

KONSTRUKCE ŠIROCE PŘELADITELNÉ OBJEMOVÉ RADIOFREKVENČNÍ CÍVKY PRO MR ZOBRAZOVÁNÍ MALÝCH HLODAVCŮ

CONSTRUCTION OF WIDE TUNEABLE VOLUME RADIOFREQUENCY COIL FOR MR IMAGING OF SMALL RODENTS

původní práce

Martin Vít^{1,2}
Pavel Marton²
Martin Burian¹
Andrea Gálisová¹
Daniel Jiráček^{1,3}

¹Institut klinické a experimentální medicíny, Praha

²Technická univerzita Liberec, Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií, Liberec

³Technická univerzita Liberec, Fakulta zdravotnických studií, Liberec

Přijato: 15. 6. 2018.

Korespondenční adresa:

Ing. Martin Vít
Institut klinické a experimentální medicíny
Videňská 1958/9, 140 21 Praha 4
e-mail: vitm@ikem.cz, martin.vit@tul.cz

Konflikt zájmů: žádný.

Práce byla podpořena z fondu SGS TUL a z programového projektu GA ČR P205-16-03156S.
Veškerá práva podle předpisů na ochranu duševního vlastnictví jsou vyhrazena.

Hlavní stanovisko práce

Práce se zabývá konstrukcí objemové radiofrekvenční cívky pro zobrazování pomocí magnetické rezonance, využívající rezonanci jak jader ^{19}F , tak jader ^1H .

SOUHRN

Vít M, Marton P, Burian M, Gálisová A, Jiráček D. Konstrukce široce přeladitelné objemové radiofrekvenční cívky pro MR zobrazování malých hlodavců

Cíl: Představujeme radiofrekvenční objemovou cívku s pracovním objemem 100 ml pro *in vivo* ^1H a ^{19}F MR zobrazování malých hlodavců na 4,7 T experimentálním spektrometru.

Metodika: Cívka je konstrukce typu birdcage s jednokanálovým buzením a dvanácti podélnými elementy vytvářejícími homogenní elektromagnetické pole B_1 v cívce. Od běžně konstruovaných birdcage cívek se cívka prezentovaná v tomto článku odlišuje možností změny rezonanční frekvence ve velkém frekvenčním rozsahu (zahrnujícím $f_0^{19}\text{F} = 188,6 - f_0^1\text{H} = 200,4 \text{ MHz}$ @ B_0 4,7 T), což je umožněno unikátním řešením změny elektrické kapacity mezi vodiči prostřednictvím změny délky cívky.

Výsledky: Hodnoty faktoru kvality v rezonancích pro nezatíženou cívku jsou $Q^1_{\text{H}} = 328$ a $Q^{19}_{\text{F}} = 331$. Tyto výsledky jsou srovnatelné s hodnotami běžného typu konstrukce birdcage cívek určených pouze pro jednu z rezonančních frekvencí. Prezentovaná cívka však umožňuje nejen měření ^1H , ale i ^{19}F snímků se srovnatelným MR signálem bez nutnosti výměny cívek mezi jednotlivými měřeními.

Major statement

The paper deals with the construction of a volumetric radiofrequency coil for magnetic resonance imaging using the resonance of ^{19}F and ^1H nuclei.

SUMMARY

Vít M, Marton P, Burian M, Gálisová A, Jiráček D. Construction of wide tuneable volume radiofrequency coil for MR imaging of small rodents

Aim: We present a radio frequency volume coil with a working volume of 100 ml for *in vivo* ^1H and ^{19}F MR imaging of small rodents on a 4.7 T experimental spectrometer. The coil has a single-channel excitation.

Method: Structure of coil is birdcage type with twelve longitudinal elements generating a sufficiently homogeneous electromagnetic field B_1 in the coil. From commonly constructed birdcage coils, this is distinguished by the possibility of changing the resonant frequency over a large frequency range (including $f_0^{19}\text{F} = 188.6 \text{ MHz} - f_0^1\text{H} = 200.4 \text{ MHz}$ @ B_0 4.7 T), which is allowed possible by changing the electrical capacitance between the wires through changes in the length of the coil.

Result: The quality factors in the resonances for the unloaded coil are $Q^1_{\text{H}} = 328$ and $Q^{19}_{\text{F}} = 331$. This is comparable to the common type of birdcage coil design used for only one of the frequencies. However, the presented coil allows measurement of ^1H , as well as ^{19}F images with comparable MR signals, but without the need to change the coils between individual measurements.

Závěr: Obě taková měření tedy mohou být provedena s identickou polohou vzorku nebo hlodavce.

Klíčová slova: magnetická rezonance, laboratorní zvířata, birdcage cívka, $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ MRI.

Conclusion: Both such measurements can thus be performed with an identical rodent position.

Key words: small animals, magnetic resonance, bird cage coil, $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ MRI.

ÚVOD

V preklinickém výzkumu nemocí a možných přístupů k jejich léčbě hrají důležitou roli pokusy na zvířecích modelech. Jednou z moderních neinvazivních metod je zobrazování orgánů pomocí magnetické rezonance (MR). V případě výzkumu prováděného na pracovišti IKEM jsou využíváni hlodavci, zejména pak myši. Jejich délka se pohybuje od 2 do 3 cm od krku po kořen ocasu. Specifikem zobrazování takto malých hlodavců je požadavek na citlivé zobrazení orgánů s vysokým kontrastem.

Komerčně dodávané univerzální radiofrekvenční (RF) cívky většinou nejsou uzpůsobeny malým rozměrům myšního těla a jejich větší rozměr nevyhnutelně vede k poklesu citlivosti kvantifikované menším odstupem signálu od šumu (SNR) a tím i k poklesu kvality zobrazení. Proto přistupujeme ke konstrukci vlastních RF cívek. Důležitým požadavkem pro MR zobrazování (MRI), MR spektroskopii (MRS) a MR relaxometrii (MRR) je vysoká homogenita RF pole (B_1) cívky. Toho lze pro pracovní objem cívky (volume of interest – VOI) docílit právě speciálními objemovými cívkami.

Pro stavbu objemové vysílací/přijímací (Tx/Rx) cívky se nejčastěji používají tyto konstrukce: sedlová cívka, solenoid, birdcage a rezonátor s transverzální elektromagnetickou vlnou (TEM). Sedlová cívka vykazuje nízkou homogenitu EM pole, solenoid je nutné orientovat kolmo k hlavní ose magnetu (což velmi omezuje manipulaci a využití v systémech s menším průřezem jímky), TEM je náročný na výrobu a jeho použití se hodí spíše pro pole větší než 5 T (1). Cívka typu birdcage vykazuje dobrou homogenitu EM pole, orientace magnetických siločar v cívkách je paralelní k hlavní ose magnetu a je nenáročná na konstrukci v laboratorních podmínkách.

Z výše popsáných důvodů je cívka birdcage jedním z nejčastěji používaných typů objemových cívek. Na rozdíl od povrchových typů cívek u ní lze dosáhnout dobrého SNR v celém VOI díky vysoké homogenitě RF pole B_1 v cívkách. Do velikosti hlavního magnetického pole B_0 4,7 T je z konstrukčních důvodů doporučován spíše typ dolní propust (low pass – LP), i když je možné použít typ horní propust (high pass – HP), případně hybridní pásmovou propust (band pass – BP). Tyto konstrukce se liší uspořádáním součástek a spektrem frekvenčních módů (1).

V tradičním provedení jsou cívky konstruovány z úseků vodičů, představující indukčnost L a z kapacitorů se soustředěnými parametry s kapacitou C . Tyto kapacitory musí být nemagnetické pro zachování homogenity magnetických polí v MR tomografu, což zvyšuje cenu cívky (tab. 1).

Klinické MRI je převážně založeno na zobrazování ^1H vodíkových jader. V posledních letech se však využívají i jiná jádra např. ^{19}F , ^{31}P , ^{23}Na a ^{13}C . Obsah fluoru ve tkáních savců je pouze zanedbatelný, proto v případě ^{19}F MR zobrazování detekujeme pouze fluorovou kontrastní látku. V porovnání s ^1H zobrazením založeném na zobrazení vody ve tkáních je ^{19}F MR signál slabý kvůli malému počtu jader fluoru v dostupných ^{19}F kontrastních látkách (4). S tendencí zvyšování magnetického pole B_0 u klinických strojů (dnes běžné 3 T) a s nárůstem citlivosti přijímacích RF obvodů se však ^{19}F MR stává metodou používanou v mnoha preklinických výzkumech. V budoucnu lze očekávat nárůst uplatnění ^{19}F MR i v klinické praxi.

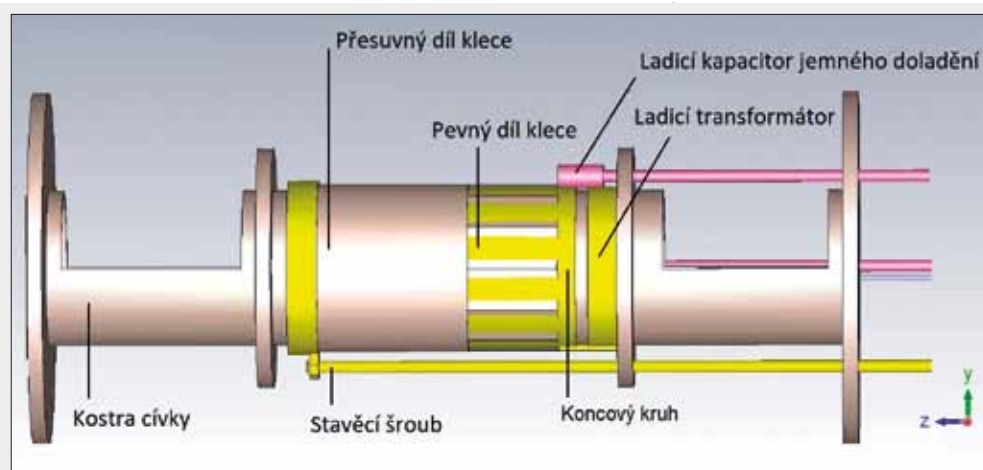
Jelikož má izotop ^{19}F velmi podobný gyromagnetický poměr (γ) jako izotop ^1H , je rezonanční frekvence těchto jader blízká: $f_{^1\text{H}} = 200,4$ MHz a $f_{^{19}\text{F}} = 188,6$ MHz @ B_0 4,7 T. Proto je možné u některých MR systémů využít prakticky celý jejich ^1H hardware (zesilovače, filtry, Tx budiče) k práci s ^{19}F MR signálem. Je nutné modifikovat pouze cívku umožňující naladění na rezonanční frekvenci ^{19}F .

Přeladitelná cívka $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ popisovaná v tomto článku je určena pro preklinický výzkum. Oproti běžně konstruovaným cívkám umožňuje tato Low Pass bird cage (LPBC) možnost plynule měnit svou podélnou geometrii. Změnou délky vodičů lze velmi účinně a spojitě měnit rezonanční frekvenci cívky; ladící kapacitor (viz níže) je pak využíván pouze pro jemné doladění. Tyto dva nezávislé způsoby ladění (obr. 1a) podstatně přispívají k zachování homogenity RF pole v celém VOI i při velkém frekvenčním rozsahu přeladování. Tato metoda umožňuje dosáhnout přeladění $> 25\%$ (pro zde popísanou $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ cívku je požadované přeladění 6%). Z obvodového a konstrukčního pohledu jsou v porovnání s klasickou konstrukcí LPBC kapacitory v jednotlivých větvích klece nahrazeny dvěma kovovými pásky s vloženým dielektrikem FR-4 (obr. 1A,B). Tyto pásky se přes sebe přesouvají, tím se mění plocha S jejich překryvu a tedy i kapacita C mezi vodiči podle vztahu:

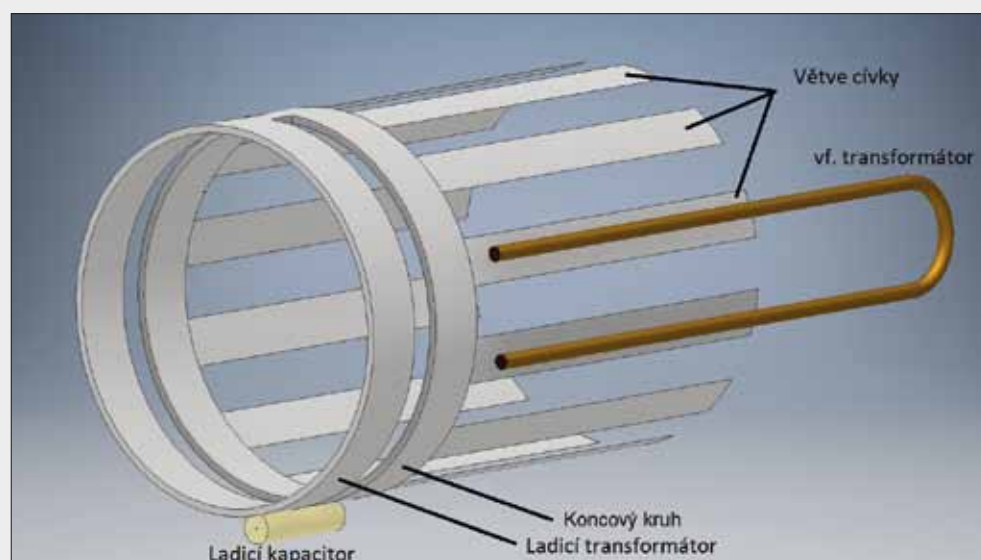
$$C = \epsilon \frac{S}{l} \quad [F, F \times m^{-1}, m^2, m]$$

kde ϵ je permitivita dielektrika FR-4 a l jeho tloušťka. Změna kapacity C pak způsobí změnu rezonanční frekvence f cívky podle Thomsonova vztahu:

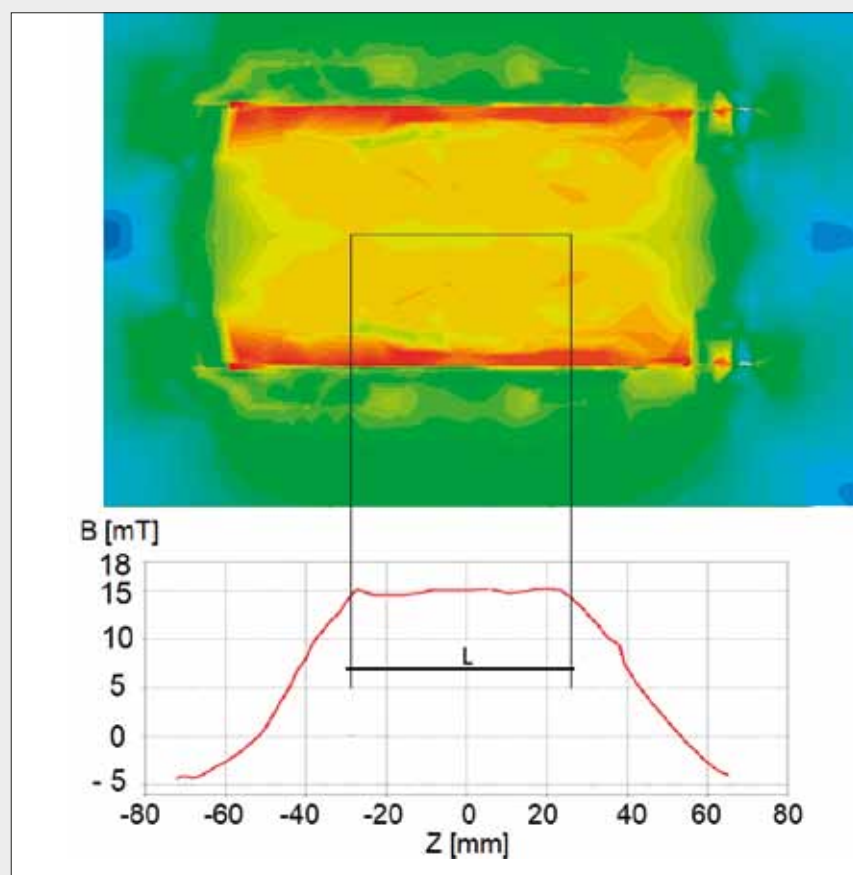
$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad [Hz, H, F]$$



◀ Obr. 1A



◀ Obr. 1B



◀ Obr. 1C

Obr. 1. **Modelování cívky v programu CST studio Suite 2016.** A – 3D model cívky obsahující všechny součásti vyjma radiofrekvenčního stínění; B – 3D model pevného dílu klece využitý k simulaci rozložení magnetického pole B_1 ; C – 2D řez magnetickým polem B_1 a graf intenzity pole v ose cívky. Vyznačena je použitelná délka vzorku L .

Fig. 1. **Modeling of the coil in the software CST studio Suite 2016.** A – 3D model of the coil containing all parts except radiofrequency shielding; B – 3D model of the fixed part of the cage, used to simulate distribution of the magnetic field B_1 ; C – 2D slice of the magnetic field B_1 with the graph of the field intensity in the axis of the coil. Marked useful length of the sample L .

Vzniklá pásková struktura cívký se nazývá Transmissi-on Line Resonator (TLR). Jejím vícenásobným rozmístěním na plášti válce vzniká struktura vodičů podobná ptačí kleci. Ta má z hlediska produkovaného RF pole vlastnosti birdcage cívký (obr. 1A, 4).

Popisovaná cívka je složena z 12 větví (rungs), zajišťujících dostatečnou homogenitu RF pole B_1 , dále ze dvou koncových kruhů (end rings) spojujících větve v jeden vodivý celek.

Využití TLR namísto kapacitorů snižuje nároky na nemagnetické součástky a zmenšuje prostor kolem cívký, který není využitelný k měření. Takto vzniklá klec je magneticky svázána s ladicím transformátorem pro jemné doladění pracovní frekvence. Tento transformátor je tvořen ladicím kruhem ve vzdálenosti 4 mm od koncového kruhu cívký (obr. 1A,B). Kapacitní vazbou mezi těmito dvěma kruhy je možno v malém rozsahu velmi přesně nastavit rezonanční frekvenci cívký a tím zajistit její optimální pracovní režim.

METODIKA

Simulace elektromagnetického pole

Parametry cívký byly ověřeny a optimalizovány pomocí numerických simulací s využitím výpočetního balíku CST (CST Studio Suite 2016 Student Edition, Dassault Systemes, France) pro výpočty Maxwellových rovnic. Program umožňuje mimo jiné tvorbu 3D modelů elektrických obvodů a nastavení parametrů jejich interakce s okolím.

K simulaci vodičů cívký v CST byl použit materiál s parametry odpovídajícími mědi ($G_{Cu} = 58,1 \times 10^6 \text{ S m}^{-1}$, $\epsilon_r = 1$, $\mu_r = 1$), dielektrikum reprezentuje materiál FR-4 běžně používaný k výrobě desek plošných spojů s parametry ($G_{FR4} = 0 \text{ S m}^{-1}$, $\epsilon_r = 4,4$, $\mu_r = 1$) a okolí cívký má vlastnosti vzduchu ($G_v = 0 \text{ S m}^{-1}$, $\epsilon_r = 1,00054$, $\mu_r = 1,0000003$). Magnetické a elektrické materiálové konstanty charakterizující komponenty, z nichž je cívka vymodelována, jsou považovány za lineární, a tedy nezávislé na intenzitě polí a frekvenci.

Pro simulaci byl zvolen střídavý budicí proud 1 A pro 200 MHz i pro 188 MHz. To odpovídá výkonu 0,01 W na cívce při 50 Ω impedanci zdroje (volba amplitudy buzení nemá vliv na výsledné rozložení EM polí až na multiplikativní konstantu). Získané prostorové rozložení střídavého elektromagnetického pole B_1 je zobrazeno na obrázku 2A v transverzálním a na obrázku 2B v sagitálním řezu cívkou. Rozměry cívký byly pomocí simulací optimalizovány pro průběh intenzity pole B_1 s jedním maximem uprostřed VOI (obr. 1C), ačkoliv birdcage cívký jsou většinou konstruovány pro průběh se dvěma maximy, aby byl prostor homogenního pole B_1 co nejdelší (1). Řešení cívký s jedním maximem RF pole B_1 nám oproti tomu poskytuje jeho větší intenzitu i vyšší citlivost cívký uprostřed VOI. Cenou za zvýšenou citlivost je zkrácení homogenní oblasti a pozvolný pokles intenzity signálu (podél osy „z“ cívký neboli s osou hlavního magnetického pole B_0) ve směru od centra cívký k okrajům (obr. 2B,D).

Pracovní oblast cívký je vymezena oblastí s poklesem intenzity RF magnetického pole o 3 dB, což nastane v podélné vzdálenosti 27,5 mm od centra cívký. Ze simulací magnetického pole tedy plyne, že délka měřeného vzorku by neměla překročit 55 mm (obr. 2C). Obě tyto projekce vykazují dobrou

homogenitu EM pole zejména uprostřed cívký. V transverzálním řezu je patrná silnější horizontální linka pole. Tuto nehomogenitu lze kompenzovat pokročilejší konstrukcí cívký, tzv. kvadrurním buzením, pomocí kterého dojde k vytvoření další složky pole ve vertikálním směru rotujícího pole. Toto řešení dvoukanálové cívký zde diskutováno není. Artefakty na příčném řezu cívkou (obr. 2A,C) v okolí vodičů jsou charakteristické pro birdcage cívký. Lze je omezit navýšením počtu větví, ovšem za cenu vyšších konstrukčních nároků. Z projekce polí v sagitálním řezu (obr. 2A) jsou patrné nehomogenity v oblasti koncových kruhů. Na pravé straně je jasně patrné zesílení této nehomogenity v oblasti ladicího transformátoru. Z tohoto důvodu není dobré konstruovat cívký se silnou vazbou ladicího transformátoru: se silnou vazbou transformátoru vzrůstá nehomogenita magnetického pole ve VOI, což vede k nehomogenním MR snímkům. Transformátor se proto hodí pouze k doladění v rozsahu < 1 % rezonanční frekvence.

Tyto zásadní informace a charakteristiky RF polí B_1 jsou získány pomocí simulací se studentskou verzí CST, která omezuje počet simulovaných elementů a tím i rozlišení simulace. Přesto jsou však klíčové výsledky v obrázcích velmi dobře patrné.

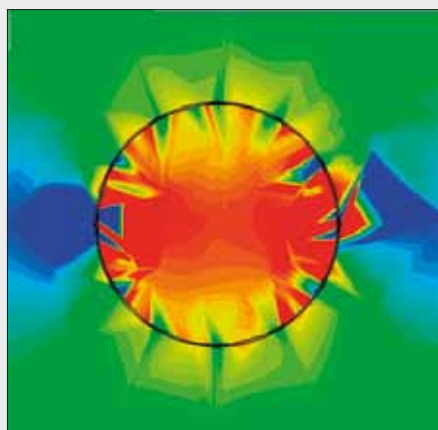
Design a konstrukce cívký

Cívka byla zkonstruována v laboratořích Technické univerzity v Liberci. Mechanická kostra cívký byla navržena v programu Inventor 2016 (Autodesk Inc., USA) a vyrobena pomocí technologie 3D tisku z polykarbonátu. Ke konstrukci elektrických obvodů byly použity nemagnetické kapacitory firmy Exxelia (Europe, France). Struktury vodičů byly vyleptány na desky materiálu FR-4 s tloušťkou substrátu 0,1 mm, který lze jednoduše formovat do tvaru válce. Rozměry cívký byly zvoleny následovně: délka 55 mm a průměr 49 mm. To umožňuje celotělové MRI myši při současném umístění senzorů pro měření dechu, teploty, zavedení anestezie pro *in vivo* experimenty a zavedení vodního vyhřívání těla hlodavce.

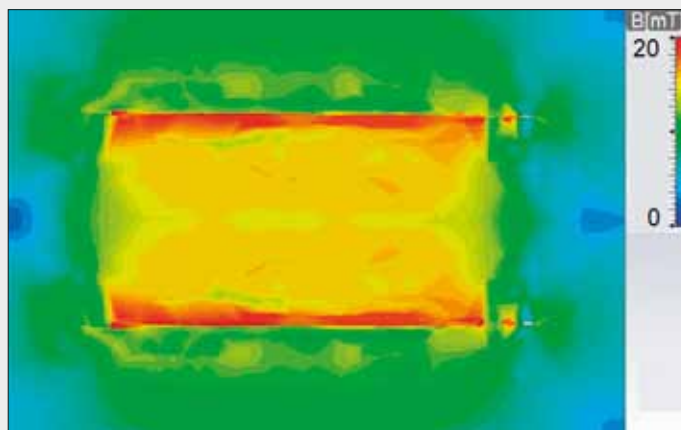
Cívka samotná se skládá ze dvou koncových kruhů, ze kterých vystupuje 12 větví ve směru osy „z“. Větve končí volně, bez zakončení koncovým kruhem, obdobně jako jednoduchý anténní dipól (obr. 1B). Přes tyto větve jsou ve vzdálenosti 0,1 mm překryty další větve shodné geometrie, zakončené na opačném konci opět koncovým kruhem. Tyto dvě části nejsou galvanicky spojené, svoji konstrukci tvoří však tyto sousedé izolované vodiče kapacitor. Takto vytvořený kapacitor s parametry rozloženými podél vodiče je schopen přenášet střídavý proud a tím vytvořit z dvou galvanicky oddělených částí cívký, která se z elektrického hlediska chová jako jeden celek. Změnou délky všech 12 větví najednou se změní pracovní frekvence v celém pracovním objemu cívký (VOI) bez lokálních odchylek intenzity RF pole B_1 .

Jelikož je cívka konstruována jako LPBC, jsou kapacity umístěny v podélných větvích cívký podle schématu na obrázku 3.

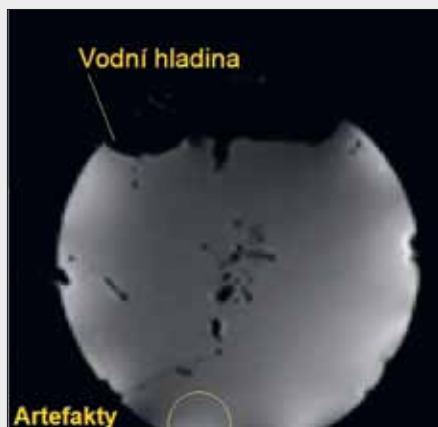
Kapacitu takto vzniklého kapacitoru lze měnit velikostí překryvu jednotlivých větví. Tím se velmi efektivně mění i pracovní frekvence celé cívký ve všech větvích zároveň. Protože je ladění pomocí změny geometrie poměrně hrubé, je přidán ladicí transformátor tvořený kruhem podobným koncovému kruhu, umístěným však dále ve směru osy „z“ (obr.



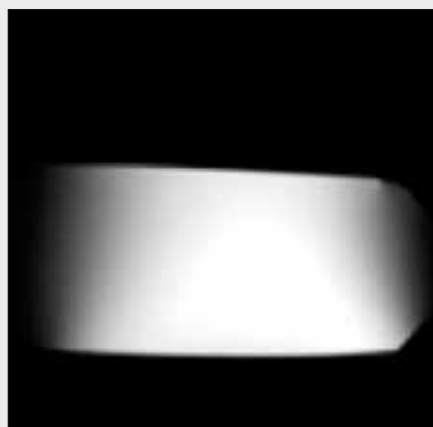
▲ Obr. 2A



▲ Obr. 2B



▲ Obr. 2D



▲ Obr. 2E

Obr. 2. **Vizualizace radiofrekvenčních polí B_1 generovaných cívkou – osa „z“ pole B_0 je shodná s osou „z“ simulace.** A – transversální pohled na simulaci velikosti polí B_1 generovaných cívkou – vykresleno $B_1 = \sqrt{(B_{1x})^2 + (B_{1y})^2}$; B – sagitální pohled na simulaci polí B_1 generovaných cívkou. V pravé části je patrný ladicí transformátor a jeho vliv na magnetické pole cívkou; C – transversální MR zobrazení fantomu obsahujícího roztok NaF – vizualizace příčného profilu radiofrekvenčního pole B_1 . Patrné jsou zejména artefakty související se silnějším polem B_1 okolo vodičů klece. Uprostřed fantomu jsou zachyceny bubliny, vrchní část transversálního snímku je nad hladinou roztoku, proto zde signál chybí; D – sagitální MR zobrazení fantomu obsahujícího roztok NaF – vizualizace sagitálního profilu radiofrekvenčního pole B_1 .

Fig. 2. **Visualisation of the radiofrequency fields generated by the coil – „z“ axis of the field B_0 is the identical with that of simulation.** A – transversal view at the simulation of the B_1 field extent generated by the coil – drewed $B_1 = \sqrt{(B_{1x})^2 + (B_{1y})^2}$; B – sagittal view at the simulation of B_1 field generated by the coil. The tuning transformator is seen in the right part and its influence to the magnetic field; C – transversal MR imaging of the phantom containing NaF – visualization of the transversal profile of the radiofrequency field B_1 . The artifacts around the cage cables related to the stronger B_1 field are present. In the middle of the phantom are caught the bubbles, superior part of the transversal image is higher than the level of solution, than the signal is missing; D – sagittal MR image of the phantom containing NaF – visualization of the sagittal profile of radiofrequency B_1 field.

1A,B). Na jednom konci je ladicí kruh spojen s koncovým kruhem galvanicky, na druhém přes kapacitní trimr s rozsahem 8 pF. Tento trimr lze ovládat z vnějšku jímky magnetu. Změnou hodnoty tohoto trimru lze přesně doladit pracovní frekvenci v rozsahu $\pm 1,2$ MHz. Místo galvanického spojení kruhu a ladicího transformátoru je umístěno o 90° oproti ose budicího transformátoru (obr. 1A,B), kde se nachází místo s největší proudovou hustotou a proto i nejvhodnější místo pro ladění cívkou.

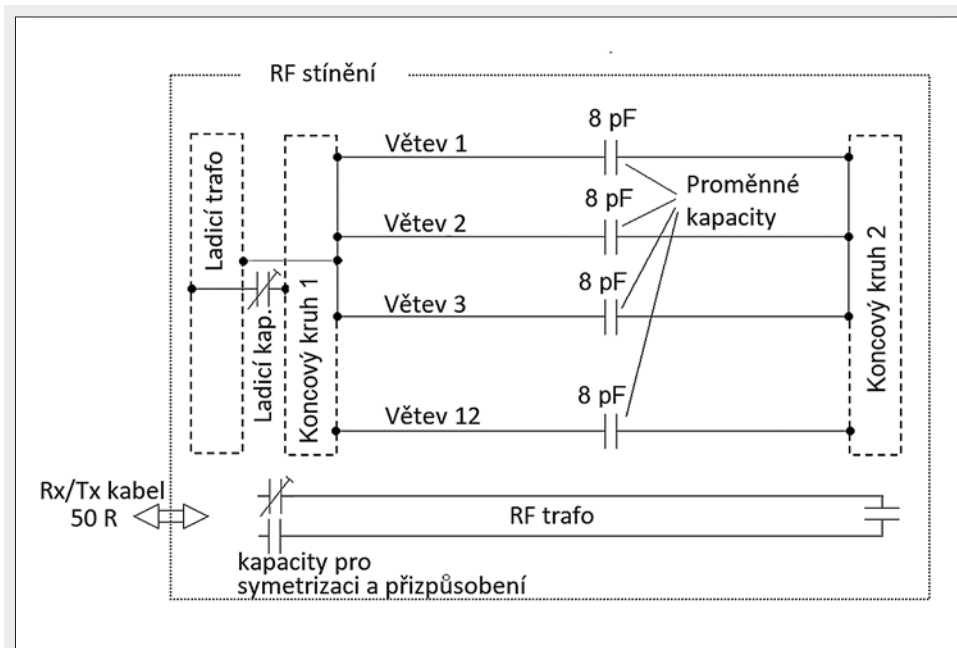
Při klasické konstrukci z diskretních součástek je potřeba pro obdobnou cívkou s 12 větvemi použít 29 kondenzátorů. Konstrukce uvedená zde, redukuje tento počet na pouhých pět kondenzátorů, které jsou použity k homogenizaci pole hlavního budicího závitu, k jeho impedančnímu přizpůsobení a k jemnému doladění pracovní frekvence. Díky této úspoře součástek dojde k výraznému zlevnění cívkou při výrobě a redukcí její velikosti. Řešení cívkou s využitím TLR umožňuje

dosáhnout rovnoměrného rozložení elektrického pole v okolí jednotlivých větví cívkou s nižší hodnotou napětí na dělicích kapacitách. Nižší hodnota napětí pak vede ke snížení ztrát elektrického pole a ke zlepšení kvality Q cívkou (3).

MR metody

Všechny zde prezentované zobrazovací experimenty ukazující možnosti popisované objemové $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ cívkou byly provedeny na experimentálním 4,7 T MR spektrometru. Magnet je osazen komerčními stíněnými gradientními cívkami s maximálním magnetickým spádem 200 mT/m se zaručenou odchylkou od linearity $< 4\%$ a na délce ± 40 mm od izocentra. Vnitřní využitelný průměr gradientního systému kolem izocentra je 120 mm.

Pro ^{19}F mód je potřeba délku cívkou zkrátit vůči ^1H módu, aby vzrostla kapacita mezi větvemi, a poklesla tak rezonanční



◀ Obr. 3

Obr. 3. Kompletní elektrické schéma cívky typu birdcage s širokým rozsahem přeladění

Fig. 3. Complete electrical schema of the coil of birdcage type with the wide extent of tuning

ní frekvence. Zkrácení o zhruba 2 mm, potřebné pro přeladění z ^1H na ^{19}F mód, se docílí otáčením stavečního šroubu, ke kterému je připevněn přesuvný díl klece. Tento šroub je možné jednoduše ovládat vně jímky magnetu. Přesná délka cívky se odvíjí od objemu vzorku a zejména od jeho vodivosti. Například pro fantom – zkumavku NaF 1 mol/l objemu 15 ml je optimální délka cívky pro ^1H rezonanci 54,6 mm a pro ^{19}F rezonanci 52,8 mm. Pro tu samou zkoumanou látku o objemu 30 ml je nastavení $^1\text{H} = 54,4$ mm a $^{19}\text{F} = 52,5$ mm.

Pro ^{19}F zobrazovací sekvenci gradientní echo (Fast low angle shot magnetic resonance imaging – FLASH MRI) s parametry – echo čas/repetiční čas/počet akvizic (TE/TR/Acq) 130/2500/32 byly po 21 min a 20 s získány hodnoty SNR uvedené v tabulce 2.

Funkce 'H módu byla kromě fantomu zkoušena také *in vivo* experimentem: zobrazení jater a ledvin myši. Byla použita sekvence FLASH MRI s parametry TE/TR/Acq = 3,7/130/32, délka měření 17 min a 44 s. Ke zvýšení kontrastu jaterní tkáně byla myši intravenózně aplikována MR kontrastní látka Gadovist o objemu 50 μ l.

VÝSLEDKY

Parametry cívky

Experimentální MR spektrometr Bruker 4.7 T (Bruker Biospec MRI GmbH, Ettlingen, Německo), pro který byla cívka konstruována, je vybaven pro použití vysílačích/přijímačích (Tx/Rx) cívek. Proto i cívka popisovaná v tomto článku je společná pro excitaci a zároveň příjem MR signálu. Cívka je dlouhá zhruba 55 mm v ^1H módu, což zajišťuje jedno lokální maximum intenzity RF pole B_1 uprostřed cívky (obr. 2B). V případě požadavku na co nejdelší homogenní oblast (se dvěma maximy intenzity) by byla optimální délka cívky 81 mm pro ^1H mód, v takovém případě by však poklesla ab-

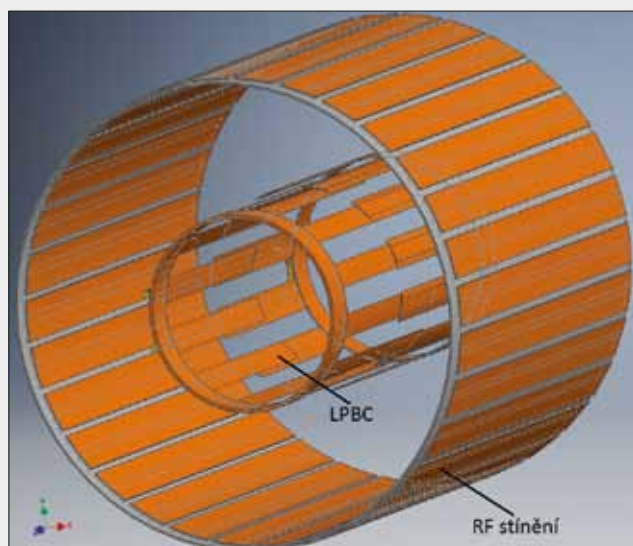
solutní hodnota přijatého MR signálu a tím i citlivost cívky. Průměr cívky je 49 mm, geometrický poměr délka/průměr cívky je tedy 1,12.

Ladění cívky je mechanicky omezeno od 180 MHz po 220 MHz. Při ladění se ve spektru rezonančních módů vyskytují čtyři blízké frekvence, z nichž je potřeba vždy vybrat mód s nejnižší frekvencí, které zajistí soustředění maxima energie v cívce. U vyšších harmonických módů je MR signál slabý a RF pole deformované, což se na MR snímku projeví nežádoucími artefakty (1). Faktor kvality Q rezonančního módu byl určen ze šířky pásma Δf pro danou frekvenci f_0 při poklesu amplitudy o 3 dB podle vztahu:

$$Q = \frac{f_0}{Bw} \quad [-Hz, Hz]$$

Pro nezatíženou cívkou byla naměřena kvalita faktorů cívký $Q_{19F(4.7T)} = 331$ a $Q_{1H(4.7T)} = 328$. V literatuře (1) uváděné kvalitativní parametry cívek s jednou pracovní frekvencí jsou s těmito hodnotami srovnatelné. Navržená cívka však navíc umožňuje široké frekvenční přeladování při zachování srovnatelných parametrů kvality a homogenity pole. Přenos signálu mezi cívkou a koaxiálním kabelem je zprostředkován vysokofrekvenčním transformátorem (obr. 1B) rovnoběžným s větvemi klece. Budicí závit transformátoru je připojen přes kapacitní trimr, kterým je možné přizpůsobit impedanci (Matching) a zabránit tak nežádoucím odrazům a snížení intenzity získaného signálu. Navíc je druhá strana budicího závitu připojena přes pevnou kapacitu (obr. 3), což zlepšuje symetrii přenášené vlny a pomůže potlačit vliv rušení a vlivy povrchových proudů na koaxiálním vedení.

Celý systém cívky a příslušných RF obvodů je oddělen od okolí RF stíněním (obr. 4). Díky tomu je omezena zejména vazba mezi gradientními cívkami a RF polem cívky, což vede ke zlepšení homogenity RF pole B_1 uvnitř cívky. Stínění je vytvořeno měděnými pásy na desce FR-4. Izolační mezery mezi jednotlivými pásy rozdělují velkou měděnou oblast plo-



▲ Obr. 4

Obr. 4. **Struktura radiofrekvenčního stínění vloženého mezi gradientní cívkou a radiofrekvenční cívkou.** Vzájemná kapacita vzniklá překryvem pásků v obou vrstvách stínění umožní dobrý přenos radiofrekvenčního proudu. EM pole s nižšími frekvencemi (grad. pulsy) již díky příliš velké reaktanci takto vzniklého kapacitoru stíněna nejsou.

Fig. 4. **The structure of radiofrequency shielding inserted between gradient coils and radiofrequency coil.** Interactive capacity created by the overlapping bands in both layers enables a good transmission of the radiofrequency flux. EM field with lower frequencies (grad. pulses) are not yet shielded because of too great reactance such as capacitors.

chy povrchu válce na mnoho menších částí (obr. 4). To snižuje vliv stínění na EM pole nízkých frekvencí, jako jsou např. gradientní pulsy, jež by v souvislé vodivé ploše generovaly

Tab. 1. **Porovnání prezentované objemové cívkou $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ s klasickým typem birdcage cívek**

Table 1. **Comparison of the presented type of volume coil $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ with that of classical birdcage coil**

	Cívka s proměnnou délkou	Cívka klasické konstrukce
Faktor kvality cívky (Q)	328/331	340
Proměnné přeladění	> 6 %	2 %
Cena materiálu (Kč)	25 000	40 000

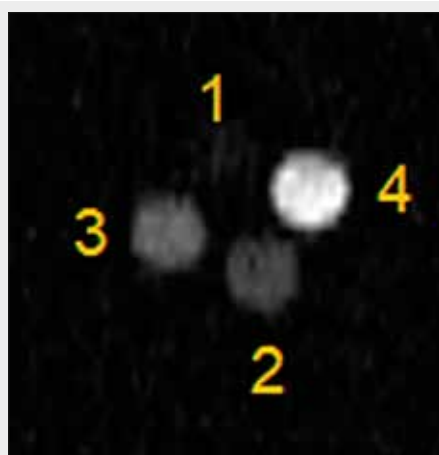
Tab. 2. **Hodnoty SNR**

Table 2. **Values of SNR**

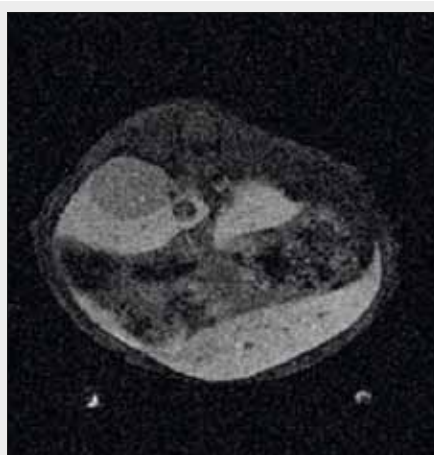
Fantom	Počet jader	SNR
4	3×10^{20}	743
3	$1,5 \times 10^{20}$	315
2	$7,5 \times 10^{19}$	216
1	$3,75 \times 10^{19}$	78

vířivé proudy a vedly k nežádoucím ztrátám a nehomogenitám magnetického pole. Vodivost pro RF pole B_1 je zachována díky vzájemné kapacitě jednotlivých pásů, která pro toto pole tvoří pouze zanedbatelnou reaktanci.

Konstrukce této cívky umožňuje změnu geometrie klece (tj. její délky) přeladovat rezonanční frekvence cívky ve velkém rozsahu. Teoreticky je možno dosáhnout přeladění > 25 % frekvenčního rozsahu. Pro jednodušší ovládání byl však rozsah přeladění u této $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ cívky mechanicky omezen na 6 %, což s dostatečnou rezervou pokryje Larmorovy frekvence pro fluor $f_{0\text{F}(4,7\text{T})}^{19} = 188,6\text{ MHz}$ i vodík $f_{0\text{H}(4,7\text{T})}^1 = 200\text{ MHz}$. V tabulce 1 je porovnání s klasickým typem birdcage cívek.



▲ Obr. 5A



▲ Obr. 5B

Obr. 5. **Zobrazovací experimenty provedené s prezentovanou cívkou.** A – ^{19}F zobrazení čtyř fantomů o průměru 8 mm a objemu 0,5 ml. Parametry sekven-
ce: T2w TE/TR/Av = 130/2500/32; 128 × 128 px; Doba měření 21 m : 20 s; $f_0 = 188,6\text{ MHz}$; B – ^1H in vivo transversální zobrazení Wildtype myši. Řez játry, ledvinou a střevy. Podána kontrastní látka Gadovist 50 μl pro změnu relaxačních časů. Parametry sekven-
ce: GRE FLASH TE/TR/Av = 3,7/130/32; 256 × 256 px; tloušťka vrstvy 0,75 mm, doba měření 17 m : 44 s; $f_0 = 200,4\text{ MHz}$; SNR = 175.

Fig. 5. **Imaging experiments performed with presented coil.** A – ^{19}F imaging of four phantoms with the diameter of 8 mm and volume of 0.5 ml. Parameters of the sequence: T2w TE/TR/Av = 130/2500/32; 128 × 128 px; acquisition time 21 m : 20 s; $f_0 = 188,6\text{ MHz}$; B – ^1H in vivo transversal imaging of Wildtype mouse. image through liver, kidney and bowel. Applied contrast agent Gadovist 50 μl in order to change relaxation time. Parameter's of the sequence: GRE FLASH TE/TR/Av = 3,7/130/32; 256 × 256 px; slice thickness 0.75 mm, acquisition time 17 m : 44 s; $f_0 = 200,4\text{ MHz}$; SNR = 175.

Experiment

Pro testování fluorového módu RF cívky byly použity roztoky NaF (viz tab. 2). Důvodem je zejména vysoký obsah jader fluoru a nezanedbatelná elektrická vodivost srovnatelná s vodivostí fyziologického roztoku a potažmo tkání savců. Hodnoty SNR, které jsou klíčovým ukazatelem při hodnocení kvality cívky, byly vypočteny podle vzorce:

$$SNR = 0,655 \frac{I_{sig}}{\sigma}$$

Zde I_{sig} je intenzita signálu a σ směrodatná odchylka od průměru šumu (obr. 5A,B).

Pro ověření funkce ^{19}F módu byly naměřeny transverzální MR snímky čtyř zkumavek o objemu 0,5 ml rovnoměrně rozmístěných ve středu cívky, které obsahovaly roztok NaF v různých koncentracích. Každá zkumavka je reprezentována na snímku 5A kruhem s odlišným jasnem, což vypovídá o intenzitě přijatého signálu. Ten, v souladu s předpokladem, je lineárně úměrný počtu molekul fluoru. Závislost vyhodnoceného SNR, který je klíčovým ukazatelem pro hodnocení kvality cívky, na koncentraci roztoku je uveden v tabulce 2.

^1H MR zobrazení je pro své vysoké SNR vhodné k vizualizaci homogenity pole B_1 . Z homogenity snímku zaujímajícího značnou část průřezu cívky je možno usuzovat na rovnoměrnou excitaci vzorku a tedy i na homogenitu pole B_1 uvnitř cívky.

Pro ověření funkce ^1H módu byl proveden experiment měření jater myši *in vivo*, při kterých se prokázala jednak dobrá homogenita a citlivost cívky srovnatelná s komerčně dodáva-

nými cívkami a také vhodná volba rozměrů cívky pro snímky myši, kdy bylo možné spolu s tělem umístit do cívky i monitor dechu a hadičky s vyhříváním. Získaný SNR jater na obrázku 3B je 175.

Naše výsledky ukazují, že zkonstruovaná duální objemová $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ cívka je srovnatelná s komerčními cívkami určenými pouze pro rezonanci na jediném konkrétním jádru. Cívka se vyznačuje jednoduchým přeladěním a dostatečnou robustností, která je podmínkou kvalitních opakovatelných výsledků při *in vivo* měřeních.

ZÁVĚR

Popsaná objemová $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ cívka představuje vhodný nástroj ke kvalitnímu anatomickému zobrazování malých hlodavců a pro použití ^{19}F kontrastních látek. Oproti jiným $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ cívkám má díky unikátní konstrukci velký pracovní prostor a vysokou homogenitu pole v celém pracovním prostoru, což umožní celotělové skeny malých hlodavců. Nevýhodou je nižší citlivost oproti klasickým povrchovým $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ cívkám, tu lze nicméně zvýšit použitím dvoukanalového kvadraturního buzení, které není z technického hlediska obtížné realizovat.

Tato duální cívka svou konstrukcí potlačuje vznik artefaktů v MR obrazech a díky použití totožné cívky v obou rezonančních módech usnadňuje a urychluje MR experimenty. Výhodou prezentovaného inovativního přístupu je také nenáročná stavba v laboratorních podmínkách, která je navíc v porovnání s cívkami využívající konvenční kondenzátory výrazně levnější.

LITERATURA

1. Mispelter J, et al. NMR Probeheads: Volume Coils Constructions, Imperial College press, 2015; 257–259.
2. Sajad Hossein Nezhadian. Réseau flexible de résonateurs a ligne de transmission pour l'émission et la réception en IRM cardiaque a 7 T. 3 Development, Imagerie et physique médicale : Paris Saclay 2017; 89–107.
3. Doty FD. Radio frequency coil technology for small-animal MRI. NMR Biomed 2007.
4. Weissleder R. Molecular imaging. PHPM-USA 2010; 391–407.