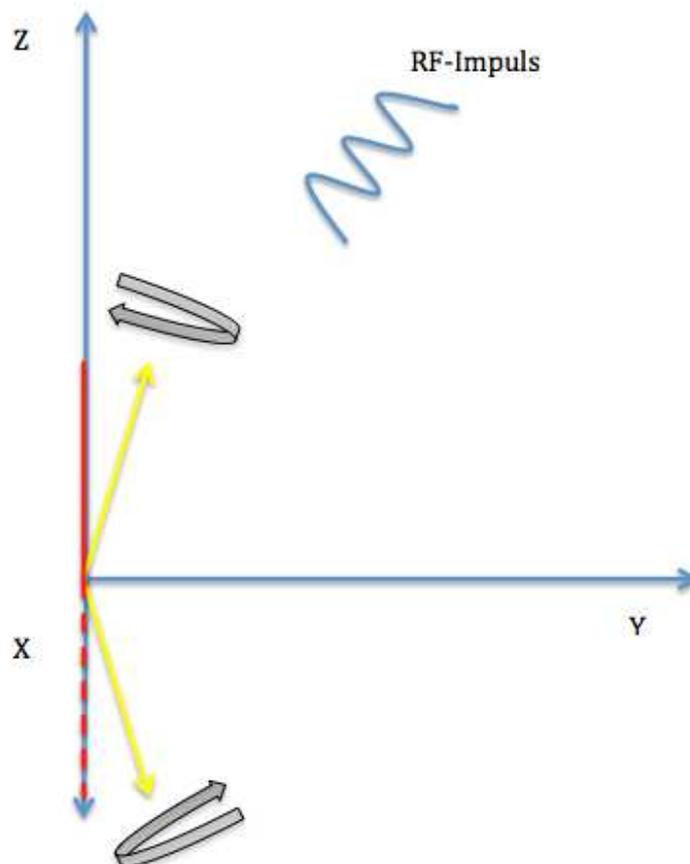


Abbildung 10: Längsmagnetisierung nach RF-Impuls

In Abbildung 11 ist schematisch dargestellt, dass die Spins (gelbe Pfeile) durch den RF-Impuls synchron präzessieren und sich daher die transversale Magnetisierung der Spins addiert.

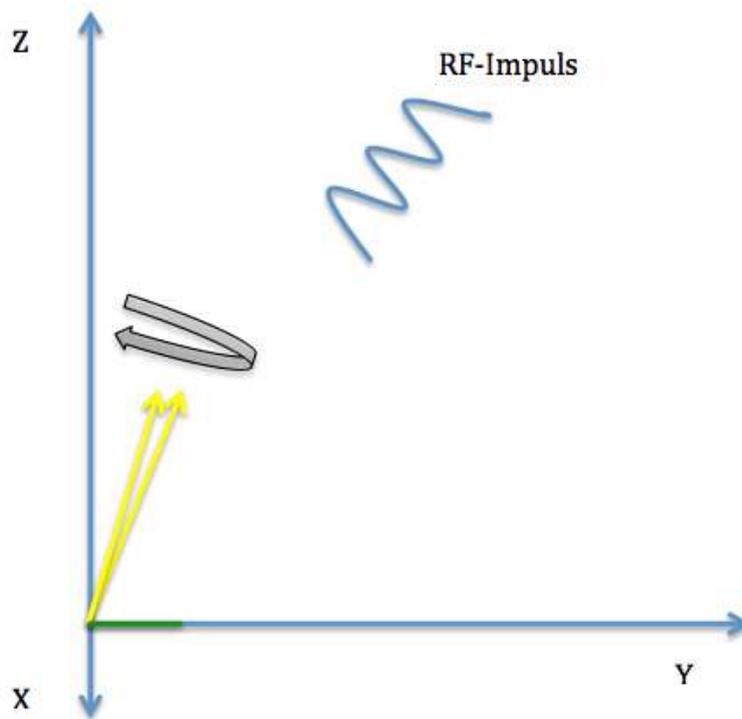


Abbildung 11: Transversale Magnetisierung nach RF-Impuls

Nach der Anregung verweilen die Protonen nicht in diesem Zustand, sondern kehren unmittelbar danach in den Grundzustand zurück, auch Relaxation genannt. Das erneute Ausrichten der Spins zurück in die parallele Ausrichtung wird longitudinale Relaxation genannt; die longitudinale Magnetisierung nimmt erneut zu. Die longitudinale Relaxationszeit, auch Spin-Gitter-Relaxationszeit, wird durch die Zeitkonstante T_1 beschrieben. Das Desynchronisieren der Präzession bzw. der Verlust der Phasenkohärenz wird transversale Relaxation genannt; die transversale Magnetisierung nimmt wieder ab. Die transversale Relaxationszeit, auch Spin-Spin-Relaxationszeit wird durch die Zeitkonstante T_2 beschrieben. Die T_1 Relaxationszeit (300 bis 2000 Millisekunden) ist langsamer als die T_2 Relaxationszeit (30-150

Millisekunden). Die Relaxationszeiten sind aufgrund von der Protonendichte von Gewebe zu Gewebe unterschiedlich. So hat Wasser eine lange T_1 und T_2 Relaxationszeit und Fett eine kurze T_1 und T_2 Relaxationszeit. Während den Relaxationen geben die Protonen Signale ab. Die Impulse, die von den Protonen während der Relaxation ausgehen, sind sehr schwach. Daher werden die Protonen mittels der RF-Impulse mehrmals hintereinander angeregt und die gemessenen Signale gemittelt. Die Zeit zwischen zwei Anregungen wird Repetitionszeit (TR) genannt und die Zeit zwischen Anregung und Signalaufnahme wird Echozeit (TE) genannt. Die TR- und TE-Zeiten sind charakteristisch für die Erzeugung von T_1 - und T_2 -gewichteten Sequenzen. Die standardmäßigen Sequenzen im heutigen klinischen Alltag sind Spin-Echo- und Turbo-Spin-Echo- Sequenzen (Schild, 1990).

Die von den Protonen abgegebenen Signale werden nach der Anregung von Hochfrequenzspulen registriert, die dem Patienten direkt anliegen (z.B. bei der Untersuchung des Knies umschließt eine spezielle Knie-Spule das Knie des Patienten) und dann mit Hilfe spezieller Rechner verarbeitet. Die empfangenen kontinuierlichen Signale werden mit der Fourier-Transformation in ein kontinuierliches Spektrum zerlegt. Als Resultat dieser komplexen Prozesse entsteht schließlich ein dreidimensionales Bild mit Graustufen auf einem speziellen, zur Befundung geeigneten Monitor.

Es entstehen Bilder unterschiedlicher Signalintensität, nämlich signalreich (hyperintens/hell) oder signalarm (hypointens/dunkel). Auf dem Monitor werden die energetisch-unterschiedlich abgegebenen elektromagnetischen Signale bzw. die verschiedenen Signalintensitäten als Graustufen angezeigt. So erscheint Flüssigkeit in T_2 -gewichteten Sequenzen hyperintens bzw. hell und in T_1 -gewichteten Sequenzen hypointens bzw. dunkel (Schild, 1990, Morneburg, 1995, Pohmann, 2011, Reiser et al., 2011, Rummeny et al., 2011).

2.4. Das Prinzip der elektromagnetischen Induktion

Das Prinzip der elektromagnetischen Induktion (auch Faraday'sche Induktion, nach Michael Faraday) beschreibt das Entstehen einer elektrischen Spannung entlang einer Leiterschleife durch die Änderung der magnetischen Flussdichte oder durch die Bewegung des elektrischen Leiters senkrecht zu den Feldlinien des externen Magnetfeldes. Die elektrische Spannung erzeugt Wärme.

2.6. Spezifische Absorptionsrate (SAR)

Die spezifische Absorptionsrate ist ein Maß für die Absorption von elektromagnetischen Feldern in einem Material. Ein Körper wird stets durch die Absorption von elektromagnetischer Feldenergie erwärmt. Die SAR hat die Einheit W/kg; Leistung pro Masse. In Bezug auf die MRT kann man sagen, dass die SAR das Potential für Erwärmungen im menschlichen Körper während einer MRT-Untersuchung beschreibt. Sie ist proportional zum Quadrat der vom RF-Impuls verwendeten B_1 -Amplitude, proportional zum Quadrat der verwendeten Resonanzfrequenz, proportional zur fünften Potenz des Patientenumfangs und antiproportional zur inneren Leitfähigkeit des Patienten. Es gibt Grenzwerte der SAR während einer MRT-Untersuchung, er darf nicht 4W/kg/15-Minuten überschreiten und ist abhängig von der untersuchten Körperregion. Welcher Wert gerade grenzwertig ist, wird vom MRT-System von einem sogenannten „RF-Watchdog“ überwacht (Shellock, 2000, Martin et al., 2009).

2.7. Der Zusammenhang zwischen der Magnetresonanztomographie und der elektromagnetischen Induktion sowie der spezifischen Absorptionsrate

Die Magnetresonanztomographie nutzt das Prinzip der elektromagnetischen Induktion zur Erzeugung von Bildern des menschlichen Körpers. Allerdings sind das Prinzip der elektromagnetischen Induktion, vorausgesetzt die zu untersuchende

Person trägt elektrisch leitendes Fremdmaterial an sich während der MRT-Untersuchung, und die spezifische Absorptionsrate eines Körpers die Ursache für die Entstehung von möglichen Verbrennungen am menschlichen Körper während MRT-Untersuchungen, (Shellock, 2000, Dempsey et al., 2001, Dempsey et al., 2001).

II. Fragestellung

Hämodynamisches Monitoring ist essentiell bei kritisch kranken Patienten. Das PiCCO-Plus-System stellt eine Methode zur Überwachung der Hämodynamik eines Patienten dar. Entscheidet man sich zur Verwendung dieses Systems, so wird dem Patienten neben einem zentralvenösen Katheter ein sogenannter PiCCO-Katheter gelegt. Jener Katheter registriert Temperaturunterschiede im Blut oder misst arterielle Drücke. Er wird an einen PiCCO-Monitor angeschlossen, der die vom PiCCO-Katheter gemessenen Werte anzeigt. Diese gemessenen Hämodynamikparameter liefern dem Arzt wichtige Informationen über die aktuelle Kreislaufsituation des Patienten und tragen folglich indirekt zur Entscheidung über die medizinische Versorgung bei.

Häufig kommt es vor, dass Patienten, denen ein PiCCO-Katheter gelegt wurde, sich einer MRT-Untersuchung unterziehen müssen. Es stellt sich die Frage, ob ein PiCCO-Katheter während der MRT-Untersuchung entfernt werden muss oder nicht. PiCCO-Katheter bestehen zu ca. 55 % aus ferromagnetischem Nickel und zu ca. 45% aus nicht-ferromagnetischem Titan. Beide Stoffe sind elektrisch leitend. Diese Stoffzusammensetzung wird auch Nitinol genannt. Die MRT nutzt Magnetfelder und RF-Impulse zur Erzeugung von Bildern des menschlichen Körpers. Möglicherweise üben jedoch das Magnetfeld in der MRT und die RF-Impulse eine ausreichend große Kraft auf den Katheter aus, so dass es durch die elektromagnetische Induktion und aufgrund der spezifischen Absorptionsrate eines Körpers zu Verletzungen des Patienten und/oder zu Schäden des PiCCO-Katheters kommen könnte (Shellock, 2000, Dempsey et al., 2001, Dempsey et al., 2001, Losey et al., 2014) und dass Bildartefakte entstehen könnten, die eine konklusive Beurteilung der MRT-Bilder unmöglich machen. Entsprechend stellen sich folgende Fragen:

- „Schadet der PiCCO-Katheter dem Patienten während der MRT-Untersuchung?“
- „Disloziert der PiCCO-Katheter während der MRT-Untersuchung nach extrakorporal?“

- „Ist der PiCCO-Katheter nach der MRT-Untersuchung noch funktionstüchtig?“
- „Verursacht der intracorporal liegende Katheter Bildartefakte, die eine konklusive Beurteilung der erstellten MRT-Bilder unmöglich machen?“

Kenntnisse hierüber wären nicht nur für den Patienten von Bedeutung, sondern wären vor allem auch aus ökonomischer und arbeitstechnischer Sicht sehr wertvoll. Falls unsere Ergebnisse zeigen würden, dass MRT-Untersuchungen bei Patienten mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter problemlos durchführbar sind, könnte den Patienten ein erneutes Einbringen eines PiCCO-Katheters, was immer mit gewissen Risiken verbunden ist, erspart bleiben. Die häufigsten Risiken hierfür notwendiger arterieller Gefäßpunktionen sind Blutungen, Infektionen, Sepsis, Ischämien distal der Punktionsstelle und Bildung von Pseudoaneurysmata (Band et al., 1979, Lazarides et al., 1998, Scheer et al., 2002). Außerdem ist das Legen eines Katheters keine angenehme Untersuchungsprozedur für den Patienten. Die Zeit, in der der Patient hämodynamisch nicht überwacht wird, würde sich durch das Belassen des PiCCO-Katheters während der MRT-Untersuchung deutlich verkürzen, denn der Patient könnte unmittelbar nach der Untersuchung wieder an den PiCCO-Monitor angeschlossen werden. Zudem müsste kein neuer PiCCO-Katheter verwendet werden, was eine erhebliche finanzielle Einsparung bedeuten würde; ein PiCCO-Katheter kostet ca. 150 – 200 €.

Somit war es das Ziel der vorliegenden Arbeit herauszufinden, ob Patienten mit einem PiCCO-Katheter magnetresonanztomographisch untersucht werden dürfen, ohne dass dabei Komplikationen bzgl. Patientensicherheit, Funktionsfähigkeit des PiCCO-Katheters oder eingeschränkter Bildbeurteilung auftreten.

III. Patienten, Material und Methodik

1. Versuchspersonen

1.1. Einschlusskriterien

In die Studie wurde jeder Patient auf der gastroenterologischen Intensivstation 2/11 im Klinikum rechts der Isar einbezogen, bei dem eine MRT-Untersuchung mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter im Zeitraum vom Juni 2006 bis August 2014 durchgeführt wurde. Außerdem wurden alle in den letzten 5 Jahren magnetresonanztomographisch untersuchten Patienten aus den externen Kliniken miteinbezogen, welche den „Fragebogen an externe Kliniken“ (siehe Anhang) beantworteten. Das Krankheitsbild bzw. der Grund des Aufenthalts auf der Intensivstation, das Alter und das Geschlecht waren nicht relevant.

1.2. Ausschlusskriterien

Ausgeschlossen von der Studie wurden alle Patienten, bei denen im Zeitraum Juni 2006 bis August 2014 keine MRT-Untersuchung bei zeitgleich liegendem PiCCO-Katheter geplant war bzw. durchgeführt wurde.

1.3. Patientencharakteristika

Unabhängig von der bestehenden Erkrankung wurden auf der Intensivstation 2/11 des Klinikums rechts der Isar (Technische Universität München) Daten von denjenigen Patienten herausgesucht, die sich im Zeitraum vom Juni 2006 bis August 2014 mit

einem intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter einer MRT-Untersuchung unterzogen haben.

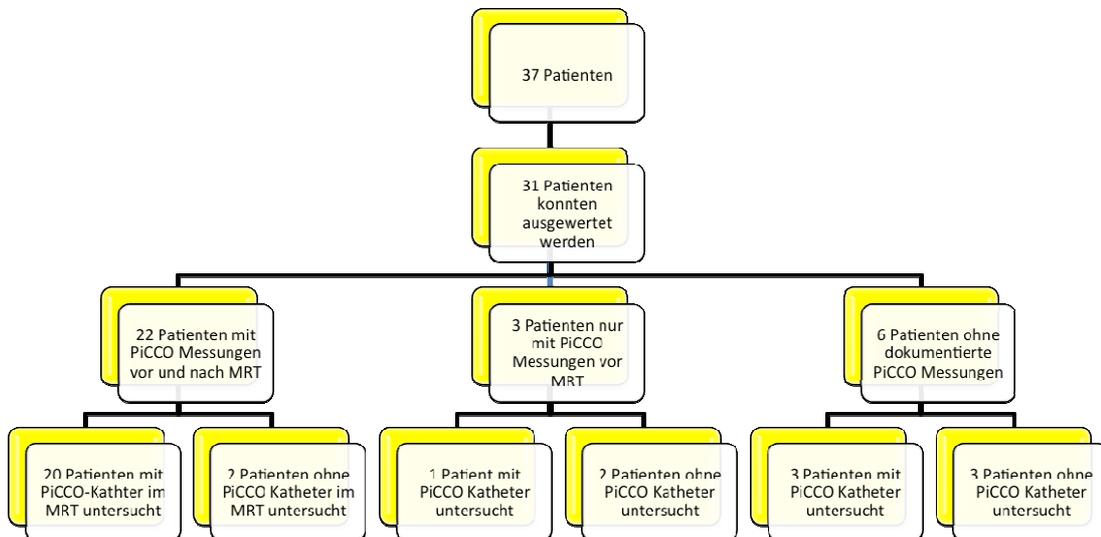


Abbildung 12: PiCCO-Messungen vor und nach MRT

In diesem Zeitraum unterzogen sich 37 Patienten einer MRT-Untersuchung (siehe Abbildung 12).

Von 31 dieser 37 Patienten konnten 31 Patientendaten ausgewertet werden.

Bei 7 von 31 Patienten wurde der PiCCO-Katheter spätestens einen Tag vor der MRT gewechselt bzw. entfernt. Bei den übrigen 24 Patienten wurde die MRT-Untersuchung mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter durchgeführt.

Bei 22 von den 31 Patienten wurden mindestens 2 PiCCO Messungen vor und mindestens 2 PiCCO Messungen nach der MRT-Untersuchung durchgeführt. Die letzten beiden Messungen vor und die ersten beiden Messungen nach der MRT-Untersuchung wurden für die vorliegende Studie ausgewertet. Von diesen 22 Patienten wurden 20 Patienten mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter magnetresonanztomographisch untersucht. Bei den anderen Patienten wurde der PiCCO-Katheter vorher entfernt.

Bei 3 von den 31 Patienten lagen nur PiCCO-Messungen vor der MRT-Untersuchung vor. 2 Patienten von diesen 3 Patienten wurden ohne intrakorporal liegenden PiCCO-Katheter im MRT untersucht und 1 Patient mit PiCCO-Katheter. Es wurden keine Komplikationen vor oder nach der MRT-Untersuchung beschrieben.

Bei 6 von den 31 Patienten wurden keine PiCCO-Messungen dokumentiert. Die Hälfte dieser Patienten wurde mit liegendem PiCCO-Katheter untersucht, die andere Hälfte hingegen ohne PiCCO-Katheter. Es wurden keine Komplikationen vor oder nach der MRT-Untersuchung beschrieben.

Alle MRT-Untersuchungen fanden in einem 1,5 Tesla Gerät statt.

In die Auswertung einbezogen wurden diejenigen Patienten, die sich mit einem intrakorporal liegenden PiCCO-Katheter einer MRT-Untersuchung unterzogen und bei denen PiCCO-Messungen vor und nach der MRT dokumentiert waren. Insgesamt waren das 20 Patienten.

Nachfolgend sind die Patientencharakteristika der 20 Patienten aufgelistet, bei denen sowohl vor als auch nach der MRT-Untersuchung schriftlich dokumentierte PiCCO-Messungen vorhanden waren.

Alter, Größe und Gewicht

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert
Alter (a)	20	50	80	61,45
Größe (cm)	20	160	190	173,85
Gewicht (kg)	20	60	140	80,20
BMI (kg/m ²)	20	19,6	48,4	26,630

Abbildung 13: Patientendaten – Alter, Größe und Gewicht

Der jüngste Patient war 50 Jahre alt, der älteste Patient 80 Jahre, das ermittelte Durchschnittsalter aller Patienten betrug 62 Jahre. Der kleinste Patient war 160 cm groß, der größte Patient war 190 cm groß, die durchschnittliche Körpergröße betrug 173,9 cm. Das Körpergewicht des leichtesten Patienten betrug 60 kg, das des schwersten 140 kg, das durchschnittliche Körpergewicht betrug 80,2 kg. Der niedrigste BMI betrug 19,6 kg/m², der höchste 48,4 kg/m², dabei betrug der durchschnittliche BMI 26,6 kg/m² (siehe Abbildung 13).

Liegedauer auf der Intensivstation 2/11

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert
ICU Liegedauer	16	8	98	36,81

Abbildung 14: Patientendaten - Liegedauer auf der Intensivstation 2/11

Die maximale Liegedauer (siehe Abbildung 14) auf der Intensivstation 2/11 betrug 98 Tage, die kürzeste Liegedauer betrug 8 Tage. Das ergibt eine durchschnittliche Liegedauer von 36,8 Tagen. 4 Patienten befanden sich zum Zeitpunkt der Datenerhebung noch auf der Intensivstation. Diese wurden nicht in die Berechnung der durchschnittlichen Liegedauer einbezogen.

Klinische Risiko-Scores

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
APACHE_II	10	14	32	22,90	5,384
SAPS	20	15	61	41,45	12,446
TISS	20	10	35	20,80	6,237

Abbildung 15: Patientendaten - Klinische Risiko-Scores

Bei den erhobenen klinischen Risiko-Scores schwankte der Apache II-Score (n=10) zwischen 14 und 32, das ergibt einen Mittelwert von 22,9. Der SAPS-Score (n=20) schwankte mit einem Mittelwert von 41,5 zwischen 15 und 61. Der maximale Wert des TISS-Score betrug 35 und der minimalste Wert 10. Somit ergab sich ein Mittelwert von 20,8 (siehe Abbildung 15).

Gerinnungsparameter

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Quick (%)	20	32	114	75,85	21,549
INR	20	0,9	2,2	1,260	0,3315
pTT (s)	20	25	72	43,25	13,377
Thrombozyten (x1000/ μ l)	20	26	377	115,25	101,267

Abbildung 16: Patientendaten - Gerinnungsparameter

Zudem wurden die letzten Gerinnungsparameter vor der anstehenden MRT-Untersuchung des Patienten dokumentiert (siehe Abbildung 16). Der minimale Quick-Wert betrug 32, der maximale 114, das ergibt einen Mittelwert von 75,9. Die INR schwankte zwischen 0,9 und 2,2 bei einem Mittelwert von 1,3. Die PTT schwankte mit einem Mittelwert von 43,3 zwischen 25 und 72 Sekunden. Die Zahl der Thrombozyten variierte zwischen 26.000 und 377.000 pro Mikroliter Blut.

2. Art und Durchführung der Studie

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine retrospektive Studie, bei der 31 Patientendaten ausgewertet wurden. Außerdem wurde ein selbsterstellter Fragebogen an 11 externe Kliniken bzw. an 11 Mitglieder des Expertenteams „PULSION'S Medical Advisory Board“ (siehe Anhang VIII. II.) verschickt, mit der Absicht gebietsübergreifende Informationen zu erhalten. Die Antworten der Fragebögen wurden im Rahmen der Studie ausgewertet.

Ziel war es herauszufinden, ob der PiCCO-Katheter für die MRT-Untersuchung entfernt wurde. Falls er nicht entfernt wurde, wurde recherchiert, ob während der Untersuchung Komplikationen auftraten und ob man eine Schädigung am PiCCO-Katheter feststellen konnte. Um eine Schädigung des PiCCO-Katheters auszuschließen, wurden die Parameter der letzten beiden PiCCO-Messungen vor der MRT-Untersuchung mit den Parametern der ersten beiden PiCCO-Messungen nach der MRT-Untersuchung verglichen. Der Zeitabstand der PiCCO-Messungen vor und nach der MRT-Untersuchung wurde dokumentiert. Außerdem wurde festgehalten, welche Körperregion untersucht wurde und in welcher Körperregion sich der PiCCO-Katheter während der MRT-Untersuchung befand. Die Magnetfeldstärke der Magnetresonanztomographen, in denen die Untersuchung stattfand, war bekannt.

Vor der Auswertung der Patientenakten wurde eine Checkliste erstellt. In diese Checkliste gingen die Kriterien mit ein, anhand derer festgestellt werden konnte, ob der PiCCO-Katheter entfernt wurde.

- Wurde ein Katheterwechsel in der Patientenkurve dokumentiert? Wenn ja, erfolgte der Katheterwechsel spätestens einen Tag vor der MRT?
- Dokumentierten die intensivmedizinischen Ärzte einen Katheterwechsel auf dem ärztlichen Übergabeblatt?
- Änderte sich laut Patientenkurve die Liegedauer des Katheters vor und nach der durchgeführten MRT?

Ergaben sich keinerlei Hinweise auf einen Katheterwechsel, wurden die Akten systematisch darauf überprüft, ob Komplikationen bzw. Probleme während der Untersuchung aufgetreten und diese dokumentiert worden waren.

3. Fragebogen an externe Kliniken

Um herauszufinden wie andere Kliniken vorgehen, wenn bei einem Patienten, der mittels PiCCO-Katheter hämodynamisch überwacht wird, eine MRT durchgeführt werden muss, wurde ein Fragebogen (siehe Anhang VIII. II.) erstellt und an 20 Kliniken verschickt, die das PiCCO-System zur Überwachung hämodynamisch instabiler Patienten verwenden. Ziel war es herauszufinden:

1. Ob der PiCCO-Katheter vor der MRT-Untersuchung entfernt wurde. Falls nicht, ob die MRT-Untersuchung dem Patienten schadete oder den PiCCO-Katheter beschädigte.
2. Wie viele MRT-Untersuchungen in den letzten 5 Jahren durchgeführt worden sind.
3. Ob die Radiologen mit der Untersuchung einverstanden waren.
4. Wie viele MRT-Untersuchungen mit PiCCO-Katheter in den letzten Jahren durchgeführt worden sind.
5. Wie groß die Magnetfeldstärke des Magnetresonanztomographen war, in dem die Patienten untersucht wurden.
6. Ob der PiCCO-Katheter Bildartefakte verursachte.
7. Ob die Körperregion in der MRT untersucht wurde, in der sich der PiCCO-Katheter befand.

11 Kliniken sendeten den ausgefüllten Fragebogen zurück. Das bestätigt, dass das Interesse der Kliniken sehr groß ist zu erfahren, ob ein PiCCO-Katheter im Falle einer anstehenden MRT-Untersuchung intrakorporal belassen werden kann oder nicht.

4. Statistische Tests

Die Vergleiche der letzten beiden PiCCO-Messungen inkl. Mittelwert vor der MRT-Untersuchung mit den ersten beiden PiCCO-Messungen inkl. Mittelwert nach der MRT-Untersuchung wurden mit dem Wilcoxon Test für verbundene Stichproben angestellt. Objektivster Gradmesser und primärer Endpunkt dieses Teils der Studie war der Vergleich der letzten PiCCO-Messung vor der MRT-Untersuchung mit der ersten PiCCO-Messung nach der MRT-Untersuchung (Vgl. (-1) vs. (+1)). Die entsprechenden Mittelwerte wurden mittels bekannter Standardverfahren ermittelt. Zur statistischen Auswertung wurde das Softwareprogramm „SPSS 22“ verwendet. Die erstellten Diagramme der Ergebnisse der statistischen Auswertung wurden mit Hilfe des Softwareprogrammes „Microsoft Excel 2010“ erstellt.

IV. Ergebnisse

1. Auswertung der hausinternen Patientendaten

1.1. MRT-Untersuchung mit oder ohne PiCCO-Katheter?

Nach Auswertung der 31 Patientendaten zeigte sich, dass bei 24 von 31 Patienten die MRT-Untersuchung mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter durchgeführt worden war. Bei keinem dieser 24 Patienten wurde über Komplikationen vor, während oder nach der MRT-Untersuchung berichtet.

Bei 20 dieser Patienten waren PiCCO-Messungen vor und nach der MRT-Untersuchung dokumentiert, die miteinander verglichen werden konnten. Stark abweichende Parameter vor und nach der MRT-Untersuchung geben einen indirekten Hinweis darauf, ob der PiCCO-Katheter während der MRT-Untersuchung einen Schaden genommen hat.

Bei 7 von 31 Patienten wurde der PiCCO-Katheter vor der MRT-Untersuchung entfernt.

D.h., dass bei 77% der Patienten eine MRT-Untersuchung mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter durchgeführt worden ist und dass bei 23% der Patienten der PiCCO-Katheter entfernt wurde (siehe Abbildung 17).

Hausintern: PiCCO-Katheter - Ja oder nein?

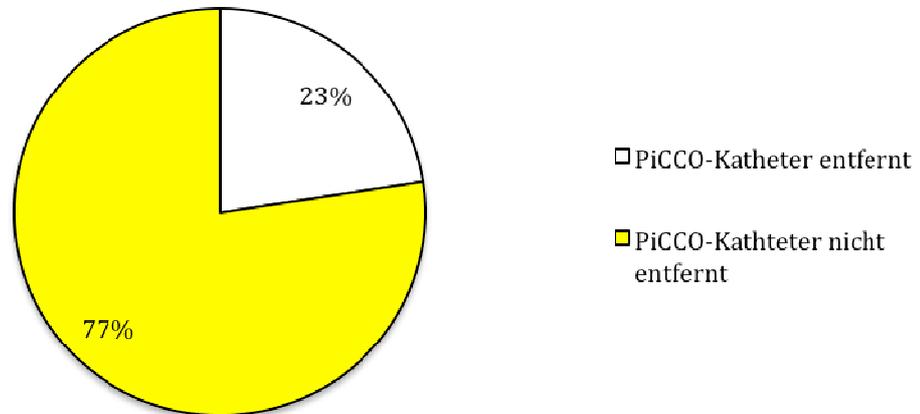


Abbildung 17: Hausinterne Analysen: PiCCO-Katheter - Ja oder nein?

1.2. Zeitlicher Abstand MRT-Untersuchung und PiCCO-Messungen

Der größte Zeitabstand zwischen vorletzter PiCCO-Messung und der MRT-Untersuchung betrug 116 Stunden 29 Minuten, der kleinste Zeitabstand 6 Stunden 17 Minuten. Im Durchschnitt erfolgte die vorletzte PiCCO-Messung 37 Stunden 28 Minuten vor der MRT-Untersuchung.

Der größte Zeitabstand zwischen letzter PiCCO-Messung und MRT-Untersuchung betrug 39 Stunden 30 Minuten, der kleinste Zeitabstand 0 Stunden 21 Minuten. Im Durchschnitt erfolgte die letzte PiCCO-Messung 15 Stunden 13 Minuten vor der MRT-Untersuchung.

Der größte Zeitabstand zwischen MRT-Untersuchung und erster PiCCO-Messung danach betrug 95 Stunden 34 Minuten, der kleinste Zeitabstand 3 Stunden 0 Minuten. Im Durchschnitt erfolgte die erste PiCCO-Messung 16 Stunden 19 Minuten nach der MRT.

Der größte Zeitabstand zwischen MRT-Untersuchung und zweiter PiCCO-Messung danach betrug 110 Stunden 8 Minuten, der kleinste Zeitabstand 6 Stunden 0 Minuten. Im Durchschnitt erfolgte die zweite PiCCO-Messung 34 Stunden 48 Minuten nach der MRT-Untersuchung.

1. 3. Lokalisation des PiCCO-Katheters während der MRT-Untersuchung und untersuchte Körperregion

Der PiCCO-Katheter befand sich bei keiner MRT-Untersuchung in der untersuchten Körperregion. In 19 Fällen wurde eine MRT-Schädel und in einem Fall eine MRT-gesamte Wirbelsäule durchgeführt.

Bei 12 MRT-Untersuchungen befand sich der PiCCO-Katheter in der rechten Arteria femoralis, bei 7 MRT-Untersuchungen in der linken Arteria femoralis und bei einer MRT-Untersuchung in der rechten Arteria radialis.

Die MRT-Untersuchungen dauerten zwischen 15 und 45 Minuten.

2. Vergleich PiCCO-Parameter vor und nach der MRT

Im Folgenden sind die Ergebnisse der mittels „Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben“ angestellten Vergleiche der letzten beiden PiCCO-Messungen vor MRT mit den ersten beiden PiCCO-Messungen nach MRT dargestellt, sowie die Vergleiche der Mittelwerte der letzten beiden PiCCO-Messungen vor MRT mit den Mittelwerten der ersten beiden PiCCO-Messungen nach MRT aufgelistet.

Insgesamt waren dies 27 Vergleiche, wovon bei lediglich 4 Vergleichen signifikante Unterschiede auftraten. 3 von diesen signifikanten Veränderungen traten bei den Vergleichen der vorletzten PiCCO-Untersuchungen vor der MRT-Untersuchung mit den zweiten PiCCO-Messungen nach der MRT-Untersuchung auf (Vgl. (-2) vs. (+2)). 1 dieser 4 signifikanten Veränderungen trat bei dem Vergleich der Mittelwerte der PiCCO-Messungen vor und nach der MRT-Untersuchung auf (Vgl. (-MW) vs. (+MW)). Objektivster Gradmesser und primärer Endpunkt dieses Teils der Studie war der Vergleich der letzten PiCCO-Messung vor der MRT-Untersuchung mit der ersten PiCCO-Messung nach der MRT-Untersuchung (Vgl. (-1) vs. (+1)). Dabei traten keine signifikanten Messunterschiede auf.

Die verglichenen PiCCO-Messungen sind die PiCCO-Messungen der 20 Patienten, bei denen die MRT-Untersuchung mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter durchgeführt wurde.

2.1. Herzindex (HI)

Bei 20 Patienten mit intraarterieller Lage des PiCCO-Katheters wurden folgende Vergleiche mittels dem „Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben“ angestellt:

- 1.) Vorletzter HI vor MRT ($HI(-2)=4,201 \text{ l/min/m}^2$) mit zweitem HI nach MRT ($HI(+2)=4,150 \text{ l/min/m}^2$).
- 2.) Letzter HI vor MRT ($HI(-1)=4,070 \text{ l/min/m}^2$) mit erstem HI nach MRT ($HI(+1)=4,089 \text{ l/min/m}^2$),
- 3.) Mittelwert der beiden letzten HIs vor MRT ($HI(-MW)=4,135 \text{ l/min/m}^2$) mit dem Mittelwert des ersten und zweiten HI nach MRT ($HI(+MW)=4,119 \text{ l/min/m}^2$).

Bei keinem dieser Vergleiche zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Werten vor und nach der MRT-Untersuchung (siehe Abbildung 18).

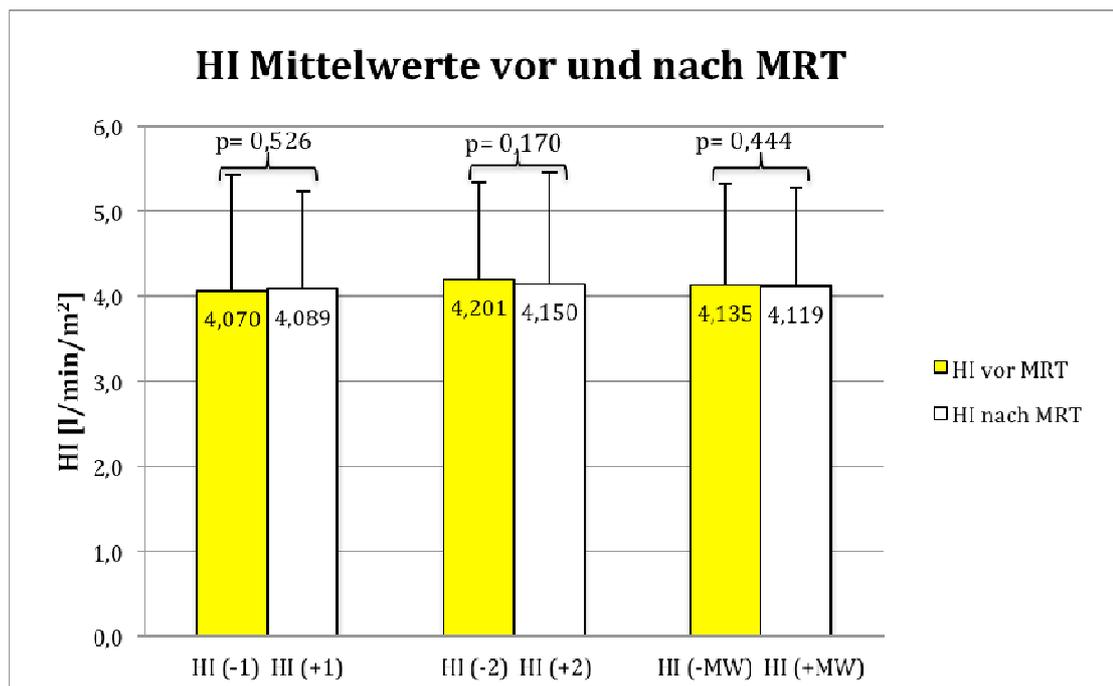


Abbildung 18: Herzindex vor und nach MRT

2.2. Globales enddiastolisches Volumen (GEDI)

Bei 20 Patienten mit intraarterieller Lage des PiCCO-Katheters wurden folgende Vergleiche mittels dem „Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben“ angestellt:

1.) Vorletzter GEDI vor MRT ($\text{GEDI}(-2)=851 \text{ ml/m}^2$) mit zweitem GEDI nach MRT ($\text{GEDI}(+2)=810 \text{ ml/m}^2$).

2.) Letzter GEDI vor MRT ($\text{GEDI}(-1)=775 \text{ ml/m}^2$) mit erstem GEDI nach MRT ($\text{GEDI}(+1)=802 \text{ ml/m}^2$),

3.) Mittelwert der beiden letzten GEDIs vor MRT ($\text{GEDI}(-\text{MW})=813 \text{ ml/m}^2$) mit dem Mittelwert des ersten und zweiten GEDI nach MRT ($\text{GEDI}(+\text{MW})=806 \text{ ml/m}^2$). Bei

keinem dieser Vergleiche zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Werten vor und nach der MRT-Untersuchung (siehe Abbildung 19).

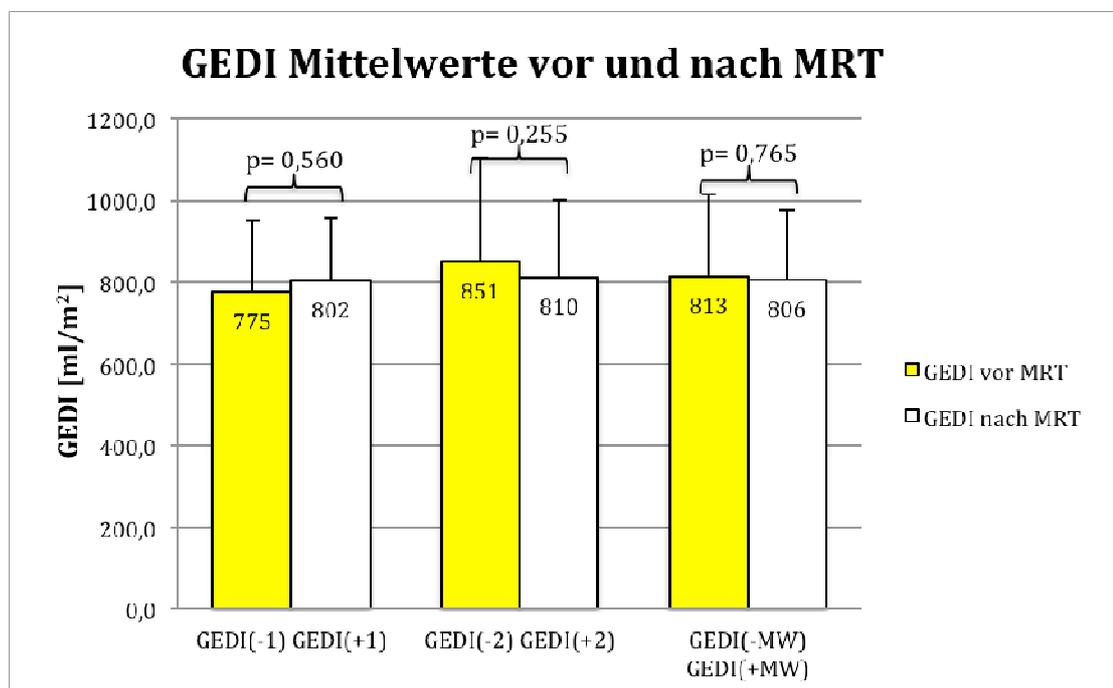


Abbildung 19: Globales enddiastolisches Volumen vor und nach MRT

2.3. Systemisch vaskulärer Widerstandsindex (SVRI)

Bei 20 Patienten mit intraarterieller Lage des PiCCO-Katheters wurden folgende Vergleiche mittels dem „Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben“ angestellt:

- 1.) Vorletzter SVRI vor MRT (SVRI(-2)=1553,7 $\text{dyn}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-5}\cdot\text{m}^2$) mit zweitem SVRI nach MRT (SVRI(+2)=1546 $\text{dyn}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-5}\cdot\text{m}^2$).
- 2.) Letzter SVRI vor MRT (SVRI(-1)=1513,2 $\text{dyn}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-5}\cdot\text{m}^2$) mit erstem SVRI nach MRT (SVRI(+1)=1456,1 $\text{dyn}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-5}\cdot\text{m}^2$).
- 3.) Mittelwert der beiden letzten SVRI vor MRT (SVRI(-MW)=1533,5 $\text{dyn}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-5}\cdot\text{m}^2$) mit dem Mittelwert des ersten und zweiten SVRI nach MRT (SVRI(+MW)=1501,0 $\text{dyn}\cdot\text{s}\cdot\text{cm}^{-5}\cdot\text{m}^2$).

Bei keinem dieser Vergleiche zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Werten vor und nach der MRT-Untersuchung (siehe Abbildung 20).

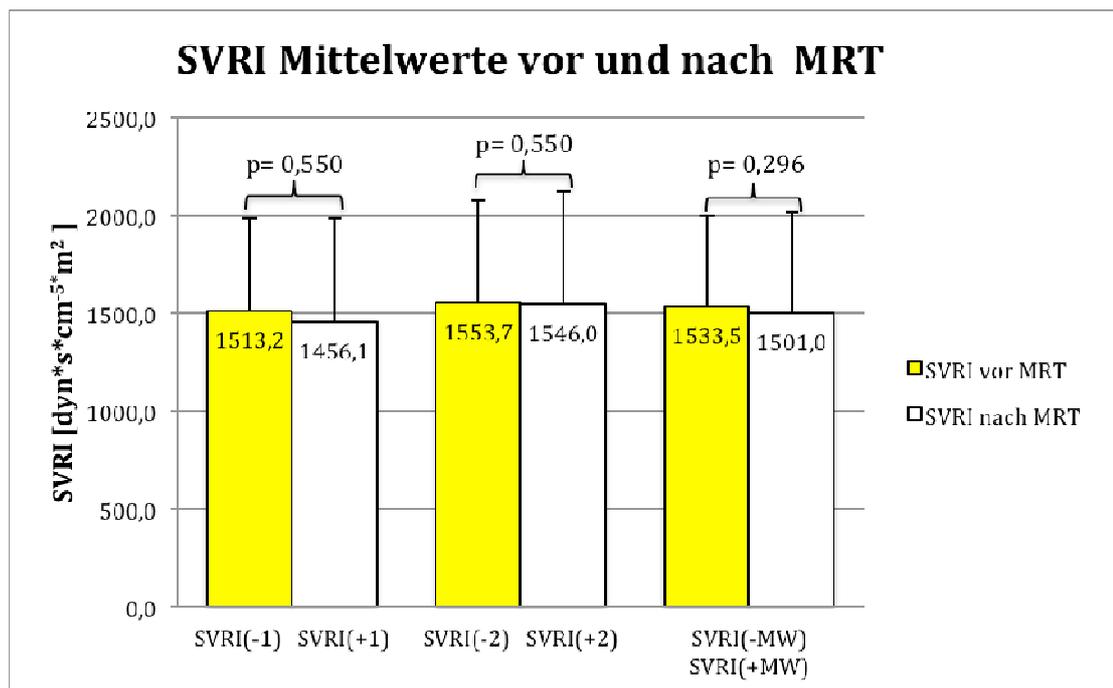


Abbildung 20: Systemic vascular resistive index vor und nach MRT

2.4. Extravaskulärer Lungenwasserindex (ELWI)

Bei 20 Patienten mit intraarterieller Lage des PiCCO-Katheters wurden folgende Vergleiche mittels dem „Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben“ angestellt:

1.) Vorletzter ELWI vor MRT (ELWI(-2)=9,20 ml/kg) mit zweitem ELWI nach MRT (ELWI(+2)=8,20 ml/kg).

2.) Letzter ELWI vor MRT (ELWI(-1)=8,70 ml/kg) mit erstem ELWI nach MRT (ELWI(+1)=8,90 ml/kg),

3.) Mittelwert der beiden letzten ELWIs vor MRT (ELWI(-MW)=8,95 ml/kg) mit dem Mittelwert des ersten und zweiten ELWI nach MRT (ELWI(+MW)=8,55 ml/kg).

Bei den Messwerten ELWI(-2) und ELWI(+2) zeigte sich ein signifikanter Messunterschied bei einem p-Wert von 0,021. Die übrigen Vergleiche zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen den Werten vor und nach der MRT-Untersuchung (siehe Abbildung 21).

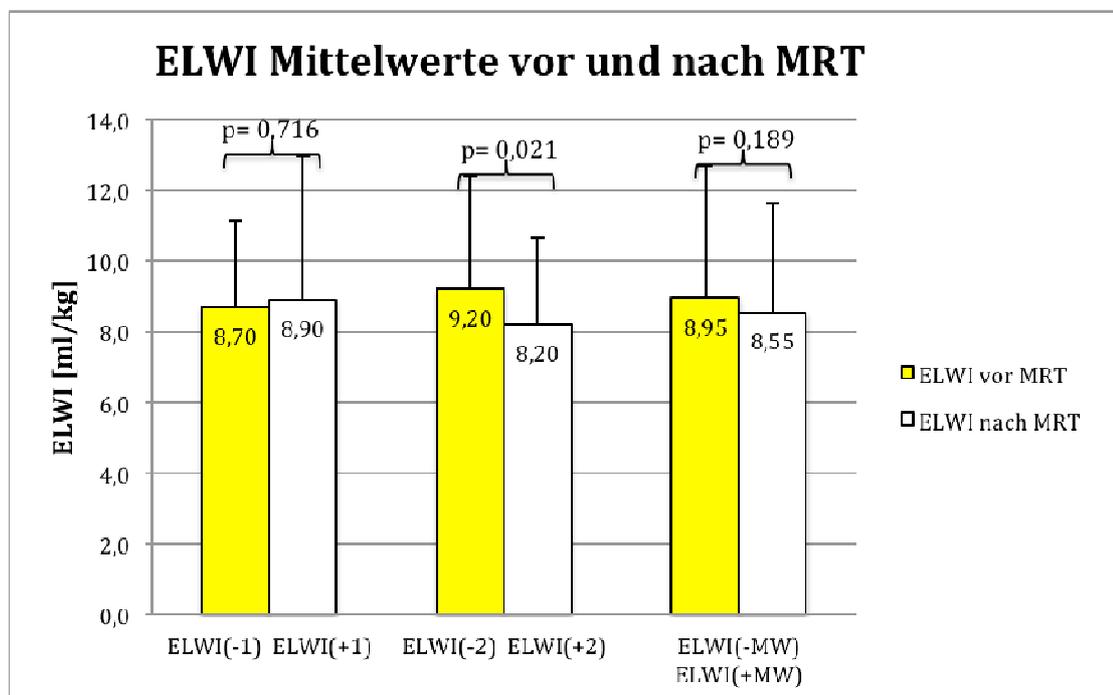


Abbildung 21: Extravaskulärer Lungenwasserindex vor und nach MRT

2.5. dPmax

Bei 20 Patienten mit intraarterieller Lage des PiCCO-Katheters wurden folgende Vergleiche mittels dem „Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben“ angestellt:

- 1.) Vorletzter dPmax vor MRT ($dP_{\max(-2)}=1380,89$ mmHg/s) mit zweitem dPmax nach MRT ($dP_{\max(+2)}=1401,53$ mmHg/s).
- 2.) Letzter dPmax vor MRT ($dP_{\max(-1)}=1391,55$ mmHg/s) mit erstem dPmax nach MRT ($dP_{\max(+1)}=1423,35$ mmHg/s).
- 3.) Mittelwert der beiden letzten dPmax' vor MRT ($dP_{\max(-MW)}=1410,43$ mmHg/s) mit dem Mittelwert des ersten und zweiten dPmax nach MRT ($dP_{\max(+MW)}=1442,30$ mmHg/s).

Bei keinem dieser Vergleiche zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Werten vor und nach der MRT-Untersuchung (siehe Abbildung 22).

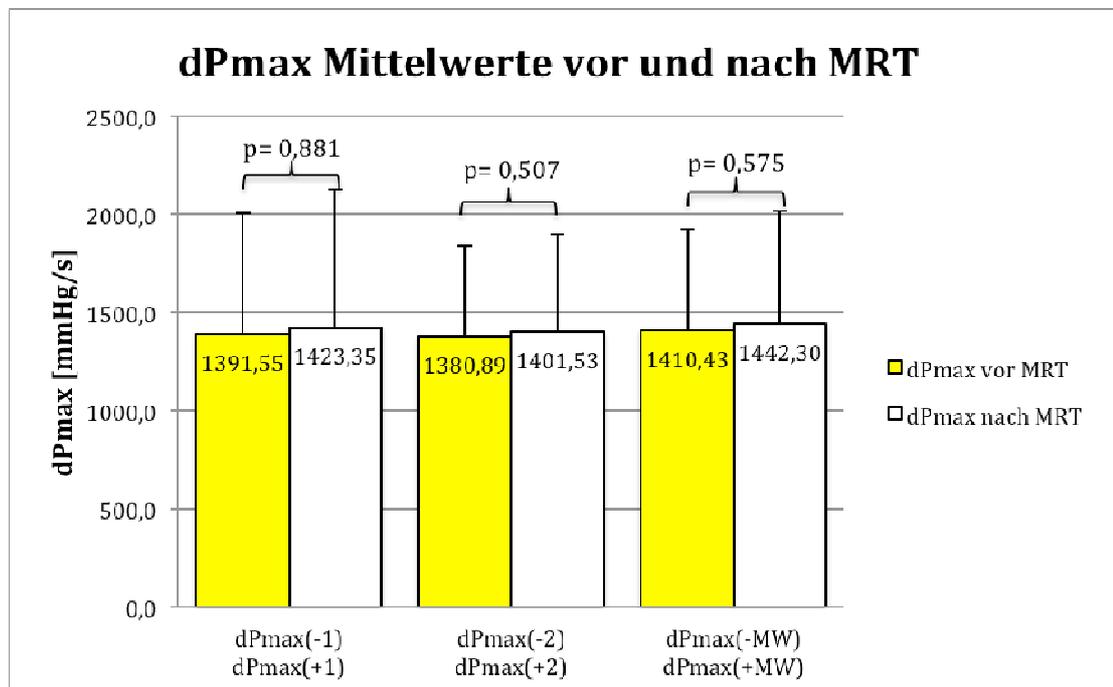


Abbildung 22: dPmax vor und nach MRT

2.6. Schlagvolumenvariation (SVV)

Bei 20 Patienten mit intraarterieller Lage des PiCCO-Katheters wurden folgende Vergleiche mittels dem „Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben“ angestellt:

1.) Vorletzter SVV vor MRT (SVV(-2)=12,12 %) mit zweitem SVV nach MRT (SVV(+2)=12,82 %).

2.) Letzter SVV vor MRT (SVV(-1)=13,83 %) mit erstem SVV nach MRT (SVV(+1)=12,61 %).

3.) Mittelwert der beiden letzten SVVs vor MRT (SVV(-MW)=12,53 %) mit dem Mittelwert des ersten und zweiten SVV nach MRT (SVV(+MW)=12,24 %).

Bei keinem dieser Vergleiche zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Werten vor und nach der MRT-Untersuchung (siehe Abbildung 23).

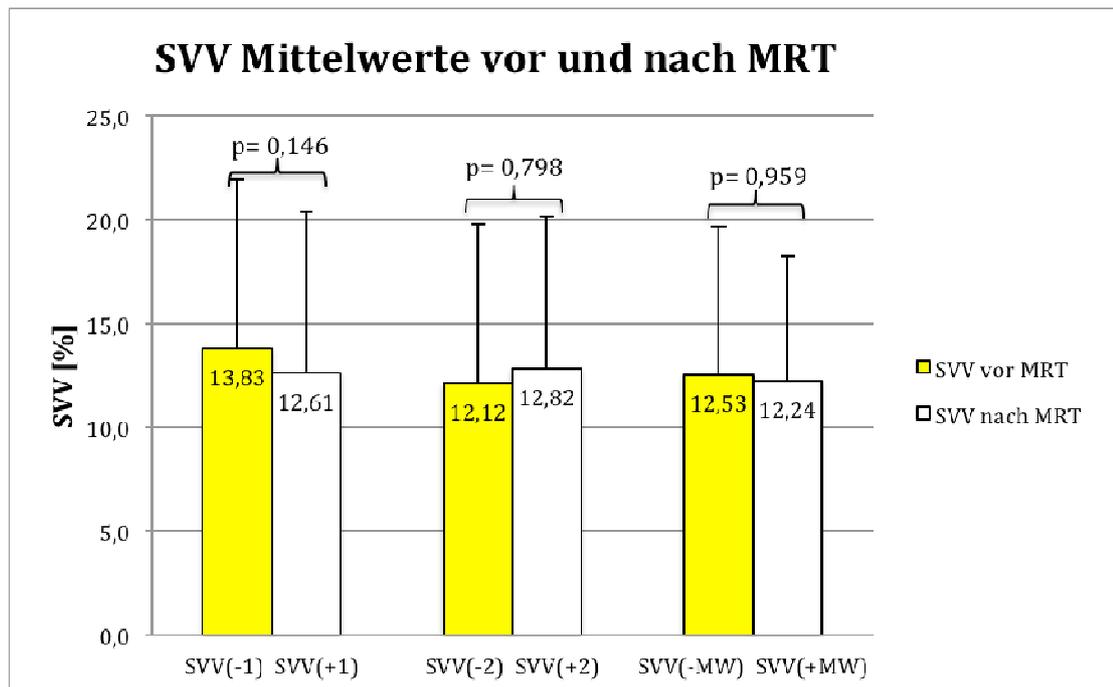


Abbildung 23: Schlagvolumenvariation vor und nach MRT

2.7. Schlagvolumenindex (SVI)

Bei 20 Patienten mit intraarterieller Lage des PiCCO-Katheters wurden folgende Vergleiche mittels dem „Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben“ angestellt:

- 1.) Vorletzter SVI vor MRT (SVI(-2)=49,60 ml/m²) mit zweitem SVI nach MRT (SVI(+2)=47,55 ml/m²).
- 2.) Letzter SVI vor MRT (SVI(-1)=46,11 ml/m²) mit erstem SVI nach MRT (SVI(+1)=43,42 ml/m²).
- 3.) Mittelwert der beiden letzten SVIs vor MRT (SVI(-MW)=48,13 ml/m²) mit dem Mittelwert des ersten und zweiten SVI nach MRT (SVI(+MW)=45,08 ml/m²).

Bei dem Vergleich von SVI(-MW) mit SVI(+MW) zeigte bei einem p-Wert von 0,036 ein signifikanter Messunterschied. Sonst zeigte sich bei keinem dieser Vergleiche ein signifikanter Unterschied zwischen den Werten vor und nach der MRT-Untersuchung (siehe Abbildung 24).

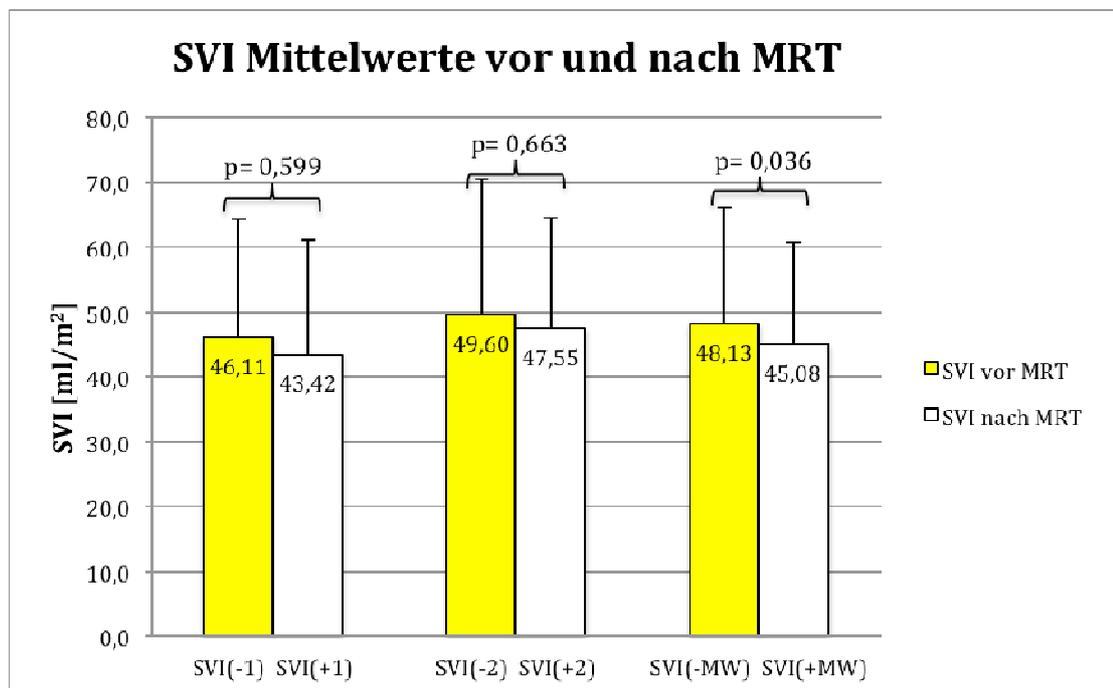


Abbildung 24: Schlagvolumenindex vor und nach MRT

2.8. Pulmonalvaskulärer Permeabilitätsindex (PVPI)

Bei 20 Patienten mit intraarterieller Lage des PiCCO-Katheters wurden folgende Vergleiche mittels dem „Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben“ angestellt:

- 1.) Vorletzter PVPI vor MRT (PVPI(-2)=1,57) mit zweitem PVPI nach MRT (PVPI(+2)=1,40).
- 2.) Letzter PVPI vor MRT (PVPI(-1)=1,73) mit erstem PVPI nach MRT (PVPI(+1)=1,51),
- 3.) Mittelwert der beiden letzten PVPIs vor MRT (PVPI(-MW)=1,69) mit dem Mittelwert des ersten und zweiten PVPI nach MRT (PVPI(+MW)=1,46).

Bei den Messwerten PVPI(-2) und PVPI(+2) zeigte sich ein signifikanter Messunterschied bei einem p-Wert von 0,039. Die übrigen Vergleiche zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen den Werten vor und nach der MRT-Untersuchung (siehe Abbildung 25).

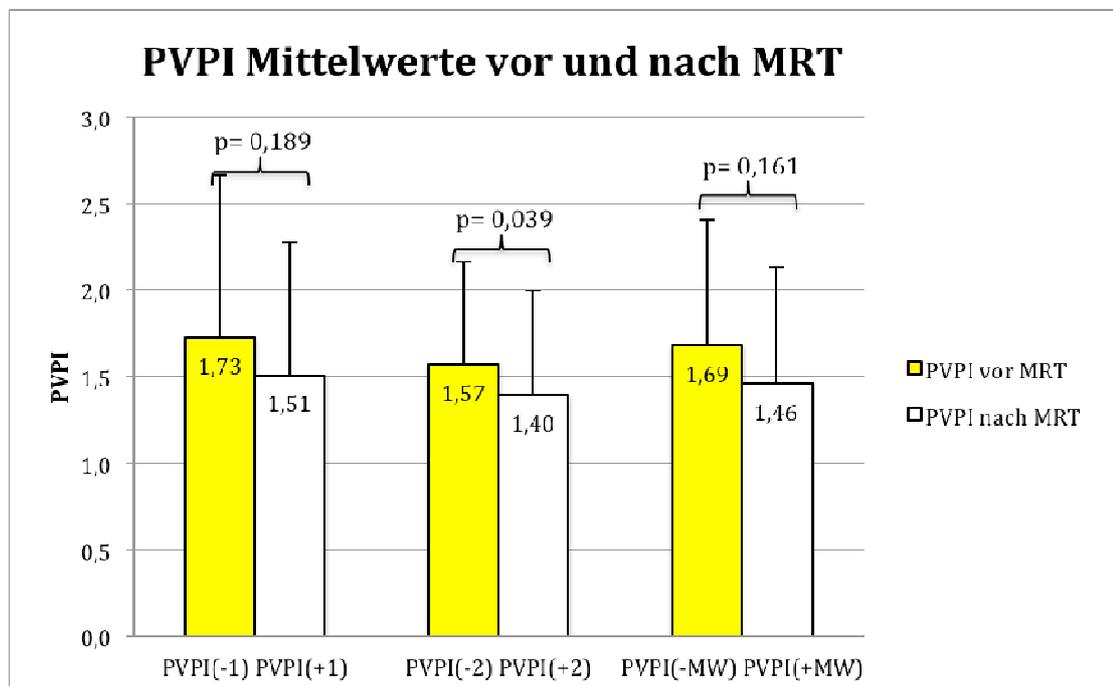


Abbildung 25: Pulmonalvaskulärer Permeabilitätsindex vor und nach MRT

2.9. Cardiac Powerindex (CPI)

Bei 20 Patienten mit intraarterieller Lage des PiCCO-Katheters wurden folgende Vergleiche mittels dem „Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben“ angestellt:

- 1.) Vorletzter CPI vor MRT ($\text{CPI}(-2)=0,80 \text{ W/m}^2$) mit zweitem PVPI nach MRT ($\text{CPI}(+2)=0,71 \text{ W/m}^2$).
- 2.) Letzter CPI vor MRT ($\text{CPI}(-1)=0,67 \text{ W/m}^2$) mit erstem CPI nach MRT ($\text{CPI}(+1)=0,74 \text{ W/m}^2$),
- 3.) Mittelwert der beiden letzten CPIs vor MRT ($\text{CPI}(-\text{MW})=0,73 \text{ W/m}^2$) mit dem Mittelwert des ersten und zweiten CPI nach MRT ($\text{CPI}(+\text{MW})=0,73 \text{ W/m}^2$).

Bei den Messwerten $\text{CPI}(-2)$ und $\text{CPI}(+2)$ zeigte sich ein signifikanter Messunterschied bei einem p-Wert von 0,048. Die übrigen Vergleiche zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen den Werten vor und nach der MRT-Untersuchung (siehe Abbildung 26).

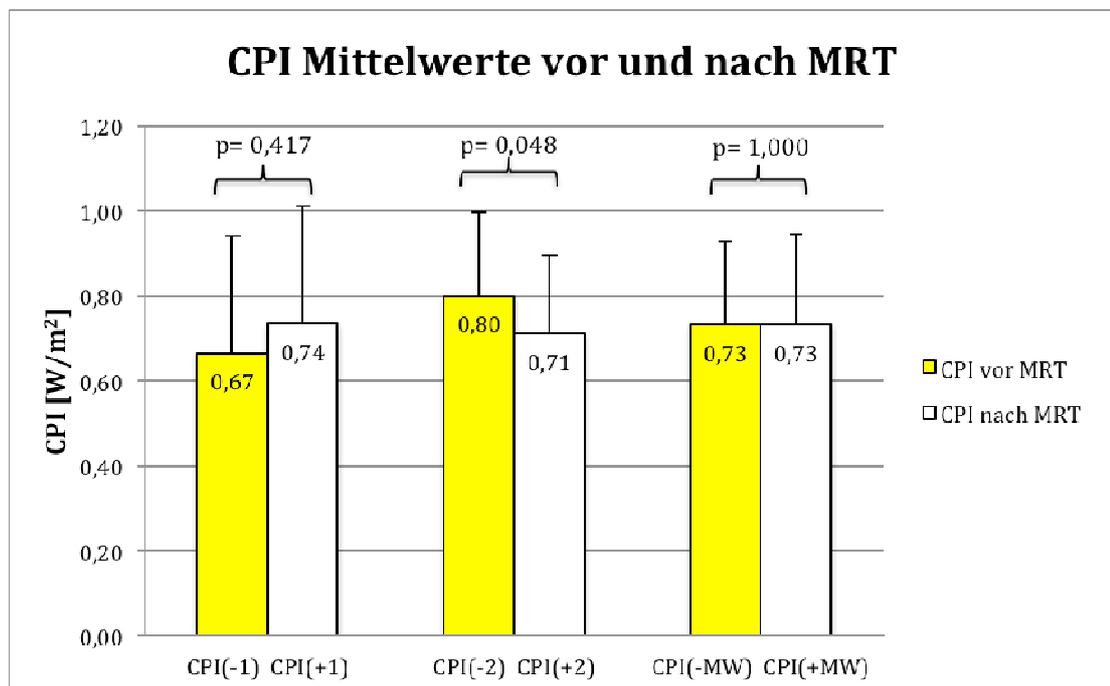


Abbildung 26: Cardiac Powerindex vor und nach MRT

3. Statistische Auswertung des Fragebogens an externe Kliniken

Die an 11 Kliniken verschickten Fragebögen wurden alle beantwortet und zurückgesendet. Die Auswertung zeigte, dass 6 Kliniken den PiCCO-Katheter für eine MRT-Untersuchung nicht entfernten und dass 5 Kliniken den PiCCO-Katheter aufgrund einer anstehenden MRT-Untersuchung entfernten (siehe Abbildung 27).

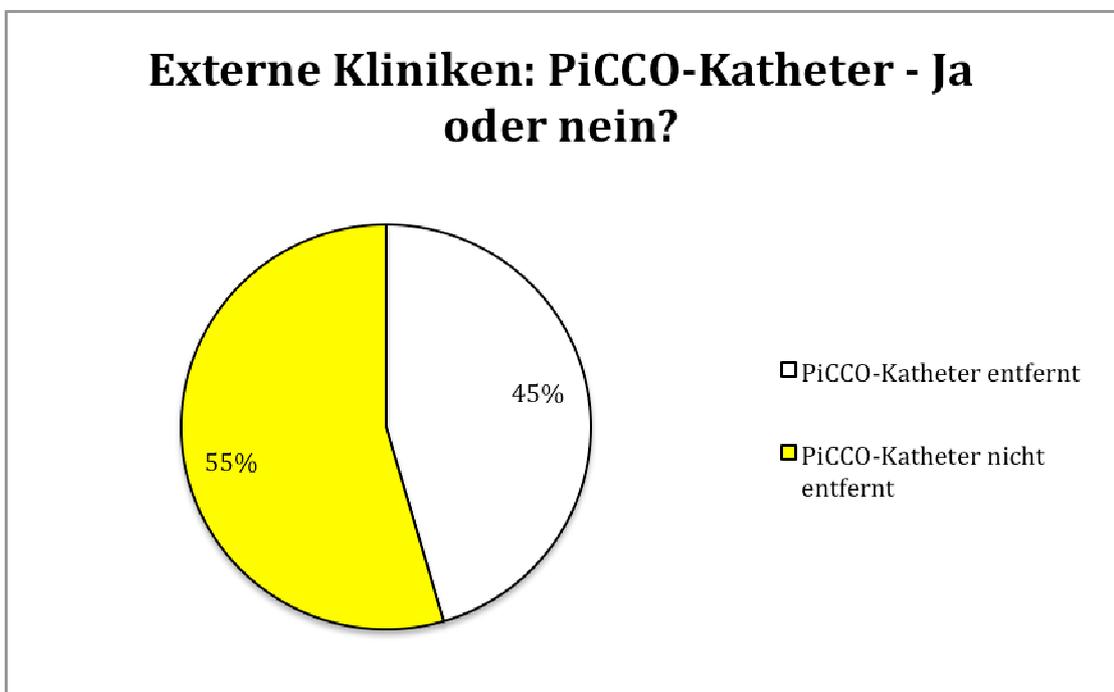


Abbildung 27: Externe Kliniken: PiCCO-Katheter - Ja oder nein?

In diesen Kliniken waren in den letzten 5 Jahren zwischen 9 und 120 MRT-Untersuchungen pro Klinik bei einem Patienten mit PiCCO-Katheter nötig. In 6 Kliniken wurden insgesamt 154 MRT-Untersuchungen bei Patienten mit PiCCO-Katheter durchgeführt. 29 der mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter durchgeführten Untersuchungen fanden in einem Magnetresonanztomographen mit der Magnetfeldstärke 3 Tesla statt. Die übrigen wurden in 1,5 Tesla starken Magnetresonanztomographen durchgeführt.

Keine Klinik berichtete über gesundheitliche Probleme des Patienten oder über technische Komplikationen vor, während oder nach der MRT.

In 5 Kliniken wurden insgesamt 203 MRT-Untersuchungen bei Patienten durchgeführt, bei denen der PiCCO-Katheter wegen der MRT-Untersuchung entfernt werden musste. Bei mindestens einem Drittel der Patienten wurde nach der MRT-Untersuchung ein neuer PiCCO-Katheter gelegt, das sind mindestens 68 Patienten (siehe Abbildung 28).

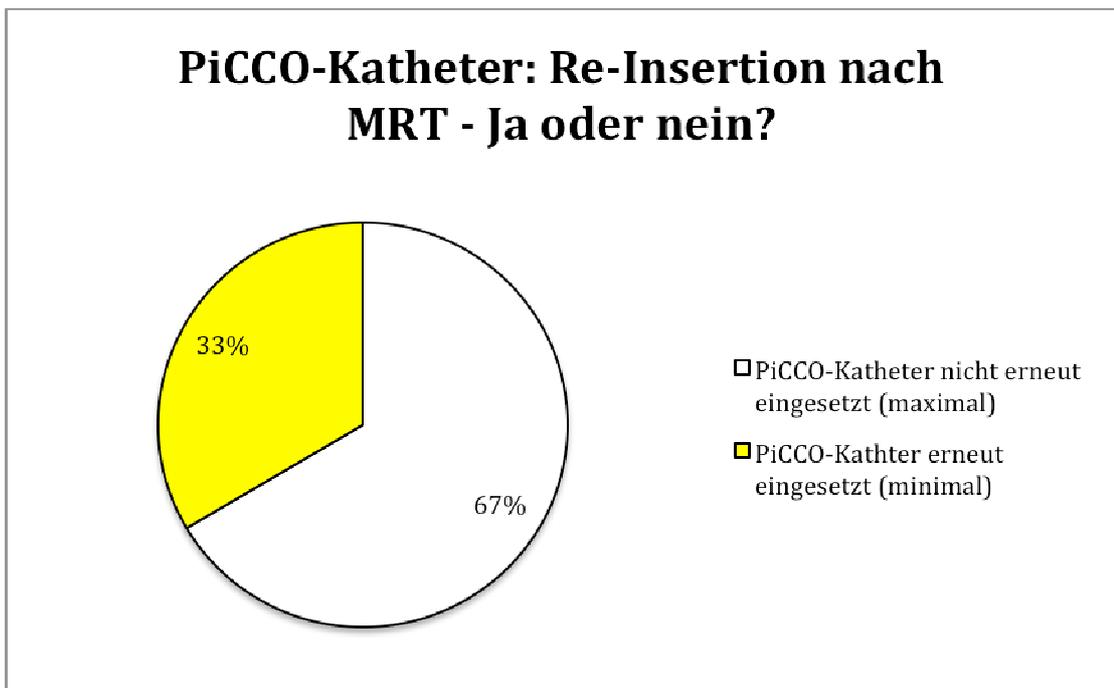


Abbildung 28: Externe Kliniken -PiCCO-Katheter Re-Insertion?

D.h., dass mindestens 68 Patienten dem Risiko ausgesetzt waren, welches mit einer erneuten arteriellen Gefäßpunktion einherging. Die häufigsten Risiken arterieller Gefäßpunktionen sind Blutungen, Infektionen, Sepsis, Ischämien distal der Punktionsstelle und Bildung von Pseudoaneurysmata (Band et al., 1979, Lazarides et al., 1998, Scheer et al., 2002). Außerdem mussten mindestens 68 neue PiCCO-Katheter verwendet werden, was mit relativ hohen Kosten verbunden ist. Ein PiCCO-Katheter kostet zwischen 150 € und 200 €, d.h. es entstanden Kosten in Höhe von 10.200€ - 13.600€. Das Legen eines PiCCO-Katheters ist zudem mit einem nicht unerheblichen Zeitaufwand für die Ärzte verbunden.

Nachfolgend sind nochmal die Ergebnisse der einzelnen Kliniken aufgelistet. Aus Gründen der Anonymität sind die aufgelisteten Ergebnisse nicht speziell den teilnehmenden Kliniken zugeordnet.

Klinik 1:

20 MRT-Untersuchungen in den letzten 5 Jahren mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter. Es wurde über keine Komplikationen berichtet. Die MRT-Untersuchungen fanden in einem 3-Tesla Gerät statt.

Klinik 2:

Der PiCCO-Katheter wurde vor der MRT-Untersuchung immer entfernt. Keine Angabe über die Anzahl der MRT-Untersuchungen. Die MRT-Untersuchungen fanden in einem 1,5-Tesla Gerät statt.

Klinik 3:

9 MRT-Untersuchungen in den letzten 5 Jahren mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter. Es wurde über keine Komplikationen berichtet. Die MRT-Untersuchungen fanden in einem 3-Tesla Gerät statt.

Klinik 4:

24 MRT-Untersuchungen in den letzten 5 Jahren. Der PiCCO-Katheter wurde vor jeder MRT-Untersuchung entfernt. In einigen Fällen wurde ein neuer PiCCO-Katheter nach der Untersuchung eingesetzt.

Klinik 5:

60 MRT-Untersuchungen in den letzten 5 Jahren. Der PiCCO-Katheter wurde vor jeder MRT-Untersuchung entfernt. In einigen Fällen wurde ein neuer PiCCO-Katheter nach der Untersuchung eingesetzt.

Klinik 6:

Der PiCCO-Katheter wurde vor der MRT-Untersuchung immer entfernt. Keine Angabe über die Anzahl der MRT-Untersuchungen.

Klinik 7:

23 MRT-Untersuchungen in den letzten 5 Jahren mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter. Es wurde über keine Komplikationen berichtet. Die MRT-Untersuchungen fanden in einem 1,5-Tesla Gerät statt.

Klinik 8:

60 MRT-Untersuchungen in den letzten 5 Jahren mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter. Es wurde über keine Komplikationen berichtet.

Klinik 9:

120 MRT-Untersuchungen in den letzten 5 Jahren. Der PiCCO-Katheter wurde vor jeder MRT-Untersuchung entfernt. In ungefähr einem Drittel der Fälle wurde ein neuer PiCCO-Katheter nach der Untersuchung eingesetzt.

Klinik 10:

30 MRT-Untersuchungen in den letzten 5 Jahren mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter. Es wurde über keine Komplikationen berichtet.

Klinik 11:

12 MRT-Untersuchungen in den letzten 5 Jahren mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter. Es wurde über keine Komplikationen berichtet.

Nachfolgend sind nochmal die Ergebnisse der externen Kliniken aufgeführt.

Einrichtung	Beobachtungs- zeitraum (Jahre)	MRT mit PiCCO	Katheter belassen (%)	Komplikationen bei belassenem Katheter (%)	Katheter -ersatz
Klinik 1	5	20	100	0	k. A.
Klinik 2	5	k. A.	0	0	k. A.
Klinik 3	5	9	100	0	k. A.
Klinik 4	5	24	0	0	k. A.
Klinik 5	5	60	0	0	k. A.
Klinik 6	5	k. A.	0	0	k. A.
Klinik 7	5	23	100	0	k. A.
Klinik 8	5	60	100	0	k. A.
Klinik 9	5	120	0	0	33%
Klinik 10	5	30	100	0	k. A.
Klinik 11	5	12	100	0	k. A.

Tabelle 3: Ergebnisse externe Kliniken

V. Diskussion

Die Überwachung intensivpflichtiger Patienten erfolgt heutzutage i. d. R. durch hämodynamisches Monitoring. Beim hämodynamischen Monitoring werden sämtliche Herz-Kreislauf-Parameter des Patienten überwacht, die es dem Arzt ermöglichen, ein konkretes Bild über den klinischen Zustand des Patienten zu bekommen. Gegenüber dem Verfahren des hämodynamischen Monitorings mittels PAK, bei dem sich die Messsonde in einer Pulmonalarterie befindet, stellt das PiCCO-System ein weniger invasives Verfahren des hämodynamischen Monitorings dar. In dem PiCCO-System dient der PiCCO-Katheter als Messsonde. Im größten Teil der Fälle befindet sich der PiCCO-Katheter in der Arteria femoralis.

Das PiCCO-System bedient sich den Verfahren der arteriellen Pulskonturanalyse und transkardiopulmonalen Thermodilution. Neben dem Herzindex (HI) liefern diese Verfahren auch über die gemessenen Parameter der Vorlast, der Nachlast und der Kontraktilität wichtige Informationen zur Herz-Kreislauf-Situation. Der HI ist das Produkt aus Herzfrequenz und Schlagvolumenindex (SVI) und hängt von der Vorlast, der Nachlast und Kontraktilität ab. Parameter der kardialen Vorlast sind der globale enddiastolische Volumenindex (GEDV), die Schlagvolumenvariation (SVV) und die Pulsdruckvariation (PPV). Parameter der Nachlast ist der systemisch-vaskuläre Widerstandsindex (SVRI). Parameter der Kontraktilität ist der dPmax. Außerdem ist die Quantifizierung eines Lungenödems durch den Parameter „extravaskulärer Lungenwasser-Index“ (ELWI) möglich (Huber et al., 2008).

Auch die bildgebenden Verfahren spielen heutzutage im klinischen Alltag weiterhin eine essentielle Rolle. Neben der Computertomographie bietet die Magnetresonanztomographie die Möglichkeit, dreidimensionale Bilder des Patienten anzufertigen. Dazu werden bei der Magnetresonanztomographie Magnetfelder und RF-Impulse verwendet, die im Gegensatz zur Computertomographie, die Röntgenstrahlen zur Bildgebung verwendet, für den Patienten nicht schädlich sind. Die durchschnittliche Magnetfeldstärke eines Magnetresonanztomographen beträgt heute 1,5 Tesla. In den letzten Jahrzehnten durchlief die MRT eine rasche Entwicklung, sodass es heutzutage möglich ist, in klinisch akzeptabler Zeit hochaufgelöste Bilder des menschlichen Körpers zu erzeugen. In den Anfängen der MRT, in den 70er Jahren, dauerte die reine Messzeit 8 Stunden und die

Bildverarbeitung 72 Stunden. Heutzutage dauert die Messzeit inklusive Bildverarbeitung im Schnitt ca. 20 - 45 Minuten.

Aufgrund der Interaktion von Magnetfeldern und RF-Impulsen zwischen ferromagnetischen und elektrisch-leitfähigen Stoffen wird man als Arzt im klinischen Alltag häufig vor die Frage gestellt, ob bei einem Patienten mit intrakorporal liegendem Fremdmaterial, wie z.B. einem PiCCO-Katheter, eine MRT-Untersuchung durchgeführt werden darf oder nicht. MRT-Untersuchungen sind beispielsweise bei Patienten mit älteren Herzschrittmachern oder Elektroden (Achenbach et al., 1997), bei Patienten mit bestimmten Aneurysma-Clips (Dujovny et al., 1985, Kakizawa et al., 2010), bei Patienten mit bestimmten Cochleaimplantaten (Deneuve et al., 2008, Broomfield et al., 2013) oder bei Patienten mit Tattoos (Wagle et al., 2000, Klitscher et al., 2005, Ross et al., 2011) kontraindiziert.

Um zu analysieren, ob ein Patient mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter magnetresonanztomographisch untersucht werden darf, ohne dass dabei Komplikationen auftreten, wurde eine retrospektive Analyse einer Datenbank zum eigenen Patientengut durchgeführt und zudem ein Fragebogen (siehe Anhang VIII. I.) an 11 externe Kliniken bzw. an 11 Experten externer Kliniken (siehe Anhang VIII. II.) verschickt.

Die retrospektive Auswertung der eigenen Daten ergab, dass seit Juni 2006 bei 24 Patienten mit zeitgleich intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter eine MRT-Untersuchung durchgeführt wurde. Dabei kam es zu keiner Gesundheitsgefahr für den Patienten. Hausintern wurde seit Juni 2006 bei 7 Patienten der PiCCO-Katheter aufgrund einer anstehenden MRT-Untersuchung entfernt. Bei 20 von 24 Patienten konnte anhand des Vergleichs von PiCCO-Parametern vor und nach der MRT gezeigt werden, dass der PiCCO-Katheter durch die MRT-Untersuchung keinen funktionellen Schaden nahm. Der Vergleich der PiCCO-Parameter vor und nach der MRT wurde mittels dem „Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben“ angestellt. Dabei gab es lediglich vereinzelt signifikante Unterschiede der Messwerte vor und nach der MRT, die aber durch den klinischen Verlauf erklärbar sind. Es gab keine unplausiblen Ausreißer. Vergleichbare Standardabweichungen sprechen gegen dramatische Änderungen durch Schädigung des PiCCO-Katheters (siehe Kapitel IV. 2.).

Die Auswertung des Fragebogens an die Experten zeigte, dass in den letzten 5 Jahren in 6 Kliniken 154 MRT-Untersuchungen bei Patienten mit zeitgleich liegendem

PiCCO-Katheter durchgeführt worden waren, ohne dass dabei offensichtliche Komplikationen auftraten. 6 Kliniken hingegen entfernen routinemäßig den PiCCO-Katheter vor der MRT-Untersuchung. In diesen 6 Kliniken wurde in den letzten 5 Jahren insgesamt 203 Mal der PiCCO-Katheter aufgrund einer anstehenden MRT-Untersuchung entfernt.

Der Grundgedanke zur Anfertigung dieser Dissertation ist die Tatsache, dass es bei der MRT-Untersuchung eines Patienten mit zeitgleich intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter aufgrund physikalischer Prinzipien möglicherweise zu Komplikationen kommen könnte. Die MRT verwendet zur Bilderzeugung Magnetfelder und RF-Impulse. Es wurde gezeigt, dass durch das Prinzip der elektromagnetischen Induktion Spannungen in einem elektrischen Leiter, wie es z.B. ein PiCCO-Katheter oder ein PAK nach Swan-Ganz ist, entstehen können, wenn solch ein elektrisch leitender Stoff in ein Magnetfeld gebracht wird. Diese erzeugten Spannungen bzw. die elektromagnetische Induktion können zu Erwärmungen bzw. zur Erhitzung der Leiterschleife, in unserem Fall des PiCCO-Katheters, führen (Shellock, 2000, Dempsey et al., 2001). Außerdem ist bekannt, dass Magnetfelder elektromagnetische Kräfte auf ferromagnetische Stoffe ausüben, die dadurch bewegt werden können. Dabei ist zu beachten, dass die entstehenden translationalen Kräfte proportional zum Gewicht des ferromagnetischen Objektes sind (Kakizawa et al., 2010). Zudem kommt es auch wegen der SAR eines Körpers zu Erwärmungen eines Körpers im Magnetfeld (Shellock, 2000, Martin et al., 2009, Losey et al., 2013, Losey et al., 2014). Aufgrund dieser physikalischen Prinzipien könnte es zu Patienten- oder zu Materialschäden kommen, wenn ein PiCCO-Katheter in eine MRT-Röhre gebracht wird. Die Metallanteile des PiCCO-Katheters bestehen zum größten Teil aus Nitinol, welches ein Stoffgemisch aus Nickel und Titan ist. Nickel ist elektrisch leitend und ferromagnetisch, Titan hingegen nur elektrisch leitend. Der PAK nach Swan-Ganz besteht aus Kupfer. Dabei ist zu berücksichtigen, dass Kupfer nicht ferromagnetisch, sondern elektrisch leitend ist.

Die elektrische Leitfähigkeit eines Stoffes wird in S/m (Siemens pro Meter) angegeben. Siemens ist benannt nach Werner von Siemens und ist die Maßeinheit des elektrischen Leitwertes und der Kehrwert des elektrischen Widerstandes. $1\text{S} = 1\text{A}/\text{V}$. Die elektrische Leitfähigkeit von Kupfer beträgt $58 \cdot 10^6$ S/m, die elektrische Leitfähigkeit von Nickel beträgt $14,3 \cdot 10^6$ S/m. Titan hat mit $2,5 \cdot 10^6$ S/m eine sehr geringe elektrische Leitfähigkeit. Lediglich Silber mit $61,35 \cdot 10^6$ hat eine höhere

Leitfähigkeit als Kupfer. Eisen (unlegierter Stahl) hat mit $10,02 \cdot 10^6$ eine etwas geringere Leitfähigkeit als Nickel.

In der Literatur werden drei Mechanismen beschrieben, die durch elektromagnetische Induktion zur Erwärmung elektrisch leitender Stoffe innerhalb einer MRT-Röhre führen können (Dempsey et al., 2001).

Der erste Mechanismus ist die *elektromagnetische Induktion in einer Leiterschleife*, der zweite Mechanismus ist *die elektromagnetische Induktion in einer resonanten Leiterschleife* und der dritte Mechanismus ist der sogenannte „*Antenna effect*“ (Shellock, 2000, Dempsey et al., 2001, Dempsey et al., 2001, Bennett et al., 2012, Viscuse et al., 2015).

Der erste Mechanismus beschreibt die Erzeugung eines elektrischen Stromes in einer geformten Leiterschleife. Die geformten Leiterschleifen entstehen zufällig, wenn sich elektrisch leitendes Material, wie z.B. Kabel oder Katheter, kreuzt oder aufwickelt, oder wenn elektrisch leitendes Material an mehreren Stellen die RF-Spule oder den Patienten berührt. Zu beachten ist, dass der Patient selbst eine Leiterschleife bilden kann, wenn er z.B. während der MRT-Untersuchung die Hände zusammenlegt oder eine Hand einen Fuß berührt; die menschliche Haut ist elektrisch leitfähig. Trifft der in der Leiterschleife erzeugte Strom auf den Ort des höchsten Widerstandes, kann ausreichend Wärme zur Erzeugung von Verbrennungen entstehen (Bennett et al., 2012, Viscuse et al., 2015).

Nimmt solch eine Leiterschleife eine spezielle Form an, kann die Leiterschleife aufgrund dessen spezifische Induktivitäts- und Kapazitätswerte annehmen, die es der Leiterschleife ermöglichen, mit dem MRT-Gerät „resonant“ zu sein. Folglich kann die Leiterschleife in diesem Zustand stärkere elektrische Ströme erzeugen, was eine stärkere Erwärmung zur Folge hat und somit zu deutlicheren Temperaturanstiegen in der Leiterschleife führen kann. Dies beschreibt den zweiten Mechanismus „die elektromagnetische Induktion in einer resonanten Leiterschleife“ (Dempsey et al., 2001, Bennett et al., 2012, Viscuse et al., 2015).

Der „antenna effect“ tritt bei Szenarien auf, in denen ein Kabel einer bestimmten Länge während der Emission der RF-Impulse als Antenne fungiert. Durch die maximale Amplitude der Wellenbäuche an jedem Ende des Kabels wird in den Kabeln Resonanz erzeugt. Folglich generieren die Enden des Kabels ausreichend große elektrische Ströme, welche durch Energieabgabe in Form von Wärme zu Verbrennungen führen können. Dieser Effekt hängt u.a. von der Länge des

Monitorkabels ab. Bei einem 1,5 Tesla Gerät beträgt die resonante Länge eines Kupferkabels, bei der der maximale Temperaturanstieg dokumentiert wurde, 2,35 Meter. Bei einem 3 Tesla Gerät beträgt die resonante Länge 1,17 Meter (Dempsey et al., 2001, Bennett et al., 2012, Viscuse et al., 2015). Ein vom Monitorkabel diskonnektierter PiCCO-Katheter hat eine Länge von ungefähr 20 Zentimetern, daher ist es fraglich in wie weit der „antenna effect“ während einer MRT-Untersuchung mit intrakorporalem PiCCO-Katheter eine Rolle spielt.

Im Jahre 2011 wurde eine Studie „Investigation of the Factors Responsible for Burns During MRI“ von Dempsey et al. publiziert, die am Beispiel eines Kupferkabels zeigt, wie groß die Temperaturanstiege im Falle des Eintretens der o.g. Mechanismen sein können. In der genannten Studie wurden Kupferkabel in einem 1,5 Tesla Magnetom in einer Ganzkörper-Spule (Siemens Medical Systems) gelegt und es wurden standardmäßige Spin-Echo und Turbo-Spin-Echo Sequenzen durchgeführt. Zur Messung der Temperaturen des Kupferkabels bzw. der elektrischen Leiterschleife während der MRT-Untersuchung wurde ein Nortech-NoEMI-Ts fiberoptisches Thermometersystem verwendet.

Die Ergebnisse des Experimentes zeigten, dass der maximale Temperaturanstieg bei dem ersten Mechanismus 0,6 Grad Celsius betrug (erzeugter Strom in einer geformten Leiterschleife), bei dem zweiten Mechanismus 61,1 Grad Celsius (erzeugter Strom in einer resonanten Leiterschleife) und bei dem o.g. dritten Mechanismus 63,5 Grad Celsius betrug („antenna effect“) (Dempsey et al., 2001).

Entgegen der allgemeinen Behauptung führt die direkte elektromagnetische Induktion in einem Magnetresonanztomographen also nicht zu einer signifikanten Erwärmung einer elektrischen Leiterschleife, die zu Verbrennungen des Patienten führen könnte. Vielmehr kommt es zu Verbrennungen, wenn sich zufälligerweise eine resonante Leiterschleife im Magnetfeld bildet oder wenn es zur Entstehung des „antenna effect“ kommt. Dies beweist uns das o.g. in-vitro Experiment, durchgeführt von Dempsey et al., durch Temperaturmessungen von Kupferkabel unterschiedlicher Länge während einer MRT-Untersuchung. Die Bildung einer resonanten Leiterschleife kann verhindert werden, wenn die Aufwicklung von Kabel vermieden wird. Der „antenna effect“ kann verhindert werden, wenn man auf die Verwendung von Monitorkabeln verzichtet (Dempsey et al., 2001). Im Falle einer MRT-Untersuchung mit PiCCO-Katheter wird der PiCCO-Katheter ohnehin von jeglichen Kabeln diskonnektiert und

eine Aufwicklung des PiCCO-Katheters im Patienten bzw. im arteriellen Gefäß ist sehr unwahrscheinlich.

Die Materialien des PiCCO-Katheters haben eine deutlich geringere elektrische Leitfähigkeit als Kupfer. Daher stellt sich die Frage, ob sich ein PiCCO-Katheter ebenfalls in dem oben beschriebenen Ausmaß erhitzen könnte.

Dazu gibt es zwei Studien, welche sich konkret mit dem Thema PiCCO-Katheter und MRT befassen.

Im Jahre 2004 veröffentlichten Kampen et al. eine Studie mit der Überschrift „Safety of the Pulsioath[®] for haemodynamic monitoring during magnetic resonance imaging“ (Kampen et al., 2004). Es wurde ein in vitro Experiment, Fallzahl n=1, durchgeführt, um Temperaturschwankungen zu quantifizieren, die während einer MRT-Untersuchung mit PiCCO-Katheter auftreten könnten. Mittels in der Vergangenheit beschriebener Technik (Greatbatch et al., 2002) wurde dazu fiberoptisch eine Temperatursonde in das Lumen eines PiCCO-Katheters eingeführt, welcher in einem „no-flow“ Phantom mit ähnlichen Dimensionen des menschlichen Körpers platziert worden war. Das Experiment erfolgte in einem 1,5 Tesla Magnetresonanztomographen (Magnetom Vision[®], Siemens, Erlangen, Germany). Es wurden 6 Standard MRT-Sequenzen gefahren. Die Temperaturmessung erfolgte in Echtzeit mittels fluoro-optischem Thermolumineszenzthermometer (temperature resolution: 0.2 °C; Series 3100, Luxtron Corp., Santa Clara, USA). Es wurden keine Temperaturschwankungen und keine Bildartefakte beobachtet. Außerdem wurde keine Dislokation des PiCCO-Katheters beschrieben. Ein fehlender Temperaturanstieg im PiCCO-Katheter bedeutet, dass dieser für MRT-induzierte Erwärmungen unter den oben genannten Untersuchungsbedingungen nicht suszeptibel ist. Dennoch sind PiCCO-Katheter für eine MRT-Untersuchung nicht offiziell legitimiert (Medical Devices Directive 93 / 42 / EEC). Eine FDA Erlaubnis ist weiterhin nicht während einer MRT-Untersuchung gestattet (Kampen et al., 2004). Im Jahre 2011 veröffentlichten Greco et al. die Studie mit dem Titel „The pulsioath catheter and magnetic resonance imaging“. Es wird beschrieben, dass im Patientengut der Autoren häufig eine MRT-Untersuchung des Schädels bei Patienten mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter durchgeführt wird. Eine Neuanlage eines PiCCO-Katheters ist mit Kosten verbunden. Im Falle einer Entfernung des PiCCO-Katheters vor der MRT-Untersuchung verlängert sich die Zeit, in der der Patient nicht hämodynamisch überwacht wird. Daher führt die Gruppe Greco et al. eine in vivo

Studie durch, Fallzahl n=1, in der sich ein interner Mitarbeiter einer MRT-Untersuchung unterzog und währenddessen ein PiCCO-Katheter in der Hand hielt. Der PiCCO-Katheter wurde dabei möglichst weit in das Zentrum des Magnetfeldes gehalten. Es wurde eine MRT des Schädels in einem 1,5 Tesla Magnetresonanztomographen (MRT Philips intera 1,5) durchgeführt, und 6 Sequenzen angefertigt (T1, T2, FLAIR, Angiographie - 3D TOF, Diffusion und Perfusion). Der untersuchte Mitarbeiter konnte während der Untersuchung keine Erwärmung oder Bewegung des Katheters feststellen. Nach der Untersuchung wurde nicht über Komplikationen berichtet. Seitens der Radiologen wurde nicht über Bildartefakte berichtet (Greco et al., 2011).

Im Jahre 2014 wurden die Ergebnisse einer Studie von Losey et al. veröffentlicht, in der in einem in-vitro Experiment die Erwärmung eines gewickelten Nitinolkatheters während einer MRT-Untersuchung untersucht wurde. Die Studie lautet „Safety of retained microcatheters: an evaluation of radiofrequency heating in endovascular microcatheters with nitinol, tungsten and polyetheretherketone braiding at 1.5 T and 3T.“ Die Studie zeigt, dass sich die Spitze eines gewickelten Nitinolkatheters während einer 15-minütigen MRT-Untersuchung um maximal 3,06 Grad Celsius erwärmt. Die Temperaturanstiege, gemessen 20, 40, 65 und 90 cm von der Spitze entfernt, waren deutlich geringer. Außerdem wurde der Katheter bei verschiedenen stoffspezifischen Absorptionsraten gescannt, es zeigte sich eine lineare Korrelation zwischen der Erwärmung des Katheters und der SAR. Die Temperaturanstiege waren bei 1.5 Tesla höher als bei 3 Tesla. Elektrische Leiterschleifen wurden während den Untersuchungen nicht gebildet. Als Schlussfolgerung empfehlen Losey et al., die SAR und Untersuchungsdauer der MRT anzupassen (Losey et al., 2014). Es stellt sich die Frage, ob eine maximale Kathetererwärmung um 3,06 Grad Celsius zu Verbrennungen am Patienten führen kann.

Die Ergebnisse dieser Dissertation bestätigen, dass MRT-Untersuchungen mit hoher Wahrscheinlichkeit komplikationslos bei Patienten mit zeitgleich intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter durchgeführt werden können. 24 eigene Patienten haben die Untersuchung ohne Probleme überstanden, es kam zu keinen Verbrennungen und es wurde seitens der Radiologen über keine störenden Bildartefakte berichtet. Kein PiCCO-Katheter ist während der Untersuchung disloziert. Bei 20 dieser Patienten wurden die letzten beiden PiCCO-Messungen vor der MRT-Untersuchung mit den

letzten beiden PiCCO-Messungen nach der MRT-Untersuchung mittels dem „Wilcoxon-Test“ für verbundene Stichproben verglichen. In mehr als 90 % der Fälle kam es zu keiner signifikanten Abweichung der PiCCO-Parameter. Dies legt nahe, dass auch der PiCCO-Katheter durch die MRT-Untersuchung keinen Schaden nimmt. Muss man den PiCCO-Katheter vor der MRT-Untersuchung nicht entfernen und keinen neuen Katheter legen, wird sich die Zeit, in der der Patient nicht hämodynamisch überwacht wird, deutlich verkürzen, da der Patient direkt nach der MRT-Untersuchung wieder an den Monitor angeschlossen werden kann. Auch wenn das Legen eines PiCCO-Katheters weniger invasiv ist als das Legen eines PAK, gibt es gewisse Risiken bei arteriellen Gefäßpunktionen. Die häufigsten postpunktionellen Komplikationen von Arterien sind Blutungen, Infektionen, Sepsis, Ischämien distal der Punktionsstelle und Bildung von Pseudoaneurysmata (Band et al., 1979, Lazarides et al., 1998, Scheer et al., 2002). Außerdem bleibt dem Patienten die schmerzhafteste Prozedur einer erneuten Kathetereinlage erspart und dem ärztlichen Personal ein gewisser Zeitaufwand. Eine Aufschiebung der MRT-Untersuchung, bis der PiCCO-Katheter gezogen werden kann, wird vermieden. Man verliert keine Zeit dadurch, dass man den Katheter noch vor der MRT-Untersuchung entfernen muss. Zusätzlich entfallen die Kosten für einen neuen PiCCO-Katheter. Ein PiCCO-Katheter kostet zwischen 150 – 200 €. Dies legt nahe, dass nicht nur der Patient, sondern auch die Ärzte und aus finanzieller Sicht auch die Krankenhausverwaltung davon profitieren würden.

Die Ergebnisse dieser Dissertation sollen eine systematische Diskussionsgrundlage bilden, worauf andere Studien aufbauen können. Die klinische Relevanz der Thematik dieser Dissertation wird neben der großen Anzahl an Studien, die sich mit der Interaktion zwischen der Magnetresonanztomographie und ferromagnetischen sowie elektrisch-leitfähigen Stoffen befassen, auch durch die positive Resonanz des versandten Fragebogens an Experten untermauert; von 20 verschickten Fragebögen wurden 11 Stück beantwortet. Ein Ansatz, die Ergebnisse dieser Dissertation zu bestätigen oder zu widerlegen, wäre die Durchführung eines in-vitro Experimentes, bei dem das Temperaturverhalten eines PiCCO-Katheters während einer MRT-Untersuchung in einem Phantom unter verschiedenen Settings untersucht wird (z.B. Lokalisation des PiCCO-Katheters, Bezug zur untersuchten Körperregion, verschiedene Magnetfeldstärken, verschiedene RF-Impulse, Dauer der MRT-Sequenzen, Länge des PiCCO-Katheters, Anordnung des PiCCO-Katheters,

verschiedene SAR-Level).

Limitationen dieser Studie

Limitation dieser Dissertation sind neben der begrenzten Fallzahl auch die teilweise fehlenden Informationen über radiologische Details, wie z.B. Position des Katheters in der MRT-Röhre, akquirierte Sequenzen oder Untersuchungsdauer. Dies kann zum Teil damit erklärt werden, dass diese Studie im intensivmedizinischen Setting und nicht im radiologischen Setting konzipiert wurde. Zudem fanden über 90% der durchgeführten MRT-Untersuchungen in einem 1,5-Tesla Magnetresonanztomographen statt.

Schlussfolgernd sprechen unsere Daten dafür, dass MRT-Untersuchungen mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter insgesamt risikoarm durchgeführt werden können. Allerdings kann ein gewisses Restrisiko aufgrund der vorliegenden Daten nicht ausgeschlossen werden, sodass man zum jetzigen Zeitpunkt nicht mit 100% Sicherheit behaupten darf, dass eine MRT-Untersuchung komplikationslos bei einem Patienten mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter durchgeführt werden kann. Damit bleibt die Entscheidung über das Belassen des PiCCO-Katheters eine Güterabwägung, bei der nach sorgfältiger Datenanalyse sehr vieles für ein Belassen des PiCCO-Katheters spricht. Allerdings ist auch während der Untersuchung eine engmaschige Überwachung des Patienten erforderlich, die bei intensivpflichtigen Patienten mit MRT-Indikation ohnehin gewährleistet ist.

VI. Zusammenfassung

Häufig muss bei Patienten, die durch das PiCCO-System hämodynamisch überwacht werden, eine MRT Untersuchung durchgeführt werden. Die MRT erzeugt Bilder des menschlichen Körpers mit Hilfe von Magnetfeldern und RF-Impulsen. PiCCO-Katheter bestehen aus elektrisch leitendem Material und zum Teil aus ferromagnetischem Material. Aufgrund der Wechselwirkungen zwischen Magnetfeldern und RF-Impulsen, und elektrisch-leitenden und ferromagnetischen Materialien sowie der SAR stellt sich die Frage, ob bei einem Patienten mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter eine MRT-Untersuchung durchgeführt werden darf oder nicht.

Die Ergebnisse dieser Dissertation zeigen, dass in den letzten 5 Jahren im Klinikum rechts der Isar und in sechs weiteren internationalen Kliniken insgesamt 178 MRT-Untersuchungen bei Patienten mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter durchgeführt wurden, ohne dass es dabei zu Komplikationen kam. Bei keiner der 178 Untersuchungen kam es zu Verbrennungen am Patienten, zur Dislokation oder Schädigung des PiCCO-Katheters. 29 dieser Untersuchungen fanden in einem 3-Tesla Magnetresonanztomographen statt, der Rest in einem 1,5-Tesla Magnetresonanztomographen.

Entgegen der allgemeinen Annahme führt die direkte elektromagnetische Induktion in einem Magnetresonanztomographen nachweislich nicht zu einer signifikanten Erwärmung einer elektrischen Leiterschleife und nicht zu Verbrennungen des Patienten. Das zeigt das in-vitro Experiment von Dempsey et al. (Dempsey et al., 2001) durch Temperaturmessungen von Kupferkabeln unterschiedlicher Länge während einer MRT-Untersuchung. Vielmehr kommt es dann zu Verbrennungen, wenn sich zufälligerweise eine resonante Leiterschleife im Magnetfeld bildet oder es zu dem sogenannten „antenna effect“ kommt. Die Bildung einer resonanten Leiterschleife kann durch die Vermeidung von Kabelaufwicklungen im Magnetresonanztomographen verhindert werden. Der „antenna effect“ kann vermieden werden, indem man keine Monitorkabel bestimmter Länge in den Magnetresonanztomographen bringt (Dempsey et al., 2001). Die Gefahr, dass sich resonante Leiterschleifen bilden oder dass es zu dem „antenna effect“ kommt, ist bei MRT-Untersuchungen mit PiCCO-Kathetern praktisch nicht vorhanden, da die

PiCCO-Katheter während der MRT-Untersuchung nicht an Monitorkabel angeschlossen sind und da eine Aufwicklung der PiCCO-Katheter im Patienten aufgrund der geringen Länge und der intraluminalen Lage nahezu unmöglich ist.

In der Literatur gibt es lediglich ein in-vivo Experiment (Greco et al., 2011) und ein in-vitro Experiment (Kampen et al., 2004), jeweils (n=1), das jeweils zeigt, dass eine MRT-Untersuchung mit intrakorporal liegendem PiCCO-Katheter durchgeführt werden kann, ohne dass es zu Verbrennungen oder Katheterdislokationen kommt.

Die Studie von Losey et al. beschreibt einen maximalen Temperaturanstieg eines Nitinol-Mikrokatheters von 3,06 Grad Celsius während einer MRT-Untersuchung (Losey et al., 2013). Ein Temperaturanstieg von maximal 3,06 Grad sollte nicht zu Verbrennungen des Patienten führen.

Insgesamt sprechen die Daten aus verschiedenen Ansätzen für ein sehr geringes Risikopotential, allerdings ist ein gewisses Restrisiko aufgrund der vorliegenden Daten nicht mit 100%-iger Sicherheit auszuschließen.

VII. Literaturverzeichnis

1. Achenbach, S., W. Moshage, B. Diem, T. Bieberle, V. Schibgilla and K. Bachmann (1997). "Effects of magnetic resonance imaging on cardiac pacemakers and electrodes." Am Heart J **134**(3): 467-473.
2. Band, J. D. and D. G. Maki (1979). "Infections caused by arterial catheters used for hemodynamic monitoring." The American Journal of Medicine **67**(5): 735-741.
3. Bennett, M. C., D. B. Wiant, J. A. Gersh, W. Dolesh, X. Ding, R. C. Best and J. D. Bourland (2012). "Mechanisms and prevention of thermal injury from gamma radiosurgery headframes during 3T MR imaging." J Appl Clin Med Phys **13**(4): 3613.
4. Bloch, F. (1946). "Nuclear Induction." Physical Review **70**(7-8): 460-474.
5. Bloch, F., W. W. Hansen and M. Packard (1946). "Nuclear Induction." Physical Review **69**(11-1): 680-680.
6. Branthwaite, M. A. and R. D. Bradley (1968). "Measurement of cardiac output by thermal dilution in man." J Appl Physiol **24**(3): 434-438.
7. Broomfield, S. J., M. Da Cruz and W. P. Gibson (2013). "Cochlear implants and magnetic resonance scans: A case report and review." Cochlear Implants Int **14**(1): 51-55.
8. Cooper, A. B., G. S. Doig and W. J. Sibbald (1996). "Pulmonary artery catheters in the critically ill. An overview using the methodology of evidence-based medicine." Crit Care Clin **12**(4): 777-794.
9. Damadian, R. (1971). "Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance." Science **171**(3976): 1151-&.
10. Dempsey, M. F. and B. Condon (2001). "Thermal injuries associated with MRI." Clin Radiol **56**(6): 457-465.
11. Dempsey, M. F., B. Condon and D. M. Hadley (2001). "Investigation of the factors responsible for burns during MRI." J Magn Reson Imaging **13**(4): 627-631.

12. Deneuve, S., N. Loundon, N. Leboulanger, I. Rouillon and E. N. Garabedian (2008). "Cochlear implant magnet displacement during magnetic resonance imaging." Otol Neurotol **29**(6): 789-190.
13. Dujovny, M., N. Kossovsky, R. Kossowsky, R. Valdivia, J. S. Suk, F. G. Diaz, S. K. Berman and W. Cleary (1985). "Aneurysm clip motion during magnetic resonance imaging: in vivo experimental study with metallurgical factor analysis." Neurosurgery **17**(4): 543-548.
14. Fegler, G. (1954). "Measurement of cardiac output in anaesthetized animals by a thermodilution method." Q J Exp Physiol Cogn Med Sci **39**(3): 153-164.
15. Franzen, M., A. Umgelter, S. von Delius, A. Weber, J. Reichenberger, M. Dohmen, R. Schmid and W. Huber (2007). "Reliability of the continuous cardiac index measurement using the pulse contour analysis of the PiCCO system." Crit Care **11**(2): 292.
16. Greatbatch, W., V. Miller and F. G. Shellock (2002). "Magnetic resonance safety testing of a newly-developed fiber-optic cardiac pacing lead." J Magn Reson Imaging **16**(1): 97-103.
17. Greco, F., J. F. Vendrell, P. Deras, A. Boularan and P. F. Perrigault (2011). "[The Pulsiocath catheter and magnetic resonance imaging]." Ann Fr Anesth Reanim **30**(9): 697.
18. Hadian, M. and M. R. Pinsky (2006). "Evidence-based review of the use of the pulmonary artery catheter: impact data and complications." Crit Care **10 Suppl 3**: S8.
19. Henriksen, J. H., G. B. Jensen and H. B. Larsson (2013). "A century of indicator dilution technique." Clin Physiol Funct Imaging.
20. Heverhagen, J. T. (2013). "Hat die klinische 7T-MRI-Bildgebung eine Zukunft?" Schweiz Med Forum **13**(41): 827-829.
21. Huber, W., T. Kraski, B. Haller, S. Mair, B. Saugel, A. Beitz, R. M. Schmid and M. L. Malbrain (2014). "Room-temperature vs iced saline indicator injection for transpulmonary thermodilution." J Crit Care **29**(6): 1133 e1137-1133 e1114.
22. Huber, W. and F. Rockmann (2008). "Invasive und nichtinvasive Möglichkeiten des haemodynamischen Monitorings." Intensivmed **45**(6): 337-359.

23. Irlbeck, M., H. Forst, J. Briegel, M. Haller and K. Peter (1995). "[Continuous measurement of cardiac output with pulse contour analysis]." Anaesthesist **44**(7): 493-500.
24. Jansen, J. R., K. H. Wesseling, J. J. Settels and J. J. Schreuder (1990). "Continuous cardiac output monitoring by pulse contour during cardiac surgery." Eur Heart J **11 Suppl I**: 26-32.
25. Kakizawa, Y., T. Seguchi, T. Horiuchi and K. Hongo (2010). "Cerebral aneurysm clips in the 3-tesla magnetic field. Laboratory investigation." J Neurosurg **113**(4): 859-869.
26. Kampen, J., C. Liess, C. Cassadio, P. H. Tonner, M. Reuter and J. Scholz (2004). "Safety of the Pulsio cath for haemodynamic monitoring during magnetic resonance imaging." Anaesthesia **59**: 828-829.
27. Kampen, J., C. Liess, C. Cassadio, P. H. Tonner, M. Reuter and J. Scholz (2004). "Safety of the Pulsio cath for haemodynamic monitoring during magnetic resonance imaging." Anaesthesia **59**: 828-829.
28. Klitscher, D., J. Blum, K. F. Kreitner and P. M. Rommens (2005). "[MRT-induced burns in tattooed patients. Case report of an traumatic surgery patient]." Unfallchirurg **108**(5): 410-414.
29. Lauterbur, P. C. (1973). "Image Formation by Induced Local Interactions - Examples Employing Nuclear Magnetic-Resonance." Nature **242**(5394): 190-191.
30. Lazarides, M. K., S. S. Tsoupanos, S. E. Georgopoulos, A. V. Chronopoulos, D. P. Arvanitis, N. J. Doundoulakis and J. N. Dayantas (1998). "Incidence and patterns of iatrogenic arterial injuries. A decade's experience." J Cardiovasc Surg (Torino) **39**(3): 281-285.
31. Losey, A. D., P. Lillaney, A. J. Martin, V. V. Halbach, D. L. Cooke, C. F. Dowd, R. T. Higashida, D. A. Saloner, M. W. Wilson, M. Saeed and S. W. Hetts (2013). "Safety of retained microcatheters: an evaluation of radiofrequency heating in endovascular microcatheters with nitinol, tungsten, and polyetheretherketone braiding at 1.5 T and 3 T." J Neurointerv Surg.

34. Losey, A. D., P. Lillaney, A. J. Martin, V. V. Halbach, D. L. Cooke, C. F. Dowd, R. T. Higashida, D. A. Saloner, M. W. Wilson, M. Saeed and S. W. Hetts (2014). "Safety of retained microcatheters: an evaluation of radiofrequency heating in endovascular microcatheters with nitinol, tungsten, and polyetheretherketone braiding at 1.5 T and 3 T." J Neurointerv Surg **6**(4): 314-319.
35. Martin, A. J., B. Baek, G. Acevedo-Bolton, R. T. Higashida, J. Comstock and D. A. Saloner (2009). "MR imaging during endovascular procedures: an evaluation of the potential for catheter heating." Magn Reson Med **61**(1): 45-53.
36. Meyer, J. A. (1990). "Werner Forssmann and catheterization of the heart, 1929." Ann Thorac Surg **49**(3): 497-499.
37. Mitchell, J. P., D. Schuller, F. S. Calandrino and D. P. Schuster (1992). "Improved outcome based on fluid management in critically ill patients requiring pulmonary artery catheterization." Am Rev Respir Dis **145**(5): 990-998.
38. Morneburg, H. (1995). Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik.
39. Otto, F. (1899). "Die Grundform des arteriellen Pulses. Erste Abhandlung. Mathematische Analyse." Zeitschrift für Biologie **37**: 485-526.
40. Otto, F. (1930). "Schätzung des Schlagvolumens des menschlichen Herzens auf Grund der Wellen- und Windkesseltheorie." Zeitschrift für Biologie **90**: 405-409.
41. Pittman, J., S. Bar-Yosef, J. SumPing, M. Sherwood and J. Mark (2005). "Continuous cardiac output monitoring with pulse contour analysis: a comparison with lithium indicator dilution cardiac output measurement." Crit Care Med **33**(9): 2015-2021.
42. Pohmann, R. (2011). "Physical basics of NMR." Methods Mol Biol **771**: 3-21.
43. Purcell, E. M., H. C. Torrey and R. V. Pound (1946). "Resonance Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid." Physical Review **69**(1-2): 37-38.
44. Reiser, M., F. P. Kuhn and J. Debus (2011). Radiologie.

45. Reuter, D. A. and A. E. Goetz (2005). "[Measurement of cardiac output]." Anaesthetist **54**(11): 1135-1151; quiz 1152-1133.
46. Rodig, G., C. Prasser, C. Keyl, A. Liebold and J. Hobbhahn (1999). "Continuous cardiac output measurement: pulse contour analysis vs thermodilution technique in cardiac surgical patients." Br J Anaesth **82**(4): 525-530.
47. Ross, J. R. and M. J. Matava (2011). "Tattoo-induced skin "burn" during magnetic resonance imaging in a professional football player: a case report." Sports Health **3**(5): 431-434.
48. Rummeny, E. J., P. Reimer and W. Heindel (2011). Ganzkörper-MR-Tomographie.
49. Scheer, B., A. Perel and U. J. Pfeiffer (2002). "Clinical review: complications and risk factors of peripheral arterial catheters used for haemodynamic monitoring in anaesthesia and intensive care medicine." Crit Care **6**(3): 199-204.
50. Schild, P. D. H. H. (1990). MRI Made Easy.
51. Shellock, F. G. (2000). "Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures: a review." J Magn Reson Imaging **12**(1): 30-36.
52. Viscuse, P. and M. C. Khasawneh, C. (2015). "MRI-Induced Second and Third Degree Burns to Hands Bilaterally: A Case Report." Ann Hematol Oncol. **2**(7).
53. Wagle, W. A. and M. Smith (2000). "Tattoo-induced skin burn during MR imaging." AJR Am J Roentgenol **174**(6): 1795.
54. Wesseling, K. H., J. R. Jansen, J. J. Settels and J. J. Schreuder (1993). "Computation of aortic flow from pressure in humans using a nonlinear, three-element model." J Appl Physiol **74**(5): 2566-2573.
55. Zierler, K. (2000). "Indicator dilution methods for measuring blood flow, volume, and other properties of biological systems: a brief history and memoir." Ann Biomed Eng **28**(8): 836-848.

VIII. Anhang

VIII. I. PiCCO-MRT Fragebogen

Questionnaire: Remove PiCCO-catheter before MRI „Yes or no?“

Thank you very much in advance for answering our questions. We really appreciate your time and effort.

Our aim is to find out if patients having a PiCCO-catheter can undergo MR-examinations without risk.

Many catheters, for example the Swan-Ganz-Catheter, consist of conductive wires or similar components and therefore have to be removed before an MR-examination.

The PiCCO-catheter however, consists of nitinol (titanium and nickel) and seems to be safe for MR-examinations. According to published study¹, many devices such as artery stents, prosthetic heart valves or occluder devices have been evaluated and found to be safe for patients undergoing MR-examinations.

Furthermore, there seems to be no risk for patients having a PiCCO-catheter and undergoing an MR-examination².

In our hospital it was common use to perform the MRI with PiCCO-catheter in situ until about 2008. Without strong evidence for side effects our department of Radiology started to refuse MRI with indwelling PiCCO-catheters. From a physicists viewpoint this approach might be most safe. However, in the clinical context it has to be considered that removal of the PiCCO catheter with and without replacement by a conventional arterial line also carries several risks for the patients:

- deteriorated monitoring during the examination
- risk of new puncture (bleeding, infection etc...)
- costs

As a first step we performed a retrospective analysis to evaluate potential risks of MRI with PiCCO.

Regarding the limited number of investigations and the mono-centric approach, we would also like to ask experts in hemodynamic monitoring about their personal experience with PiCCO-catheters and MR-examinations.

Please send the filled in questionnaire to

FAX: ++49-89-4140-4742

or

Email: a.minning@icloud.com

Wolfgang.huber@lrz.tu-muenchen.de

Thank you very much in advance for your help and giving us your precious time!

Wolfgang Huber

PiCCO-MRI questionnaire

1. Do you routinely remove PiCCO-catheters before an MR examination?

Yes No

comment_____

2. If not: How many MRI's were made in the last five years with patients having a

PiCCO- catheter? No.: | _ _ | Please give the percentage of cranial MRI

| _ _ | %

3. Did the MRI scan cause any damages to the patient?

Yes No

comment_____

4. Did the MRI scan cause any damages to the PiCCO-catheter?

Yes No

comment_____

5. Did all radiologists agree with the investigation?

Yes No

comment_____

6. Did the PiCCO-catheter cause any artefacts in the MR-scans?

Yes No

comment_____

7. How much Tesla did the MRI system have?

|_ _ , _|

8. Did you scan the area which contained the indwelling PiCCO catheter?

Yes No

comment_____

¹ Emanuel Kanal, Warren J. Manning, Edward T. Martin, J. Michael Smith, Norbert Wilke and Glenn N. Levine, Antoinette S. Gomes, Andrew E. Arai, David A. Bluemke, Scott D. Flamm. Safety of Magnetic Resonance Imaging in Patients With Cardiovascular Devices.

² Intensivmedizin und Notfallmedizin, Band 39, Supplement 1 (2002) I/54

VIII. II. Externe Kliniken

Nachfolgend sind die Mitarbeiter der externen Kliniken aufgelistet, die an der Beantwortung des Fragebogens teilgenommen haben.

Professor Dr. med. Javier Belda

Chefarzt der Abteilung für Anästhesie und chirurgische Intensivmedizin

Hospital Clinico Universitario, Valencia, Spanien

Universität Valencia, Medizinische Fakultät, Valencia, Spanien

Prof. Dr. med. Florian Eyer

Leiter der Abteilung für klinische Toxikologie der II. Medizinischen Klinik

Klinik rechts der Isar, München, Deutschland

Andreas Faltlhauser DEAA

Oberarzt der Medizinischen Klinik I

Kliniken Nordoberpfalz

Professor Dr. med. Mikhail Y. Kirov

Abteilung für Anästhesiologie und Intensivmedizin,

Northern State Medical University, Arkhangelsk, Russland

Professor Dr. med. Marco Maggiorini

Chefarzt der Intensivstation der Abteilung für Innere Medizin,

Universitätsspital Zürich, Schweiz

Dr. med. Enrique Fernández Mondéjar

Abteilung für Intensivmedizin,

Universitätsklinik Virgen de las Nieves, Granada, Spanien

Professor Dr. med. Xavier Monnet

Service de Réanimation médicale,

Centre Hospitalier Universitaire de Bicêtre, Paris, Frankreich

Dr. med. PhD Kees H. Polderman

Medizinischer Direktor, Neurocritical Care Services
University of Pittsburgh School of Medicine, Pittsburgh, USA

Professor Dr. med. Christian Putensen

Oberarzt der Klinik für Anästhesie und Intensivmedizin,
Rheinische-Friedrich-Wilhelms-Universität, Bonn, Deutschland

Professor Dr. med. Samir Sakka

Leiter der operativen Intensivstation
Klinik für Anästhesie und operative Intensivmedizin
Klinikum Köln-Merheim, Deutschland

Professor Dr. med. Julia Wendon

Leitende Oberärztin hepatologische Intensivmedizin
King's College Hospital, London, England