Westfälische Wilhelms-Universität Münster

medizinische fakultät
Westfälische Wilhelms-Universität Münster

UKM
Universitätsklinikum Münster

Institut für Klinische Radiologie

Sicherheit beim Betrieb von MR-Systemen

Harald Kugel
Institut für Klinische Radiologie
Universität Münster

Gefährliche Magnetresonanz ?

Institut für Klinische Radiologie

Die Erzeugung von Bildern mit Magnetresonanz gilt als grundsätzlich unschädlich!

- keine reproduzierbar nachgewiesenen Wechselwirkungen der elektromagnetischen Felder der MR mit Körpergewebe, die zu einer bleibenden Beeinflussung führen

Aber: die Anwendung von Magnetresonanz ist nicht ungefährlich!

- Vielzahl von möglichen Wechselwirkungen mit erheblichem Gefahrenpotential

Es gibt Gefahren im Sinne einer Unfallgefahr!

- Unfallverhütung durch Kenntnis möglicher Effekte

welche Wechselwirkungen ?

Institut für Klinische Radiologie

Materie/Objekte allgemein – zu beachten sind physikalische Wechselwirkungen!

- z.B. Unfallgefahr durch ferromagnetische Objekte

Körpergewebe - relevant sind physiologische Wirkungen der physikalischen Wechselwirkungen!

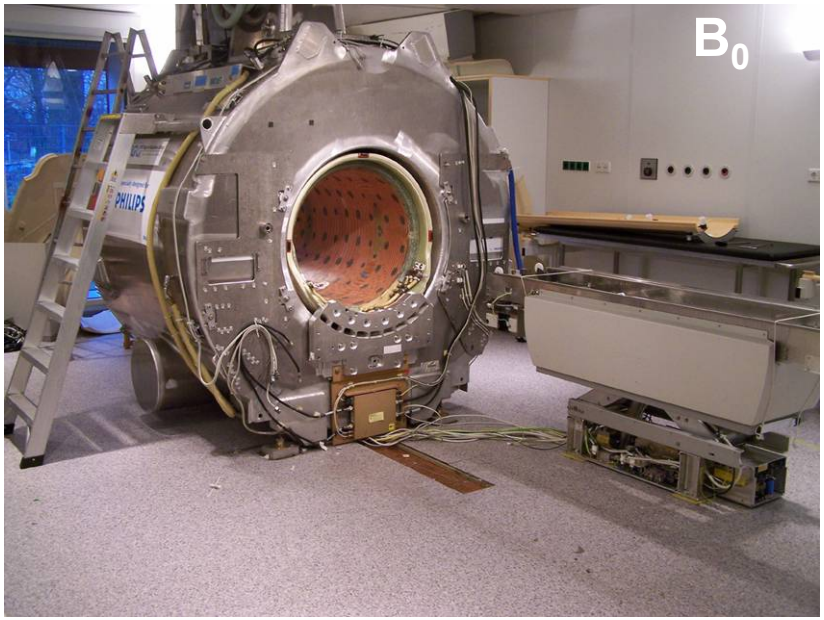
- keine reproduzierbar nachgewiesenen Wechselwirkungen der elektromagnetischen Felder der (heutigen) MR-Bildgebung mit Körpergewebe, die zu bleibender Beeinflussung führen

Körpergewebe im Kontakt mit zusätzlichem Material (Implantate) - physiologische Wirkungen physikalischer Wechselwirkungen mit den Implantaten

- Vielzahl von möglichen Wechselwirkungen mit erheblichem Gefahrenpotential – Notwendigkeit einer Risikobewertung

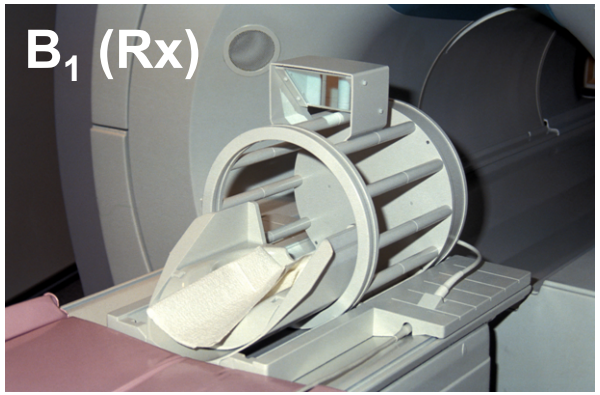
Felder der Magnetresonanz

Institut für Klinische Radiologie



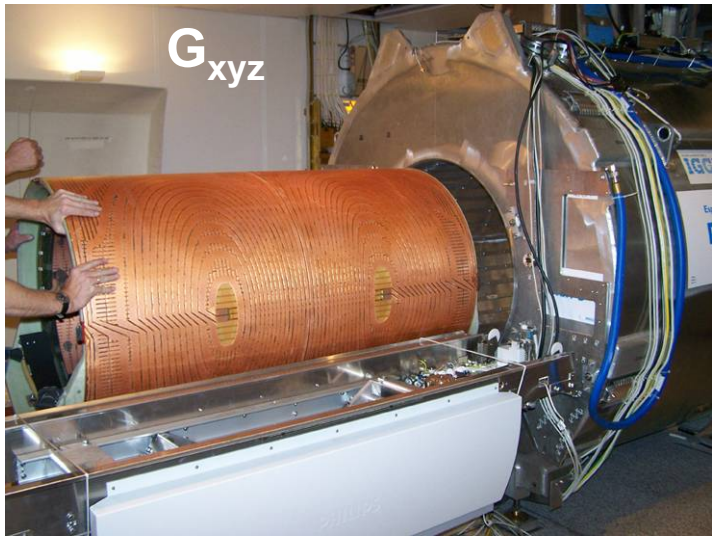
Dewar mit supraleitender Hauptfeldspule

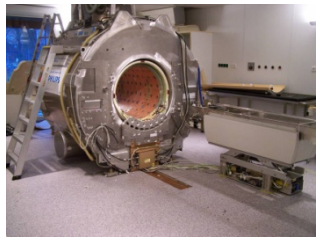
HF-Sende- und Empfangsspule (Körperspule), (Tx/Rx coil)



kein eigenes Feld: HF-Spule (Kopfspule), nur HF-Empfang (Rx coil)

Satz von Gradienten-Spulen



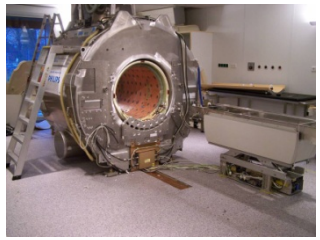


Statisches Magnetfeld B_0

Institut für Klinische Radiologie

- Funktion: Ausrichtung der Spins, Erzeugung der Präzession nach der Anregung.
- Typische Werte: B_0 = 0,5 T - 7 T (Erdmagnetfeld: 0,05 mT)
- Ort der Wirkung: in der Spule; homogen im Magnettunnel, Feld-linien parallel zum Tunnel (Kopf-Fuss-Richtung), in „offenen“ Magneten zwischen den Polschuhen, Feldlinien orthogonal zum Patienten (anterior-posterior)

  Streufeld mit relevanter Stärke (> 0,5 mT) mehrere m um den Scanner, legt den **Kontrollbereich** fest (IEC 60601-2-33)
- Zeit der Wirkung: Das Feld ist **immer** eingeschaltet (supraleitende Spule)



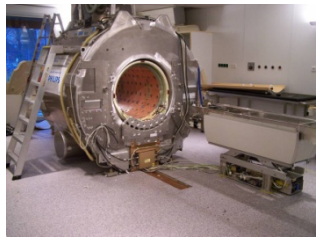
Statisches Magnetfeld B_0

Institut für Klinische Radiologie

Wechselwirkung mit Körpergewebe (Physiologie):

- In biologischen Geweben und Zellen: keine reproduziert gemessenen Effekte (Gewebe ist diamagnetisch!)
- Bei Bewegung von Blut oder Gewebe: Induktion von Strömen im (inhomogenen) Magnetfeld (Gewebe ist leitfähig!)
- Bei paramagnetischen Substanzen in der Haut (spezifische Pigmente in Tätowierungen): Translation oder Rotation bei anisotroper Suszeptibilität => Hautreizungen (selten!)

- *Berichte über DNA-Schädigungen: bisher kein schlüssiger Nachweis; eher Effekt der Gradientenschaltungen als des B_0-Feldes ?*



Statisches Magnetfeld B_0

Institut für Klinische Radiologie

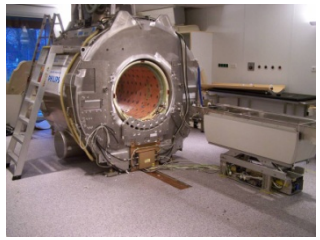
Wechselwirkung mit Objekten:

Ferromagnetische Gegenstände

- Anziehung: auf magnetisierbare Stoffe (Eisen, Nickel, Kobalt) in Richtung des zunehmenden Feldes (zum Tunnel, in den Tunnel hinein – plötzliche Kraftwirkung!)
- Drehmoment: auf langgestrecke Gegenstände, (magnetische) Achse parallel zum Feld

Elektrische Geräte, magnetische Datenspeicher

- Funktionsverlust elektronischer Geräte möglich, Löschung der (Steuer-) Information auf Magnetspeichern – **bereits im Streufeld !**

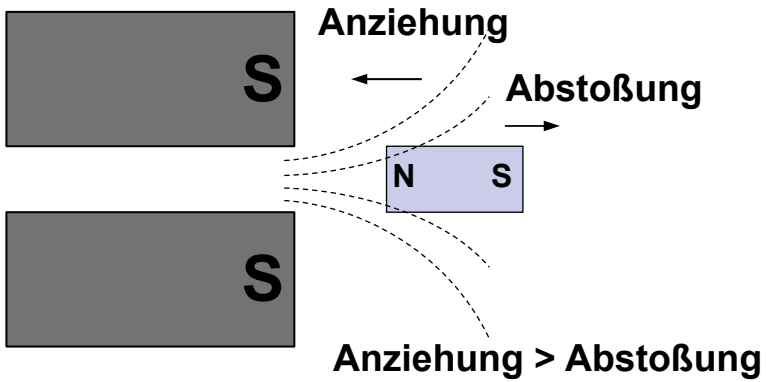


Statisches Magnetfeld B_0

Institut für Klinische Radiologie

anziehende Kraft:

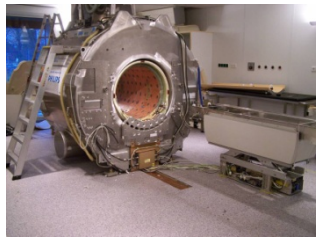
$$\vec{F} = (\vec{m} \cdot \vec{\nabla})\vec{B}_0$$ (für kleine Objekte)



Die Kraft hängt ab vom räumlichen Feldgradienten von B_0, nicht vom Betrag der Feldstärke B_0 !

Aber mit $\vec{m} = \chi_v \cdot \vec{B}_0$ für magnetisch ungesättigte Objekte (Weicheisen) kehrt die Abhängigkeit von B_0 zurück; dann gilt:

$$\vec{F}_A \propto \left|\vec{B}_0\right| \cdot \left|\nabla \left|\vec{B}_0\right|\right|$$, in 1 Dimension: $$F_A \propto B_0 \frac{\partial B_0}{\partial z}$$; **'Kraftprodukt'** [T^2/m]



Statisches Magnetfeld B_0

Institut für Klinische Radiologie

Wirkung auf magnetisierbare Objekte:

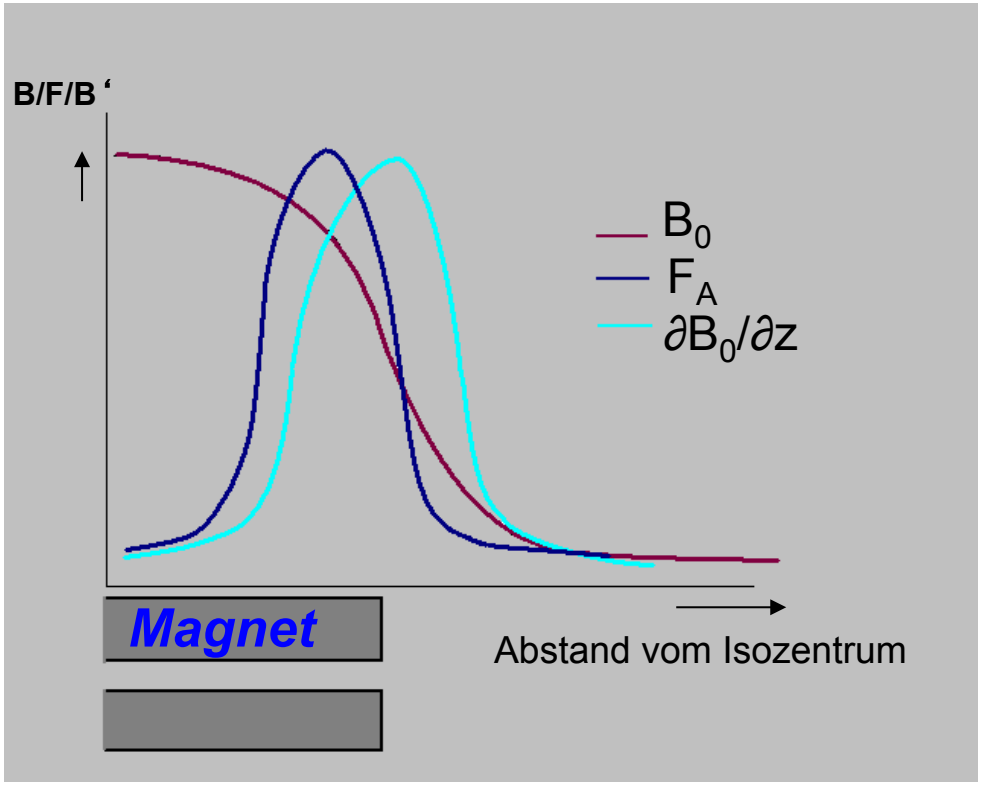
Anziehungskraft (F_A):

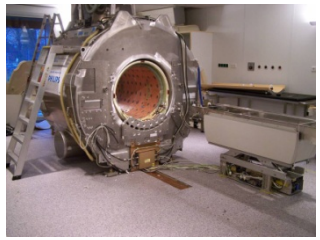
$$F_A \propto B_0 \frac{\partial B_0}{\partial z}$$

Die Scannerumgebung wird charakterisiert durch das ‚Kraftprodukt' [T^2/m]; Daten im ‚Kompatibiltätsdatenblatt'

Drehmoment (D):

$$D \propto B_0^2$$





Statisches Magnetfeld B_0

Institut für Klinische Radiologie

Kraftmessung

1,5 T, aktiv geschirmt

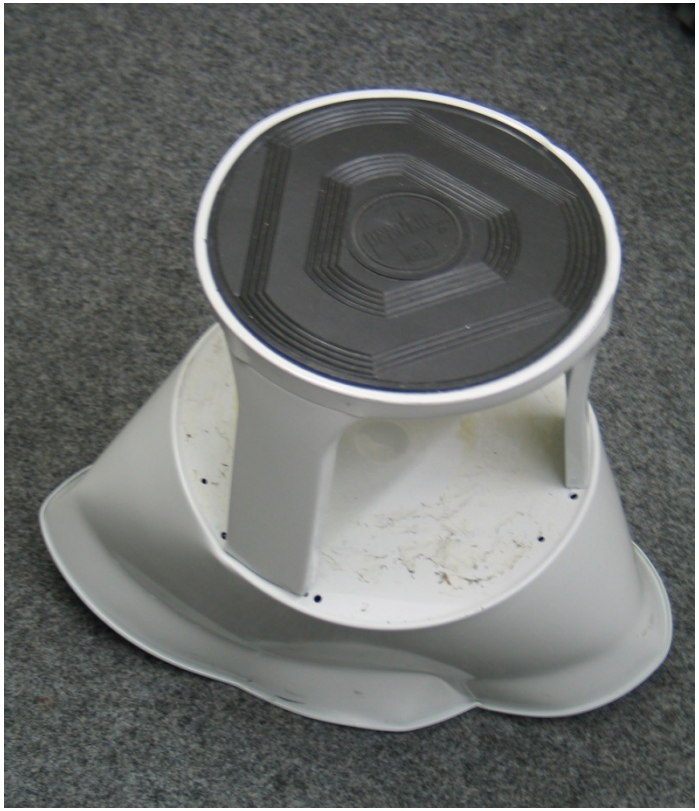
7 g

800 g

Bilder: J. Bertling, UK Münster

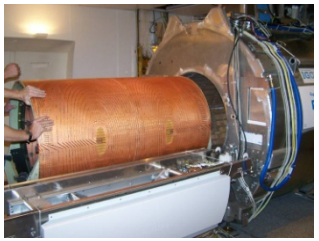
Statisches Magnetfeld B_0

Institut für Klinische Radiologie



Rollhocker (Stahl) in einem 3 T-Scanner

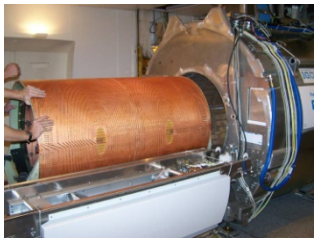
…und wieder außerhalb



Geschaltete Gradientenfelder G_x, G_y, G_z

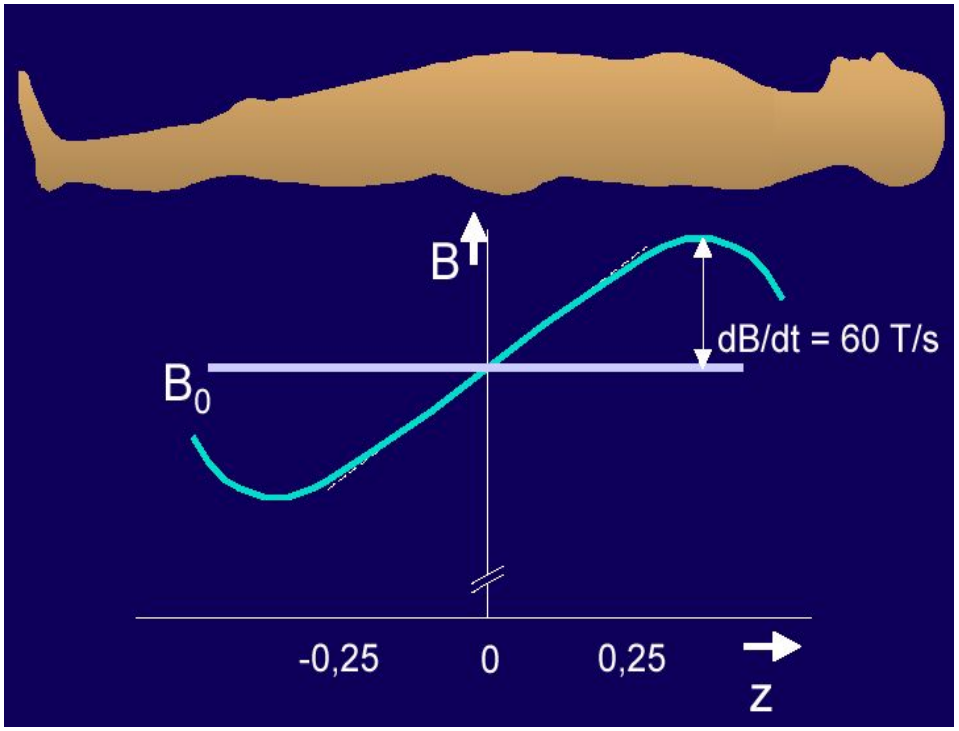
Institut für Klinische Radiologie

- Funktion: Positionsabhängige Modifikation des B_0-Feldes zur räumlichen Kodierung des Resonanzsignals
- Typische Werte: Betrag der Feldänderung hängt ab von der Position, max. 30 mT; Geschwindigkeit der Feldänderung hängt ab von der Position, max. 60 T/s; Schaltfrequenz bis ca. 600 kHz
- Ort der Wirkung: im Magnettunnel (Position der Gradientenspulen), höchste Gradientenfeld-Änderung pro Zeit nahe der Tunnelöffnung, kleines Streufeld außerhalb des Tunnels
- Zeit der Wirkung: während des Scannens
- Physikalische Wirkung: Spannungsinduktion während des Schaltens, unidirektionale Ströme für Bruchteile von ms



Geschaltete Gradientenfelder

Institut für Klinische Radiologie



Gradientenstärke (Steilheit):

1985: 3 mT/m
2015: 80 mT/m

Anstiegszeit [1]:

1985: 2,0 ms
2015: 0,2 ms

max. Feldänderung [2]:

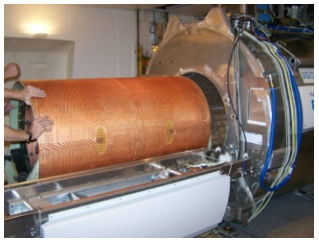
1985: 0,4 T/s
2015: 60 T/s

[1] schnellster Anstieg zur maximalen Steilheit

[2] ca. 30 cm vom Isozentrum

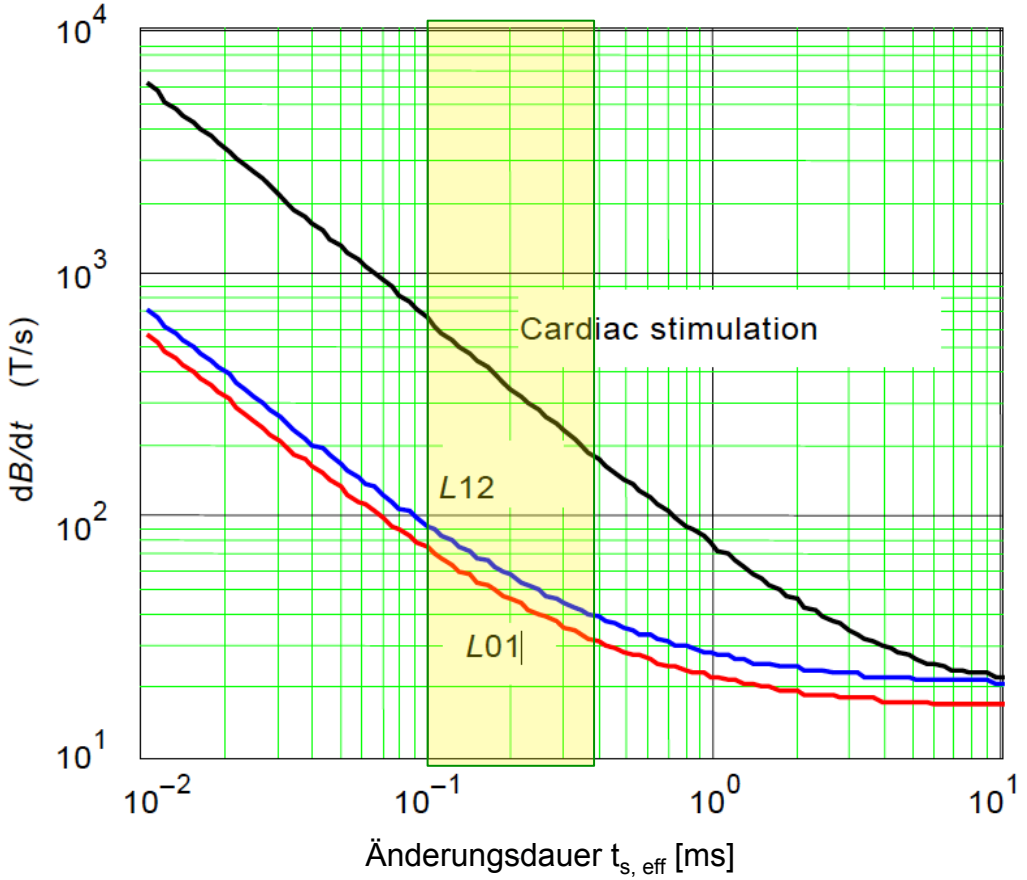
Physiologische Wirkung:

Lärm (> 105 dB(A)); Nervenstimulation möglich (während des Scannens)



Geschaltete Gradientenfelder

Institut für Klinische Radiologie

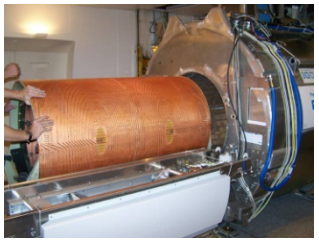


nach IEC 60601-1-33

Physiologische Wirkung: Nervenstimulation

Periphere Nervenstimulation (PNS):
L01: 80%; L12: 100 % der mittleren PNS-Schwelle,
Kardiale Nervenstimulation: sensitive Schwelle (= 1/2 mittlere Schwelle)

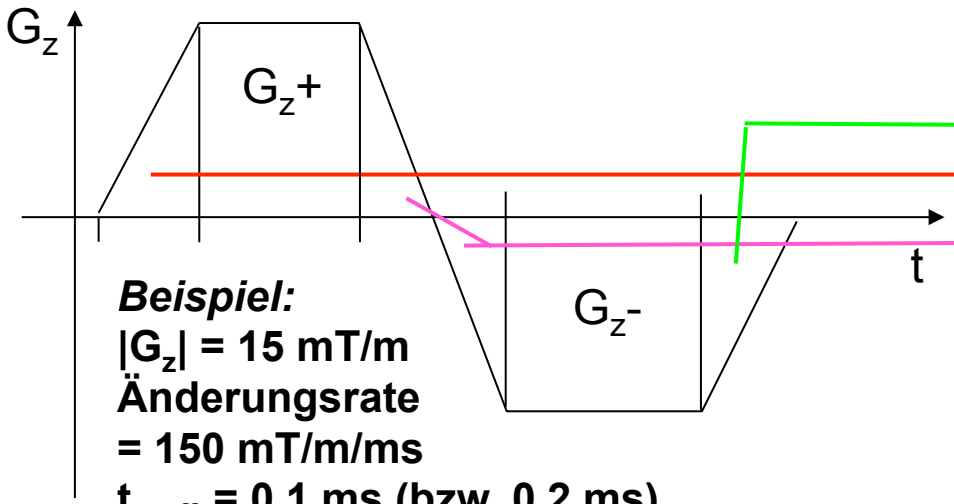
Exponentielles Modell nach Reilly JP, Med Biol Eng Comput 1989;27:101
(Modelle basieren auf verschiedenen Annahmen! Tatsächlich ist das elektrische Feld E (in V/m) relevant; für typische Spulen und Patienten können korrelierende Werte von dB/dt bei Probanden bestimmt werden)



Geschaltete Gradientenfelder

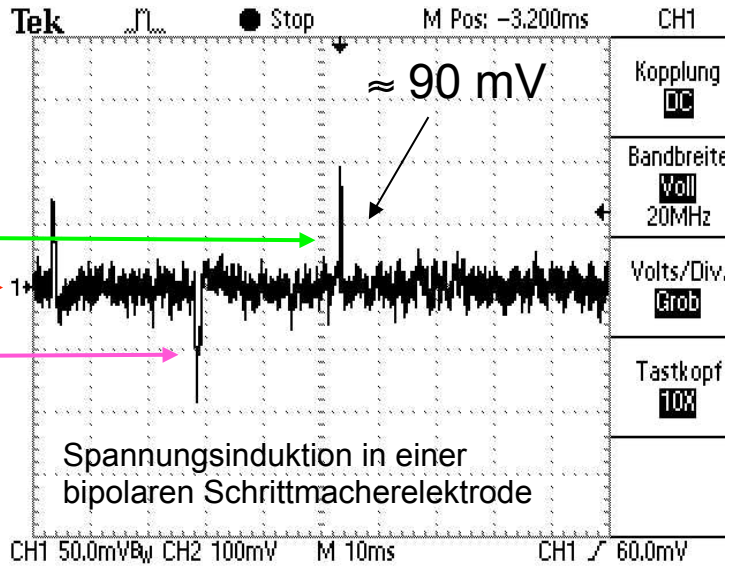
Institut für Klinische Radiologie

Gradientenschaltung induziert Pulse in AIMD-Elektronik !



Beispiel:
$|G_z|$ = 15 mT/m
Änderungsrate
= 150 mT/m/ms
$t_{s,\,eff.}$ = 0,1 ms (bzw. 0,2 ms)

t_s = Änderungsdauer = Stimulationszeit



Xixi Zhang, Grundstudienprojekt, University of Applied Sciences/Fachhochschule Gelsenkirchen und MR:comp GmbH, Gelsenkirchen

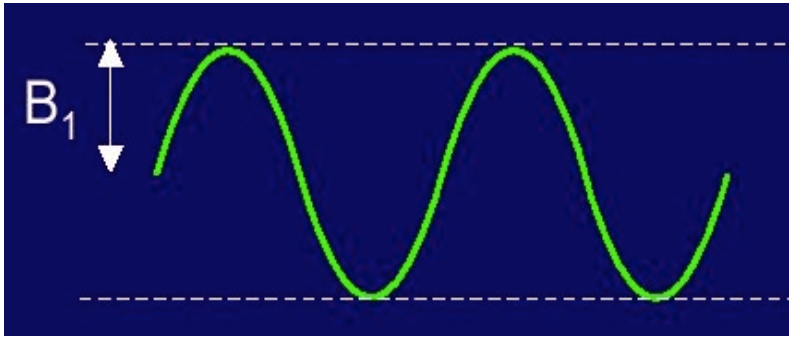
Hochfrequenzfeld B_1

Institut für Klinische Radiologie

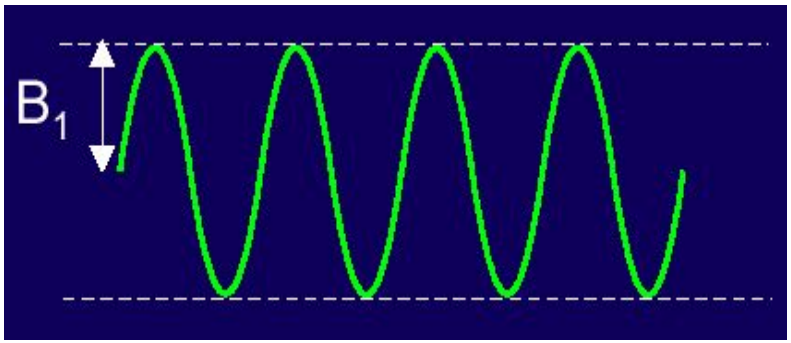
- Funktion: Spin-Anregung; Erzeugung von Spinresonanz-Signalen und von Spin-Echo-Pulsen
- Typische Werte: $|B_1|$ max. 30 µT (magnetischer Anteil), Pulsleistung bis zu ca. 20 kW, Dauerleistung ca. 1 kW Frequenz 21 - 297 MHz, abhängig von B_0
- Ort der Wirkung: im Magnettunnel (Position der HF-Sendespule); Streufeld außerhalb der Tx-Spule mit niedriger Leistung
- Zeit der Wirkung: während des Pulsens
- Physikalische Wirkung: Strom- und Spannungsinduktion in leitendem Material (durch E, dB/dt); Maß für Wärmeproduktion: SAR (Spezifische Absorptionsrate) in W/kg Körpergewicht

Hochfrequenzfeld B_1

Institut für Klinische Radiologie

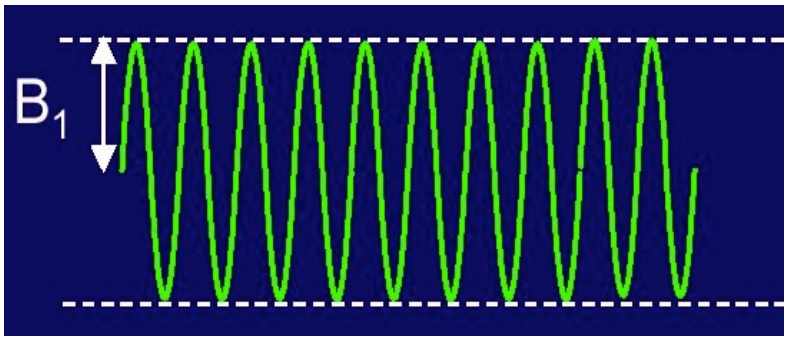


1,5 T - 63,8 MHz



3,0 T – 127,6 MHz

dB/dt	→ 2 mal größer
Frequenz	→ 2 mal größer
SAR/Wärmeleistung	→ 4 mal größer



7.0 T – 297,7 MHz

dB/dt	→ 4,7 mal größer
Frequenz	→ 4,7 mal größer
SAR/Wärmeleistung	→ 22 mal größer

Hochfrequenzfeld B_1

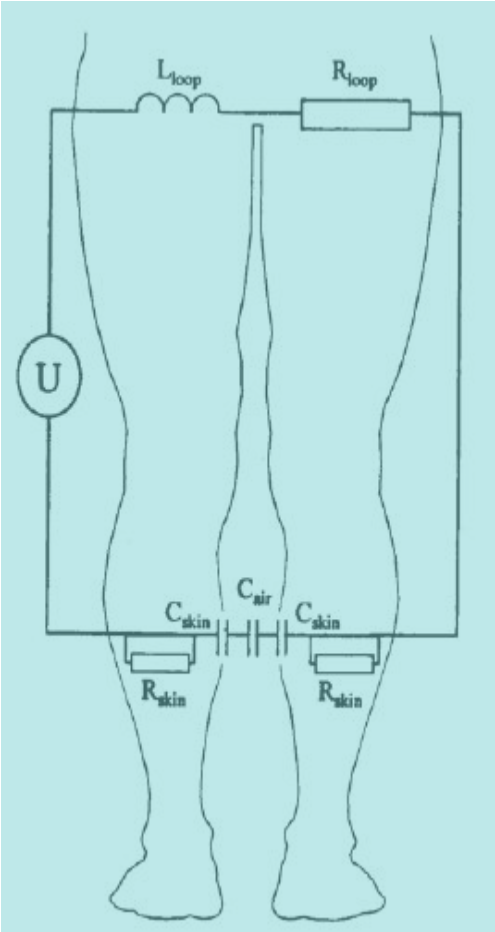
Institut für Klinische Radiologie

Wechselwirkung mit Körpergewebe:

- Induktion von Wirbelströmen; Änderung des Magnetfeldes pro Zeit höher/schneller als bei Gradientenfeldern: mehr Leistungs-übertragung
- Frequenz zu hoch für Stimulation: homogene Wärmeproduktion im Gewebe bei homogener Leitfähigkeit
- Erwärmung beschränkt durch Implementierung von SAR-Grenz-werten (4 W/kg für 1° Erhöhung der Körperstammtemperatur)
- Risiken: Störung der Thermoregulation bei Patienten; lokal erhöhte HF-Einstrahlung („Hot spots“) bei inhomogenen Sendespulen (kleine oder Oberflächenspulen) oder stehenden Wellen (bei höheren Feldern);
  lokal konzentrierte Wärmeabgabe bei inhomogener Leitfähigkeit

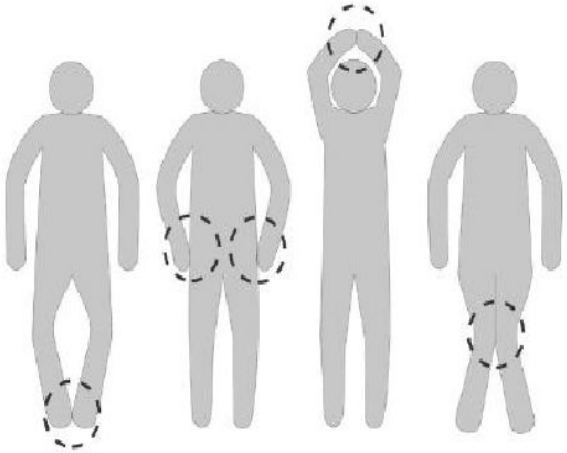
Hochfrequenzfeld B_1

Institut für Klinische Radiologie



Verbrennungen 3. Grades an einem Haut-Haut-Kontakt (Ort des maximalen Widerstandes)

Knopp MV, Radiologe 1998;39:759



Hochfrequenzfeld B_1

Institut für Klinische Radiologie

Wechselwirkung mit Gegenständen:

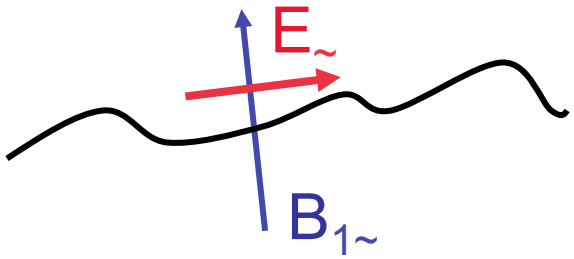
Objekte mit hoher elektrischer Leitfähigkeit (**alle** Metalle, auch nichtmagnetische, ebenso Karbonfasern und -stäbe)

- Induktion durch Änderung der magnetischen Komponente dB/dt in Ringstrukturen und leitenden Schleifen
  und
  durch die elektrische Komponente E des HF-Feldes in langgestreckten Leitern (Hertz' scher Dipole: Antennen, Drähte, Kabel)

- Induzierte Ströme konzentrieren sich in guten elektrischen Leitern, an Kontaktflächen mit dem Körpergewebe erhöhte Stromdichte und starke Erwärmung möglich

Hochfrequenzfeld B_1

Institut für Klinische Radiologie



Induktion durch E in langen Leitern (Hertz' scher Dipol)

Stehende Wellen (=> hohe Erwärmung an Leiterenden) sind möglich ab

$$L_{Leiter} \approx c_{vak} / (2 f \sqrt{\varepsilon_{Gewebe}}) = \lambda_{Gewebe} /2 .$$

Mit $\varepsilon_{Gewebe} \approx 81$ gilt für die unteren Grenzlängen :

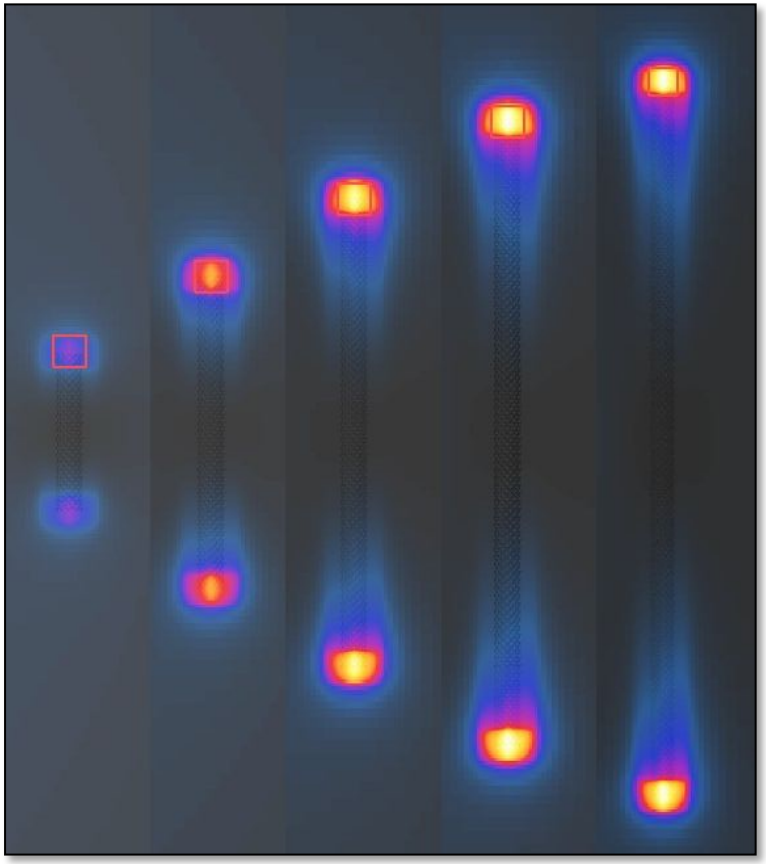
B_0	1 T	1,5 T	3 T	7 T
$\lambda_{1/2}$	40 cm	26 cm	13 cm	5 cm

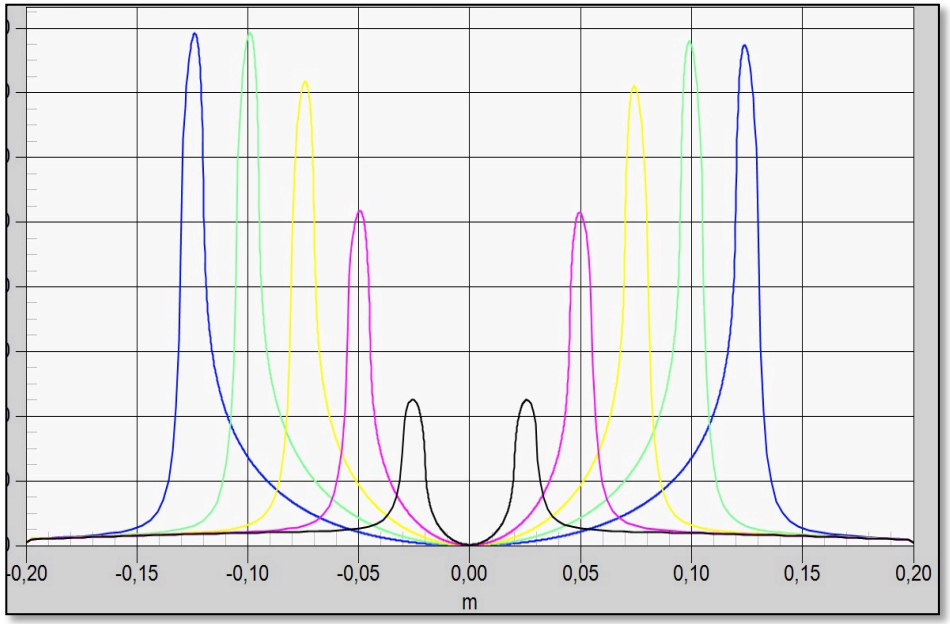
wenn beide Enden im selben Medium sind, sonst (z.B. bei Punktionen) sind stehende Wellen schon möglich bei $L_{Leiter} = (\lambda_{Gewebe} /4)$!

Die lokale SAR hängt ab von der Länge des Stents

Institut für Klinische Radiologie

Pawlenka M et al., ISMRM 2009; (Proc.Intl.Soc.Magn.Reson.Med. 17:3103)



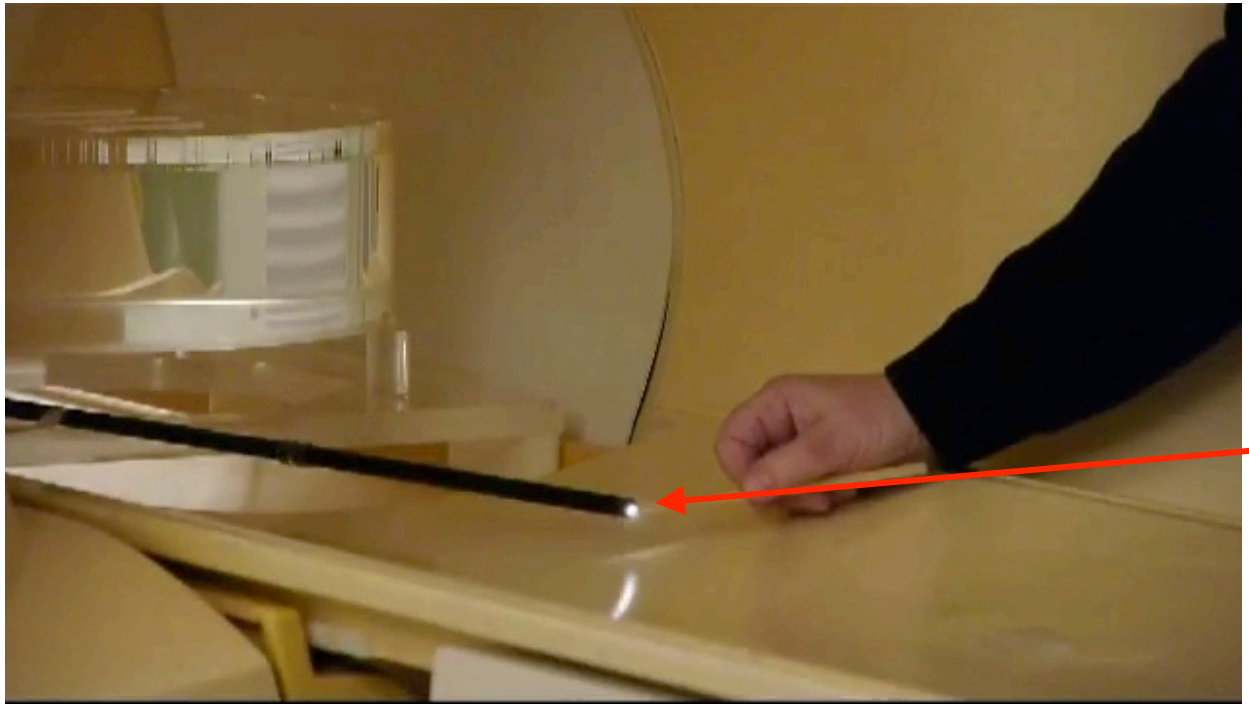


SAR, gemittelt über 1 g Gewebe, berechnet entlang der Achse des Stents; jede Kurve zeigt die simulierte SAR-Verteilung für einen Stent (bei 64 MHz = 1,5 T)

Lokale SAR, gemittelt über 1 g Gewebe, Simulation für 5 Stents mit Längen von 50 - 250 mm, farbkodiert; SAR Maximalwerte durch rote Kästchen markiert

Induktion durch HF-Pulse: Spannungsbauch am Leiterende

Institut für Klinische Radiologie



Funkenüberschlag am Leiterende:

Fixateur externe, Karbon(!)-Stab

Hochfrequenzfeld B_1

Institut für Klinische Radiologie

Funkenüberschlag beim Test eines Führungsdrahtes an einem Minipig

Bücker et al., MITAT 2001

Hochfrequenzfeld B_1

Institut für Klinische Radiologie

Blutung durch Erhitzung an der Elektrodenspitze eines Neurostimulators

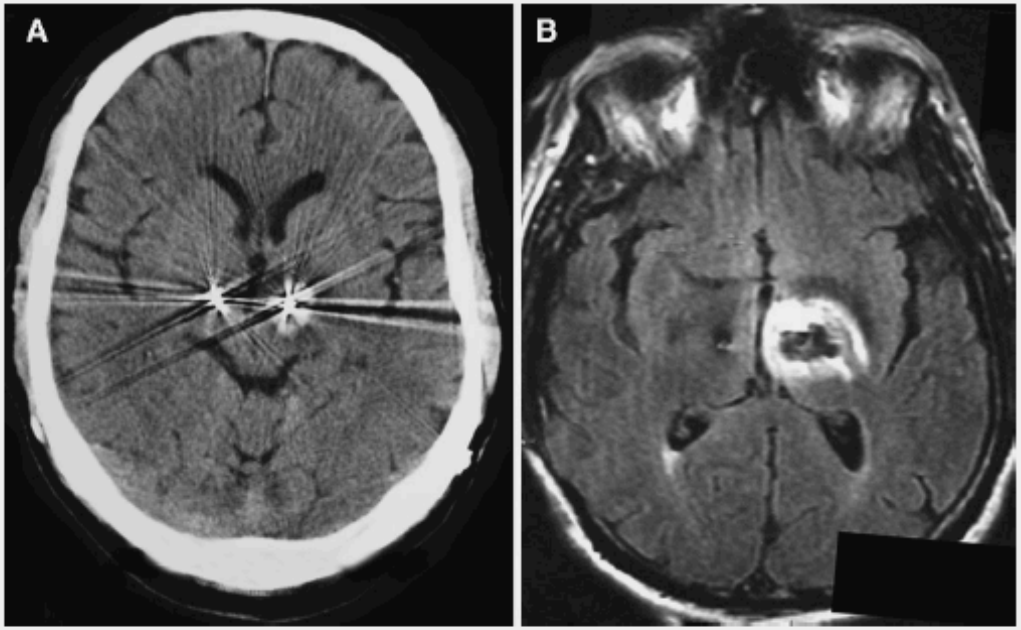


FIGURE 1. A, *computed tomographic scan performed immediately after the lumbar spine MRI scan revealed evidence of a hemorrhage surrounding the left DBS electrode.* B, *T2-weighted MRI scan of the brain showing edema around the left DBS electrode.*

Henderson JM et al., Neurosurgery 2005; 57:E1063

Gefährliche Magnetresonanz ?

Institut für Klinische Radiologie

bis vor Kurzem

- Anwesenheit von Implantat => Kontraindikation

WARNUNG

Führen Sie im Zweifelsfalle keine Messung durch.

Wenden Sie sich an den überweisenden Arzt. Nehmen Sie ggf. eine Probe des fraglichen Materials und wenden Sie sich an die Hersteller.

2.18.2

Kontraindikationen

- ***Metallimplantate oder elektrisch, magnetisch oder mechanisch aktivierte Implantate***
  - Beispiel: Herzschrittmacher und leitende Drähe

  Die magnetischen und elektromagnetischen Felder können auf die Metallimplantate starke Kräfte ausüben oder ihre Funktion stören.

- ***Implantate aus magnetischem Material***

  Beispiele:
  - Intrakraniale Aneurysmaclips
  - Andere chirurgische Clips und Klammern
  - Künstliche Herzklappen

Philips, IFU Rel. 1.2/11, 2005

Gefährliche Magnetresonanz ?

Institut für Klinische Radiologie

Aber: auch Patienten mit Implantaten brauchen MR-Untersuchungen

- Nutzen-Risiko-Abschätzung

Daher: Neubeurteilung der Interaktionen mit dem Körpergewebe bei der Anwesenheit von Implantaten

- passive Implantate – Verlagerung, Erwärmung
- aktive Implantate – zusätzlich: Fehlfunktion des Implantats

Finde Bedingungen für sichere MR-Bildgebung

- spezifische Grenzen für Bildgebungs-Parameter (MR-Scanner)
- aktive Implantate – Umschalten auf spezifische Einstellungen (Implantat)

Sichere Magnetresonanz ?

Institut für Klinische Radiologie

Kontraindikationen und bedingt MR-sichere Implantate

[...]

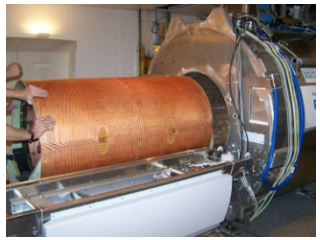
Metallische Implantate

Im Allgemeinen ist eine MR-Untersuchung bei Patienten mit elektrischen oder elektrisch leitenden Implantaten aus Metall kontraindiziert, v.a. wenn diese ferromagnetisches Fremdmaterial enthalten.

Ausnahmen:
Bestimmte implantierbare medizinische Geräte wurden von den zuständigen staatlichen Behör-

Es liegt in der Verantwortung des Implantatherstellers, ein Implantat entsprechend als bedingt MR-sicher zu deklarieren und die Bedingungen (Einschränkungen) für sichere MR-Aufnahmen zu definieren. Der MR-Bediener muss derartige Bedingungen für MR-Aufnahmen kennen. Es liegt in der Verantwortung des MR-Bedieners, sicherzustellen, dass diese Bedingungen strikt eingehalten werden. Diese spezifischen Bedingungen findet der Bediener auf der Beschriftung des Implantats oder er erfragt sie direkt beim Implantathersteller.

Philips, IFU Rel. 5, 2015



Gefahrenpotential von Implantaten

Institut für Klinische Radiologie

Passive Implantate:

ASTM F2503 und IEC 62570: 'Standard Practice for Marking Medical Devices and other Items for Safety in the MR environment'
Kennzeichnung nach Standard-Tests auf Wirkungen des statischen, Gradienten- und HF-Feldes.

Labels:

MR-sicher

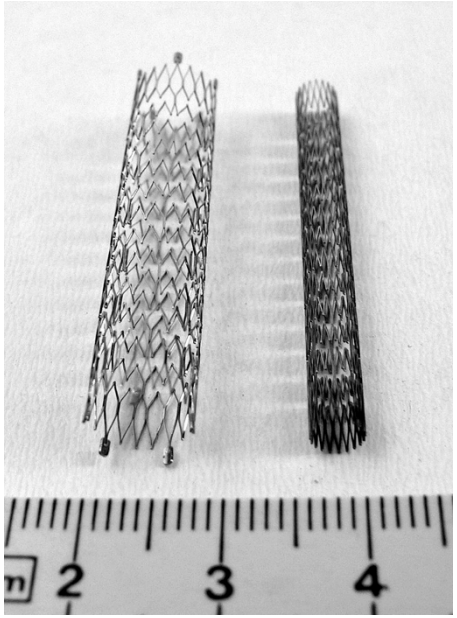
(MR safe

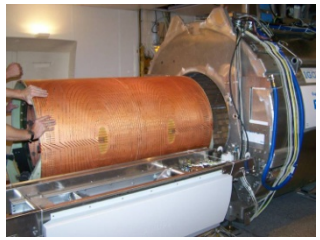
bedingt MR-sicher

MR conditional

MR-unsicher

MR unsafe)





Gefahrenpotential von Implantaten

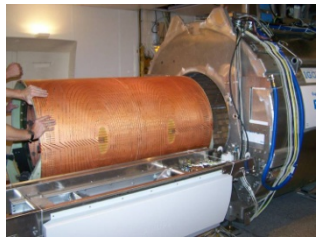
Institut für Klinische Radiologie

Aktive Implantate:

ISO/TS 10974:2012 'Assessment of the safety of MRI for patients with an AIMD' für aktive implantierbare Medizingeräte.

Zu testen sind: Interaktionen mit statischen, Gradienten- und HF-Feldern, durch Messungen und (Computer-)Simulationen.

Aktuell nur für 1,5 T Ganzkörpergeräte, horizontaler Tunnel



Gefahrenpotential von Implantaten

Institut für Klinische Radiologie

Typische Bedingungen für sichere MR-Messungen

bei passiven Implantaten:

- B_0: z.B. nur 1,5 T; d/dx B_0 (x) < 525 G/cm (d.h. < 5,25 mT/m)
- (geschaltete) Gradienten: z. B. < 200 mT/m/ms
- SAR: z.B. < 2 W/kg Körpergewicht
- Zeit seit Implantation: z.B. > 6 Wochen

bei aktiven Implantaten zusätzlich:

- Eignung des Patienten prüfen (Therapieabhängigkeit, Implantationsort)
- Funktionstest vor dem Scan (z.B. keine gebrochenen Elektroden)
- Umprogrammieren auf MR-sicheren Betriebsmodus
- Notfallmaßnahmen (Reanimationsbereitschaft) sicherstellen
- nach dem Scan: Umprogrammieren in Normalmodus, Funktionstest

Beachte die Anweisungen des Implantatherstellers !!

Institut für Klinische Radiologie

Typische Bedingungen für sichere MR-Messungen

Boston Scientific

Magnetic Resonance Imaging (MRI)

Non-clinical testing has demonstrated that the REBEL stent is MR Conditiona
overlapped conditions up to 74 mm. A patient with this device can be safely s
Resonance system meeting the following conditions:

- Static magnetic field of 3.0 and 1.5 Tesla only
- Maximum spatial gradient magnetic field of 2200 gauss/cm (22 T/m)
- Ma
(SAI

Biotronik

MRT-Kompatibilität

MR Conditional (Bedingt MRT-kompatibel)

In nicht-klinischen Tests wurde nachgewiesen, dass der Orsiro Stent in Einzelkonfigurationen und überlappenden Konfigurationen bis zu 77 mm bedingt MR-kompatibel entsprechend der Definition in ASTM F2503 ist. Patienten, die diesen Stent in einer Koronararterie tragen, können sich unmittelbar nach der Stentimplantation gefahrlos einer Kernspintomographie unterziehen,

St. Jude Medical

For Medical Professionals:
Nonclinical testing has demonstrated that St. Jude Medical heart valves and repair devices may be scanned safely under the following conditions:

- Static magnetic field of 3 Tesla or less
- Spatial gradient of 525 Gauss/cm or less
- Maximum whole-body-averaged specific absorption rate (SAR) of 2.0 W/kg for 15 minutes of scanning

			ss/cm
Absorptionsrate (SAR) bei einer Scandauer von 15 Minuten:	2 W/kg	2 W/kg	1 W/kg
Betriebsart des MR-Systems:	Normal	Normal	-
Gesamtlänge des mit Stents versorgten Bereichs:	≤ 77 mm	≤ 57 mm	57-77 mm

Informationen im Web:

- 'The List' : www.mrisafety.com
- MRI safety database: www.magresource.com

Beachte die Anweisungen des Implantatherstellers !!

Institut für Klinische Radiologie

COMING SOON:

Fixed Parameter Option: Basic (FPO:B)
(zunächst nur für 1,5 T, horizontaler Tunnel)

- beschränkt Messparameter auf Werte, die von den Implantatherstellern als sichere Grenzwerte für die Implantate akzeptiert worden sind
- Einfache Anwahl der Option statt Überprüfung vieler Messparameter

aber:

- spezifische Anforderungen an die Durchführung der Messungen werden bleiben (Umschalten des Implantats, Patienten-Überwachung)
- Nutzen-Risiko-Abschätzung für jeden Patienten

Umgang mit Sicherheitskennzeichnungen beim MR am Beispiel “Überqueren einer Straße”

Institut für Klinische Radiologie

“Ist es sicher, diese Straße zu überqueren?
– keine Bedingung, einfach überqueren!”

Bezogen auf MR-Sicherheit:
⇒ Anwendung grundlegender Kenntnisse:
nicht-magnetisch, elektrisch nicht-leitendes Material, keine Interaktion

Umgang mit Sicherheitskennzeichnungen beim MR am Beispiel “Überqueren einer Straße”

Institut für Klinische Radiologie

“Es ist bedingt sicher diese Straße zu überqueren”

Bedingung: sieh nach *links, dann nach *rechts, gerade rübergehen

*(umgekehrt in UK, Japan, andere Länder mit Linksverkehr)

MR-Sicherheit ⇒ Interaktion möglich, aber einfach zu behandeln (z.B. Kraftwirkung des statischen Magnetfeldes ⇒ beachte Grenzwert des räumlichen Gradienten des statischen Magnetfeldes)

Umgang mit Sicherheitskennzeichnungen beim MR am Beispiel “Überqueren einer Straße”

Institut für Klinische Radiologie

“Es ist weiterhin bedingt sicher die 'Straße’ zu überqueren”

Ja, aber die Bedingungen sind nicht mehr einfach.

Bedingungen: Beachte Bedienungsanleitung und MR-Hinweise

- Wirkungen des statischen Magnetfeldes (Kraft, Drehmmoment)
- Wirkungen des HF-Feldes
- Wirkungen der geschalteten magnetischen Gradientenfelder (z.B. Erwärmung, induzierte Spannung, Funktionsstörung)

Beachte die Anweisungen des Implantatherstellers !!

Institut für Klinische Radiologie

Medtronic

Rev

MRI

St. Jude Medical

diagnostische Informationen liefern können.

- Ein MRT-Experte (z. B. MRT-Radiologe oder MRT-Physiker) muss als Verantwortlicher sicherstellen, dass alle in diesem Handbuch aufgeführten Vorsichtsmaßnahmen eingehalten werden und dass die Scan-Parameter – insbesondere die spezifische Absorptionsrate (SAR) und der dB/dt-Gradient – sowohl bei der Abstimmung des MRT-Systems als auch bei der eigentlichen MRT-Untersuchung den empfohlenen Einstellungen entsprechen. Diese verantwortliche Person muss kontrollieren, dass die im MRT-System eingestellten Parameter den Richtlinien in diesem Handbuch entsprechen.
- Führen Sie unter keinen Umständen eine MRT durch, wenn der Patient irgendein

MRI F

The fo

perfor

Reveal

pulse oximetry, noninvasive blood pressure measurements

External defibrillator available during the MRI scan

Scan zone and scan time restrictions apply - St. Jude Medical M

appropriate scan exclusion zone depending on the lead that is us

IF SJM MRI ACTIVATOR™ DEVICE IS USED² (optional)

Verify with cardiologist that SJM MRI Activator device has been

Check MRI settings status using the SJM MRI Activator hand-he

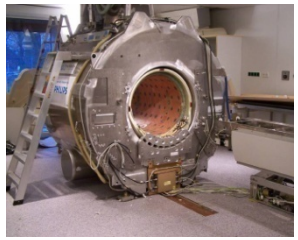
MR conditional device system from BIOTRONIK only if very specific requirements and basic conditions are met. In any other case, an MRI scan is contraindicated.

Contraindications

An MRI scan on patients with a device system is always contraindicated for device systems which have not been identified as MR conditional by BIOTRONIK and have not

Note: An MRI scan is permitted only if the product-specific conditions are met for all implants and if no metal implantable device longer than 5 cm is in the vicinity of a BIOTRONIK lead within a distance of less than 4 cm.

Quelle:
MRT-Richtlinien für die Stimulationssysteme für die Tiefe Hirnstimulation von Medtronic, 2010



Kühlmittel LHe

Institut für Klinische Radiologie

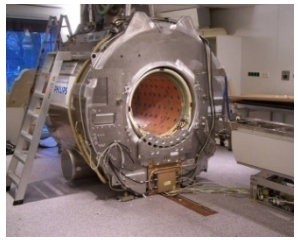
Gefahren bei einem Quench:

- LHe: Füllung bis ca. 1800 l,
  770-fache Ausdehnung beim Verdampfen -> 1386 m^3

  Raumgröße ab ca. 3.5 m x 6 m x 2.35 m = 47 m^3,
  bei Quench in den Scannerraum: ca. 29 Bar !

- Gefahrenabwehr: Quenchrohre überwachen um 'in-room'-Quench zu vermeiden;
  bei erhöhtem Quenchrisiko (z.B. Arbeiten an den He-Armaturen) Fluchtwege sichern, Türen offen halten

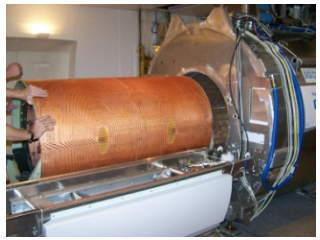
- an den kalten Leitungen kann Luft kondensieren – Kaltverbrennungsgefahr beim Kontakt mit den Tropfen;
  Brandgefahr durch kondensierten Sauerstoff



Kühlmittel LHe

Institut für Klinische Radiologie

nach dem Quench …



Risiken der Magnetresonanz

Institut für Klinische Radiologie

- Statisches Magnetfeld B_0 (im und um den Scanner):
  ➔ Kraft und Drehmoment auf ferromagnetische Objekte
- Mäßig schnell (= Audiofrequenzen) wechselnde magnetische Zusatzfelder, geschaltete Gradientenfelder G_x, G_y, G_z (am höchsten nahe den Tunnelenden)
  ➔ Induktion von Strömen, Nervenstimulation, Lärm
- Gepulstes Hochfrequenzfeld B_1 (Bereich der Sendespule, typischerweise die Körperspule)
  ➔ Induktion, Erwärmung, bei elektrischen Leitern starke Erhitzung
- Cryo-System des MR-Scanners
  ➔ Quench, Ausstoß von tiefkaltem He

Für sicheren Betrieb: Arbeitsanweisungen schreiben gemäß DIN 6876 "Betrieb von medizinischen Magnetresonanzsystemen"

Westfälische Wilhelms-Universität Münster

medizinische fakultät
Westfälische Wilhelms-Universität Münster

UKM
Universitätsklinikum Münster

Institut für Klinische Radiologie

Danke für Ihre Aufmerksamkeit !

Dank an Gregor Schaefers,
MR:Comp testing services, Gelsenkirchen,
für Material für diese Präsentation