



TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Fakulta mechatroniky, informatiky
a mezioborových studií ■

Široce přeladitelná objemová cívka určená k zobrazování malých hlodavců pomocí magnetické rezonance

Autoreferat disertační práce

Studijní program: P2612 – Elektrotechnika a informatika
Studijní obor: 2612V045 – Technická kybernetika

Autor práce: **Ing. Martin Vít**
Vedoucí práce: doc. Ing. Daniel Jirák, Ph.D.
Datum: 1. srpna 2022

Název disertační práce: Široce přeladitelná objemová cívka určená k zobrazování malých klodavců pomocí magnetické rezonance

Autor: Ing. Martin Vít

Obor doktorského studia: 2612V045 – Technická kybernetika

Forma studia: Prezenční

Školící pracoviště: MTI

Školitel: doc. Ing. Daniel Jirák, P.hD.

Konzultant:

Složení komise pro obhajobu disertační práce:

S disertační prací je možno seznámit se na studijním oddělení doktorského studia Fakulty Mechatroniky, informatiky a mezioborových studií Technické univerzity v Liberci.

Liberec 2022

Doktorské studium

Seznam zkoušek	Fyzikální Pole	19.8.2019
	Zobrazovací metody v medicine	31.8.2018
	Vysokofrekvenční a mikrovlnná technika	11.1.2018
	Angličtina pro doktorandy	22.5.2017

SDZ Vykonána dne 15.1.2021 s hodnocením prospěl(a).

Vedení BP David Červený, In vivo zobrazování magnetickou rezonancí zaměřené na zobrazování tumorů, BP, 2019

Výzkumné projekty

SGS SGS-2022-3002, Hlavní řešitel, 2022
SGS, Spoluřešitel, 2019

Projekty ve spolupráci s IKEM, Spoluřešitel, 2016-2022

Abstrakt

Disertační práce pojednává o nové konstrukci vysoce sensitivní radiofrekvenční objemové cívky určené pro *in vivo* $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ zobrazování a spektroskopii malých laboratorních zvířat s využitím 4,7 T experimentálního spektrometru magnetické rezonance. Hlavní myšlenkou práce je vylepšení běžného způsobu ladění objemových radiofrekvenčních cívek pro MRI. Zlepšení spočívá v novém technologickém přístupu, který umožní nastavení pracovní frekvence v relativně širokém frekvenčním rozsahu. Díky tomu bude možno snímat jak jádra ^{19}F při frekvenci 188 MHz, tak jádra ^1H při frekvenci 200 MHz. Těchto vlastností je možné dosáhnout i u konvenčně konstruovaných radiofrekvenčních cívek, avšak není již možno dodržet vysokou homogenitu radiofrekvenčního pole B_1 . Představená cívka tak vyniká především na poli homogenity MR snímků a dalších MR experimentů, což je velmi důležitý parametr stroje MRI a to zejména pro kvantifikační měření zkoumaných vzorků. Podle teoretických a praktických poznatků z experimentální práce bylo navrženo několik variant konstrukce, které byly optimalizovány až do výsledné podoby cívky popsané a realizované v rámci disertační práce. S vytvořenou cívkou bylo provedeno množství *in vitro* a *in vivo* experimentů, z nichž jeden vybraný, jako příklad využití, je popsán v závěru práce.

Klíčová slova: ^{19}F MRI, molekulární zobrazování, *in vivo*, malá laboratorní zvířata, radiofrekvenční

Obsah

1 Úvod	1
1.1 Současná pozice MR.....	1
1.2. Atypické aplikace MRI.....	2
2 Cíle práce	4
1.....	4
2.....	4
3.....	4
3 Materiály a metody	5
3.1 Motivace k vývoji senzitivní široce přeladitelné $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ objemové cívky.....	5
3.2 Předpoklady konstrukce senzitivní široce přeladitelné $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ objemové cívky	6
Popis vlastního řešení.....	9
3.3 Idea principal.....	10
3.4 Výhody plynoucí z představeného řešení	12
4 Výsledky.....	13
4.1 Jednokanálový birdcage s přesuvnou konstrukcí – aplikace myšlenky přesuvného kondenzátoru	13
4.2 Radiofrekvenční struktura.....	14
4.3 Mechanická kostra cívky	17
4.4. Experimentálně získané parametry	19
5 Závěr.....	21
5.1 Návrh.....	21
5.2 Realizace	21
5.3 Vlastnosti	21
5.4 Publikační výsledky	22
Seznam použité literatury.....	23

1 Úvod

1.1 Současná pozice MR

Nukleární magnetická rezonance byla historicky prvně pozorována Isidorem Rabim v roce 1938 [1] a byla popsána jako schopnost látek v externím magnetickém poli absorbovat radiofrekvenční záření. Využití jevu nukleární magnetické rezonance je v současnosti chápáno jako jedna z nejperspektivnějších a nejvýkonnějších metod v oblasti analýzy a diagnostiky. Zvláště díky pokrokům v materiálové fyzice, radiofrekvenční a výpočetní technice se daří výsledky z MR měření interpretovat stále s vyšší věrností, podrobnější informací a za kratší čas. Prakticky jsou aplikace rozděleny na chemickou analýzu a biologická vyšetření avšak velmi často se tato rozdělení prolínají a není žádoucí je odlišovat. Pro případ biologických měření je MR modalitou k jiným široce rozšířeným diagnostickým metodám, jako jsou například röntgenovy metody (RTG, CT), ultrazvuk (SONO), které signál pouze utlumují a vytváří tak jeho projekci. Oproti těmto metodám vyniká MR tvorbou vlastního RF signálu ve vzorku. Tato vlastnost se objevuje ještě například u fluorescenčních a fosforescenčních optických metod, které jsou proto také velmi perspektivní, což dokládá řada publikací z posledních let [2], případně u radiačních PET/SPECT metod, kde je signál tvořen jaderným rozpadem radiofarmaka. Na rozdíl od optických a radiačních metod lze však se signálem NMR pracovat pomocí uživatelského nastavení MR stroje v průběhu experimentu, díky čemuž lze MR stroj využít k mnoha velmi specifickým druhům vyšetřovacích metod které s výše uvedeným modalitami (RTG, SONO, PET...) není možno provádět. Díky kombinaci fyzikálně příhodných vlastností látek v tělech živých organismů se podařilo v roce 1973 postavit zobrazovací jednotku na principu NMR, metoda tohoto vyšetření byla pojmenována Zeugmatografie [3], avšak název se neujal, přičemž se vžilo se označení MRI. V současné době se MRI používají v širokém měřítku po celém světě, avšak pouze na velmi omezeném poli aplikací kterým je především ^1H MR zobrazování. NMR však může poskytnout mnohem komplexnější informaci o zkoumaném



objektu, tato výhoda je částečně zužitkována v experimentální MRI, MRS a zvláště v oblasti fyziky, fyzikální chemie a biochemie na poli strukturální a materiálové NMR případně metabolitové NMR. V současnosti se využití MR pro non- ^1H začíná prosazovat i do klinické praxe na poli měření pH orgánů pomocí ^{31}P NMR lokalizované spektroskopie (^{31}P MRS) a metabolických funkcí korelujícím především s vývojem hladin ATP [4]. Rozsah informací získatelných z MR experimentů však stále není v tuto chvíli ještě zcela pokryt, natož převeden do klinické praxe.

Vyšetřovanými subjekty jsou v první řadě fantomy – laboratorně připravené vzorky např. ve zkumavkách, lahvičkách apod. Fantomy umožňují provádět experiment ve zjednodušené formě v přesně definovaném prostředí. V dalších pokročilejších etapách se experimentuje na zvířatech. V oblasti lidské medicíny je vhodné zvolit pro pilotní experimenty zvířata s metabolikou a anatomií podobnou lidské. Nejčastěji zkoumanými zvířaty pro testy léků a hypotéz o jejich funkci jsou laboratorní potkani, krysy a myši – *Rattus norvegicus*, *Rattus rattus*, *Mus musculus*.

1.2. Atypické aplikace MRI

Atypické aplikace MRI jsou výsadou experimentálních skupin, které jsou schopny zajistit speciální HW, speciální SW a disponují znalostmi nutnými k designu atypických vyšetření/experimentů. Je možné sem zařadit v první řadě vysokopolové klinické MRI (4.7 a 7T), jichž se na světě vyskytuje pouze malé procento a dále experimentální MRI se všemi silami polí (0.35 – 21T) určené jak pro lidské pacienty tak pro zvířecí modely. Speciální a nejrozšířenější skupinou jsou experimentální MRI využívající nejobvyklejší sílu pole 1.5 a 3T se stroji určenými pro lidské pacienty. Tyto skupiny mohou být jednak provozně nejlevnější, neboť mohou strojový čas sdílet s klinickými skupinami a dále realizovat experimenty dostatečně blízké klinické praxi. Atypická aplikace MRI má v současné době přesah i do průmyslových oblastí, kde je využita především k pozorování rychlostních profilů nevodivých tekutin, zejména uhlovodíků[5].

Experimentální MR vyšetření je možno definovat tak že „Experimentální vyšetření je každé, které se ve svém plánovaném průběhu odlišuje od schválených rutinních klinických postupů“.



V praxi to znamená, že k vyšetření je použit buď atypický HW (MR cívky, neobvyklé lékařské zařízení, pumpy, podložky...) nebo je použito atypické nastavení stroje (atypické sekvence) nebo se vyšetřuje atypický vzorek (zkumavky se vzorky, odlišná část těla pacienta). Mezi experimentální vyšetření lze zahrnout i rutinně probíhající postupy mapující fyziologické charaktery ve vzorku určité velikosti (např. 100 jedinců) a vyvozujícím statistické výsledky.

Množství vody velmi dobře koreluje s fyziologickými procesy (edemy, perfuze...). V omezených případech (experimentálních) se využívá i X-nuclei zobrazování které je většinou svázáno s podobnou aplikací, ke které je využívána X-nuclei spektroskopie.

¹⁹F MRS

Neboť žádný známý živý organismus neobsahuje ¹⁹F ve své přirozené struktuře ve vyšších koncentracích, jsou tyto jádra velmi vhodné pro proby. Typicky jsou jimi polymery s vysokým obsahem ¹⁹F. Tyto proby je pak možné zobrazit na ¹⁹F MRI snímcích a koregistrovat je s anatomickými ¹H. Díky tomu můžeme s vysokým kontrastem lokalizovat daný označený objekt.

Pro metabolomické studie je v klinické praxi využívána nejčastěji metoda PET, kdy se značí radioaktivní látkou určitý komplex (např. ¹⁸F-FDG) a ten je pak pomocí speciálního scanneru obsahující orientované detektory lokalizován. ¹⁹F MRI umožňuje v určitých případech alternativu k PET vyšetření, kdy je možné pomocí ¹⁹F kontrastní látky (neradioaktivní) také označit daný komplex a pomocí MRI sledovat jeho polohu výskytu. Typické je toto značení pro transplantované buňky.

Radiofrekvenční vinutí (RF Cívka)

Má za úkol provádět excitace spinového systému a akvizice MR signálu. Je přímo ve styku s měřeným vzorkem, může být jak vysokoteplotní, tak kryogenní. Připojeno je vždy pomocí koaxiálního kabelu. Výkon se pohybuje okolo 30kW pro klinické stroje, pro experimentální okolo 1kW z důvodu menšího objemu vzorku.



2 Cíle práce

1. Navrhnout široce přeladitelnou objemovou cívku určenou k zobrazování malých hlodavců pomocí magnetické rezonance

Prvním cílem práce je navrhnout vhodnou konstrukci objemové RF cívky, pomocí které bude možné realizovat in vivo MR experimenty na jádrech ^1H a ^{19}F

2. Realizovat široce přeladitelnou objemovou cívku určenou k zobrazování malých hlodavců pomocí magnetické rezonance

Druhým cílem práce je realizovat RF cívku navrženou tak, aby splňovala požadavky na ni kladené, zvláště z hlediska funkčnosti (senzitivita a homogenita) a bezpečnosti vyšetřovaného vzorku

3. Stanovit vlastnosti široce přeladitelné objemové cívky určené k zobrazování malých hlodavců pomocí magnetické rezonance

Třetím cílem je stanovit charakteristické vlastnosti cívky, tak aby bylo možno přesně definovat hranice experimentů, ke kterým je realizovaná RF cívka použitelná.



3 Materiály a metody

3.1 Motivace k vývoji senzitivní široce přeladitelné $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ objemové cívký

V objemu MRI vyšetření jednoznačně převažují výsledky získané z ^1H izotopu, nicméně MR perspektivní jsou i další látky především ^{19}F fluor, ^{31}P fosfor, ^{13}C uhlík a ^{23}Na sodík. Tyto izotopy se souhrně označují pojmem X-nuclei. Nevýhodou X-nuclei měření jsou nízké intenzity signálu, které jsou způsobeny jednak nízkým obsahem měřeného izotopu ve vzorku, dále jeho nižší citlivostí na MR a také nižší intenzitou indukce napětí cívek na signál o nižším kmitočtu v důsledku pomalejšího Larmorova pohybu. Všechny známé izotopy mají Larmorovu frekvenci nižší než jednoduchý ^1H proton. Proto se v praxi kombinuje X-nuclei vyšetření s ^1H vyšetřením, pomocí kterého lze jednoduše a přesně určit místo ze kterého signál pochází, což je výhodné především u *in vivo* MRI experimentů. Z tohoto principu vychází požadavek, že X-nuclei RF MRI cívka musí fungovat buď na dvou nezávislých frekvencích, nebo musí být využity cívky 2 aniž by došlo v průběhu obou měření k manipulaci se vzorkem vůči gradientnímu systému stroje, a v průběhu post-processingu tak byla možná koregistrace snímků.

Z elektromagnetického hlediska je důležité, aby se při kombinaci dvou cívek tyto neovlivňovaly a nedocházelo k maření energie. Takové cívky je nutno filtračně oddělit – tzv. decouplovat [25].

Tab. 2*: Závislost vazby mezi rezonátory 200 a 188MHz totožné pozice podle činitele jakosti Q.

Q	K [-]	k[dB]
20	0,59	-4,5
50	0,19	-14,42
100	0,05	-26,02

* Číslování tabulek, obrázků vzorců a literatury je ve shodě s disertační prací.



Pro vysokou citlivost cívky je nutné RF cívku účelně vyplnit vzorkem, což způsobí snížení činitele jakosti rezonance Q do rozmezí 10-100. Z toho vyplývá, že nemůže být dosaženo dostatečného oddělení rezonátorů (Tab. 2) pouze na základě vlastní selektivity frekvencí cívek. Z tohoto důvodu se do více-cívkových obvodů přidávají filtry tak, aby příslušný obvod rezonoval vždy pouze na své frekvenci. Tyto filtry jsou často prvního nebo druhého řádu [25], kdy je frekvenční selektivita zlepšena, vzniká však problém jednak s přesným nastavením těchto filtrů které jsou nejčastěji tvořeny vzduchovými indukčnostmi o průměru cca 2mm, rozptylovým polem těchto přidavných filtrů a souvisejícím narušení pole B_1 hlavní cívky a s splněním definovaných parametrů filtru pouze pro jednu konkrétní frekvenci (nulová reaktance, případně uvažovaná kapacita). V neposlední řadě se do systému zanáší další zdroje šumu. Výhodnější je proto pro blízké rezonanční frekvence konstruovat přeladitelnou cívku, která podle potřeby obsáhne více potřebných rezonančních frekvencí. Jistou nevýhodou tohoto řešení může být fakt, že s tímto konstrukčním řešením není umožněno provádět NOE a spinový decoupling. Pro MRI však NOE a spinový decoupling způsobují pouze marginální zesílení signálu (max. 30% podle tvaru a skladby molekuly) a tento efekt je překonán vyšší citlivostí radiofrekvenčně decouplované cívky.

3.2 Předpoklady konstrukce senzitivní široce přeladitelné $^1H/^{19}F$ objemové cívky

Fyzikální předpoklady

Z výše uvedených důvodů byl ke konstrukci objemové cívky zvolen design inspirovaný především konstrukcí birdcage typem RF cívek. Birdcage cívky poskytují homogenní pole v celém svém objemu a jsou proto vhodné pro celotělová zobrazení a přesné MR analýzy vzorků. Homogenita by měla být dostatečná – jednoznačně vyšší než 4-vodičové konstrukce stylu saddle coil – avšak bezpečně umožnit realizaci a praktickou vyrobiteľnost a funkčnost zařízení. Ve shodě s literaturou [16, 20] jsme se rozhodli k modelové studii cívky o 12 větvích.

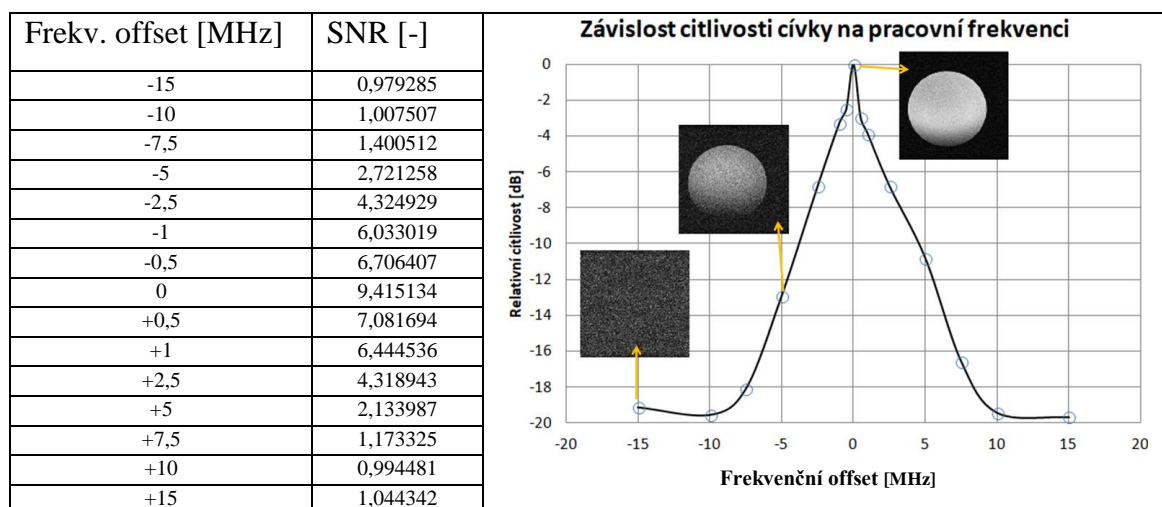
Pro nižší B_0 (<5 T), nebo menší vzorky (experimentální oblast) je výhodnější



využít typ low pass birdcage, který svou konstrukcí a skladbou rezonančních módů umožní dosáhnout při dané velikosti rezonanční frekvence vhodnou homogenitu polí. Jako nejrozšířenější objemová cívka je nejčastěji uváděna low pass birdcage s jednokanálovým buzením [20].

Larmorova frekvence ^{19}F je velmi blízká Larmorově frekvenci ^1H ($\Delta 6\%$), což však bohužel neumožňuje použití běžných ^1H cívek pro citlivá ^{19}F měření z důvodu nízkého přenosu signálu mimo rezonanční frekvenci. Šířka pásma běžných cívek se pohybuje okolo 2 % f_r , což je požadováno kvůli vysoké jakosti rezonance a dáno vlastnostmi součástek, vodičů a plněním cívky. Z tohoto důvodu není s cívkou pracující mimo svou rezonanční frekvenci možné dosáhnout optimálních výsledků, neboť je zvýšením reaktance cívky a následným poklesem proudu postižen jak vysílací mód, tak přijímací mód, což se projeví rapidním poklesem získaného signálu (Tab. 3).

Tab. 3: Závislost SNR a citlivosti radiofrekvenční cívky na její rezonanční frekvenci. Analýza MRI. Sekvence: Spin echo RARE, TR=3300 ms, TE= 3,6 ms, TA=2 min, 38 s. Vrstva 1 mm, M=256x256.



Konstruovaná cívka tedy musí být přeladitelná v rozsahu 6% a více, aby bylo možno pokrýt magnetické rezonanční módy ^1H i ^{19}F částic. Takto konstruovaná cívka neumožňuje využití principu kombinovaných $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ pulsů z důvodu nutnosti současného připojení ^1H i ^{19}F cívky



Praktické předpoklady

Radiofrekvenční cívka je konstruována přednostně pro využití zvířecích modelů myši domácí (*mus musculus*) k experimentům s využitím magnetické rezonance (Obr. 13). Těmto zvířecím modelům je uzpůsoben celý design cívky, kdy je předpokládáno, že s menšími rozměry cívky bude stoupat citlivost cívky, což poskytne kvalitnější výsledky. Malé rozměry však nesmí být na úkor provádění experimentů běžně zavedenými postupy. Tyto postupy vyžadují splnění těchto empirických bodů:

- Bezpečné a nedestruktivní zastrčení zvířete do cívky
- Zachování dostatečného prostoru pro metabolické pohyby zvířete (především dýchání)
- Umožnění stabilizace teploty zvířete pomocí vyhřívacích kanálů s teplou vodou.
- Umožnění snímání dechového cyklu pro monitoring hloubky anestezie a časování snímkových sekvencí
- Umožnění snímání signálů EKG
- Umožnění zavedení plyné anestezie do dýchacího ústrojí zvířete
- Jednoznačná a robustní fixace zvířete pro zabránění pohybům během vyšetření a případnému úniku zvířete v případě náhodného probuzení.
- Celková vysoká pevnost konstrukce umožňující vysokou opakovatelnost experimentů a dostatečnou životnost zařízení.
- Bezpečnost pro zvíře během experimentu



Obr. 13*: Myš Balb C (*mus musculus*): vnější rozměry a tvar těla.

* Číslování tabulek, obrázků vzorců a literatury je ve shodě s disertační prací.



Popis vlastního řešení

V této části je popsán nový design vysoce senzitivní široce přeladitelné RF objemové cívky pro frekvence 188 a 200MHz, určené pro experimentální *in vivo* $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ MR zobrazování a spektroskopii malých hlodavců s využitím 4,7T experimentálního spektrometru.

Z výše uvedených důvodů (Kap 3.1) byl pro konstrukci vybrán typ 12 elementový LPBC. Počet podélných větví – 12 – je zvolen jako kompromis mezi homogenitou pole a nároky na přesnost konstrukce a realizovatelnost [16, 20]. Rezonanční frekvence LPBC lze vypočítat z indukčnosti větví (L) a kapacity mezi těmito větvemi (C) podle nejjednoduššího orientačního vzorce (4). Ke složitějším vztahům není praktické se uchýlovat, neboť na cívku působí při provozu tolik vnějších vlivů, že způsobí mnohem větší frekvenční odchylky, než přinese zpřesnění například při využití vztahu zahrnující (R). Pro příklad to je umístění cívky v blízkosti gradientních cívek, vkládání blíže nespecifikované vodivé zátěže (která se ve statickém magnetickém poli může chovat paramagneticky/diamagneticky), atp.

Výhodou LPBC, kterou využívá nový design, je umístění rezonančních kapacit v podélných větvích konstrukce (Kap. 2.9.1).

Hlavní myšlenkou celé konstrukce je taková, že změna rezonanční frekvence celé cívky lze dosáhnout změnou délky jejich větví. Tím se mění indukčnost a kapacita těchto větví viz vzorce č. 11 a 12.

$$\begin{array}{l} \text{Indukčnost paralel.} \\ \text{vodičů} \end{array} \quad L = \frac{\mu l}{\pi} \cosh^{-1} \left(\frac{d}{2a} \right) \quad (11)$$

$$\begin{array}{l} \text{Kapacita kondenzátoru} \end{array} \quad C = \varepsilon \frac{S}{d} \quad (12)$$

V součinnosti se vzorcem č. 4 tak dochází i ke změně rezonanční frekvence.



Díky změně délky větví cívky se mění velmi efektivně rezonanční frekvence cívky (f_0). Důležité je, že změna parametrů neprobíhá pouze na jednom místě, ale na několika místech současně – v tomto případě na dvanácti místech symetricky rozmístěných po obvodu – díky tomu nedochází k deformaci elektromagnetického pole uvnitř cívky. Generované pole je tak homogenní jak v závislosti na poloze uvnitř cívky, tak v závislosti na naladěné pracovní frekvenci. Díky tomu je možné konstruovat cívky s širokým rozsahem frekvenčního přeladění (větším než 25 %). Cívky $^1\text{H}/^{19}\text{F}$, vyžadují rozsah přeladění pouze 6%. Díky velké účinnosti geometrického principu přeladění se v praxi ukazuje, že ladění pomocí přesuvu je vysoce citlivé. Cívka je proto navíc opatřena ladicím transformátorem obdobně jako klasické birdcage cívky, který slouží k finálnímu přesnému doladění rezonanční frekvence. Viz kapitola 2.2.3.

Teoretickou výhodou, která plyne z použitého řešení je souvislé rozložení napětí na větvích podél přesuvného kondenzátoru. Díky tomu je snížena lokální hodnota elektrických polí a tyto pole méně perfundují do vzorku a dielektrika. Díky tomu lze dosáhnout lepších experimentálních výsledků.

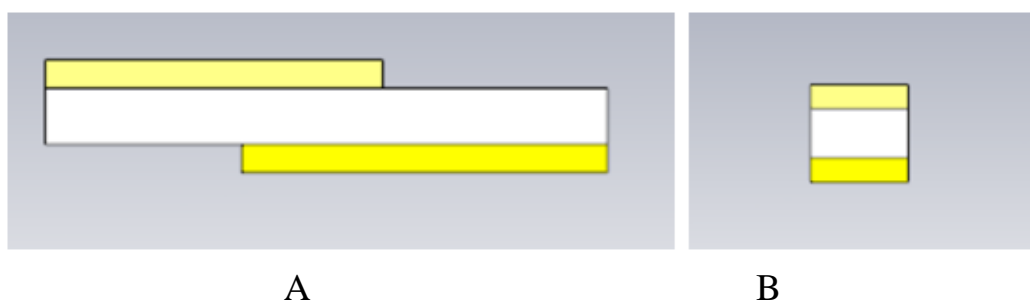
3.3 Idea principal

Z konstrukčního hlediska je hlavní rozdíl v navrhovaném řešení, v porovnání klasicky řešené LPBC, v nahrazení kondenzátorů ve větvích překryvnými sousými kovovými pásky. Tyto pásky jsou vzájemně izolovány a představují potřebnou kapacitu (nahrazují vložené kondenzátory) a současně tvoří větve cívky. Tato izolace mezi pásky tvoří nutné kondenzátory ve větvích klece (Obr. 14). Dochází tak k rozdělení cívky na dvě galvanicky a mechanicky oddělené části. Konstrukčně je jedna část cívky pevně spojena s korpusem a druhá část cívky se po ní posouvá v longitudinálním směru. Posuvná část je spojena s nevodivým sliderem. Vzájemnou změnou polohy (a plochy překrytí) těchto dvou částí cívky je možno měnit kapacitu ve větvích. Velikost plochy překrytí pásků na pevné a posuvné části je možno měnit ovládacím prvkem slideru. Ovládací prvek je vyveden ven z cívky a je možno s ním manipulovat i když je cívka uložena uvnitř dutiny magnetu a probíhá měření. Změna délky větví, které je docíleno pomocí toho ovládacího prvku se projeví jednak změnou indukčnosti L (11), ale především změnou kapacity C mezi pásky



(Obr. 14). Pokud je izolace mezi pásy dostatečně tenká (<0.4 mm) mění se kapacita mnohem strměji než indukčnost a dochází tak podle vztahu pro rezonanci (4) ke změně pracovní frekvence cívky.

Replikováním přesuvné struktury po plášti válce ve shodných úhlových rozestupech vznikne válcová klec (obr. 14), v jejímž vnitřku bude generováno RF pole o vlastnostech velmi podobných birdcage cívce. Také na pohled je struktura vodičů velmi podobná klasické jednonálové birdcage cívce (obr. 15).



Obr. 14: Schematický náčrtek osamoceného pásku, mezi jehož plochami vzniká laditelná kapacita. Kapacita je soustředěna především v dielektriku mezi sdíleným prostorem elektrod. (A) Nárys součástky – žluté pásy symbolizují měděné vodiče, bílá vrstva izolaci-dielektrikum, (B) bokorys součástky.

U pokusných cívek byla izolace provedena pomocí materiálu FR-4 (5000 MHz) tloušťky 0,1 mm. V praxi se ukazuje, že plocha elektrod nemá na indukčnost zásadní vliv (odchylka do 5 %), proto je uveden vzorec pouze pro rovnoběžné kruhové vodiče, které v přiblížení reprezentují osy překrytých pásků. Přesnější výpočet indukčnosti i kapacity je ideální provést pomocí simulačních softwarů využívajících FDTD [37].



3.4 Výhody plynoucí z představeného řešení

Koncept přesuvného kondenzátoru v cívkách pro MR úplně redukuje nutnost použití klasických diskrétních kondenzátorů. Prakticky použité kondenzátory jsou pouze otočné trimry, které svou myšlenkou rotačního prvku nejlépe splňují obecnou představu o jednoduchém ovládní ladění. V principu by je však bylo možné jednoduše nahradit přesuvným kondenzátorem. Díky využití přesuvného kondenzátoru odpadá nutnost využívat drahé nemagnetické kondenzátory, jejich cena je na trhu běžně o několik řádů vyšší než cena běžných elektrotechnických kondenzátorů. Přesuvné kondenzátory jsou již z principu nemagnetické, neboť jsou složeny pouze z měděných vodičů a dielektrika. Pokud jsou v klasické LPBC cívce letovány do větví kondenzátory, dochází ke snížení jakosti rezonance [30]. Řešení s přesuvným kondenzátorem tento nedostatek odstraňuje.

1. Technologická výhoda vzhledem ke konvenčnímu řešení je plynulé nastavení rezonanční frekvence MR RF birdcage cívky v širokém frekvenčním rozsahu, díky proměnné společné ploše elektrod.
2. Technologická výhoda vzhledem ke konvenčnímu řešení je spojitě rozložení elektrického pole na cívce v rozsahu přesuvného kondenzátoru, což snižuje lokální maxima indukovaných elektrických polí a snižuje tak nároky na konstrukci kondenzátoru. Díky nižším lokálním maximům je tak cívka bezpečnější ve smyslu jiskření mezi komponenty, eventuálně svodu elektrického proudu do vzorku přes porušenou izolaci mezi vzorkem a cívkou. Tyto problémy jsou u komerčních MRI RF cívek velmi časté.

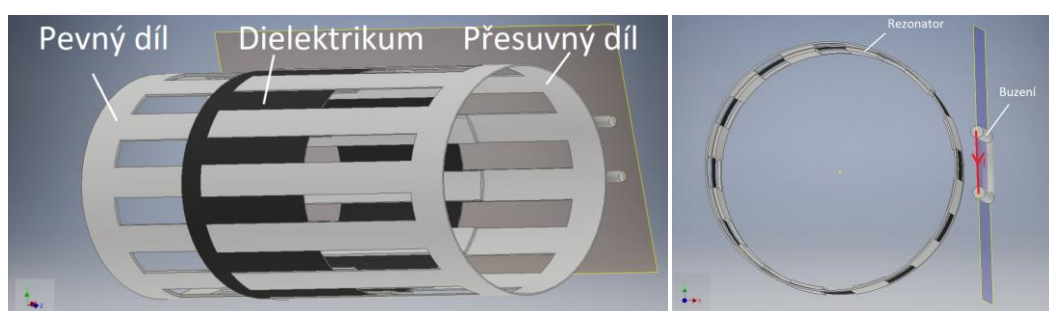
Technologická výhoda vzhledem ke konvenčnímu řešení je menší zastavěný prostor kolem cívky ve srovnání s řešením z diskrétních součástek. To je způsobeno hlavně menšími požadavky na izolační vzdálenosti vodičů pod napětím díky menšímu provoznímu napětí na struktuře přesuvného kondenzátoru.



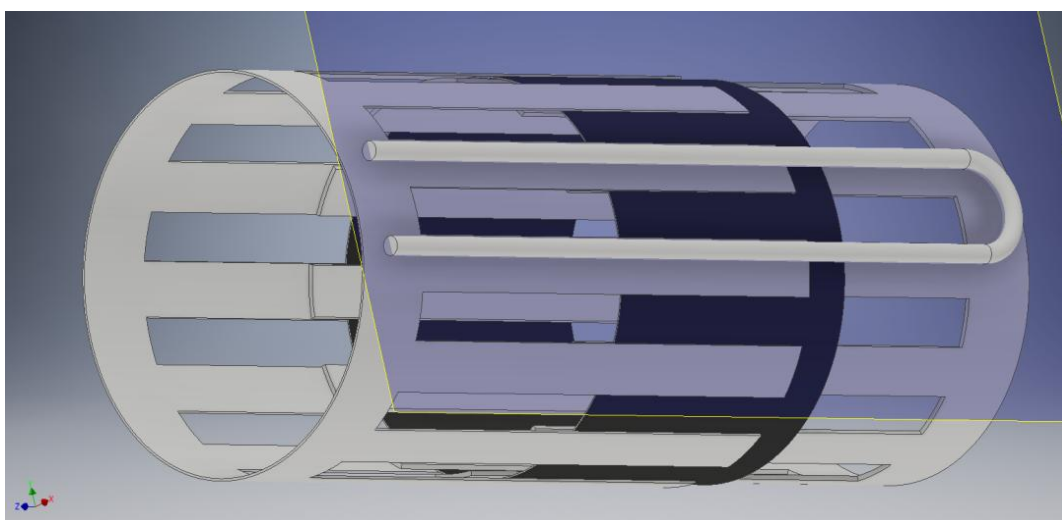
4 Výsledky

4.1 Jednakanálový birdcage s přesuvnou konstrukcí – aplikace myšlenky přesuvného kondenzátoru

Rezonátor je tvořen dvěma vodivými částmi, které jsou od sebe navzájem galvanicky izolovány (na obr. 15 a je izolace znázorněna jako černé dielektrikum). Z horní a dolní strany dielektrika jsou v zákrytu vodivé pásy jednotlivých částí, což umožňuje přenos střídavého proudu přes dielektrikum. Hloubkou zasunutí těchto dvou vodivých částí navzájem do sebe lze měnit rezonanční frekvenci rezonátoru.



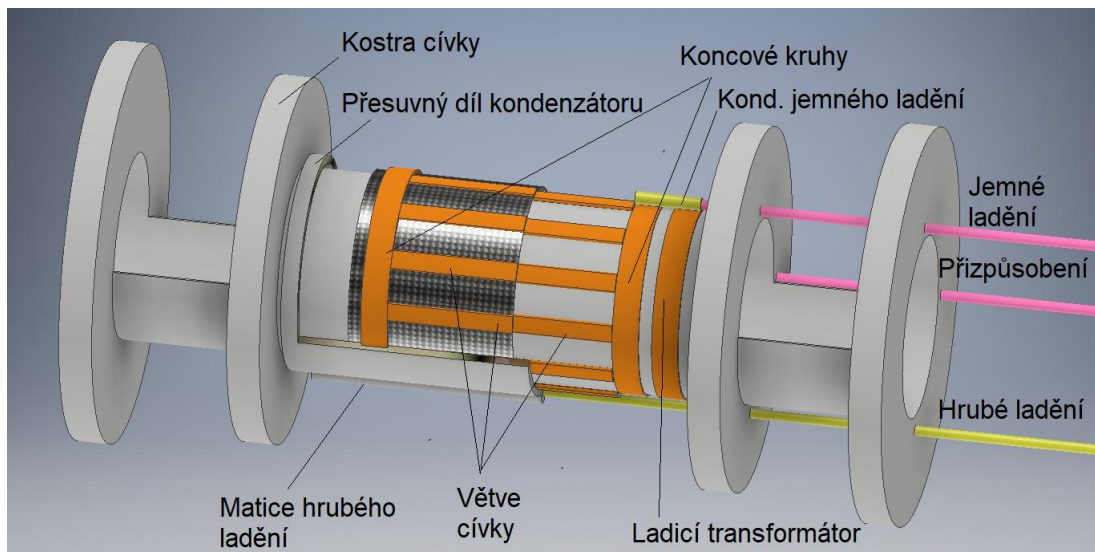
15 a: Schematický popis částí cívky



15 b: Pohled na 1-kanálovou cívku typu Birdcage s přesuvnou konstrukcí



Na této cívce není nutné používat žádné diskrétní kondenzátory. Kondenzátory k nastavení pracovní frekvence jsou tvořeny právě vodivými pásy, mezi nimiž je umístěno dielektrikum. Míra zasunutí tak určuje společnou plochu elektrod kondenzátoru, s jejíž změnou dochází ke změně rezonanční frekvence celého rezonátoru (Obr. 16). Alternativně lze rezonanční frekvenci měnit např. změnou permitivity dielektrika, nebo jinými vodivými součástkami v blízkosti cívky [31].

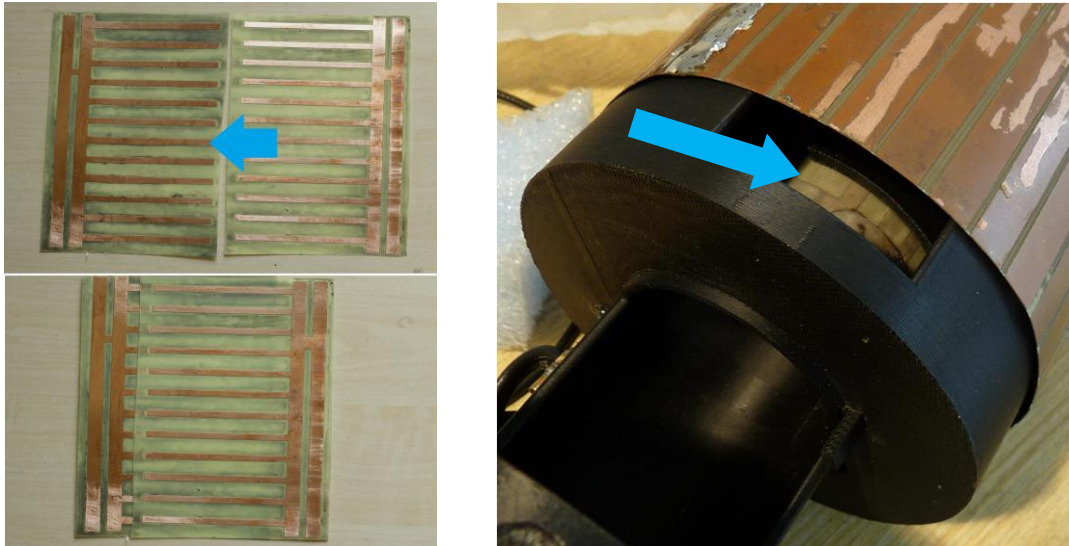


Obr. 16: Kompletní vizualizace navržené cívky s vyznačením nejdůležitějších součástí

4.2 Radiofrekvenční struktura

Navržená radiofrekvenční cívka musí vykazovat dostatečnou homogenitu ve svém vnitřním objemu. Z tohoto důvodu byla zvolena dvanáctiprvková varianta rezonátoru, neboť se vzrůstajícím počtem prvků stoupá homogenita vnitřního prostoru, avšak vzrůstá i náročnost stavby [20]. Při nízké homogenitě vnitřního pole klesá objem užitečný pro zobrazování, neboť v místech s velkou odchylkou intenzity polí nevzniká signál v dostatečné intenzitě. Dvanácti prvková konstrukce byla zvolena i s ohledem na inspiraci literaturou [16,20].



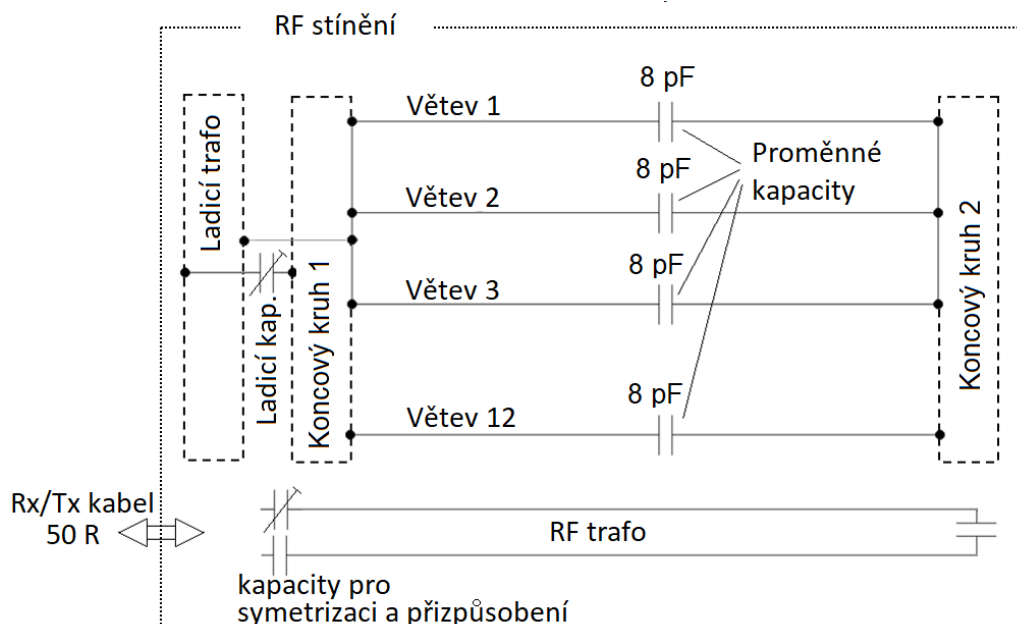


Obr. 17: Substrát s odleptaným vzorem vodivých měděných ploch. Modrá šipka naznačuje směr přesunu při přeladění. Po stranách jsou patrné koncové kruhy a dále kruhy ladicích transformátorů (vlevo). Substrát zformovaný do válcového tvaru namontovaný v cívce (vpravo).

Struktura birdcage byla vytvořena s pomocí dvou zrcadlových hřebenových vzorů, které jsou schopny vést elektrický RF proud (obr. 17 vlevo). Elementy klece jsou tvořeny měděnými pásky odleptanými na desce substrátu FR-4 500 MHz, tloušťky 0,2 mm. Měděná vrstva vodičů má tloušťku 35 μm , což běžně používaná hodnota při konstrukci plošných spojů, Obr. 17.

Schematicky jsou elektrické obvody cívky znázorněny na Obr. 18. Klíčovými součástmi jsou větve a proměnné kapacity. Parametry této soustavy je zajištěno, že klec RF cívky má rezonanční frekvenci 200MHz/188 MHz. Větve jsou na koncích spojeny koncovými kruhy do jednoho celku. Celá tato struktura se nazývá klec, nebo rezonátor. Klec je napájena RF transformátorem, který je ve spodní části schématu. Je sestaven z úseků vodičů shodné geometrie, jako mají jednotlivé větve, pouze rozdělení kapacitou není uprostřed, ale na konci. Mezi kabelem a RF transformátorem jsou umístěny symetrizační a přizpůsobovací kapacity, které zamezí odražení vln na vedení a průtoku vířivých proudů přes rám magnetu.





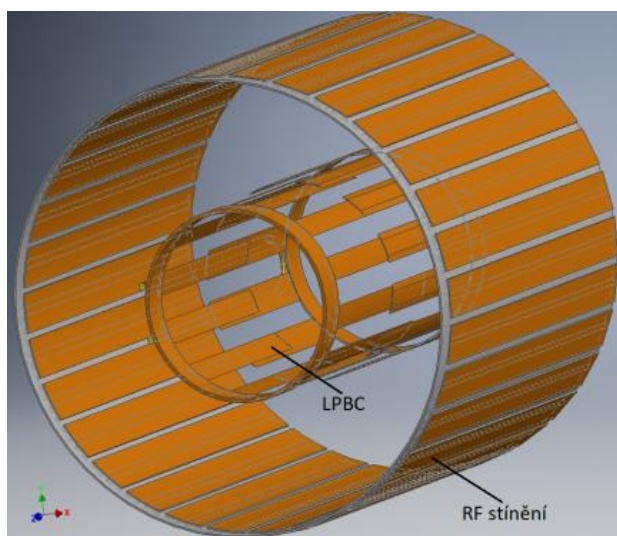
Obr. 18: Kompletní elektrické schéma RF cívky

Klec cívky je svázána s ladicími transformátory (na DPS je tvořen krajními vodivými pásky – nejvíce vpravo a nejvíce vlevo (Obr. 17)) pro precizní doladění rezonanční frekvence. Tyto transformátory jsou vytvořeny měděnými kruhy ve vzdálenosti 4 mm od koncových kruhů. Na Obr. 17 ještě nejsou kruhy formovány, avšak jsou již připraveny pásky, kdy stočením substrátu a sletováním konců ladicí kruhy vzniknou. Zhruba v 1/3 výšky substrátu je patrné místo, kde je ladicí kruh galvanicky spojen s koncovým kruhem klece. Po zformování ladicího transformátoru bude ladicí kondenzátor osazen v poloze 180° vůči tomuto galvanickému spojení. Ladicí transformátor umožňuje drobnou a přesnou změnu rezonanční frekvence cívky v rozsahu $\pm 2\text{MHz}$, tedy 1 % z pracovní frekvence. Větší změna není výhodná, protože začne docházet k deformaci pole uvnitř rezonátoru (kap. 2.10.2). Optimální je udržovat ladicí kondenzátor na co možná nejnižší kapacitě, v tom případě je vazba mezi rezonátorem a ladicím transformátorem minimální a dochází k nejmenšímu porušení homogenity vytvořeného RF pole. Tato ladicí metoda je nejrozšířenější u experimentálních objemových cívek [20].

Celá cívka je pak uzavřena do RF stínění, které zamezí vyzařování RF výkonu do gradientních cívek a magnetu. RF stínění je vytvořeno tak, aby



propouštělo stacionární magnetické pole od permanentního magnetu a quazistacionární pole od gradientních cívek, nicméně blokuje RF pole. Je vytvořeno jako pásková struktura, kdy na jedné straně DPS jsou vytvořeny vodiče o šířce 8 mm, které jsou na druhé straně DPS posunuty v plošném směru o půlku šířky pásku. Mezi vodiči na opačných stranách DPS tak vzniká kapacita, která je vodivá pro RF proud (200 MHz), pro střídavé pole gradientních cívek indukující proud nízkých frekvencí (1 KHz) je však téměř nevodivá, Obr. 19.

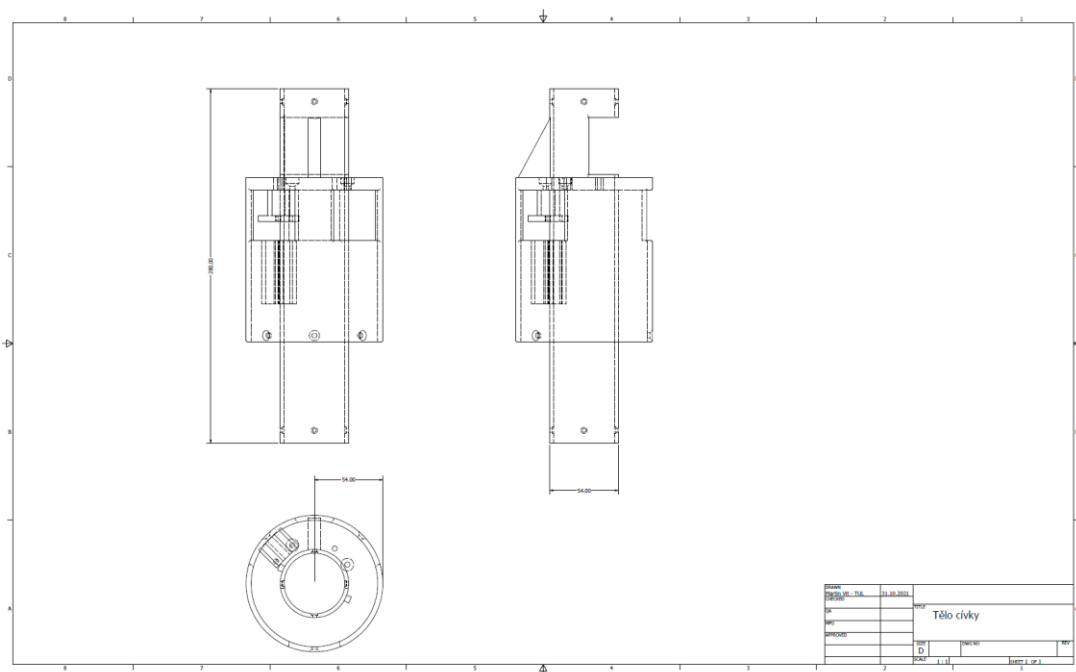


Obr. 19: RF stínění cívky

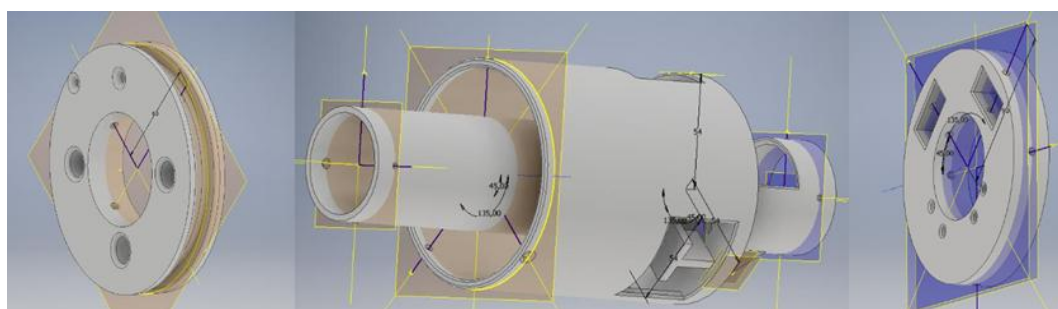
4.3 Mechanická kostra cívky

Mechanická kostra má za úkol nést elektrické obvody cívky, vhodně je fixovat v prostoru magnetu, umožnit pohodlnou manipulaci se vzorkem a jeho stabilní fixaci v průběhu experimentu. Praktickým přístupem se jeví tvorba koster z 3d tisku, který umožní přesnou a okamžitou výrobu složitých tvarů podle CAD návrhu (Obr. 20 a, b). Vytvořená cívka je vytištěna z materiálu PETG (polyethylene terephthalate glycol) Obr. 20 c. Tento materiál se vyznačuje dobrými mechanickými vlastnostmi a dobrou následnou obrobiteľností. Pro vodíková a uhlíková NMR měření by teoreticky mohl vznikat problém s obsahem vodíkových a uhlíkových jader v materiálu cívky a tím falešně pozitivní signál při měření. Prakticky se však ukazuje, že relaxační časy těchto látek jsou velmi krátké a lze je tak snadno separovat z důvodu široké spektrální odezvy [33].

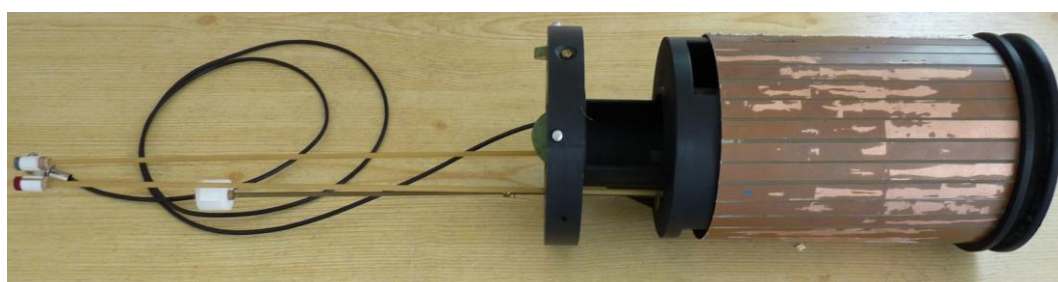




Obr. 20 a: 2d CAD výkres mechanické kostry cívky



Obr. 20 b: 3d CAD sestava mechanické kostry cívky



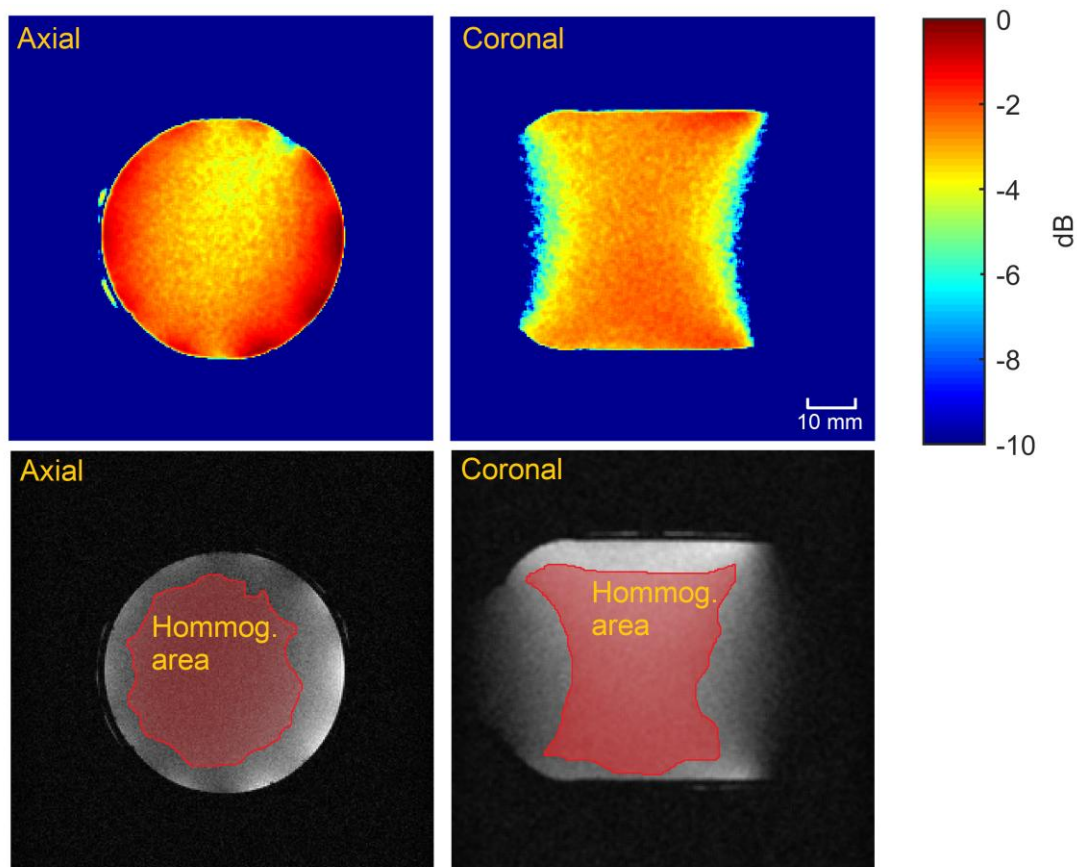
Obr. 20 c: Realizovaná RF cívka (RF struktura je překryta stíněním)



4.4. Experimentálně získané parametry

Zvolené řešení bylo z hlediska homogenity ověřeno na 200 ml fantomu s 10% roztokem NaF v H₂O. Sekvence FLASH TR=117 ms, TE=3.7 ms, FA=30°, NEX=256 Av, Mtx=256x256 @ 4,7 T. Na snímcích 21 a a 21 b dole jsou vyznačeny hranice, kde intenzita odchylky získaného signálu dosahuje ±3 dB. Ve vnitřním prostoru cívky je pole považováno za homogenní, naopak v blízkosti větví je pole již velmi silné a překračuje tak mezní limit pro 3dB kritérium. Získané snímky nejsou zcela symetrické, neboť v pravé části (pro axiální) a v horní části (pro koronální) snímky je umístěn RF budicí závit, který může homogenitu vytvořeného pole ovlivňovat. Vliv na symetrii má i empirické nastavení excitačních pulsů. Symetrii vůči simulaci dále zhoršuje i provádění experimentu v reálných podmínkách, ve vodivé proudící kapalině a za přítomnosti šumu. Tomografickým snímkováním (Obr. 21) bylo ověřeno, že longitudinální délka vzorku může dosahovat 32 mm pro pokles intenzity signálu o -3 dB, pro vizualizaci s nižší senzitivitou pak okolo 60 mm. Tvar pole je na koncích cívky v longitudinálním směru trychtýřovitého tvaru, ubývá z prostředka, viz Obr. 21 b. Objem homogenní oblasti pro 3 dB pokles je vypočítán tomografickou metodou 66,2 cm³.





Obr. 21 a:

(převzat z publikace [38]) Transverzální snímek NaF fantomu, horní snímek vykresluje intenzity naměřeného signálu, dolní vyznačuje homogenní oblast s ± 3 dB odchylkou. Spodní snímek je vytvořen na podkladu defaultně postprocesovaného zobrazení.

Obr. 21 b: (převzat z publikace [38]) Koronální snímek NaF fantomu, horní snímek vykresluje intenzity naměřeného signálu, dolní vyznačuje homogenní oblast s ± 3 dB odchylkou. Spodní snímek je vytvořen na podkladu defaultně postprocesovaného zobrazení.



5 Závěr

5.1 Návrh

Po empirickém studiu magnetické rezonance a práce na MR experimentálním pracovišti byla po diskusi s kolegy shrnuta řada bodů, které je nutné, vhodné a praktické, aby cívka splňovala. Tyto body jsou shrnuty v kapitole č. 4 - Široce přeladitelná cívka pro MRI malých hlodavců – metody.

5.2 Realizace

Body uvedené v kapitole 4 byly fyzicky realizovány formou výrobku, skládajícího se z rámu a elektrických obvodů. Tyto součásti tvoří dohromady funkční celek – radiofrekvenční cívku – určenou pro experimenty s magnetickou rezonancí. Vlastnosti a kvality této cívky jsou podrobně zkoumány v kapitole č. 5 - Široce přeladitelná cívka pro MR malých hlodavců – výsledky

5.3 Vlastnosti

Senzitivita

V rámci experimentálního ověření byly naměřeny snímky porovnávající SNR shodného vodního fantomu měřeného komerční cívkou Bruker BIO-PRK (Obr. 22) a široce přeladitelnou $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ cívkou popsanou v této práci. Měření bylo provedeno dvěma standardními MR sekvencemi FLASH a RARE. Měření prokázalo vyšší senzitivitu ve prospěch široce přeladitelné $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ cívky pro obě měřené sekvence. Je možno prohlásit, že realizovaná cívka je senzitivnější, než komerčně dodávaný výrobek a to o 11,4 % v případě RARE a o 26,9 % v případě FLASH experimentu.

Homogenita

V rámci experimentálního ověření byly naměřeny snímky mapující SNR vodního fantomu široce přeladitelnou $^1\text{H}/^{19}\text{F}$ cívkou popsanou v této práci. Měření bylo provedeno nestandardní MR sekvencí FLASH tak, aby byly zvýrazněny nedostatky homogenity produkovaného pole B_1 . Měření (Obr. 21) prokázalo 3 dB homogenitu s jedním maximem v centru měřené oblasti. Jedná se tedy ve shodě s návrhem o cívku upřednostňující citlivost



před homogenitou. 3 dB homogenní oblast zaujímá podle tomografických měření 72 % vnitřku VOI, což je ve shodě s literaturou pro LPBC cívky. Je možno prohlásit, že cívka je vhodný nástroj pro MR experimenty vyžadující objemovou cívku.

Praktičnost

V rámci experimentálního ověření byly s cívkou provedeny experimenty *in vivo*, což byl jeden z klíčových požadavků návrhu. Při experimentech se prokázalo, že rozměry cívky, rozměry pracovního objemu a jeho tvar (tvar homogenní části B_1) jsou plně v souladu s potřebami pro celotělové zobrazení myšího těla. Také celková pevnost, robustnost konstrukce a přístup k prováděnému experimentu lze považovat za splnění cílů.

5.4 Publikační výsledky

S cívkou bylo provedeno množství experimentů, z nichž jeden vybraný je popsán v kapitole 6 disertační práce. Z tohoto experimentu vznikl publikační výstup [27] (IF=5,99). Další experimenty částečně realizovány touto cívkou jsou popsány v publikacích [34] (IF=2,3) a [39] (IF=6,99). Také samotné řešení cívky je publikováno v odborné literatuře [38] (IF=2,62). Souhrnný impakt faktor získaný pomocí této cívky je v současnosti 17,9.



Seznam použité literatury

Seznam použité literatury je zpracován ve shodě s disertační prací, redukován pro autoreferát.

[1] *Rabi, I.I.; Zacharias, J.R.; Millman, S.; Kusch, P. (1938).* „A New Method of Measuring Nuclear Magnetic Moment“. *Physical Review*. 53 (4): 318–327.

[2] *Chulhong, K.; Favazza, Ch.; Wang, L. (2010).* „In Vivo Photoacoustic Tomography of Chemicals: High-Resolution Functional and Molecular Optical Imaging at New Depths“. *Chem. Rev.* 110, 5, 2756–2782

[3] *Hoult, D. I.; Lauterbur, P. C. (1969).* „The sensitivity of the zeugmatographic experiment involving human samples“. *Journal of Magnetic Resonance*, Volume 34, Issue 2, Pages 425-433,ISSN 0022-2364,

[4] *Sedivy, P.; Dusilova, T.; Hajek, M.; Burian, M.; Krššák, M. at al. (2021).* „In Vitro 31P MR Chemical Shifts of In Vivo-Detectable Metabolites at 3T as a Basis Set for a Pilot Evaluation of Skeletal Muscle and Liver 31P Spectra with LCMoDel Software“. *Molecules*.;26(24):7571. doi: 10.3390/molecules26247571.

[5] *Meribout, M.; Sonowan, S. (2019).* „Optimal Halbach Magnet Array Design for Portable NMR Targeting Multiphase Flow Metering Applications“ *IEEE TRANSACTIONS ON MAGNETICS*, Vol. 55, No. 1

[6] *Lauterbur, P. C. (1973).* „Image Formation by Induced Local Interaction Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance“. *Nature*. 242 (5394): 190–191.

[7] *Heerschap, A.; Houtman C. (1999).* „International Introduction to in vivo 31P magnetic resonance spectroscopy of (human) skeletal muscle“ *Proceedings of the Nutrition Society (1999)*, 58, 861–870 861

[8] *Danova-Alt, A.; Dijkema, C.; Dewaard, P.; Köck, M. (2018).* „Transport and compartmentation of phosphite in higher plant cells – kinetic and 31P nuclear magnetic resonance studies“. *Plant, Cell and Environment* Rel.31, 1510–1521 doi: 10.1111/j.1365-3040.2008.01861.x



- [9] *Ouwerkerk, R.* (2007). „Sodium magnetic resonance imaging: from research to clinical use“. *J Am Coll Radiol.* 4(10):739-741. doi:10.1016/j.jacr.2007.07.001
- [10] *Li, N.; Li, S.; Shen J.* (2017). „High Field In vivo ¹³C Magnetic Resonance Spectroscopy of Brain by Random Radiofrequency Heteronuclear Decoupling and Data Undersampling“. *Front Phys.* 2017;5:26. doi: 10.3389/fphy.2017.00026.
- [11] *Bloch, F.* (1946) "Nuclear Induction", *Physical Review* 70, 4604–73
- [12] *Hartwig, V.; Giovannetti, G.; Vanello N.; Lombardi M. et al.* (2009). „Biological effects and safety in magnetic resonance imaging: a review.“ *Int J Environ Res Public Health.* 2009 Jun;6(6):1778-98. doi: 10.3390/ijerph6061778
- [13] *Chen, C. N.; Hoult, D. I.; Sank, V.J.* (1983). „Quadrature detection coils — A further $\sqrt{2}$ improvement in sensitivity“. *Journal of Magnetic Resonance* 1983;54:324–327.
- [14] *Gruber, B.; Froeling, M.; Leiner, T.; Klomp, D. W. J.* (2018). „RF coils: A practical guide for nonphysicists“ [published online ahead of print, 2018 Jun 13]. *J Magn Reson Imaging.* 2018;48(3):590-604. doi:10.1002/jmri.26187
- [15] *Laistler, E.; Dymerska, B.; Sieg, J.; Goluch-Roat, S.; Frass-Kriegel, R. et al.* (2018) „In vivo MRI of the human finger at 7 T.“ *Magn Reson Med.* 2018 Jan;79(1):588-592. doi: 10.1002/mrm.26645.
- [16] *Doty, F. D.* (2007) „Radio frequency coil technology for small-animal MRI“. *NMR Biomed,* May;20(3):304-25. doi: 10.1002/nbm.1149.
- [17] *Navarro, I. L.; Laistler, E.* (2019). „Design, Implementation, and Evaluation of a Head and Neck MRI RF Array Integrated with a 511 keV Transmission Source for Attenuation Correction in PET/MR“. *Sensors,* 19(15), 3297; <https://doi.org/10.3390/s19153297>
- [18] *Brosseau, Ch.; Talbot, P.* (2005). „Effective magnetic permeability of Ni and Co micro- and nanoparticles embedded in a ZnO matrix“ *Journal of Applied Physics* 97, 104325; <https://doi.org/10.1063/1.1915539>



[19] *Hosseinnezhadian, S.; Laistler, E.; Frass-Kriegl, R.; Vit, M.; Ginefri, J-Ch. et al.* (2018). „A flexible 12-channel transceiver array of transmission line resonators for 7 T MRI“ *Journal of Magnetic Resonance*, Volume 296, Pages 47-59, ISSN 1090-7807, <https://doi.org/10.1016/j.jmr.2018.08.013>.

[20] *Mispelster, J.; Lupu, M.; Briguet, A.*; (2015). „NMR Probeheads for Biophysical and Biomedical Experiments: Theoretical Principles and Practical Guidelines (2nd Edition). Imperial College Press 257–259

[21] *Hoult, D. I.; Richards, R. E.*; (1969). “The signal-to-noise ratio of the nuclear magnetic resonance experiment“ *Journal of Magnetic Resonance*. 24,1 71-85.

[22] *Quian, Ch.; Masad, I. S.; Rosenberg, J. T.; Elumalai, M.; Brey, W. W. et al.* (2012). „A volume birdcage coil with an adjustable sliding tuner ring for neuroimaging in high field vertical magnets: Ex and in vivo applications at 21.1 T“, *Journal of magnetic Resonance*. 221 110–116.

[23] *Dardzinski, B. J.; Williams, G. D.; Shinze, L.; Collins, Ch. M.; Smith, M. B.* (1998). „A birdcage coil tuned by RF shielding for application at 9.4 T“, *Journal of Magnetic Resonance*. 131(1) 8-32

[24] *Terman, F. E.* (1932). „Radio Engineering“ (1st ed.). New York: McGraw-Hill Book Company. OCLC 1036819790.

[25] *Meyerspeer, M.; Roig, S.; Gruetter, R.; Magill, A. W.* (2014) „An Improved Trap Design for Decoupling Multinuclear RF Coils“ *Magnetic Resonance in Medicine* 72:584–590

[26] *Peterson, K. L.; Srivastava, K.; Pierre, V. C.* (2018). „Fluorinated paramagnetic complexes: sensitive and responsive probes for magnetic resonance spectroscopy and imaging“. *Front Chem.*;6:160. doi: 10.3389/fchem.2018.00160.

[27] *Sedlacek, O.; Jirak D.; Vit, M.; Ziołkowska, N.; Hoogenboom, R. et al.* (2020). „Fluorinated Water-Soluble Poly(2-oxazoline)s as Highly Sensitive ¹⁹F MRI Contrast Agents“



[28] Wang, F. N.; Peng, S. L.; Lu, C. T.; Peng, H. H.; Yeh, T. C. (2013). „Water signal attenuation by D2O infusion as a novel contrast mechanism for 1H perfusion MRI“. *NMR Biomed.* Jun;26(6):692-8. doi: 10.1002/nbm.2914.

[29] Overhauser, A. W. (1953). „Polarization of Nuclei in Metals“. *Physical Review.* 92 (2): 411–5. doi:10.1103/PhysRev.92.411

[30] Roat, S.; Vit, M.; Wampl, S.; Schmidt, A. I.; Laistler E. (2020). „A Flexible Array for Cardiac 31P MR Spectroscopy at 7 T.“ *Frontiers in Physics*, 1. 159, 17, 6347–6355; <https://doi.org/10.1021/acs.FrontPhys.0c01228>.

[31] Quian, Ch.; Masad, I. S.; Rosenberg, J. T.; Elumalai, M.; Brey, W. W. *et al.* (2012). „A volume birdcage coil with an adjustable sliding tuner ring for neuroimaging in high field vertical magnets: Ex and in vivo applications at 21.1 T“, *Journal of Magnetic Resonance.* 221 110–116.

[32] Higashiyama, H.; Uemura, M.; Igarashi, H.; Kurohmaru, M.; Kanai-Azuma, M. *at al.* (2017). „Anatomy and development of the extrahepatic biliary system in mouse and rat: a perspective on the evolutionary loss of the gallbladder.“ *J Anat.* 2018 Jan;232(1):134-145. doi: 10.1111/joa.12707.

[33] Ward, I. M. (1959). „Nuclear magnetic resonance studies of polyethylene terephthalate and related polyesters“ *Transactions of the Faraday Society*, volume56

[34] Jirak, D.; Galisova, A.; Kolouchova, K.; Babuka, D.; Hruby, M., (2019). „Fluorine polymer probes for magnetic resonance imaging: quo vadis?“ *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 32 (1), 173-185.

[35] Tirota, I.; Mastropietro, A.; Cordiglieri, C.; Gazzera, L.; Baggi, F. *at al.* (2014). „A Superfluorinated Molecular Probe for Highly Sensitive in Vivo19F-MRI“. *Journal of the American Chemical Society*, 136 (24), 8524-8527.



- [36] *Amoli, M. M.; Moosavizadeh, A.; Larijani, B.*; (2005). „Optimizing conditions for rat pancreatic islets Isolation“ - Cytotechnology, – Springer
- [37] *Kane, Y.* (1966). „Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media“. IEEE Transactions on Antennas and Propagation. 14 (3): 302–307.
- [38] *Vít, M.; Lacik, J.; Sedlacek, O.; Hoogenboom, R.; Jirak, D.* at al. (2021). „A broad tuneable birdcage coil for mouse 1H/19F MR applications“ Journal of Magnetic Resonance, Volume 329, 2021,107023,ISSN 1090-7807
- [39] *Kabrov, L. I.; Kabrova, Z.; Vit, M.; Jirak, D.; Hoogenboom, R.* at all. (2021). „Fluorine-Containing Block and Gradient Copoly(2-oxazoline)s Based on 2-(3,3,3-Trifluoropropyl)-2-oxazoline: A Quest for the Optimal Self-Assembled Structure for 19F Imaging“ Biomacromolecules 22 (7), 2963-2975 DOI: 10.1021/acs.biomac.1c00367



List publikací autora

Publikace se vztahem k práci

1. *Vít, M.; Burian, M.; Berková, Z.; Lacik, J.; Sedlacek, at al.* (2021). „A broad tuneable birdcage coil for mouse 1H/19F MR applications“ *Journal of Magnetic Resonance*, Volume 329, 2021,107023,ISSN 1090-7807; (podíl autora 70%).

2. *Hosseinnezhadian, S.; Laistler, E.; Frass-Kriegl, R.; Vit, M.; Ginefri, J-Ch. at al.* (2018). „A flexible 12-channel transceiver array of transmission line resonators for 7 T MRI“ *Journal of Magnetic Resonance*, Volume 296, Pages 47-59,ISSN 1090-7807, <https://doi.org/10.1016/j.jmr.2018.08.013>; (podíl autora 10%).

3. *Sedlacek, O.; Jirak D.; Vit, M.; Ziołkowska, N.; Janouskova, O. at all.* (2020). „Fluorinated Water-Soluble Poly(2-oxazoline)s as Highly Sensitive 19F MRI Contrast Agents“ *Macromolecules* , 53, 15, 6387–6395; <https://doi.org/10.1021/acs.macromol.0c01228>; (podíl autora 10%).

4. *Roat, S.; Vit, M.; Wampl, S.; Schmidt, A. I.; Laistler E.;* (2020) „A Flexible Array for Cardiac 31P MR Spectroscopy at 7 T.“ *Frontiers in Physics*, 159, 17, 6347–6355; <https://doi.org/10.1021/acs.FrontPhys.0c01228>; (podíl autora 20%).

5. *Kaberov, L. I.; Kaberova, Z.; Vit, M.; Jirak, D.; Hoogenboom, R. at al.* (2021). „Fluorine-Containing Block and Gradient Copoly(2-oxazoline)s Based on 2-(3,3,3-Trifluoropropyl)-2-oxazoline: A Quest for the Optimal Self-Assembled Structure for 19F Imaging“ *Biomacromolecules* 22 (7), 2963-2975 DOI: 10.1021/acs.biomac. 1c00367 ; (podíl autora 10%).

Další publikace

6. *Kretschmer, J.; David, T.; Vít, M.; Jirak, D.; Polasek, M. et al.* (2022). „Paramagnetic encoding of molecules“. *Nature Communications* 13, 3179 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41467-022->



30811-9 ; (podíl autora <10%).

7. Kolouchova, K.; Sedlacek, O.; Jirak, D.; Babuka, D.; Blahut, J.; *et al.* (2018) „Self-Assembled Thermoresponsive Polymeric Nanogels for ¹⁹F MR Imaging“ *Biomacromolecules* 19 (8), 3515-3524; (podíl autora <10%).

8. Krausova, A.; Buresova, P.; Sarnova, L.; Ziolkowska, N.; Vit, M. *et al.* (2021). „Plectin ensures intestinal epithelial integrity and protects colon against colitis.“ *Mucosal Immunol* 14, 691–702; (podíl autora <10%).

9. Kraciková, L.; Ziolkowska, N.; Androvič, L.; Klimánková, I.; Vit, M. *et al.* (2022). „Phosphorus-Containing Polymeric Zwitterion: A Pioneering Bioresponsive Probe for ³¹P-Magnetic Resonance Imaging.“ *Macromol* 10%).

10. Ziolkowska, N.; Vit, M.; Laga, R.; Kraciková, L.; Androvič, L. *et al.* (2022). „Iron-doped calcium phytate nanoparticles as a bio-responsive contrast agent in ¹H/³¹P magnetic resonance imaging.“ *Sci Rep* 12, 2118 <https://doi.org/10.1038/s41598-022-06125-7>; (podíl autora 10%).

Patent

Vit, M.; Jirak, D. (2018). „Laditelná radiofrekvenční cívka.“ Úřad prům. vlastnictví ČR, 307 591. <https://isdv.upv.cz/doc/FullFiles/Patents/FullDocuments/307/307591.pdf>



Curriculum Vitae

Jméno Martin
Příjmení Vít
Titul Ing.
Adress Kacanovy 81
511 01
Czech Republic
Tel. 607 838 621
Email vit.martin2@seznam.cz
Rok narození 1992

Vzdělání

2014 – 2016 Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií
TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Program: Automatické řízení a inženýrská informatika
Diplomová práce: Konstrukce RF cívky pro MRI

2011 – 2014 Fakulta mechatroniky, informatiky a mezioborových studií
TECHNICKÁ UNIVERZITA V LIBERCI
Program: Elektronické řídicí a informační systémy
Bakalářská práce: Konstrukce laboratorní úlohy „Teplota v trubce“

2007 – 2011 SPŠ JIČÍN
Automatizace

Zaměstnání

2016 - 2022 Institut klinické a experimentální medicíny IKEM



Vídeňská 1958, Praha 4-Krč
Experimentální MR jednotka, jiný odborný pracovník

2018 -2019 Vienna University, High Field MR Unit, Radiofrequency lab
Lazarettgasse 14, 1090 Vienna, Austria, Internship researcher

Dovednosti

Zkoušky podle vyhlášky č.50/1978 §5

Návrh a konstrukce povrchových a objemových cívek pro MRI a MRS na 200 a 300MHz

Obecné chemické a fyzikální laboratorní zkušenosti

Zkušenost s prováděním experimentů se zvířaty a fantomy

Lidská a zvířecí anatomie.

Návrh a konstrukce analogových a digitálních elektrických obvodů, DPS, Eagle, Sprint Layout

Programování jednočipových procesorů Asembler, C

programing of onechips procesors with ASEMBLER, C

3D design v konstrukčním CAD soft. Autodesk Inventor, Solid Works – využití pro 3D tisk, Realizace 3D Tisku

MATLAB na úrovni data processingus

CST Studio Suite na úrovni realizace RF antén



Stručná charakteristika dosavadní odborné, výzkumné a vědecké činnosti

Odborná, výzkumná a vědecká činnost studenta je soustředěna především na problémy ohledně magnetické a rezonance. V rámci vědecké činnosti student realizoval řadu radiofrekvenčních cívek, které byly využity k provádění experimentů, které přímo souvisely s tématem disertační práce a déle experimentů, které přímo s tématem nesouvisely, nicméně pojitkem bylo vždy téma magnetické rezonance. Díky tomu bylo možno na pracovišti provést mnoho vědeckých experimentů a publikovat velké množství velmi kvalitních vědeckých článků. Technologická úroveň konstruovaných cívek se s postupujícím studiem zvyšovala, tak jak se prohlubovaly nabyté znalosti a zkušenosti. Výsledkem mimo vědeckých publikací byly i realizované prototypy radiofrekvenčních cívek pro různá jádra a síly pole. Pro zdárné provádění experimentů byla dále navržena celá řada držáků, přípravků a set-upů, které umožnily zdárnou, kvalitní a korektní realizaci experimentu. V rámci studia student získal 2 universitní projekty SGS (2018 a 2022) v jejichž rámci realizoval výzkumy ohledně tématu disertační práce. Student aktivně přednášel na fakultě zdravotnických studií témata ohledně magnetické rezonance. Student vedl jednu bakalářskou práci zaměřenou na vizualizaci tumorů pomocí MRI.

