



eBook for Undergraduate Education in Radiology

| MR képalkotás alapjai



Előszó

A radiológia alapképzését Európában a nemzeti rendszerek szerint biztosítják, és akadémiai intézményenként jelentősen eltérhet. Néha a radiológia területét "átfogó tudományágnak" tekintik, vagy más klinikai tudományágak, például a belgyógyászat vagy a sebészet összefüggésében tanítják.

Ez az e-könyv azzal a céllal jött létre, hogy Európa-szerte segítse az orvostanhallgatókat és az egyetemi tanárokat a radiológia egészének koherens tudományágként való megértésében és oktatásában. Tartalma az ESR alapfokú Európai Radiológiai Képzési Tantervének alapul, és összefoglalja az alapvető elemeket, amelyeket minden orvostanhallgatónak ismernie kell. Bár a képértelmezéshez szükséges specifikus radiológiai diagnosztikai készségeket nem minden hallgató sajátíthatja el, és inkább az ESR képzési tantervek posztgraduális szintjeinek céljai közé tartozik, ez az e-könyv további betekintést is tartalmaz a modern képkalkotással kapcsolatban. Ennek a célja, hogy az érdeklődő egyetemi hallgató megértse a modern radiológiát, tükrözve annak multidiszciplináris jellegét, mint szervalapú specialitást.

Szeretnénk külön köszönetet mondani az ESR Oktatási Bizottsága szerzőinek és tagjainak, akik hozzájárultak ehhez az e-könyvhöz, Carlo Catalanónak, Andrea Laghinak és Palkó Andrásnak, akik kezdeményezték ezt a projektet, valamint az ESR Hivatalnak, különösen Bettina Leimbergernek és Danijel Lepirnek a projekt megvalósításában nyújtott támogatásukért.

Reméljük, hogy ez az e-könyv hasznos eszközként szolgálhat az egyetemi radiológiai egyetemi oktatásban.

Minerva Becker
ESR Education Committee Chair

Vicky Goh
ESR Undergraduate Education Subcommittee Chair

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képkalkotás alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Szerzői jog és felhasználói feltételek

Ez a mű a Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivatives 4.0 nemzetközi Licenc alatt készült.

Önnek lehetőségében áll:

Megosztás – másolja és terjessze az anyagot bármilyen médiumban vagy formátumban

A következő feltételekkel:

- Forrásmegjelölés – Meg kell adnia a megfelelő forrásmegjelölést, meg kell adnia a licencre mutató hivatkozást, és jeleznie kell, hogy történtek-e módosítások. Ezt bármilyen ésszerű módon megteheti, de nem olyan módon, amely azt sugallja, hogy a licenciaadó támogatja Önt, vagy a módosított formátumot.
- Kereskedelem– Az anyagot nem használhatja kereskedelmi célokra.
- Átalakítás – Ha újrakeveri, átlakítja vagy épít az anyagra, nem terjesztheted a módosított anyagot.

Hogyan kell idézni ezt a munkát:

Európai Radiológiai Társaság, MA Delattre, Andrea Laghi, András Kincses, Minerva Becker (2022) eBook for Undergraduate Education in Radiology: MR Imaging. DOI 10.26044/esr-undergraduate-ebook-24

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képalkotás alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Hyperhivatkozások



Alapkészségek



További ismeretek



Figyelmeztetés



Összehasonlítás



Kérdések



Referenciák

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képzőanyag alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



eBook for Undergraduate Education in Radiology

Based on the ESR Curriculum for Undergraduate Radiological Education

Az MR képalkotás alapjai

Szerzők

Bénédictte MA Delattre (1)

Andrea Laghi (2)

Minerva Becker (1)

András Kincses (3)

andrea.laghi@uniroma1.it



(1) Geneva University Hospitals, Geneva University, Geneva, Switzerland

(2) Sapienza University, Rome, Italy

(3) University of Szeged, Hungary

Fordította

Kincses András

Szegedi Tudományegyetem Radiológiai Klinika

kincses.andras@szte.hu



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képalkotás alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Tartalomjegyzék

- **MRI Rendszer**
 - Alapok
 - Biztonsági és hozzáférési feltételek
 - Az MRI rendszer részei
- **MR képképzés alapjai**
 - Jel előállítás
 - Relaxáció
 - Jelfelvétel
 - Térbeli kódolás – Z irány
 - Térbeli kódolás – X és Y irányok
 - A jel és a kép közötti kapcsolat
 - A gradiensek és az akusztikus zaj
- **A spin echo szekvencia**
 - Mi az echo ?
 - A TE és TR jelentősége a kontrasztban
 - MRI szekvenciák: miért olyan hosszúak?
- **A gradiens echo szekvencia**
- **Egyéb szekvenciák:**
 - Inversion Recovery (IR)
 - Diffusion Weighted Imaging (DWI)
 - Diffusion Tensor Imaging (DTI)
 - Time-of-Flight (ToF)
 - Functional MRI (fMRI)
 - Spectroscopy
- **MRI kontrasztanyagok**
 - Perfusion Imaging (PI)
- **Műtermékek eredete**
- **Az MRI előnyei és hátrányai**
- **Összefoglalás**
- **Referenciák**
- **Teszteld a tudásod!**

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

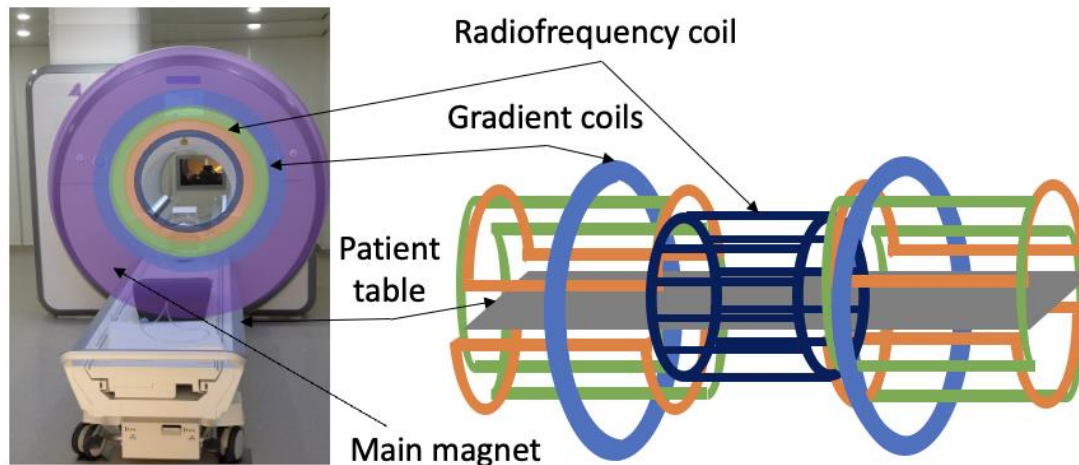


MRI Rendszer Alapok

Az MRI egy nem invazív, kifinomult technika, amely erős mágneses mezőket használ az emberi test képképzésére.

Az MRI szkennert 3 fő részből áll:

- **Főmágnes** => a fő statikus mágneses mező (B_0) létrehozásához.
- **Gradiens tekercsek** => a B_0 szándékos különbségeinek előállítása
- **Rádiófrekvenciás (RF) tekercsek** => úgy működnek, mint az MRI rendszer antennái: továbbítják az RF gerjesztést, és fogadják a kapott jelet.



Főmágnes



Egy vezetéken haladó állandó elektromos áram statikus mágneses mezőt generál (Biot-Savart törvény). A mágneses indukció arányos az elektromos áram nagyságával. A szupravezető mágnes (szupravezető => nincs ellenállása az elektromossággal szemben) nagy indukciójú mágneses mezőt hoz létre, amelyet B_0 -nak neveznek. A vezető tekercseket folyékony héliummal (és folyékony nitrogénnel) hűtik. A B_0 az MR csőben elhelyezkedő szövetek nettó mágnesesítésére szolgál. A cső átmérője 60-70 cm.

A mágneses indukció nagyságrendje:

- Föld mágneses mező a 0° szélességnél: $31 \mu\text{T}$
- Hűtőmágnes: 5 mT
- Roncstelep/ócskavas mágnes: 1T
- Orvosi MRI: leggyakrabban 1,5T és 3,0T, ritkán 7,0T



Az MRI ellenjavallatai és korlátozásai:

- Klauszrofóbia
- Ferromágneses fém a testben
- Bizonyos szívritmus-szabályozó, elektronikus implantátum, ...



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

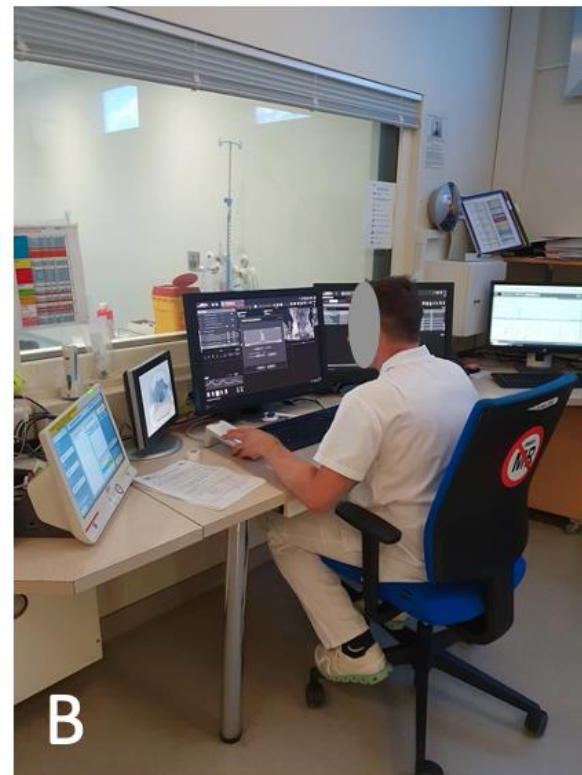
Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



MRI Rendszer Alapok



Az MRI rendszerszoba (A) falai különböző funkciókat ellátó rétegekből állnak: mágneses árnyékolás a statikus mágneses mező körülhatárolására, RF árnyékolás az elektromágneses zaj be- és kikutására, valamint akusztikus árnyékolás a zajterhelés mérséklésére a rendszerszobán kívül. A vezérlőterem (B) közvetlenül a mágnesszobán kívül található. Tartalmazza a kezelőkonzolt, a számítógépes berendezéseket, a kommunikációs eszközöket és a monitorokat (EKG és O₂).

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



MRI Rendszer Biztonság

- A mágnes mindig BE van kapcsolva!
- A B0 fő mágneses mező mindig aktív. Soha ne közelítsük meg a mezőt ferromágneses* tárggyal.
- A forgatónyomatékhoz kapcsolódó vonzerő nem kontrollálható erővel rántja át a ferromágneses tárgyat a fő mágnesen, ami így lövedékként viselkedik. Ilyen esetekben többször előfordult halálos kimenetelű baleset!
- Ez megmagyarázza, hogy miért olyan szigorúak az MRI körüli biztonsági szabályok!
- Az MRI vizsgálatokon áteső betegeknek el kell távolítaniuk az összes fémtárgyat. Egyes radiológiai osztályok ferromágneses detektorokat használnak ellenőrzési célból.



Forrás:

<https://www.purdue.edu/hhs/mri/MR%20Safety/MR%20Safety.html>



* A ferromágneses tárgyak a következők összetevőket tartalmazzák:

- Vas, kobalt, nikkel
- Ezen összetevők ötvözetek



MRI baleset egy 1.5T MR rendszeren: a padlópolírozó gépet vonzotta a mágneses mező. Csak a mágneses mező legerjesztésével lehetett eltávolítani. Az MRI hátoldala (fej felőli oldal) látható. Forrás: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:MRI_accident_on_a_1.5_Tesla_MR_system.jpg

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

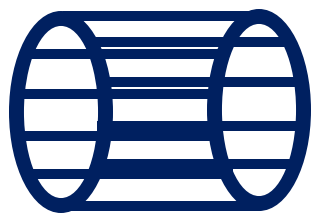
Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

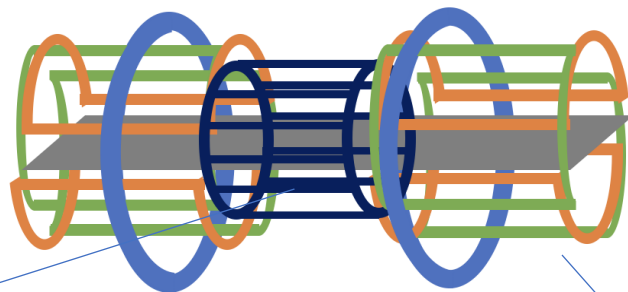


MRI Rendszer Tekercsek



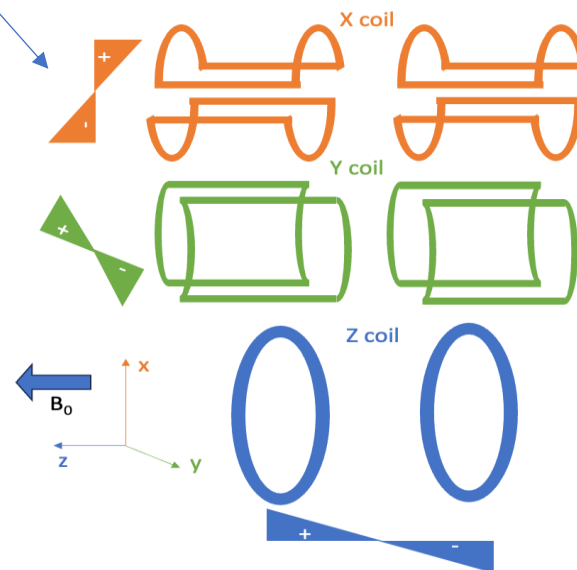
Rádiófrekvenciás tekercsek

Változó mágneses mezőt hoz létre, amely a nettó mágnesezettséget a B_0 fő mágneses mezőre merőleges síkba billenti.



Gradiens tekercsek

Változó mágneses mezőket hoznak létre a tér három irányában (x, y, z). Az MRI jel térbeli kódolására szolgál



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

A következő oldalakon látni fogjuk, hogy ezek a részek hogyan járulnak hozzá a képek előállításához =>



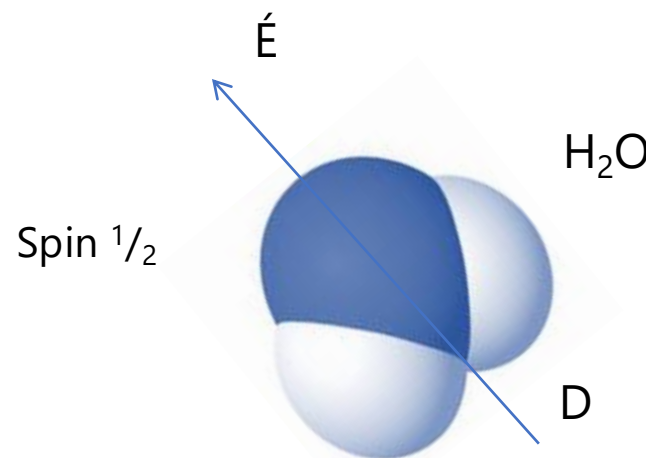
MRI képalkotás alapjai



Az atommag protonokból (pozitív töltés) és neutronokból (semleges töltés) áll, amelyek mind a saját tengelyük körül forognak. Az elektronok (negatív töltés) a mag körül keringenek és a saját tengelyük körül is forognak.

A részecskék forgó mozgásuk eredményeként impulzusmomentummal rendelkeznek, amelyet **spinnek** nevezünk. A spin az atomok alapvető tulajdonsága, mint a tömeg vagy az elektromos töltés. A spin értékei a $1/2$ többszörösei lehetnek ($1/2, 3/2, \dots$)

Mivel a folyamatosan forgó proton pozitív töltéssel rendelkezik, egy kis mágneses mezőt hoz létre, így **mágneses momentummal** rendelkezik (azaz úgy viselkedik, mint egy apró mágnes északi és déli pólussal).



- A biológiai szövetekben természetes körülmények között rengeteg H_2O (és zsír) van, tehát rengeteg hidrogén (H^1) van
- Emberi test összetétele $\Rightarrow \sim 60\% - 70\%$ víz (2 H^1)
- A H^1 -nek **nagy** mágneses momentuma van.
- A H^1 mágneses tulajdonságát arra használják, hogy MRI-vel ábrázolják a szövetek víz (és zsír) eloszlását a testben

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képalkotás alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



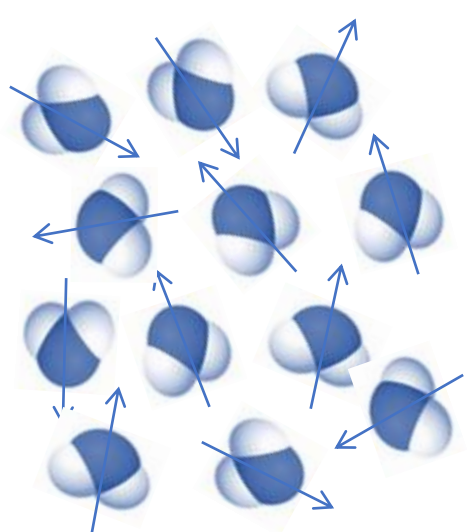
MRI képképzés alapjai



Amikor a biológiai szövetet erős mágneses mezőbe helyezzük, az egyedi mágneses momentumok összegét egy nettó mágneses momentum vektorral írhatjuk le. A jelenség pontos magyarázatához kvantummechanikai eszközökre van szükség, ami túlmutat ennek a fejezetnek a keretein.

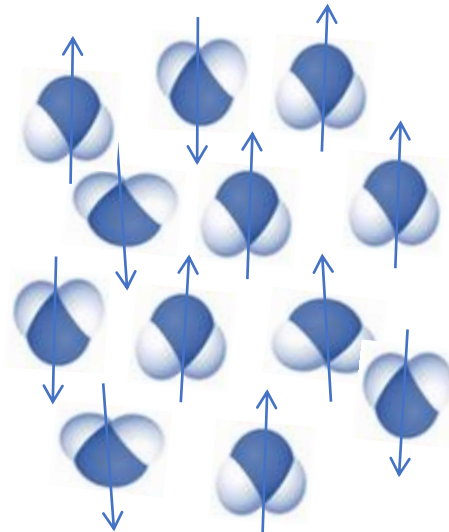
Ez a hatás specifikus mágneses momentummal rendelkező atomokra vonatkozik, azaz spinquantumszámú atommagra = $\frac{1}{2}$: H^1 / C^{13} / N^{15} / O^{17} / Na^{23} / ...

Két különböző energiaállapotnak felel meg, ha a mágneses mezővel párhuzamos (parallel) $\uparrow$ vagy ellentétes (antiparallel) $\downarrow$ irányban állnak be. A legtöbb proton a B_0 -val párhuzamosan áll be, mivel ez alacsonyabb energiájú állapot, mint az antiparallel. A nettó mágneses momentum $\vec{M}$ a két energiaállapotban lévő spinek különbsége hozza létre:



A mágneses mező hiányában

B_0



A mágneses mezőben

$\vec{M}$



Példa : két energiaállapotban lévő hidrogén aránya:
3T esetén: ~ 10 on 10^6 !

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

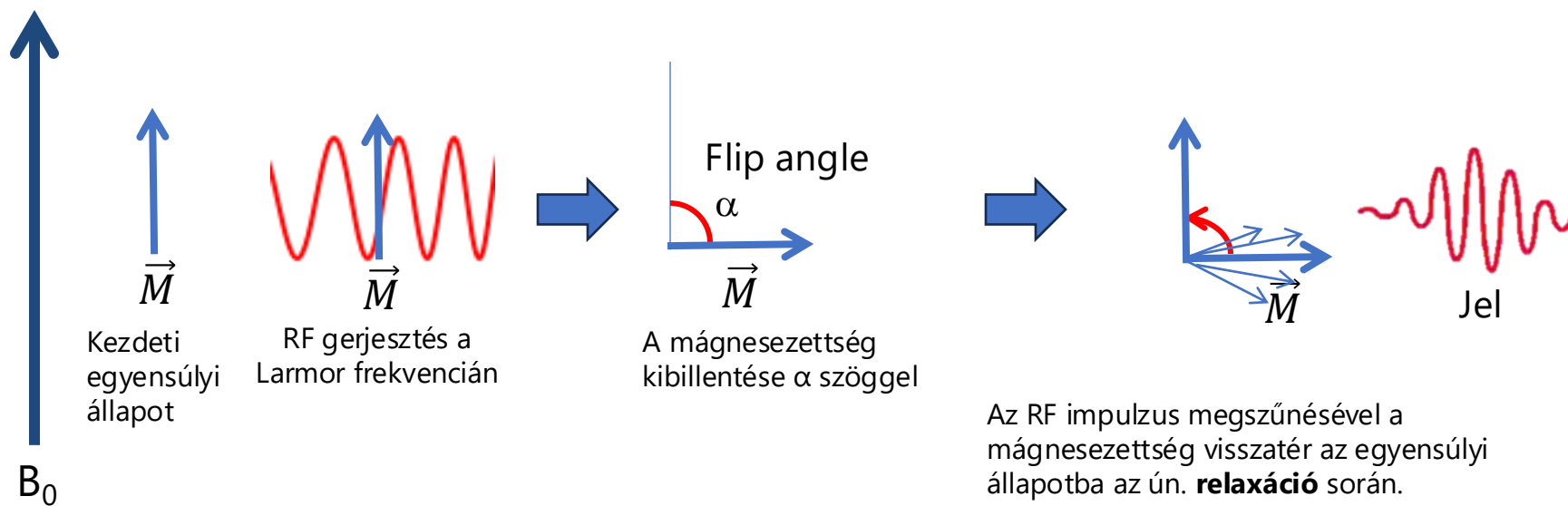


MRI képképzés alapjai

Gerjesztés...

- A szövetből származó jel létrehozásához rádiófrekvenciás (RF) hullámot használunk. A spinek Larmor frekvenciájának (f) nevezett rezonancia frekvenciájára van hangolva, amelyet a következő képlettel írhatunk le:
$$f = \gamma B_0$$
- Ahol γ is the giromágneses együttható ($\gamma = 42.58 \text{ MHz/T}$) és B_0 a mágneses indukció vektor.
 - 1.5T esetén: $f = 64 \text{ MHz}$
 - 3T esetén: $f = 128 \text{ MHz}$

... és relaxáció



Az RF impulzus megszűnésével a mágnesezettség visszatér az egyensúlyi állapotba az ún. **relaxáció** során. A relaxációt kísérő jelvesztés folyamata különböző módszerekkel visszafordítható és ezt a jelet regisztrálhatjuk.



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

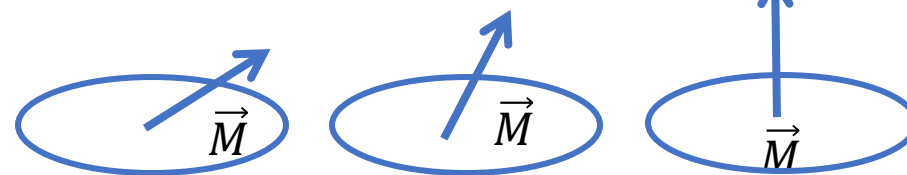
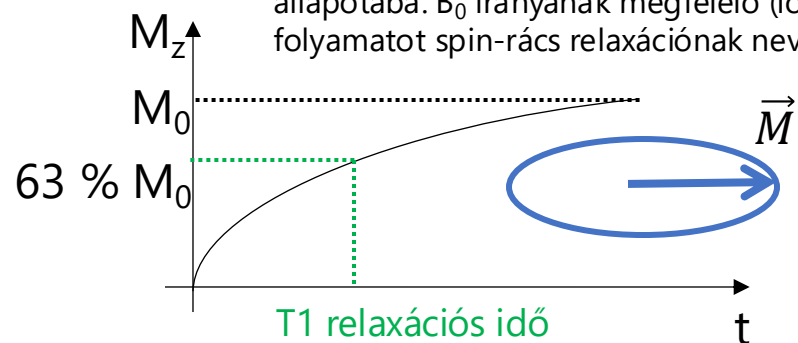


Az MR képképzés alapjai

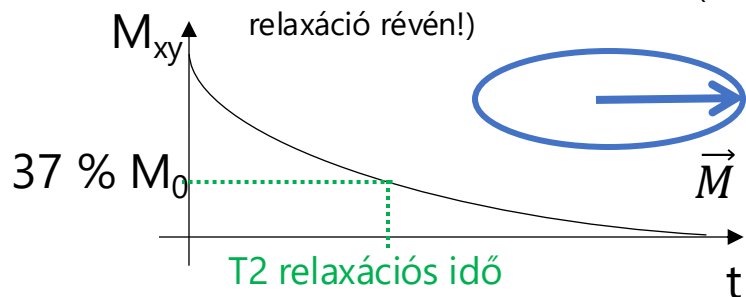
Relaxáció

A relaxáció két egyidejű, de különböző folyamat során történik.

T1 relaxáció A spin energiáját leadja a környezetének és a mágneszettség visszatér kezdeti állapotába. B_0 irányának megfelelő (longitudinális mágneszettség). Ez a folyamatot spin-rács relaxációnak nevezzük.



T2 relaxáció A transzverzális síkba fordított nettó mágneszettség az egyedi spinek fáziseltolódás miatt csökken (spin-spin relaxáció). A fáziskoherencia elvesztése a mágneses mező helyi inhomogenitásának és a spin-spin kölcsönhatásoknak köszönhető (miközben a nettó mágneszettség a z irányban újra növekszik a T1 relaxáció révén!)



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Az MR képképzés alapjai

Relaxáció



T1 az M_z irányú mágneszettség visszaállásának időállandója (longitudinális mágneszettség)
T2 az M_{xy} síkban a mágneszettség csökkenése/fáziseltolódásának időállandója (transzverzális mágneszettség)
T1 és T2 relaxációs idők a környezettől függenek, különböző szövetekre különböző értékek jellemzőek

Az alábbi táblázatban néhány példa T1 és T2 relaxációs időkre 1.5T esetén:

At a main field of 1.5 T		
Tissue type	Approximate T ₁ value in ms	Approximate T ₂ value in ms
Adipose tissues	240-250	60-80
Whole blood (deoxygenated)	1350	50
Whole blood (oxygenated)	1350	200
Cerebrospinal fluid (similar to pure water)	4200 - 4500	2100-2300
Gray matter of cerebrum	920	100
White matter of cerebrum	780	90
Liver	490	40
Kidneys	650	60-75
Muscles	860-900	50

Forrás: [https://en.wikipedia.org/wiki/Relaxation_\(NMR\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Relaxation_(NMR))

Fejezet vázlata

- MRI Rendszer
- MRI képképzés alapjai
- A spin echo szekvencia
- A gradients echo szekvencia
- Egyéb szekvenciák:
- MRI kontrasztanyagok
- Műtermékek eredete
- Az MRI előnyei és hátrányai
- Összefoglalás
- Referenciák
- Teszteld a tudásod!

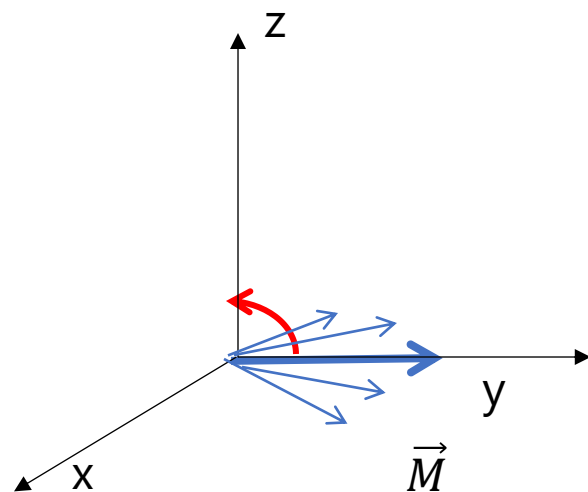


Az MR képképzés alapjai

Jelfelvétel



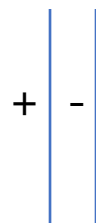
Az egyensúlyi állapotba visszatérő spinok periodikus mágnesezettsége olyan jelet hoz létre, amelyet egy tekercsel regisztrálhatunk.



Tekercs = egy vezetékből készült hurok



M_{xy} = mért jel



A változó mágneses tér áramot indukál a tekercsben

Fejezet vázlata

[MRI Rendszer](#)

[MRI képképzés alapjai](#)

[A spin echo szekvencia](#)

[A gradients echo szekvencia](#)

[Egyéb szekvenciák:](#)

[MRI kontrasztanyagok](#)

[Műtermékek eredete](#)

[Az MRI előnyei és hátrányai](#)

[Összefoglalás](#)

[Referenciák](#)

[Teszteld a tudásod!](#)



Az MR képalkotás alapjai

Jelfelvétel

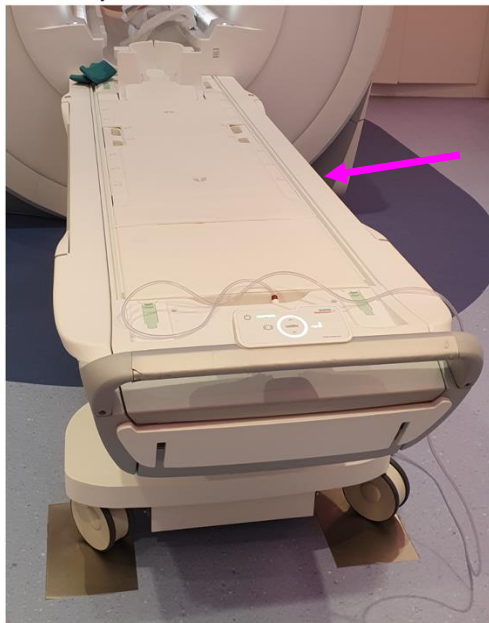
- Minden alkalmazáshoz külön az adott célnak megfelelő tekercseket használnak:
- A modern vevőtekercsek több kis tekercset (más néven csatornát) tartalmaznak, amelyek mindegyike fogadja a kibocsátott jelet. Az ilyen konfigurációk segítenek elérni a magas jel-zaj arányt, valamint a vizsgálandó anatómiai terület nagy lefedettségét.



Head coil (32 channels)



Spine coil (usually included in the patient table)



Hand/wrist coil



Shoulder coil (16 channels)



Foot/ankle coil



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képalkotás alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Az MR képképzés alapjai

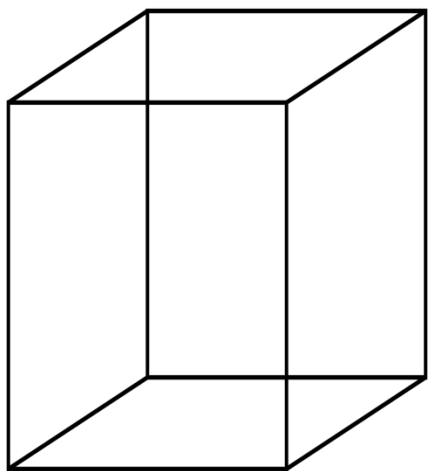
Térbeli kódolás



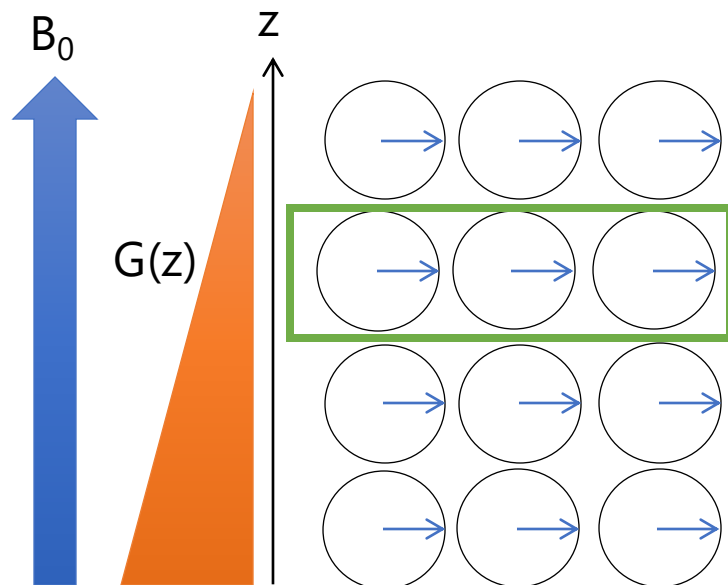
- Alapból a jelet az RF tekercs által gerjesztett szövet teljes térfogata adja.
- Ne feledjük: a rendszer 3 gradiens tekercsből áll, minden geometriai irányt (x, y, z) lefedve.
- A gradiens tekercseket arra használják, hogy némi térbeli kódolást adjanak a jelhez.
- Hogyan működik?

Példa a szeletkiválasztásra

A ω_0 -ra hangolt RF által gerjesztett térfogat (gradiens nélkül)

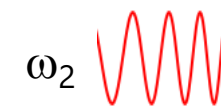


A z irányban változó mágneses tér hozzáadása a z-gradienssel



Az egyik szeletből érkező jel térbeli kiválasztásához az RF-t a megfelelő módosított frekvenciára hangoljuk, itt például ω_2 -re

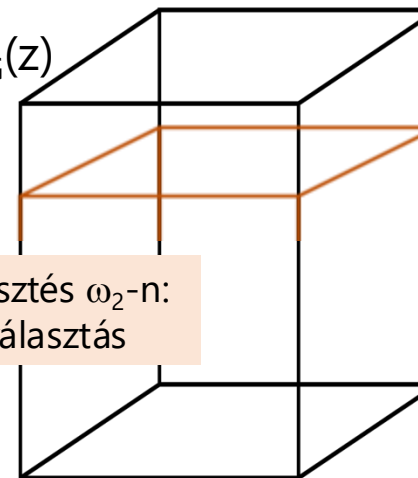
$$\omega_1 = \omega_0 + \omega_G(z)$$



RF gerjesztés ω_2 -n:
szeletkiválasztás

ω_3

ω_4



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

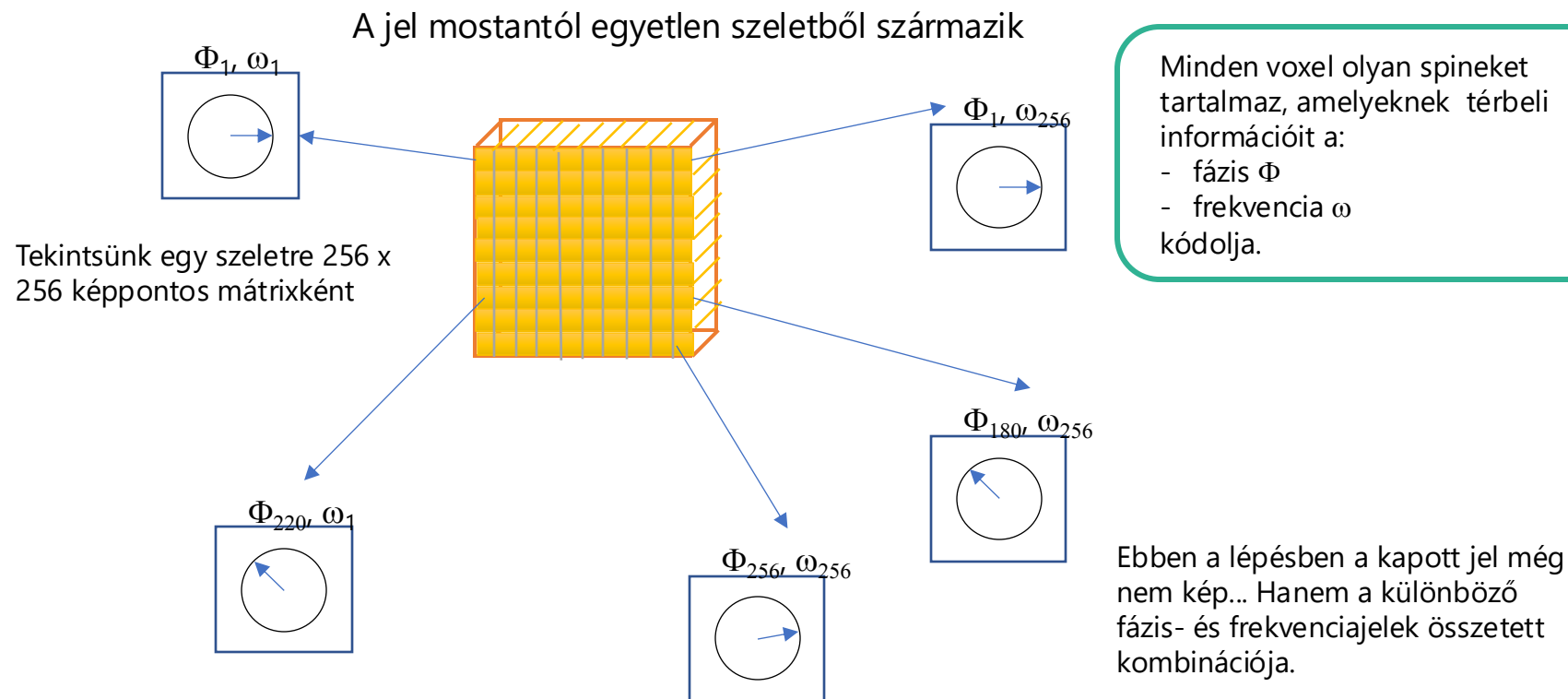


Az MR képképzés alapjai

Térbeli kódolás (x-y irányok)



A másik két dimenzióhoz a térbeli információinak hozzáadása x- és y-gradiensek használatával történik, meghatározott időzítéssel a jel felvétele előtt és alatt. Ezeket térben változó fáziseltolódások (az úgynevezett **fáziskódolás irányában**) és térben változó frekvenciakülönbségek (az úgynevezett **frekvenciakódolás irányában**) hozzáadására használják.



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Az MR képképzés alapjai

A jel és a kép közötti kapcsolat

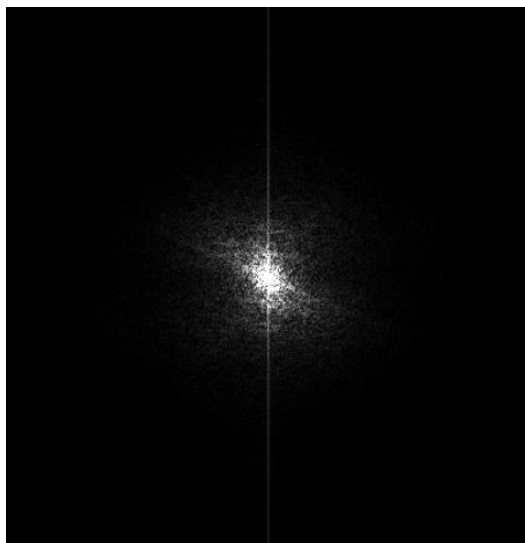


A mért jel a frekvenciatérben, az úgynevezett "k-térben" van. A "k" egy olyan számot jelent, amely megtartja a gradiens térkódolási információit. Ez a "k-tér" a Fourier-transzformáció segítségével fordítható le a végső képre.



Emlékeztető: Eddig a spinek mágnesezettségét különböző gradiensekkel mértük, hogy a k-térben információt tároljunk a térbeli tulajdonságokról. A képet pedig ennek a k-térnek a Fourier-transzformációjával hozzuk létre.

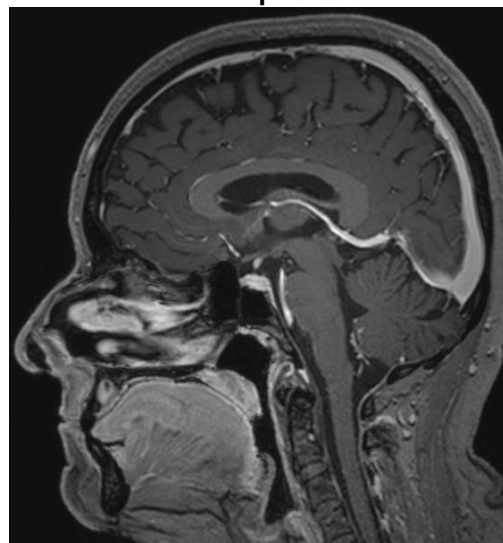
K-tér



Fourier-
transzformáció



kép



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Az MR képképzés alapjai

A grádiensek és az accusticus zaj



A térbeli információk hozzáadására használt gradiens tekercsek változó mágneses mezőket hoznak létre a képképzés során. Ezek a változó mágneses terek rezgésbe hozzák a gradiens tekercsüket, ez eredményezi az MR képképzés során hallható rendkívül hangos zajt.

A betegnek hallásvédőt kell viselnie a vizsgálat során!



Illusztráció: <https://pixabay.com/de/photos/mann-arbeiter-presslufthammer-785548/>



140 dB = Repülőgép felszálláskor

130 dB = MRI

110 dB = Koncert

95 dB = zsúfolt kávézó

85 dB = fűnyíró

80 dB = autó

60 dB = beszélgetés

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

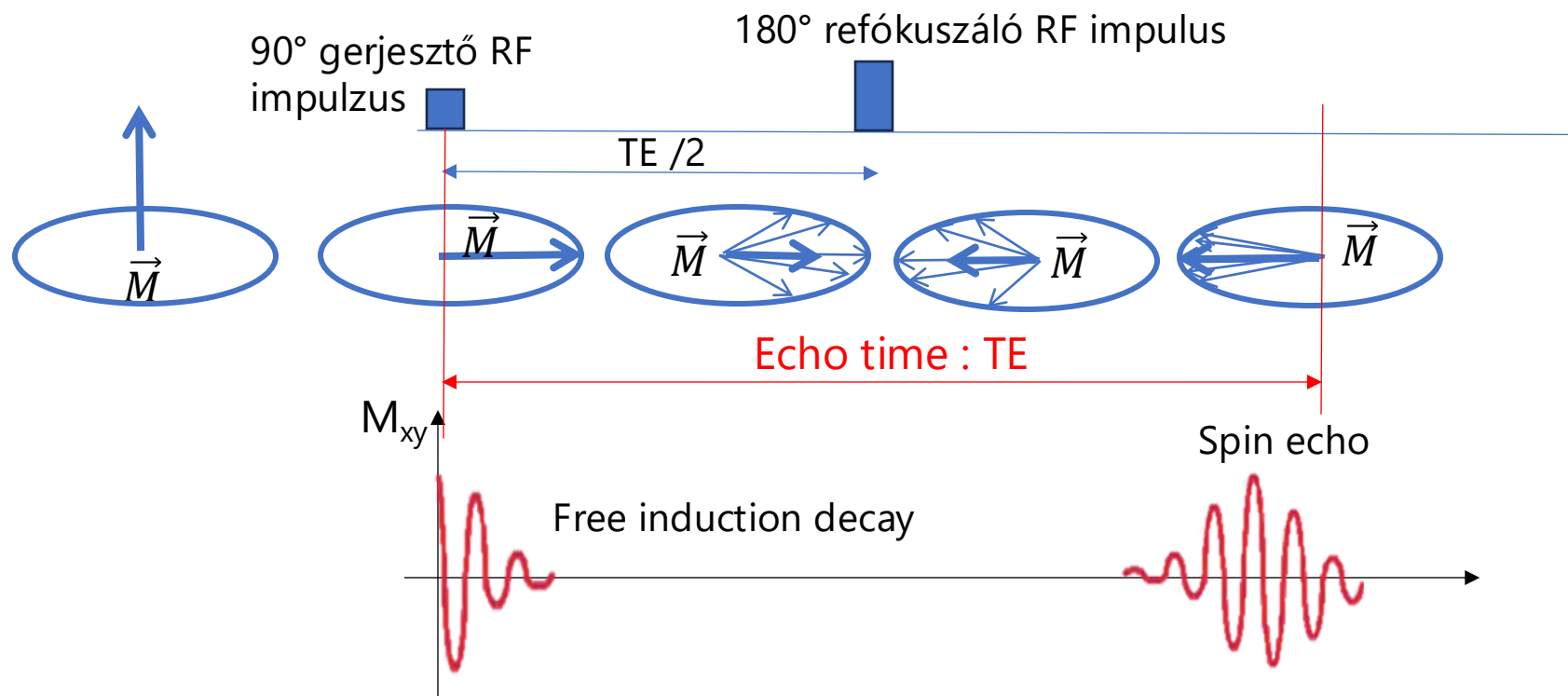


A spin echo (SE) szekvencia

Mi az echo?

Amikor a mágneszettség visszatér az egyensúlyi állapotba egy RF impulzus alkalmazása után, az előállított jelet „**free induction decay**”-nek nevezzük.

Ha egy második RF impulzust használunk, különösen egy 180° -os impulzust, vagy újrafókuszáló (**refókuszáló**) **impulzust**, akkor echo (visszhang) jön létre. Az első RF impulzus és a visszhang közötti időt **echo idő**nek (echo time, TE) nevezzük.



Fejezet vázlata

[MRI Rendszer](#)

[MRI képképzés alapjai](#)

[A spin echo szekvencia](#)

[A gradiens echo szekvencia](#)

[Egyéb szekvenciák:](#)

[MRI kontrasztanyagok](#)

[Műtermékek eredete](#)

[Az MRI előnyei és hátrányai](#)

[Összefoglalás](#)

[Referenciák](#)

[Teszteld a tudásod!](#)



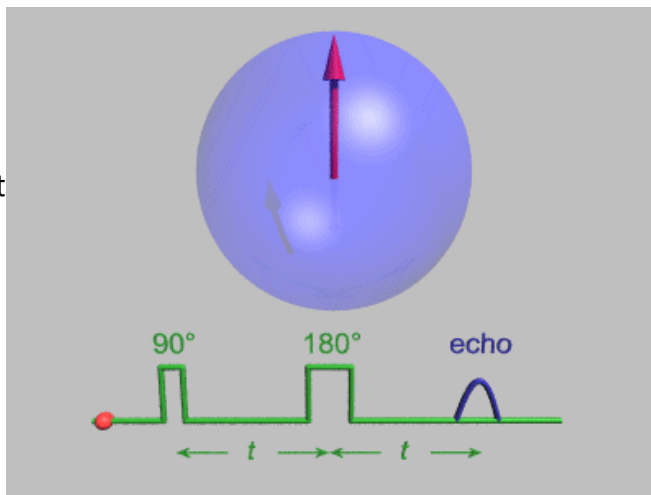
A spin echo (SE) szekvencia

A 90° és a 180° impulzusok között a spinek fokozatosan fáziseltolódása folyamatosan nő. A gyorsabban és lassan forgó spinek eltávolodnak egymástól. A 180° -os impulzus a forgás irányát megfordítja és újra azonos fázisba kerülnek a spinek: a gyorsabban forgó spinek „utolérnek” a lassabban forgó spineket.

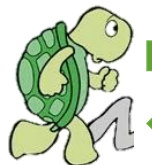
Analógia => A teknős és a nyúl

A nyúl: gyorsan forgó komponens

A teknős: lassan forgó komponens



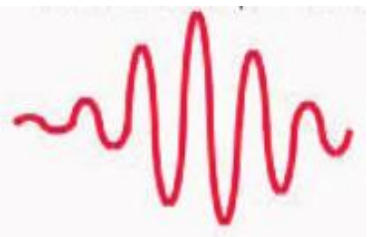
Illusztráció forrása:
https://en.wikipedia.org/wiki/Spin_echo



TE/2 : U-turn



A teknős és a nyúl
fáziseltolódásban vannak



Echo time TE :

A teknős és a nyúl fázisba kerülnek és echo-t alakítanak ki!



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és
hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



A spin echo (SE) szekvencia



Amint azt korábban kifejtettük, az echo-ból érkező jel a teljes gerjesztett térfogat bocsátja ki! Gradienksek adunk hozzá jel térbeli eredetének kódolásához. MR szekvenciának nevezzük azokat az idődiagramokat, amelyek meghatározzák, hogy mikor és hol alkalmazzuk ezeket a gradienseket a gerjesztési RF impulzusokhoz és az echo felvételéhez.

A szekvenciában 2 fontos időzítési paraméter van:

- A gerjesztési impulzus és az echo közötti idő: Echo time, TE
- Két egymást követő gerjesztési impulzus közötti idő: Repetition time, TR.
- TE és TR értéke megválasztható!

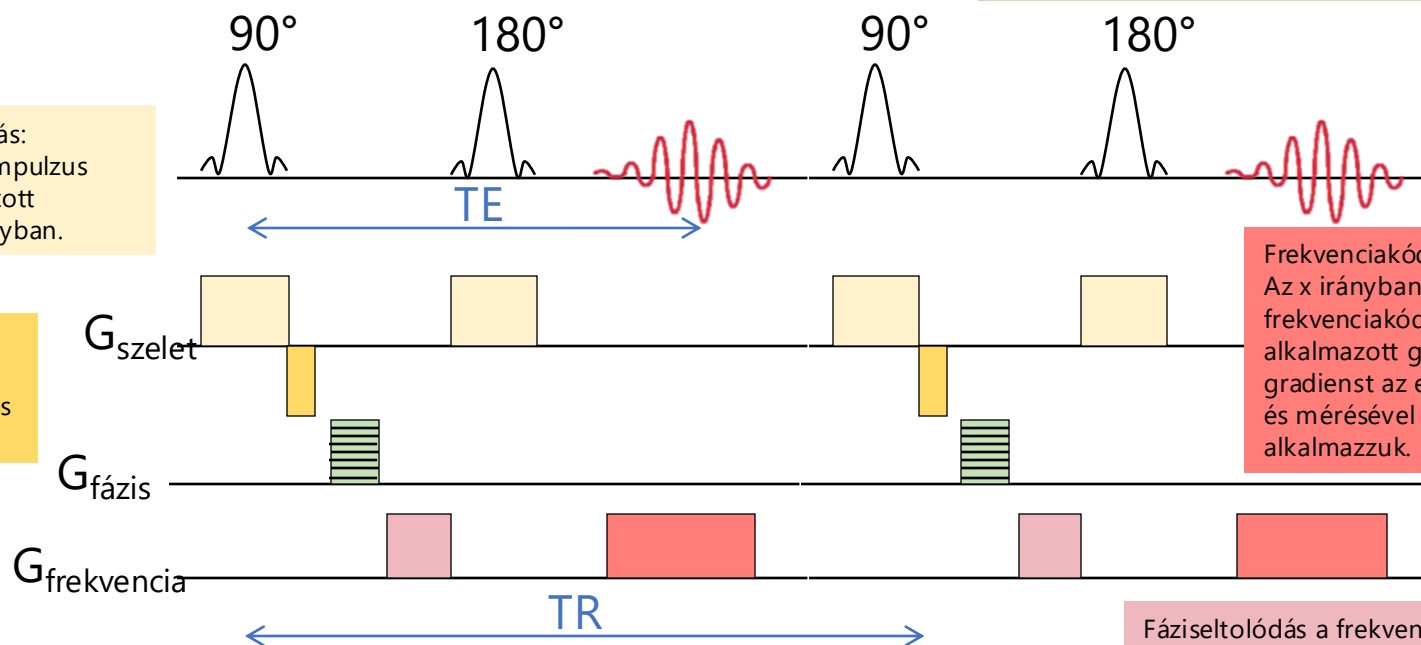
Fáziskódolás:

Az y irányban, azaz a fáziskódoló irányban alkalmazott gradiens. Ez a gradiens változik minden TR-nél, hogy kódolja a különböző sorokat a fázisirányban.

Szeletkiválasztás:

A gerjesztési impulzus során alkalmazott gradiens z irányban.

Refókuszáló gradiens a szeletkiválasztás irányában.



Frekvenciakódolás:

Az x irányban, azaz frekvenciakódolás irányában alkalmazott gradiens. Ezt a gradienst az echo előállításával és mérésével egyidejűleg alkalmazzuk.

Fáziseltolódás a frekvenciakódolás irányában, az itt alkalmazott gradiens kompenzálja az echo során kialakuló fázis-összehangolást.

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



A spin echo (SE) szekvencia

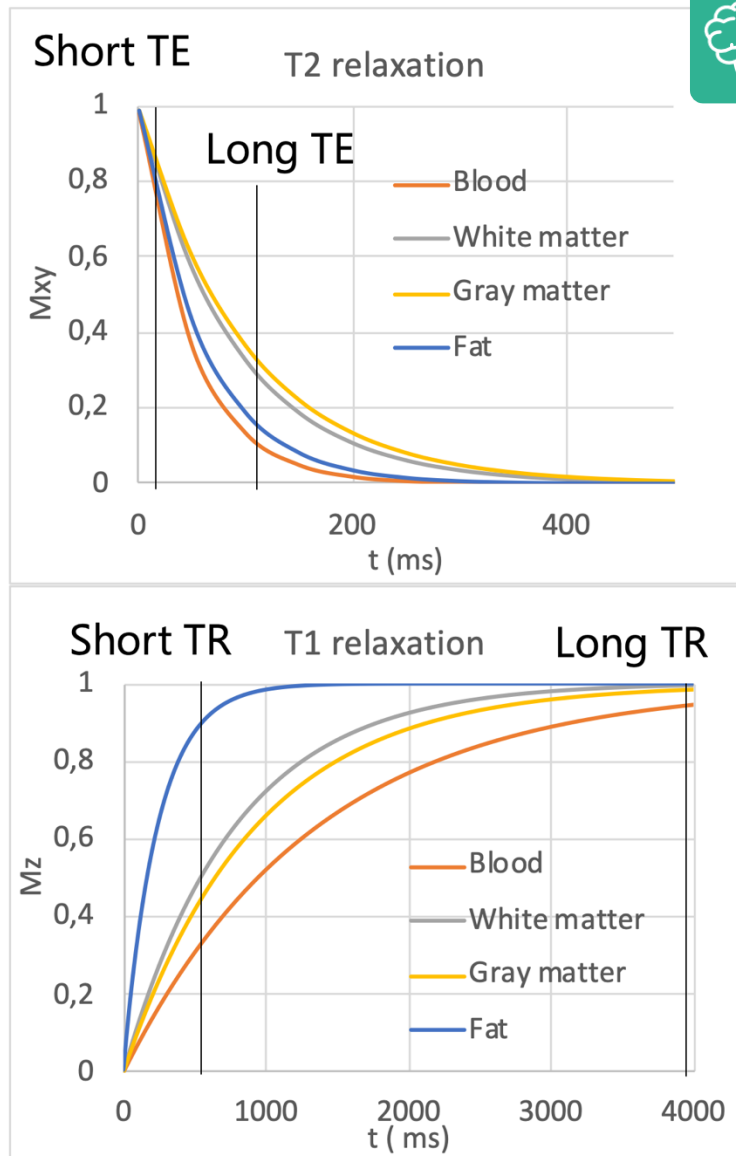
A TE és TR jelentősége a kontrasztban

Hosszú TE eredménye T2 kontraszt.

- A jel kisebb a nagyobb fáziseltolódású spinek esetében (alacsony T2), mint a kisebb fáziseltolódású spinek esetében (magasabb T2).
- A rövid TE nem teszi lehetővé a spinek fáziseltolódását, a T2 kontraszt nem járul hozzá a jelhez.

Rövid TR eredménye T1 kontraszt.

- A z irányú mágnesezettség nem állt vissza teljesen, a lassan növekvő mágnesezettség kevesebb jelet ad (magas T1), mint a gyorsan növekvő mágnesezés (alacsony T1).
- A hosszú TR lehetővé teszi, hogy a longitudinális mágnesezettség visszaálljon eredeti állapotába, így nem járul hozzá a T1 kontraszthoz.



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

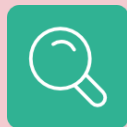
Teszteld a tudásod!



A spin echo (SE) szekvencia

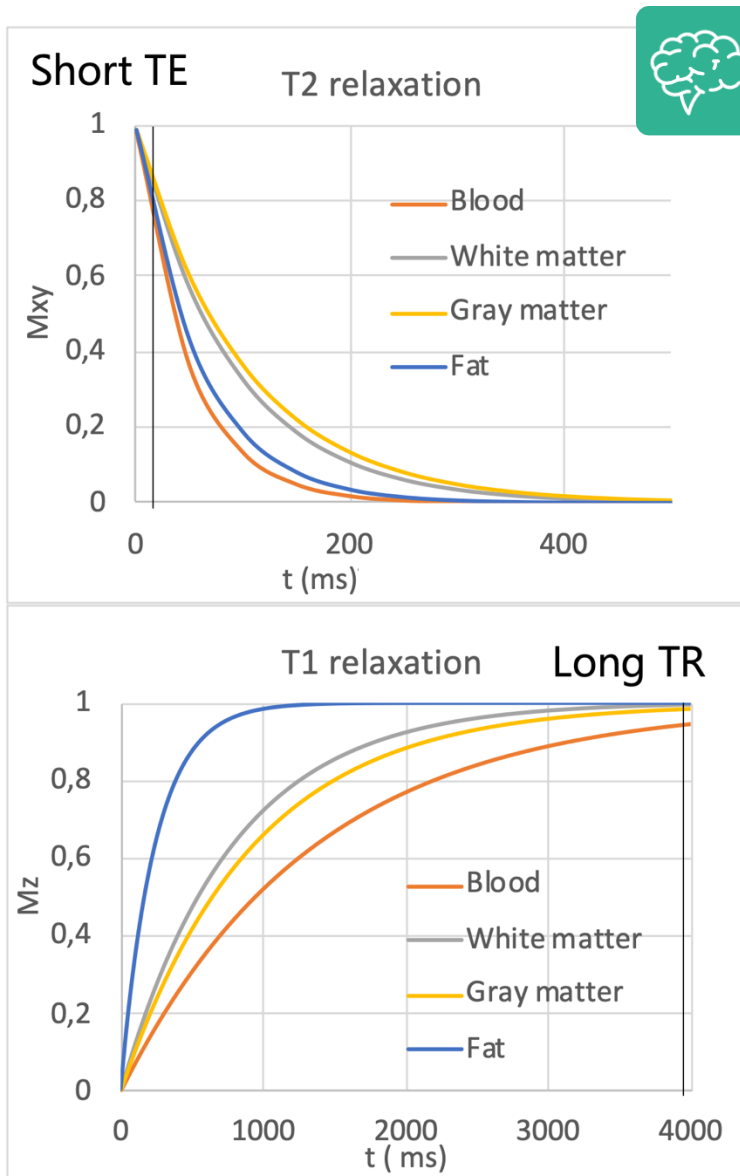
A TE és TR jelentősége a kontrasztban

Ahhoz, hogy T1 vagy T2 kontraszt nélküli, csak protonszűrőre érzékeny képet kapjunk, rövid TE-t és hosszú TR-t kell használni.



Összegzés:

- Rövid TE, rövid TR : T1-súlyozott kép
- Hosszú TE, hosszú TR : T2-súlyozott kép
- Rövid TE, hosszú TR : Proton denzitás súlyozású kép
- (hosszú TE, rövid TR a gyakorlatban nem használható)



Fejezet vázlata

[MRI Rendszer](#)

[MRI képképzés alapjai](#)

[A spin echo szekvencia](#)

[A gradients echo szekvencia](#)

[Egyéb szekvenciák:](#)

[MRI kontrasztanyagok](#)

[Műtermékek eredete](#)

[Az MRI előnyei és hátrányai](#)

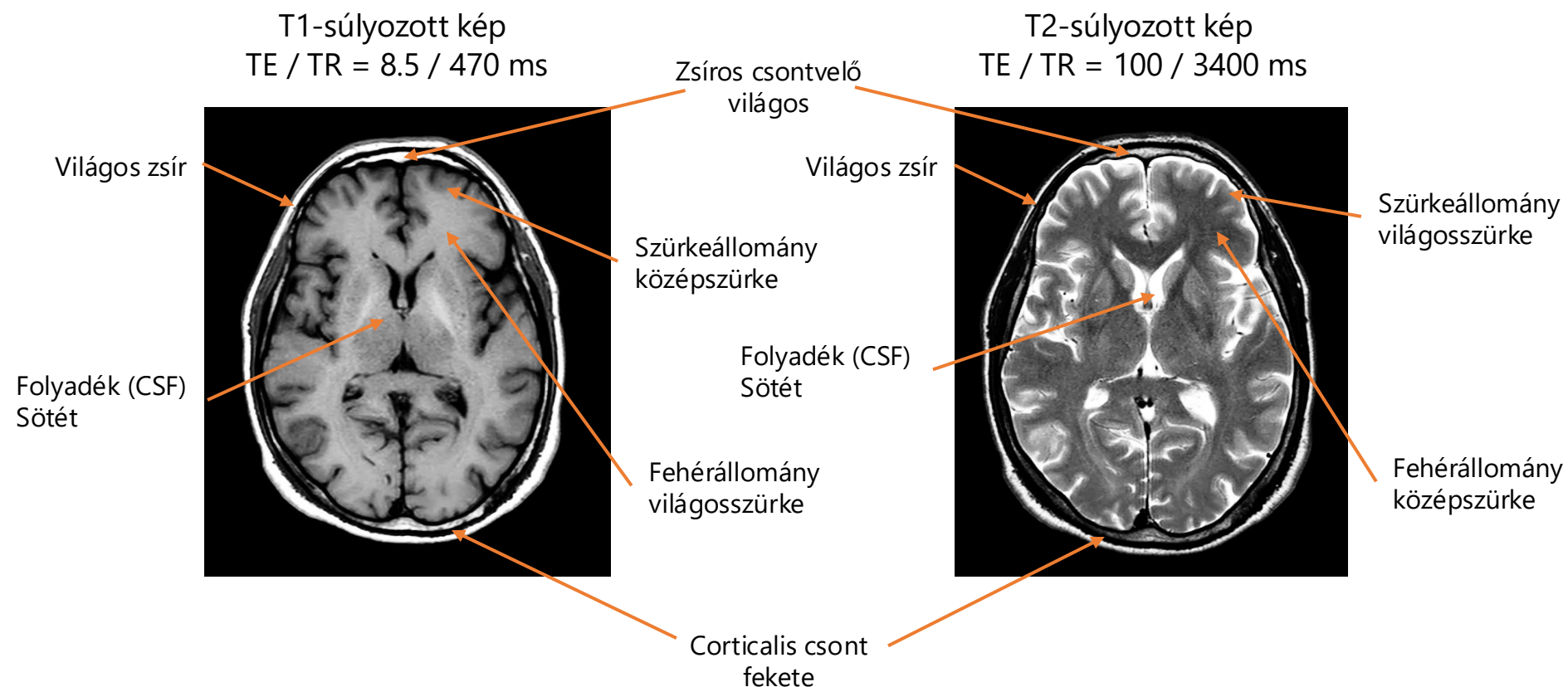
[Összefoglalás](#)

[Referenciák](#)

[Teszteld a tudásod!](#)



A spin echo (SE) szekvencia



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



MRI szekvenciák: miért olyan hosszúak?



Az MRI szekvencia felvételi ideje elsősorban a TR-től, a fáziskódoló sorok számától (mátrix sorainak száma) és a szeletek számától függ:

$$\text{Akvizíciós idő} = \text{TR} \cdot N_{\text{ph}} \cdot N_{\text{szelet}}$$

- TR = repetíciós idő
- N_{ph} = fáziskódoló sorok száma
- N_{szelet} = szeletszám

Példa T1 szekvenciára: TR = 500 ms, mátrix sorai = 128, 10 szelet :

Akvizíciós idő = $0.5 \text{ sec} \cdot 128 \cdot 10 = 10 \text{ min } 40 \text{ sec}$!

Az MRI lassú akvizíciós eljárás!

A gyakorlatban számos technikát fejlesztettek ki az akvizíció felgyorsítására:

Az egész agyat lefedő 2D szekvencia tipikus felvételi ideje 2-4 perc.

A 3D szekvenciák akvizíciós ideje hosszabb, általában körülbelül 4-6 perc.

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



A gradiens echo (GRE) szekvencia



A Gradient Echo (GRE) szekvencia nem használ 180° -os RF impulzust a csökkenő spinek újrafókuszálására, ehelyett egy gradienst használ a spinek fáziseltolására és az ezt követő refókuszálásra, ezzel létrehozva az echot.

Ez jelentősen lerövidítheti a TE-t és a TR-t, és rövidebb idő alatt készíthet képeket!

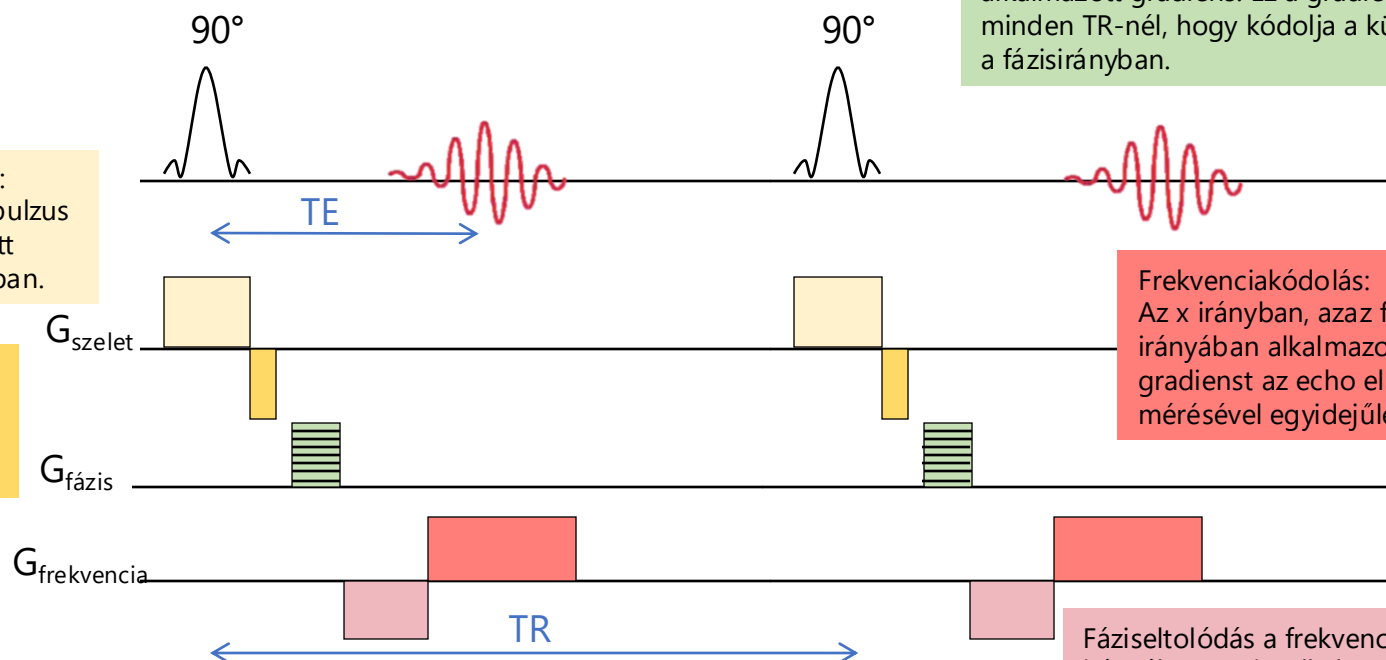
De... Fáziseltolódási hibákat visz be, így érzékenyebb a műtermékekre.

Fáziskódolás:

Az y irányban, azaz a fáziskódoló irányban alkalmazott gradiens. Ez a gradiens változik minden TR-nél, hogy kódolja a különböző sorokat a fázisirányban.

Szeletkiválasztás:
A gerjesztési impulzus során alkalmazott gradiens z irányban.

Refókuszáló
gradiens a
szeletkiválasztás
irányában.



Frekvenciakódolás:

Az x irányban, azaz frekvenciakódolás irányában alkalmazott gradiens. Ezt a gradienst az echo előállításával és mérésével egyidejűleg alkalmazzuk.

Fáziseltolódás a frekvenciakódolás irányában, az itt alkalmazott gradiens kompenzálja az echo során kialakuló fázis-összehangolást.

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



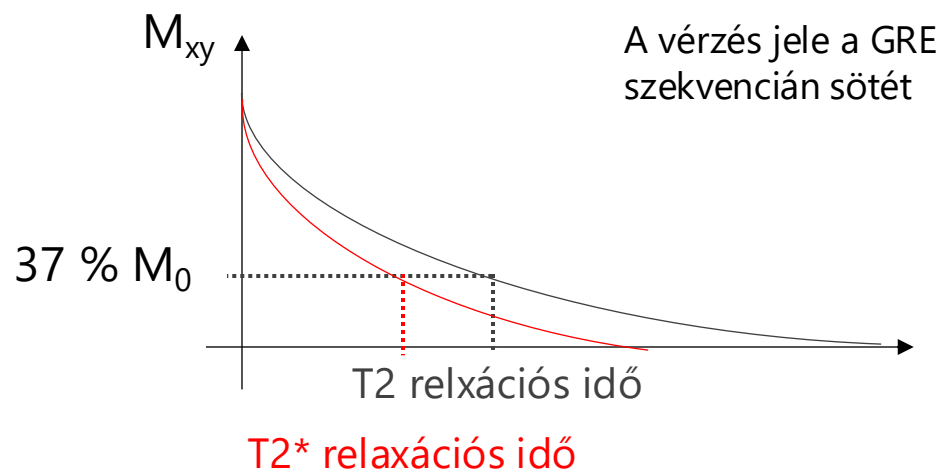
A gradients echo (GRE) szekvencia



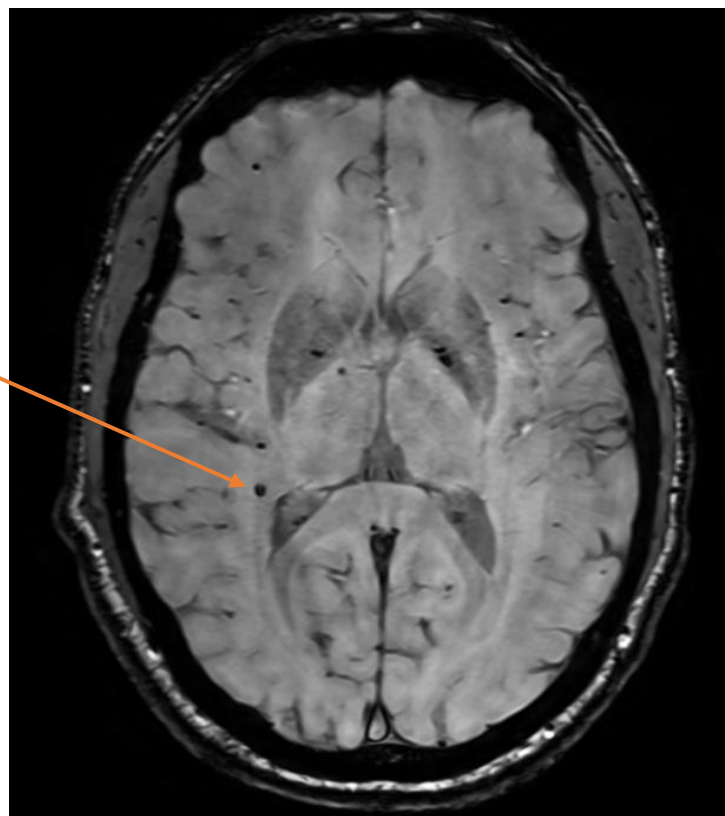
Mivel ebben az esetben nincs újrafókuszáló RF impulzus, a spinek fáziseltolódása a helyi mágneses tér inhomogenitásainak köszönhető a T2 hatás mellett. Ennek eredményeként a jel $T2^*$ állandóval csökken. A különbség a T2 és a $T2^*$ között az, hogy T2 az ideális spin-spin relaxáció, amelyet atomi/molekuláris kölcsönhatások okoznak, míg $T2^*$ a megfigyelt T2 (azaz a lokális mező inhomogenitások által befolyásolt T2).



Ez a hatás **nagy érzékenységet** tesz lehetővé a **helyi mágneses inhomogenitásokra**, jellemzően a vér bomlástermékei és meszesedések körül, amelyek lokálisan zavarják a mágneses mezőt.



$T2^* \text{ mindig } \leq T2$!



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Egyéb szekvenciák



Számos különböző típusú szekvenciát használnak az MR képképzéshez, amelyeket az egyes gyártók másképp neveznek el. Szinte mindegyiket SE vagy GRE szekvenciákból alakították ki.



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

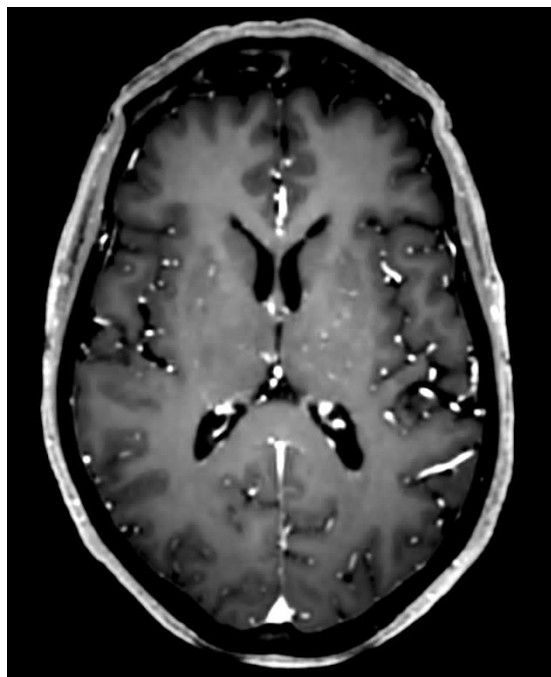
Teszteld a tudásod!



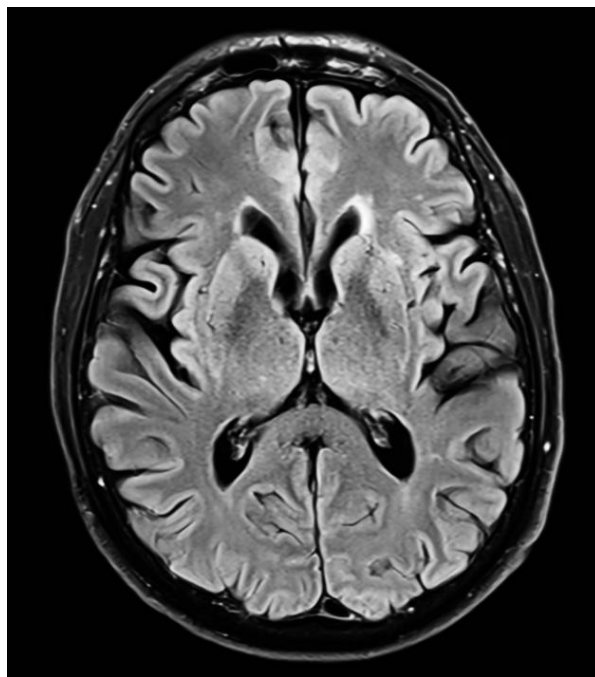
Inversion Recovery (IR)



Előkészítő impulzus hozzáadása az akvizíció előtt növelheti a szöveti kontrasztot vagy eltávolíthatja egy adott szövet jelét. Az IR-szekvencia egy inverziós impulzust használ (180°) a szekvencia előtt a teljes mágnesezés megfordítására. Az IR technikákat széles körben használják a neuroradiológiában, a fej, nyak és a szív képképzésben.



IR-rel előkészített 3D T1-súlyozott GRE szekvenciája: Az inverziós impulzus növeli a fehérállomány/szürkeállomány kontrasztját (ez a kép kontrasztanyag befecskendezése után készül).



Fluid Attenuated IR (FLAIR) : Az inverziós impulzust a cerebrospinalis folyadék jelének eltávolítására használják. A fehérállományi léziók hiperintenzív jele jobban látható.



STIR : Az inverziós impulzus eltávolítja a zsírból származó jelet. A folyadékok vagy ödéma okozta hiperintenzív jel jobban látható.

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

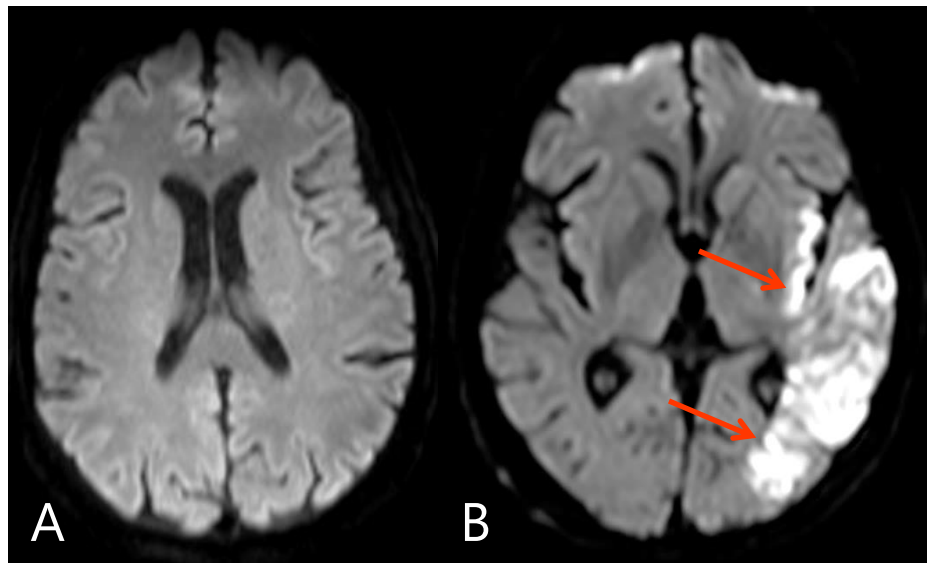


Diffúzió súlyozott képképzés (DWI)

A diffúziót úgy definiáljuk, mint az anyag mozgását, amely az atomok/molekulák **véletlenszerű mozgása** a hőmérséklet- és a koncentráció-különbségek eredményeként. Az MRI érzékeny a víz molekula diffúziójára, amely a környezettől függ (intracelluláris, extracelluláris, intravaszkuláris víz). Az MRI jel tehát tükrözi a sejtmembrán integritását vagy a sejtsűrűséget.



Az MRI egyik sikere a sejtödéma kimutatása a stroke nagyon korai szakaszában, mielőtt bármilyen más típusú modalitás kimutathatná a stroke-ot.

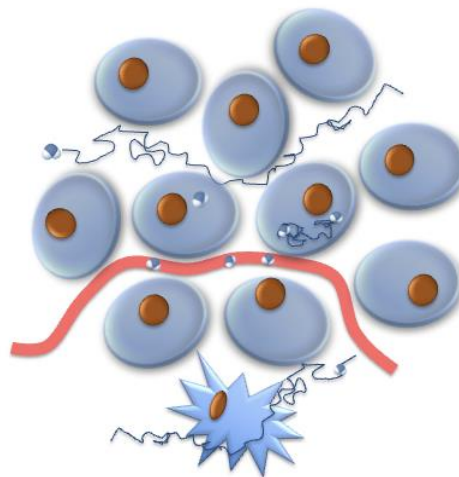


$\leq$ Diffúzióval súlyozott képek (b1000) normál agyban (A) és stroke-ban szenvedő betegnél a középső agyi artériás területen (B).

Stroke esetén a hipoperfúzió miatt a sejtmembránok nátrium/kálium pumpái működése sérül az érintett területeken. Ez intracelluláris víz beáramlását eredményezi, ezáltal csökkentve a diffúziós mozgást ("korlátozott diffúzió"). Az MRI-n hiperintenzív jel látható a DWI képen.



A hipercelluláris daganatok korlátozott diffúziót is mutatnak, mivel a vízmolekulák szabad mozgását a sűrűn elhelyezkedő sejtek gátolják.



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Diffúzió tensor képalkotás (DTI)

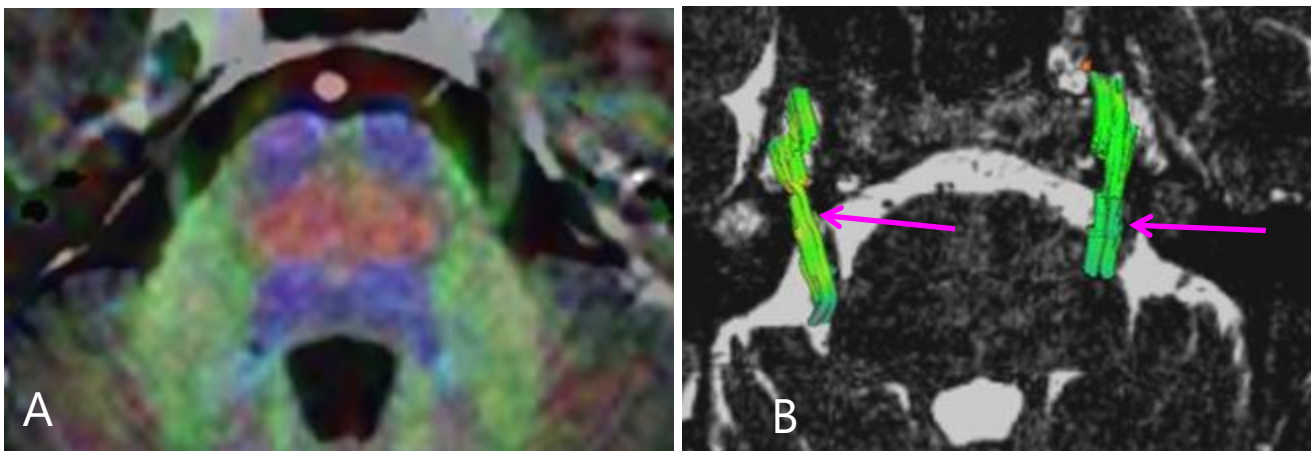


A biológiai szövetek erősen **anizotróp**ok => azaz a diffúziós sebesség NEM azonos minden irányban.

Az agyban a víz diffúzióját az **idegrostok korlátozzák**. Az MRI jel érzékeny a vízmolekulák **mozgásirányára**. Ez használható a rostok "nyomon követésére" és a fehérállományi idegpályák ábrázolására. Az axonok és rostok anatómiai orientációját színekkel kódolják a DTI képeken, ahol minden szín a rostok meghatározott irányának felel meg:

- **piros** => transverzális orientáció
- **zöld** => anterior-posterior vagy posterior-anterior
- **kék** => craniocaudalis orientáció

A rostpályákat ezután a klinikai kérdéstől függően rekonstruálhatók egy erre a célra szolgáló szoftver segítségével. Kvantitatív eredményeket kaphatunk, például a **frakcionális anizotrópia** (FA) mérésével, amelyről úgy gondolják, hogy tükrözi a rostsűrűséget, a mielinizációt és az axonátmérőt.



Példa egy DTI vizsgálatra trigeminális neuralgiában. (A) DTI képek a rostok orientációját színekódolással jelöli a középgygi régióban. (B) A trigeminális idegek rekonstruált pályaorientációja színekódolással.

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képalkotás alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

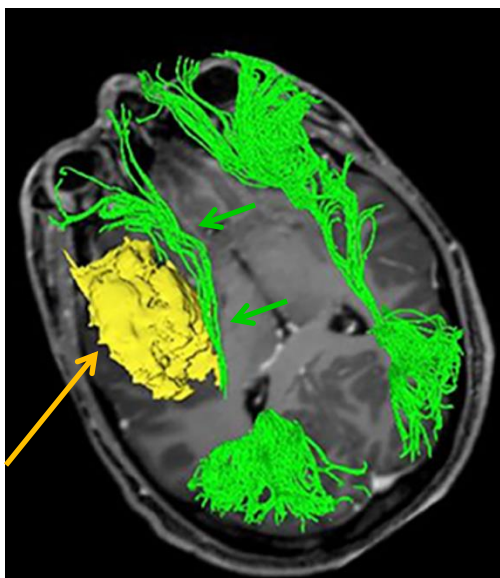
Teszteld a tudásod!



Diffúzió tensor képképzés

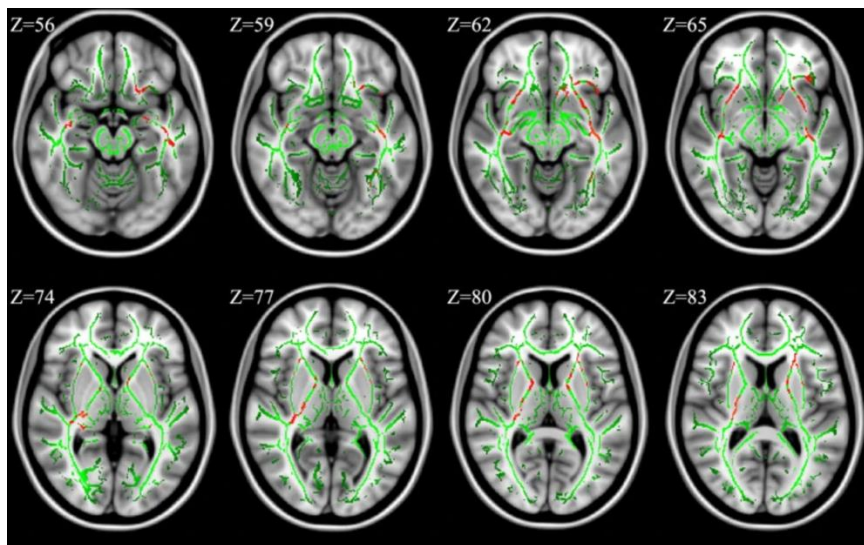


A rostpályák 3D-s ábrázolása mellett a DTI morfológiai változások hiányában is képes kimutatni a mikroszerkezeti változásokat. Feltárhatja a megváltozott fehérállományi kapcsolatokat, és lehetővé teszi az eltérő agyi régiók közötti kapcsolatok integritásának kvantitatív értékelését különböző állapotokban, beleértve a daganatokat, a demyelinizációs betegségeket, a traumát, a Parkinson-kórt, a fájdalom szindrómákat, a depressziót és a szorongásos rendellenességeket és még sok más.



Példa bal oldali temporo-insularis low-grade gliomára (LGG) és rosttraktus érintettségére. A **daganat** 3D rekonstrukciója, amely magában foglalja a **fronto-occipitalis longitudinális fasciculust**.

Reprodukálva: Ius T et al. Risk Assessment by Pre-surgical Tractography in Left Hemisphere Low-Grade Gliomas. Front Neurol. 2021 Feb 15;12:648432. doi: 10.3389/fneur.2021.648432.



A generalizált szorongásos zavarban (GAD) szenvedő serdülők fehérállományi rendellenességeit szemléltető kép. A voxelvek a fehérállomány szerkezetére vannak ráhelyezve (zöld). A GAD-ban nem szenvedő serdülőkhez képest szignifikánsan csökkent FA régiókat piros szín jelöli.

Reprodukálva: Liao, M. et al. White matter abnormalities in adolescents with generalized anxiety disorder: a diffusion tensor imaging study. BMC Psychiatry 14, 41 (2014). <https://doi.org/10.1186/1471-244X-14-41>



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



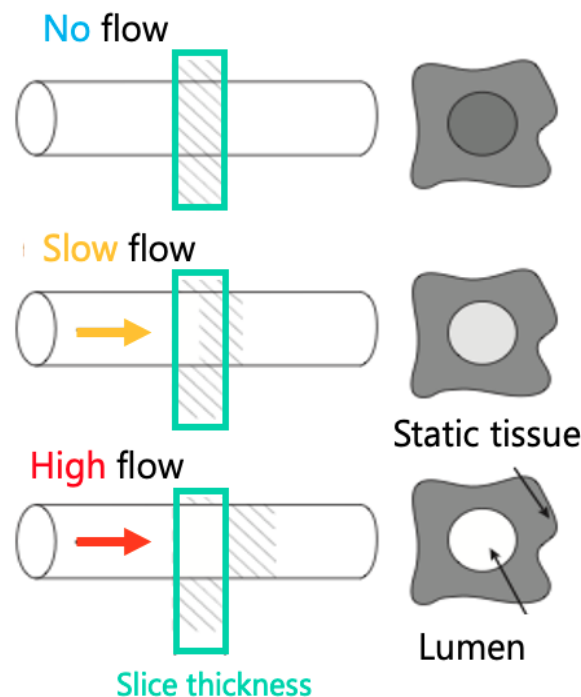
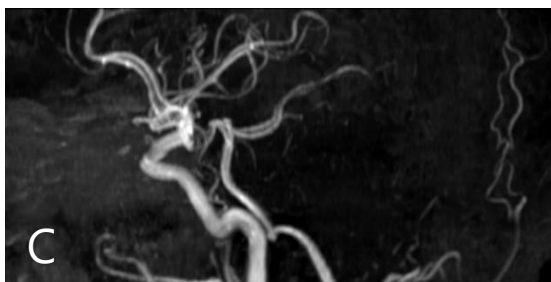
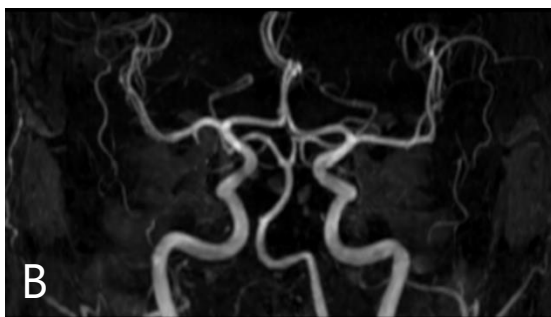
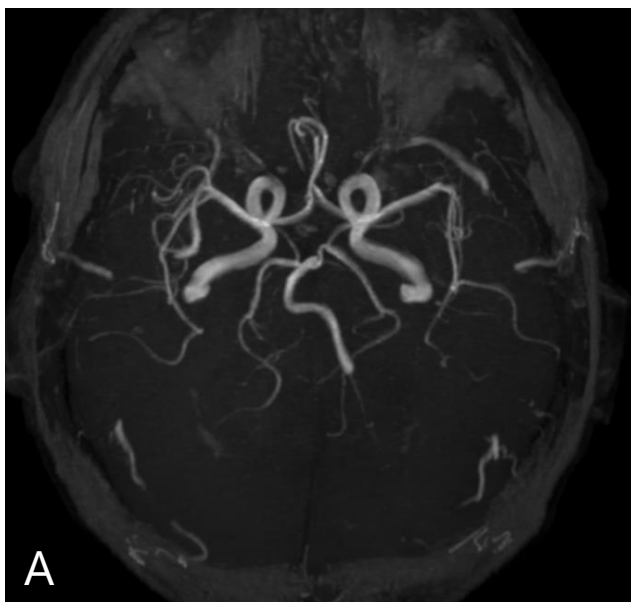
Time of Flight (TOF) MR Angiography (MRA)



A Time of Flight (TOF) MRA szekvencia lehetővé teszi az erekben áramló vér megjelenítését, így angiográfiás képeket biztosít kontrasztanyagok befecskendezése nélkül. A TOF szekvencia az áramlással kapcsolatos jelerősítés elvén alapul (azaz a friss vér magas kezdeti mágneszettséggel rendelkezik, szemben az helyhez kötött szövetekkel, amelyeket mágneselesen telítenek több ismétlődő RF impulzus). A TOF szekvencián a beáramló vér jele nagyon fényes lesz (lásd alább). A maximális áramlási jelerősítés akkor következik be, amikor az ér merőleges a képképzés síkjára.



A TOF az egyik leghasznosabb technika a nem kontrasztos neurovaszkuláris és perifériás MRA vizsgálatra => Lásd az e-könyv vaszkuláris képképzésről szóló fejezetét



TOF kép : A Willis-sokszög maximális intenzitású vetülete (Maximum Intensity Projection, MIP): axiális (A), koronális (B) és szagittális (C) nézetek.

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



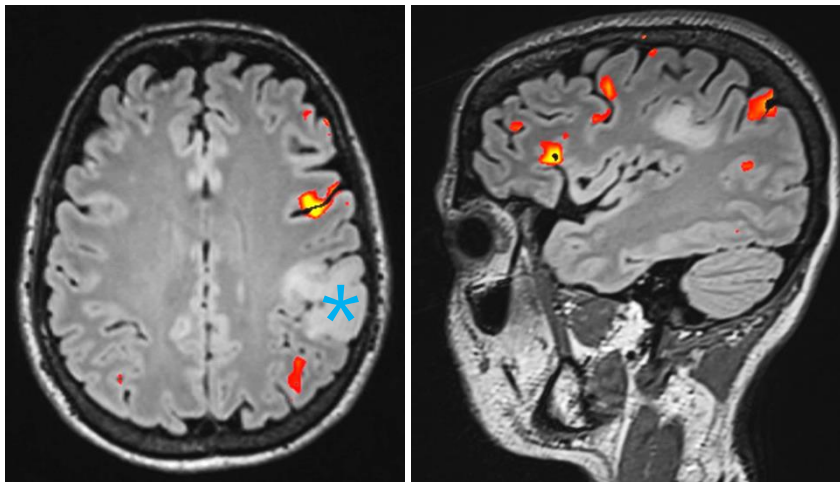
Functionalis MRI (fMRI)

Blood Oxygenation Dependent (BOLD) képképzés a standard funkcionális MRI modalitás: információt nyújt az agyi területekről, amelyek bizonyos feladatok végrehajtása során aktiválódnak. Például lehetséges azonosítani a beszéd területeit az agyban. Ez nagyon hasznos annak meghatározására, hogy egy területet érint-e a műtét során, vagy ha egy sérülés egy olyan terület közvetlen közelében található, amelyet el kell távolítani.

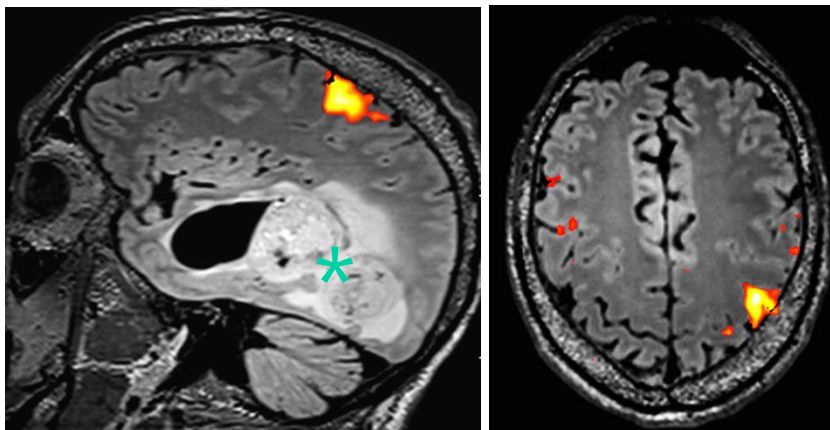
A BOLD képképzés azon az elven alapul, hogy ha egy feladat egy adott agyterület aktivitásának növekedéséhez vezet, akkor az oxihemoglobin kezdeti csökkenése, valamint a CO₂ és a deoxihemoglobin növekedése következik be. Néhány másodperces késés után a megnövekedett agyi véráramlás (CBF) oxigénnel ellátott hemoglobin többletet szállít, amely "elmosza" a deoxihemoglobint.

Az oxihemoglobin és a deoxihemoglobin jelentősen különbözik paramágneses tulajdonságaik tekintetében.

Ezeknek a 1-5% tartományba eső különbségeknek a kimutatására T2* szekvenciákat használnak.



Példa BOLD fMRI térképekre, amelyeket high-grade gliómában szenvedő beteg esetében „silent word generation” feladat elvégzése során kaptak, ami a bal prefrontális kéreg és a Broca területének aktiválását eredményezi. Ábra: José Manuel Baiao Boto, Division of Neuroradiology, Geneva University Hospitals.



Példa BOLD fMRI térképekre, amelyeket high-grade gliómában szenvedő beteg esetében jobb oldali ujjkoppintásos feladat elvégzése során kaptak. Az ellenoldali (bal) szenzomotoros kéreg aktiválódik a legerősebben. Ábra: José Manuel Baiao Boto, Division of Neuroradiology, Geneva University Hospitals.



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

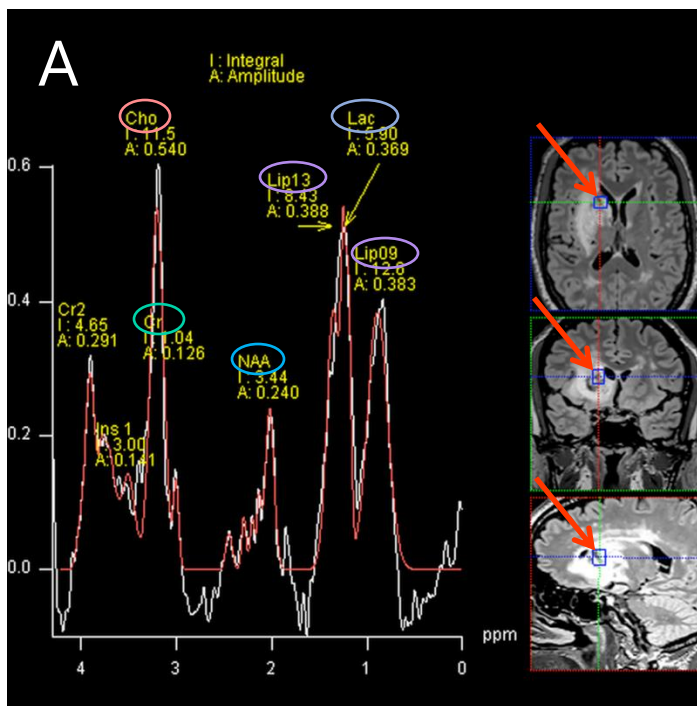


MR Spectroscopia (MRS)

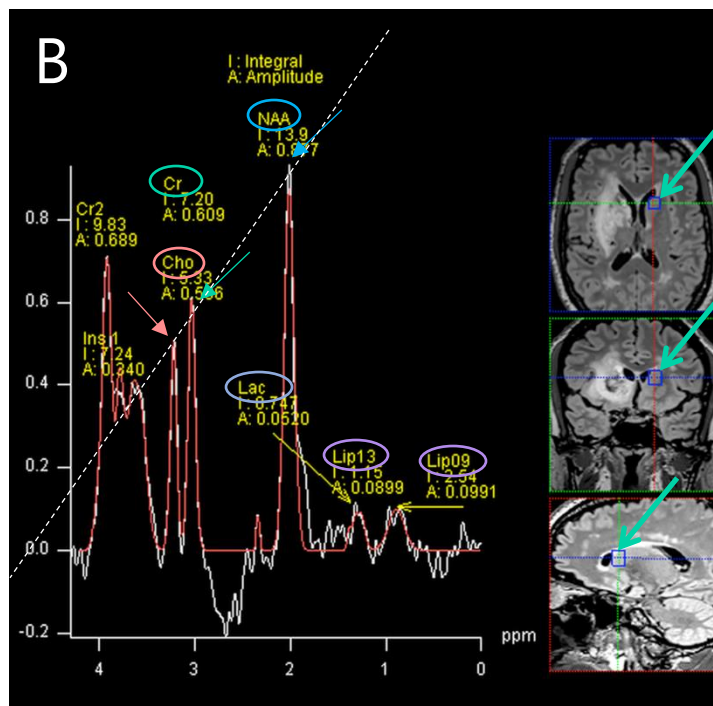


Az MR spektroszkópia (MRS) a szövetek kémiai összetételének mérésére szolgáló módszer. Lehetővé teszi a metabolitok in vivo mérését olyan specifikus agyrégiókban, mint az N-acetil-aszpartát (NAA), kolin (Cho), kreatin (Cr) és mások. Az MRS azt használja ki, hogy a proton rezonancia frekvenciája kissé eltér az egyes metabolitok esetében a vízhez képest.

Az MRS-t leginkább az agyban használják, de nem korlátozódik erre a területre. Az utóbbi időben előrehaladás történt a térbeli felbontás növelésére, sőt az agy metabolit-térképeinek létrehozásában is. Az MRS leggyakoribb indikációi közé tartozik a gliómák képképzése, a sugárzás utáni változások, az ischaemia, a fehérállomány és a mitokondriális betegségek. Az MRS növeli a specificitást és korrelál a tumor szövettani fokával.



MRS egy (?)**-grade gliomában** szenvedő beteg esetében (A) a metabolitok változása. A tumor fokozatának növekedésével az NAA és a Cho csökken, míg a lipidek (Lip) és a laktát (Lac) növekszik. **Normál MRS metabolitok a jobboldalon** (B). Vegyük észre, hogy a normál Cho, Cr és NAA csúcsok egy, az x tengellyel 45 fokos szöveget bezáró egyenesen helyezkednek el (Hunter-szög)!
Ábra: José Manuel Baiao Boto, Division of Neuroradiology, Geneva University Hospitals.



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

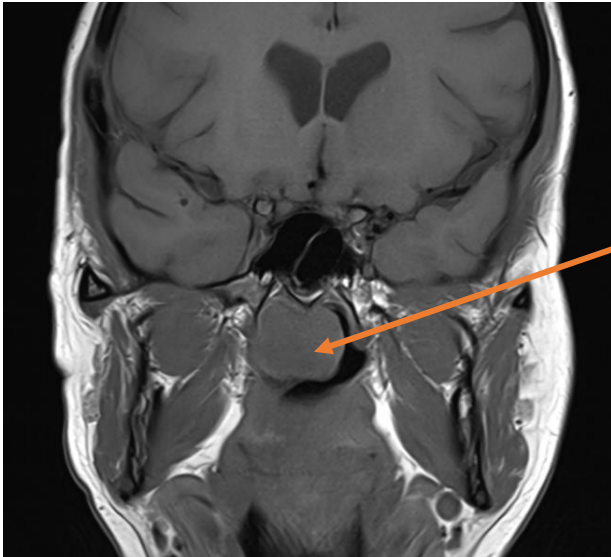


MR kontrasztanyagok

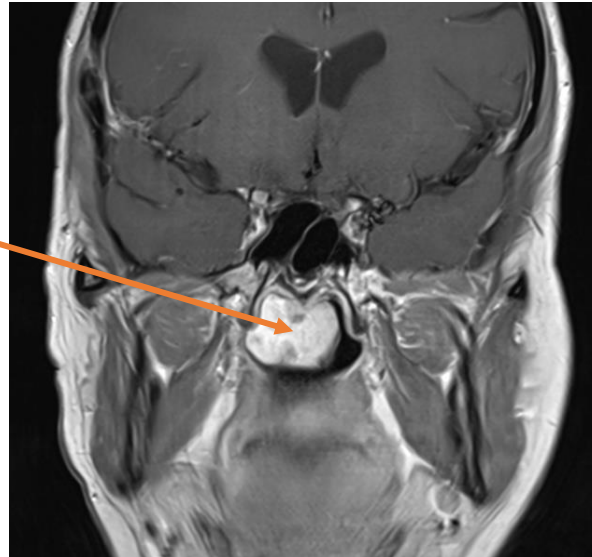


Az MRI-ben használt kontrasztanyagok (contrast agent, CA) többnyire gadolínium-kelátokon alapulnak. A gadolínium paramágneses, ezt azt eredményezi, hogy csökkenti a környező szövetek T1 relaxációját, így hiperintenzívvé teszi őket a T1 kontraszton. Magas koncentrációban a gadolínium alapú CA lerövidíti a T2 relaxációs időt is. Általában az extracelluláris térben, a keringési és mikrocirkulációs rendszerben marad és a vesék választják ki.

T1 SE



Jelerősítés a lézióban
kontrasztanyag
beadását követően



T1 SE with Gd



Biztonság : Nefrogén szisztémás fibrózis (NSF)

2006-ban felismerték, hogy a gadolínium alapú kontrasztanyagok a lágyrészek késői gyulladásos és fibrotikus betegségének lehetséges kiváltó okai súlyos vesefunkciós károsodásban szenvedő betegeknél: nefrogén szisztémás fibrózis (NSF). Annak ellenére, hogy az NSF ritka, továbbra is kötelező a betegek veseműködési zavarának szűrése a Gd-kelát beadása előtt, valamint a kontrasztanyag injekció beadása előtt a kockázat és az előnyök felmérése. => Lásd az e-könyv kontrasztanyagokról szóló fejezetét.

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képkeltés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



MRi kontrasztanyagok



Gadolinium (Gd) felhalmozódása a központi idegrendszerben

Olyan betegeknél jelentkezett Gd felhalmozódása a központi idegrendszerben (CNS), elsősorban a bazális ganglionokban, akiknél a Gd-kelátokat többször ismétlődően adták be (2014).

A transz-metalációs reakció egy lehetséges mechanizmus, amellyel a Gd iont egy másik kationnal extraháljuk a kelátból. Kimutatták, hogy a lineáris konfigurációjú Gd-kelátok nagyobb kockázatot jelentenek a központi idegrendszerben történő felhalmozódásra, mint a makrociklusos kelátok

=> **Lásd az e könyv kontrasztanyagokról szóló fejezetét.**

Az Európai Gyógyszerügynökség ezért javasolta a kereskedelemben kapható **lineáris Gd-alapú kontrasztanyagok** használatának felfüggesztését vagy korlátozását.

Annak ellenére, hogy a Gd felhalmozódása ma már jól dokumentált, **nincs bizonyíték a klinikai rövid- vagy hosszútávú hatásokra**. Az **elővigyázatosság elvét kell alkalmazni**, lehetőség szerint csökkentve a Gd injekció mennyiségét és gyakoriságát.



Kanda T, Ishii K, Kawaguchi H, et al. High signal intensity in the dentate nucleus and globus pallidus on unenhanced T1-weighted MR images: relationship with increasing cumulative dose of a gadolinium-based contrast material. Radiology 2014; 270:834-841. (Landmark first report of Gd accumulation in the brain).

Fejezet vázlata

MRi Rendszer

MRi képkalkotás alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRi kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRi előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!

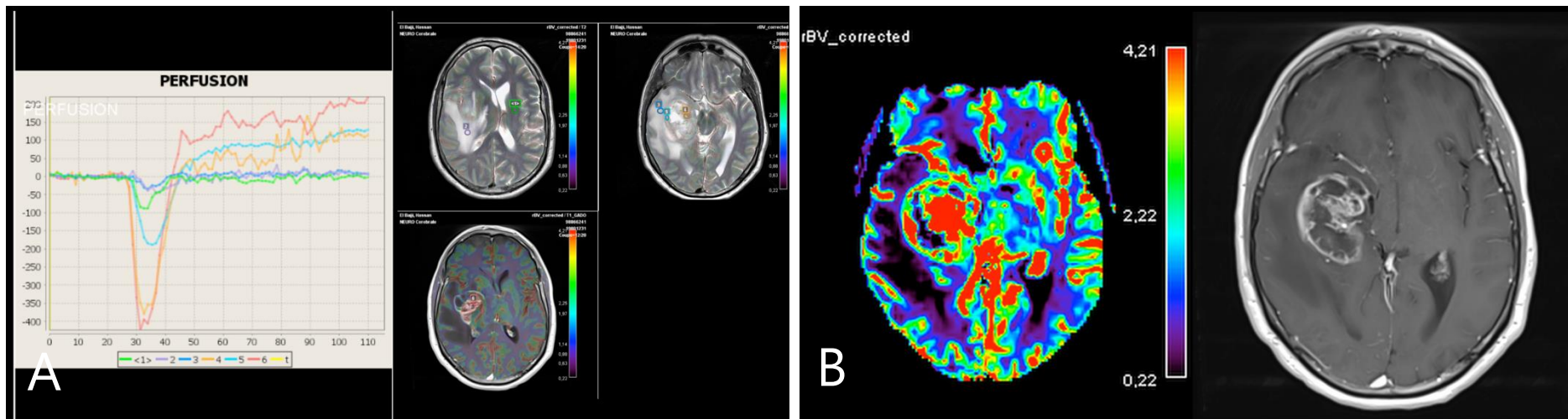


MR Perfúziós képképzés (PWI)



Az MRI PWI különböző MRI technikákat foglal magában, amelyeket a szövetek vérrel történő perfúziójának értékelésére használnak. A perfúzió meghatározásához kontrasztanyag és nem kontrasztanyag technikák (pl. artériás spin jelölés, arterial spin labelling, ASL) alkalmazhatók.

Dynamic Susceptibility Contrast (DSC) Az MRI PWI a bólus Gd-alapú kontrasztanyag beadás által indukált jelvesztésre támaszkodik a T2*-súlyozott szekvenciákon. A számított paraméterek közé tartozik az idő-intenzitás görbe (**Time-Intensity Curve, TIC**), amelyből kiszámítják az agyi vérmennyiséget (**cerebral blood volume, CBV** = vérmennyiség egy adott agyszövetben **ml vérben/100g agyszövetben**), az agyi véráramlást (**cerebral blood flow, CBF** = CBV időegységenként, **ml vérben/100g agyszövet/perc**) és egyéb paramétereket. Ezeket a paramétereket ezután az vizsgált területet (Region of Interest, ROI) szintérképeinek létrehozására használják. A CBV és CBF pontos kiszámításának nehézsége miatt leggyakrabban a CBV / CBF egy belső kontrollhoz viszonyítva, pl. ellenoldali normál fehérállományra számítják ki (rCBV és rCBF). Az rCBV-nek és az rCBF-nek nincs mértékegysége, mivel arányszámok.



T2*-súlyozott DSC MRI perfúzió glioblasztómában szenvedő betegnél. (A) Különböző ROI-k esetén kapott TIC-k. (B) rCBV szintérkép és a hozzá tartozó axiális, kontrasztanyag T1 súlyozott kép, amely fokozott tumorperfúziót mutat. Ábra: José Manuel Baiao Boto, Division of Neuroradiology, Geneva University Hospitals.

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

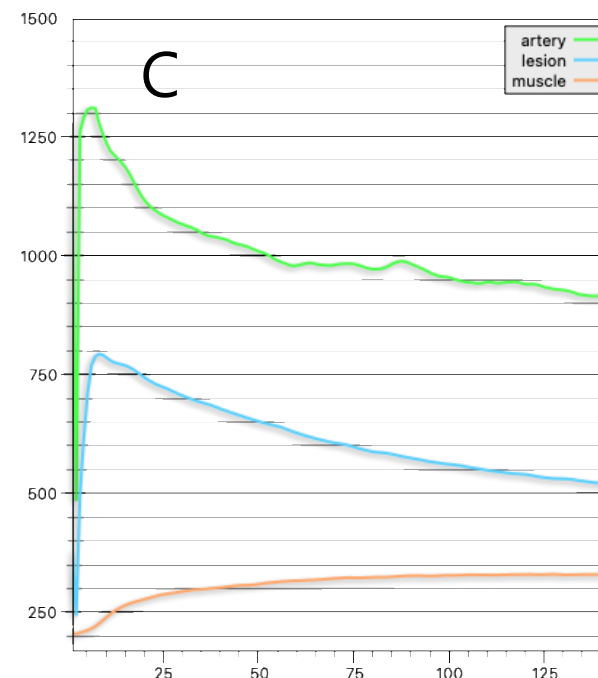
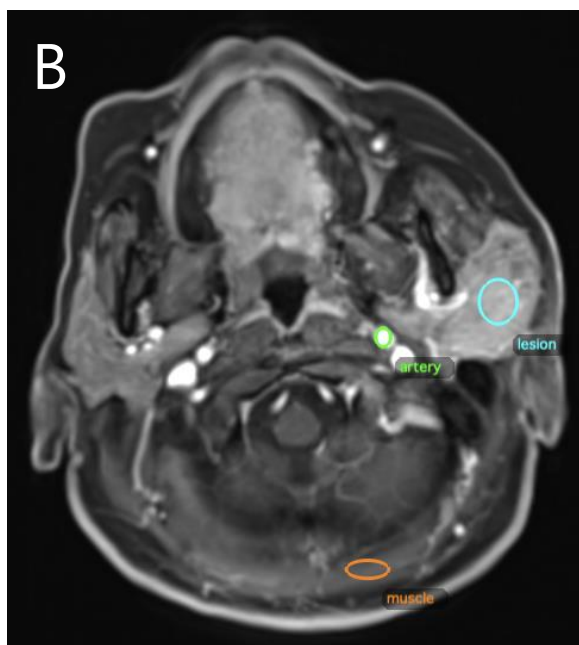
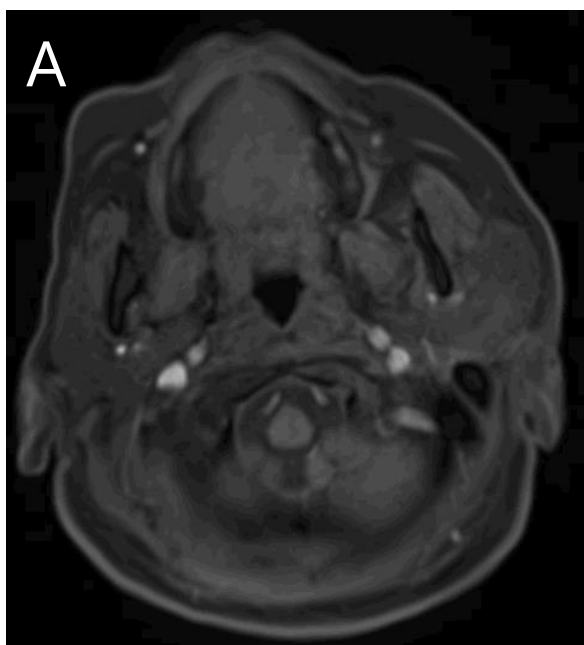
Teszteld a tudásod!



MR Perfúziós képkeltés (PWI)



Dynamic Contrast Enhanced (DCE) perfúzió. Az MRI PWI az egyik legfontosabb MRI PWI technika. A perfúziós paramétereket a szöveten áthaladó bolus beadott Gd-alapú kontrasztanyag miatt fellépő T1 rövidítő hatások alapján számítják ki. A következő paramétereket számítják ki: TIC-k, k-transz (= térfogatátviteli állandó a vérplazmából az extravaszkuláris extracelluláris térbe), az extravaszkuláris-extracelluláris tér frakcionált térfogata és mások. A TIC-k nagyon hasznosak bizonyos daganatok jellemzésére. Például bizonyos TIC típusok csak rosszindulatú daganatokban találhatók meg, míg más TIC típusok csak jóindulatú léziókban. A DCE MRI PWI-t elsősorban onkológiai képkeltésre használják.



T1-súlyozott Dynamic Contrast Enhanced (DCE) PWI: diffúz infiltráló bal parotis tumorban szenvedő betegnél. (A) Az időfelbontásos dinamikus szekvencia. (B) A mérésekhez elhelyezett ROI-k. (C) TIC-k a különböző ROI-kban.

Fejezet vázlata

[MRI Rendszer](#)

[MRI képkeltés alapjai](#)

[A spin echo szekvencia](#)

[A gradiens echo szekvencia](#)

[Egyéb szekvenciák:](#)

[MRI kontrasztanyagok](#)

[Műtermékek eredete](#)

[Az MRI előnyei és hátrányai](#)

[Összefoglalás](#)

[Referenciák](#)

[Teszteld a tudásod!](#)



Műtermékek eredete



Az akvizíciós folyamata során képződhetnek különböző műtermékek a képeken, ezek egy része könnyen orvosolható, míg mások nem. Az MRI szekvenciák optimalizálásához számos paraméter megértése szükséges, ez a készség elengedhetetlen ahhoz, hogy a képeken minimalizáljuk műtermékeket.

Ezeknek a műtermékeknek a felismerése fontos részét képezi egy tapasztalt radiológus készségeinek!

A műtermékek eredete három kategóriába sorolható::

- Akvizíciós technika :
 - A szekvencia típusa
 - Paraméterek
- Beteg :
 - Mozgás (irányíthatatlan),
 - Légzés, véráramlás,
 - Implantátumok, tetoválás, piercing, ...
- Hardware :
 - Vevő tekercs, RF tekercs, gradiens tekercsek,
 - Faraday kalitka

Kiküszöbölhető

Speciális technikákkal kezelhető

Javításra szorul

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képkeltés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Példák műtermékekre

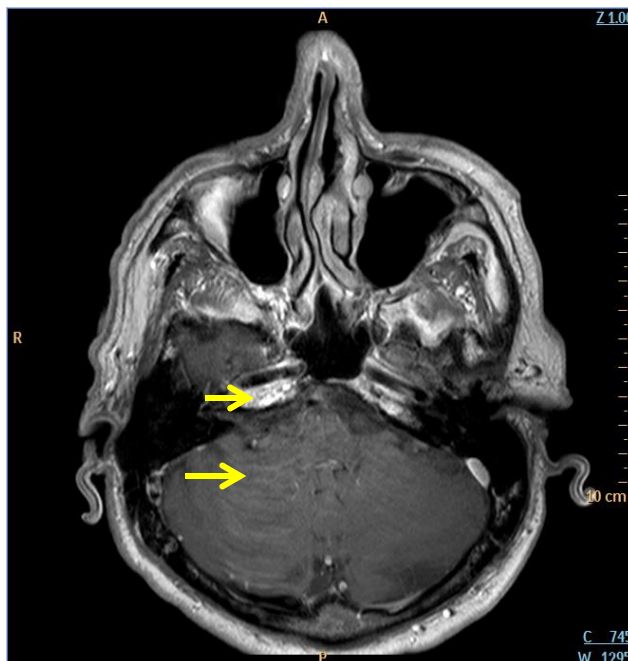


A képképzési technika miatt műtermék : a szekvencia rossz paraméterekkel



Behajtogatási műtermék: az orr (a látómezőn kívülről) a kép közepére vetül!

A betegtől származó műtermék: véráramlás az artériákban.



Áramlási műtermék: az artériákban áramló vér jele fáziskódolási irányban terjed.

A betegtől származó műtermék: fogszabályozó jelenléte



Szuszeptibilitási műtermék: jelvesztés a szájban lévő fém jelenléte miatt (fogszabályozó), a mágneses mező zavarása nagyrészt a szájon kívülre terjed.

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

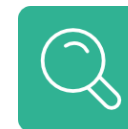
Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Az MRI elnyei és hattranyai



- Kontrollvizsgálatokra alkalmas nem ionizáló modalitás
- Kiváló lágyrész kontraszt (szalagok, inak, izmok, agy szürke- és fehérállomány,...)
- Képek különböző típusú kontraszttal (folyadékelnyomás, zsírelnyomás, ...)
- Jó képfelbontás, 2D képek bármilyen irányban és 3D képek
- Anatómiai, de funkcionális képkeltés is lehetséges (diffúzió, perfúzió, fMRI, MRS, ...)



- Nem minden implantátum engedélyezett a mágneses mezőben
- Nem alkalmas klausztrofóbiás betegek vizsgálatára (manapság tágasabb csővel is elérhető készülékek)
- Zajos és általában hosszú vizsgálatok
- Drágább, mint a CT vagy a röntgen
- A technika alapos ismeretét igényli (szekvenciaoptimalizálás és műtermék-csökkentés)

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képkeltés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI elnyei és hattranyai

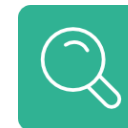
Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Összefoglalás



- Az MRI egy nem ionizáló, nem invazív képkalkotó módszer.
- Kiváló lágy szöveti kontraszt, és egyedülálló anatómiai és funkcionális információk.
- Bizonyos korlátozások vagy ellenjavallatok léteznek a beültetett anyagokkal vagy eszközökkel rendelkező betegek számára.
- A fő mágnes a szövetek mágnesezésére használják.
- A rádiófrekvenciát a mágnesezettség egyensúlyi állapotból történő kitérésére alkalmazzák.
- Gradiensek hozzáadásával végzik a jel térbeli eredetének kódolását.
- Végül a k-tér Fourier-transzformációjával állítják elő végső képet.
- A képek érzékenyek lehetnek a szövetek T1 és T2 relaxációjára a szekvencia TE és TR megfelelő beállításával.
- A szekvenciák két fő típusa a spin echo és a gradient echo szekvenciák.
- A kontrasztanyagokkal javítható a patológiás kórképek megjelenítése; főleg gadolínium alapúak.

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képkalkotás alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Referenciák



Kiváló weboldalak az MRI technika és a kapcsolódó kérdések megértéséhez:

- <https://www.imaio.com/en/e-mri>
- <https://mriquestions.com/index.html>

MRI biztonság :

A Practical Guide to MR Imaging Safety: What Radiologists Need to Know

Leo L. Tsai, Aaron K. Grant, Koenraad J. Mortele, Justin W. Kung, and Martin P. Smith

RadioGraphics 2015 35:6, 1722-1737

MRI fizika :

Plewes, D.B. and Kucharczyk, W. (2012), Physics of MRI: A primer. J. Magn. Reson. Imaging, 35: 1038-1054. <https://doi.org/10.1002/jmri.23642>

Szekvenciák:

Jung, B.A. and Weigel, M. (2013), Spin echo magnetic resonance imaging. J. Magn. Reson. Imaging, 37: 805-817. <https://doi.org/10.1002/jmri.24068>

MR Pulse Sequences: What Every Radiologist Wants to Know but Is Afraid to Ask

Richard Bitar, General Leung, Richard Perng, Sameh Tadros, Alan R. Moody, Josee Sarrazin, Caitlin McGregor, Monique Christakis, Sean Symons, Andrew Nelson, and Timothy P. Roberts

RadioGraphics 2006 26:2, 513-537

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képképzés alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

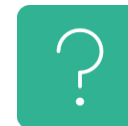
Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Teszteld a tudásod!



Az alábbi állítások közül melyik a helyes?

1- Néhány tárgyat a fő mágneses mező ellenőrizhetetlen erővel vonz az MRI szkenner furatába; Ezek a következők:

- a) Ferromágneses tárgyak (vas, nikkel, kobalt és ötvözeteik)
- b) Fém tárgyak (minden, ami elektromosan vezető)
- c) Minden orvosi implantátum kivétel nélkül

2- Az MRI rendszer melyik eleme teszi lehetővé a kibocsátott jel térbeli eredetének kódolását:

- a) Főmágnes
- b) Rádiófrekvenciás tekercs
- c) Gradiens tekercsek: x,y,z

3- A szövetek mágnesezése akkor következik be, amikor :

- a) Az MRI szekvencia elindul
- b) Az alany rádiófrekvenciás hullámot kap
- c) Az alany az asztalon fekszik a szkenner csövében

4- A TE echo idő a :

- a) Az RF gerjesztési impulzus és az RF újrafókuszáló impulzus között eltelt idő a spin echo szekvenciában
- b) Az RF gerjesztési impulzus és az echo közötti idő a gradiens echo szekvenciában
- c) Két egymást követő RF gerjesztési impulzus közötti idő

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képzőanyag alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

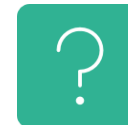
Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Teszteld a tudásod!



Az alábbi állítások közül melyik a helyes?

=> VÁLASZOK

1- Néhány tárgyat a fő mágneses mező ellenőrizhetetlen erővel vonz az MRI szkennertérbe; Ezek a következők:

- a) Ferromágneses tárgyak (vas, nikkel, kobalt és ötvözeteik)
- b) Fémtárgyak (minden, ami elektromosan vezető)
- c) Minden orvosi implantátum kivétel nélkül

2- Az MRI rendszer melyik eleme teszi lehetővé a kibocsátott jel térbeli eredetének kódolását:

- a) Főmágnes
- b) Rádiófrekvenciás tekercs
- c) Gradiens tekercsek: x,y,z

3- A szövetek mágnesezése akkor következik be, amikor :

- a) Az MRI szekvencia elindul
- b) Az alany rádiófrekvenciás hullámot kap
- c) Az alany az asztalon fekszik a szkennertérben

4- A TE echo idő a :

- a) Az RF gerjesztési impulzus és az RF újrafókuszáló impulzus között eltelt idő a spin echo szekvenciában
- b) Az RF gerjesztési impulzus és az echo közötti idő a gradiens echo szekvenciában
- c) Két egymást követő RF gerjesztési impulzus közötti idő

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képzőanyag alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

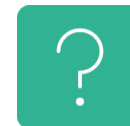
Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Teszteld a tudásod!



5- A TR repetíciós idő a:

- a) Az RF gerjesztési impulzus és az RF újrafókuszáló impulzus között eltelt idő a spin echo szekvenciában
- b) Az RF gerjesztési impulzus és a echo között eltelt idő a gradiens echo szekvenciában
- c) Két egymást követő RF gerjesztési impulzus

6- T1-súlyozott kontrasztot kapunk:

- a) Egy rövid TE és egy rövid TR alkalmazásával
- b) Egy hosszú TE és egy rövid TR alkalmazásával
- c) Egy hosszú TE és egy hosszú TR alkalmazásával

7- A T2-súlyozott képhez hosszú TR-t használnak, hogy a mágnesezettség az egymást követő RF impulzusok között a longitudinális mágnesezettség visszaálljon az kezdeti (egyensúlyi) állapotába. Milyen TE-t kell választani?

- a) Rövid TE
- b) Hosszú TE
- c) A TE-nek $TR/2$ -vel kell egyenlőnek lennie

8- Melyik mondat helyes?

- a) Az MRI vizsgálat olcsó és gyors
- b) Az MRI vizsgálat hosszú és drágább, mint a CT
- c) Az MRI vizsgálat nagyon csendes

9- MRI képkalkotásra jellemző:

- a) Kiváló lágyszöveti kontraszt, de nincs más információ
- b) Anatómiai felvételek, információ a víz diffúziójáról, agyi aktivációval kapcsolatos paraméterek motoros feladathoz
- c) Kiváló csontkontraszt és a lágyrészek gyenge megkülönböztetése

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képkalkotás alapjai

A spin echo szekvencia

A gradiens echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Teszteld a tudásod!

=> VÁLASZOK

5- A TR repetíciós idő a:

- a) Az RF gerjesztési impulzus és az RF újrafókuszáló impulzus között eltelt idő a spin echo szekvenciában
- b) Az RF gerjesztési impulzus és a echo között eltelt idő a gradients echo szekvenciában
- c) Két egymást követő RF gerjesztési impulzus

6- T1-súlyozott kontrasztot kapunk:

- a) Egy rövid TE és egy rövid TR alkalmazásával
- b) Egy hosszú TE és egy rövid TR alkalmazásával
- c) Egy hosszú TE és egy hosszú TR alkalmazásával

7- A T2-súlyozott képhez hosszú TR-t használnak, hogy a mágnesezettség az egymást követő RF impulzusok között a longitudinális mágnesezettség visszaálljon az kezdeti (egyensúlyi) állapotába. Milyen TE-t kell választani?

- a) Rövid TE
- b) Hosszú TE
- c) A TE-nek $TR/2$ -vel kell egyenlőnek lennie

8- Melyik mondat helyes?

- a) Az MRI vizsgálat olcsó és gyors
- b) Az MRI vizsgálat hosszú és drágább, mint a CT
- c) Az MRI vizsgálat nagyon csendes

9- MRI képkalkotásra jellemző:

- a) Kiváló lágyszöveti kontraszt, de nincs más információ
- b) Anatómiai felvételek, információ a víz diffúziójáról, agyi aktivációval kapcsolatos paraméterek motoros feladathoz
- c) Kiváló csontkontraszt és a lágyrészek gyenge megkülönböztetése



Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képkalkotás alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

Az MRI előnyei és hátrányai

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!



Szerzői nyilatkozat

Minden felhasznált anyag (beleértve a szellemi tulajdont és az illusztrációs elemeket) vagy a szerzőktől származik, vagy a szerzők jogosultak voltak az anyag felhasználására az alkalmazandó jogszabályok szerint, vagy átruházható licencet kaptak a szerzői jog tulajdonosától.

Fejezet vázlata

MRI Rendszer

MRI képalkotás alapjai

A spin echo szekvencia

A gradients echo szekvencia

Egyéb szekvenciák:

MRI kontrasztanyagok

Műtermékek eredete

**Az MRI előnyei és
hátrányai**

Összefoglalás

Referenciák

Teszteld a tudásod!