proLékaře.cz | 10.11.2026

Bezpečnosť MRI vyšetrenia u pacientov s kovovými implantátmi a implantovanými prístrojmi

Safety of MRI in patients with metal implants and implanted devices

Súhrn

Vzhľadom k širokej variabilite kovových implantátov a implantovaných prístrojov je potrebné v záujme zachovania bezpečnosti zobrazovacích vyšetrení pomocou magnetickej rezonancie (MRI) neustále zvyšovať povedomie odbornej verejnosti o ich kompatibilite s magnetickým poľom. Kovové implantáty a materiály sa považujú často za kontraindikáciu vyšetrenia pre možné riziko vychýlenia alebo posunu, vzniku tepla, nadmerného zohrievania, indukcie elektrického prúdu a možnosť misinterpretácie artefaktu. Článok sa zaoberá jednotlivými typmi interakcií medzi arteficiálnymi materiálmi a magnetickým poľom MRI prístrojov a ich dopadom na živý organizmus resp. klinickú prax.

Abstract

Regarding the wide variability of metallic implants and implanted devices and safety of the magnetic resonance imaging (MRI) it is necessary to increase the professional awareness about its compatibility with the magnetic fields. Metallic implants and materials are often believed to be a contraindication to the examination because of the possible risk of deflexion or shift, overheating, electric current induction or artifact missinterpretation. This review deals with individual types of interactions between artificial materials and magnetic fields of MRI machines and its impact on live organisms and clinical practice.

M. Sýkora[1,2], R. Traubnerová[1], P. Traubner[1]

[1] I. neurologická klinika LF UK a FNsP, Mickiewiczova 13, 81369 Bratislava
[2] Neurologische Klinik, Universität Heidelberg, Im Neuenheimer Feld 400, 69120 Heidelberg

✉
MUDr. Ronnie Traubnerová
I. neurologická klinika
LF UK a FNsPBA
Mickiewiczova 13,
81369 Bratislava
e-mail:
ronnie.traubnerova@faneba.sk

Přijato k recenzi: 28. 3. 2007
Přijato do tisku: 21. 8. 2007

Klíčová slova

magnetická rezonancia – MRI – bezpečnosť – kovové implantáty – deep brain stimulation – DBS – vagus nerve stimulation – VNS

Key words

magnetic resonance – MRI – safety – metallic implants – deep brain stimulation – DBS – vagus nerve stimulation – VNS

proLékaře.cz | 10.11.2026

Kombinácia vynikajúcich zobrazovacích schopností bez radiačného zaťaženia pacienta viedla v poslednej dobe k významnému rozšíreniu klinického využívania magnetickej rezonancie (MRI). Zachovanie bezpečnosti pri vyšetreniach magnetickou rezonanciou vyžaduje však neustálu pozornosť zdravotníckych profesionálov. Od zavedenia MRI do praxe v 80. rokoch sa len v Európe realizovalo odhadom viac ako 100 miliónov diagnostických výkonov, ktoré boli komplikované len minimálnym počtom závažných nežiadúcich udalostí. Väčšina týchto problémov bolo priamym dôsledkom nedostatočnej informovanosti o MRI – bezpečnosti kovových predmetov alebo nedostatočných skríningom pred samotným MRI vyšetrením [1].

MRI systémy využívajú na zobrazovanie 3 typy elektromagnetických polí (a) silné statické magnetické pole na zoradenie protónov tkaniva, (b) rýchlo sa meniace, malé magnetické gradienty na priestorovú lokalizáciu a (c) rádiofrekvenčné pulzy, ktoré vychyľujú spin protónov a menia ich energetický stav [2]. Kovové implantáty alebo súčiastky, ktoré obsahujú ferromagmetické prvky a zlúčeniny, môže byť týmito poľami ovplyvňované. Materiály, ktoré normálne ferromagnetické prvky a zlúčeniny neobsahujú ako napríklad nehrdzavejúce ocele alebo iné materiály, môžu napriek tomu nadobudnúť ferromagnetické vlastnosti a to ohýbaním alebo rezaním počas ich výroby [2].

Vzhľadom k silným magnetickým poliam využívaných pri MRI vyšetrení sa ferromagnetické kovové implantáty a materiály považujú často za kontraindikáciu vyšetrenia pre možné riziko a) vychýlenia alebo posunu, b) vzniku tepla alebo nadmerného zohrievania, c) indukcie elektrického prúdu a konečne pre možnosť d) misinterpretácie artefaktu. U biomedicínskych implantátov a prístrojov, ktoré obsahujú ferromagnetické materiály ide primárne o možnosť vychýlenia alebo posunu. Relatívne riziko je proporcionálne sile magnetického poľa, sile priestorového gradientu, hmotnosti, tvaru a feromagnetickým vlastnostiam objektu. Nadmerné zohrievanie a indukcia elektrického prúdu môžu predstavovať problém u implantátov, ktoré majú podlhovastý tvar a/alebo majú elektrickú aktivitu (napr. neurostimulačné systémy, kardiálne pacemakery) [3,4].

Testovanie magnetických vlastností implantátov a materiálov s cieľom definovať MRI bezpečnosť a kompatibilitu zahŕňa určenie translačnej príťažlivej a torznej sily [5,6]. Veľkosť translačnej príťažlivej sily sa hodnotí pomocou tzv. deflekčného uhla. Deflekčný uhol sa určuje v bode najvyššieho priestorového gradientu MRI systému. Deflekčný uhol u MRI – bezpečného implantátu má byť menej ako 45 stupňov. V takomto prípade je magnetická sila pôsobiaca na implantát menšia ako sila gravitačná [1]. Torzná sila vyrovnáva predmet paralelne k magnetickému poľu a je závislá na sile magnetického poľa, rozmeroch a tvare predmetu (primárne na dĺžke) a iniciálnej angulácii objektu vzhľadom k statickému magnetickému poľu. Techniky hodnotenia torzných síl pôsobiacich na implantáty nie sú jednotné. Vo všeobecnosti sa však uznávajú za bezpečné hodnoty torznej sily, ktoré sú nižšie ako hodnoty síl bežne sa vyskytujúce pri normálnych denných aktivitách (zrýchlenie v dopravných prostriedkoch alebo na dráhach v zábavných parkoch).

Aneuryzmálne klipy a iné chirurgické kovové materiály

Neurochirugická liečba intrakraniálnych aneuryziem a artériovenóznych malformácií aplikáciou dočasných alebo permanentných aneuryzmálnych klipov je zaužívaným postupom. Aneuryzmálne klipy existujú v širokej variete tvarov a sú zhotovované z rôznych materiálov s odlišnými magnetickými vlastnosťami. Zatiaľ čo niektoré klipy sú kontraindikáciou MRI vyšetrenia, iné, klasifikované ako neferomagnetické alebo len slabo feromagnetické, sú považované za bezpečné vo všetkých MRI systémoch pracujúcich s magnetickým poľom 1,5 T alebo menej [3–6]. Kvantita feromagnetických vlastností klipu, ktorá podmieňuje potenciálne riziko, nie je jasne definovaná. Pre bezpečné použitie MRI u pacienta s aneuryzmálnym klipom boli formulované nasledujúce odporúčania [3,4,7]:

1. Presne poznať špecifikujúce informácie o klipe (výrobca, typ alebo model, materiál, sériové číslo) so zvláštnym dôrazom na materiál. Implantujúci chirurg by mal byť zodpovedný sa precízne vedenie dokumentácie, čo sa týka týchto informácií (operačný záznam).
2. Aneuryzmálne klipy v ich originálnom balení, vyrobené z materiálov ako Phynox, Elgiloy, MP35N, zliatiny titánu, komerčne čistý titán alebo iných materiálov, ktoré sú známe ako neferomagnetické alebo slabo feromagnetické pri poliach 1,5 T a menej, nemusia byť testované na feromagnetické vlastnosti. Zodpovednosť za deklarované feromagnetické vlastnosti produktu preberá výrobca.
3. Ak klip nie je v originálnom balení alebo správne označený, mal by byť podrobený testovaniu v magnetickom poli MRI.

Predchádzajúce štúdie zaoberajúce sa magnetickými vlastnosťami aneuryzmálnych klipov zo zliatin špeciálnej nehrdzavejúcej ocele, z materiálov ako Phynox, Elgiloy, komerčne čistý titán a zliatiny titánu potvrdili, že tieto materiály sú bezpečné pri MRI s magnetickým poľom 1,5 T. Viaceré aneuryzmálne klipy boli bezpečne testované aj v 3 T magnetickom poli.

Na posun sa skúmalo 21 aneuryzmálnych klipov, hemostatických klipov a množstvo ďalšieho materiálu v MRI systémoch pracujúcich s 0,147 T a 1,44 T [8]. U 16 klipov došlo k vychýleniu v magnetickom poli, u 5 aneuryzmálnych klipov boli sily považované za dostatočné, aby spôsobili krvácanie z dislokácie klipu alebo poškodenie mozgu jeho posunom. Úroveň rizika záviselo od stupňa feromagnetizmu a geometrie klipu, sily a gradientu poľa ako aj od faktorov ako je orientácia klipu vzhľadom k poľu, sila uzáveru klipu, stav cievnej steny, tkaniva a štruktúr v blízkosti. Zliatiny z nehrdzavejúcej ocele, ktoré obsahujú vysoké percento niklu (10–20%) nevykazovali signifikantné feromagnetické vlastnosti. Jednako len, niektoré nehrdzavejúce ocele používané na výrobu aneuryzmálnych klipov alebo iných klipov majú značné feromagnetické vlastnosti. Klipy z tantalu alebo titánu nie sú feromagnetické [9]. V inej štúdii sa testovalo 54 rôznych typov chirurgických klipov

proLékaře.cz | 10.11.2026

v 0,15 T a 1,5 T poli. Potvrdili sa neferomagnetické vlastnosti tantalu a rôznych zliatin nehrdzavejúcich ocelí a striebra [10]. Pri skúmaní početných aneuryzmálnych klipov sa formulovalo odporúčanie proti používaniu klipov s vysokým obsahom martenzitu. [11].

Stenty, coily a filtre

Z hľadiska MRI bezpečnosti sa hodnotilo široké spektrum stentov, filtrov a coilov [12–14]. Zohrievanie a indukcia elektrického prúdu hodnotené u širokej variability tvarov a veľkostí neboli problémom u týchto implantátov. Coily, stenty a filtre vyrobené z neferomagnetických materiálov (titán, zliatiny titánu, Phynox, Elgiloy, MP35N, 316L nehrdzavejúca oceľ alebo Nitinol) sa považujú za bezpečné pri MRI vyšetrení s poľom napr. 1,5 T alebo menej a to aj ihneď po ich implantácii. V prípade slabo feromagnetických materiálov sa odporúča počkať s vyšetrením 6–8 týždňov, aby bol materiál dobre inkorporovaný do tkaniva a tým zabezpečená pozícia implantátu počas vyšetrenia v magnetickom poli [15]. Štúdia autorov Taal et al však potvrdzuje fakt, že nie všetky stenty sú pri MRI vyšetrení bezpečné [16]. Autori odporúčajú získať pred vyšetrením špecifickú informáciu o type stentu.

Dentálne implantáty a materiály

Množstvo dentálnych implantátov a materiálov bolo testovaných na ich feromagnetické vlastnosti. Možný problém predstavujú len magneticky aktivovateľné elektronické komponenty. Všetky ostatné zubné materiály a implantáty sú bezpečné.

Ortopedické implantáty, materiály, prístroje a náhrady

Absolútna väčšina ortopedických implantátov, materiálov a prístrojov testovaných z hľadiska bezpečnosti MRI vyšetrenia bola vyrobená z neferomagnetických materiálov a teda boli považované za bezpečné. V súčasnosti používané materiály nevykazujú žiadne feromagnetické vlastnosti a sú často označené výrobcom ako MRI-kompatibilné. Problémom ostávajú staršie implantáty a náhrady.

Kardiálne pacemakery (PM)

Prítomnosť implantovaného kardiálneho pacemakera je vo väčšine prípadov prísnou kontraindikáciou MRI vyšetrenia. Kardiálne pacemakery môžu byť ovplyvňované a) silným statickým magnetickým poľom MRI systému s následným posunom tela pacemakera alebo elektród; b) rýchlo sa meniacimi magnetickými poľami, ktoré môžu viesť k zohrievaniu elektródy pacemakera a c) rádiofrekvenčnými pulzmi, ktoré môžu viesť k neadekvátnemu alebo rýchlemu pacingu [4,5,17].

Pacemakery môžu byť ovplyvňované všetkými 3 typmi magnetických polí produkovaných MRI zariadeniami. Statické magnetické pole naviac ovplyvňuje prepínanie jednotlivých módov pri programovateľných pacemakeroch a vracia ich do asynchrónnej činnosti. Statické pole pôsobí na feromagnetické komponenty vo vnútri pacemakera, čo môže viesť k posunu samotného pacemakera.

Čo sa týka samotnej elektródy pacemakera, môže magnetické pole indukovať jej posun alebo ohrievanie [18]. Naviac môže elektricky vodivá elektróda zachytiť elektromagnetické interferencie z MRI systému čo môže zapríčiniť život ohrozujúcu poruchu prístroja.

Testovalo sa 6 reprezentatívnych pacemakerov od rôznych výrobcov v MRI poliach do 0,5 T [19]. Minimálne intenzity statického magnetického poľa, ktoré menili prepínaciu hodnotu pacemakera boli od 1,7 do 4,7 mT podľa typu pacemakera. V tejto štúdii neboli pacemakery implantované. Ak boli pacemakery vyňaté z magnetické poľa, prepínacia hodnota sa vrátila do pôvodného stavu. U všetkých 6 pacemakerov sa v magnetickom poli 0,5 T pozorovali priestorové posuny. Autori považovali posuny 2 pacemakerov za dostatočné, aby vznikol ich pohyb v hrudnej stene.

Luechinger et al skúmali v in vitro podmienkach silové a torzné vplyvy statického magnetického poľa 1,5 T MRI na 31 pacemakerov od 8 výrobcov a 13 implantovaných kardiodefibrilátorov (ICD) od 4 výrobcov [20]. Pacemakery vyrobené po r. 1995 mali nižšie hodnoty ovplyvnenia magnetickou silou v porovnaní so staršími zariadeniami. Pre tieto novšie pacemakery boli hodnoty akcelerácie indukovanej magnetickým poľom dokonca nižšie ako hodnoty gravitácie na Zemi. Podobne aj torzné vplyvy boli v tejto skupine signifikantne nižšie. ICD vykazovali vyššie hodnoty magnetickej sily, akcelerácie aj torzných síl.

Rýchlo sa meniace magnetické pole a rádiofrekvenčné pulzy môžu interferovať s elektrickými obvodmi pacemakera. Väčšina pacemakerov má ochranné zariadenia proti elektromagnetickým interferenciám ako napr. titánový plášť a low-pass input filter. V prípade, že k takejto interferencii dôjde, pacemaker prepína do asynchrónneho módu (fix rate). 20 z 26 skúmaných modelov pacemakerov pod vplyvom 60 Hz magnetického poľa intenzity 0,1 až 0,4 mT prešlo do asynchrónneho módu alebo vykazovalo abnormálny pacing. Naviac, časová variácia poľa 3T/s spôsobila, že unipolárne pacemakre rozpoznávali indukovaný prúd ako validný kardiálny elektrický impulz [19].

Zo štúdie autorov Sommer et al vyplýva okrem iného, že v prípade, ak sa pacemakery prestavia pred MRI vyšetrením na asynchrónny mód (A00, V00 alebo D00), nedochádza k žiadnym zmenách programovaných parametrov [21].

Novšia štúdia autorov Schmiedel et al hodnotila in-vivo a in-vitro bezpečnosť MRI vyšetrenia mozgu (1,5 T) u pacientov s implantovanými PM. Testovaných bolo 24 modelov PM a 45 typov elektród, celkovo bolo vyšetrených 63 pacientov. Autori uvádzajú, že MRI mozgu s prístrojom 1,5 T u pacientov s implantovanými PM môže byť za špecifických okolností (preprogramovanie do asynchrónneho módu, kontinuálny monitoring EKG a saturácie 02, limitované SAR hodnoty, kardiologický stand-by) bezpečne realizované [22].

Pre pacientov, ktorí majú síce PM implantovaný, ale nevyžadujú kontinuálnu stimuláciu, boli formulované nasledujúce odporúčania [23–25]:

1. zhodnotiť pomer medzi rizikom a ziskom z vyšetrenia
2. získať informovaný súhlas pacienta
3. zhodnotiť funkciu PM pred vyšetrením
4. kardiológ by mal zvážiť možné preprogramovanie PM pred vyšetrením

proLékaře.cz | 10.11.2026

6. kontinuálny monitoring v priebehu celého vyšetrenia
7. pripravený defibrilátor a šoková skrinka, informovať resustitačný tím
8. udržiavať kontakt s pacientom počas celého vyšetrenia
9. zhodnotiť funkciu PM po vyšetrení

Náhrady srdcových chlopní, anuloplastické ringy

Umelé chlopne sa tiež často považujú za kontraindikáciu MRI vyšetrenia napriek tomu, že množstvo valvulárnych protéz a anuloplastických ringov bolo vyhodnotených ako MRI-bezpečných. Väčšina testovaných implantátov vykazovalo v testovacích magnetickým poliach merateľné i keď len minimálne translačné príťažlivé sily a/alebo rotačné sily [26]. Zohrievanie a indukcia prúdov sa nie sú u týchto implantátov relevantné. Vzhľadom k tomu, že príťažlivé sily pôsobiace na testované valvulárne protézy a anuloplastické ringy boli minimálne v porovnaní so silami pôsobiacimi v bijúcom srdci [27,28], vyšetrenie MRI sa nepovažovalo za nebezpečné pre pacienta. Condon a Hadley [29] referovali o teoretickej možnosti elektromagnetickej interakcie u chlopní, ktoré obsahujú kov v disku alebo cípe chlopne. V zásade každý kov pohybujúci sa v magnetickom poli produkuje opačne orientované magnetické pole. (Lenzov jav). Tento fenomén by mohol mať teoreticky za následok vznik odporu, ktorý by inhiboval otváranie a zatváranie mechanickej valvulárnej protézy. Lenzov jav je proporcionálny sile statického magnetické poľa. V súlade s týmto by mohli mať problémy pacienti s umelými chlopňami s kovovými časťami cípov chlopne pri vyšetrení s magnetickým poľom silnejším 3 T.

Štúdia nemeckých autorov referuje o skúsenostiach so skupinou 89 pacientov so 100 chlopňovými náhradami, ktorí boli vyšetrení pomocou spin-echo a gradient-echo MRI sekvencií [30]. U všetkých pacientov prebehlo vyšetrenie bez komplikácií. Spin-echo sekvencie preukázali výhodu pri zobrazovaní anatomických štruktúr alebo patologických procesov v blízkosti umelej chlopne a kovové komponenty chlopní nemali signifikantný vplyv na kvalitu zobrazenia. Pri použití gradient-echo sekvencií boli artefakty výraznejšie.

Systémy hlbokej stimulácie mozgu (DBS)

V centre zvýšeného záujmu sú v súčasnosti neurostimulačné systémy pre thalamus, globus pallidum a nucleus subthalamicus v liečbe farmakorezistentných extrapyramídových ochorení.

Je zrejmé, že kontrola presnej lokalizácie elektród a zároveň samotný charakter týchto neurologických ochorení vyžaduje opakované MRI vyšetrenia. Len obmedzený počet prác sa zaoberá MRI-bezpečnosťou implantovaných pulzných generátorov a elektród pre DBS [31,32].

Jeden z najčastejšie používaných systémov DBS v USA (Activa® Tremor Control System, Medtronic, Minneapolis, MN) sa testoval na zohrievania počas MRI vyšetrenia [32]. Počas testovania bol neurostimulátor nastavený na „off-mode" a nulové napätie ako je aj bežná prax pri MRI vyšetrení

In vitro testovanie prebiehalo na 1,5 T MRI systéme s gélom plneným fantómom hlavy. Zmeny teploty sa stanovovali fluorooptickou termometriou. Pri použití celotelovej radiofrekvenčnej (RF) cievky boli najväčšie zmeny teploty v rozpätí 2,5 až 25,3 °C. V prípade použitia RF cievky na hlavu boli najväčšie zmeny teploty medzi 2,3–7,1 °C. Zmeny teploty boli závislé na type RF cievky, od stupňa SAR (specific absorption rate) a od pozície elektródy. Na základe týchto výsledkov je zrejmé, že bezpečné môže byť MRI vyšetrenie pacientov s týmto neurostimulačným systémom len za určitých vysokošpecifických podmienok týkajúcich sa parametrov MRI systému (napr. pri celotelovej RF cievke, celotelový priemer SAR pod 0,9 W/kg, pri hlavovej RF cievke pod 0,1 W/kg) [33]. Uitti et al zisťovali, či MRI vyšetrenie môže spôsobovať dislokáciu elektród alebo zmeny programu systémov DBS [34]. V in vitro a in vivo štúdiách sa testovali implantované pulzné generátory (IPG) Itrel II, model 7424; Medtronic, Minneapolis, MN) a elektródy 3387 a 3389 tej istej firmy na 1,5 T MRI systéme. In vivo väčšina nameraných odchýliek (88%) spadala do rozpätia štandartnej chyby merania (1.4mm). Maximálna nameraná odchýlka bolo 3 mm (2% výskyt). Bola demonštrovaná výborná kontrola tremoru, ktorá sa po MRI vyšetrení nezmenila. In vitro DBS elektródy nevykazovali žiadnu deflekciu v magnetickom poli. Podobne neboli pozorované zmeny v sile batérie, odpore elektród alebo nastavení programu. Autori konštatovali, že MRI vyšetrenie nebolo asociované so signifikantným pohybom DBS elektród alebo zmenami klinickej odpovede. Bhidayasiri et al testovali in-vitro zohrievanie DBS systémov pri starostlivo nastavených podmienkach MRI systému (celotelová RF cievka s vysielacím módom, hlavová RF cievka len s prijímacím módom, rôzne SAR). Preukázali, že zohrievanie asociované s klinickými sekvenciami sa pohybovalo v bezpečnom, fyziologickom rozpätí, obzvlášť pri použití nízkych SAR hodnôt [35]. Špecifické podmienky bezpečného použitia MRI u pacientov s implantovaných DBS systémami vyžadujú hlavové cievky s vysielacím a zároveň prijímacím módom, nesmú sa používať celotelové RF cievky s vysielacím módom, hlavové cievky len s prijímacím módom alebo hlavové cievky, ktoré presahujú nad hrudník.

Systémy stimulácie n. vagus (VNS)

Stimulátory n. vagus sú podľa údajov výrobcov kompatibilné s MRI poľami len za špecifických podmienok. Nesmú sa používať celotelové MRI cievky vo vysielacom móde (transmit mode). Používať sa majú výlučne hlavové cievky s vysielacím a prijímacím módom. RF pulzy môžu zmeniť nastavenie generátora impulzov alebo aktivovať prístroj, preto musí byť prístroj pred MRI vyšetrením preprogramovaný (vypnutý) na output 0 mV. Sila statického magnetického poľa MRI prístroja by nemala presiahnuť 2 T, špecifická absorpcia (SAR) by nemali byť viac ako 1.3 W/ kg a zmena intenzity magnetického poľa za čas by mala byť menej ako 10 T/s [36]. Za týchto podmienok je väčšina VNS stimulátorov testovaná a overená ako bezpečná. Práca autorov Sucholeiki et al preveruje bezpečnosť VNS v poliach sekvencií fMRI. Na 4 pacientov potvrdzujú kompatibilitu systému VNS s fMRI vyšetrením [37].

proLékaře.cz | 10.11.2026

Ventily ventrikuloperitoneálnych shuntov

CODMAN HAKIM, Delta, POLARIS, Pulsar, Sophy Mini, Strata sú ventily plne kompatibilné s MRI-poľami 1.5T. Ventil SOPHY Adjustable vyžaduje špeciálnu pozornosť pri MRI-vyšetrení.

Záver:

Vzhľadom k vysokej rozlišovacej schopnosti a neinvazívnosti je MRI vyšetrenie jednou z najsofistikovanejších vyšetrovacích metód. Relatívne často však nie je toto vyšetrenie realizované práve kvôli nedostatočnej informovanosti indikujúceho lekára o bezpečnosti implantovaných materiálov v silnom magnetickom poli. V súčasnosti používané materiály (zlúčeniny titánu) však len zriedka predstavujú kontraindikáciu vyšetrenia MRI. Problematickými môžu byť staršie implantáty a rôzne implantované prístroje. Prehľad literatúry naznačuje, že MRI vyšetrenie ostáva naďalej prevažne kontraindikované u pacientov s implantovanými pacemakermi. Vyšetrenie je možné bezpečne realizovať len za starostlivo vybraných klinických podmienok, u novších typov pacemakerov, s preprogramovaním na asynchrónny mód pred vyšetrením a s obmedzením expozícii RF polí. Umelé srdcové chlopne vo väčšine prípadov nepredstavujú žiadne bezpečnostné riziko pri MRI vyšetrení. Vyšetrenie pacientov so systémami DBS a VNS je možné len za veľmi presne definovaných podmienok. Ventily ventrikuloperitoneálnych shuntov sú prevažne úplne bezpečné.

Záverom by sme chceli poukázať na katalogizované zoznamy kovových implantátov a prístrojov s popisom ich správania v magnetickom poli pri MRI vyšetrení autorov Shellock et al., ktoré sú každý rok aktualizované s pribúdajúcimi implantátmi a prístrojmi. [38] Presný zoznam všetkých implantátov s opisom ich bezpečnosti pri MRI vyšetrení presahuje rámec tejto práce. Cieľom tejto prehľadnej práce je skôr poukázať na možnosť realizácie MRI vyšetrenia pri rôznych typoch implantátov a prístrojov, ktoré boli tradične považované za kontraindikáciu MRI vyšetrenia, ale v súčasnosti ich možno (i keď niekedy iba za špeciálnych podmienok) považovať za MRI-bezpečné.

Zoznam skratiek

MRI magnetická rezonancia
MRI magnetic resonance imaging
DBS deep brain stimulation
VNS vagal nerve stimulation
RF rádiofrekvenčná
SAR specific absorption rate

Literatúra

1. Shellock FG. Magnetic resonance safety update 2002: implants and devices. J Magn Reson Imaging 2002; 16: 485–96.
2. Applebaum EL, Valvassori GE. Effects of magnetic resonance imaging fields on stapedectomy prostheses. Arch Otolaryngol 1985; 111: 820–821.
3. New PF, Rosen BR, Brady TJ, Buonanno FS, Kistler JP, Burt CT et al. Potential hazards and artifacts of ferromagnetic and nonferromagnetic surgical and dental materials and devices in nuclear magnetic resonance imaging. Radiology 1983; 147: 139–148.
4. Shellock FG. Reference manual for magnetic resonance safety and patient management: 2003 edition. Salt Lake City: Amirsys, Inc. 2003.
5. Shellock FG. Magnetic resonance procedures: health effects and safety. Boca Raton, FL: CRC Press 2001.
6. Wichmann W, Von Ammon K, Fink U, Weik T, Yasargil GM. Aneurysm clips made of titanium: magnetic characteristics and artifacts in MRI. Am J Neuroradiol 1997; 18: 939–944.
7. Kanal E, Shellock FG. Aneurysm clips: effects of long-term and multiple exposures to a 1.5-T MRI system. Radiology 1999; 210: 563–565.
8. New PF, Rosen BR, Brady TJ, Buonanno FS, Kistler JP, Burt CT et al. Potential hazards and artifacts of ferromagnetic and nonferromagnetic surgical and dental materials and devices in nuclear magnetic resonance imaging. Radiology 1983; 147: 139–148.
9. Tenforde, Budinger. Biologic effects and physical safety aspects of NMRI imaging and in vivo spectroscopy. American Assoc. Physicist in Medicine, Summer School on NMRI in Medicine, 1985.
10. Barrafato D, Henkelman RM. Magnetic resonance imaging and surgical clips. Can J Surg 1984; 27: 509–512.
11. Dujovny M, Kossovsky N, Kossowsky R, Valdivia R, Suk JS, Diaz FG et al. Aneurysm clip motion during magnetic resonance imaging: in vivo experimental study with metallurgical factor analysis. Neurosurgery 1985; 17: 543–548.
12. Hennemeyer CT, Wicklow K, Feinberg DA, Derdeyn CP. In vitro evaluation of platinum Guglielmi detachable coils at 3 T with a porcine model: safety issues and artifacts. Radiology 2001; 219: 732–737.
13. Shellock FG, Shellock VJ. Metallic stents: evaluation of MRI imaging safety. AJR Am J Roentgenol 1999; 173: 543–547.
14. Taal BG, Muller SH, Boot H, Koops W. Potential risks and artifacts of magnetic resonance imaging of self-expandable esophageal stents. Gastrointest Endosc 1997; 46: 424–429.
15. Teitelbaum GP, Bradley WG Jr, Klein BD. MRI imaging artifacts, ferromagnetism, and magnetic torque of intravascular filters, stents, and coils. Radiology 1988; 166: 657–664.
16. Taal BG, Muller SH, Boot H, Koop W. Potential risks and artifacts of magnetic resonance imaging of self-expandable esophageal stents. Gastrointestinal Endoskopy 1997; 46:424–429.
17. Greatbatch W, Miller V, Shellock FG. Magnetic resonance safety testing of a newly-developed fiber-optic cardiac pacing lead. J Magn Reson Imaging 2002; 16: 97–103.
18. Achenbach S, Moshage W, Diem B, Bieberle T, Schibgilla V, Bachmann K. Effects of magnetic resonance imaging on cardiac pacemakers and electrodes. Am Heart J 1997; 134: 467–473.
19. Pavlicek W, Geisinger M, Castle L, Borkowski GP, Meaney TF, Bream BL et al. The effects of nuclear magnetic resonance on patients with cardiac pacemakers. Radiology 1983; 147: 149–153.
20. Luechinger R, Duru F, Scheidegger MB, Boesiger P, Candinas R. Force and torque effects of a 1.5-Tesla MRI scanner on cardiac pacemakers and ICDs. Pacing Clin Electrophysiol 2001; 24: 199–205.
21. Sommer T, Vahlhaus C, Lauck G, von Smekal A, Reinke M, Hofer U et al. MRI

proLékaře.cz | 10.11.2026

imaging and cardiac pacemakers: in-vitro evaluation and in-vivo studies in 51 patients at 0.5 T. Radiology 2000; 215: 869–879.
22. Schmiedel A, Hackenbroch M, Yang A, Nahle CP, Skowasch D, Meyer C et al. Magnetic resonance imaging of the brain in patients with cardiac pacemakers. Experimental and clinical investigations at 1.5 Tesla. Rofo 2005; 177: 731–744.
23. Loew J, Loewy A, Kendall EJ. Reconsideration of pacemakers and MRI imaging. Radiographics 2004; 24: 1257–68.
24. Martin ET, Coman JA, Shellock FG, Pulling C, Fair R, Jenkins K. Magnetic resonance imaging and cardiac pacemaker safety at 1.5-Tesla. Magnetic resonance imaging and cardiac pacemaker safety at 1.5-Tesla. J Am Coll Cardiol 2004; 43: 1315–1324.
25. Roquin A, Zviman M, Meininger GR, Rodrigues ER, Dickfeld TM, Lardo AC et al. Modern pacemaker and implantable cardioverter-defibrillator systems can be MRI-safe. Circulation 2004; 110: 475–482.
26. Edwards MB, Taylor KM, Shellock FG. Prosthetic heart valves: evaluation of magnetic field interactions, heating and artifacts at 1.5 T. J Magn Reson Imaging 2000; 12: 363–369.
27. Soulen RL, Budinger TF, Higgins CB. Magnetic resonance imaging of prosthetic heart valves. Radiology 1985; 154: 705–707.
28. Shellock FG. Prosthetic heart valves and annuloplasty rings: assessment of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5 Tesla. J Cardiovasc Magn Reson 2001; 3: 317–324.
29. Condon B, Hadley DM. Potential MRI hazard to patients with metallic heart valves: the Lenz effect. J Magn Reson Imaging 2000; 12: 171–6.
30. Bachmann R, Deutsch HJ, Jungehulsing M, Sechtem U, Hilger HH, Schicha H. Magnetic resonance tomography in patients with a heart valve prosthesis. Rofo 1991; 155: 499–505.
31. Tronnier VM, Staubert A, Hahnel S, Sarem-Aslani A. Magnetic resonance imaging with implanted neurostimulators: an in vitro and in vivo study. Neurosurgery 1999; 44: 118–125.
32. Rezai AR, Finelli D, Nyenhuis JA, Hrdlicka G, Tkach J, Sharan A et al. Neurostimulation systems for deep brain stimulation: in vitro evaluation of magnetic resonance imaging-related heating at 1.5 tesla. J Magn Reson Imaging 2002; 15: 241–250.
33. Sharan A, Rezai AR, Nyenhuis JA, Hrdlicka G, Tkach J, Baker K et al. MRI safety in patients with implanted deep brain stimulation systems (DBS). Acta Neurochir Suppl. 2003; 87: 141–145.
34. Uitti RJ, Tsuboi Y, Pooley RA, Putzke JD, Turk MF, Wszolek ZK et al. Magnetic resonance imaging and deep brain stimulation. Neurosurgery 2002; 51: 1423–1428.
35. Bhidayasiri R, Bronstein JM, Sinha S, Krahl SE, Ahn S, Behnke EJ et al. Bilateral neurostimulation systems used for deep brain stimulation: in vitro study of MRI-related heating at 1.5 T and implications for clinical imaging of the brain. Magn Reson Imaging 2005; 23: 549–555.
36. Physician's Manual, VNS Therapy Pulse Model 102 Generator and VNS Therapy Pulse Duo Model 102R Generator, Cyberonics 26–0005–9100/3 U.S. Domestic Version.
37. Sucholeiki R, Alsaadi TM, Morris GL 3rd, Ulmer JL, Biswal B, Mueller WM. fMRI in patients implanted with a vagal nerve stimulator. Seizure 2002; 11: 157–162.
38. Shellock FG. Reference Manual for Magnetic Resonance Safety, Implants, and Devices: 2005 Edition. Los Angeles: Biomedical research publishing Group 2005.

www.urologickelisty.cz