

# Pregled sigurnosnih implikacija pri snimanju magnetskom rezonancom jakosti magnetskog polja od 3T i više - pregledni članak

---

Mesić, Nikola

Master's thesis / Diplomski rad

2020

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Split / Sveučilište u Splitu**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:176:938367>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-02-02**



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija  
SVEUČILIŠTE U SPLITU

Repository / Repozitorij:

[Repository of the University Department for Health Studies, University of Split](#)



UNIVERSITY OF SPLIT



SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKE TEHNOLOGIJE

**Nikola Mesić**

**PREGLED SIGURNOSNIH IMPLIKACIJA PRI SNIMANJU  
MAGNETSKOM REZONANCOM JAKOSTI MAGNETSKOG  
POLJA OD 3 T I VIŠE – SUSTAVNI PREGLED  
LITERATURE**

**Diplomski rad**

Split, 2020.

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKE TEHNOLOGIJE

**Nikola Mesić**

**PREGLED SIGURNOSNIH IMPLIKACIJA PRI SNIMANJU  
MAGNETSKOM REZONANCOM JAKOSTI MAGNETSKOG  
POLJA OD 3 T I VIŠE– SUSTAVNI PREGLED  
LITERATURE**

**A REVEIW OF THE SAFETY IMPLICATIONS OF  
MAGNETIC RESONANCE IMAGING AT FIELD  
STRENGTHS OF 3 T AND ABOVE - SYSTEMATIC REVIEW  
OF LITERATURE**

**Diplomski rad / Master's Thesis**

Mentor:

**doc.dr.sc. Krešimir Dolić**

Split, 2020.

*Veliko hvala mome mentoru doc.dr.sc Krešimiru Doliću na ukazanom strpljenju  
i stručnoj pomoći u svim fazama izrade ovoga rada.*

*Također bih se zahvalio djelatnicima zavoda za radiologiju KBC-a Osijek  
na savjetima i potpori kroz moj  
profesionalni razvoj.*

*Hvala mnogo mojoj obitelji na bezuvjetnom razumijevanju i podršci.*

# SADRŽAJ

1. UVOD .....	1
2. CILJ I METODE .....	4
3. RASPRAVA .....	6
3.1. POVIJESNI PREGLED IZLOŽENOSTI MAGNETIZMU .....	6
3.2. STATIČNA MAGNETSKA POLJA .....	12
3.2.1. Fizikalni zakoni bioloških efekata .....	15
3.2.2. Biološki efekti .....	18
3.2.2.1. Magnetofosfeni .....	18
3.2.2.2. Stimulacija perifernih živaca .....	19
3.2.2.3. Vrtoglavica .....	20
3.3. GRADIJENTNE ZAVOJNICE .....	26
3.3.1. Biološki efekti .....	32
3.4. RADIOFREKVENTNA ELEKTROMAGNETSKA POLJA .....	35
3.4.1. Izazovi dizajna RF zavojnica jakih polja .....	39
3.4.2. SAR .....	41
3.4.3. RF efekt antene .....	44
3.5. POSTUPNICI MR SIGURNOSTI .....	44
3.5.1. Ograničenje pristupa mjestu – Zoniranje .....	45
3.5.2. MR osoblje i ne-MR osoblje .....	49
3.5.4. Pregled uređaja i objekata .....	55
4. LITERATURA .....	58
5. SAŽETAK .....	63
6. SUMMARY .....	66
7. ŽIVOTOPIS .....	69

# 1. UVOD

Pri snimanju magnetskom rezonancom izloženi smo trima različitim mehanizmima interakcije: glavnom magnetskom polju, gradijentnom polju koje se koristi za prostorno kodiranje i radio frekvencijskom polju koje se koristi za prijenos signala. Iako su fizikalni mehanizmi identični onima kao i kod MR-a ispod 3T, razina izloženosti od 3 T i više ipak doseže zabrinjavajuće vrijednosti što zahtijeva odgovarajuće mjere za osiguranje sigurnosti pacijenata, volontera te operativnog i tehničkog osoblja. To se posebno odnosi na taloženje energije pomoću radiofrekventnih polja. Stimuliranje perifernih živaca izazvanih gradijentnim zavojnicama ovisi o lokalnim promjenama magnetskog polja, a ne o snazi glavnog polja. Sekundarni učinci poput inducirane struje pri kretanju u polju postaju vidljivi kod jačih magnetskih polja i dovode do osjetilnih učinaka poput vrtoglavice i mučnine. Za obje ove kategorije izloženosti fizikalni su mehanizmi u osnovi poznati, ozbiljna neslaganja nastaju u pogledu sigurnosnih granica prilikom određivanja razine izloženosti za sigurnu primjenu, posebno u pogledu inducirane struje. Postoje brojna izvješća o interakcijama magnetskih polja sa živim tkivima, ali do sada poznati biološki učinci nisu identificirani kao određeni rizik za zdravlje trenutno dostupnih uređaja. Sa znanstvenog gledišta, čini se da je to dobra vijest za sigurnu primjenu uređaja za magnetsku rezonancu jakosti magnetskog polja od 3 T i više, ali nedostatak dokaza te smještanje u regulatorne smjernice je šakljivo i sporno pitanje s potencijalnim ozbiljnim posljedicama za područje djelovanja.

MR uređaji su skupi, teški i pomalo zastrašujući komadi opreme koji samom svojom prisutnošću navode čovjeka da se zabrine za svoju sigurnost. Zabrinutost proizlazi i iz činjenice da dolazi do izlaganja elektromagnetskim interakcijama s kojima se ljudi nisu susretali prije nastanka MR tehnologije. Magnetsko polje od 7 T više je od 100.000–200.000 puta jače od zemljinog magnetskog polja koje se kreće između 30  $\mu\text{T}$  u Južnoj Americi i Južnoj Africi i 60  $\mu\text{T}$  oko polova. Prilično je zapanjujuće da je izlaganje nekoj interakciji koja tako velikim faktorom premašuje prirodnu razinu uopće kompatibilna s biološkim životom. Možemo se zapitati što bi se dogodilo da smo bili izloženi slično pretjeranoj razini neke druge varijable (temperatura, tlak zraka, gravitacija, svjetlost, izloženost UV-u...). S

druge strane, magnetsko polje od 1,5 T, koji premašuje zemljino magnetsko polje faktorom od 25 000 do 50 000 puta, ljudi ne osjećaju i koliko je poznato nisu prouzrokovani štetni učinci stotinama milijuna pacijenata koji su do danas pregledani s ovom standardnom jačinom polja. Ovaj veliki faktor ilustrira ključni izazov u vezi s procjenom sigurnosti magnetskih polja. Interakcija magnetskih polja izuzetno je slaba, ali nije jednaka nuli, stoga su biološki učinci slabi i procjena rizika nije odmah vidljiva. Izazov postaje jasan kada se uspoređuje s električnom sigurnošću gdje je učinak dodira žive žice snažan i neposredan, pa je prilično jednostavno uspostaviti i dogovoriti sigurnosna ograničenja u pogledu izloženosti električnoj struji. Za magnetska polja procjena rizika je malo manje jednostavna, što ne znači da se ne može obaviti korištenjem dobro utvrđenih znanstvenih postupaka.

Zaključci da možemo nastaviti dalje bez osvrtnja pošto do sada nismo imali nikakvih problema su preuranjeni i neosnovani kao ni oni da bi trebali odmah prestati s daljnjim napretkom dok se rigoroznije ne dokažu utjecaji. Dakako odgovor se nalazi u sredini i trebali bi nastaviti s dosadašnjom praksom, ali s naglaskom na MR sigurnosti i pronalaskom novih metoda dokazivanja i povezanosti s možebitnim štetnim posljedicama. Samo zato što nešto nije danas dokazano ne znači da u budućnosti neće biti.

Prije rasprave o rizicima izloženosti, u nastavku ćemo se osvrnuti i na povijesni pregled izloženosti magnetskim poljima pošto su se neki od stavova o magnetizmu stvorili još u prošlosti. Opisati ćemo i relevantne interakcije izloženosti koje se odnose na magnetska polja i slabija od 3 T pošto većina dijeli iste značajke kao i one jačih polja i dati osnovu razumijevanja fizikalnih zakona koji dovode do interakcija pri svim jačinama magnetskih polja.

Osim glavnog magnetskog polja potrebno je uzeti u obzir i dodatne izvore izloženosti te njihove rizike, naime, izloženost prostorno i vremenski promjenjivom elektromagnetskom polju uzrokovana gradijentima koji se koriste za snimanje i izloženost radio frekvencijskom polju koje se koristi za generiranje signala. Sve ove kategorije izloženosti predstavljaju elektromagnetska polja, pa u strogom smislu ove tri vrste izloženosti pripadaju istoj fizičkoj kategoriji koja se razlikuje samo frekvencijom i amplitudom. Ova razlika dovodi do različitih načina interakcije s biološkim tkivima, stoga postoji utemeljenje da se o njima odvojeno

raspravlja, osim praktične činjenice da se magnetska, gradijentna i radio frekvencijska polja stvaraju od različitih komponenti, koje moraju djelovati u skladu s određenim i odgovarajućim smjernicama. Istodobno treba voditi računa o tome da su zaključci i propisi iz različitih načina interakcije međusobno usklađeni. To se posebno odnosi na izlaganje glavnom magnetskom polju i vremenski promjenjivim poljima generiranih gradijentima.

Statično magnetsko polje je vremenski promjenljivo polje frekvencije 0 Hz, tako da podaci o izloženosti za vremenski promjenljiva magnetska polja određena na nultu frekvenciju moraju biti u skladu s podacima o statičkim magnetskim poljima. U osnovi postoji slično preklapanje u području visokih frekvencija, gdje vremenski magnetsko promjenljivo magnetsko polje prelazi u raspon radiofrekvencija, ali ta zona barem trenutno nije relevantna za MR i stoga se u velikoj mjeri ne proučava.

Električna struja i magnetizam neizbježno su povezani iako naizgled odvojeni u svojoj fizičkoj manifestaciji. Nekoliko ključnih čimbenika izloženosti magnetskim poljima, statičke ili vremenske varijante, nisu u prvom redu povezane s izravnim magnetskim interakcijama, već s interakcijama koje uzrokuju električne struje generirane magnetskim poljem. Stoga ćemo zapravo raspravljati o zamršenom odnosu magnetizma i električne struje.



## 2. CILJ I METODE

**Cilj:** Cilj rada je napraviti sustavni pregled literature na temu sigurnosti prilikom pretraga magnetskom rezonancom od 3 T i više gdje nam je kao polazišna točka bio pregledni članak “Crook N, Robinson L. A review of the safety implications of magnetic resonance imaging at field strengths of 3 Tesla and above *Radiography*, Volume 15, Issue 4, 351 – 356 (2009)”. Rad uključuje novije relevantne podatke čime želimo utvrditi povezanost elektromagnetskih interakcija prilikom pretraga magnetskom rezonancom od 3T i više i njihovih bioloških manifestacija te utjecaj na ljudsko zdravlje uz određivanje pragova i postupaka za sigurno korištenje.

### **Metode:**

Ovaj rad je pisan kao sustavni pregled literature, znanstvene članke smo pretraživali koristeći baze podataka Medline. Ključni pojmovi i riječi korišteni su kroz različite kombinacije i oni su: magnetic resonance imaging, safety, biologic effects, magnetic field. Pretraga je rezultirala s ukupno 123 članka dostupna prema ključnim pojmovima.

Zbog kontinuiranog razvoja tehnologije i samim time što nam je polazišni članak objavljen 2009. godine, fokus nam je bio na radovima objavljenima u zadnjih 10 godina. Članci starijih datuma korišteni su u svrhu navođenja izvornih autora citata sadržaja navedenih članaka.

Uz znanstvene članke, korištene su i smjernice ICNIRP-a vezane uz izlaganje osoblja i pacijenata elektromagnetskim silama te smjernice ACR-a gdje su obrađeni pravilnici i postupnici za sigurnu praksu. Rad je zbir svih izvora pronađenih na ovu temu, članci kao podloga, zatim stručne knjige te pravilnici i postupnici vezani uz navedenu problematiku.

Proveli smo kritički pregled dostupne literature o MR sigurnosti koja datira od 2009. godine, ne bi smo li dobili radove nastale nakon preglednoga članka koji je bio polazna točka ovoga rada, koristeći baze podataka Medline.

Preduvjet za uključenje studija u ovom kritičkom pregledu je bio da ispunjava sljedeće kriterije

- Istorazinska prosudba
- Objavljeno na engleskom jeziku
- Bez zemljopisnih ograničenja
- Ljudski ispitanici

Ukupno 4 članka su se pokazala prikladnima da zadovolje ciljeve ovog pregleda, a to su prepoznati klinički sigurnosne implikacije prilikom pretraga magnetskom rezonancom jačine polja od 3T i više i određivanje jesu li trenutne kliničko sigurnosne preporuke prikladne.

Rad je zbir svih izvora pronađenih na ovu temu, članci kao podloga, zatim stručne knjige te pravilnici i postupnici vezani uz navedenu problematiku.

## 3. RASPRAVA

### 3.1. Povijesni pregled izloženosti magnetizmu

Ljudi su konstantno izloženi magnetskom polju zemlje koje je u prosjeku 0.5 G ili 0.5  $\mu$ T. Ovo je slabo polje i osim što se koristi za navigaciju kompasima ljudi ni na koji drugi zabilježeni način ne reagiraju na njega te su nesvjesni njegova postojanja. Magnetski minerali koji se pojavljuju u prirodi kao što su magnetit ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ ) poznati su već tisućama godina (1). Već u drugom stoljeću grčki liječnik Dioskorid je tvrdio da postoje ljekovita svojstva magnetskih minerala kod liječenja artritisa i drugih bolesti. Mineralni magneti, napravljeni od magnetita koji se nalazi u prirodi, su poprilično ograničeni snagom i prostornom dosegu magnetskog polja kojeg mogu proizvesti. Potpuno namagnetizirana sfera magnetita proizvodi najjače polje od 0.4 T i to samo na malom području blizu polova. Koristeći metalurgiju, ne bi li se proizveli željezni ili čelični magneti, može se postići i do tri puta veća snaga.

Uvođenjem elektromagneta u ranom 19. stoljeću postalo je moguće proizvesti jaka polja na većem području, ali bili su ograničeni kako opskrbom struje tako i velikim zagrijavanjem kojima su zavojnice bile izložene. Tek nakon otkrića supravodljivosti na jakim poljima (2) postalo je tehnički moguće postići intenzivne snage polja koje se danas koriste u magnetskoj rezonanci. Čak i nakon što je postalo moguće proizvesti snažna magnetska polja, samo je relativno mali broj ljudi uključenih u određene profesije, poput eksperimentalne fizike visokih energija i vađenja elektromagnetske rude, zapravo došao u kontakt s njima. Stoga je rutinska upotreba magneta za cijelo tijelo pri jačini 1,5 T u kliničkom MRI-u, koji je započeo početkom 1980-ih, uveo novi stupanj izloženosti čovjeka magnetskim poljima.

Popularni stavovi o izloženosti magnetskom polju u jednoj mjeri utječu na povezanost s hipnotizmom i magnetoterapijom. Radi toga ćemo se osvrnuti i na te teme.

Magnetoterapija je upotreba magneta ili zavojnica koji proizvode magnetsko polje, mnogo slabije od onih koje se koriste u MR-u, na pacijentu u terapijske svrhe. Stoljećima se u jednom ili drugom obliku predlagala kao čarobna metoda liječenja različitih stanja poput glavobolje, epilepsije i astme.



Slika 1. Magnetit ( $\text{Fe}_3\text{O}_4$ )

Izvor: <http://www.mineralscollector.com/magnetit-10764.html> Pristupljeno: 18.3.2020.

Iako su magnetske sile na tkiva vrlo malene da bi zaista mogle proizvesti takve učinke i nisu pruženi objektivni dokazi o njenoj učinkovitosti, magnetoterapija je od davnina bila oblik narodne medicine otporan na dokaze. Postoji polarizacija stavova prema njenoj djelotvornosti s jednom relativno malom, ali često glasnom skupinom zagovaratelja koja se usprotivila znanstvenicima koji tvrde da nije vjerodostojna i odbacili su je kao oblik prijevare ili samoprihvatanja. U 16. stoljeću ambiciozni njemački liječnik i alkemičar Paracelsus (Theophrastus von Hohenheim) promicao je terapijske moći magnetskih oksida željeza u prahu protiv kojih se suprotstavio poznati engleski liječnik William Gilbert koji je ismijavao ideju o korištenju magneta u terapijske svrhe (3). Gilbert je posebno istaknuo da mljevenje magnetskog kamena u prah za medicinske svrhe, kao što preporučuje Paracelsus, nasumično odabire magnetski efekt pojedinačnih zrnaca i slabi ukupni magnetski utjecaj.

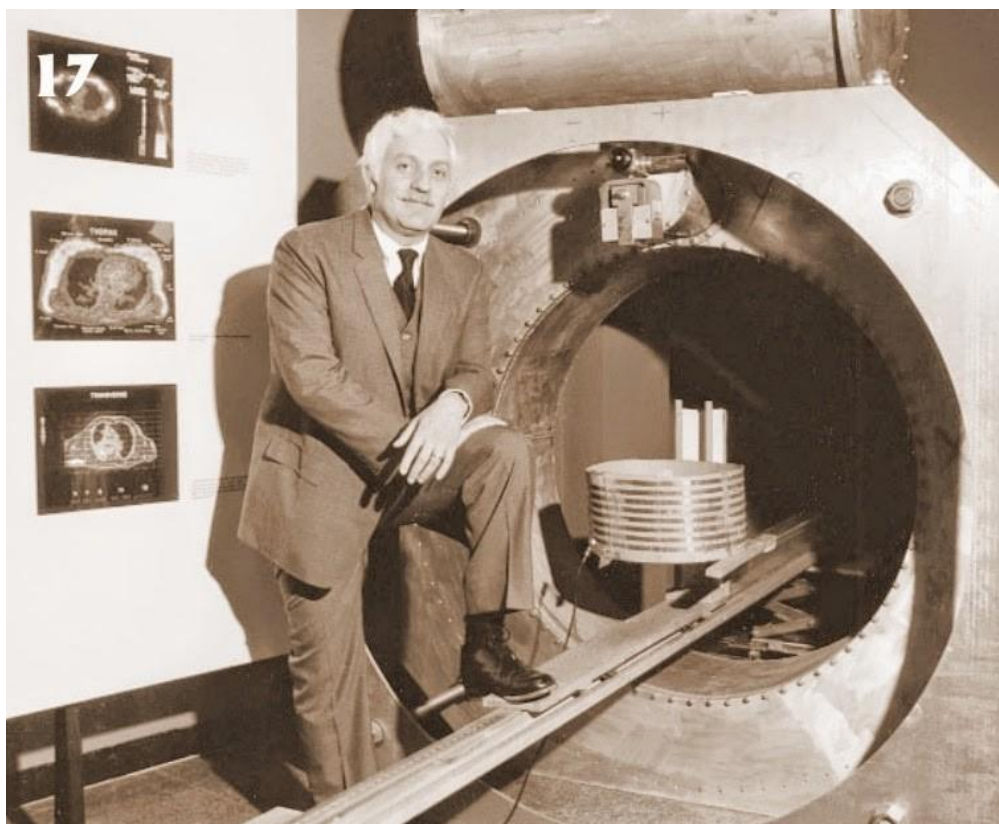
Bečki liječnik Anton Mesmer (1734.-1815.) počeo je raditi u Parizu 1778. godine. Njegov terapijski način upotrebe magnetizma postao je senzacionalno uspješan, a do 1784. bio je možda najpoznatiji i najkontroverzniji liječnik u Europi (4). Vjerovao je da ljekovite moći ne potječu od samih mineralnih magneta, već od univerzalne sile, analogne gravitaciji i nazvane životinjskim magnetizmom, koju je on osobno bio sposoban koncentrirati i prenijeti radi terapijskog učinka. Burne terapijske sesije provođene u njegovoj pariškoj klinici postale su kontroverzne čak i skandalozne, a komisiju za procjenu Mesmerove tehnike te je godine imenovao kralj Louis XVI. To povjerenstvo činili su neki od najpoznatijih liječnika i znanstvenika ovog prerevolucionarnog razdoblja, među kojima su bili, između ostalih, Benjamin Franklin, Antoine Lavoisier i Joseph Guillotine (5). Usporedili su rezultate dobivene pomoću takozvanih magnetiziranih terapijskih uređaja s onima lažnih nadomjestaka i zaključili da su pozitivni rezultati dobiveni rezultatom moći sugestije koja djeluje na naivnim subjektima, te da "magnetizam bez mašte ne proizvodi ništa" i da je "ovaj nepostojeći fluid bez koristi". Mesmera su u 19. stoljeću slijedili u Europi i u Sjevernoj Americi. Međutim jedno istraživanje pokrenuto životinjskim magnetizmom istraživalo je moć sugestije. Ova su istraživanja dovela do pojmova poput hipnotizma, magnetskog sna i alternativnih stanja svijesti, pa stoga imaju izravan odnos prema suvremenoj psihoterapijskoj praksi (6).

Krajem 19. i početkom 20. stoljeća američki poduzetnici poput dr. C.J. Thatcher, Gaylord Wilshire i dr. Rodney Madison su se služili trgovinom putem pošte i radijskim oglašavanjem kako bi promovirali magnete u odjeći i uređaje za koje se tvrdilo da mogu izliječiti gotovo sve bolesti (7). Ove uređaje, koji su se prodavali pod imenima kao što su Theronoid, istražili su ured Američkog medicinskog udruženja (AMA) o medicinskim prijevarama, Federalna komisija za trgovinu (FTC) i Better Business Bureau. FTC je zabranio oglašavanje Theronoida kao terapijskog sredstva 1933. godine. Zanimljivo je da je krajem 20. stoljeća magnetoterapija bila popularna, ako ne i popularnija nego ostali alternativni oblici liječenja u Americi za razliku od prijašnjih vremena.

Nadalje, iako ovom modalitetu liječenja još uvijek nedostaje kredibilitet, vlade širom svijeta još ne istražuju njegovu učinkovitost. U tom smislu ovo doba djeluje lakovjernije od

prethodnih generacija. Sveprisutni katalogi oglašavaju madrace s ušivenim magnetskim jastučićima, koji navodno imaju pozitivno djelovanje na zdravlje, a cijene im se kreću i do 7000 kuna. Procjenjuje se da takvi i slični proizvodi čine godišnju prodaju od milijardu dolara. Popularna knjiga objavljena 1998. godine kaže da se magneti mogu koristiti za pružanje olakšanja od artritisa, menstrualnih grčeva, sindroma karpalnog tunela i mnogih drugih poremećaja (8). Šezdesetih godina prošlog stoljeća svemirski program dovodi do niza studija koje su se odnosile na moguće sigurnosne probleme vezane uz magnetsko polje za astronaute (9). Smatralo se da bi se zato što astronauti ne bi bili izloženi uobičajeno sveprisutnim magnetskim poljem zemlje dok su bili u svemiru, ili zato što bi ih pogon rakete i kozmičke zrake u interakciji sa zemljinim magnetskim poljem mogli izložiti neuobičajeno intenzivnim poljima. Otprilike u isto vrijeme vrše se dodatne studije kako bi se riješila briga u vezi sa zaštitom od jakih magneta u laboratorijima.

Uvođenje nuklearne magnetske rezonance kao modaliteta kliničkog snimanja ranih osamdesetih godina dovelo je do dizajniranja, izrade i širenja novih oblika velikih i moćnih magneta i samim time do velikog porasta razine izloženosti ljudi jakim magnetskim poljima. MRI magnete karakteriziraju veličina i izrazita homogenost u njihovom središtu. Ti su magneti uglavnom dovoljno veliki da okružuju velike, odrasle osobe, mada se ponekad koriste i manji uređaji dizajnirani za snimanje samo glave ili udova. Središnje polje je intenzivno i ima homogenost reda 10 ppm ili bolje u uređaju promjera oko 50 cm. Magneti koji se koriste u MRI-u najčešće su cilindrično simetrični supravodljivi uređaji, iako se koriste i rezistivni, permanentni i hibridni magneti. O značajnim financijskim i tehničkim preprekama koje su se pojavile tijekom razvoja uređaja sve veće snage, svjedoči razdoblje od 11 godina koje je proteklo između uvođenja prvih 4 T uređaja za cijelo tijelo i uvođenja prvog 8 T uređaja na državnom sveučilištu Ohio 1998. godine (10).



Slika 2. Prvi MR uređaj za snimanje cijelog tijela

Izvor: <https://www.longislandpress.com/2018/01/08/melvilles-dr-raymond-damadian-father-of-the-mri/> Pristupljeno: 18.3.2020.

Prije uvođenja MRI 1962. imamo 393 objavljenih izvješća koja se bave biološkim učincima magnetskih polja (11), a od tog vremena bilo je mnogo dodatnih izvještaja. Naravno, mnogi od tih izvještaja ne bave se problemima patoloških ili terapijskih magnetskih učinaka. Dio literature koji se zapravo i bavi navodnim patološkim ili terapijskim učincima magnetskih polja kontradiktoran je i zbunjujući. Često se ne daju osnovne informacije, poput jačine magnetskog polja i varijacije u promatranom organizmu. Općenito, ove studije ne opisuju karakteristike učinka doze, tj. ovisnost o jačini polja i trajanju izloženosti. Malo ih je replicirano, a u većini slučajeva nije vjerojatan fizikalni mehanizam koji bi objasnio navedeni efekt. U drugim se slučajevima predlaže mehanizam, ali nije provedeno na dovoljno velikom uzorku za objašnjenje predloženog učinka. Nekoliko studija provedenih u potrazi za štetnim učincima magnetskih polja dalo je negativne rezultate. Odgovarajući na mnoge tvrdnje o

terapijskoj učinkovitosti magneta, 1892. Peterson i Kennelly (12) surađivali su u istraživanjima izloženosti magnetskog polja u laboratorijima Thomasa Edisona. Koristeći najjači magnet koji im je tada bio dostupan, otprilike 0,15 T za snimanje cijeloga tijela, izložili su magnetskom polju psa i mladića. Nisu pronašli pozitivne rezultate i zaključili su da “obični magneti koji se koriste u medicini imaju čisto sugestivni ili psihički učinak koji bi po svojoj prilici imali jednak učinak da su izrađeni od drveta.“

1921. godine hardvardski fiziolozi Drinker i Thompson istraživali su moguće zdravstvene posljedice izloženosti magnetskim poljima industrijskih radnika. Usredotočili su se na upotrebu snažnih separacijskih magneta u industriji mangana i izveli brojne eksperimente na živim životinjama. Nisu otkrili nikakve učinke magnetskog polja i zaključili su da “izgleda izvjesno da magnetsko polje nema značaja po zdravlje“. U mnogim slučajevima naponi na reprodukciji pozitivnih zaključaka nisu bili uspješni. Na primjer, u nizu publikacija 1950-ih objavljeno je da je izloženost magnetskom polju na miševima dovela do smanjenja ukupne brzine rasta, stope rasta tumora i broja bijelih krvnih zrnaca. (13). Međutim, pokušaji da se ovo ponovi Eiseleina i suradnika (14) proizveli su potpuno negativne rezultate. U drugom primjeru objavljeno je da ljudi čuju zvukove nešto kasnije nakon izlaganja magnetskom polju od 0.35 T. Nekoliko kasnijih studija nije uspjelo potvrditi ovaj zaključak.

Zasigurno ima mnogo faktora koji objašnjavaju mnoge oprečne stavove u literaturi. Često je teško izolirati učinke zbog primijenjenog magnetskog polja od ostalih prisutnih zbunjujućih čimbenika. Snagu sugestije nalazimo u mnogim slučajevima, kao i subjektivnu procjenu efekata magnetskog polja. Vjerojatno je da anksioznost uzrokovana velikim i pomalo zastrašujućim supravodljivim magnetom može utjecati na percepciju nelagode. Erhard i suradnici otkrili su da je, kada su proučavani nakon izlaganja 4 T, 45% ispitanika odgovorilo pozitivno na upit: "Jeste li imali neuobičajene senzacije dok ste bili u magnetu?", iako magnet nije radio (15). Irving Langmuir predložio je pojam patološka znanost za situacije u kojima eksperimenti koji proučavaju fenomene niske razine ne mogu biti ponovljeni. Čini se da je trenutna situacija sažeta 1981. godine od strane Budingera, koji je napisao “Iz ogromne literature o staničnim kulturama, životinjama i čovjeku nije pronađen



eksperimentalni protokol koji, kada ponovljen od strane ostalih istražitelja, daje slične pozitivne rezultate“.

Zbog teškoće u uspostavljanju negativnog zaključka, ne treba zaključiti da je dokazano da nema značajnih bioloških učinaka statičkih magnetskih polja. Međutim, čini se da je ispravno reći da dosadašnji rad još uvijek nije pružio jedinstven primjer znanstveno ispravnog i rigorozno provjerenog patološkog učinka takvih polja. Mogućnost stvaranja sve jačih magneta daje razlog vjerovanju da će se takvi učinci na kraju utvrditi, ali vjerojatno će biti daleko jače od onih koje se trenutno koriste u MRI-u.

### 3.2. Statična magnetska polja

Statično magnetsko polje stvara zavojnica oko magnetskog otvora uronjena u tekući helij radi stvaranja supravodljivog sustava, koji se hladi do temperature blizu apsolutne nule i provodi puno jaču struju od obične žice bez impedancije, postižući snažno magnetsko polje (16). Jednom kada se uspostavi magnetsko polje, postojeće struje će godinama teći unutar supravodljive petlje, čuvajući magnetsko polje sve dok se zavojnica održava u supravodljivom stanju s tekućim helijem. Klinički korištena statička polja uglavnom su između 0,2 i 3,0 T, iako magnetska jakost za istraživanje može doseći 17,5 T (17). Instalacija 7 T sustava za kliničke primjene naspram 3 T sustava imala je postupniji put uvođenja u praksu. Američka agencija za hranu i lijekove (FDA) smatra da je magnetsko polje sigurno do 8 T za odrasle, djecu i novorođenčad starije od 1 mjeseca, a 4 T smatra se sigurnim za novorođenčad. Ne postoji izmjereni učinak na ljudsko tijelo u slabijem magnetskom polju, ali mogu se pojaviti neočekivani biološki učinci unutar jačih magnetskih polja. Svi značajni biološki učinci obično se javljaju iznad 4 T (18). Brzina kapilarnih crvenih krvnih stanica može se smanjiti pod statičkim magnetskim poljem, kao što je prikazano u studiji na životinjama (19). Za sistolički krvni tlak zabilježeno je povećanje prosječnih 3,6 mmHg pri 8 T. Ljudsko tijelo ima prirodne paramagnetičke komponente tkiva, poput željeza, ali željezo se ne nalazi izdvojeno u velikim nakupinama te nema snažno međudjelovanje sa navedenim

poljima (20). Mogućnost statičkog magnetskog polja da izazove rak ili druge biološke učinke još uvijek je diskutabilna.

Statična magnetska polja prvenstveno djeluju privlačno na obližnje metalne objekte unutar magnetskog polja i stvaraju translacijsku silu, okretni moment i kretanje projektila. Translacijske i rotacijske sile na ugrađenom metalnom predmetu mogu prouzročiti pomicanje predmeta i oštećenja susjednog tkiva. Na ove sile mogu utjecati medicinski uređaji koji se mogu implantirati poput stenta, klipsi, proteza i srčanih stimulatora. Klipsa za aneurizmu koja sadrži feromagnetske komponente može biti izuzetno opasna te dovesti do u najgorem slučaju smrtnog ishoda u magnetskom polju što je i zabilježeno (21). Međutim, ovakvi događaji su se znali događati te su bili zabilježeni prije otkrića opasnosti MR-a kod pacijenata s intrakranijalnim klipsama. Klipse za aneurizmu proizvedene od 1995. godine pa nadalje imaju mala ili nikakva feromagnetska svojstva i stoga su relativno sigurne u magnetskim poljima, smatraju se uvjetnima za MR (22). U nekim slučajevima prilikom kontrole aneurizme pregled magnetskom rezonancom ne daje dovoljno dobar prikaz tj. podložnost magnetu iskrivljuje polje oko klipse te je u tom slučaju bolje odraditi CT angiografiju. Klipse proizvedene prije 1995. zahtijevaju prethodno testiranje prije snimanja. Srčani i krvožilni stentovi stabilni su, ako su dobro postavljeni, 6 tjedana nakon ugradnje (23). Ako je sigurnost bilo kojeg implantata ili uređaja nejasna, pacijenti ne bi smjeli ući u prostoriju sa MR-om. Čak i za isti tip implantata, sigurnost u MR-u može se razlikovati ovisno o komponentama implantata njihovom građom, rasprostranjenosti feromagnetskih komponenti, i anatomskom položaju.

Metalna strana tijela, koja su tamo dospjela nenamjerno, mogu se nalaziti unutar ljudskog tijela poput balističkih implantata ili intraokularnih metalnih stranih tijela. U Republici Hrvatskoj je pojavnost nešto veća radi rata te nam dolaze ljudi s navedenim problemima. Također imamo i ljude koji su mislili da su im izvađeni svi metci ili šrapneli, no nije bilo tako. U ovom slučaju dobro je napraviti radiografsku snimku radi predostrožnosti. Metci ili šrapneli mogu se izrađivati od metalnih komponenti poput bakra, cinka i željeza, a interakcije magnetskog polja razlikuju se u skladu s metalnim komponentama (24). Ako sadrže bakar ili olovo, sigurni su u magnetskom polju, ali oni koji

sadrže željezo nisu. Također je zabilježena učestalost intraokularnih metalnih stranih tijela na 0,27% u općoj populaciji i relativno je mala, s pojavnošću od 2,5% u populaciji rizičnog stanovništva bolesnika s poviješću rada u metalnoj industriji ili prethodnom traumom orbite uzrokovane metalnim predmetima. Feromagnetska svojstva metala, oštrina metalnih predmeta i način na koji je metal postavljen u okolno tkivo mogu pridonijeti riziku od ozljeda.



Slika 3. Opasnost od projektila

Izvor: <https://www.psqh.com/sepoct06/mrisuites.html> Pristupljeno: 18.3.2020.

Efekt projektila pojavljuje se kada se feromagnetski predmeti nalaze u blizini magneta, a nisu unutar pacijenta. Ako metalni predmeti nisu čvrsto pričvršćeni oko magneta, oni će se početi kretati i ubrzavati prema magnetu i uzrokovati opasne ozljede ili oštetiti uređaj na putu kretanja projektila. Putanja projektila se ne može pretpostaviti radi raznih magnetizacija koje se događaju kretanjem kroz polje te je i nepredvidivost također jedna od opasnosti. Konkretno, medicinska oprema kao što su spremnici s kisikom, cilindri napunjeni anestetičkim plinom, intravenski stalci, kolica za nepokretne, ortopedska pomagala i kreveti mogu prouzročiti ozljede uzrokovane kretanjem projektila. Važno je naglasiti da su sile koje se razvijaju ovdje izuzetno velike te ovise o masi feromagnetične komponente. Čak i samim gašenjem magnetskog polja (quench) potrebno je određeno vrijeme za demagnetizaciju te ne

bi bili u mogućnosti neko vrijeme pomoći pacijentu ako je ugrožen. Uklanjanje većih predmete kao kolica ili kreveta nije moguće bez rušenja polja ili smanjivanja njegovog intenziteta. Kako bi se spriječile nesreće uzrokovane projektilima, pristup magnetu za prijenosne predmete različito je ograničen prema njihovom statusu kompatibilnosti s MR-om.

### 3.2.1. Fizikalni zakoni bioloških efekata

Osnovni fizički zakon povezan s indukcijom električnog polja magnetskim poljem je Faradayev zakon, koji kaže da je inducirano električno polje izravno povezano s izmjenom magnetskog toka kroz tijelo ili njegovog dijela (npr. glava). To se može prikazati formulom:

$$\oint_l \mathbf{E}_i \times d\mathbf{l} = - \int_s \frac{d(\mathbf{B} \times d\mathbf{S})}{dt}$$

gdje je  $\mathbf{E}_i$  lokalni inducirani vektor električnog polja,  $d\mathbf{l}$  je vektor diferencijalne duljine duž zatvorenog puta  $l$  unutar pojedinca izloženog gustoći magnetskog toka  $\mathbf{B}$ , a  $d\mathbf{S}$  je diferencijalni vektor područja usmjeren normalno na diferencijalno područje. Integralno područje  $S$  je obuhvaćeno integralnim putem.  $\mathbf{E}_i$  je otprilike okomit na  $\mathbf{B}$ . Magnetski tok se može mijenjati zbog varijacije polja kao funkcije vremena ili radi kretanja tijela u prostoru koje dovodi do relativne promjene magnitude ili smjera magnetskoga polja ili oba ova slučaja skupa.

Desni izraz jednadžbe prikazuje vremensku stopu magnetskog efekta u odnosu na površinski integral vremenske stope gustoće magnetskog toka nad područjem od interesa zadanog dijela tijela. Važno je naglasiti da je još jedan fundamentalni izvor inducirano električnog polja dan pokretnim električnim poljem

$$\mathbf{E}_{vB} = \mathbf{v} \times \mathbf{B}$$

gdje je  $v$  brzina točke u tkivu u odnosu na polje. Ovo polje povezano je s magnetskom silom koja uzrokuje dielektričnu polarizaciju, tj. odvaja pozitivne i negativne naboje u tkivu (25). Dielektrična polarizacija se povećava sve dok naboji akumulirani u granicama tkiva ne dosegnu ravnotežu, gdje njihovo električno polje djelomično djeluje na  $E_{vB}$  polje (26). Za neke rotacijske pokrete magnetska sila koju manifestira  $E_{vB}$  polje također stvara prostorni naboj unutar provodećeg tijela. Prostorni i granični naboji mogu se kretati tijekom pokreta. Na struje povezane s tim pokretima dodaju se i struje koje generiraju rotacijske struje određene Faradayevim zakonom, ali u većini slučajeva kretanja bioloških tijela može se pretpostaviti da rotacijske struje i električna polja dominiraju nad fenomenom dielektrične polarizacije. Vremenska konstanta za postizanje ravnoteže polarizacije je dana formulom

$$\tau = \epsilon / \sigma$$

gdje je  $\epsilon$  permitivnost i  $\sigma$  provodljivost tkiva. Za ljudska tkiva vremenska konstanta može biti redosljeda milisekundi, što je relativno malo u usporedbi s vremenskom ljestvicom ljudskih kretanja, koja su u rasponu iznad 100 milisekundi. Stoga se može pretpostaviti da su vremenske konstante ljudskog tkiva dovoljno kratke da bi se omogućila upotreba Faradayevog zakona za izračunavanje električnog polja izazvanog gibanjem što je relevantno za osjetilne učinke magnetskih polja ispod 1 Hz, kao što je vrtoglavica (27). Ostaje utvrditi da li pretpostavka ravnoteže naboja vrijedi za faze kratkog ubrzanja ili usporavanja tijekom početka i završetka pokreta glave, kada se mogu pojaviti relativno kratka prolazna električna polja u frekvencijskom području relevantnom za osjetne učinke iznad 1 Hz (magnetofosfeni). Pored toga, postoji značajan nedostatak podataka o dielektričnim svojstvima ljudskog tkiva ispod 10 Hz, što onemogućuje precizan proračun električnog polja izazvanog gibanjem.

Električno polje inducirano u glavi može se približno odrediti linearnom funkcijom vremenskog derivata prosječne gustoće magnetskog toka  $dB/dt$  u tom području:

$$E_i = C \frac{dB}{dt}$$

gdje je  $E_i$  okomit na magnetsko polje  $B$  dano kao apsolutna vrijednost,  $t$  je vrijeme, a  $C$  je konverzijski faktor koji ovisi o položaju unutar tijela, veličini tijela, obliku tijela, električnim

svojstvima tkiva kao i o smjeru i raspodjeli magnetskog polja. Ovaj se faktor pretvorbe primjenjuje na tijelo koje se rotira u statičkom magnetskom polju, kreće se u gradijentu polja i ostaje nepomično u magnetskom polju s promjenjivim vremenom. Faktor konverzije može se odrediti računalnom simulacijom na temelju realističnog heterogenog numeričkog modela ljudskog tijela ili područja tijela od interesa. Upotrebom dva različita modela čovjeka postavljena u statičko magnetsko polje, izračunat je faktor pretvorbe u vestibularnom sustavu smještenom u unutarnjem uhu (28). U slučaju da glava klimne ili se trese jednoličnim magnetskim poljem usmjerenim s lijeva na desno (trese) i odozgo prema dolje (kimanje), maksimalni faktor pretvorbe za različita kretanja varirao je od 0,066 - 0,132 Vm<sup>-1</sup> po Ts<sup>-1</sup>. Srednja vrijednost ovih (maksimalnih) konverzijskih faktora bila je 0,095 Vm<sup>-1</sup> po Ts<sup>-1</sup>. To je blizu 0,105 Vm<sup>-1</sup> po Ts<sup>-1</sup> koje je izračunao Dimbylow 2005. (29) za maksimalni faktor pretvorbe u mozgu pri 50 Hz (33 Vm<sup>-1</sup> po T). Ovi podaci impliciraju da bi razumna procjena za C mogla biti 0,1 Vm<sup>-1</sup> po Ts<sup>-1</sup>.

Promjena gustoće magnetskog toka ( $\Delta B$ ) relevantan je parametar izloženosti za ograničavanje pomicanja u statičkom magnetskom polju. Odnos  $\Delta B$  sa indukcijom električnog polja dano je jednadžbom

$$E_{i'ave} = \frac{\int_{t_1}^{t_2} E_i(t) \times dt}{t_2 - t_1} = \frac{C \times \Delta B}{t_2 - t_1}$$

gdje je  $E_i(t)$  trenutačno inducirano električno polje,  $\Delta B$  je gustoća magnetskog toka promijenjena tijekom kretanja, C je isti faktor pretvorbe kao u prethodnoj jednadžbi, a  $E_{i,ave}$  je električno polje koje odgovara  $\Delta B$ . Kretanje započinje u vremenu  $t_1$ , a maksimalan  $\Delta B$  postiže se u  $t_2$ . Na primjer, ako bi  $\Delta B$  iznosio 2 T tijekom 1 s, prosječno inducirano električno polje u mozgu bilo bi približno 0,2 Vm<sup>-1</sup> pri korištenju 0,1 Vm<sup>-1</sup> po Ts<sup>-1</sup> za C.

Kad statično magnetsko polje prelazi prag od otprilike 2 T, električno polje izazvano pokretima glavom može biti dovoljno visoko da izazove vrtoglavicu i druga osjetilna opažanja poput mučnine, vidnih osjetila (magnetofosfena) i metalnog okusa u ustima (30). Postoji i mogućnost akutnih neurokognitivnih učinaka, sa suptilnim promjenama pažnje,

koncentracije i vizualno-prostorne orijentacije. Svi ovi učinci sami po sebi se ne smatraju opasnim, ali mogu biti uznemirujući i mogu smanjiti radnu sposobnost. Za normalne pokrete malo je vjerojatno da će prag za stimulaciju perifernih živaca biti dosegnut s izlaganjima ispod 8 T, iako je moguće da osnovna ograničenja za stimulaciju perifernih živaca mogu biti premašena vrlo brzim pokretima. Uz ove efekte uzrokovane kretanjem, statička magnetska polja mogu izazvati izravne učinke koji proizlaze iz indukcije električnih potencijala kroz krvne žile zbog gibanja elektrolita u krvi, sile na paramagnetske i dijamagnetske komponente tkiva, promjene u kemijskim reakcijama zbog promijenjenih spinova i odbijanje ionskih struja uslijed magnetske (Lorentz-ove) sile. Ne smatraju se da ovi mehanizmi imaju značajan zdravstveni učinak na magnetska polja ispod 7 T, iznad 7 T premalo je istraživanja za bilo kakve zaključke.

### 3.2.2. Biološki efekti

Prilikom utjecaja statičnog magnetskog polja na pojednica zabilježeni su sljedeći najčešći biološki efekti: magnetofosfeni, stimulacija perifernih živaca te vrtoglavica.

#### 3.2.2.1 Magnetofosfeni

Najzapaženiji učinak induciranja električnog polja ispod praga za stimulaciju živaca ili mišića je indukcija magnetofosfena, percepcija slabih, treperećih vizualnih senzacija. Magnetofosfeni se stvaraju unutarnjim električnim poljem induciranim u retini oka i tkivu mozga magnetskim poljem koje vremenski varira. Temeljeći eksperimentima na ljudima, procijenjeno je da prag za indukciju magnetofosfena nastalog u retini se nalazi između oko 50 i 100  $\text{mVm}^{-1}$  pri 20 Hz, podižući se na višim i nižim frekvencijama (31), premda je neizvjesnost vezana uz pronalazke. Dostupna ispitivanja pokazuju da se prag povećava za  $1/f$  najmanje do 5 Hz i vjerojatno do nižih frekvencija. Prag za 1 Hz bi bio najmanje 10 puta veći

od minimalnog praga na 20 Hz. U slučaju izloženosti statičkom magnetskom polju magnetofosfeni su najvjerojatnije povezani s prolaznim vrhovima električnog polja. Kao što je primijećeno, ovi prolazni vrhovi nastaju uslijed naglih promjena brzine glave. Spektralni sastavni dijelovi kratkog prolaznog razdoblja protežu se u frekvencijskom području magnetofosfena. Povećanje praga indukcije magnetofosfena ispod 10 Hz razlog je zbog kojeg se dopušta osnovno ograničenje indukcijskog električnog polja da bi se povećao kao funkcija od  $1/f$  od 10 Hz do 1 Hz. U nedostatku eksperimentalnih podataka, taj se odnos primjenjuje na frekvencije niže od 1 Hz dok osnovno ograničenje temeljeno na magnetofosfenima ne dosegne osnovno ograničenje za stimulaciju perifernih živaca na frekvenciji od 0,66 Hz.

#### 3.2.2.2. Stimulacija perifernih živaca

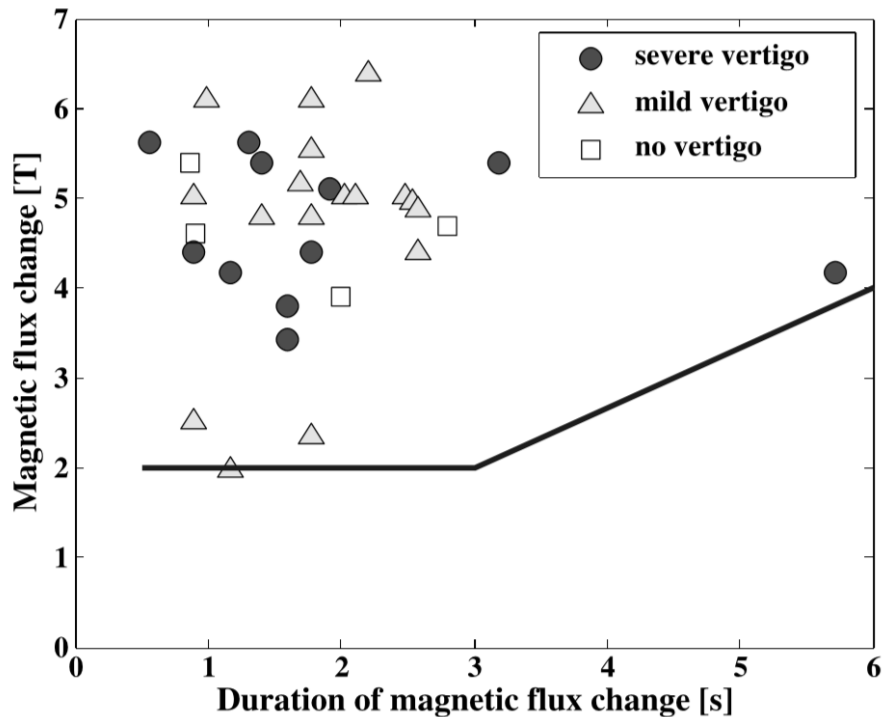
Reaktivnost električno podložnog živčanog i mišićnog tkiva na električne podražaje, uključujući one inducirane izlaganjem niskofrekventnim električnim i magnetskim poljem, već je više godina poznata. Mijelinizirani dijelovi ljudskog perifernog živčanog sustava i inače imaju najniži prag za električnu stimulaciju živaca. Minimalna vrijednost praga od oko  $6 \text{ Vm}^{-1}$  (vrh) (32) procijenjena je na temelju teorijskog izračuna pomoću živčanog modela. Međutim, stimulacija perifernog živca izazvana tijekom dobrovoljnog izlaganja gradijentnim magnetskim poljem magnetske rezonancije sugerirala je da prag za percepciju može biti nizak kao oko  $2 \text{ Vm}^{-1}$ , na temelju izračuna pomoću homogenih ljudskih simulacijskih modela. Točniji proračun električnih polja izazvanih u tkivima heterogenog ljudskog modela na temelju podataka procijenili su da je minimalni prag za stimulaciju perifernog živca između  $3,8$  i  $5,8 \text{ Vm}^{-1}$ , temeljen na pretpostavci da se stimulacija odvija na koži ili potkožnoj masti. Ispod 10 Hz prag se podiže zbog navikavanja živca na sporo depolarizirajući poticaj.



### 3.2.2.3. Vrtoglavica

Pomicanje glave unutar statičkog magnetskog polja iznad 2 T često može izazvati osjećaje vrtoglavice i mučnine (33). Ove senzacije uglavnom su posljedica induciranog električnog polja koje utječe na živčani izlaz vestibularnog sustava koji je uključen u održavanje ravnoteže. Volonterske studije pokazale su da se vrtoglavica može izazvati i primjenom električnog polja pomoću galvanskih izmjeničnih ili istosmjernih struja reda 1 mA koje napajaju elektrode pričvršćene iza ušiju u blizini vestibularnog sustava. Čini se da vrtoglavica uzrokovana kretanjem nije samo određena pomoću  $dB/dt$ , nego također i vremenski integral  $dB/dt$ , tj.  $\Delta B$ , promjena gustoće magnetskog toka tijekom kretanja. Glover i sur. 2007. ispitali su prag vrtoglavice u dobrovoljaca unutar 7T MR skenera. Volonteri su bili smješteni u izocentru magnetskog polja gdje su kimnuli glavom i odmahivali glavama. Pokreti su se ciklično ponavljali kako bi pojačali osjećaj vrtoglavice.

Svi ispitanici izvijestili su blage ili jake vrtoglavice, a neki su čak imali i mučninu kombinirano sa brzim pokretima. Točke podataka (slika 4.) prikazuju prag vrtoglavice u smislu  $\Delta B$ -a i trajanja pokreta. Vršne vrijednosti  $dB/dt$  zabilježene tijekom eksperimenta kretale su se u rasponu od 1,5 do 6  $Ts^{-1}$ , a trajanje pokreta vrtnje glave bilo je podešeno od 0,5 do 6s i promjena  $\Delta B$  u gustoći magnetskog toka varirala je od 2 do 6 T.  $dB/dt$  vrijednosti tijekom kimanja su bile više nego tijekom vrtnje. To je u skladu s jednostavnim modelom kružne struje koji pokazuje da je za aksijalnu vrtnju (rotacijska os paralelna s magnetskim poljem) inducirano električno polje minimalno, dok je za kimanje (os rotacije okomita na magnetsko polje) maksimalno električno polje pronađeno u blizini unutrašnjeg uha gdje se kružne struje presijecaju (34). Općenito, ovi rezultati pokazuju da se prag vrtoglavice poklapao ponešto bolje s  $\Delta B$  nego s vrhom  $dB/dt$  i da je najučinkovitiji raspon frekvencija bio ispod 1 Hz.



Slika 4. Trajanje promjene magnetskog toka

Izvor: [https://www.icnirp.org/cms/upload/publications/ICNIRPmvtgdl\\_2014.pdf](https://www.icnirp.org/cms/upload/publications/ICNIRPmvtgdl_2014.pdf) Pristupljeno: 18.3.2020.

Uobičajeno je iskustvo rada s kliničkim snimanjima MR-om da osjećaji vrtoglavice nestaju kada se kretanje uspori. To nam ukazuje da postoji određeno vrijeme tijekom kojeg se razvija osjećaj vrtoglavice. U eksperimentu Glover i sur. 2007. osjećaj vrtoglavice prijavila je većina dobrovoljaca kada je trajanje jednog pokreta bilo kraće od 4 s iako je postojalo jedno promatranje vrtoglavice pokreta koje je duže trajalo. Konzervativnim pristupom međunarodna komisija za zaštitu od neionizirajućeg zračenja je odlučila postaviti osnovno ograničenje tako da osnovna krivulja restrikcije ostaje ispod tog jedinstvenog opažanja. No ostaje jasna potreba za dobivanjem više podataka o vrtoglavicama, osobito za relativno sporo kretanje. Dodatno uz efekt električnog polja induciranog kretanjem direktna povezanost magnetskog polja s vestibularnim sustavom se ne može isključiti. Promjena osjećaja ravnoteže je zamijećena kod dobrovoljaca koji su stajali u blizini uređaja od 7T. ovaj efekt

je pripisan razlici u diamagnetičkoj podložnosti između osjetila linearnog kretanja vestibularnog sistema i endolimfne tekućine koja ga okružuje. Lorentzove sile koje rezultiraju interakcijom između magnetskog polja i ionskih struja koje prirodno nastaju u endolimfnoj tekućini mogu objasniti direktan efekt (35). Zbog toga što senzacijski efekt izgleda da ovisi o vremenu i  $dB/dt$  i dana je mogućnost direktnog utjecaja magnetskog polja na tijelo važno je smanjiti oboje gustoću toka statičnog magnetskog polja ( $B$ ) i maksimalne promjene gustoće magnetskog toka ( $\Delta B$ ) koje osjeća tijelo koje se kreće.

### 3.2.3 Smjernice za kretanje kroz statično magnetsko polje

Ove smjernice je objavila međunarodna komisija za zaštitu od ne ionizirajućeg zračenja (ICNIRP) (36). Cilj ovih smjernica je spriječiti stimulaciju perifernih živaca i smanjiti mogućnost prolaznih osjetilnih učinaka kao posljedica električnih polja izazvanih u ljudskom tijelu kretanjem statičkim magnetskim poljem unutar radnog okruženja. Osnovna ograničenja utvrđena su za promjenu gustoće vanjskog magnetskog polja i za inducirano unutarnje električno polje. ICNIRP preporučuje ograničavanje izloženosti ispod oba skupa ograničenja.

Kako se unutarnja električna polja ne mogu lako odrediti, dobivene su referentne razine za procjenu usklađenosti s ovim osnovnim ograničenjima. Kako je električno polje izazvano gibanjem ne-sinusoidno polje, gdje se spektar proteže iznad 1 Hz do 25 Hz, potrebno je primijeniti i osnovna ograničenja i referentne razine. Bazična ograničenja za kontroliranu izloženost namijenjena su upotrebi u radnim okruženjima gdje je pristup ograničen na radnike koji su osposobljeni za razumijevanje bioloških učinaka koji mogu nastati izlaganjem i na kojima su radnici sposobni kontrolirati svoje pokrete kako bi se spriječili naporni i uznemirujući senzorni učinci. Ograničenja za nekontrolirano izlaganje odnose se na sve druge profesionalne situacije.

Osnovna ograničenja za  $\Delta B$  ne bi li se spriječili prolazni osjetilni učinci poput vrtoglavice i mučnine koji nastaju uslijed električno-induciranog pokreta, pokretanog ispod

nekoliko Hz, ICNIRP preporučuje da promjena  $\Delta B$ -ove gustoće magnetskog toka ne smije prelaziti 2 T tijekom bilo kojeg razdoblja od 3 s. Treba imati na umu da se maksimalna vrijednost za izmjereni  $\Delta B$  ne može uvijek pojaviti na kraju razdoblja od 3 s, jer se smjer  $dB/dt$  može mijenjati tijekom razdoblja.

Osnovna ograničenja					Referentni nivoi	
Frekvencija $f$ (Hz)	$\Delta B$ (T) <sup>a</sup>	$B_{\text{vrh do vrh}}$ (T)	Snaga unutarnjeg el. polja [ $Vm^{-1}_{(\text{vrh})}$ ]		$dB/dt$ [ $Ts^{-1}_{(\text{vrh})}$ ]	
<b>Kritični efekt</b>	Vrtoglavica radi kretanja u statičnom B polju	Vrtoglavica radi vremenski promjenjivog B polja	PSŽ kretanje u statičnom i vremenski promjenjivom B polju	Fosfeni kretanje u statičnom i vremenski promjenjivom B polju	PSŽ kretanje u statičnom i vremenski promjenjivom B polju	Fosfeni kretanje u statičnom i vremenski promjenjivom B polju
<b>Uvjeti izlaganja</b>	Ne-kontrolirani	Ne-kontrolirani	Kontrolirani	Ne-kontrolirani	Kontrolirani	Ne-kontrolirani
<b>0</b>	2					
<b>0-1</b>		2				
<b>0-0,66</b>			1.1	1.1	2.7	2.7
<b>0,66-1</b>			1.1	0.7/f	2.7	1.8/f

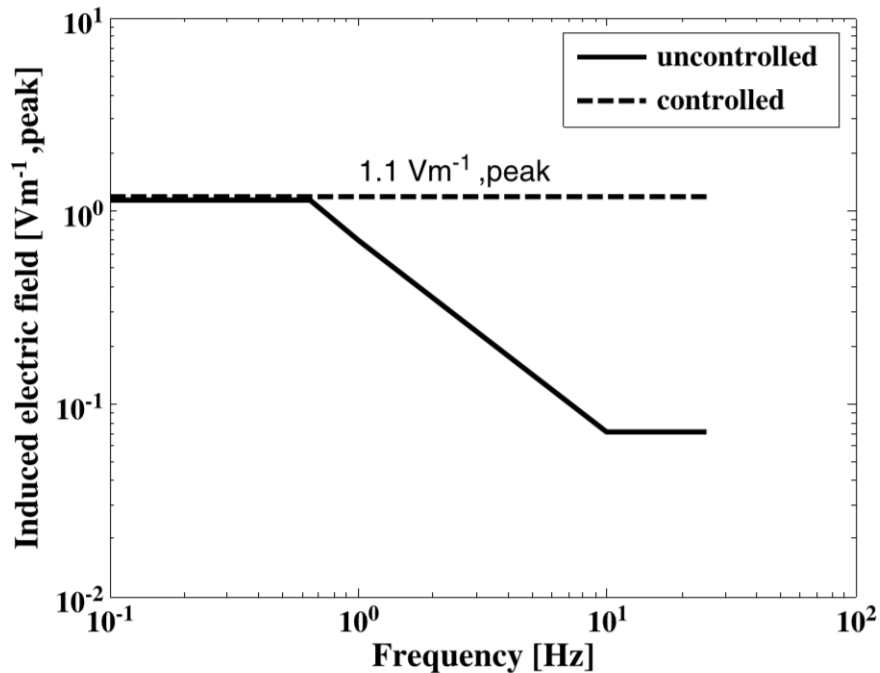
Tablica 1. Ograničenja izloženosti za kontrolu kretanja u statičkom magnetskom polju i izloženosti magnetskom polju s promjenjivim vremenom ispod 1 Hz. Za nekontroliranu izloženost, referentne razine gustoće magnetskog toka mogu se pretvoriti u  $dB/dt$

Za određene poslove i primjene pri radu, izlaganje statičkim magnetskim poljima do 8 T može se opravdati ako se kontrolira okruženje i ako se primjenjuje odgovarajuća radna praksa za kontrolu osjetnih učinaka izazvanih kretanjem. Vjerojatnost vrtoglavice i mučnine bit će mala ako je moguće kretati se tako sporo da maksimalni  $\Delta B$  tijekom bilo kojeg razdoblja od 3s ne prelazi 2 T. U slučaju stacionarnog tijela u vremenski promjenljivom magnetskom polju, vrijednost vrha do vrha magnetske vrijednosti gustoće ekvivalenta je  $\Delta B$  i stoga bi trebala biti ograničena na 2 T. U tom kontekstu, vrtoglavica i mučnina mogu biti neugodne i uznemirujuće, ali se ne smatra da imaju ozbiljan dugoročni učinak na zdravlje. Stoga nije primijenjen dodatni faktor ograničenja na njihov prag nastajanja.

Kako bi se spriječila stimulacija perifernih živaca nastala u kontroliranom izlaganju, ICNIRP preporučuje da inducirano električno polje ne smije prelaziti osnovno ograničenje od  $1,1 \text{ Vm}^{-1}$  preko frekvencijskog područja pomicanja polja. Ovo ograničenje dobiveno je pretvaranjem osnovne restrikcije  $0,8 \text{ Vm}^{-1}$  u vršnu vrijednost koja se odnosi na sva tkiva u frekvencijskom rasponu ispod 3 kHz. Budući da se stimulacija perifernih živaca smatra štetnim učinkom na zdravlje, na prag je primijenjen redukcijski faktor od 5 kako bi se uračunale biološke nesigurnosti. Kako bi se izbjegla indukcija magnetofosfena, jačina inducirano električnog polja ne smije prelaziti osnovna ograničenja za profesionalnu izloženost određenu ICNIRP-om (2010) za vremenski različita magnetska polja, s nastavkom na frekvencije ispod 1 Hz.

Linearno povećanje osnovnog ograničenja za magnetofosfene kao funkciju  $1/f$  prestaje na 0,66Hz gdje doseže razinu od  $1,1 \text{ Vm}^{-1}$  (vrh), što je osnovno ograničenje za stimulaciju perifernih živaca (slika. 5).

Osnovna ograničenja za magnetofosfene odnose se samo na nekontrolirano izlaganje, jer se smatra da radnici u situacijama s kontroliranom izloženošću mogu izbjeći ovaj učinak ograničavanjem njihove brzine kretanja. Osnovna ograničenja za stimulaciju perifernog živca odnose se na oba stanja.



Slika 5. Osnovna ograničenja za inducirano električno polje za nekontrolirane i nekontrolirane uvjete izlaganja

Izvor: [https://www.icnirp.org/cms/upload/publications/ICNIRPmvtgdl\\_2014.pdf](https://www.icnirp.org/cms/upload/publications/ICNIRPmvtgdl_2014.pdf) Pristupljeno:18.3.2020.

Kao vrtoglavica i mučnina, magnetofosfeni mogu biti neugodni i uznemirujući, ali se ne smatra da mogu uzrokovati ozbiljne dugoročne učinke na zdravlje. Zbog toga na njihove pragove nije primijenjen dodatni faktor smanjenja. Budući da je valni oblik električnog polja izazvanog gibanjem ne-sinusoidan i prolazan, ograničenje inducirano električnog polja trebalo bi se temeljiti na mjernom vršnom pristupu:

$$I \sum \frac{A_i}{EL_i} \cos(2\pi f_i t) + \theta_i + \varphi_i \leq 1$$

gdje je  $t$  vrijeme, a  $EL_i$  ograničenje izloženosti (vršna vrijednost) na  $i$  harmoničkoj frekvenciji  $f_i$ , gdje su  $A_i$ ,  $\theta_i$ ,  $\varphi_i$  amplituda polja, fazni kut polja i fazni kut filtera pri  $f_i$ .

Praktični način za određivanje usklađenosti s osnovnim ograničenjima za inducirano unutrašnje električno polje osiguravaju da gustoća magnetskog toka ne prelazi referentne razine izvedene konzervativno iz osnovnih ograničenja. Preporučene referentne razine u tablici 1 pridružuju se referentnim razinama ICNIRP (2010) za magnetsku gustoću pri 1 Hz kada se gustoća magnetskog toka pretvara u vršnu (amplituda) dB/dt za

$$\frac{dB_0}{dt} = 2\pi f \sqrt{2} B_{RMS}$$

gdje je  $B_0$  vršna vrijednost sinusoidne magnetske gustoće, a  $B_{RMS}$  je vrijednost korijenska vrijednost. Ova je razlika jednaka proporcionalno osnovnim ograničenjima, osim male razlike u rubnim frekvencijama. Kao u slučaju poštivanja osnovnih ograničenja inducirano električnog polja, sukladnost s referentnim razinama za dB/dt treba odrediti ponderirani vršni pristup. Kako bi se izbjegla električna stimulacija perifernih živaca, referentna razina vršne vrijednosti dB/dt postavljena je na  $2,7 \text{ Ts}^{-1}$  za uvjete kontrolirane izloženosti. Treba imati na umu da se radi računa o nesigurnostima koje proizlaze iz pretvorbe osnovnog ograničenja u referentnu razinu u ovu referentnu razinu uključuje faktor smanjenja od približno 3. Nema potrebe za spektralnim mjerenjem jer je referentna razina koja ograničava stimulaciju perifernih živaca konstantna u velikom frekvencijskom rasponu.

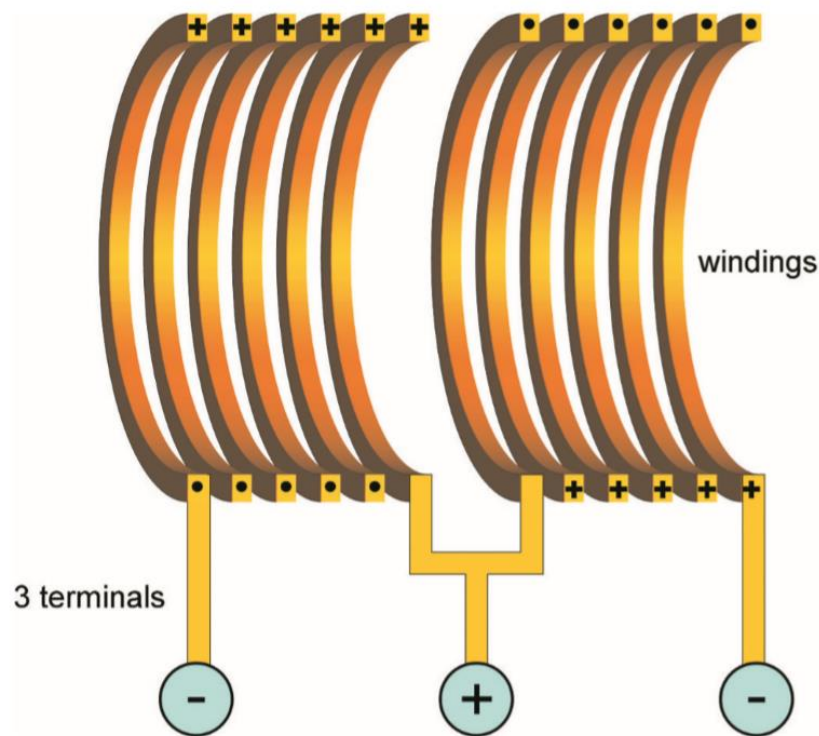
### 3.3. Gradijentne zavojnice

Gradijentne zavojnice su cilindrična struktura koja sadrži tri pojedinačna elektromagneta. Na modernim uređajima ova komponenta također uključuje npr. 18 pojedinačnih solenoida koji čine aktivni zaštitni sustav (37). Gradijentne zavojnice se isporučuju s najmanje jednim, ako ne i dva snažna pojačala. Budući da je postavljeni gradijent na sobnoj temperaturi, tj. nije supravodljiv, visoko energetske gradijenti mogu imati

vodeno hlađenje. Svaka od tri komponente skupa gradijenata može se aktivirati za stvaranje “nagiba“ u statičkom polju u osi x, y ili z. Gradijentne zavojnice koriste se za prostorno kodiranje i u određenim opcijama snimanja, kao što je GMN (gradient moment nulling). U gradijent echo s sekvencama koriste se i za rephase spinova i stvaranje echo-a. Po definiciji, gradijent je jednostavno nagib, u ovom slučaju vrlo linearan nagib snage magnetskog polja kroz snimano područje u određenom smjeru. Da bismo razumjeli kako se snaga magnetskog polja može mijenjati, moramo razmotriti čimbenike koji mijenjaju snagu elektromagneta. Oni su: struja koja prolazi kroz namotaje, broj namotaja u zavojnici, promjer žice koja se koristi u namotajima, udaljenost ili razmak između namotaja.

Promjena bilo kojeg od prva tri faktora promijenila bi amplitudu ili snagu magnetskog polja induciranog oko zavojnice jednoliko. Za nagibanje magnetskog polja (tj. promjenu amplitude magnetskog polja s jednog kraja namotaja na drugi) teoretski bi se mogao promijeniti razmak između petlji. Na primjer, ako bi se petlje nalazile razmaknutije na jednom kraju, a gušće na drugom, snaga magnetskog polja bi se postupno mijenjala iz slabijeg u jače polje. U praksi, međutim, zavojnice su obično simetrične u dizajnu i oslanjaju se na raspored u tri odjeljka kako bi postigli gradijentno polje. Postoje brojne konfiguracije gradijentnih zavojnica. Da bismo razumjeli ovaj koncept, prvo je potrebno vizualizirati jednostavnu zavojnicu elektromagneta (slika 6.). Ova zavojnica ima 12 namotaja ravnomjerno raspoređenih i pričvršćenih na električni terminal na svakom kraju. Struja dakle teče u jednom smjeru kroz zavojnicu i rezultat smjera magnetskog polja može se pokazati pravilom desne ruke, u ovom slučaju slijeva udesno. Pravac puta je predstavljen točkicom i križem koji označava put prema promatraču odnosno izvan njega.





Slika 6. Shematski prikaz gradijenta

Izvor: <https://radiologykey.com/spatial-encoding/> Pristupljeno: 20.3.2020.

Ako je ovaj dizajn malo izmijenjen tako da uključuje treći terminal u sredini zavojnice polaritet terminala može se postaviti tako da struja teče u suprotnim smjerovima na svakom kraju zavojnice. To stvara dva magnetska polja istog, ali suprotnog smjera. Na desnoj strani sekundarna zavojnica stvara magnetsko polje u istom smjeru kao i  $B_0$  i stoga će dodati polje na ovom kraju otvora. Rezultat je gradijent magnetskog polja u smjeru Z duž otvora magneta. Stoga smjer struje koja teče kroz zavojnice određuje polaritet gradijenta, tj. koji kraj ima veću jačinu polja, a koji ima slabiju jačinu polja od izocentra.

Svaki put kad se uključi gradijent, kroz njega ide struja dok ne postigne maksimalnu snagu ili amplitudu, a zatim se isključi. Precesijska frekvencija magnetskog momenta ovisi o jakosti polja kojoj je izložena, dakle promjenom jačine polja linearno korištenjem gradijenta, precesijske frekvencije i faze magnetskog momenta također se linearno mijenjaju.

Ovako se gradijenti koriste za prostorno lociranje signala i rephase spinova. Gradijentne zavojnice su pokretane gradijentnim pojačalima. Greške u gradijentnim zavojnicama ili gradijentima pojačalima mogu rezultirati geometrijskim izobličenjima MR snimke.

Da bi se postigli ciljevi prostornog kodiranja, ponovnog fokusiranja i drugih zadataka tijekom akvizicije snimke u prihvatljivim vremenima snimanja, gradijentni sustavi moraju biti brzi i snažni. Za procjenu brzine i snage gradijenata, moraju se razumjeti karakteristike gradijenta. Te karakteristike gradijenta uključuju: jačinu gradijenta, brzinu gradijenta, kombinaciju snage i brzine i radni ciklus.

- Jačina gradijenta ili amplituda gradijenta određuje koliko je određeni gradijent strm ili jak. Mjeri se u mili Tesla po metru ( $\text{mT} / \text{m}$ ) ili gausima po centimetru  $\text{G} / \text{cm}$

- Brzina gradijenta ili vrijeme podizanja gradijenta (gradient rise time) definira vrijeme koje je potrebno da bi neki gradijent dostigao maksimalnu amplitudu. Vrijeme podizanja mjeri se u mikrosekundama ( $\mu\text{s}$ ).

- Brzina pomicanja određuje vrijeme koje je potrebno da bi neki gradijent dostigao maksimalnu amplitudu i koja je ta amplituda. Stupanj mirovanja je brzina i snaga gradijenta i mjeri se u jedinicama miliTesla po metru u sekundi ( $\text{mT} / \text{m} / \text{s}$ )

- Radni ciklus definira postotak vremena kojim se gradijentu dozvoljava djelovanje. Radni ciklus izražava se u postotnim jedinicama (%).

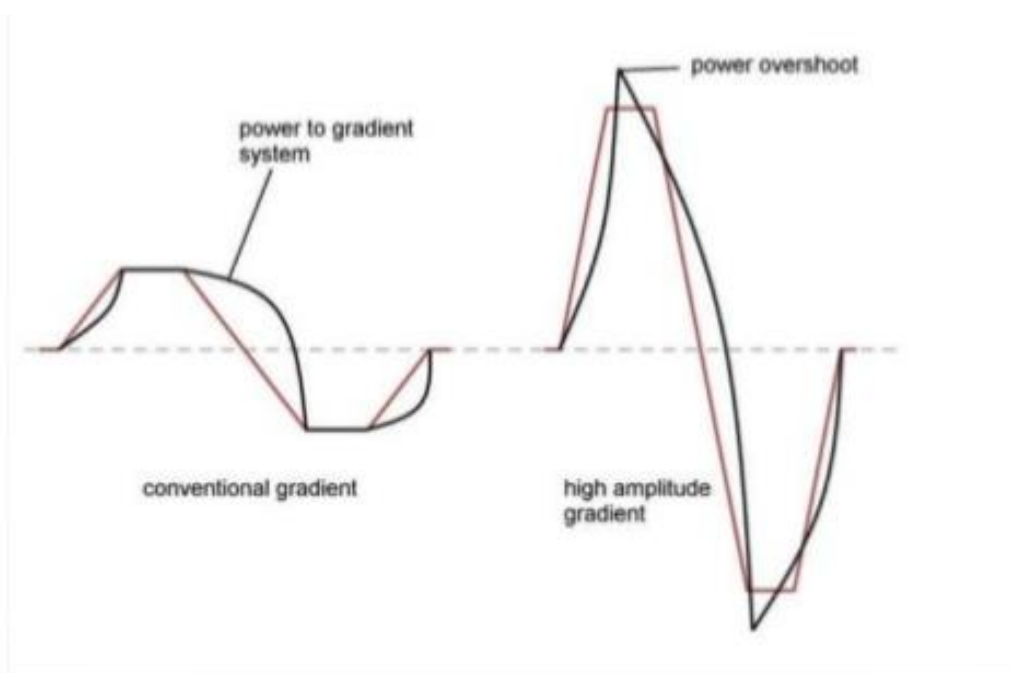
Amplitude gradijenta variraju, ali tipične snage gradijentna su između 10 i 40  $\text{mT} / \text{m}$ , ovisno o snazi gradijenata u sustavu. U gradijentnom sustavu od 10  $\text{mT} / \text{m}$  jačina magnetskog polja mijenja se 10  $\text{mT}$  na svakom metru duž polja gradijenta. U jačini gradijenta od 40  $\text{mT} / \text{m}$  jačina magnetskog polja mijenja se 40  $\text{mT}$  za svaki metar duž magnet. Maksimalna amplituda ili jačina gradijenta važna je kada je potrebna dobra prostorna rezolucija. Da bi se postigli mali vokseli koji su potrebni za dobru razlučivost, sva tri gradijenta moraju biti u stanju postići veliku amplitudu. Snaga gradijenata može se izraziti u

jedinicama G / cm ili mT / m, gdje je  $1 \text{ G / cm} = 10 \text{ m T / m}$ . Koliko brzo gradijent može postići određeni nagib gradijenta naziva se vremenom podizanja. To pokazuje koliko se brzo može uključiti i isključiti gradijent, a to zauzvrat utječe na vrijeme skeniranja. Vremena podizanja gradijenata su redoslijeda 120  $\mu\text{s}$ . Ako se vrijeme podizanja smanji, vrijeme se sprema u impulsni niz koji se zatim prevodi u kraća ukupna vremena snimanja.

Što je gradijent jači, to je duže potrebno da bi gradijent postigao tu snagu (duže vrijeme podizanja). Jačim gradijentima stoga uglavnom odgovaraju duža vremena podizanja, međutim postoje metode koje omogućuju kraća vremena podizanja. Poznavanje gradijentnih amplituda i vremena podizanja korisno je za razumijevanje karakteristika MR sustava. Na primjer, ako određeni sustav za snimanje ima gradijent s visokim amplitudnim gradijentom, nije učinkovit ako je vrijeme podizanja dugo. Suprotno tome, brzo vrijeme podizanja korisno je za smanjenje vremena snimanja, ali nije optimalno ako je amplituda gradijenta niska. Stoga za pravilno vrednovanje gradijentnih karakteristika amplituda i vrijeme podizanja se moraju mjeriti skupa. Ovo je mjerenje poznato kao nagnuta stopa. Tipične brzine nagiba gradijenta su u redoslijedu od 70 mT / m / s. Gradijenti velikih brzina mogu biti i do 200 mT / m / s. Neke istraživačke brzine približavaju se 240 mT / m / s, ali trenutno to može premašiti FDA smjernice za gradijentnu snagu. Kako se stope usporavanja povećavaju, mogućnost efekta vremenski promjenljivog magnetskog polja (time varied magnetic field - TVMF) se povećava. Radni ciklus se povećava sa smanjenjem broja okretaja, ali kako se radni ciklus povećava, zagrijavanje gradijenta može se povećati i broj mogućih slojeva smanjiti. Kod spin echo snimanja tipični radni ciklus iznosi 10%, dok je kod echo planarnih snimki (EPI) bliži 50% TR vremenskog intervala. Akustična buka koju stvara skener nastaje vibracijom gradijentnog seta. Veće vrijednosti amplitude gradijenta i brza aktivacija gradijenta stoga će povećavati buku. Stoga, uvođenjem jačih gradijenata, proizvođači modificiraju gradijentne sustave u pokušaju da smanje buku, što poznajemo kao tihe sustave. Bez obzira na gradijentni sustav, pacijentima i posjetiteljima u sobi za skeniranje tijekom snimanja uvijek se preporučuje zaštititi sluh korištenjem slušalica ili čepića za uši.

U balansiranom sustavu gradijenta, svaki gradijentni impuls uravnotežuje se jednakim, ali suprotnim gradijentnim impulsom. To je poznato kao bipolarni ili balansirani

gradijentni sustav. Na primjer, pozitivni gradijentni impuls slijedi negativni impuls za poništavanje promjena uzrokovanih pozitivnim dijelom ispod krivulje. Stoga, u uravnoteženom gradijentnom sustavu, površina ispod pozitivnog dijela ispod krivulje gradijenta jednaka je površini ispod negativnog dijela. Tijekom očitavanja, amplituda dijela ispod krivulje ograničena je rezolucijom odabranim FOV-om. Vrijeme kada radi gradijent određuje se širinom pojasa/očitavanja (readout/recv bandwidth). Ako se ovo vrijeme udvostruči primjenom pozitivnih i negativnih područja ispod krivulje iste amplitude i uzorkovanja, vrijeme se gubi unutar sekvence. Ovo izgubljeno vrijeme rezultira s manje slojeva ili, u slučaju FSE ili EPI, kraćim turbo faktorima i / ili manje slojeva. Međutim, budući da područje ispod krivulje mora biti jednako, negativno područje može imati veću amplitudu i kraće vrijeme uzorkovanja i još uvijek ispuniti taj uvjet. Ova asimetrična paradigma gradijenta omogućava uštedu vremena u sekvenci i samim time se može koristiti više slojeva ili turbo faktora. Ovo je način proizvodnje brzih gradijenata.



Slika 7. Grafički prikaz asimetričnog gradijenta

Izvor: <https://www.slideshare.net/ShahnawazKhan277/mri-gradient-coils> Pristupljeno:20.3.2020.

Da bi se postigle velike gradijentne amplitude s kraćim vremenima podizanja, trebaju se razmotriti modifikacije snage. Primjena dovoljne snage za stvaranje amplituda visokog gradijenta skraćuje vrijeme podizanja, ali donosi prekoračenje snage. Osim toga, visoke gradijentne amplitude omogućuju uravnoteženje područja ispod krivulje s visokom amplitudom, omogućujući uštedu vremena unutar pulsne sekvence. Stoga su za ultra brze i / ili ultra visoke rezolucije na snimkama potrebne veće amplitude gradijenta od 25 mT / m ili veće. Visoko energetske gradijenti s asimetričnim refokusiranjem područja ispod krivulje smanjit će vrijeme izgubljeno u sekvenci i rezultirati većom rezolucijom na brzim snimkama. Brzo prebacivanje gradijenta zahtijeva visokokvalitetna gradijentna pojačala. Rezonantni gradijentni sustavi koji osciliraju na određenoj frekvenciji omogućuju prikladnu alternativu. Takvi sustavi proizvode sinusoidni gradijent očitavanja, koji smanjuje gradijentne zahtjeve, ali često su nekompatibilni s drugim tehnikama snimanja koje nastaju promjenama gradijenta. Gradijenti stvaraju vremenski promjenjivo magnetsko polje što rezultira sigurnosnim pitanjima od kojih se neka preklapaju s onima u statičkim magnetskim poljima. Utjecaj gradijenata na pacijente i osoblje uključuje perifernu stimulaciju živaca, magnetofosfene i buku.

### 3.3.1. Biološki učinci

Biološki učinci povezani s promjenom magnetskih polja uključuju indukciju napona unutar vodiča ili unutar ljudskog tijela. Ovi naponi rezultiraju s nekoliko pojava, uključujući perifernu stimulaciju živaca i magnetofosfene. Mnoge su studije proučavale biološke učinke vremenski promjenljivih magnetskih polja jer postoje oko transformatora i visokonaponskih vodova. Zdravstvene posljedice nisu povezane sa snagom polja gradijenta, već s promjenama magnetskog polja koje uzrokuju inducirane struje. U MR-u postoji bojazan za živce, krvne žile i mišiće, koji djeluju kao vodiči u tijelu. Faradayev zakon indukcije kaže da promjena magnetskih polja inducira električni napon u bilo kojem provodnom mediju. Navedene struje proporcionalne su vodljivosti materijala i brzini promjene magnetskog polja.

U MR-u ovaj efekt određuju faktori kao što su trajanje pulsa, oblik vala, obrazac ponavljanja i raspodjela struje u tijelu. Inducirana struja veća je u perifernim tkivima, jer je amplituda gradijenta veća od magnetskog izocentera.

Utjecaji vremenski promjenjivih magnetskih polja za periferne živce ovise o jačini, brzini i trajanju gradijentnih impulsa. Biološki učinci koji se razlikuju u odnosu na trenutnu amplitudu uključuju reverzibilne promjene vida, srčanog ritma, promjene u biokemiji stanica i srastanju kosti. Kako se povećavaju amplituda i brzina gradijenta, utjecaj se povećava. Iz tog razloga, postoje određene vrste pulsnih sekvenci (EPI sekvence poput perfuzije, difuzije i BOLD - blood oxygen level dependent) koji predstavljaju povećan rizik od navedenih utjecaja. Učinci koji se povremeno javljaju tijekom MRI pregleda korištenjem eho planarnih tehnika uključuju blage kožne senzacije i nehotične kontrakcije mišića.

Ova pojava poznata je i kao stimulacija perifernih živaca. Granica FDA za polja gradijenta bila je 6 T / s za sve gradijente. U ovom slučaju je, dakle,  $\Delta B$  6 T, a  $\Delta T$  1 s. Pored toga, FDA je koristila za ograničenje polja aksijalnog gradijenta na 20 mT/m/s i vremena podizanja gradijenta na 120  $\mu$ s. EPI sekvence izazivaju najveću zabrinutost za navedene efekte jer se snažni gradijenti prebacuju brzo tijekom EPI akvizicije. Od srpnja 2004. godine, ta su ograničenja povećana tako da su snage gradijenta ograničene na one ispod one koje su dovoljne za stvaranje jake nelagode ili bolne stimulacije živaca.

Povremeno će pacijenti primijetiti neobične vizualne poremećaje tijekom MR snimanja. Vizualni efekti mogu se pojaviti kad se fosfati u mrežnici stimuliraju indukcijom vremenski promjenljivog magnetskog polja. Ovaj fenomen poznat je i kao magneto-fosfene te je opisan kao "zvijezdice u očima" ili se manifestira kao svjetlosni bljeskovi. Smatra se da je to posljedica stimulacije mrežnice vanjskim magnetskim poljem što je detaljnije opisano u dijelu rada o statičnim magnetskim poljima. Izbjegavanje fosfena mrežnice trebalo bi zaštititi od mogućih utjecaja na moždanu funkciju.

Pragovi fosfena su minimalno oko 20 Hz i brzo se povećavaju na višim i nižim frekvencijama, ispreplećući se s pragovima za perifernu i središnju živčanu stimulaciju, pri čemu bi trebale primijeniti ograničenja na perifernu stimulaciju živaca (38). Za radnike koji

nisu osposobljeni i koji možda nisu svjesni i ne kontroliraju svoj status izloženosti, osnovno ograničenje postavlja se na pragu fosfena kako bi se izbjegli prolazni, ali potencijalno uznemirujući učinci izloženosti. Za članove javnosti primjenjuje se redukcijski faktor 5 na prag fosfena.

Dok struja prolazi kroz gradijentne zavojnice tijekom snimanja, stvara se značajna količina buke. Iako se smatra da razina buke na većini komercijalnih sustava spada u preporučene sigurnosne smjernice, buka može uzrokovati neke povratne i nepovratne učinke. Ti efekti uključuju smetnje u komunikaciji, uznemirenost pacijenta, privremeni gubitak sluha i u bolesnika osjetljivih na oštećenje sluha trajni gubitak sluha. Zaštita sluha može biti u obliku čepića za uši ili slušalica. Čepići za uši prihvatljiv su i jeftin način zaštite sluha i treba ih redovito koristiti. Općenito govoreći, obični čepići za uši mogu ublažiti buku za 10 dB do 20 dB.

Mnogi MR sustavi uključuju i slušalice tako da pacijent može slušati glazbu tijekom skeniranja. Ove slušalice uglavnom poništavaju buku i pacijent više čuje glazbu, a ne gradijentnu buku. Nažalost, neke od ovih slušalica su velike u odnosu na veličinu zavojnice za glavu. Zbog toga bi radiološki tehnolog trebao obratiti posebnu pozornost da mogu stati i kako bi se osiguralo da slušalice pravilno pokrivaju uši. Proizvođači također poboljšavaju sustave tih gradijenata gdje postoji značajno smanjenje buke u gradijentu tijekom akvizicije snimke. Budući da je ova alternativa hardverska nadogradnja koja se nalazi unutar samog skenera, to može biti skupa opcija. Ovaj uređaj protiv buke poznat je i kao tihi gradijentni sustav. Ovi tihi gradijentni sustavi smanjuju buku i istovremeno omogućuju bolju komunikaciju između operatera i pacijenta.

### 3.4. Radiofrekventna elektromagnetska polja

Da bi se proizvele MR snimke, u sustav se mora dodati energija. Energija potrebna za stvaranje rezonancije spinova magnetsko aktivnih jezgri izražava se frekvencijom i može se izračunati Larmorovom jednadžbom

$$\omega_0 = B_0 \times \gamma$$

Gdje je  $\omega_0$  precesijska frekvencija tj. frekvencija kojom proton u jezgri vodika svojim gibanjem (koje nije spin) opisuje oblik stožca,  $B_0$  je jačina magnetskog polja uređaja, a  $\gamma$  je žiromagnetski faktor. To je konstanta i izražava se kao precesijska frekvencija specifične magnetsko aktivne jezgre pri 1 T. Jedinica žiromagnetskog faktora je, dakle, MHz/T. Žiromagnetski omjer vodika je 42,57 MHz/T. Ostale MR aktivne jezgre imaju različite žiromagnetske faktore, pa imaju i različite precesijske frekvencije pri istoj snazi polja. Osim toga, vodik ima različitu precesijsku frekvenciju s raznim jačinama polja. Na primjer kod:

- 1,5 T precesijska frekvencija vodika je 63,86 MHz ( $42,57 \text{ MHz} \times 1,5 \text{ T}$ )
- 3 T precesijska frekvencija vodika je 127,71 MHz ( $42,57 \text{ MHz} \times 3 \text{ T}$ )
- 7 T precesijska frekvencija vodika je 297,99 MHz ( $42,57 \text{ MHz} \times 7 \text{ T}$ ).

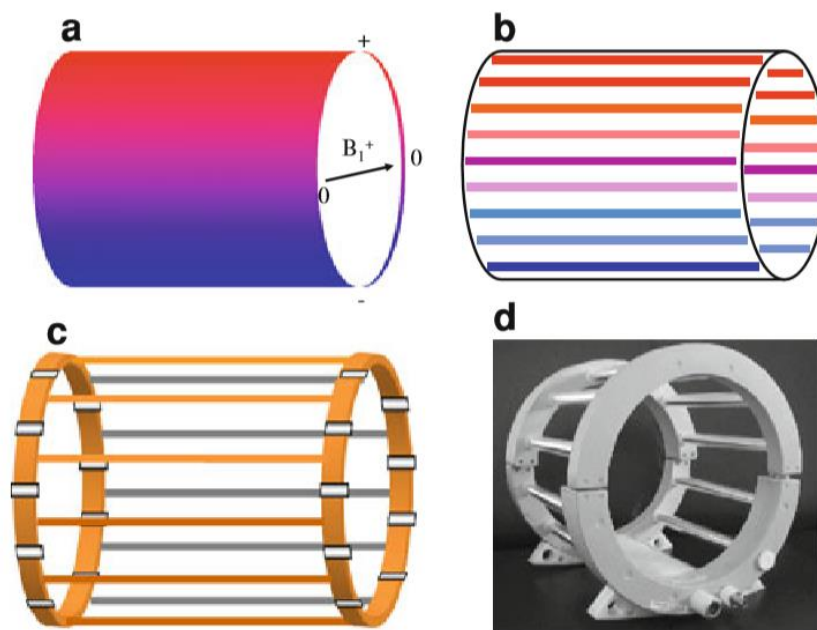
Pri jačinama magnetskih polja korištenim u MR-u, potrebna je energija unutar radiofrekvencijskog opsega elektromagnetskog spektra za pobuđivanje okreta tj. treba postići rezonanciju na određenoj frekvenciji. Kao što pokazuje Larmorova jednadžba, jačina magnetskog polja  $B_0$  proporcionalna je radiofrekvenciji  $\omega_0$ , čija je energija značajno manja od energije rtg zraka. Da bi nastala snimka, radiofrekvencija se mora najprije prenositi rezonantnom frekvencijom vodika. Poprečnu komponentu magnetiziranja stvorenu rezonancom mora tada registrirati zavojnica prijemnik.



Hardver potreban za postizanje rezonancije je sklop radiofrekventnih zavojnica, koji uključuje zavojnice radiofrekventnog odašiljača i zavojnice radiofrekventnih prijemnika. Zavojnice koje prenose signale poznate su kao radiofrekventne odašiljačke zavojnice (transmitter), a one koje detektiraju signal su radiofrekventne prijemne zavojnice (receiver). Postoje zavojnice koje i odašilju i primaju signal poznate kao primopredajnici (transceiver).

Energija se prenosi na rezonantnoj frekvenciji vodika u obliku kratkog intenzivnog izboja elektromagnetskog zračenja poznatog kao radio frekvencijski puls. To se postiže radiofrekventnim odašiljačem koji odašilje radio valove s dovoljno energije za stvaranje fazne koherencije i pretvaranje nekih od spinova iz niskoenergetskog u visokoenergetsko. Ovaj RF impuls prenosi magnetski vektor iz položaja duž osi Z u poprečnu X, Y ravninu. Takav se impuls naziva  $90^\circ$  radiofrekventni impuls.  $90^\circ$  radiofrekventni impuls stvara se oscilirajućim sekundarnim magnetskim poljem ( $B_1$ ) koje nastaje kao rezultat protoka izmjenične struje kroz žicu zavojnice koja se naziva zavojnica radiofrekventnog odašiljača.

Primarni radiofrekventni odašiljač u MR sustavu najbliža je komponenta otvoru magneta. Kolokvijalno poznat kao tjelesna zavojnica (body coil), ovaj cilindrični niz vodljivih zavojnica može prenositi i primati radiofrekventne impulse. Ovaj primopredajnik povezan je s radiofrekventnim sintetizatorom, računalno upravljanim uređajem koji digitalno konstruira visokofrekventni sinusni val koji zatim prolazi kroz digitalno - analogni pretvarač. Rezultat je oscilirajuća struja u primopredajniku, koja zauzvrat stvara radiofrekventni impuls pod  $90^\circ$  prema glavnom magnetskom polju. Ovo je elektromagnetski val, čija se magnetska komponenta naziva  $B_1$ .



Slika 8. Građa radiofrekventne zavojnice

Izvor: <https://www.semanticscholar.org/paper/Specific-Absorption-Rate-Measurement-of-Birdcage-Kawamura-Saito/302642050d7484e77016f5d42a52e6cf4cf0b2ea> Pristupljeno: 22.3.2020.

Da bi se stvorilo savršeno ujednačeno radiofrekventno emisijsko polje u transverzalnoj ravnini (slika 8. prikazano strelicom), raspodjela struje oko površine cilindra trebala bi imati sinusoidnu raspodjelu, s maksimalnom pozitivnom vrijednošću (crvena) na vrhu cilindra, nulta vrijednost na svakoj strani i maksimalna negativna vrijednost (tamno plava) na dnu. Određena aproksimacija kontinuirane raspodjele struje sastoji se od niza provodnih šipki, podjednako raspoređenih po periferiji cilindra (Slika 8. b). Da bi se postigla željena raspodjela struje na protonskoj rezonantnoj frekvenciji, oko zavojnice se raspodjeljuje niz kondenzatora jednake vrijednosti. Kondenzatori se obično postavljaju u krajnje prstenove, čime se izrađuje "high-pass" dizajn ptičjeg kaveza, ali se alternativno mogu smjestiti u trake koje predstavljaju "low-pass" dizajn (Slika 8. c).

Radiofrekventni prijenos nije rezerviran samo za tjelesnu zavojnicu, u mnogim sustavima postoje zavojnice koje su također sposobne odašiljati radiofrekventne impulse kao što su zavojnica za glavu, koja može biti u obliku sedla ili konfiguracije ptičjeg kaveza i

zavojnice ekstremiteta, koje su obično u obliku sedla i prilagođene su veličini koljena odrasle osobe. Zavojnice ekstremiteta obično se koriste za prikaz donjih ekstremiteta (koljeno, gležanj, stopalo), ali se mogu koristiti i za prikaz gornjih ekstremiteta (lakat i ručni zglob).

Kada pogledamo dizajn velike tjelesne zavojnice, također se mora uzeti u obzir konačna valna duljina radiofrekventnog vala u samom bakrenom vodiču (39). Na primjer, dužina tjelesne zavojnice obično je 65 cm, što predstavlja duljinu jedne šipke. Elektromagnetska valna duljina u bakrenom vodiču na 3 T je približno 2,35 m, što znači da je duljina svake šipke jedna četvrtina valne duljine (40). To znači da će biti značajna razlika u struji i naponima s jednog kraja šipke do drugog i to će uzrokovati značajne prostorne nehomogenosti u nastalom polju. Najučinkovitija veličina za antenu u smislu odašiljanja energije je polovina valne duljine. Kako se dimenzije bilo koje strukture unutar radiofrekventne zavojnice približavaju ovoj vrijednosti, povećava se količina odaslane energije. Stoga je potrebna metoda kojom se postiže da struktura radiofrekventne zavojnice izgleda kao da je električno kraća nego što je zaista i fizički. Najjednostavnija metoda je raščlanjivanje svake šipke na nekoliko pojedinačnih dijelova, od kojih je svaki povezan kondenzatorom. Sada je svaki segment znatno manji od valne duljine jedne četvrtine, kondenzatori učinkovito "resetiraju" fazu struje i napona za svaki segment, a gubici zračenja znatno se smanjuju.

Da bi se osigurao maksimalni prijenos snage i učinkovita prijemna impedancija mora se također provesti podudaranje zavojnice. Budući da izlazi pojačala i kablovi za prijenos imaju impedanciju  $50 \Omega$ , to je impedancija na koju se zavojnica podudara na frekvenciji protonske rezonancije (41). Uravnotežena mreža za podudaranje impedancije koristi se za smanjenje gubitaka električnog polja u uzorku, a najčešći je standard pi-podudarajuća mreža.

Konačno, kao što je ranije naznačeno, cilj radiofrekventne zavojnice je koncentriranje  $B_1$  polja unutar pacijenta i minimiziranje količine energije zračene prema van. Radiofrekventna zaštita postavljena je oko zavojnice u obliku ptičjeg kaveza da bi se to

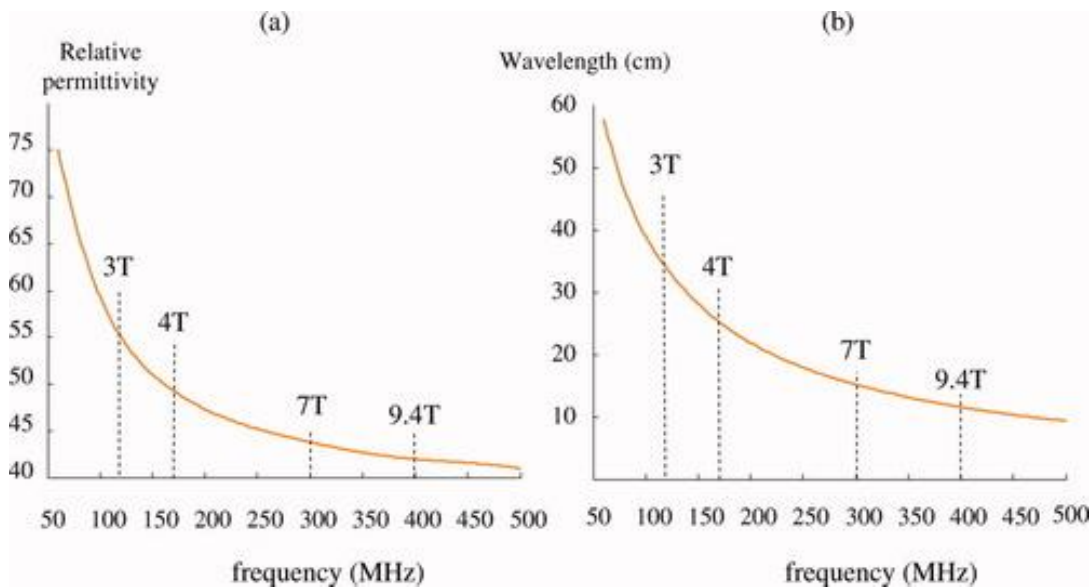
postiglo. Ovaj štit izrađen je od tankog bakra (čvrstog ili mrežastog) da se izbjegne stvaranje vrtložne struje koje nastaju paljenjem i gašenjem gradijenta.

Kako se jačina polja povećava iznad 3 T, postoje prednosti korištenja različite geometrije koja se naziva rezonator transverzalnog elektromagnetskog moda (TEM) kao zavojnice tijela (42). Iako su građom prilično slične, s tim da svaka ima nekoliko pojedinačnih šipki i zaštita, dvije osnovne razlike između TEM-a i zavojnice u obliku kaveza za ptice su da prva koristi raspodijeljeni kapacitet za šipke, a ne niz diskretnih kondenzatora, formiranjem svake šipke od cjevaste strukture s unutarnjim i vanjskim vodičem razdvojenim dielektričnim materijalom kao što je teflon i zaštita je povezana sa svakim pojedinom šipkom, tako formirajući povezani dio strukture, a ne "lebdi" kao u dizajnu ptičjeg kaveza. Za prednosti i mane svakog dizajna postoji rasprava unutar zajednice koja se bavi radiofrekventnim zavojnicama, ali oba dizajna daju izvrsnu efikasnost i homogenost odaslanog polja na 1,5 i 3 T, a TEM se također pokazao vrlo učinkovitim kod 7 T.

#### 3.4.1. Izazovi dizajna RF zavojnica jakih polja

U mnogim tekstovima o modalitetima medicinskih snimanja često se navodi kako MR ne pati od efekata vezanih uz penetraciju kroz tijelo za razliku od primjerice ultrazvuka. Međutim, to je istina samo ako je valna duljina radiofrekventnog vala mnogo veća od dimenzija tijela. Valna duljina u određenom mediju diktira fizikalno svojstvo poznato kao relativna dielektrična konstanta, koja se naziva i relativna permitivnost ( $\epsilon_r$ ). Radiofrekventna valna duljina u tkivu je dana:

$$\lambda_{\text{tkivo}} \propto \frac{1}{f\sqrt{\epsilon_r}}$$



Slika 9. Relativna dielektrična konstanta tkiva

Izvor: <https://onlinelibrary.wiley.com/cms/attachment/abe66e1a-fe6e-4930-84f3-3239bdcf56f3/mfig024.jpg>  
 Pristupljeno: 22.3.2020.

Slika 9. pokazuje da se relativna dielektrična konstanta tkiva, u ovom slučaju mišića, smanjuje frekvencijom. Koristeći prethodnu jednadžbu odgovarajuća elektromagnetska valna dužina je prikazana kao funkcija frekvencije. Na Slici 9. b. Radiofrekventne valne duljine na 1,5, 3, 7 i 9,4 Tesla su približno 55, 30, 13 i 10 cm. Slične vrijednosti nalaze se za tkiva poput bijele i sive tvari u mozgu

Razlog zašto kratke valne duljine stvaraju probleme može se shvatiti razmatranjem jednostavnog primjera. Kao što je prethodno prikazano, volumne zavojnice poput zavojnice ptičjeg kaveza imaju električne struje jednakih magnitude, ali suprotnog polariteta koje teku kroz šipke na suprotnim stranama zavojnice. U simetričnom uzorku, to može stvoriti obrazac „stojećeg vala“ s konstruktivnim interferencijama blizu središta uzorka i s područjima destruktivnih smetnji na udaljenosti od približno jedne četvrtine valne duljine. Kao što je prikazano na slici 9, pri frekvencijama protonske rezonancije za 1,5 i 3 T valna duljina tkiva je velika u usporedbi s dimenzijama tijela, pa ove regije destruktivnih interferencija leže

izvan volumena slike i samim time nisu zabrinjavajući. Na 300 MHz (7T)  $\lambda$  je u mozgu samo približno 13 cm, pa dolazi do područja konstruktivnih i destruktivnih interferencija.

Drugi razlog koji utječe na raspodjelu  $B_1^+$  polja je vodljivost tkiva ( $\sigma$ ). Dok električna propusnost uzorka dovodi do prostorno ovisnog faznog pomaka  $B_1^+$  polja,  $\sigma$  uvodi učinkovit pojam prigušivanja koji smanjuje jačinu radiofrekventnog polja prodirući kroz tkivo. U usporedbi s efektima valne duljine zbog tkiva. U usporedbi s efektima valne duljine zbog tkivnih dielektričnih svojstava, vodljivost ima relativno mali utjecaj na širenje radiofrekventnog vala, iako treba naglasiti da se vodljivost mišića povećava za približno 25% s 1,5 na 7 T (43). Glavni učinci provodnosti tkiva su SAR i zagrijavanje tijela.

### 3.4.2. SAR

Pored nehomogenosti magnetskog polja, drugi veliki izazov kod MR jakih polja je grijanje koje proizvodi radiofrekventno električno polje u tijelu (44). SAR (specific absorption rate – specifična apsorpcijska stopa) je proporcionalan kvadratu magnetskog polja  $B_0$  te je na uređajima od 3 T do 4 puta veći od onih na 1,5 T što je dodatan razlog za oprez. Osnove elektromagnetizma pokazuju da mora postojati radiofrekventno električno polje povezano s bilo kojim radiofrekventnim magnetskim poljem, a to električno polje proizvodi električne struje u vodljivim tkivima. Energija pohranjena u tijelu može se izračunati vrlo jednostavno kao SAR dan u Watt-ima po kilogramu tkiva:

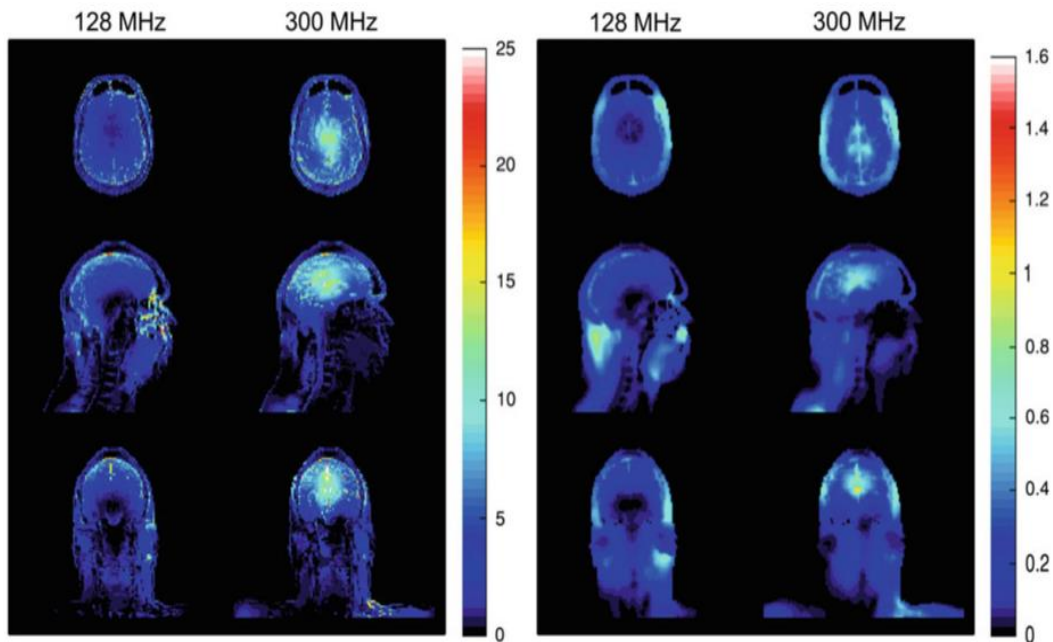
$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} |E|^2$$

gdje je  $\sigma$  vodljivost tkiva, a  $\rho$  gustoća materijala. Postoje stroge regulatorne smjernice o tim vrijednostima (45) u pogledu vršnih i trenutnih prosječnih vrijednosti za lokalna i globalna područja od interesa. Europski i australski propisi ograničavaju SAR za cijelo tijelo

na 1,5 W/kg u prosjeku tijekom 15 min (ili 4 W/kg za ono što se naziva prva operativna granica kontrole), SAR glave na 3 W/kg u prosjeku tijekom 10 min, a lokalni SAR za bilo koji 1 g tkiva do 8 W/kg za glavu, torzo i 12 W/kg u ekstremitetima (oba prosječno u trajanju od 5 minuta). Ograničenja u SAD-u (FDA) su slična: trenutni SAR ne smije prijeći 4 W / kg u prosjeku za cijelu glavu, 8 W/kg za trup ili 12 W/kg za ekstremitete. Slabo perfuzirana tkiva ograničena su na lokalni SAR na 10 g tkiva od 10 W/kg, prosječno tijekom 10 minuta. Za trudnice, dojenčad i bolesnike s vaskularnim nedostatkom FDA preporučuje smanjenje SAR-a za faktor dva.

Budući da je SAR in vivo vrlo teško izmjeriti, elektromagnetske simulacije igraju vrlo važnu ulogu u određivanju gdje se vjerojatno pojavljuje grijanje tijela, a posebno tamo gdje se mogu stvoriti vruće točke “hot spots“ (46). Razvijen je niz različitih modela tijela, u kojima je tijelo segmentirano na široki spektar tkiva, od kojih svaki ima povezanu vrijednost vodljivosti i propusnosti. Veliki broj dobavljača nudi sofisticirane pakete za elektromagnetsko modeliranje, a svaki koristi malo drugačiju metodu za izračunavanje električnih polja i SAR-a, iako se većina temelji na algoritmima konačnih razlika vremenskih domena (FDTD - finite difference time domain).

Uz SAR, druga važna fiziološka mjera je porast temperature ( $\Delta T$ ) koji nastaje djelovanjem energije koja se taloži u tijelu. Porast temperature ne ovisi samo o SAR-u, već i o toplinskoj vodljivosti tkiva i količini perfuzije krvi što pomaže u smanjenju porasta temperature. Na primjer, u glavi posebno zabrinjavajuće su očne jabučice koje imaju relativno visoku vodljivost, stvarajući visok SAR, ali vrlo nisku perfuziju, što znači da se bilo koje nakupljanje topline ne može lako izgubiti. Teoretske vrijednosti temperaturnih karata mogu se dobiti pomoću Pennes-ove jednadžbe za biološko grijanje (47).



Slika 10. SAR raspodjela u mozgu na 3 i 7 Tesla, pokazujući vrlo različite obrasce grijanja na dvije različite frekvencije (Collins i sur., 2004).

Izvor: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jmri.20041> Pristupljeno: 22.3.2020.

Međunarodna elektrotehnička komisija (IEC - International Electrotechnical Commission) SAR ograničenja nekih europskih zemalja:

Ograničenja su prosjek tijekom 6 minuta.

- Razina 0 (uobičajeni način rada): cijelo tijelo 2W/kg, glava 3,2 W/kg, glava ili trup (lokalni) 10W/kg, ekstremiteti 20W/kg
- Razina I (prvi radni način upravljanja): cijelo tijelo 4W/kg, glava 3,2 W/kg, glava ili trup 10W/kg, ekstremiteti 20W/kg
- Razina II (drugi način rada s kontroliranim nivoom): sve vrijednosti su više od vrijednosti I razine.



### 3.4.3. RF efekt antene

Radiofrekvencijska polja mogu biti odgovorna za opasnosti od opekline zbog električnih struja koje nastaju u provodljivim petljama. MR opremu kao što su EKG elektrode i površinske zavojnice stoga treba koristiti s velikim oprezom. Pri korištenju površinske zavojnice operator mora biti oprezan kako bi spriječio da bilo koji električno provodljivi materijal, tj. kabl površinske zavojnice, ne stvori provodnu petlju sa sobom ili sa pacijentom. Tkivo ili odjeća mogu se zapaliti neizoliranim kablovima. Spajanje zavojnice odašiljača na zavojnice koje primaju signal također može uzrokovati ozbiljne toplinske ozljede. Trebalo bi vršiti rutinske provjere površinskih zavojnica kako bi se osiguralo pravilno funkcioniranje. Na konferenciji na kojoj su predstavili biološke učinke i sigurnosne aspekte MR-a, New York Academy of Science preporučila je da žice korištene u MR sustavima za obradu slike budu električno i toplinski izolirane.

### 3.5. Postupnici MR sigurnosti

Što se tiče sigurnosti pri MR pretragama, kako njihovoj implementaciji tako i njihovom stavljanju u oblike postupnika, najkompletnije su pristupile SAD-e koje redovito i osvježavaju pravilnike ovisno o novim metodama pregleda, kao što su uvođenje 7 T sustava u kliničku upotrebu te revidirajući postojeća saznanja novim istraživanjima. Europa, što se tiče sigurnosti pri MR pretragama, kaska i uglavnom se nadovezuju na već ustaljene američke postupnike. Što se tiče RH slijedimo inercijom stvari Europsku praksu. Kada su postupnici u pitanju navedeno je, kako u Američkom tako i Europskom izdanju, da bi svaka država za sebe trebala donijeti postupnike ovisno o zakonskom okviru u kojem djeluje.

Iako je potrebno utvrditi, uspostaviti i održavati MR sigurnosne postupnike i procedure za svaku državu posebno neke procedure i postupnici bi se mogli svesti pod zajednički nazivnik:

1. Svi klinički i istraživački prostori koji se koriste MR-om, bez obzira na oblik MR ili snagu, uključujući namjene za dijagnostičke, istraživačke, interventne ili kirurške primjene, trebaju održavati sigurnosne postupnike.
2. Ovi se postupnici i procedure također trebaju revidirati istodobno s uvođenjem bilo kakvih značajnih promjena u sigurnosnim parametrima MR-a (npr., dodavanjem bržih ili jačih gradijentnih mogućnosti ili višim vrijednostima RF valova) i ažurirati prema potrebi. U ovom postupku recenzije trebali bi se uzeti u obzir nacionalni i međunarodni standardi i preporuke prije uspostavljanja lokalnih smjernica, postupnika i procedura.
3. Svako mjesto trebalo bi imenovati osobu za MR čije će odgovornosti uključivati osiguranje uspostavljanja i održavanja smjernica sigurnih procedura za MR proizašlih ovim smjernicama, a kojih bi se trebali pridržavati svi uposlenici u svakom trenutku.
4. Treba uspostaviti postupke kako bi se osiguralo da se svi opasni događaji, incidenti povezani sa sigurnosti MR-a ili "skoro pa incidenti" koji se dogode na mjestu MR-a pravovremeno prijave ovoj odgovornoj osobi (npr. u roku od 24 sati ili jedan radni dan od njihove pojave) koji se koriste u neprekidnim naporima na poboljšanju kvalitete (48).

### 3.5.1. Ograničenje pristupa mjestu – Zoniranje

Dio za MR pretrage konceptualno je podijeljeno u četiri zone (slika 11.)

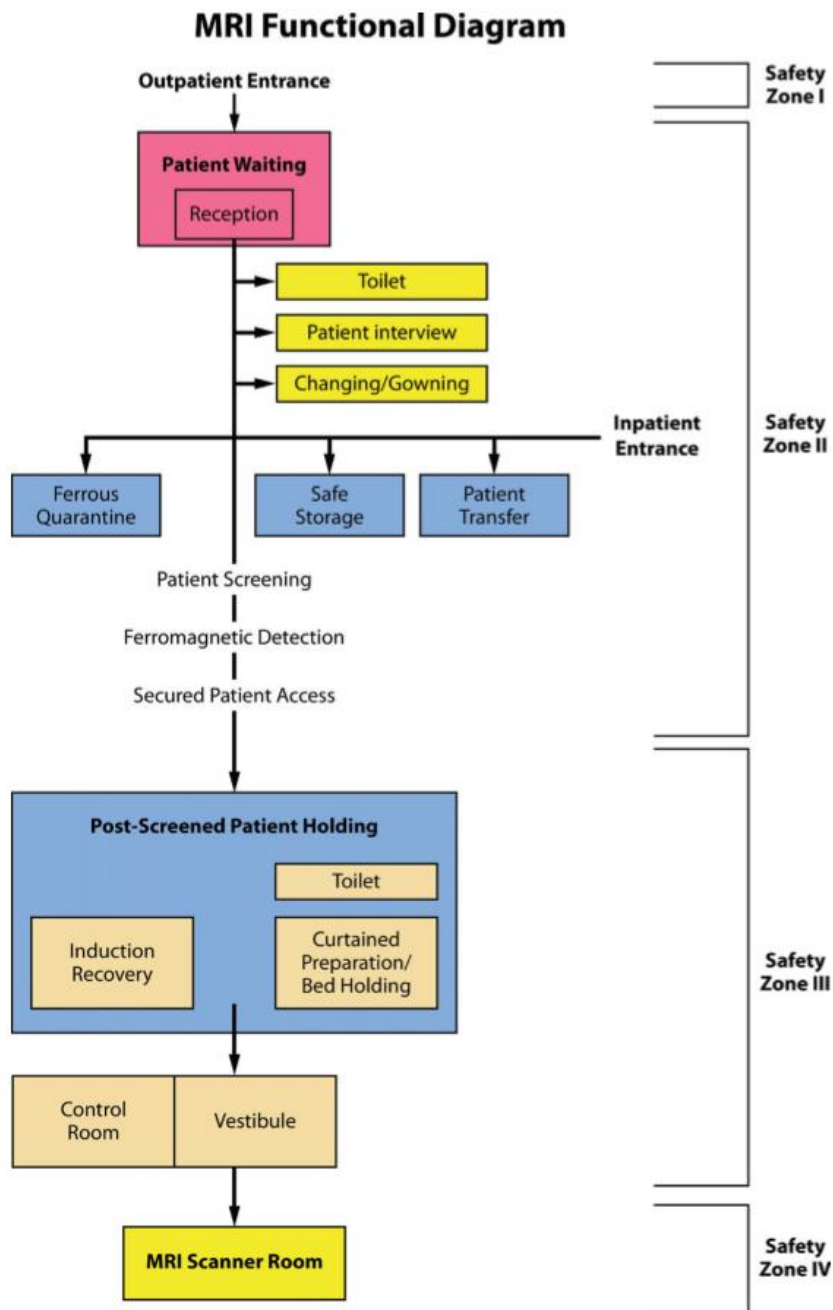
Zona I: Ova regija uključuje sva područja koja su slobodno dostupna široj javnosti. Ovo je područje obično izvan samog MR okruženja i područje kroz koje pacijenti, zdravstveno osoblje i ostali zaposlenici na MR mjesta pristupaju okruženju MR-a.

Zona II: Ovo područje je sučelje između javno dostupne, nekontrolirane zone I, i strogo kontroliranih zona III i IV. Obično se pacijenti dočekuju u zoni II i ne mogu se slobodno kretati kroz II zonu, već su pod nadzorom MR osoblja. U zoni II se obično dobivaju odgovori na MR preglede, povijest bolesnika, itd.

Zona III: Ovo područje u kojem slobodan pristup nepregledanog osoblja koje ne radi na MR-u ili feromagnetskih predmeta ili opreme može rezultirati ozbiljnim ozljedama ili smrću kao rezultat interakcije između pojedinaca ili opreme i MR skenera. Ove interakcije uključuju, ali nisu ograničene na, one koje uključuju statično i vremenski ovisno magnetsko polje. Cjelokupan pristup zoni III treba strogo ograničiti, s pristupom regijama unutar nje u potpunosti pod nadzorom MR osoblja. Osoblje koje radi s MR-om (uglavnom, ali ne nužno samo, radiološki tehnolozi), mora se zadužiti za osiguravanje pridržavanja ovih smjernica o sigurnoj praksi MR zbog sigurnosti pacijenata i ostalog osoblja, zdravstvenog osoblja, i same opreme.

Ova funkcija MR osoblja izravno je pod nadležnošću i odgovornošću liječnika na MR-u. Područja zone III trebala bi biti fizički ograničena od pristupa javnosti općenito, na primjer, bravama s ključevima, sustavom s RF karticama ili bilo kojom drugom pouzdanom, fizički ograničavajućom metodom koja može razlikovati osoblje koje radi na MR-u od osoblja koje to nije. Upotreba ukucavanja šifri nije preporučena jer kombinacije često postaju šire dostupne nego što je bilo prvotno namijenjeno, što rezultira kršenjem ograničenja pristupa mjestu. Samo osoblje MR-a treba imati slobodan pristup, kao što su RF kartice ili ključevi, do zone III. Ne bi trebalo biti iznimaka od ovih smjernica. To se posebno odnosi na administraciju, liječnike, portire ili ostalo osoblje koje ne radi s MR-om.

Osoblju koje ne radi na MR-u ne smije imati pristup zoni III sve dok ne prođu odgovarajuću edukaciju i obuku kako bi i sami postali osoblje koje radi MR-om. Zona III, ili barem područje unutar kojeg jačina statičkog magnetskog polja prelazi 5 Gaussa treba biti razgraničeno i jasno označeno kao potencijalno opasno. Budući da se magnetska polja šire prostorom u 3 dimenzije, područja pristupa kontroliranim zonama III mogu se projicirati kroz podove i stropove MR prostorije, donoseći opasnosti od magnetskog polja i za ljude na drugim katovima od onog gdje je MR uređaj (49).



Slika 11. Shematski prikaz zoniranja

Izvor:

[https://www.researchgate.net/publication/235367760\\_ACR\\_guidance\\_document\\_on\\_MR\\_safe\\_practices\\_201](https://www.researchgate.net/publication/235367760_ACR_guidance_document_on_MR_safe_practices_201)

3 Pristupljeno: 25.3.2020.

Zone opasnosti od magnetskog polja trebaju biti jasno definirane, čak i u obično nekorištenim područjima kao što su krovovi ili skladišta, a pristup tim područjima trebao bi na sličan način biti ograničen od osoblja koje nije ne radi na MR-u, kao da se radi o zoni III. Iz tog razloga, jakost magnetskog polja za sve MRI sustave treba analizirati u vertikalnom presjeku kao i u vodoravnom, identificirajući područja iznad ili ispod, uz područja na istoj razini, gdje osobe mogu biti izložene riziku interakcije s magnetskim poljem.

Zona IV: Ovo je područje sinonim za samu prostoriju gdje se nalazi MR uređaj, tj. fizički prostor unutar kojeg se on nalazi. Zona IV, po definiciji, uvijek se nalazi unutar zone III, jer MR magnet i pripadajuće magnetsko polje stvaraju potrebu za postojanjem zone III. Zona IV također bi trebala biti jasno označena kao potencijalno opasna zbog prisutnosti vrlo jakih magnetskih polja (50). Kao dio ograničenja područja zone IV, trebalo bi osigurati izravno vizualno promatranje osoblja koje radi u MR-u za pristup u zonu IV. Samo radiološki tehnolozi na MR-u morali bi izravno promatrati i kontrolirati s mjesta na kojem se nalaze ili video nadzorom, ulaza ili pristupnih putova u zonu IV sa svojih uobičajenih položaja kada bi bili smješteni za svojim stolovima u kontrolnoj sobi. Zona IV trebala bi biti jasno označena crvenim svjetlom i osvijetljenim znakom na kojem piše: "Magnet je uključen". U idealnom slučaju, signalizacija treba obavijestiti javnost da je magnetsko polje aktivno čak i kada je napajanje zgrade isključeno. Ovo svjetlo i znak trebaju biti osvijetljeni u svako doba i treba im osigurati rezervni izvor energije na akumulator kako bi i dalje svijetlio u slučaju gubitka napajanja.

U slučaju srčanog ili respiratornog zastoja ili druge medicinske nužde unutar zone IV za koju je potrebna hitna medicinska intervencija ili oživljavanje, odgovarajuće obučeno i certificirano MR osoblje treba odmah započeti osnovne procedure za održavanje života, kako to zahtijeva situacija dok se pacijent hitno uklanja iz zone IV na unaprijed određeno, sigurno od magneta mjesto. Treba se usredotočiti na stabiliziranje (npr. osnovno održavanje života masažom srca i ručnom ventilacijom), a zatim evakuaciju pacijenta što je brže i sigurnije moguće iz magnetskog okruženja što bi u konačnici moglo onemogućiti uspješnu reanimaciju. Nadalje, iz logističkih sigurnosnih razloga pacijenta treba uvijek premjestiti iz zone IV na već određeno mjesto gdje se nastavljaju puni naponi oživljavanja. Gašenje

magneta (quench) se ne preporučuje rutinski kod zastoja srca ili dišnog sustava ili drugih hitnih medicinskih slučajeva, jer gašenje magneta i rušenje magnetskog polja može potrajati više od minute. Nadalje, budući da gašenje magnetskog polja teoretski može biti opasno, idealno bi bilo da se evakuira soba s magnetom, kad je to moguće, radi gašenja magnetskog polja. Trebalo bi radije iskoristiti to vrijeme kako bi započeli oživljavanje ili održavanje života prebacujući pacijenta iz zone IV na mjesto gdje jačina magnetskog polja nije dovoljna da bude medicinski zabrinjavajuća. Zabrane za zone III i IV trebalo bi se pridržavati za vrijeme oživljavanja i drugim hitnim situacijama radi zaštite svih uključenih u taj proces.

### 3.5.2. MR osoblje i ne-MR osoblje

Svi koji rade u najmanje zoni III trebaju proći barem jedno od predavanja o MR sigurnosti ili poslušati unaprijed snimljene prezentacije koje je odobrila osoba zadužena za sigurnost na MR (51). Znanje treba obnavljati najmanje jednom godišnje, a za potvrdu o obrazovanju treba osigurati odgovarajuću dokumentaciju nakon čega će te osobe biti nazvane osobljem MR-a. Postoje dvije razine osoblja MR-a:

Osoblje MR-a 1. razine: Oni koji su prošli minimalno sigurnosno obrazovanje kako bi osigurali vlastitu sigurnost tijekom rada u zoni III.

MR osoblje razine 2: Oni koji su opsežnije osposobljeni i educirani o širim aspektima pitanja sigurnosti MR-a, uključujući, na primjer, pitanja koja se odnose na potencijal toplinskog opterećenja ili opekline i izravne neuro-muskularne ekscitacije zbog brzo mijenjajućih gradijenata.

Odgovornost je glavne osobe odgovorne za MR sigurnost ne samo da provede potrebnu obuku, već i prepozna one pojedince koji se kvalificiraju kao osoblje MR razine 2. Podrazumijeva se da će glavna odgovorna osoba za MR sigurnost imati potrebno obrazovanje i iskustvo u MR sigurnosti kako bi se kvalificirao kao osoblje MR razine 2. Svi oni koji nisu uspješno ispunili ove smjernice o sigurnosnim uputama za MR nadalje ćemo oslovljavati kao ne-MR osoblje. Posebno, ne-MR osoblje bit će naziv koja se koristi za označavanje bilo kojeg pojedinca ili grupe koja u prethodnih 12 mjeseci nije prošla određeno formalno

osposobljavanje iz sigurnosti MR-a koje je odredila glavna odgovorna osoba za sigurnost MR-a toga kolektiva.

Sve ne-MR osoblje koje želi ući u zonu III prvo mora proći postupak provjere stanja sigurnosti. Samo osoblje MR-a ovlašteno je za obavljanje sigurnosnog upitnika prije nego što ne-MR osoblju dozvoli ulaz u zonu III. Proces pregleda i obrasci probira za pacijente, ne-MR osoblje i MR osoblje treba biti u osnovi identično. Konkretno, treba pretpostaviti da nadzirano osoblje koje nije MR, zdravstveni radnici ili osoblje MR-a mogu ući u otvor MR uređaja tijekom postupka snimanja (52). Primjeri toga mogu uključivati ako pedijatrijski pacijent plače za majkom, koja se tada nagne u otvor ili ako se anesteziolog nagne da ručno ventilira pacijenta u slučaju problema.

Upotreba konvencionalnih detektora metala u MR radnim okruženjima koja ne razlikuju željezne i neferomagnetske materijale nije preporučljiva. Razlozi za ovu preporuku protiv upotrebe konvencionalnih detektora metala uključuju, između ostalog: Različite i promjenjive postavke osjetljivosti, vještine operatera mogu biti različite, današnji konvencionalni detektori metala ne mogu otkriti potencijalno opasne fragmente metala u orbiti ili u blizini leđne moždine ili srca. Današnji konvencionalni detektori metala ne razlikuju feromagnetske i neferomagnetske metalne predmete, implantate ili strana tijela. Detektori metala ne bi trebali biti potrebni za otkrivanje velikih metalnih predmeta, poput spremnika s kisikom. Očekuje se da će ovi predmeti biti otkriveni i fizički uklonjeni tijekom rutinskog pregleda bolesnika. Međutim, trenutno su dostupni i feromagnetski detektori za otkrivanje koji su jednostavni za uporabu, a koji mogu otkriti čak i vrlo male feromagnetske objekte i razlikovati feromagnetske i neferomagnetske materijale. Iako se upotreba konvencionalnih detektora metala ne preporučuje, upotreba feromagnetskih sustava detekcije preporučuje se kao dodatak temeljitom i savjesnom pregledu osoba i uređaja koji pristupaju zoni IV. Treba ponoviti da njihova upotreba ni na koji način ne zamjenjuje temeljitu praksu pregleda, koja bi se radije trebala samo nadopuniti njihovom uporabom.

Osoblje koje je ne-MR trebalo bi biti pod neposrednim nadzorom i u vizualnom ili verbalnom kontaktu s jednom posebno određenom osobom MR nivoa 2 tijekom cijelog njihovog boravka unutar zone III ili IV. Međutim, prihvatljivo je dok su u svlačionici ili toaletu u zoni III bez vizualnog kontakta sve dok osoblje i pacijent mogu usmeno komunicirati. MR osoblju prve razine dozvoljeno je samostalno kretanje kroz zone III i IV. MR osoblju razine 1 također je dopušteno da prate ne-MR osobe kroz cijelu zonu III, isključujući zonu IV. Međutim, osoblju MR nivoa 1 nije dopušteno biti odgovornim za ne-MR osoblje u zoni IV. U slučaju promjene smjene, odmora za ručak itd., osoblje MR-a razine 2 ne prestaje nadgledanje ne-MR osoblja, koje je još uvijek u III ili IV zoni, dok takav nadzor nije formalno prebačen na drugo mjesto razine 2 MR osoblja.

Pacijente koji nisu hitni trebaju na mjestu pregledati najmanje 2 različite osobe, od kojih je barem jedan osoblje MR razine 2. Barem jedan od ova dva upitnika trebao bi se izvesti usmeno ili interaktivno. Hitni pacijenti i njihova pratnja koje je ne-MR mogu biti pregledani samo jednom, pod uvjetom da je osoba koja pregledava MR osobe razine 2 od čega ne bi trebalo biti izuzetaka.

Svaki pojedinac koji je podvrgnut MR pregledu mora ukloniti sve lako uklonjive metalne osobne stvari i uređaje (npr. satove, nakit, pejdžere, mobitele, piercinge, ako ih je moguće ukloniti), kontracepcijske dijafragme, metalne flastere za dostavu lijekova, kozmetiku koja sadrži metalne čestice (poput maskare) i odjeću koja može sadržavati metalne zatvarače, kuke, patentne zatvarače, labave metalne dijelove ili metalne niti. Stoga je preporučljivo zatražiti da pacijenti nose pregaču bez metalnih dijelova koju daje osoblje, gdje je to moguće.

Svi pacijenti i ne-MR osoblje s poviješću potencijalnih feromagnetskih stranih predmeta moraju proći daljnju istragu prije nego što im se dozvoli ulaz u zonu III. Primjeri prihvatljivih metoda probira uključuju povijest pacijenta, obične rendgenske snimke, prethodne CT ili MR pretrage ispitivanog anatomskog područja ili pristup pisanoj dokumentaciji o vrsti implantata ili stranog tijela koji bi mogao biti prisutan. Nakon što se provede pozitivna identifikacija vrste implantata ili stranog predmeta koji se nalazi unutar pacijenta, potrebno je provesti detaljnu pretragu kako bi se utvrdila kompatibilnost ili MR



sigurnost implantata ili predmeta. Pretrage o identifikaciji mogu uključivati pisane zapise o rezultatima formalnog ispitivanja implantata prije implantacije, označavanje proizvoda u vezi s implantatom ili predmetom, te recenzirane publikacije u vezi sa kompatibilnošću i MR sigurnosnim ispitivanjima specifičnih proizvoda, modela i vrsta objekta. MR sigurnosno testiranje bilo bi korisno samo ako objekt ili uređaj nisu izmijenjeni otkad je takvo ispitivanje objavljeno i samo ako se može potvrditi da je ispitivanje izvedeno na objektu točno iste marke, modela i tipa. Svi pacijenti koji imaju povijest traume orbite od strane potencijalnog feromagnetskog stranog tijela za kojim su potražili liječničku pomoć trebaju očistiti orbitu ili običnim rendgenskim snimkama u dva smjera ili pregledom radiologa i procjena uklanjanja na prethodnim CT ili MR snimkama ako su dostupni (53).

Svjesni, ne hitni pacijenti trebaju popuniti pismeni MR sigurnosni upitnik o prije uvođenja u zonu III. Obitelj ili skrbnici pacijenata koji ne mogu pouzdano osigurati vlastitu povijest bolesti moraju ispuniti pismeni upitnik o MR sigurnosti prije uvođenja u III zonu. Ove završene upitnike zatim treba pregledati u cijelosti usmeno s pacijentom, skrbnikom ili subjektom istraživanja prije nego što se dozvoli pristup pacijenta u zonu III. Pacijent, skrbnik kao i član osoblja MR-a za upitnik moraju potpisati ispunjeni obrazac. Tada bi ovaj obrazac trebao postati dio zdravstvenog kartona pacijenta. Trebalo bi se prihvaćati samo potpune odgovore - na svako pitanje mora se odgovoriti s 'da' ili 'ne' ili određenim daljnjim informacijama. Ovo je minimalno informiranje koje treba dobiti, ali može se dodati i više ako ustanova to želi.

Provjeravanje pacijenta ili osoblja koje je ne-MR koje ima ili za koji se sumnja da ima intrakranijalnu klipsu aneurizme mora biti provedeno u skladu s zasebnim smjernicama o sigurnoj praksi MR-a ovisno o potrebi.

Pregled bolesnika za koje se MR pretraga smatra klinički indiciranom ili potrebnom, ali koji su nesvjesni ili ne reagiraju, koji ne mogu pružiti samostalno povijest bolesti o prethodnoj operaciji, traumi ili metalnim stranim predmetima i za koje takve povijesti ne mogu biti pouzdano dobiveno od drugih preporuča se ako se ne može dobiti pouzdana povijest izloženosti metalu pacijenta i ako zatraženi MR pregled ne može čekati dok se ne dobije pouzdana povijest da takve bolesnike fizički pregleda osoblje MR razine 2. Sva

područja ožiljaka ili deformiteta koja mogu biti anatomske pokazatelj implantata, kao što je na području prsnog koša ili kralježnice, a čije je porijeklo nepoznato i koja bi mogla biti uzrokovana feromagnetskim stranim tijelima, implantatima itd. trebaju biti snimljena standardnom radiografijom (ako nedavno dostupne obične snimke ili CT, MR studije takvih područja već nisu dostupne). Prethodno opisano istraživanje treba osigurati da nema potencijalno štetnih ugrađenih ili implantiranih metalnih stranih predmeta ili uređaja. Svi takvi bolesnici također bi trebali biti podvrgnuti snimanju kraniograma, orbita i prsa kako bi se izuzeli metalni strani predmeti. Ponekad je potrebno nadzirati pacijente u MR uređaju. Međutim, postupke praćenja treba odabrati pažljivo zbog rizika od toplinskih ozljeda povezanih s nadzornom opremom u okruženju MR-a.

Sjedeći, anestezirani ili nesvjesni pacijenti možda neće moći izraziti simptome takve ozljede (54). Ta mogućnost ozljeda je veća na jačim uređajima (od 1.5 T naviše), ali postoji barem teoretski na svim MR uređajima. Potrebno je koristiti MR EKG elektrode na pacijentima kojima je potreban EKG nadgledanje i onima koji su u nesvijesti, sedaciji ili anesteziji trebaju biti pregledani nakon svake sekvence s potencijalnim ponovnim postavljanjem EKG vodiča i bilo kojeg drugog električno provodljivog materijala s kojim je pacijent u kontaktu. Po mogućnosti mogu se staviti hladni oblozi ili paketi leda na sav potreban električno provodljiv materijal koji dodiruje pacijenta tijekom skeniranja. Iskrivljenje elektrokardiograma unutar magnetskog polja može učiniti nepouzdanu interpretaciju EKG kompleksa, čak i ako se upotrebljavaju suvremeni sustavi praćenja. Rutinsko praćenje otkucaja srca i ritma može se provesti i pulsnom oksimetrijom, što bi eliminiralo rizik od toplinskih ozljeda elektrokardiografijom.

Konačnu odluku hoće li se skenirati bilo kojeg pacijenta s bilo kojim implantatom, stranim tijelom itd. treba donijeti MR radiolog, osoba određena za MR sigurnost ili posebno određenim osobljem MR nivoa 2 prema kriterijima prihvatljivosti koje je unaprijed odredila osoba određena za ME sigurnost. Ti rizici uključuju, između ostalog, razmatranje mehaničkih i toplinskih rizika povezanih s MR snimanjem implantata, kao i procjene sigurnosti izloženosti uređaja elektromagnetskim silama koje se koriste u postupku MR snimanja. Za implantate koji su jako feromagnetski, očigledna je briga magnetske translacijske i rotacijske

sile na implantatu koje bi mogle pomaknuti uređaj iz svog implantiranog položaja. Ako je implantat pokazao slabe feromagnetske sile na formalnom ispitivanju, možda bi bilo prikladno pričekati nekoliko tjedana da se stvori fibrozno tkivo, jer to može pomoći usidriti implantat u položaju i pomoći mu da se odupire tako slabo privlačnim magnetskim silama koje mogu nastati u MR okruženju. Međutim, za sve implantate za koje je dokazano da su ne feromagnetične prirode, rizik od pomicanja implantata je bitno smanjen na one koji proizlaze samo iz Lenzove sile.

Obično su prilično beznačajne za tipične metalne veličine implantata nekoliko centimetara ili manje. Stoga je rok čekanja za određivanje stvaranja fibroznog tkiva daleko manje važan, pa bi preporučljivost takvog razdoblja čekanja lako nadmašila potencijalne kliničke dobrobiti podvrgavanja MR ispitivanju u to vrijeme. Kao i uvijek, klinička procjena omjera rizika i koristi za određenu kliničku situaciju od presudne je važnosti za odgovarajuće donošenje medicinskih odluka u tim scenarijima. Moguće je da se tijekom pregleda snimke magnetskom rezonancom otkrije neočekivani feromagnetski implantat ili strano tijelo kod pacijenta koji se podvrgava ispitivanju. To se obično otkriva pomoću velikog artefakta koji izobličuje polje vidljivog na tehnikama slikovnog eho-snimanja, koje postaju očiglednije u studijama sa dužim TE. U takvim je slučajevima neophodno da osoba zadužena za MR sigurnost ili radiolog budu odmah obaviješteni. Zatim bi ta osoba trebala procijeniti situaciju, pregledati dobivene podatke o snimkama i odlučiti koji bi mogao biti najbolji način djelovanja. Odgovarajuće akcije mogu uključivati postupak pretraživanja u tijeku, imobilizaciju pacijenta i trenutno uklanjanje iz skenera, ili druge posredne korake. Bez obzira na odabrani postupak akcije, važno je napomenuti da će se snage na implantatu mijenjati, a mogu zapravo povećati tijekom pokušaja uklanjanja pacijenta iz otvora. Nadalje, što je veća brzina kretanja pacijenta / uređaja kroz magnetsko polje skenera, to će biti veće sile na taj implantat. Stoga je razborito osigurati da ako je to uopće moguće, imobilizacija stranog tijela tijekom izvlačenja pacijenta iz otvora i spora, oprezna brzina izvlačenja pacijenta iz otvora, može rezultirati slabijim i potencijalno manje štetnim silama na implantat dok prolazi raznim gradijentima statičkog magnetskog polja.

Također je bitno napomenuti da su magnetska polja povezana s MR uređajem trodimenzionalna. Stoga, posebno kada se radi o supravodljivim sustavima, treba izbjegavati potrebu da pacijent sjedne čim fizički izađe iz otvora. Na taj način može se izložiti feromagnetični objekt još uvijek velikim silama koje se odnose na okretni moment i translaciju, iako su fizički izvan otvora uređaja. Stoga je preporučljivo nastaviti izvlačenje pacijenta ravnom linijom paralelno s središtem magneta, dok pacijent ostaje imobiliziran sve dok dalje fizički nije moguće od samog MR uređaja.

Svo ne-MR osoblje s implantiranim srčanim pacemakerima, implantiranim defibrilatorima, dijafragmičnim pacemakerima, elektromehanički aktiviranim uređajima ili drugim električnim uređajima trebaju biti isključeno iz zone IV, fizički ograničeno prije linije od 5 Gausa, osim ako to posebno se pismenim putem odgovorna osoba ne očituje da je dopušteno (55). U takvim okolnostima, posebno obrazloženje rizika od koristi mora biti dano u pisanom obliku i potpisano od strane ovlaštenog radiologa.

### 3.5.3. Pregled uređaja i objekata

Feromagnetičnim objektima, uključujući one koje su donijeli pacijenti, posjetitelji, izvođači radova, itd. treba biti ograničen ulazak u zonu III, kad god je to moguće. Sva radilišta trebala bi imati pristup snažnom ručnom magnetu (>1000 Gausa) ili ručnom uređaju za otkrivanje feromagnetičnosti. To omogućuje testiranje vanjskih, pa čak i nekih unutarnjih uređaja ili implantata na prisutnost feromagnetskih privlačnih sila.

Svi prijenosni metalni ili djelomično metalni uređaji koji su na pacijentu ili su izvan njega (npr. boce sa kisikom) moraju biti pismeno označene kao MR nesigurno, MR sigurno ili MR uvjetno na MR radilištu prije nego što se dopuste u zonu III. Za sve provjere uređaja ili objekta, potvrda i pozitivna identifikacija trebaju biti u pisanom obliku. Primjeri uređaja koji se moraju prepoznati uključuju aparate za gašenje požara, spremnike s kisikom i klipse za aneurizme.

Vanjske uređaje ili predmete za koje se pokaže da su feromagnetični i MR nesigurni ili nisu kompatibilni, i dalje se mogu unijeti u zonu III ako na primjer, osoblje MR-a smatra

da su potrebni i prikladni za skrb o pacijentima. U Zonu III ih treba unijeti samo ako su pod izravnim nadzorom osobljem MR-a razine 1 ili 2 koji su temeljito upoznati s uređajem, njegovom funkcijom i razlogom njegovog unošenja u Zonu III. Sigurno korištenje ovih uređaja dok su prisutni u zoni III bit će odgovornost posebno imenovanog osoblja razine 1 ili 2 MR. Ovi uređaji moraju biti odgovarajuće fizički osigurani ili ograničeni u svakom trenutku tijekom kojeg se nalaze u zoni III kako bi se osiguralo da se nenamjerno približe MR uređaju i slučajno postanu izloženi statičnom magnetskom polju ili gradijentima što može rezultirati time da postanu ili opasni projektili ili više ne rade ispravno.



Slika 12. Oznake za prijenosne uređaje koji mogu ulaziti u zonu IV. Zeleno sigurno žuto uvjetno, crveno zabranjeno

Izvor:

[https://www.researchgate.net/publication/235367760\\_ACR\\_guidance\\_document\\_on\\_MR\\_safe\\_practices\\_201](https://www.researchgate.net/publication/235367760_ACR_guidance_document_on_MR_safe_practices_201)

<sup>3</sup> Pristupljeno: 25.3.2020.

Nikada ne treba pretpostaviti kompatibilnost s MR ili sigurnosne podatke o uređaju ako nisu jasno dokumentirani u pisanom obliku. Svi nepoznati vanjski predmeti ili uređaji koji se razmatraju za uvođenje izvan Zone II trebaju se testirati snažnim ručnim magnetom (>1000 Gaussa) i / ili ručnim uređajem za detekciju feromagnetičnosti prije nego što im se dopusti unošenje u zonu III. Cijeli proces treba biti dokumentiran. Ako uređaj nije testiran, ili ako je njegova MR kompatibilnost ili sigurnosni status nepoznati, ne smije mu biti dozvoljen pristup zoni III.

Svi metalni ili djelomično metalni predmeti koji će se unijeti u zonu IV moraju biti pravilno identificirani i na odgovarajući način označeni korištenjem trenutnih kriterija za označavanje koje je ASTM International razvio u standardu ASTM F2503. Oni predmeti koji su u potpunosti nemetali trebali bi biti označeni četvrtastom zelenom naljepnicom „MR sigurni“. Predmeti koji su jasno feromagnetični trebalo bi označiti kao "MR nesigurni" i na odgovarajući način prikazati s okruglom crvenom naljepnicom. Predmeti s MR uvjetnom ocjenom trebaju se staviti trokutastom žutom oznakom MR uvjetno prije nego što ih unesete u zonu IV. Ako podaci o MR sigurnosti nisu dostupni za određeni objekt (npr. bubrežnjaci, četke za ribanje, mobilne stepenice), početno ispitivanje u svrhu ovog označavanja treba obaviti osoblje MR-a ručnim magnet (>1000 Gaussa). Ako se primijete privlačne sile između predmeta koji se ispituje ili bilo kojeg njegovog sastavnog dijela i ručnog magneta, to će biti označeno kružnom crvenom naljepnicom. Ako se ne primijete privlačne sile, na objekt se treba pričvrstiti trokutasta žuta oznaka. Tek kad je poznato da sastav objekta i njegovih komponenti nije metal, a nisu električno provodljivi, zelena oznaka može biti postavljena na uređaj ili objekt. Osobito s obzirom na ne kliničku i slučajnu opremu, ne bi se trebalo pretpostaviti da su trenutni proizvodi koji se prodaju pogrešno definiranim ili zastarjelim klasifikacijama. Sukladno tome, s bilo kojim proizvodom koji se prodaju kao "MR sigurni", ali s metalnom konstrukcijom ili komponentama, treba prići sa sumnjom. Rezultati s objavljenim MR kompatibilnostima ili sigurnosnim tvrdnjama trebale bi sadržavati informacije da se odnose na posebno testirano statičko polje i statičko polje gradijenta, jačine. Na primjer MR uvjetno je testiran na 3,0 Tesla pri gradijentima jačine od 400 G / cm ili manje pri normalnom načinu rada.

## 4. LITERATURA

1. Mottelay PF. Bibliographical history of electricity and magnetism chronologically arranged. London: Charles Griffin & Co; 1922.
2. Wilson MN. Superconducting magnets. Oxford: Clarendon Press; 1983.
3. Mourino MR. From Thales to Lauterbur, or from the lodestone to MR imaging: magnetism and medicine. *Radiology* 1991;180:593-612.
4. Buranelli V. The wizard from Vienna: Franz Anton Mesmer. New York: Coward, McCann and Geohagen; 1975.
5. Shermer M, Salas C, Salas D. Testing the claims of Mesmerism: commissioned by King Louis XVI; designed, conducted and written by Benjamin Franklin, Antoine Lavoisier and others. [Translation of the 1784 report of the commissioners charged by the king to examine animal magnetism]. *Skeptic* 1996;4:66-83.
6. Crabtree A. From Mesmer to Freud: magnetic sleep and the roots of psychological healing. New Haven: Yale University Press; 1993.
7. Macklis RM. Magnetic healing, quackery, and the debate about the health effects of electromagnetic fields. *Ann Intern Med* 1993; 118:376-383
8. Whitaker J, Adderly B. The pain relief breakthrough: the power of magnets to relieve backaches, arthritis, menstrual cramps, carpal tunnel syndrome, sports injuries and more. Boston: Little Brown; 1998.
9. Beischer DE. Human tolerance to magnetic fields. *Astronautics* 1962;7:24-25, 46, 48.
10. Kangarlu A, Burgess RE, Zhu H, et al. Cognitive, cardiac, and physiological safety studies in ultra high field magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging* 1999;17:1407-1416.
11. Schenck JF. Safety of strong, static magnetic fields. *Journal of Magnetic Resonance Imaging* 2000; 12:2 – 19
12. Peterson F, Kennelly AE. Some physiological experiments with magnets at the Edison Laboratory. *NY Med J* 1892;56:729-734.

13. Barnothy MF, Barnothy JM, Boszormenyi-Nagy I. Influence of magnetic field upon the leucocytes of the mouse. *Nature* 1956; 177:577-578.
14. Eiselein TE, Boutell HM, Biggs MW. Biological effects of magnetic fields—negative results. *Aerosp Med* 1961;32:383-386
15. Erhard P, Chen W, Lee J-H, Ugurbil K. A study of effects reported by subjects at high magnetic fields. *Soc Magn Reson* 1995;1219
16. L.L. Tsai, A.K. Grant, K.J. Morteale, J.W. Kung, M.P. Smith, A practical guide to MR imaging safety: what radiologists need to know, *Radiographics* 35 (2015) 1722–1737.
17. O. Kraff, A. Fischer, A.M. Nagel, C. Monninghoff, M.E. Ladd, MRI at 7 Tesla and above: demonstrated and potential capabilities, *J. Magn. Reson. Imaging* 41 (2015) 13–33.
18. W.J.P. De, D. Grainger, D.L. Price, C. Renaud, Magnetic resonance imaging safety issues including an analysis of recorded incidents within the UK, *Prog. Nucl. Magn. Reson. Spectrosc.* 51 (2007) 37–48.
19. G. Brix, S. Strieth, D. Strelczyk, M. Dellian, J. Griebel, M.E. Eichhorn, et al., Static magnetic fields affect capillary flow of red blood cells in striated skin muscle, *Microcirculation* 15 (2008) 15–26.
20. M.J.P. van Osch, A.G. Webb, Safety of ultra-high field MRI: what are the specific risks, *Curr. Radiol. Rep.* 2 (2014) 1–8.
21. R.P. Klucznik, D.A. Carrier, R. Pyka, R.W. Haid, Placement of a ferromagnetic intracerebral aneurysm clip in a magnetic field with a fatal outcome, *Radiology* 187 (1993) 855–856.
22. E. Kanal, A.J. Barkovich, C. Bell, J.P. Borgstede, W.G. Bradley Jr., J.W. Froelich, et al., ACR guidance document on MR safe practices: 2013, *J. Magn. Reson. Imaging* 37 (2013) 501–530.
23. L.L. Tsai, A.K. Grant, K.J. Morteale, J.W. Kung, M.P. Smith, A practical guide to MR imaging safety: what radiologists need to know, *Radiographics* 35 (2015) 1722–1737.
24. R.D. Dedini, A.M. Karacozoff, F.G. Shellock, D. Xu, R.T. McClellan, M. Pekmezci, MRI issues for ballistic objects: information obtained at 1.5-, 3- and 7-Tesla, *Spine J.* 13 (2013) 815–822.



25. Sanchez CC, Glover P, Power H, Bowtell R. Calculation of the electric field resulting from human body rotation in a magnetic field. *Phys Med Biol* 57:4739Y4752; 2012.
26. Redzic DV. Conductors moving in magnetic fields: Approach to equilibrium. *Eur J Phys* 25:623Y632; 2004.
27. Liu F, Zhao H, Crozier S. Calculation of electric fields induced by body and head motion in high-field MRI. *J Magn Reson* 161:99Y107; 2003.
28. Ilvonen S, Laakso I. Computational estimation of magnetically induced electric fields in a rotating head. *Phys Med Biol* 54:341Y351; 2009.
29. Dimbylow PJ. Development of the female voxel phantom, NAOMI, and its application to calculations of induced current densities and electric fields from applied low frequency magnetic and electric fields. *Phys Med Biol* 50:1047Y1070; 2005.
30. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. ICNIRP guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz to 100 kHz). *Health Phys* 99:818Y836; 2010.
31. Saunders RD, Jefferys JG. A neurobiological basis for ELF guidelines. *Health Phys* 92:596Y603; 2007.
32. Reilly JP, Diamant AM. *Electrostimulation. Theory, applications and computational model.* Boston, London: Artech House; 2011.
33. Glover PM. Magnetic field induced vertigo: A theoretical and experimental investigation. *Bioelectromagnetics* 28:349Y361; 2007.
34. Jokela K, Saunders RD. Physiologic and dosimetric considerations for limiting electric fields induced in the body by movements in a static magnetic field. *Health Phys* 100: 641Y653; 2011.
35. Roberts DC. MRI magnetic field stimulates rotational sensors of the brain. *Curr Biol* 21:1635Y1640; 2011. doi:10.1016/j.cub.2011.08.029.
36. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields. *Health Phys* 96:504Y514; 2014a.
37. Westbrook C, Roth C, Talbot J. *MRI in Practice.* Chichester, West Sussex: Wiley-Blackwell. 2011.

38. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields 1Hz – 100Hz Health Phys 99(6):818-836; 2010.
39. Henning J, Speck O. High-field MR Imaging. Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2011.
40. Hoult DI The origins and present status of the radio wave controversy in NMR. Concepts Magn Reson A 34:193–216(2009)
41. Traficante DD. Impedance: what it is and why it must be matched. Concepts Magn Reson (1989)1:73–92
42. Vaughan JT, Adriany G, Snyder CJ, Tian J, Thiel T, Bolinger L, Liu H, DelaBarre L, Ugurbil K (2004) Efficient highfrequency body coil for high-field MRI. Magn Reson Med 52:851–859
43. Collins CM, Yang QX, Different excitation and reception distributions with a single-loop transmitreceive surface coil near a head-sized spherical phantom at 300 MHz. Magn Reson Med (2002) 47:1026–1028
44. Collins CM, Liu W, Wang. Temperature and SAR calculations for a human head within volume and surface coils at 64 and 300 MHz. J Magn Reson Imaging(2004) 19:650–656
45. IEC International standard, medical equipment—part 2: particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis, 3rd revision. International electrotechnical commission (2010) 601-2-33
46. Wang Z, Lin JC, Mao W, Liu W. SAR and temperature: simulations and comparison to regulatory limits for MRI. J Magn Reson Imaging (2007) 26:437–441
47. Pennes HH. Analysis of skin, muscle and brachial arterial blood temperatures in the resting normal human forearm. Am J Physiol (1948)155:459
48. Device Advice: Comprehensive regulatory assistance. Available at: <http://www.fda.gov/MedicalDevices/DeviceRegulationandGuidance/default.htm>. Accessed September 19, 2011.

49. Kanal E, Borgstede JP, Barkovich AJ, et al. American College of Radiology White Paper on MR Safety: 2004 update and revisions. *AJR Am J Roentgenol* 2004;182:1111–1114.
50. Chaljub G, Kramer LA, Johnson RF III, Johnson RF Jr, Singh H, Crow WN. Projectile cylinder accidents resulting from the presence of ferromagnetic nitrous oxide or oxygen tanks in the MR suite. *AJR Am J Roentgenol* 2001;177:27–30.
51. ACR practice guideline for performing and interpreting magnetic resonance imaging (MRI). Available at: [http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality\\_safety/guidelines/dx/mri\\_performing\\_interpreting.aspx](http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/guidelines/dx/mri_performing_interpreting.aspx). Accessed September 13, 2011.
52. Kanal E, Borgstede JP, Barkovich AJ, et al. American College of Radiology White Paper on MR Safety. *AJR Am J Roentgenol* 2002;178:1335–1347.
53. Jarvik JG, Ramsey S. Radiographic screening for orbital foreign bodies prior to MR imaging: is it worth it? *AJNR Am J Neuroradiol* 2000;21:245–247.
54. Langman DA, Goldberg IB, Finn JP, Ennis DB. Pacemaker lead tip heating in abandoned and pacemaker-attached leads at 1.5 Tesla MRI. *J Magn Reson Imaging* 2011;33:426–431.
55. Gimbel JR. Magnetic resonance imaging of implantable cardiac rhythm devices at 3.0 tesla. *Pacing Clin Electrophysiol* 2008;31: 795–801.

## 5. SAŽETAK

Diplomski rad „Pregled sigurnosnih implikacija pri snimanju magnetskom rezonancom jakosti magnetskog polja od 3 T i više“ pisan je u obliku preglednog članka koji analizira dostupnu literaturu o saznanjima o sigurnosti na MR-u od 3 T i više u zadnjih 10 godina.

U uvodu rada izložena je podjela problematike sigurnosti na MR-u kroz tri mehanizma interakcije: glavno magnetsko polje, gradijentno polje i radiofrekventno elektromagnetsko polje. Ovdje razina izloženosti koje stvaraju uređaji od 3 T i više doseže zabrinjavajuće vrijednosti što zahtjeva odgovarajuće mjere jer ipak se ovdje susrećemo i do 100.000 puta jačem magnetskom polju od onoga kojemu smo izloženi na zemlji.

Nadalje u raspravi prolazimo kroz povijesni pregled izloženosti magnetizmu, statična, gradijentna i radiofrekventna polja te postupnike MR sigurnosti.

U povijesnom pregledu izloženosti magnetizmu govorimo o tome kako je magnetizam u različitim oblicima poznat već tisućama godina gdje se većinom koristio kao oblik terapije što su kasnija istraživanja opovrgnula. Razvoj pratimo od mineralnih magnetita preko metalurgije i elektromagneta do supravodljivosti koja je i omogućila ultra jaka magnetska polja koja susrećemo u medicinskoj dijagnostici.

Statična magnetska polja nastaju zaranjanjem zavojnice u tekući helij kroz koju kada teče struja imamo fenomen supravodljivosti. Opisane su i opasnosti koje prijete u okruženju statičnog magnetskog polja. Od bioloških efekata imamo magnetofosfene (trepereće vizualne senzacije), stimulacija perifernih živaca i vrtoglavica. Fizikalni zakoni nastanka ovih efekata su detaljno opisani. Navedene su i smjernice za kretanje kroz magnetsko polje kojima se želi izbjeći neželjene senzacije i druge možebitne efekte.

Gradijentne zavojnice su cilindrična struktura od tri pojedinačna elektromagneta koje se koriste za prostorno kodiranje u tri ravnine i za neke sekvence. Gradijent ili nagib koji ove zavojnice proizvode stvaraju vremenski promjenljivo magnetsko polje čime imamo jednak

efekt kao i za kretanje kroz statično magnetsko polje. Gradijente zavojnice zbog načina djelovanja stvaraju veliku količinu buke što je još jedan faktor za sigurnost.

Radiofrekventna elektromagnetska polja se postižu zavojnicama kojima se, nekad istima ponekad drugima, prihvaća signal. U radu su objašnjeni i fizikalni zakoni kojima nastaje signal i što to znači po pitanju potrebne frekvencije te izazovi dizajniranja RF zavojnica. Glavni učinci na tijelo su SAR i zagrijavanje tijela.

Na kraju rasprave se osvrćemo na postupnike MR sigurnosti i to o ograničenju pristupa mjestu ili zoniranju, dužnostima MR i ne-MR osoblja i pregledu uređaja ili objekata koje ulaze u područje snimanja.

U ovome radu došli smo do slijedećih zaključaka:

- Magnetizmu su se oduvijek pripisivala nerealna svojstva.
- Statična magnetska polja prvenstveno djeluju na obližnje metalne objekte ili implantate (translacijska sila, okretni moment i kretanje projektila).
- Djelovanje statičnih magnetskih polja na tijelo javlja se relativno brzim kretanjem kroz isto (indukcija struje) što dovodi do vrtoglavice, mučnine, magnetofosfena i metalnog okusa u ustima, a izraženije je što je polje jače. Maksimalni  $\Delta B$  tijekom razdoblja od 3s ne bi trebao preći 2 T (prag aktivacije).
- Na korištenje gradijentnih zavojnica ne utječe jačina magnetskog polja  $B_0$ , oni predstavljaju vremenski promjenljivo magnetsko polje. Svi biološki učinci koje imamo i kod statičnih magnetskih polja imamo i kod korištenja gradijenata gdje su oni izraženiji. Granica im je postavljena na 6 T/s.
- EPI sekvence izazivaju najveće efekte koristeći gradijentne zavojnice dovodeći do njihovih granica djelovanja te samim time stvarajući i najveću buku koja je posljedica rada gradijenata.

- SAR je proporcionalan kvadratu  $B_0$  te je na 3 T i 4 puta veći od 1,5 T. porast temperature ovisi o SAR-u , toplinskoj vodljivosti tkiva i količini perfuzije krvi.
- U Republici Hrvatskoj bi trebalo donijeti detaljne postupnike za MR sigurnost kako su donijele i ostale države s obzirom na zakonski okvir.
- Pridržavajući se navedenih smjernica trebali bi imati sigurno okruženje za pacijente i osoblje no u svakom slučaju je potrebno revidirati s vremena na vrijeme smjernice i saznanja.
- Pregledom novije literature nismo došli do značajnih promjena u poimanju sigurnosti kod magnetskih polja od 3 T i više. Promjene su utvrđene u korištenju nekih pragova i sigurnosti od novootkrivenih efekata na tijelo uglavnom nemamo nikakve kliničke značajnosti.

## 6. SUMMARY

The Master's Thesis " A Review of the safety implications of magnetic resonance imaging at field strengths of 3 T and above" was written in the form of a review article that analyzes the available literature on safety of MRI of 3 T and above in the last 10 years.

In the introduction to the paper, the division of safety issues on MR through three mechanisms of interaction is presented: the main magnetic field, the gradient field and the radio frequency electromagnetic field. Here, the level of exposure generated by devices of 3 T and above reaches worrying values, which requires appropriate measures, because here we encounter up to 100,000 times stronger magnetic field than the one we are exposed to on Earth.

Further in the discussion, we go through a historical overview of exposure to magnetism, static, gradient and radio frequency fields, and MR safety procedures.

In the historical overview of exposure to magnetism, we talk about how magnetism in various forms is known for thousands of years and it has been mostly used as a form of therapy which was in later researches debunked. We follow the development from mineral magnets through the metallurgy and electromagnets to superconductivity, which has enabled the ultra-strong magnetic fields that we encounter in medical diagnostics.

Static magnetic fields are created by immersing the coil in liquid helium creating the phenomenon of superconductivity when the electricity runs through it. The dangers posed by a static magnetic field environment are also described. Among the biological effects, we have magnetophosphenes (flickering visual sensations), stimulation of peripheral nerves and vertigo. The physical laws by which these effects are created are described in detail. Guidelines for moving through the magnetic field are also given in order to avoid unwanted sensations and other possible effects.

Gradient coils are a cylindrical structure consisting of three individual electromagnets used for spatial coding in three planes and for some sequences. The gradient or slope that

these coils produce creates a time-varying magnetic field thus having the same effect as for moving through a static magnetic field. Coil gradients, due to the operating mode, create a large amount of noise which is another safety factor.

Radiofrequency electromagnetic fields are achieved by coils that, sometimes the same ones and sometimes others, receive the signal. The paper also explains the physical laws that generate the signal and what it means in terms of the required frequency and the challenges of designing RF coils. The main effects on the body are SAR and rising of body temperature.

At the end of the discussion, we look at MR security procedures, such as restricting access to a site or zoning, the duties of MR and non-MR staff, and inspecting devices or objects that enter the scanning area.

In this paper, we came to the following conclusions:

- Unrealistic properties have always been attributed to magnetism.
- Static magnetic fields primarily affect nearby metal objects or implants (translational force, torque and projectile movement).
- The effect of static magnetic fields on the body occurs with relatively rapid movement through the same (electric current induction) which leads to vertigo, nausea, magnetophosphenes and metallic taste in the mouth, and is more pronounced the stronger the field. The maximum  $\Delta B$  during the 3s period should not exceed 2 T (activation threshold).
- The use of gradient coils is not affected by the strength of the magnetic field  $B_0$ , they represent a time-varying magnetic field. All the biological effects we have with static magnetic fields are the same with the use of gradients where they are more pronounced. Their limit is set at 6 T / s.
- EPI sequences cause the greatest effects by using gradient coils leading to the limits of their action and thus creating the greatest noise resulting from the operation of the gradients.



- SAR is proportional to the square of  $B_0$  and at 3 T is 4 times higher than 1.5 T. The increase in temperature depends on the SAR, the thermal conductivity of the tissue and the amount of blood perfusion.
- In the Republic of Croatia, detailed procedures for MR security should be adopted, as have been adopted by other countries with regard to the legal framework.
- Adhering to these guidelines we should have a safe environment for patients and staff but in any case it is necessary to revise the guidelines and findings from time to time.
- A review of recent literature has not led to significant changes in the concept of safety in magnetic fields of 3 T and more. Changes have been found in the use of some thresholds and safety from the newly discovered effects on the body is generally of no clinical significance.

## 7. ŽIVOTOPIS

### OSOBNI PODATCI:

Ime i prezime: Nikola Mesić

Datum i mjesto rođenja: 10.6.1982. Banja Luka, BiH

Državljanstvo: Hrvatsko

Adresa: Ive Tijardovića 4, 31000 Osijek

e-mail: meske1006@gmail.com

### OBRAZOVANJE:

- 1989 – 1992 Osnovna škola Petar Petrović Njegoš, Banja Luka
- 1992 – 1993 Osnovna škola Dore Pejačević, Našice
- 1993 – 1997 Osnovna škola Ivan Brnjik Slovak, Jelisavac
- 1997 – 2001 Opća gimnazija, Našice
- 2002 – 2005 Zdravstveno Veleučilište, Zagreb, smjer Radiološka tehnologija, preddiplomski studij
- 2017 – 2020 Sveučilište u Splitu, Odjel zdravstvenih studija, smjer Radiološka tehnologija, diplomski studij

### STRANI JEZICI:

- Engleski jezik – B2
- Njemački jezik – A1