

Vysoká škola Báňská – Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra mechaniky

Návrh a pevnostní kontrola pracovní části radiofrekvenčního operačního nástroje
Design and Stress Analysis of Working Part of Radio-frequency Surgical Instrument

Student:

Jan Grepl

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Hlaváčková Milada, Ph.D.

Ostrava 2010

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra mechaniky

Zadání bakalářské práce

Student: **Jan Grepl**
Studijní program: B2341 Strojírenství
Studijní obor: 3901R003 Aplikovaná mechanika
Téma: **Návrh a pevnostní kontrola pracovní části radiofrekvenčního operačního nástroje**
Design and Stress Analysis of Working Part of Radio-frequency Surgical Instrument

Zásady pro vypracování:

1. Rozbor a analýza problému vzhledem k jeho užití v chirurgii
2. Variantní návrh rozmístění elektrod z hlediska jejich správné funkce při ablaci jater
3. Pevnostní kontrola a kontrola deformace elektrody z hlediska její správné funkce
4. Veškeré návrhy a kroky řešení musí být konzultovány s vybraným medicínským pracovištěm

Seznam doporučené odborné literatury:

PENHAKER, M., IMRAMOVSKÝ, M., TIEFENBACH, P.: Lékařské diagnostické přístroje - zkušební testy. Ostrava, 2004, ISBN 80-248-0751-3

KRATOCHVÍL, B. a kol.: Úvod do studia materiálů, Vysoká škola chemicko-technologická v Praze, Praha, 2005, ISBN 80-7080-568-4

BROZINO, D.J.: The biomedical engineering handbook, CRC Press. Boca Raton, 1995

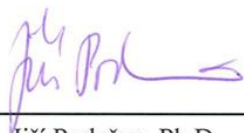
WEBSTER, J.G.: Medical instrumentation: Application and Design, Hoboken (USA), Wiley, 1998, ISBN 0-471-15368-0

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Milada Hlaváčková, Ph.D.**

Datum zadání: 20.10.2009

Datum odevzdání: 21.05.2010



doc. Ing. Jiří Podešva, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. Ing. Radim Farana, CSc.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou bakalářskou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě 21. května 2010


.....

podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména § 35 – užití díla v rámci občanských a náboženských obřadů, v rámci školních představení a užití díla školního a § 60 – školní dílo.
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB-TUO“) má právo nevýdělečně ke své vnitřní potřebě bakalářskou práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že bakalářská práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího bakalářské práce. Souhlasím s tím, že údaje o kvalifikační práci budou zveřejněny v informačním systému VŠB-TUO.
- bylo sjednáno, že s VŠB-TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona.
- bylo sjednáno, že užít své dílo – bakalářskou práci nebo poskytnout licenci k jejímu využití mohu jen se souhlasem VŠB-TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB-TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše).
- beru na vědomí, že odevzdáním své práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, bez ohledu na výsledky její obhajoby.

V Ostravě 21. května 2010

.....*Jan Grepl*.....

podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Jan Grepl

Adresa trvalého pobytu autora práce:

Komenského 134, 784 01 Červenka

Poděkování

Rád bych tímto poděkoval Ing. Hlaváčkové, Ph.D. za odborné vedení při zpracování této bakalářské práce, prof. Ing. Horylovi, CSc. za pomoc při výpočtech MKP, Ing. Penhakerovi, Ph.D. a MUDr. Vávrovi, Ph.D. za poskytnuté odborné informace a dále Ing. Hanusovi a panu Nedabýlkovi za pomoc při výrobě prototypu.

ANOTACE BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

GREPL, J. *Návrh a pevnostní kontrola pracovní části radiofrekvenčního operačního nástroje: bakalářská práce*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra mechaniky, 2010, 56 s. Vedoucí práce: Ing. Hlaváčková, Ph.D.

Cílem bakalářské práce je vytvořit nástroj pro radiofrekvenční ablací, který by zpřesnil vedení jednotlivých elektrod do jaterní tkáně, zkrátit operační čas na minimum, minimalizoval poškození zdravé tkáně v okolí nádoru a který by byl kompatibilní s aktuálně používaným generátorem radiofrekvenčního proudu od firmy RITA. Bakalářskou práci lze rozdělit na teoretickou a praktickou část. Teoretická část je zaměřena na charakteristiku jater a jaterní nádory. Dále je popsána technika radiofrekvenční ablace jaterních nádorů. Praktická část je rozdělena na dvě kapitoly. První se zabývá návrhem rozmístění elektrod v operačním nástroji a konstrukčním návrhem tvaru nástroje, jeho následnou výrobou a testováním ve Fakultní nemocnici v Ostravě-Porubě. Druhá kapitola je zaměřena na pevnostní kontrolu a kontrolu na ztrátu stability tvaru. Oba výpočty v druhé kapitole praktické části jsou provedeny v programu ANSYS.

ANNOTATION OF BACHELOR THESIS

GREPL, J. *Design and Stress Analysis of Working Part of Radio-frequency Surgical Instrument: Bachelor Thesis*. Ostrava: VŠB – Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Mechanics, 2010, 56 s. Thesis Head: Ing. Hlaváčková, Ph.D.

The goal of this work is design and construction of the tool for radiofrequency ablation, which would further specify the lead of electrodes into the liver tissue, reduced operating time to a minimum, not damage healthy tissue unnecessarily in the vicinity of the tumor and would be compatible with the currently used radio-frequency power source from the company named RITA. Bachelor's thesis can be divided into theoretical and practical part. The theoretical part is focused on liver and liver tumors. There is described the technique of radio-frequency ablation of liver tumors. The practical part is divided into two chapters. The first part deals with the deployment of the electrodes in the operating instrument and their shape and design of the instrument, its subsequent production and testing at the University Hospital in Ostrava-Poruba. The second chapter focuses on strength and buckling analysis. This part of the solution has been done by software Ansys.

OBSAH

	strana
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	10
1 ÚVOD	11
2 CHARAKTERISTIKA JATER, NÁDORY A RADIOFREKVENČNÍ ABLACE JATERNÍCH NÁDORŮ. 13	
2.1 Játra a jejich funkce	13
2.2 Nádory jater	13
2.2.1 Benigní nádory jater	14
2.2.2 Maligní nádory jater	15
2.3 Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů.....	16
2.3.1 Radiofrekvenční termální ablace	16
3 NÁVRH OPERAČNÍHO NÁSTROJE A ROZMÍSTĚNÍ ELEKTROD	18
3.1 Rozložení elektrod	20
3.2 Návrh tvaru nástroje	21
3.3 Návrh prototypu	26
3.4 Výroba prototypu	27
3.5 Testování prototypu	28
4 PEVNOSTNÍ KONTROLA A KONTROLA NA ZTRÁTU STABILITY TVARU.....	31
4.1 Kontakty	34
4.2 Síť	35
4.3 Okrajové podmínky.....	36
4.4 Pevnostní kontrola.....	37
4.4.1 Model křídlo 2, počáteční poloha	38
4.4.2 Model křídlo 2, střední poloha.....	39
4.4.3 Model křídlo 2, koncová poloha	40
4.4.4 Model křídlo 1, počáteční poloha	41
4.4.5 Model křídlo 1, střední poloha.....	42
4.4.6 Model křídlo 1, koncová poloha	43
4.5 Kontrola na ztrátu stability tvaru.....	44
4.5.1 Model křídlo 2, počáteční poloha	44
4.5.2 Model křídlo 2, střední poloha.....	45
4.5.3 Model křídlo 2, koncová poloha	45
4.5.4 Model křídlo 1, počáteční poloha	46
4.5.5 Model křídlo 1, střední poloha.....	46
4.5.6 Model křídlo 1, koncová poloha	47
4.6 Kontrola správnosti nastavení simulace.....	48

5 ZÁVĚR.....	49
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	50
SEZNAM PŘÍLOH	51

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

USA	Spojené státy americké
RFA	Radiofrekvenční termální ablace
HBV	Vir hepatitidy typu B
HCV	Vir hepatitidy typu C
CT	Počítačová tomografie
MKP	Metoda konečných prvků
RONJA	Radiofrekvenční operační nástroj pro jaterní ablaci
CAD	Počítačová podpora konstruování (Computer Aided Design)
ABS	Typ plastu (Akrylonitril-butadien-styren)
FNO	Fakultní nemocnice Ostrava-Poruba
FEI	Fakulta elektrotechniky a informatiky

1 ÚVOD

Lidské tělo produkuje celou řadu různých typů buněk. Zdravé buňky rostou a dělí se na nové podle potřeb organismu. Tento proces udržuje lidské tělo zdravé. Někdy ovšem nastane situace, kdy se buňky začínají dělit nekontrolovatelně bez potřeby organismu. Vzniká tak velké množství nové tkáně, které se nazývá nádor. Znalosti o prevenci a léčbě nádorových onemocnění se v posledních letech výrazně zvýšily, situace se ovšem nezlepšila. S rostoucím počtem obyvatel na této planetě a prodlužující se délkou života se stále zvyšuje počet nádorových onemocnění. Tato onemocnění představují 12,6 % celosvětových úmrtí, čímž se umísťují na předních místech příčin úmrtí ve vyspělých i rozvojových zemích. Mezi nejčastější nádorová onemocnění podle Světové zdravotnické organizace patří nádory plic, prsu a tlustého střeva a mezi nejčastější nádorová onemocnění končící smrtí pak nádory plic, žaludku a jater.

V České republice patří karcinom jater k vzácnějším nádorům na rozdíl od rozvojových zemí, kde patří k jednomu z nejčastějších. Operace jaterního karcinomu, především jeho vyjmutí, bývá velmi složitá z důvodu nadměrné prokrvenosti tohoto orgánu. Jaterní karcinom je operovatelný pouze několika metodami využívajícími specifické nástroje. Proto je potřeba tyto nástroje zdokonalovat. Jednou z častěji používaných metod, jak operovat jaterní karcinom, je radiofrekvenční ablace.

Na rozvoji oboru Aplikovaná mechanika měla zásluhu mezinárodní spolupráce studentů s finskou univerzitou Jyväskylä Politech na projektu Assistive technology, který řešil problematiku návrhu zdravotních potřeb a pomůcek pro handicapované. Pro rozšíření znalostí a dovedností studentů umožnili pracovníci katedry mechaniky spolupráci na projektu návrhu, konstrukce a ověření přístroje RONJA (Radiofrekvenční operační nástroj pro jaterní ablaci). Jde o mezioborovou spolupráci nejen v rámci VŠB-TUO, ale do projektu aktivně vstupuje i pracoviště Fakultní nemocnice s poliklinikou v Ostravě-Porubě (dále jen FNO) zastoupené MUDr. Vávrou, Ph.D.

Cílem bakalářské práce je vytvořit nástroj pro radiofrekvenční ablaci, který by zpřesnil vedení jednotlivých elektrod do jaterní tkáně, zkrátil operační čas na minimum oproti stávajícím nástrojům, minimalizoval poškození zdravé tkáně v okolí nádoru a který by byl kompatibilní s aktuálně používaným generátorem radiofrekvenčního proudu od firmy RITA.

Bakalářskou práci lze rozdělit na teoretickou a praktickou část. Teoretická část je zaměřena na charakteristiku jater a jaterní nádory. Dále je popsána technika radiofrekvenční ablace jaterních nádorů. Praktická část je rozdělena na dvě kapitoly. První se zabývá návrhem rozmístění elektrod v operačním nástroji s ohledem na elektromagnetické buzení mezi jednotlivými elektrodami; konstrukčním návrhem tvaru

nástroje, jeho následnou výrobou a testováním ve FNO. Druhá kapitola je zaměřena na pevnostní kontrolu, ve které je potřeba zjistit místa s maximálním namáháním a posunutím a jejich hodnoty. Podle těchto hodnot navrhnout konečný materiál pro výrobu tohoto nástroje. Poslední část druhé kapitoly praktické části tvoří kontrola na ztrátu stability tvaru, kde je třeba zjistit kolika-násobek zatěžovací síly je potřeba, aby tvar ztratil stabilitu a jak tento tvar vypadá. Oba výpočty v druhé kapitole praktické části jsou provedeny v programu ANSYS.

2 CHARAKTERISTIKA JATER, NÁDORY A RADIOFREKVENČNÍ ABLACE JATERNÍCH NÁDORŮ

Onemocněním jater jsou postiženy miliony lidí na celém světě. Formy těchto onemocnění se pohybují od mírných a snadno léčitelných nemocí po pokročilé nemoci např. cirhóza. Mnohé jaterní choroby dosahují epidemických rozměrů. Například infekcí způsobenou virem HBV, který vyvolává chronickou hepatitidu typu B, trpí v celosvětovém měřítku 300 milionů lidí. Epidemie způsobená virem HCV, který je zodpovědný za chronickou hepatitidu typu C, se nazývá jako „tichá“ nebo „stínová“. Je to dáno tím, že ačkoliv pacienti často o svém nakažení vůbec neví, může hrozit, že se u nich rozvinou závažná jaterní onemocnění včetně cirhózy či rakoviny jater.

2.1 Játra a jejich funkce

Játra jsou mohutným a výkonným orgánem, který je již velmi dlouho spojován s lidskou odvahou, silou a statečností. Jsou největším orgánem v těle člověka a váží asi 1,5 kg. U dospělého jedince představují přibližně padesátinu celkové tělesné hmotnosti, kdežto u malých dětí jsou relativně větší a tvoří asi jednu osmnáctinu tělesné váhy. Lidská játra jsou tvořena ze dvou hlavních laloků, a to z levého a pravého, přičemž pravý je pětikrát až šestkrát větší než levý. Tyto laloky odděluje hladká membrána zvaná falciformní ligamentum¹. Povrch zdravých jater je hladký a načervenalé hnědý, což je způsobeno jejich bohatou zásobou krve.

Zdravá játra fungují jako centrální výrobní továrna, závod na zpracování toxických odpadů a skladiště. Jsou také místem, kde dochází k mnoha důmyslným látkovým přeměnám. Játra jako továrna produkují hlavní bílkovinu lidské krve zvanou albumin, který hraje klíčovou roli v regulaci rovnováhy tekutin v těle. Dále vytvářejí žluč a močovinu. Žluč je tekutina složená z vody, žlučových solí, barviva zvaného bilirubin a dalších látek a je nezbytná pro rozložení tuků ve střevě. Močovina je odpadová látka vytvářející se při odbourávání amoniaku, který vzniká jako vedlejší produkt trávení. Játra přeměňují velké množství látek, jako např. cholesterol a tuky, na jiné substance. Výsledkem těchto metabolických pochodů je tvorba nezbytných látek pro lidské tělo a právě tak odpadních produktů, kterých se dokáže snadno zbavit. Dále také slouží jako úložný prostor pro doplňkové zásoby energie a železa.

2.2 Nádory jater

Pod pojmem jaterní nádor si většinou představíme rakovinu, která se šíří z některé části těla např. z plic, prsu, pankreatu neboli slinivky břišní, žaludku či střeva do jater. Vzhledem k bohatému krevnímu zásobení migrují rakovinné buňky do tohoto velkého orgánu zcela běžně.

Nádor je patologický útvar tvořený tkání, která vyrůstá z původní normální tkáně a neplní v těle žádnou užitečnou funkci. Tak jako nádory vznikající kdekoli jinde i nádory vzniklé v játrech mohou být benigní čili nezhoubné bez metastáz a příznivé v tom smyslu, že mívají všeobecně dobrou prognózu a také maligní, což znamená, že mají tendenci se šířit a bez léčby mohou končit smrtí nemocného.

2.2.1 Benigní nádory jater

Třemi nejběžnějšími nádory jsou hemangiom, adenom a ložisková nodulární hyperplazie.

Jaterní hemangiom

Tento benigní nádor je natolik běžný, že jej lze při pitvě objevit až u 7 procent všech lidí. Hemangiom¹ je nádor vzniklý z buněk tvořených z krevních cév. Ve většině případů jde o jednotlivé léze umístěné na pravém jaterním laloku. Rozměry lézí se mohou pohybovat od několika milimetrů až po 25 centimetrů. Hemangiom většinou nevyvolává žádné symptomy, ale někdy může dojít uvnitř nádoru ke krvácení nebo se vzácně vytvoří krevní sraženina, což vyvolává bolest.

Jaterní adenom

Nejčastěji se objevuje u dospělých, zejména žen v reprodukčním věku. Jedním z rizikových faktorů tohoto typu nádoru je užívání hormonální antikoncepce po dobu pěti let a déle. Hormonální antikoncepci užívalo až 90 procent pacientek s jaterním adenomem a riziko rozvoje nádoru se zvyšuje, čím déle je antikoncepce užívána. Dalšími rizikovými faktory jsou diabetes, vzácné dědičné onemocnění glykogenóza, při němž je narušen metabolismus glykogenu a tyrozinémie, což je dědičná porucha, kdy dochází k abnormálnímu metabolismu aminokyseliny tyrozinu.

Tento nádor je bohatě vaskularizovaný čili má bohaté krevní zásobení. Většinou se objevují jako osamocené masy tkáně větší než 10 centimetrů. Avšak přes svou velikost jsou adenomy jen vzácně maligní a prognóza žen, u nichž byl nádor diagnostikován, je obvykle velmi dobrá. Symptomy u tohoto nádoru nemusejí být žádné, avšak třetina až polovina pacientů trpí bolestmi břicha. Vzácně může nádor prasknout a krvácet do břišní dutiny. Pokud k tomu dojde, pacienti zažívají silnou bolest v břiše, cítí se slabí či dokonce na omdlení vzhledem k velkým ztrátám krve. Jde o naléhavý případ, který vyžaduje okamžitý chirurgický výkon k zastavení krvácení a odstranění nádoru.

Ložisková nodulární hyperplazie

U tohoto nádoru, na rozdíl od jaterního adenomu, neexistuje možnost rakovinného zvrhnutí, proto je prognóza pacientů s tímto typem nádoru obvykle skvělá. K prasknutí těchto nádorů nedochází a krvácení je velmi vzácné. Stejně jako adenomy se i tyto

nádory vyskytují nejčastěji u žen v reprodukčním věku. Není však prokázána souvislost mezi vznikem tohoto nádoru a užíváním hormonální antikoncepce. Ložisková nodulární hyperplazie se může rozvinout i u dětí, starších žen a mužů.

2.2.2 Maligní nádory jater

Primární hepatocelulární karcinom

Primární rakovina jater, která je také označovaná jako primární hepatocelulární karcinom či hepatom, vzniká uvnitř jater nejčastěji ve formě kulovitého nádoru, který může prorůstat do okolní tkáně. Je celosvětově jedním z nejběžnějších nádorů a ročně na něj umírá 500 tisíc až milion lidí. Hepatom je dvakrát až šestkrát častější u mužů než u žen. V USA se nejčastěji objevuje u lidí mezi padesáti a šedesáti lety, zatímco v jiných v oblastech je tato rakovina poměrně běžná a často postihuje lidi mladší čtyřiceti let.

Mezi symptomy mohou patřit ty, které souvisejí s cirhózou, jako je např. nechutenství, pocity slabosti, bolesti v břiše a žloutenka. Kromě těchto symptomů se může objevit i horečka, hubnutí, vodový průjem a bolesti kostí. Pacienti s tímto typem rakoviny mohou mít i oteklé, tekutinou naplněné břicho. Tento chorobný stav je nazýván ascites. Mezi další nepříliš časté symptomy hepatomu patří návaly horka, bolesti hlavy, malátnost a třes.

U léčby hepatomu se většinou nevyužívají tradiční terapie rakoviny jako je ozařování či tradiční chemoterapie. Ozařování se při jaterních nádorech uplatňuje jen vzácně, protože játra bývají na záření velmi citlivá – citlivější než vlastní nádor. Tradiční chemoterapie, tedy vysoce toxické léky, se všeobecně také nevyužívají, protože játra s těmito jedovatými látkami zacházejí stejně jako se všemi jinými – snaží se je z těla odstranit. Avšak v některých případech jsou tyto toxické léky neboli cytostatika vpichována přímo do nádoru.

Možnosti léčby, které se u hepatomu využívají, jsou¹:

- operativní odstranění jaterního nádoru
- transplantace jater
- chemoembolizace
- ablace alkoholem
- vysokofrekvenční ablace
- hormonální terapie
- potenciální nové terapie

Fibrolamelární hepatom

Fibrolamelární hepatom je dalším maligním nádorem a představuje 1 až 2 procenta ze všech jaterních nádorů. Tento typ nádoru postihuje stejnou měrou jak muže, tak ženy. Fibrolamelární hepatom nemá souvislost s chronickými infekcemi HBV či HCV ani s užíváním hormonální antikoncepce. Devadesát až devadesát pět procent pacientů s tímto typem nádoru nemá cirhózu. Naděje pacientů na přežití je ve srovnání s pacienty s primární rakovinou jater vyšší.

U nemocných s tímto typem nádoru je chirurgický výkon doporučován častěji než u pacientů s obvyklou formou hepatomu. Pacienti, kteří nemají cirhózu neboli zjizvení jaterní tkáně, mívají po operaci lepší vyhlídky. U některých nemocných je alternativou léčby transplantace jater.

2.3 Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů

Koncem 80. let 20. století se lékaři Rossi a McGraham pokusili využít radiofrekvenční energie k destrukci primárních jaterních tumorů, kdy převzali model využívaný neurochirurgy k ablací mozkových ložisek spontánní aktivity. Mezi destrukční metody používané při léčbě jaterních nádorů a jaterních metastáz patří alkoholizace, kryoablace, radiofrekvenční ablace, laserová ablace, mikrovlnná ablace.

2.3.1 Radiofrekvenční termální ablace

Radiofrekvenční termální ablace (RFA) je novou destrukční metodou využívanou od roku 1990 u neresekabilních jaterních metastáz. Tato metoda je založena na aplikaci střídavého proudu o vysokém kmitočtu cca 460 kHz a o výkonu cca 50 až 200 W pomocí speciální 17 G sondy zavedené do zvolené oblasti jaterního parenchymu neboli do jaterní tkáně. V okolí sondy dochází k iontové agitaci a k rázovým vzestupům teploty. Teplota kolem 50°C znamená sférickou koagulační nekrózu jaterní tkáně včetně maligního ložiska⁵.

Radiofrekvenční sondu je možno aplikovat peroperačně, laparoskopicky či transkutánně pod ultrazvukovou „real time“ navigací, nebo lze sondu použít transkutánně pod kontrolou počítačové tomografie (CT). Cílem je tedy nekróza maligního ložiska včetně lemu zdravé koagulované tkáně. Výhodou radiofrekvenční ablace je možnost pozorovat změny přímo při koagulaci pomocí peroperačního ultrazvuku.

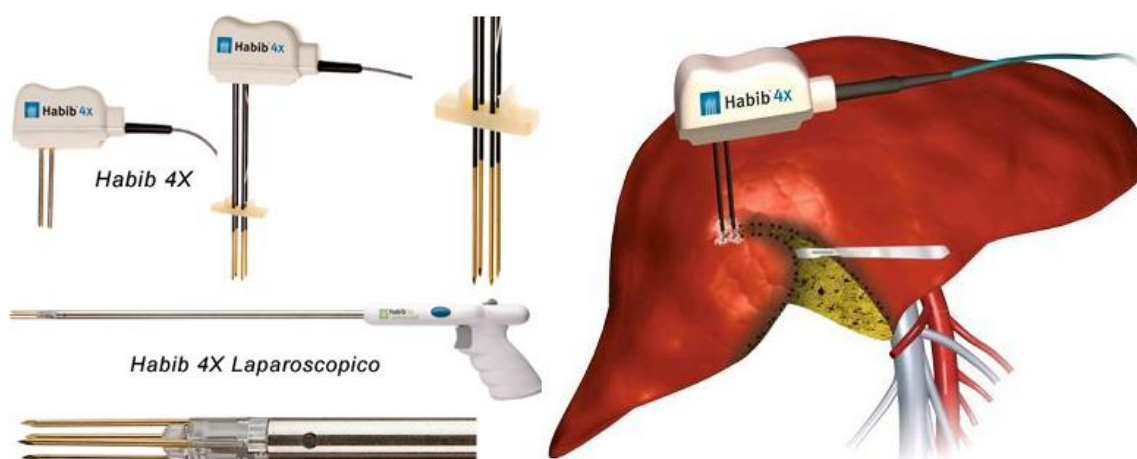
Je velmi významné, že tato metoda umožňuje destrukci patologického ložiska se šetřením funkčního jaterního parenchymu. U ostatních metod většinou nelze stanovit rozsah nekrózy. Za příznivou je také považována i možnost použití RFA jak při laparotomii a laparoskopii, tak i zavřenou cestou čili transkutánně.

Transkutánní přístup ovšem nelze doporučit u ložisek uložených pod povrchem jater vzhledem k možnosti tepelného poranění orgánů v okolí jako je žlučník, duodenum, tračník, tenká klička a bránice. V takovém případě je lepší zvolit přístup laparoskopický či otevřený s možností mechanického oddělení povrchu jater a přilehlého orgánu.

Otevřená radiofrekvenční ablace se nejčastěji používá při neresekabilních tj. při vícečetných ložiscích, při větších ložiscích a u pacientů, kde z důvodu těžkých pooperačních adhezí nelze použít laparoskopický přístup, či u nemocných, kde se předpokládá kombinace resekce a RFA. Výhodou tohoto přístupu je možnost okluze krevního toku u ložisek v blízkosti cév a u cévnatých ložisek. Okluzí krevního toku se zvýší účinnost RFA a dojde ke zvětšení průměru oblasti koagulované tkáně. Při otevřené radiofrekvenční ablaci se většinou volí subkostální řez, který umožňuje nejlepší přístup pro manipulaci s vlastní radiofrekvenční sondou a zároveň se sondou pro peroperační ultrazvuk.

3 NÁVRH OPERAČNÍHO NÁSTROJE A ROZMÍSTĚNÍ ELEKTROD

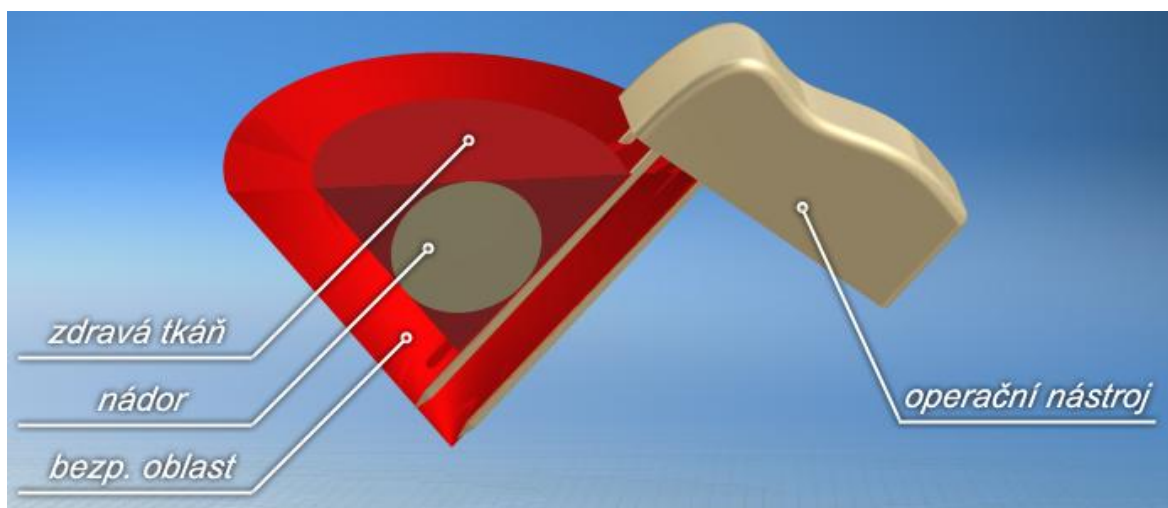
V dnešní době existuje pouze několik druhů nástrojů pro ablaci jater. Patří mezi ně Habib 4X v provedení krátkém, dlouhém a laparoskopickém (viz obr. 1). Tento nástroj v krátkém i dlouhém provedení se využívá při operaci otevřenou metodou. Je tvořen čtyřmi elektrodami ze sloučeniny titanu umístěnými ve čtverci o straně 8 mm. Elektrody jsou uchyceny v zalisovaném pouzdře z tvrzeného plastu a přívodním kabelem připojeny ke generátoru radiofrekvenčního proudu. Tyto zdroje energie jsou dostupné od mnoha výrobců. Nástroje řady Habib 4X jsou kompatibilní se zdrojem energie od firmy RITA a spolu s ním jsou aktivně využívány při lékařských zákrocích ve FNO.



Obrázek 1 – Varianty nástroje Habib 4X⁸

Samotný nástroj je koncipován jako dvoupólový. Jednomu páru elektrod odpovídá kladný pól, druhému páru záporný. Po zapíchnutí elektrod do jaterní tkáně a následném sepnutí zdroje energie dojde k vypálení části tkáně mezi těmito póly. Operátor musí provést dostatečný počet vpichů nástrojem tak, aby uzavřel celý obvod nádoru a vytvořil tak tzv. bezpečnostní oblast. Skrze tuto oblast, jejíž velikost odpovídá rozteči elektrod, již lze provést chirurgický řez a nádor může být vyjmut. Tato bezpečnostní oblast tvořená spálenou jaterní tkání je při operaci klíčová, protože operátor může vést řez pouze v této oblasti. Při řezu do tkáně mimo tuto oblast by došlo téměř k okamžitému vykrvácení z důvodu nadměrného prokrvení tohoto orgánu. Proto je nanejvýš důležité, aby tato oblast byla tvořena dokonale spálenou tkání a aby byl její objem uzavřen.

Z tohoto rozložení elektrod vyplývá, že při operaci nádoru ve tvaru koule musí operátor vytvořit bezpečnostní oblast ve tvaru povrchu kužele a tento kužel následně vyjmout. Tím je nucen mimo samotného nádoru zbytečně odstranit i zdravou jaterní tkáň. Z obrázku č. 2 je patrné, jak velkou část zdravé tkáně je potřeba odstranit. Tato vlastnost je posuzována jako největší nevýhoda takto konstruovaného nástroje. Další nevýhodou je dlouhý operační čas. Ten je způsobený vysokým počtem potřebných vpichů elektrod do tkáně při tvorbě bezpečnostního kužele. To přispívá k vytvoření dalších komplikací při operaci a zvyšuje tak riziko operace. Nepřesné vedení nástroje při vpichu je další klíčovou nevýhodou. Operátor je při vytváření bezpečnostního kužele nucen téměř odhadem volit směr a úhel elektrod při zapichování do tkáně a tento pohyb neměnit při dalším postupu, aby došlo k uzavření objemu hlavně ve spodní části pod ložiskem nádoru.

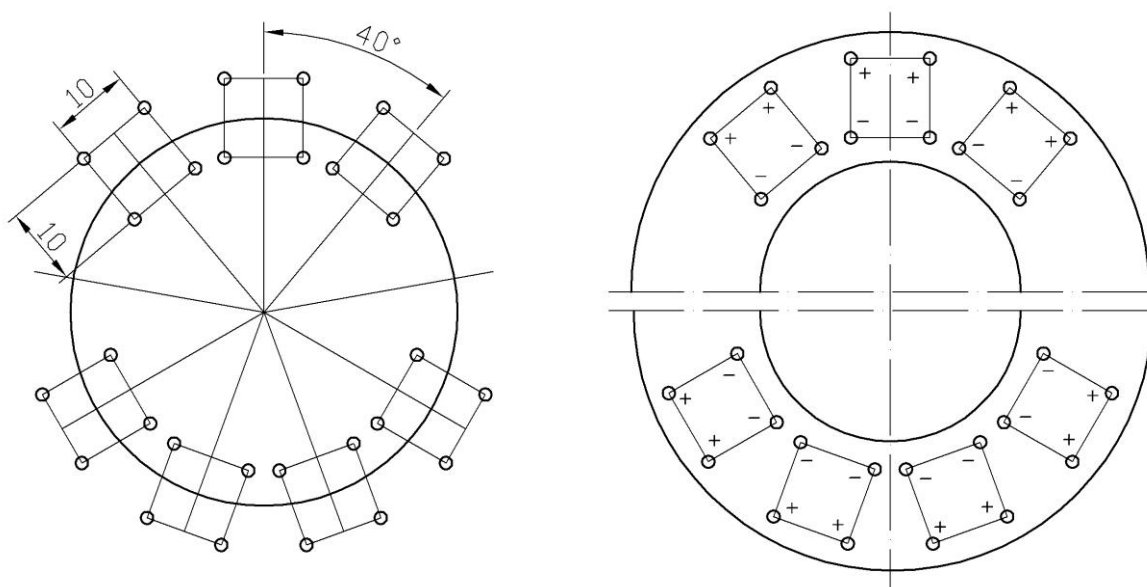


Obrázek 2 - Velikost odebírané tkáně

Cílem této bakalářské práce tedy bylo navrhnout, pevnostně zkontrolovat, vyrobit a vyzkoušet nový nástroj, který by fungoval stejně dobře jako dosud využívané nástroje, ale aby jeho konstrukce výše uvedené nevýhody eliminovala. To znamená, že by došlo ke zkrácení operačního času, zpřesnění vedení nástroje a snížení objemu zbytečně odebírané zdravé tkáně na minimum. Zároveň by nový nástroj měl zachovat kompatibilitu s generátory radiofrekvenčního proudu od firmy RITA, který je aktuálně využíván pro radiofrekvenční jaterní ablaci ve FNO.

3.1 Rozložení elektrod

První model byl vytvořen pouze pro ilustraci rozvržení elektrod v nástroji nikoliv pro návrh vlastního nástroje. Původní myšlenka byla rozmístit tři a čtyři skupiny elektrod na obvod kružnice rozdělené na devět stejných dílů. Každá skupina je tvořena čtvercovým polem čtyř elektrod s roztečí 10 mm. Schéma rozložení lze vidět na obrázku č. 3. Z obrázku je též patrné, že velikost nádoru operovatelného tímto nástrojem je limitována vnitřním roztečným průměrem elektrod.



Obrázek 3 - Rozložení elektrod

Dále byla kružnice rozdělena na dvě poloviny, přičemž vznikly dvě samostatné části (křídla) se třemi skupinami elektrod na jedné a čtyřmi skupinami na druhé části. Nástroj byl navržen jako dvou nebo čtyř krokový při zapíchnutí každé části nástroje samostatně.

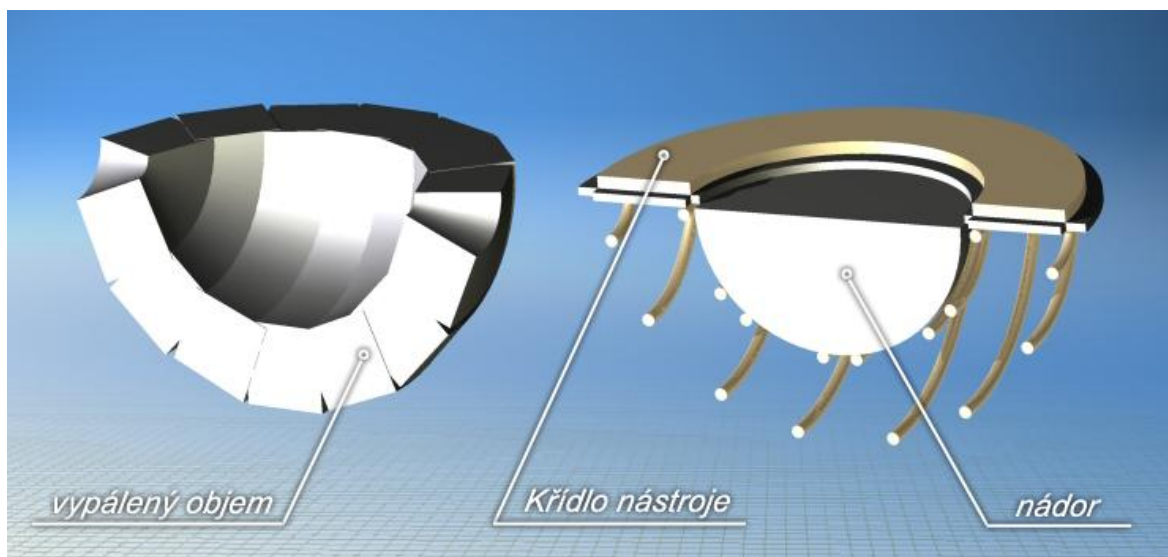
Postup při operaci by tedy byl následující:

1. Zapíchnutí obou křídel s elektrodami do tkáně a následné vypálení.
2. Vysunutí křídel a otočení nástroje o 180° .
3. Druhé zavedení elektrod přesně mezi vypálené oblasti v prvním kroku.

Z postupu a obr. č. 3 je patrné, že obě části (křídla) nástroje se při ablaci vzájemně doplňují a celkově obepínají téměř celý obvod kružnice. U navrženého postupu se předpokládá, že každá skupina elektrod vypálí pouze objem tkáně, který leží uvnitř této skupiny. Toho bylo dosaženo dodržením podmínky vzdáleností kladných a záporných pólů v jednotlivých elektrodoých skupinách.

Vzdálenost kladných pólů k záporným pólům je vždy kratší ve skupině než k zápornému pólu ve druhé skupině viz obr. č. 3. Počet kroků při tomto postupu je podstatně menší než při použití původního nástroje Habib 4X, což by významným

způsobem zkrátilo operační čas. Vedení elektrod do tkáně je zabezpečeno konstrukcí otočných křídel nástroje, tudíž je naprosto stejné při každém zapichování. Vypálení téměř dokonalého povrchu koule bylo dosaženo přesným ohnutím elektrod s poloměrem, který je roven vzdálenosti uchycení každé z nich vůči ose otáčení. Na obrázku č. 4 je zobrazena polovina nástroje při obepínání nádoru uvnitř tkáně a polovina objemu tkáně vypálené nástrojem ve dvou krocích.



Obrázek 4 - Ohnutí elektrod a vypálená oblast

Pro lepší představu o tvaru, funkci nástroje a velikosti vypálené plochy pro konzultace ve FNO, byl v domácích podmínkách vyroben jednoduchý model z tvrzeného polystyrenu, simulující pohyb nástroje při operaci viz příloha A.

Hlavní výhody tohoto rozložení oproti Habib 4X:

- kratší operační čas,
- přesné navádění elektrod do tkáně,
- minimální odebrání zdravé tkáně, než je nezbytně nutné.

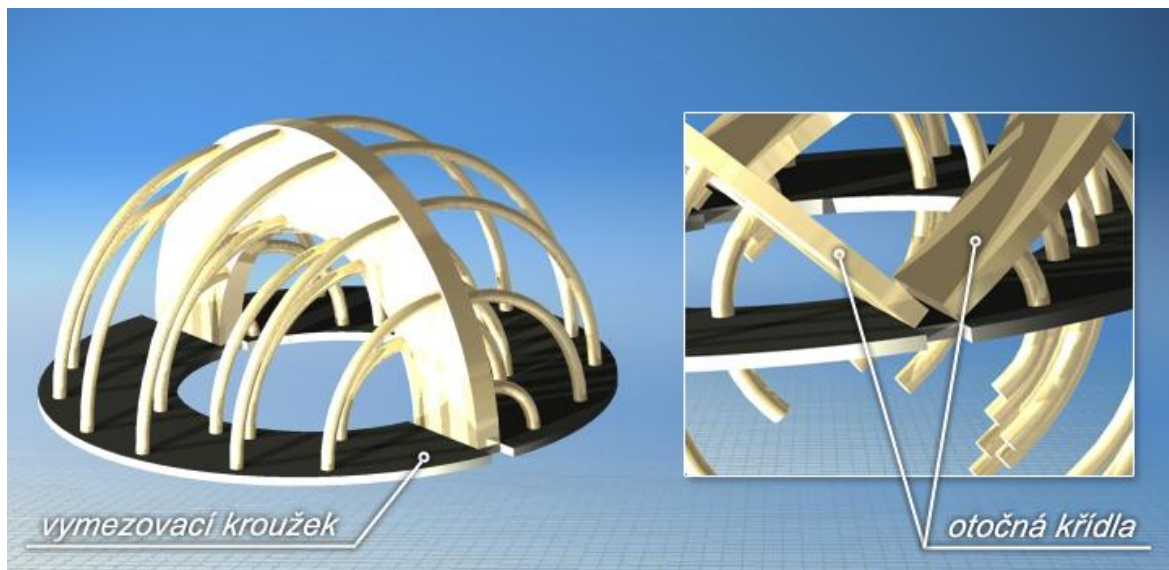
Hlavní nevýhody:

- ve tkáni zůstávají teoreticky dvě nevypálená místa,
- nutnost výroby nástroje ve více velikostech,
- je potřeba 14 párů různě velikých elektrod.

3.2 Návrh tvaru nástroje

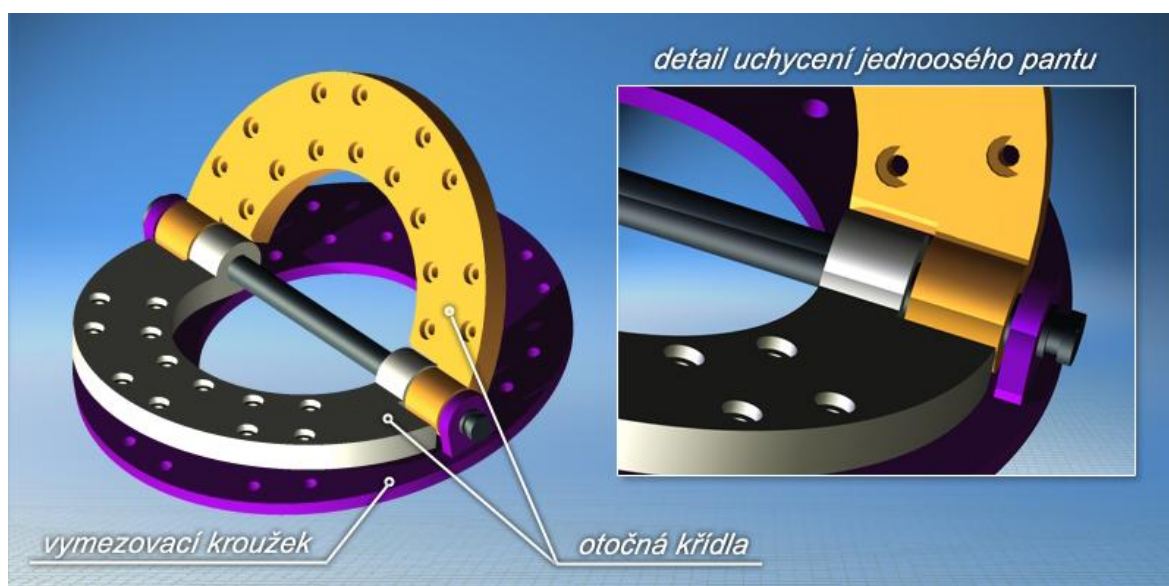
Tento model byl vytvořen pouze pro představu předběžného tvaru a rozložení elektrod. Po schválení návrhu rozložení elektrod bylo nutné pokračovat ve vývoji tvaru nástroje pro pozdější výrobu skutečného funkčního testovacího vzorku. První model byl tedy tvořen dvěma otočnými křídly s upevněnými elektrodami a jedním vymezovacím kroužkem s otvory, který plnil funkci uchycení obou křídel a zajišťoval přesné vedení

elektrod do tkáně. V počítačovém modelu (obr. č. 5) bylo uchycení křídel ke spodnímu kroužku vytvořeno jako vazba hrany na hranu. Toto uchycení bylo tedy pouze ukázkové a reálně nepoužitelné.



Obrázek 5 - Počítačový model nástroje a způsob jeho uchycení

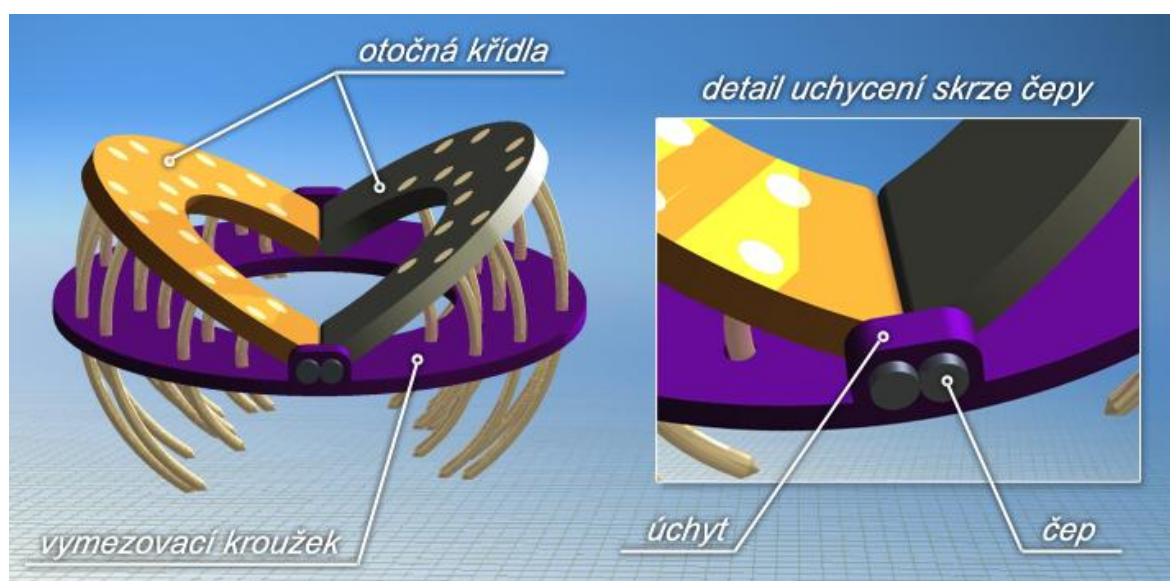
Bylo tedy nutno konstrukčně vyřešit uchycení otočných křídel nástroje. Prvním návrhem byla konstrukce jedné osy napříč celým nástrojem. Tato osa neboli čep by byl vysoustružen z oceli nebo plastu s patřičnými vůlemi. Proti vytažení by byl čep zajištěn z jedné strany hlavou čepu a z druhé strany pojistným kroužkem. Jednotlivá křídla nástroje by musela být ve spodní části uchyceny tak, aby umožňovala otáčení. Tato uchycení by musela být dlouhá pouze polovinu délky spodní části každého křídla. Jedno křídlo by tedy bylo uchyceno na vnější straně, druhé na vnitřní straně viz obr. č. 6. Ve spodním vymezovacím kroužku by musel být vytvořen úchyt, kterým by procházel čep.



Obrázek 6 - Návrh jednoosého pantu

Takto sestavená konstrukce by se vyznačovala značnou tuhostí a pevností. Nevýhodou této konstrukce by byla vyšší náročnost na výrobu jednotlivých křídel z jednoho kusu materiálu. Pro budoucí výrobu prototypu se tedy musel způsob uchycení změnit.

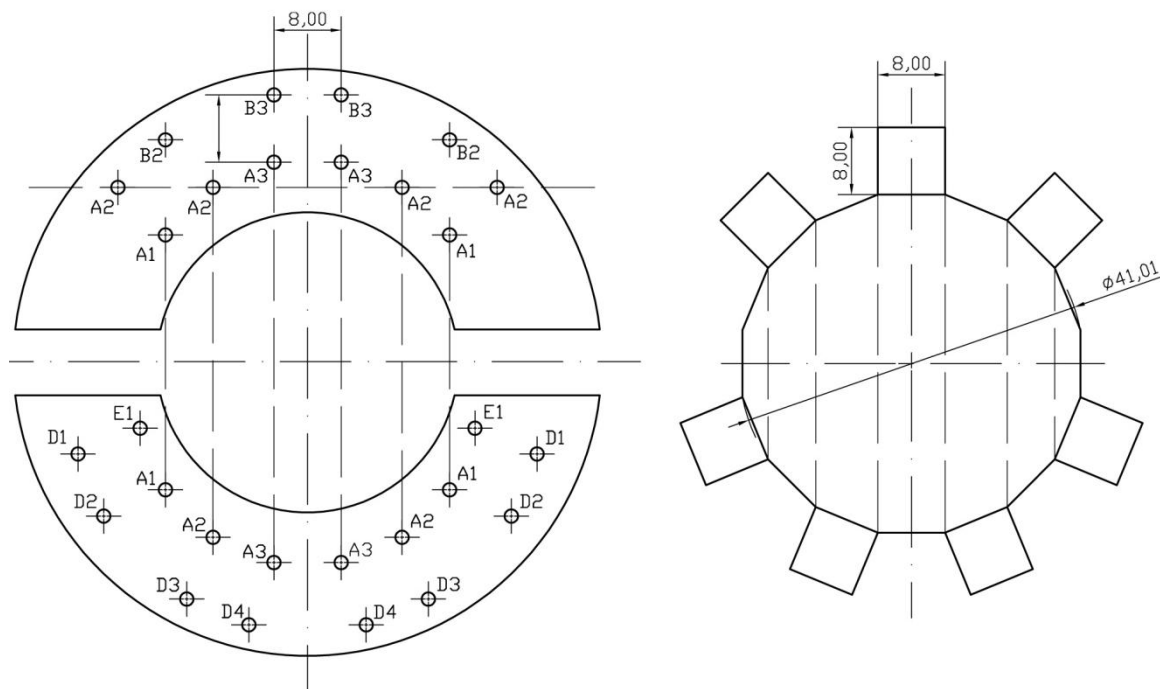
Další myšlenkou bylo uchytit každé křídlo zvlášť na malé samostatné čepy (obr č. 7). V obou křídlech by byly ze strany vyvrtány slepé otvory, do kterých by čepy skrze úchyty ve spodním kroužku zapadaly. Čepy by byly jednoduše vysoustruženy z oceli nebo jiného kovu, aby byla zajištěna dostatečná pevnost při takto malých rozměrech. Lícování čepů s otvory v křídlech nástroje by bylo s mírným přesahem, což by zabránilo samovolnému vypadnutí čepů a zároveň by tato úprava usnadnila montáž. K otočnému pohybu by tedy docházelo mezi čepem a otvorem v úchytu ve spodním kroužku.



Obrázek 7 - Návrh dvou kloubů

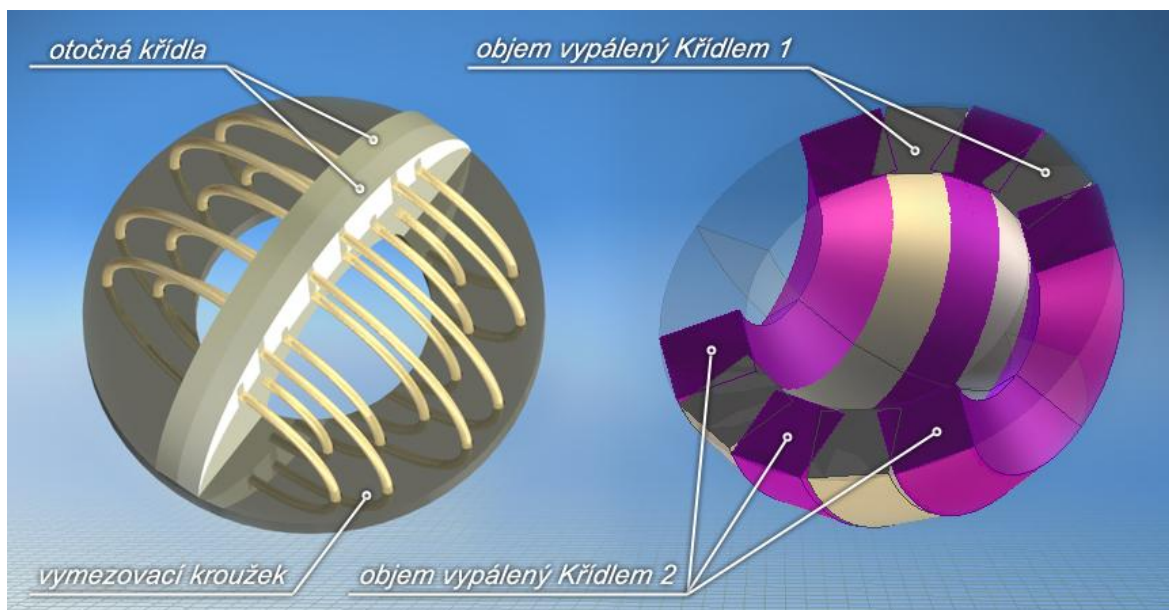
Tento typ konstrukce se zdál být dostatečný pro pohyb obou křídel a zároveň jednoduchý na výrobu, montáž i použití. Pro výrobu prototypu byl tedy ideální a vývoj tedy dále směřoval tímto směrem. Pro reálnou výrobu byl ale model příliš složitý, zvláště v oblasti elektrod. Čtrnáct párů různých elektrod bylo příliš mnoho. Muselo se najít řešení, které by snížilo počet rozměrů elektrod, ale zároveň nenarušilo navržené rozložení v nástroji.

Změna v rozložení elektrod



Obrázek 8 - Změna v rozložení

Toho bylo dosaženo úpravou některých rozměrů. Rozteč elektrod byla zmenšena na původních 8 mm. Jednotlivé skupiny elektrod byly umístěny na strany pravidelného 16-ti úhelníku s opsanou kružnicí o průměru přibližně 41 mm. Z obr. č. 8 je patrné, že se elektrody na vnitřní roztečné kružnici ztotožnily, to znamená, že elektrody A1 – A3 dosáhly stejné velikosti pro obě křídla nástroje. Tím bylo dosaženo snížení počtu rozměrů elektrod z původních čtrnácti na deset. Elektroda A2 navíc na jednom křídle dosáhla zarovnání do přímky, tudíž se zde vyskytovala čtyřikrát. S tímto novým rozvržením byl vytvořen nový počítačový model a navíc byl v domácích podmínkách vytvořen další jednoduchý fyzický model z plexiskla, který věrně kopíroval jeho počítačovou předlohu viz příloha B. Na základě tohoto fyzického modelu bylo zjištěno, že velikost elektrod E1 a D1 byla příliš malá na to, aby byla schopna plnit správně svoji funkci. Pravděpodobně by vůbec nedošlo k zapíchnutí do tkáně, ale pouze by stlačily povrch jater. Z tohoto důvodu došlo k dalšímu zjednodušení nástroje, tedy k odebrání celé skupiny A1, E1, D1, D2. I přesto si nové rozvržení zachovalo původní myšlenku, ale nástroj se zjednodušil. Tato změna tedy snížila počet potřebných rozměrů elektrod z deseti na sedm, což je oproti původním čtrnácti snížení o celých 50 %. Aktuální podobu nástroje lze vidět na obr. č. 9.

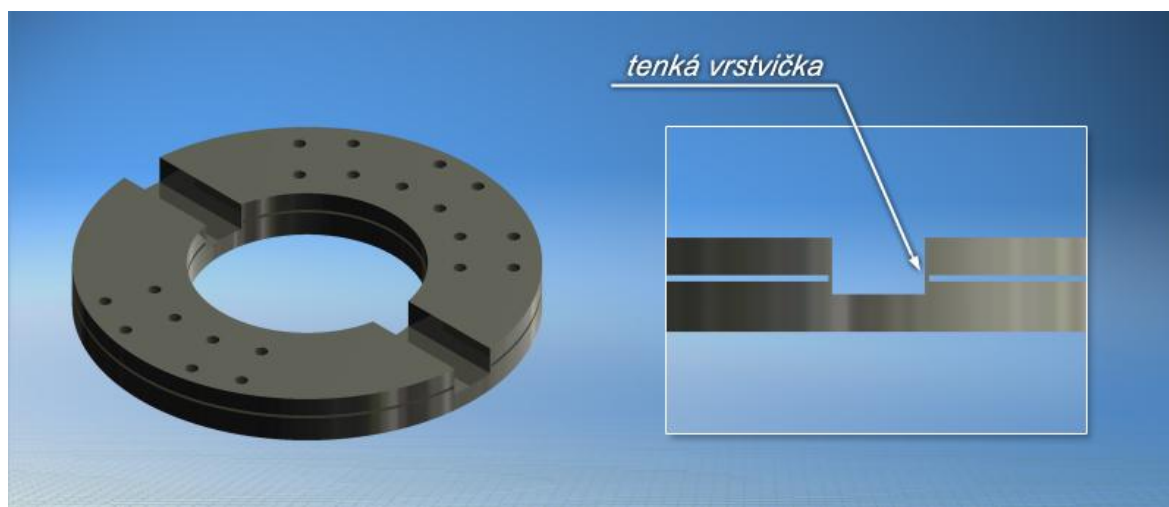


Obrázek 9 - Nástroj po odebrání dvou skupin elektrod a vypálená oblast

Z obrázku č. 9 je dále patrné, jak velký objem tkáně by byl vypálen při dvou krocích (respektive čtyřech při zapichování každého křídla samostatně) tímto nástrojem. Nevypálená oblast se zvětšila, tudíž se musel zvýšit počet kroků na čtyři (respektive osm) při otáčení nástrojem mezi kroky o 90° .

Při tvorbě tohoto modelu byl opět použit původní, teoretický mechanismus otáčení. Jedním z důvodů bylo, že nástroj by byl konstruován pouze jako jednorázový, tedy pouze na jedno použití. Z důvodu požadavku na co nejjednodušší výrobu byla nutná další konstrukční úprava. Bylo potřeba minimalizovat počet čepů, zjednodušit mechanismus otáčení atd.

Novým návrhem pro zajištění otočného pohybu bylo vyrobit nástroj z jednoho kusu materiálu (plastu) s tím, že otočný pohyb by byl zajištěn poddajností (deformací) materiálu v místě spojení křídel se spodním kroužkem viz obr. č. 10.



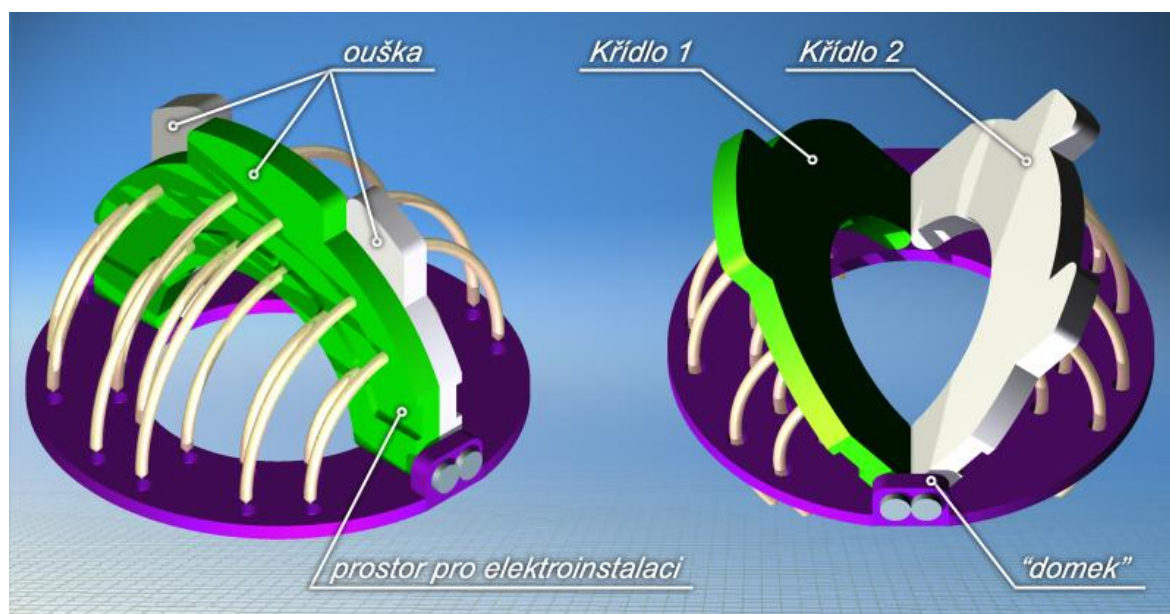
Obrázek 10 - Nástroj vyrobitelný z jednoho kusu materiálu

Ve spodní části by tedy byla vytvořena dostatečně tenká vrstvička materiálu, která by se při ohýbání křídel deformovala a umožnila tak otočný pohyb. Tato konstrukce by byla přímo závislá na použitém materiálu, který by musel být dostatečně houževnatý a zároveň pevný, aby umožnil dostatečný počet ohnutí křídel než by došlo k jejich odlomení od spodního vymešovovacího kroužku. Nástroj by musel být vyroben technologií lisování nebo lití. Tento typ konstrukce by byl nejvýhodnější pro velkoseriovou výrobu. Pro výrobu jednoho kusu – prototypu, však není příliš vhodný. Z těchto důvodů zůstal model ve fázi návrhu.

3.3 Návrh prototypu

Konstrukční řešení nástroje tedy prošlo značnou evolucí jak v oblasti rozložení elektrod, tak u tvaru jednotlivých křídel a jejich uchycení. Po konstrukčním návrhu nástroje se přistoupilo k vlastní tvorbě modelu prototypu. Rozložení elektrod zůstalo ve formě dvou a tří skupin s roztečí 8 mm, vnitřní roztečná kružnice o průměru 41 mm. Mechanismus uchycení byl zvolen dvouosý se čtyřmi čepy o průměru dříku 2 mm, průměru hlavy 4 mm a délce 11 mm viz výrobní výkresy – příloha F. Jednotlivá křídla byla tvořena polovinou objemu mezikruží o vnitřním průměru 35 mm, vnějším průměru 63 mm a tloušťce 4 mm.

Dále byla na každém křídle z hlediska ergonomie vytvořena „ouška“, která umožňovala lepší a jistější úchyt nástroje při zapichování do tkáně viz obr. č. 11.



Obrázek 11 - Model prototypu

Šířka ouška na křídle se třemi skupinami elektrod je 24 mm, šířka dvou dalších pak 10 mm a výška všech 5 mm. Mezi vnitřní a vnější roztečnou kružnicí byl vytvořen prostor pro elektroinstalaci o výšce 5 mm. Spodní vymešovací kroužek o tloušťce 2 mm byl na každé straně vybaven „domkem“ o délce 10 mm a šířce 2,5 mm, do kterého byly

vyvrtány průchozí otvory o průměru 2 mm pro uchycení křídel skrze čepy. Poslední část nástroje tvoří jednotlivé elektrody. Ty by bylo nutno vyrobit v sedmi různých velikostech, přičemž pět rozměrů je zde umístěno dvakrát, jeden čtyřikrát a jeden šestkrát. Poloměr ohnutí každé elektrody je dán vzdáleností uchycení každé z nich vůči ose otáčení (ose čepu). Elektrody musejí být na koncích zbrušeny do hrotu pro snadné zapichování. Požadavky na materiál byly následující: obě otočná křídla a spodní vymežovací kroužek musí být vyrobeny z pevného nevodivého materiálu nejlépe z plastu. Elektrody by měly být vyrobeny z oceli popřípadě z titanu jako u nástroje Habib 4X, čepy z oceli, lehkého kovu nebo dostatečně pevného plastu.

Aby bylo možné tento nástroj skutečně vyrobit pro potřeby testování, bylo nutno zajistit dostatečně kvalitní technologii výroby. Ta musela dovolovat výrobu jednoho kusu za co nejnižší cenu a co nejkratší dobu. Nástroj byl koncipován jako plně rotační součást. To umožňovalo výrobu nástroje na rotačních obráběcích strojích. Spodní vymežovací kroužek i obě křídla by bylo možno vyrobit soustružením z polotovaru plastové tyče o průměru 65 mm a šířce 10 mm s následným frézováním a vrtáním. To by ale vyžadovalo zadat zakázku firmě, která by disponovala těmito obráběcími stroji. Čas potřebný pro výrobu by tímto způsobem značně narostl. Další výrobní technologie jako odlévání nebo lisování nepřipadaly v úvahu kvůli nutnosti výroby formy, a tím vysokých nákladů na výrobu jednoho kusu. Elektrody by byly vyrobeny ohýbáním ocelového drátu, a to buď na ohýbacím stroji nebo ručně.

3.4 Výroba prototypu

Nástroj byl posléze vyroben jinou metodou a to technologií Rapid prototyping. Tato technologie umožňuje rychle vyrábět přesné výrobky na základě 3D CAD modelů. Výroba byla zajištěna p. Ing. Hanusem na Katedře slévárenství prostřednictvím 3D tiskárny Dimension SST 768, která pro stavbu modelu využívá technologii FDM (Fused Deposition Modeling⁷), tedy technologii postupného nanášení tavného materiálu. Tato technologie umožňuje spotřebovat na stavbu výrobku jen tolik materiálu, kolik je bezprostředně nutné.

V tiskárně jsou dva zásobníky materiálu, jeden s podpůrným a jeden s modelovacím materiálem, o objemu 922 cm³. 3D tiskárny Dimension SST (Soluble Support Technology) využívají technologii rozpustných podpor. Po vlastním vytisknutí je model umístěn do louhové lázně, ve které se podpůrný materiál samovolně rozpustí. To umožňuje zhotovit modely komplikovaných tvarů s dutinami, tenkými stěnami nebo vyrobit najednou celé sestavy modelů. Pomocí této technologie bylo možné vyrobit prototyp za velmi krátkou dobu a nízkou cenu. Samotný proces výroby byl zcela automatický. Do připraveného softwaru tiskárny se importoval 3D CAD model ve formátu stl a provedlo se dodatečné nastavení. Poté tiskárna automaticky určila potřebné podpory (v místech

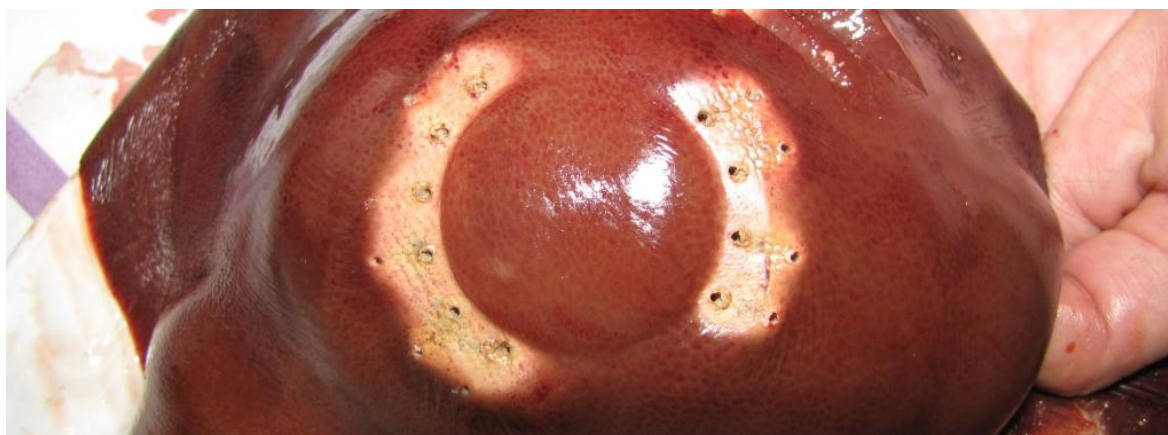
utin, otvorů atd.) a po zahřátí vnitřního prostoru na 76°C začala okamžitě tisknout. Tisk probíhá v modelovacím prostoru 203 x 203 x 305 mm nanášením 0,24 mm tenkých vrstev nejdříve podpůrného materiálu pro vyrovnání podložky, a poté modelovacího materiálu za teploty 265°C. Modelovací materiál je pevný netoxický ABS plast standardně v bílé barvě viz příloha C. Výroba vymezení kroužku a dvou křídel včetně rozpouštění podpor trvala přibližně 8 hodin.

Dále bylo nutné vyrobit jednotlivé elektrody. Jako materiál byl použit ocelový drát, který se používá jako špice při výrobě výpletů jízdních kol. Ten nám zajistil dostatečnou pevnost v ohybu, což je klíčový údaj při zapichování ohnutých elektrod. Samotné ohnutí bylo provedeno p. Nedabýlkem, technikem z Katedry mechaniky s pomocí vysoustružené hřídele s jednotlivými průměry dle dodaných výkresů. Čepy byly vytvořeny z měděného drátu o průměru 1,8 mm tudíž bez hlavy. Samotné sestavení a zapojení prototypu bylo provedeno svépomocí v domácích podmínkách viz příloha D. Po přesném nastříhání, zarovnání a vybroušení jednotlivých hrotů elektrod přišlo na řadu zapojení elektrické části. Elektroinstalace byla původně projektována napájením elektrod na plátek z cuprexitu, který byl rozdělen na dvě části. Tento způsob zapojení se ale nakonec ukázal jako neproveditelný z důvodu nedostačující tepelné odolnosti ABS plastu. Pájení tedy nepřicházelo v úvahu, proto bylo nutno zajistit vodivé spojení mechanicky. To se provedlo pomocí „žily“ z odizolovaného měděného vodiče, který se vložil do otvorů v jednotlivých křídlech nástroje. Tento vodič tedy vyplnil vůli mezi elektrodou a otvorem a zajistil tak vodivé spojení. Spoj byl dále zakápnut vodivým lakem pro zajištění dokonalé vodivosti a celý prostor mezi elektrodami byl vyplněn dvousložkovým epoxidovým lepidlem. Při sestavování nástroje byly čepy zalepeny do jednotlivých křídel, čímž došlo k zamezení případného vypadnutí čepů z otvorů. Nakonec byly na konce vodičů napájeny přírodní napájecí kabely a spoj byl zaizolován.

3.5 Testování prototypu

Model byl vyroben, sestaven a připraven ke skutečnému testování. Testování proběhlo ve Fakultní nemocnici Ostrava-Poruba pod vedením MUDr. Vávry, Ph.D., kterým byl zajištěn přístup do areálu, nemocniční vybavení i odborné znalosti a zkušenosti s jaterní ablací. Testování probíhalo na zkušebních vepřových játrech, která jsou srovnatelná s lidskými. Cílem testování bylo zjistit, zda navržené rozložení elektrod zajistí dostatečně kvalitní pálení pro vytvoření bezpečnostního lemu v jaterní tkáni, pevnost nástroje při použití a případně další nedostatky a chyby nástroje zjistitelné pouze při reálném použití. Testování probíhalo na radiofrekvenčním generátoru firmy RITA, který se používá při ablaci nástrojem Habib 4X. První pálení probíhalo při nastavení zdroje proudu na vyšší hodnotu výkonu 125 [W]. Jako první byl proveden test pálení nástroje v jednom kroku. Každé křídlo s elektrodami bylo do tkáně zavedeno

samostatně. Z obr. č. 12 je patrné, že při tomto nastaveném výkonu byl v jednom kroku vypálen i prostor mezi jednotlivými skupinami, který měl být vypálen až v kroku druhém. Doba pálení křídla nástroje s osmi elektrodami byla 24 [s], křídla se dvanácti elektrodami 43 [s].



Obrázek 12 – Spálená tkáň v prvním kroku

Při operaci s tímto nastavením by došlo ke snížení počtu kroků na polovinu, protože by nebyl potřeba opětovný krok po otočení nástroje o 180°. V další fázi se výkon snížil na standardní hodnotu 90 [W] a test se opakoval. Při tomto nastavení se již vypálil prostor převážně mezi jednotlivými čtvercovými skupinami elektrod. Operační doba byla 21 [s] pro 8 elektrod, 37 [s] pro 12 elektrod. Následně se nástroj otočil o 180° a elektrody se zapíchny přesně mezi vypálená místa z prvního kroku. Čas potřebný pro toto pálení byl 7 [s] a 9 [s]. Tím se dosáhlo vypálení téměř celého obvodu potenciálního nádoru. Pro úplný obvod by bylo potřeba ještě dvou dalších kroků s otočením nástroje o 90°. Tímto vypáleným objemem byl následně veden řez a bylo zjištěno, že pálení bylo rovnoměrné v celé délce elektrod, zvláště pak ve spodní části pod potenciálním nádorem viz obr. č. 13



Obrázek 13 – Řez tkání středem nádoru

Poslední zkouškou tohoto nástroje byl test vypálení kompletně celého obvodu potenciálního nádoru. Do jaterní tkáně byly nejprve vypáleny oblasti elektrodami z obou křídel nástroje, poté se nástroj otočil o 180° a vypálili se oblasti mezi těmi z prvního kroku.

Nakonec se nástroj ještě otočil o 90° a provedlo se poslední pálení oběma křídly. Křídlo nástroje s dvanácti elektrodami ale předčasně ukončilo pálicí proces kvůli zapíchnutí krajních elektrod do již vypálených míst. Proto oblast uprostřed nebyla dostatečně spálena. Avšak křídlo nástroje s osmi elektrodami spálilo zbytkovou tkáň bezchybně. Závěrečný krok pálení by tedy musel být prováděn pouze jednou stranou nástroje (s osmi elektrodami) s otočením o 90 a následně 180°. Teploty dosahované při pálení byly zaznamenávány infrakamerou po celou dobu testování. Maximální teploty přibližně 62°C bylo dosaženo uprostřed tkáně v průběhu pálení. V místech držení nástroje i na celém jeho povrchu byla zaznamenána teplota přibližně 30°C což umožňovalo bezpečnou práci s nástrojem bez nebezpečí popálení viz obr. č. 14.



Obrázek 14 – Měření teploty infrakamerou

I přes značné technické problémy, které nás provázeli testováním, nástroj první zkouškou úspěšně prošel. To nám otevřelo cestu k dalšímu vývoji. Po testování se vyjmuté vzorky spálené tkáně odeslali na rozbor k určení procentuální účinnosti pálení. Naneštěstí ale tento rozbor nemohl být proveden kvůli znehodnocení tkáně způsobené nenaložením do vyživovacího roztoku. Dalším krokem bylo přesné analyzování výsledků testování a jejich vyhodnocení především pracovníky Katedry měřicí a řídicí techniky FEI a pracovníky FNO.

4 PEVNOSTNÍ KONTROLA A KONTROLA NA ZTRÁTU STABILITY TVARU

Při skutečném testování prototypu byla ověřena kvalita rozložení elektrod v nástroji, schopnost pálení ohnutých elektrod v celé jejich délce, funkce „doplňování“ dvou elektrodoých křídel a v neposlední řadě i ergonomie a celková použitelnost nástroje. Po ověření funkčnosti navrženého nástroje bylo nutno provést jeho pevnostní kontrolu. Cílem bylo určení maximálních napětí a posunutí v jednotlivých elektrodách nástroje.

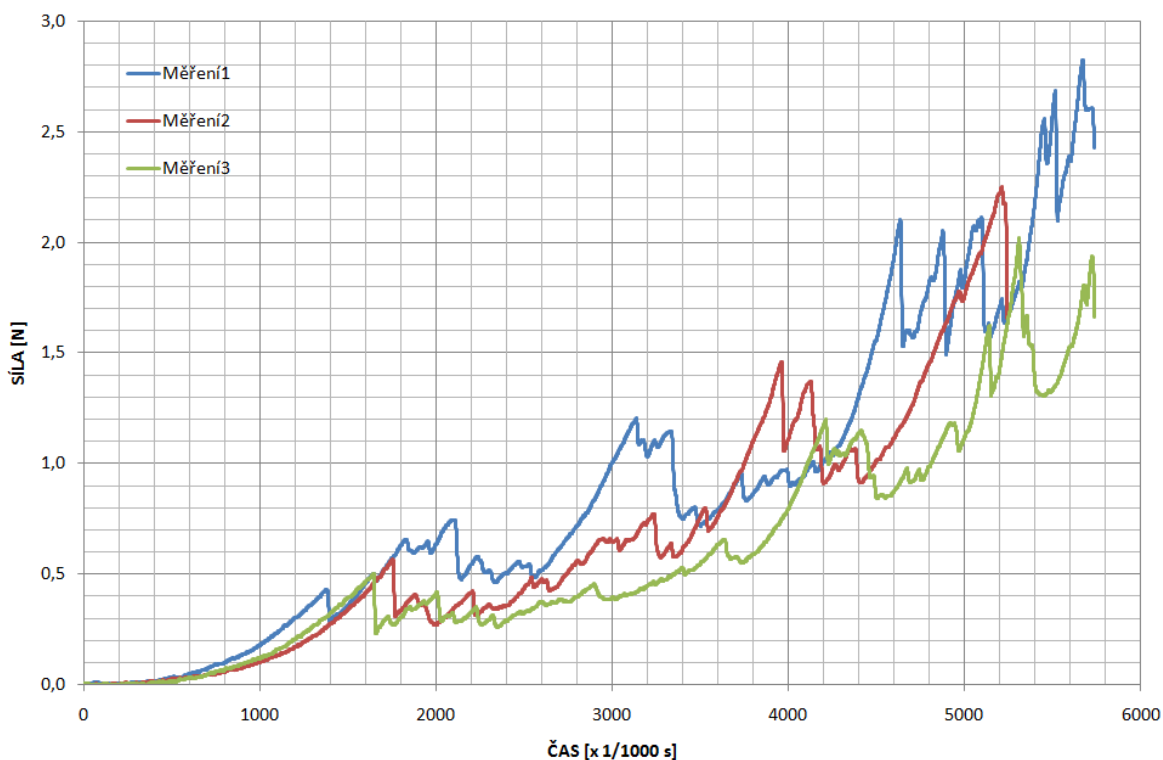
Metoda konečných prvků

Je numerická metoda, která slouží k simulaci průběhů napětí, deformací, vlastních frekvencí a jiných veličin. Princip této výpočetní metody spočívá v rozdělení vyšetřované součásti na konečný počet prvků (elementů) s ohledem na tvar součásti, vnější síly a fyzikální veličiny. Tyto elementy mohou mít různý tvar i velikost jako například čtyřstěn. Zatížení těchto elementů vede k řešení soustavy rovnic. Vyšetřované parametry jsou určovány v jednotlivých uzlových bodech elementů.

Historie metody konečných prvků se datuje přibližně od roku 1965³, kdy byly vydány první publikace. Tento algoritmus byl však navržen mnohem dříve, a to matematikem Courantem v roce 1943³. Teprve spojení tohoto algoritmu s prvním číslicovým počítačem vedlo k dynamickému rozvoji této metody. Název metody pochází z anglického Finite Element Method tedy prvek konečných rozměrů.

Měření velikosti zatěžovací síly

Pro vytvoření simulace konečnoprvkového modelu bylo třeba zjistit, jak velké síly je potřeba při zapichování elektrod do tkáně přenést. Tento údaj byl zjištěn experimentálním měřením na trhacím stroji Zwick Roell ZHU 2.5, který dokáže měřit velikost působící síly v závislosti na posunutí a čase. Do sklíčidla stroje byl uchycen přípravek obsahující jednu elektrodu o průměru 1,6 mm, tedy stejné velikosti jako u modelu prototypu. Po spuštění stroje došlo k vpichování elektrody do připravené jaterní tkáně viz příloha E. Měřila se síla potřebná k zapíchnutí jedné elektrody do tkáně. Měření se provedla celkem tři. Na grafu č. 1 je vidět průběh zatěžovací síly. Nelinearita je způsobena různou hustotou v jaterní tkáni, která v různých místech obsahuje žíly mnohdy velkého průřezu. Graf ukazuje jak velkou sílu je nutno vyvinout k zapíchnutí celé délky elektrody do tkáně v závislosti na čase, resp. na hloubce vpichu. Maximální síly bylo dosaženo v prvním měření, o hodnotě téměř 3 [N] na jednu elektrodu nástroje. Tento zjištěný údaj je nezbytný pro pevnostní analýzu nástroje.



Graf 1 – Průběh zatěžovací síly

Zjištění materiálových vlastností

Materiálové vlastnosti jsou dalším podstatným údajem pro tvorbu počítačové simulace v prostředí ANSYS. Jsou to údaje vypovídající o jeho mechanických vlastnostech, jako je pevnost v tahu nebo ohybu. Klíčové jsou především dva údaje, a to Youngův modul neboli modul pružnosti v tahu a Poissonovo číslo, které představuje poměr relativního prodloužení tyče vůči jejímu příčnému relativnímu zkrácení při namáhání tahem. Obě hodnoty jsou dány pouze použitým materiálem.

Pro výpočet modelu byly použity tyto hodnoty:

Materiál elektrod a čepů: standardní konstrukční ocel

Youngův modul: $E = 2,1 \cdot 10^5 [MPa]$

Poissonovo číslo: $\mu = 0,3[-]$

Materiál křídel a vymešovacieho kroužku: ABS plast (hodnoty dodané výrobcem)

Youngův modul: $E = 1627 [MPa]$

Poissonovo číslo: $\mu = 0,38[-]$

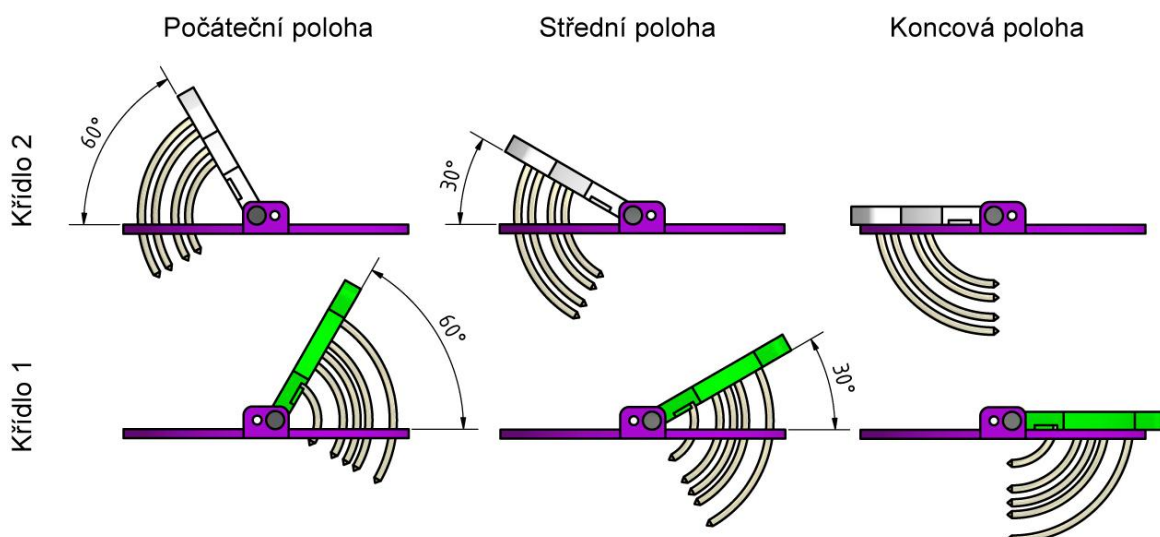
Zjednodušení výpočtového modelu, poloha křídel při výpočtu

Při uskutečněném testování prototypu bylo zjištěno, že operatér zapichuje do tkáně každé otočné křídlo zvlášť. To znamená, že jedna strana nástroje je vždy nezatížená a není ji třeba ve výpočtu uvažovat. Z modelu bylo tedy odstraněno jedno nezatížené otočné křídlo se všemi prvky s ním spojenými. Touto změnou došlo ke snížení počtu elementů, snížení počtu stupňů volnosti a tím ke zkrácení doby výpočtu.

Výpočet byl proveden pro tři polohy každého křídla:

1. Počáteční poloha – Počátek zapichování elektrod do tkáně
2. Střední poloha – Zapíchnuta polovina délky elektrod
3. Koncová poloha – Zapíchnuta celá délka elektrod

Bylo tedy vytvořeno šest samostatných modelů v polohách, které reflektují podmínky zatížení nástroje při operaci viz obr. č. 15.



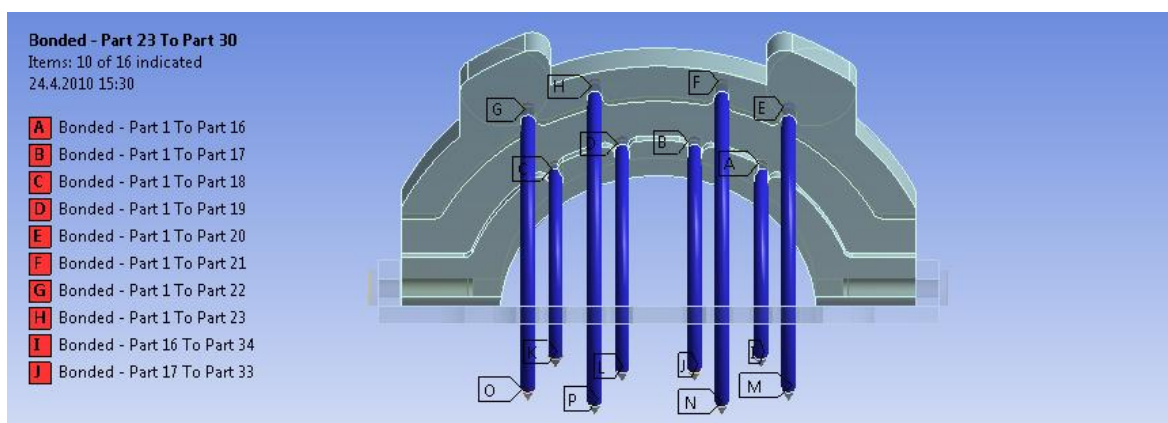
Obrázek 15 – Vyšetřované polohy křídel nástroje

4.1 Kontakty

Jelikož se jedná o model z více součástí, bylo nutné aplikovat na jednotlivé části kontakty. Kontakty jsou parametry, které umožňují nebo omezují pohyb mezi jednotlivými plochami různých částí.

Slepené kontakty (bonded)

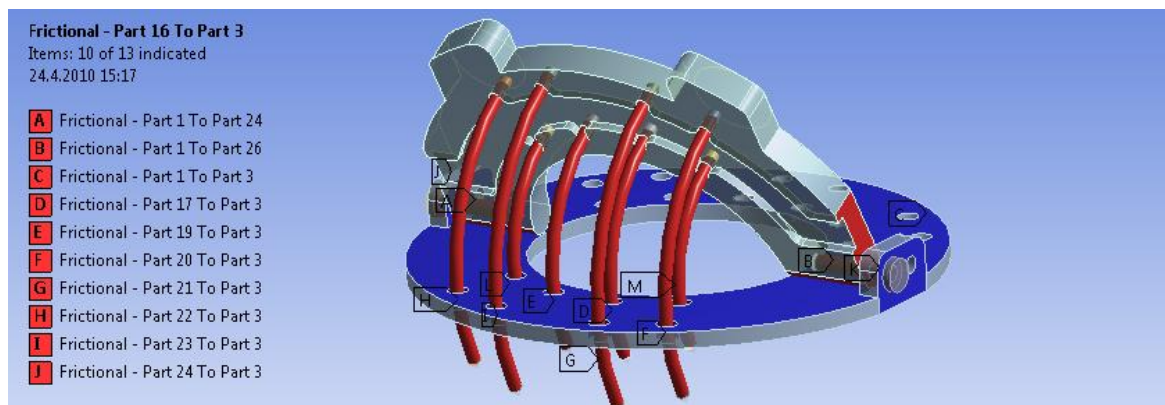
Slepené kontakty zabraňují posunutí ploch ve všech směrech. Slepené kontakty byly použity na uchycení jednotlivých elektrod do křídel nástroje a k uchycení hrotů elektrod k samotným elektrodám. Hroty byly od elektrod odděleny z důvodu nutnosti kvalitnější sítě. Na obr. č. 16 lze vidět křídlo 2 s aplikovanými slepenými kontakty. Na model křídlo 1 byly aplikovány kontakty identicky. Celkový počet slepených kontaktů je 16 pro křídlo 2 a 24 pro křídlo 1.



Obrázek 16 – Slepené kontakty pro model křídlo 2

Volné kontakty se třením (frictional)

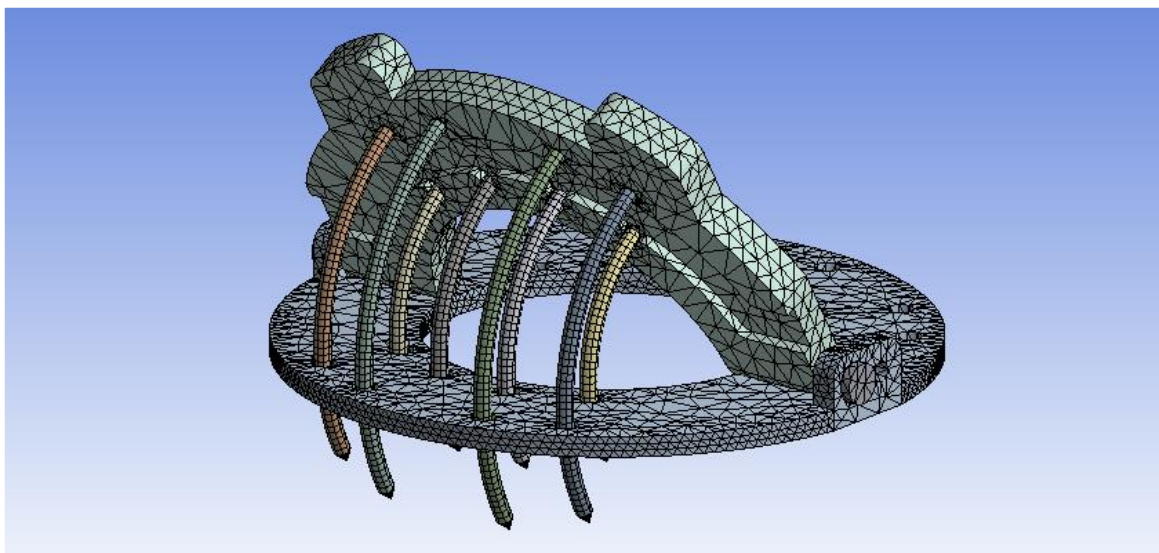
Volné kontakty umožňují relativní volný pohyb ploch v kontaktu s uvažováním tření. Koeficient tření byl zvolen 0,1. Kontakty se třením byly použity na plochy křídel vůči vymešovacím kroužku, mezi čepem a otvorem a mezi elektrodami a otvory ve vymešovacím kroužku. Na obr. č. 17 lze vidět model křídlo 2 s těmito kontakty. Na model křídlo 1 byly aplikovány kontakty identicky. Celkový počet těchto kontaktů se třením je 13 pro model křídlo 2 a 17 pro model křídlo 1.



Obrázek 17 – Volné kontakty se třením pro model křídlo 2

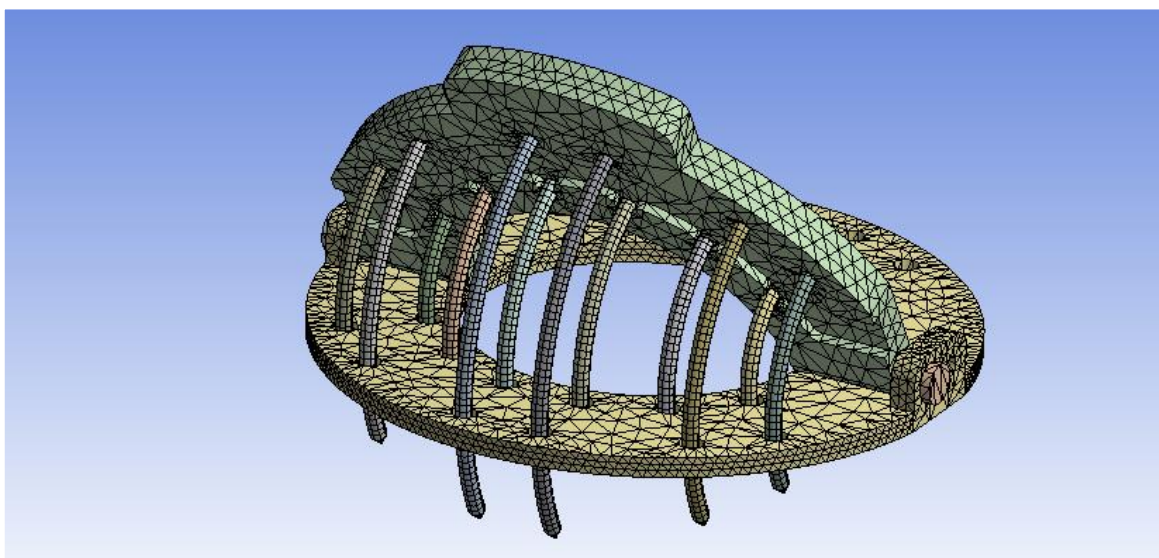
4.2 Síť

Síť elementů byla vygenerována v prostředí ANSYS Workbench s použitím jehlanových a krychlových elementů. Na plochy křídla byla nastavena velikost elementu 2 mm, na plochy vodícího kroužku velikost 1 mm. Na elektrody byla aplikována mapovaná síť viz obr. č. 18.



Obrázek 18 – Síť modelu křídlo 2

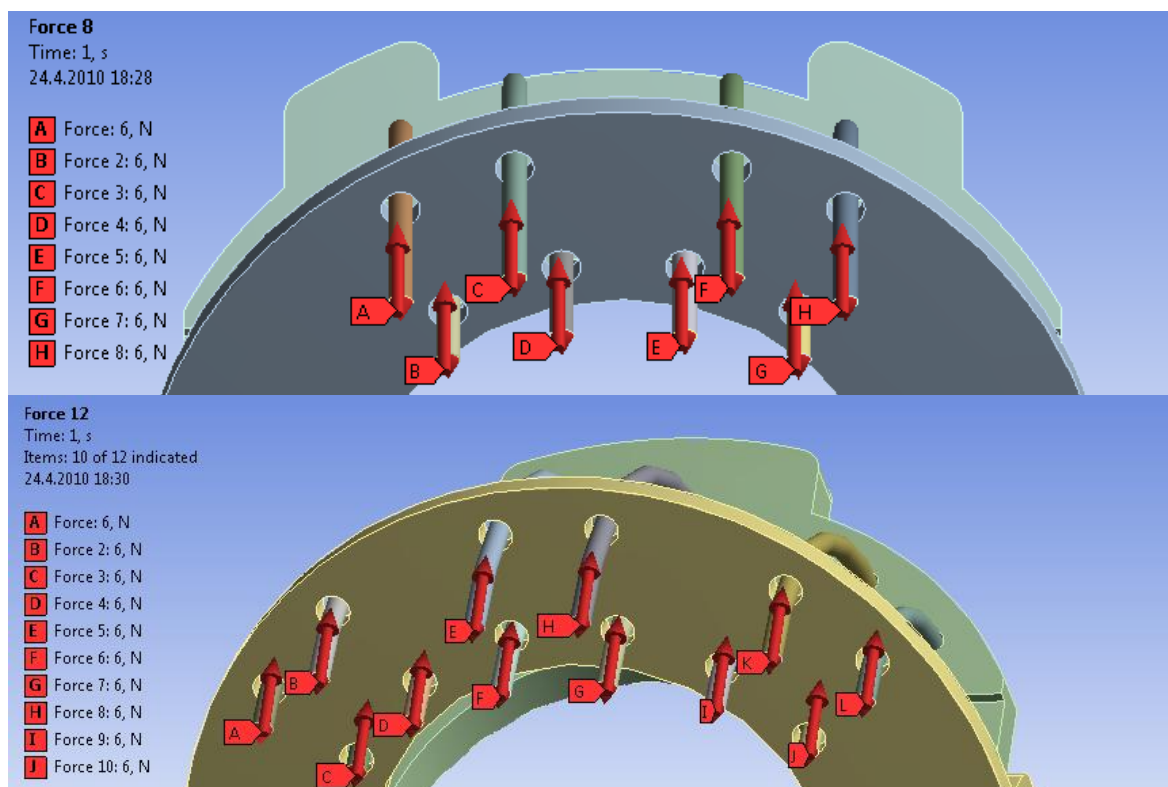
Síť pro model křídlo 1 byla vytvořena identicky jako u modelu křídlo 1 viz obr. č. 19. Na křídlo nástroje byla nastavena velikost elementu 2 mm, na vodící kroužek velikost 1 mm. Na elektrody byla aplikována mapovaná síť.



Obrázek 19 – Síť modelu křídlo 1

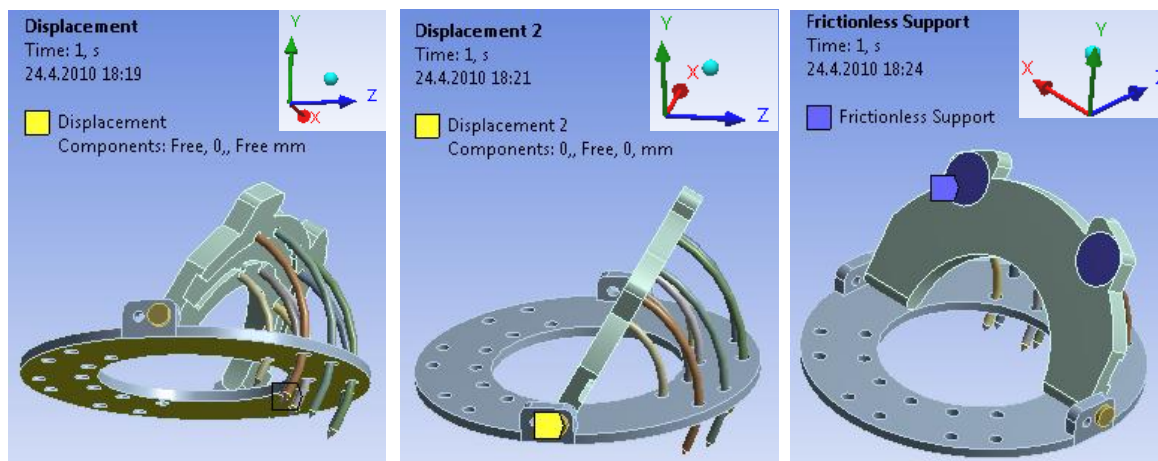
4.3 Okrajové podmínky

Okrajové podmínky určují velikost a typ zatížení, místa s nulovými posuny ploch apod. Zatížení bylo zadáno jako konstantní síly velikosti 6 [N], což je dvojnásobek hodnoty změřené na trhacím stroji. Síly byly aplikovány na kuželové plochy elektrod kolmé na základnu kužele. Každá elektroda tedy byla zatížena samostatně viz obrázek č. 20.



Obrázek 20 – Zatížení modelů

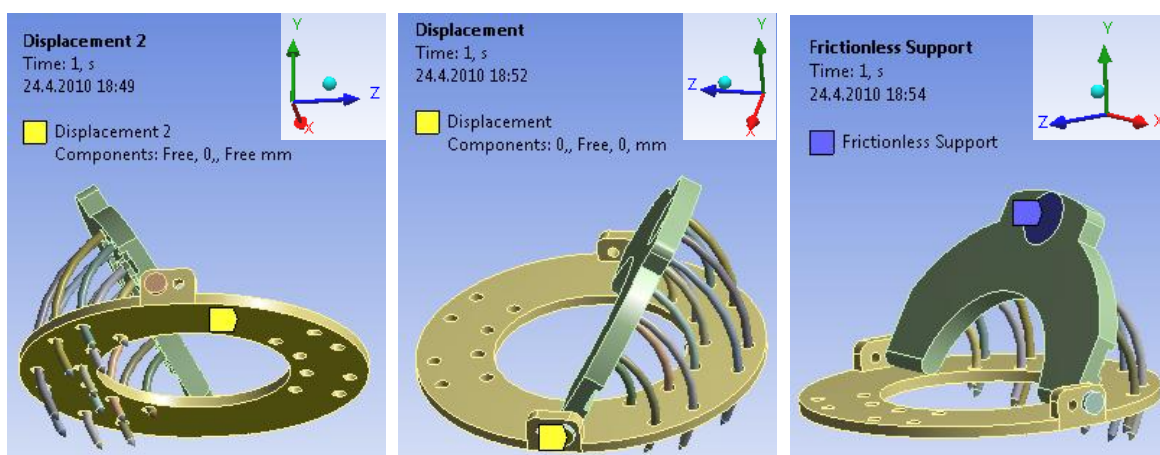
Na obr. č. 21 je znázorněno uchycení součásti – odebrání posuvů ve všech osách. Nejprve byl funkcí Displacement nastaven nulový posuv ve svislém směru (osa Y) na spodní plochu vymežovacího kroužku – nástroj je touto plochou položen na jaterní tkáni a nemůže se tedy v tomto směru pohybovat.



Obrázek 21 – Uchycení součásti modelu křídlo 2 (znemožnění posuvu)

Dále byl funkcí Displacement odebrán posuv na čelních plochách obou čepů ve vodorovném a příčném směru (osa x, z), protože operátor držel nástroj za tyto plochy v průběhu zapichování elektrod. Poslední nastavenou podmínkou byla funkce Frictionless Support aplikovaná na připravené kruhové plochy, které simulují přiložené prsty operátora. Tato funkce zabezpečuje nulový posuv plochy v normálovém směru (ve směru proti prstu operátora).

Uchycení součásti modelu křídlo 1 lze vidět na obr. č. 22. Jde o identické nastavení s tím rozdílem, že funkce Frictionless Support byla aplikována pouze na jednu centrální plochu.



Obrázek 22 – Uchycení součásti modelu křídlo 1 (znemožnění posuvu)

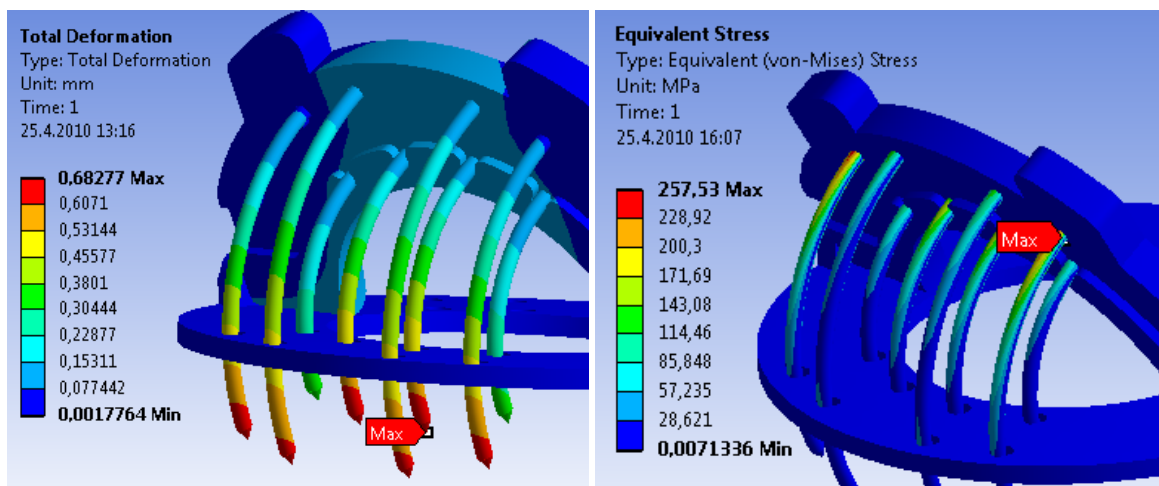
4.4 Pevnostní kontrola

Při této kontrole je především potřeba zjistit směr, charakter a velikost dosahovaných napětí v nástroji (Equivalent stress) a dále místo a velikost největších posunutí jednotlivých ploch (Total deformation). Tyto informace nám dají představu o deformaci a namáhání nástroje při operaci. Na základě těchto výsledků je možno předejít destrukci nebo velké deformaci nedostatečně pevných míst a tím zabránit chybné funkci nástroje. Chybná funkce nástroje při operaci může způsobit vážné problémy operovanému pacientovi.

4.4.1 Model křídlo 2, počáteční poloha

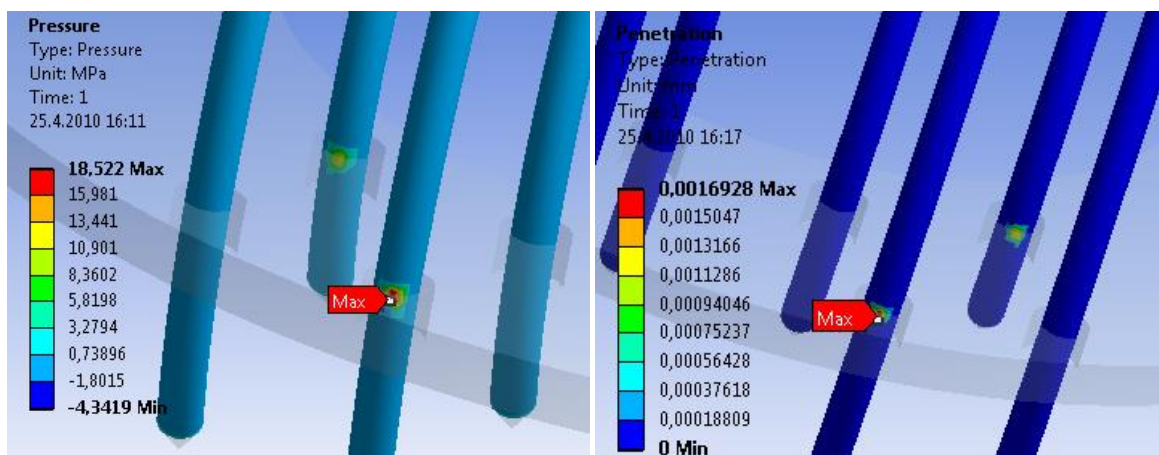
Počet stupňů volnosti soustavy: 136 897 [-]

K maximálnímu posunutí došlo na dolních koncích elektrod s nejvyšší hodnotou 0,6828 [mm] viz obr. č. 23 vlevo. Vpravo od něj lze sledovat průběh napětí na povrchu elektrod s maximální hodnotou 257,5 [MPa] na horní polovině elektrody v místě uchycení ke křídlu nástroje.



Obrázek 23 – Maximální posun a maximální napětí v modelu křídlo 2 poloha 1

Při posunutí elektrod v tomto směru došlo ke kontaktu (dotyku) mezi elektrodou a jejím vodícím otvorem ve spodním vymešovacím kroužku. Tento kontakt způsobil tlak mezi elektrodou a stěnou otvoru o velikosti 18,52 [MPa] (obr. č. 24 vlevo). Dále byla provedena kontrola penetrace, neboli prostupu elektrody do stěny otvoru, s hodnotou 0,0017 [mm] (obr. č. 24 vpravo).

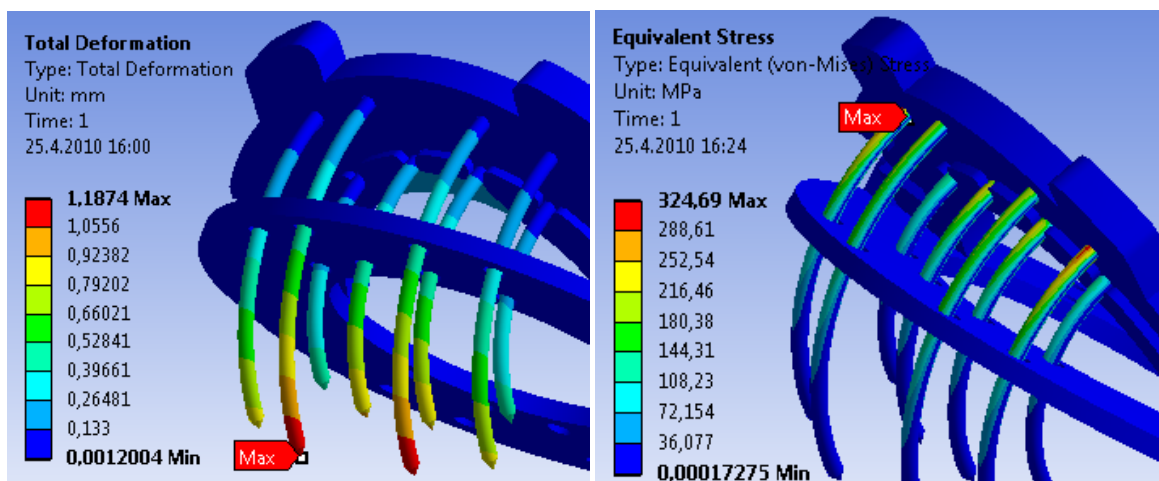


Obrázek 24 – Analýza kontaktu mezi elektrodou a otvorem v modelu křídlo 2 poloha 1

4.4.2 Model křídlo 2, střední poloha

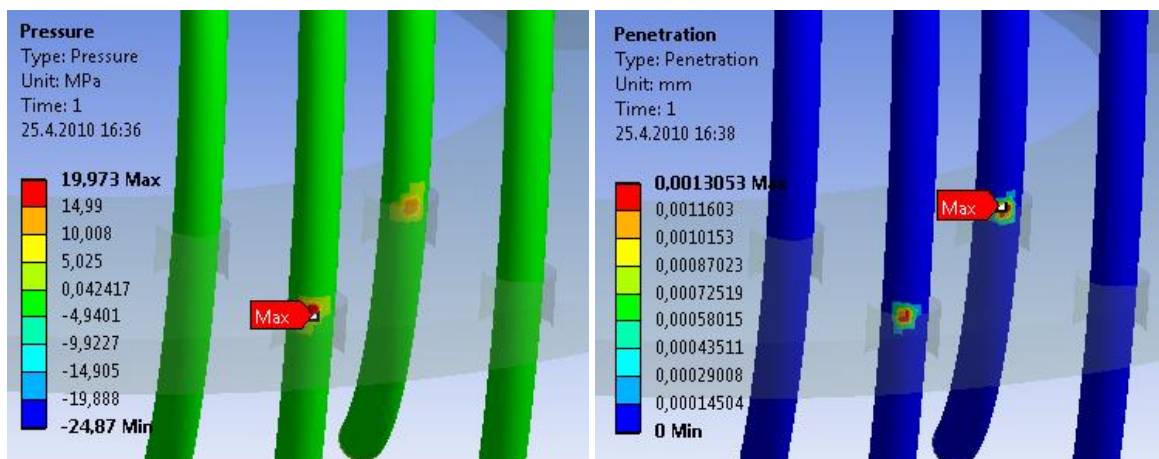
Počet stupňů volnosti soustavy: 137 356 [-]

Ve střední poloze došlo k maximálnímu posunutí stejně jako v počáteční poloze na dolních koncích, ale pouze dvou nejdelších elektrod. Maximální hodnota posunutí narostla na hodnotu 1,187 [mm] viz obr. č. 25 vlevo. Napravo od něj je možné sledovat průběh napětí na povrchu elektrod. Maximální hodnota napětí vzrostla na 324,7 [MPa].



Obrázek 25 – Maximální posun, maximální napětí v modelu křídlo 2 poloha 2

Opět zde došlo ke kontaktu mezi elektrodou a otvorem ve spodním vymešovacím kroužku vlivem posunutí elektrod. Tento kontakt způsobil vyšší tlak, než v předchozí poloze o velikosti 19,97 [MPa] (obr. č. 26 vlevo) s prostupem elektrody do stěny o nižší hodnotu 0,0013 [mm] (obr. č. 26 vpravo), než je předchozí poloze.

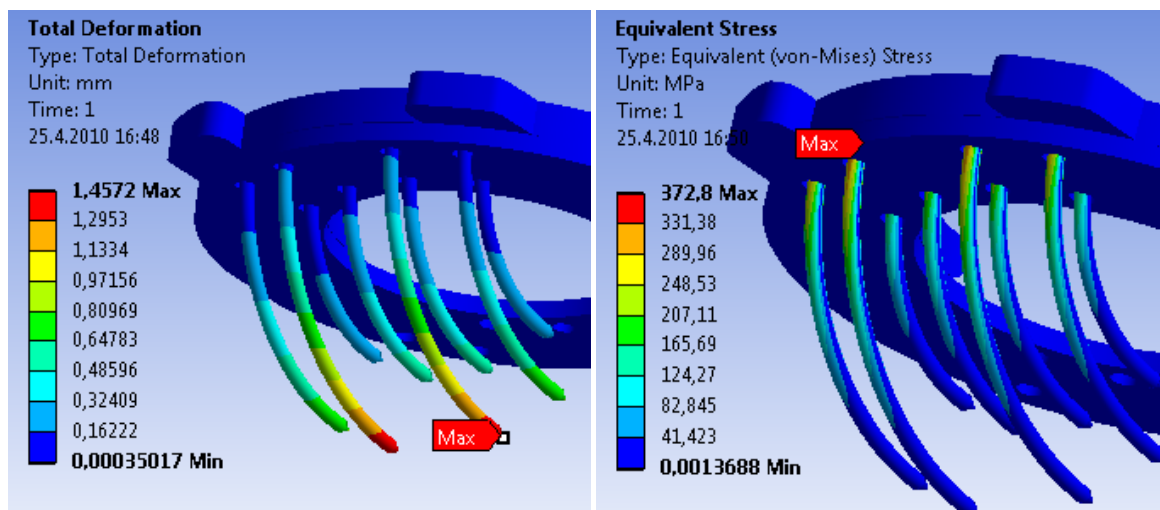


Obrázek 26 – Analýza kontaktu mezi elektrodou a otvorem v modelu křídlo 2 poloha 2

4.4.3 Model křídlo 2, koncová poloha

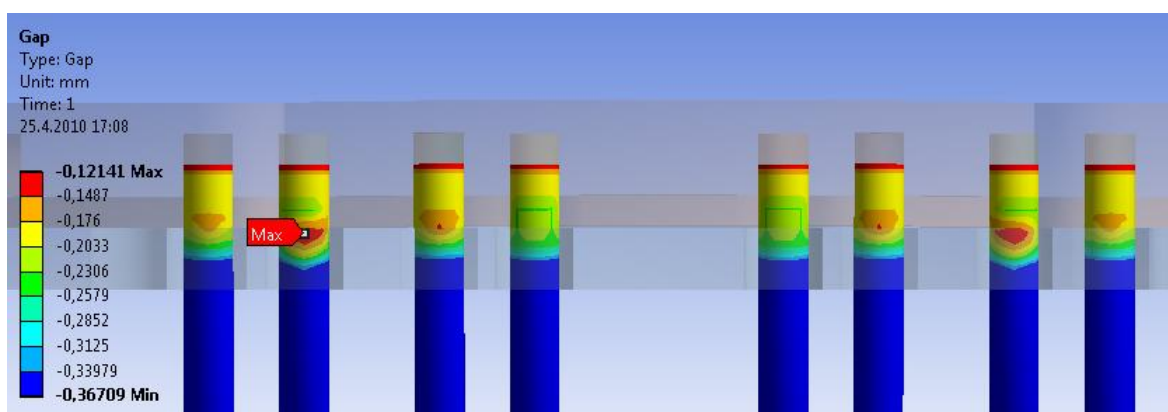
Počet stupňů volnosti soustavy: 136 544 [-]

V koncové poloze došlo stejně jako u předchozí polohy k maximálnímu posunutí na dolních koncích dvou nejdelších elektrod. Maximální hodnota vzrostla na 1,457 [mm] viz obr. č. 27 vlevo, což je nejvyšší dosažená hodnota posunutí ze všech tří poloh modelu křídlo 2. Na stejném obrázku, ale vpravo lze sledovat průběh napětí na povrchu elektrod. Maximální hodnota se zvýšila na 372,8 [MPa], což je opět nejvyšší dosažená hodnota napětí ze všech poloh u modelu křídlo 2.



Obrázek 27 – Maximální posun, maximální napětí v modelu křídlo 2 poloha 3

Posunutí elektrod tentokrát nezpůsobilo kontakt mezi elektrodou a otvorem ve spodním vymežovacím kroužku. Došlo pouze k přiblížení některých elektrod k jejím otvorům viz obr. č. 28, kde červená barva značí nejmenší vzdálenost mezi elektrodou a otvorem ve spodním vymežovacím kroužku s hodnotou -0,1214 [mm].

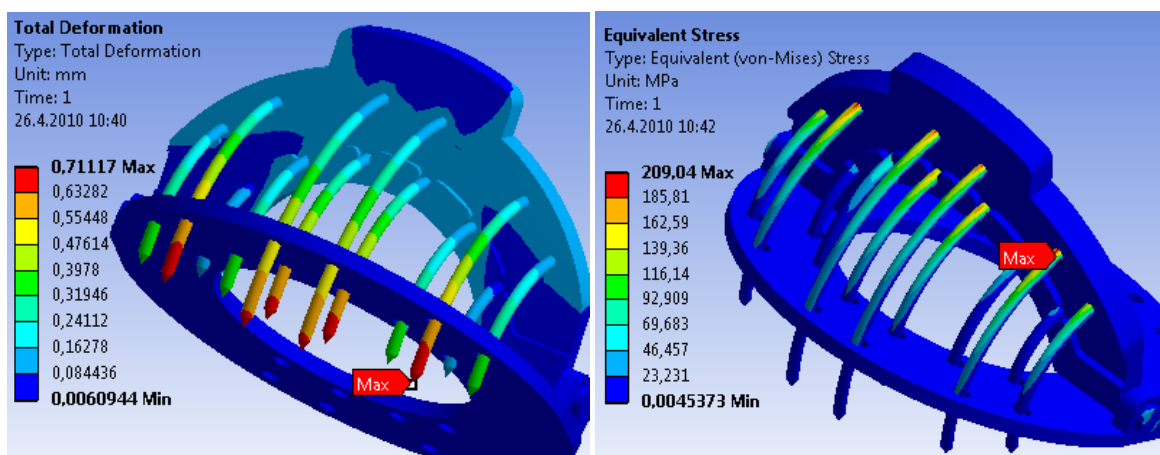


Obrázek 28 – Analýza kontaktu mezi elektrodou a otvorem v modelu křídlo 2 poloha 3

4.4.4 Model křídlo 1, počáteční poloha

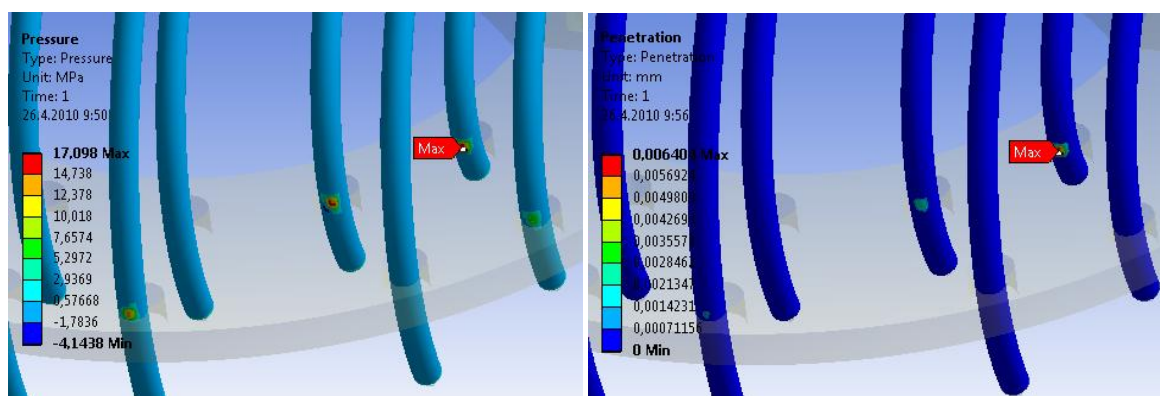
Počet stupňů volnosti soustavy: 164 356 [-]

Na obr. č. 29 vlevo je zobrazen zatížený model křídlo 1, na kterém lze sledovat maximální posunutí, ke kterému došlo na dolních koncích elektrod s nejvyšší hodnotou 0,71112 [mm]. Dále zde došlo k mírnému posunutí samotného křídla o hodnotu přibližně 0,0844 [mm]. Vpravo lze sledovat průběh napětí na povrchu elektrod. Maximální napětí v této poloze dosáhlo hodnoty 209,04 [MPa].



Obrázek 29 - Maximální posun a maximální napětí v modelu křídlo 1 poloha 1

Stejně jako u modelu křídlo 2 i u tohoto modelu došlo při posunutí elektrod ke kontaktu mezi elektrodou a jejím otvorem ve spodním vymešovacím kroužku. Tento kontakt způsobil tlak mezi elektrodou a stěnou otvoru o velikosti 17,098 [MPa] (obrázek č. 30 vlevo) s prostupem elektrody do stěny o hodnotu 0,0064 [mm] (obr. č. 30 vpravo).

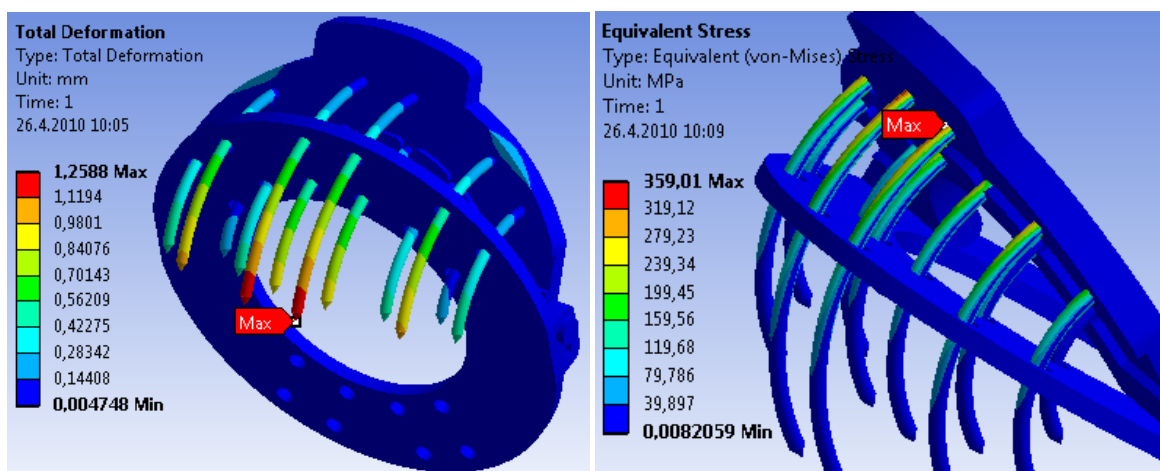


Obrázek 30 - Analýza kontaktu mezi elektrodou a otvorem v modelu křídlo 1 poloha 1

4.4.5 Model křídlo 1, střední poloha

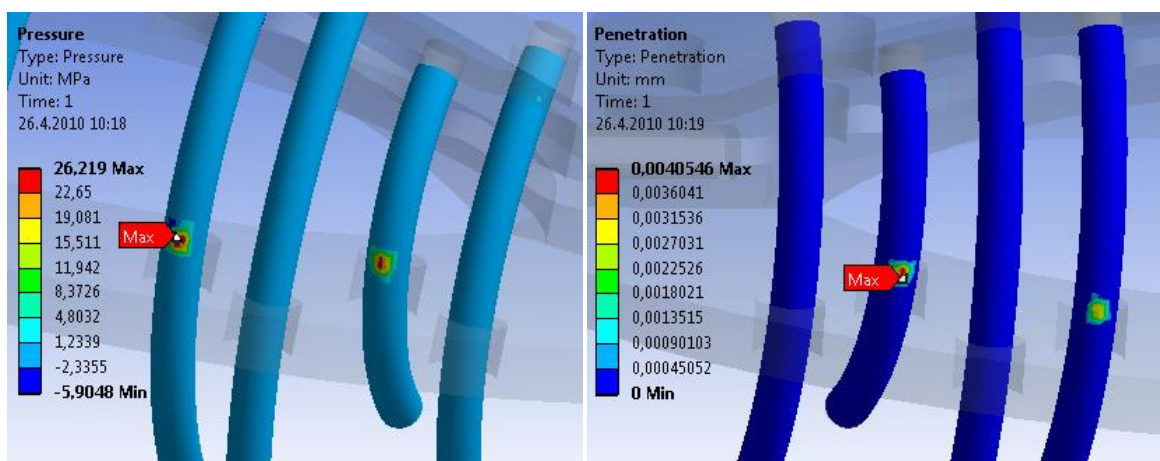
Počet stupňů volnosti soustavy: 164 851 [-]

Totožně jako u předchozí polohy i zde došlo k největšímu posunutí na dolních koncích elektrod ovšem s nejvyšší hodnotou 1,259 [mm], což je nejvyšší hodnota posunutí ze všech tří poloh modelu křídlo 1 viz obr. č. 31 vlevo. Na stejném obrázku, ale vpravo je zobrazen průběh napětí na povrchu elektrod. Maximální hodnota oproti předchozí poloze vzrostla na 359,01 [MPa].



Obrázek 31 - Maximální posun, maximální napětí v modelu křídlo 1 poloha 2

Při posunutí elektrod opět došlo ke kontaktu mezi elektrodou a otvorem ve spodním vymežovacím kroužku. Kontakt vyvolal tlak mezi elektrodou a stěnou otvoru o velikosti 26,22 [MPa] (obr. č. 32 vlevo). Kontrola penetrace prokázala vstup elektrody do stěny otvoru o hodnotu 0,0041 [mm] (obr. č. 32 vpravo).

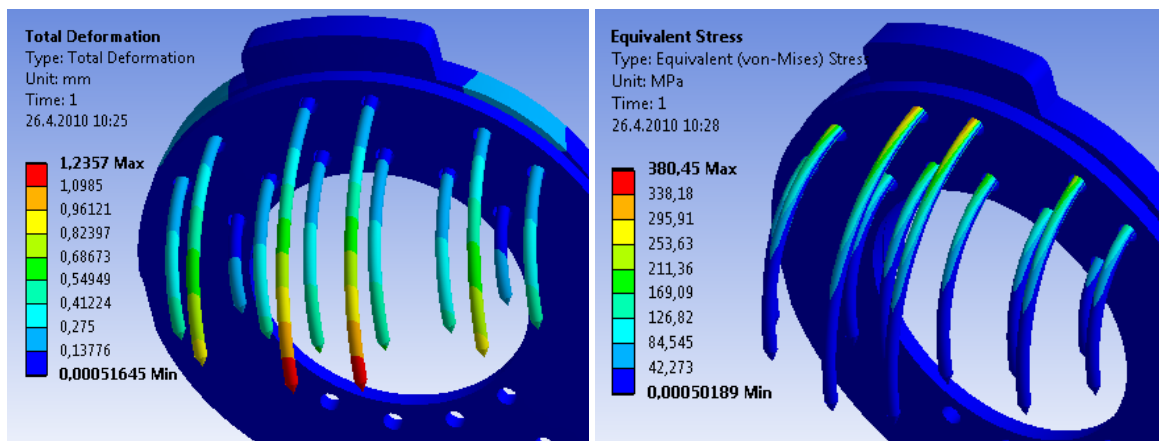


Obrázek 32 - Analýza kontaktu mezi elektrodou a otvorem v modelu křídlo 1 poloha 2

4.4.6 Model křídlo 1, koncová poloha

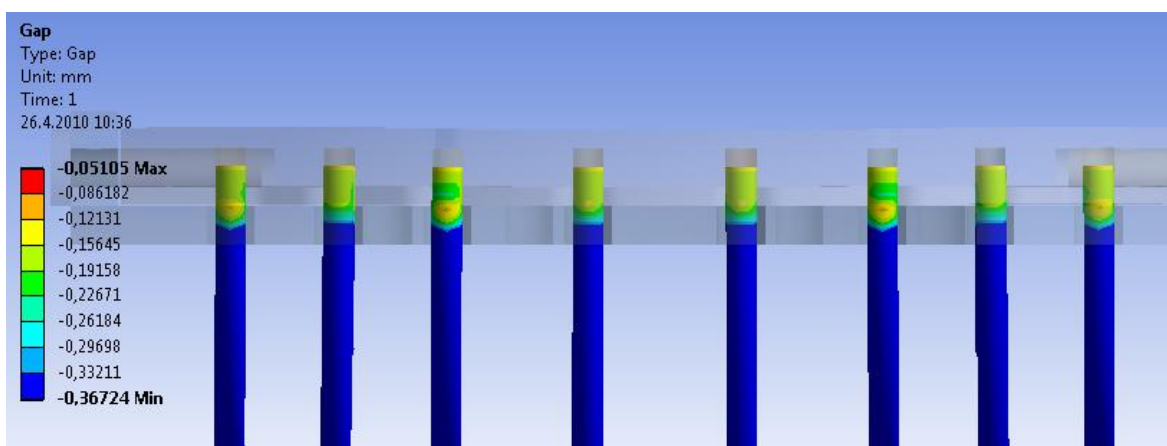
Počet stupňů volnosti soustavy: 164 518 [-]

K maximálnímu posunutí došlo stejně jako u dvou posledních poloh modelu křídlo 2 na dolních koncích dvou nejdelších elektrod. Nejvyšší hodnota posunutí činila 1,236 [mm], což je hodnota nepatrně nižší než v předchozí poloze viz obr. č. 33 vlevo. Vpravo od tohoto obrázku lze sledovat průběh napětí na povrchu elektrod. Maximální hodnota mírně vzrostla na hodnotu 380,5 [MPa], což je nejvyšší dosažená hodnota napětí u modelu křídlo 1.



Obrázek 33 - Maximální posun, maximální napětí v modelu křídlo 1 poloha 3

Při posunutí elektrod v této poloze nedošlo ke kontaktu mezi elektrodou a otvorem ve spodním vymežovacím kroužku stejně jako v koncové poloze u modelu křídlo 2. Pouze zde došlo k nepatrnému přiblížení elektrod k jejím otvorům viz obr. č. 34, kde oranžová barva značí nejmenší vzdálenost mezi elektrodou a otvorem ve spodním vymežovacím kroužku o hodnotě -0,0511 [mm].



Obrázek 34 - Analýza kontaktu mezi elektrodou a otvorem v modelu křídlo 1 poloha 3

Shrnutí výsledků pevnostní kontroly

Při této kontrole bylo zjištěno, že ve všech polohách obou modelů dochází k největším posunutím na koncích nejdelších elektrod. Maximální hodnota posunutí dosáhla velikosti 1,457 [mm] u modelu křídlo 2 v koncové poloze. Tato hodnota nijak

neohrozí podstatu lékařského zákroku. Maximálního napětí bylo dosaženo na povrchu elektrod, především u modelu křídlo 1 v koncové poloze, kdy napětí dosáhlo svého maxima s hodnotou 380,5 [MPa]. Na základě těchto výpočtů bude tedy nutné navrhnout materiál elektrod s minimální mezí kluzu 420 [MPa]. Dále bylo na základě analýzy kontaktů zjištěno, že vymežovací kroužek bezchybně plní svou funkci omezení příčného posunutí elektrod mimo vytyčený směr. Tato nežádoucí posunutí byla u elektrod eliminována přidáním tlakem na stěnu otvoru ve vymežovacím kroužku s maximální hodnotou 26,22 [MPa] u modelu křídlo 1 ve střední poloze. Tato hodnota je relativně malá a nezpůsobí poruchu funkčnosti nástroje.

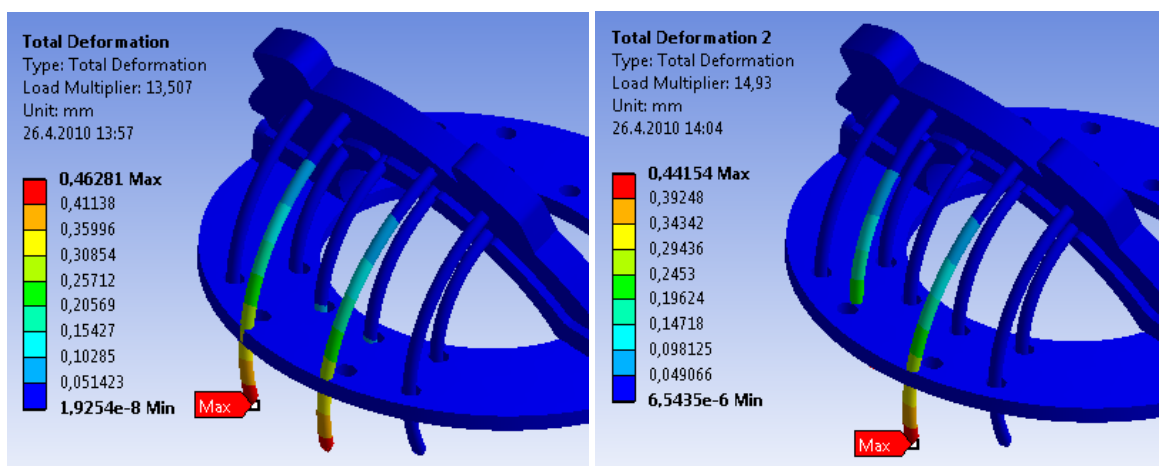
4.5 Kontrola na ztrátu stability tvaru

Cílem kontroly bylo zjistit, jak velký násobek zatěžovací síly způsobí ztrátu stability tvaru a jak tento tvar vypadá. Tento údaj nám dá představu o tom, která část nástroje ztratí tvar při přetížení jako první a jak velké toto přetížení musí být.

Nástroj byl analyzován stejně jako v pevnostní kontrole v šesti různých polohách zvlášť, aby bylo zjištěno jeho chování v průběhu zákroku.

4.5.1 Model křídlo 2, počáteční poloha

K prvnímu tvaru ztráty stability došlo při 13,507 násobku zatěžovací síly 6 [N]. To znamená, že první kritická síla nabývá hodnoty 81,04 [N], což je nejnižší hodnota u modelu křídlo 2. První tvar ztráty stability lze sledovat na obr. č. 35 vlevo.

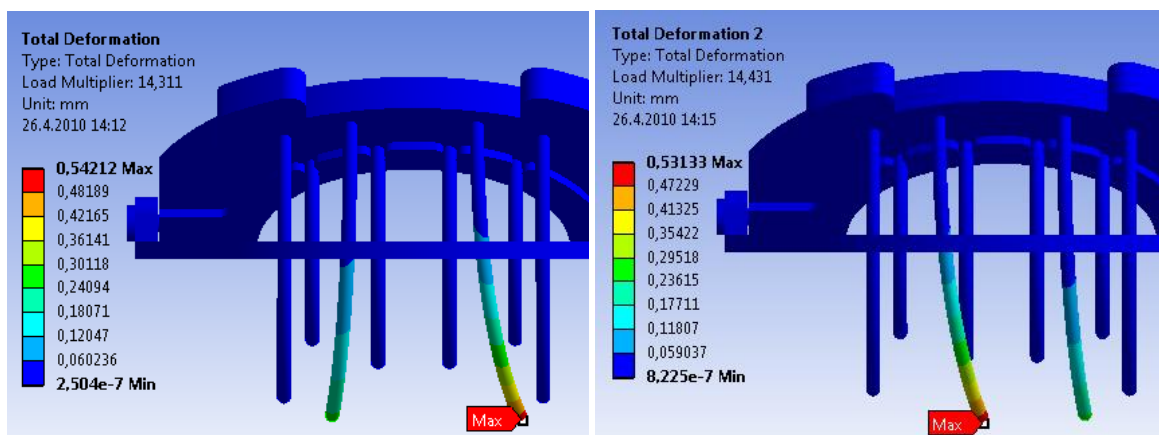


Obrázek 35 – První a druhý tvar ztráty stability modelu křídlo 2 poloha 1

Ke druhému tvaru ztráty stability došlo při 14,93 násobku zatěžovací síly 6 [N], tudíž druhá kritická síla nabývá hodnoty 89,58 [N]. Druhý tvar ztráty stability viz obr. č. 35 vpravo. (Měřítka v obrázku bylo u všech poloh obou modelů desetinásobně zvětšeno z důvodu požadavku na viditelnost směru posunutí. Hodnoty posunutí u všech modelů jsou pouze poměrové, tudíž neudávají skutečnou hodnotu).

4.5.2 Model křídlo 2, střední poloha

Ve střední poloze došlo k prvnímu tvaru ztráty stability při 14,311 násobku zatěžovací síly 6 [N], tudíž první kritická síla nabývá hodnoty 85,87 [N], což je nejvyšší hodnota u modelu křídlo 2. První tvar ztráty stability viz obr. č. 36 vlevo.

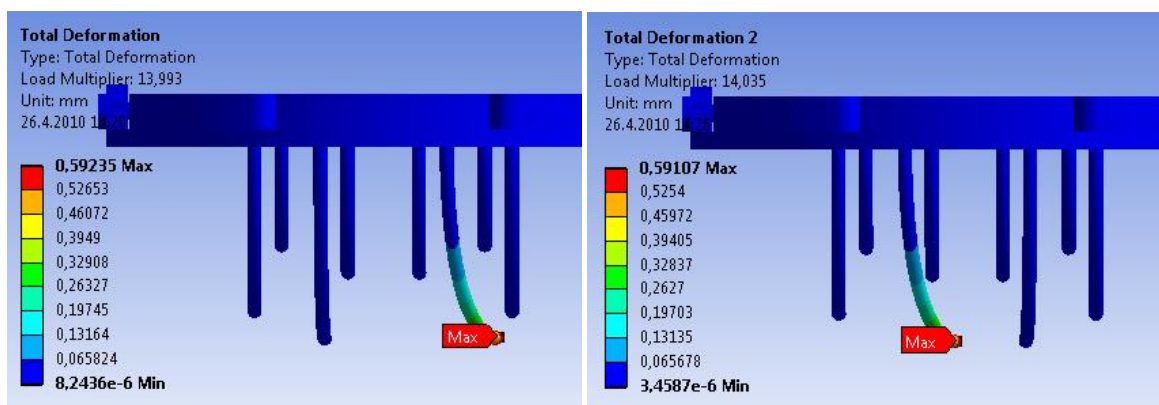


Obrázek 36 – První a druhý tvar ztráty stability modelu křídlo 2 poloha 2

Druhý tvar ztráty stability byl způsoben 14,431 násobkem zatěžovací síly 6 [N], druhá kritická síla v této poloze potom nabývá hodnoty 86,59 [N] viz obr. č. 36 vpravo.

4.5.3 Model křídlo 2, koncová poloha

V koncové poloze tohoto modelu došlo k prvnímu tvaru ztráty stability při 13,993 násobku zatěžovací síly 6 [N], první kritická síla tedy nabývá hodnoty 83,958 [N]. První tvar ztráty stability lze vidět na obr. č. 37 vlevo.

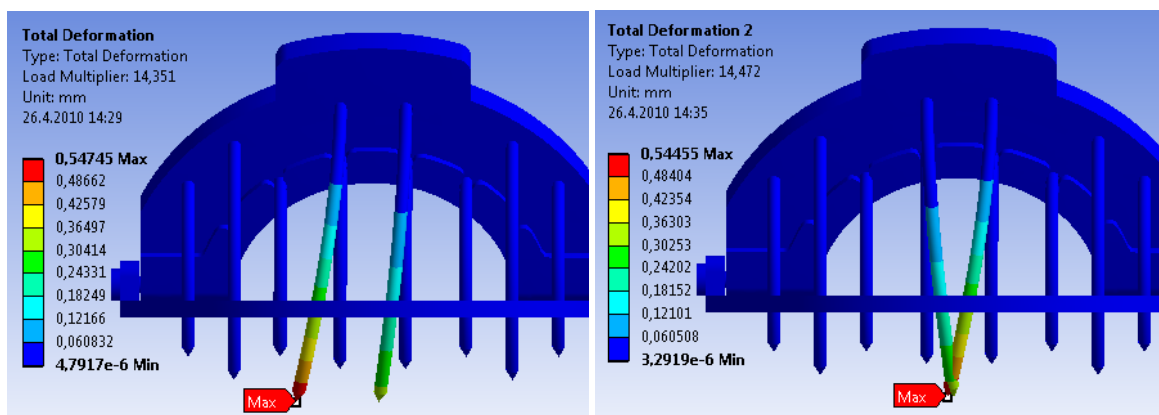


Obrázek 37 – První a druhý tvar ztráty stability modelu křídlo 2 poloha 3

14,035 násobek zatěžovací síly 6 [N] způsobil druhý tvar ztráty stability v koncové poloze tohoto modelu. Druhá kritická síla v této poloze má velikost 84,21 [N]. Tento tvar ztráty stability lze vidět na obr. č. 37 vpravo.

4.5.4 Model křídlo 1, počáteční poloha

U modelu křídlo 1 došlo k prvnímu tvaru ztráty stability při 14,351 násobku zatěžovací síly 6 [N]. První kritická síla tedy nabývá hodnoty 86,11 [N], což je nejvyšší hodnota síly u modelu křídlo 1. První tvar ztráty stability na obr. č. 38 vlevo.

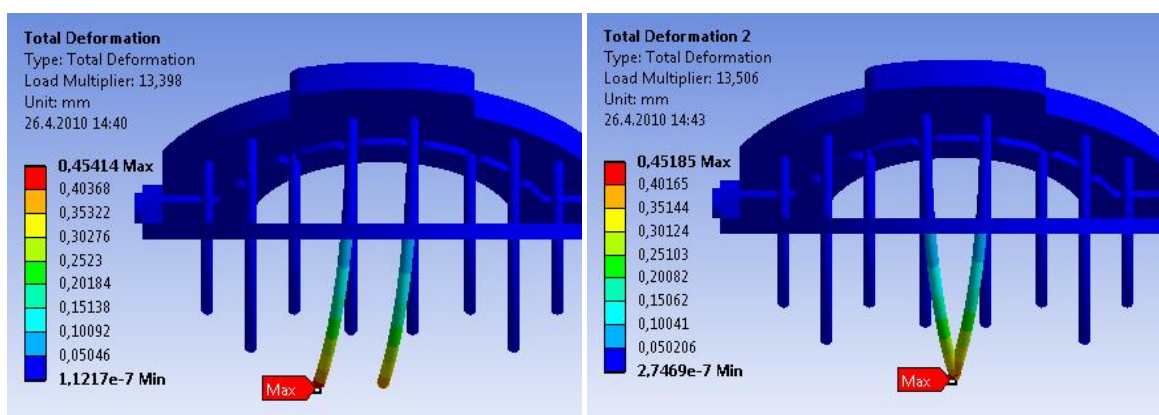


Obrázek 38 – První a druhý tvar ztráty stability modelu křídlo 1 poloha 1

K vytvoření druhého tvaru ztráty stability bylo zapotřebí 14,472 násobku zatěžovací síly 6 [N]. Druhá kritická síla nabývá hodnoty 86,83 [N]. Druhý tvar ztráty stability viz obrázek č. 38 vpravo.

4.5.5 Model křídlo 1, střední poloha

V této poloze měl první tvar ztráty stability podobný tvar jako v předchozí poloze. K jeho vytvoření bylo zapotřebí 13,398 násobku zatěžovací síly 6 [N]. To znamená, že první kritická síla nabývá hodnoty 80,39 [N]. První tvar ztráty stability je zobrazen na obr. č. 39 vlevo.

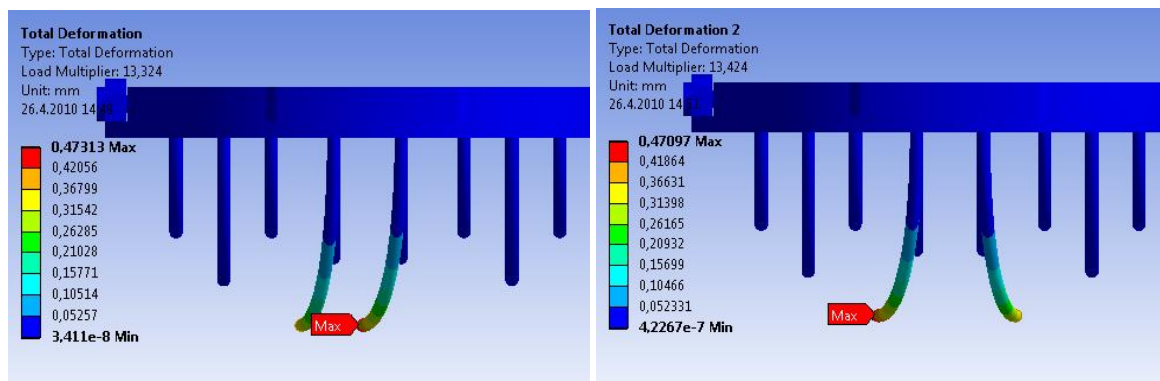


Obrázek 39 – První a druhý tvar ztráty stability modelu křídlo 1 poloha 2

Stejně jako první tvar, i druhý tvar byl obdobný jako tvar v předcházející poloze. Násobek zatěžovací síly měl hodnotu 13,506. Druhá kritická síla v této poloze nabyla hodnoty 81,04 [N]. Druhý tvar ztráty stability je zobrazen na obr. č. 39 vpravo.

4.5.6 Model křídlo 1, koncová poloha

K prvnímu tvaru ztráty stability v koncové poloze tohoto modelu došlo při 13,324 násobku zatěžovací síly 6 [N]. To znamená, že první kritická síla nabývá hodnoty 79,94 [N], což je nejnižší hodnota síly ze všech vyšetřovaných poloh. První tvar ztráty stability viz obr. č. 40 vlevo.



Obrázek 40 – První a druhý tvar ztráty stability modelu křídlo 1 poloha 3

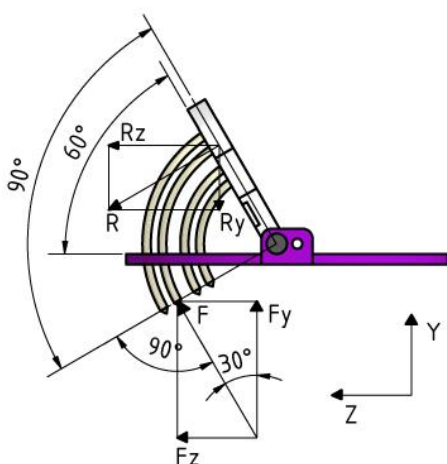
Ke druhému tvaru ztráty stability došlo při 13,424 násobku zatěžovací síly 6 [N], tudíž druhá kritická síla v této poloze nabývá hodnoty 80,54 [N]. Druhý tvar ztráty stability viz obr. č. 40 vpravo.

Shrnutí výsledků kontroly na ztrátu stability tvaru

Při této kontrole bylo zjištěno, že ke ztrátě stability tvaru dochází především na dvou nejdelších elektrodách nástroje. K nejmenší hodnotě násobku zatěžovací síly potřebné ke ztrátě stability tvaru došlo u modelu křídlo 1 v koncové poloze, kdy násobek síly nabyl velikosti 13,324. Hodnota síly po vynásobení odpovídá velikosti 79,94 [N]. Toto zvětšení působící síly ale není reálné, konstrukce nástroje tedy vyhovuje podmínce ztráty stability tvaru.

4.6 Kontrola správnosti nastavení simulace

Jednou z možností, jak částečně ověřit nastavení výpočtu softwaru, je zobrazení hodnot reakčních sil v soustavě a jejich ověření s ruční výpočtovou metodou. Obrázek č. 41 zobrazuje zatížení modelu a jeho reakční síly. Na základě tohoto obrázku byly sestaveny rovnice rovnováhy pro směry Y a Z. Kontrola byla provedena pro jednu polohu součásti.



$$\text{Počet elektrod:} \quad n = 8$$

$$\text{Síla na jednu elektrodu:} \quad F = 6[N]$$

$$\sum F = 0 \quad (1)$$

$$Y: Fy - Ry = 0 \quad (2)$$

$$Z: Fz + Rz = 0 \quad (3)$$

$$Fy = n \cdot F \cdot \cos 30^\circ = 8 \cdot 6 \cdot \cos 30^\circ = 41,57[N] \quad (4)$$

$$Fz = n \cdot F \cdot \sin 30^\circ = 8 \cdot 6 \cdot \sin 30^\circ = 24[N] \quad (5)$$

Obrázek 41 – Kontrolní výpočet rovnováhy

Pro uchycení modelu byly stanoveny tři okrajové podmínky, výstup reakcí z programu bude rozdělen do tří hodnot. Celková velikost těchto reakcí je dána aritmetickým součtem.

Hodnoty reakcí vypočítané programem ANSYS:

$$\text{Osa Y:} \quad Ry = -31,631 + 0 - 9,9497 = 41,581[N] \quad (6)$$

$$\text{Osa Z:} \quad Rz = 0 - 41,231 + 17,233 = -23,998[N] \quad (7)$$

Podmínky rovnováhy:

$$Fy - Ry = 0 \quad (8)$$

$$41,57 - 41,581 = -0,011 \cong 0 \quad (9)$$

$$Fz + Rz = 0 \quad (10)$$

$$24 - 23,998 = 0,002 \cong 0 \quad (11)$$

Jak lze vidět výše, podmínka rovnováhy byla splněna. Mírná nepřesnost je způsobena zaokrouhlováním v průběhu výpočtu.

5 ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo vytvořit nový nebo modifikovat stávající operační nástroj pro jaterní ablaci s požadavkem na zefektivnění operačního procesu, zkrácení operační doby a s ohledem na jednoduché použití a levnou i dostupnou výrobu.

V první fázi bylo navrženo zcela nové rozložení elektrod v nástroji, při kterém se vycházelo z původního nástroje Habib 4X. Byly vytvořeny dvě části nástroje (křídla), přičemž jedno křídlo obsahovalo tři skupinky po čtyřech elektrodách ve čtvercovém poli, druhé křídlo čtyři skupinky. Jednotlivá křídla se při ablaci navzájem doplňují a dohromady obepínají téměř celý obvod nádoru. Toto rozložení bylo dále upraveno na dvě a tři skupinky po čtyřech elektrodách, které jsou umístěny na hranách pravidelného 16-ti úhelníku. Dalším krokem bylo navrhnout samotnou konstrukci nástroje. Ten je tvořen podstavou, neboli vymezovacím kroužkem ve tvaru mezikruží, s otvory pro vedení elektrod a dvěma otočnými křídly s upevněnými elektrodami. Tyto křídla jsou přichycena k vymezovacímu kroužku pomocí jednoduchých čepů. Na horní hraně otočných křídel jsou vytvořeny „ouška“ pro lepší držení nástroje.

Výroba prototypu takto navrženého nástroje byla zajištěna pomocí 3D tiskárny Dimension SST 768 na Katedře slévárenství za pomoci technologie rapid prototyping, kdy je prototyp vyroben za poměrně krátkou dobu. Jednotlivé elektrody byly naohýbány p. Nedabýlkem, technikem z Katedry mechaniky. Po sestavení prototypu přišlo na řadu testování. To bylo provedeno ve Fakultní nemocnici v Ostravě-Porubě pod vedením pana MUDr. Vávry, Ph.D. na zkušebních vepřových játrech. Nástroj prokázal schopnost bezproblémového pálení v celé délce elektrod, přesnějšího vedení elektrod do tkáně a kratší operační čas. Navíc byla zajištěna kompatibilita s generátorem radiofrekvenčního proudu od firmy RITA.

V poslední fázi byl nástroj podroben pevnostní kontrole a kontrole na ztrátu stability tvaru. Pevnostní kontrolou se zjistilo, že k maximálnímu posunutí dochází na koncích elektrod s nejvyšší hodnotou 1,457 [mm]. Tato hodnota neohroží podstatu lékařského zákroku. Dále se zjistilo, že k největšímu napětí dochází na povrchu elektrod v místě jejich uchycení ke křídly nástroje s maximální hodnotou 380,5 [MPa]. Na základě této hodnoty bude nutné navrhnout materiál elektrod s minimální mezí kluzu 420 [MPa]. Kontrola na ztrátu stability tvaru prokázala, že je potřeba 13,324 násobku zatěžovací síly, aby tvar ztratil stabilitu. Toto zvětšení působící síly ale není reálné, konstrukce nástroje tedy vyhovuje podmínce ztráty stability tvaru.

Cíl bakalářské práce byl tedy splněn, nástroj byl vyroben, otestován i zkontrolován, posledním provedeným krokem bylo podání přihlášky k patentu.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

Knihy:

1. CHOPRA, Sanjiv. Játra. 1. vydání. PRAGMA: Praha 2001, 296 s. ISBN 80-7205-221-7.
2. KRATOCHVÍL, Bohumil; ŠVORČÍK, Václav; VOJTĚCH, Dalibor. Úvod do studia materiálů. 1. vydání. VŠ CHEMICKO – TECHNOLOGICKÁ: Praha 2005, 190 s. ISBN 80-7080-568-4.
3. LENERT, Jiří. Úvod do metody konečných prvků. 1. vydání. VŠB – TECHNICKÁ UNIVERZITA: Ostrava 1999, 110 s. ISBN 80-7078-686-8.
4. PENHAKER, Marek; IMRAMOVSKÝ, Martin; TIEFENBACH, Petr; KOBZA, František. Lékařské a diagnostické přístroje – zkušební testy. 1. vydání. VŠB – TECHNICKÁ UNIVERZITA: Ostrava 2004, 332 s. ISBN 80-248-0751-3.
5. SKALICKÝ, Tomáš; TŘEŠKA, Vladislav. Radiofrekvenční ablace jaterních nádorů. 1. vydání. MAXDORF: Praha 2006, 94 s. ISBN 80-7345-063-1.
6. WEBSTER, John. G. Medical instrumentation: Application and design. 3. vydání. WILEY: Hoboken (USA) 1998, 691 s. ISBN 0-471-15368-0.

Elektronické zdroje:

7. MCAE Systems [online]. 2010 [cit. 2010-03-19]. Dostupné z WWW: http://www.mcae.cz/rychla_vyroba_prototypu_CS.html
8. MDG Forniture Ospedaliere [online]. 2008 [cit. 2010-03-03]. Dostupné z WWW: <http://www.mdh.it/index.php?id=64>

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A: Fyzický model z tvrzeného polystyrenu

Příloha B: Fyzický model z plexiskla

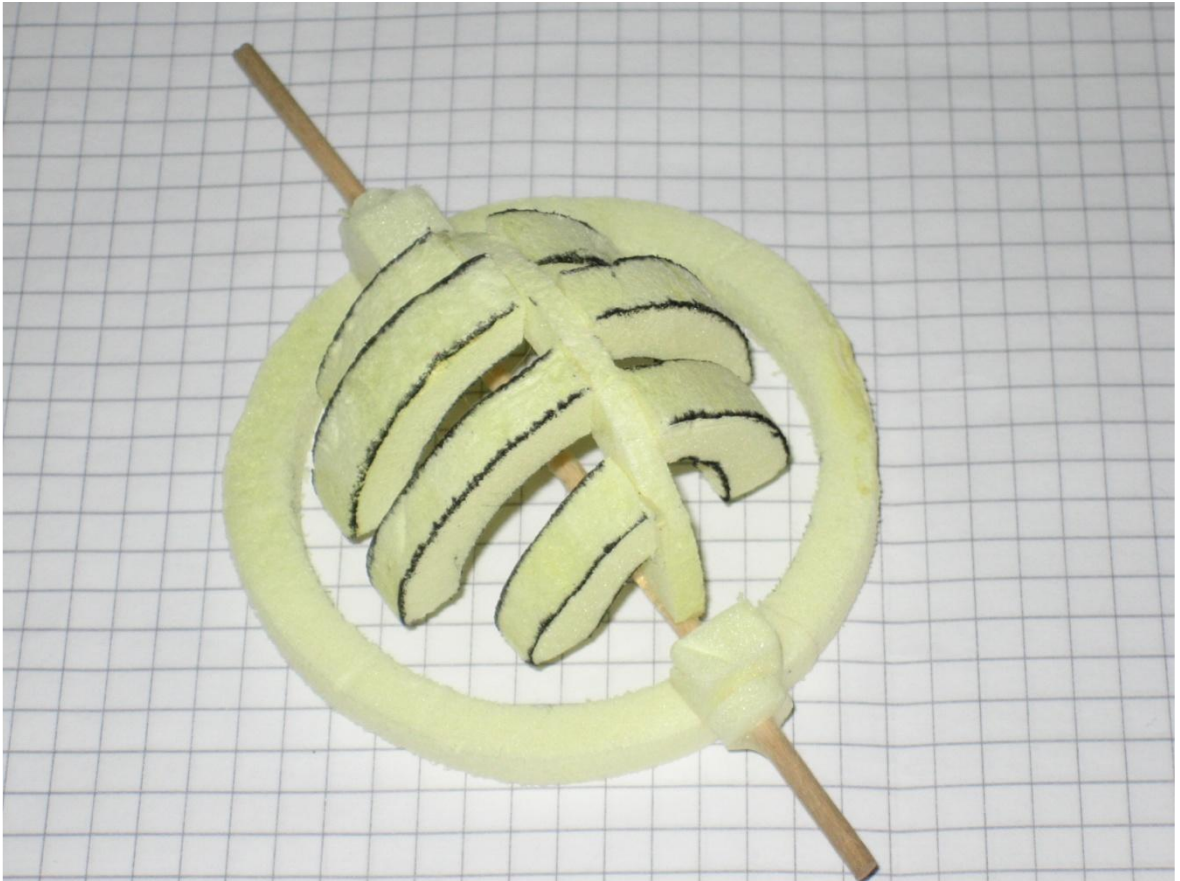
Příloha C: Výroba prototypu

Příloha D: Sestavení prototypu

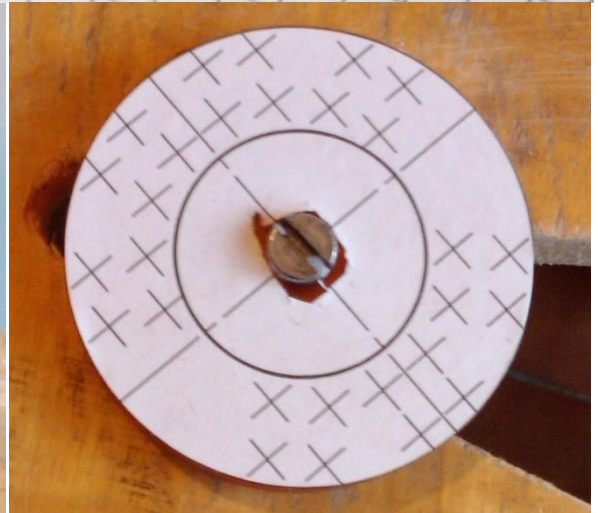
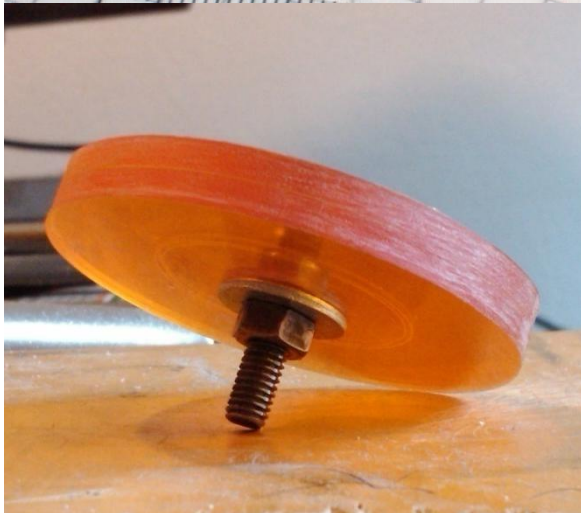
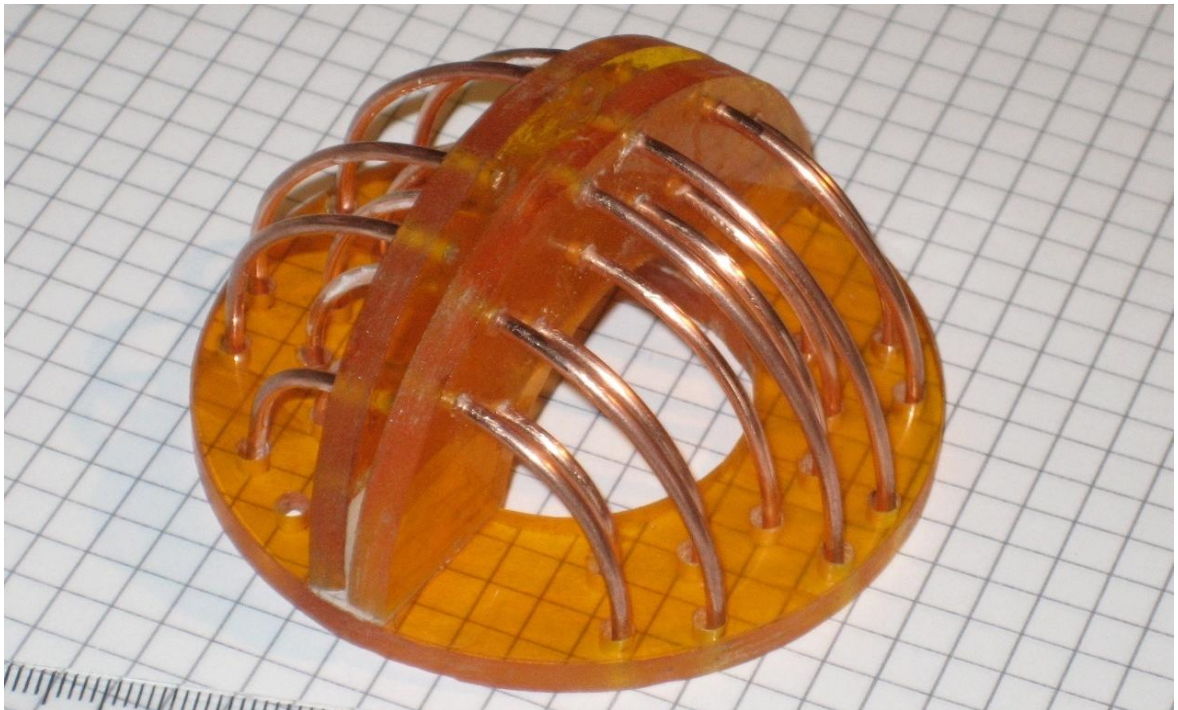
Příloha E: Měření zatěžovací síly

Příloha F: Výkresová dokumentace

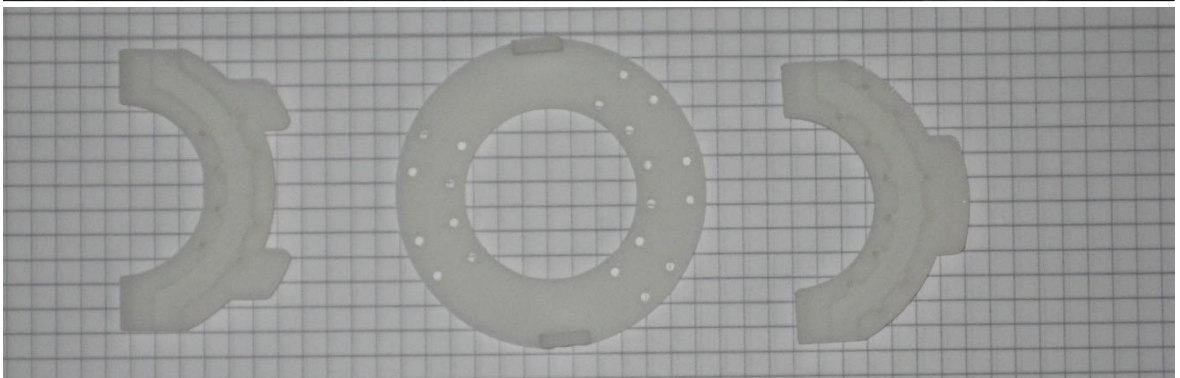
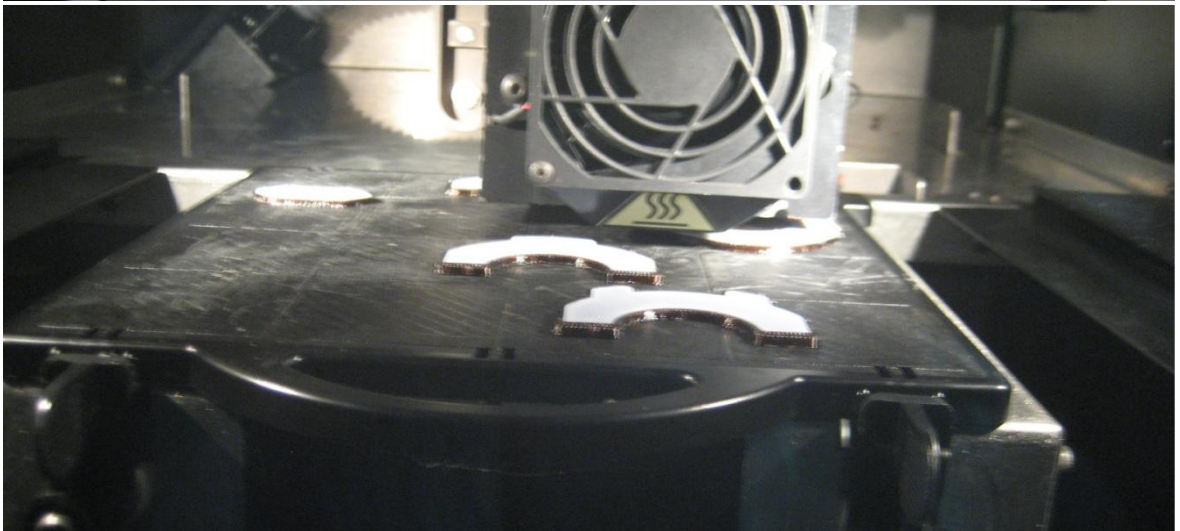
Příloha A: Fyzický model z tvrzeného polystyrenu



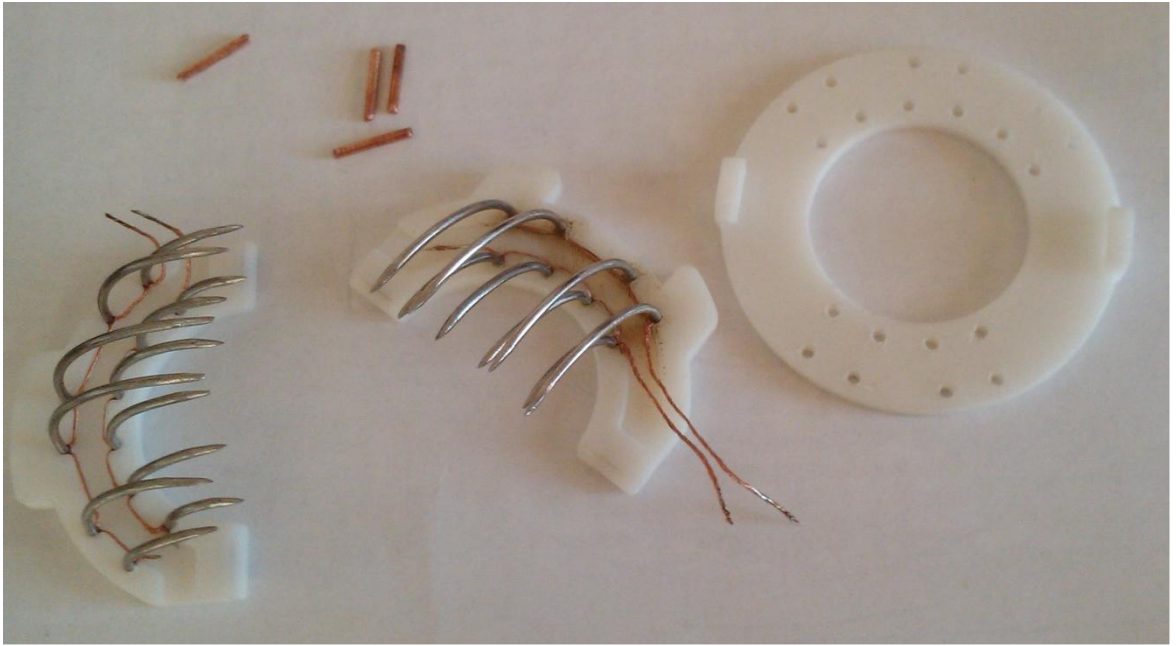
Příloha B: Fyzický model z plexiskla



Příloha C: Výroba prototypu



Příloha D: Sestavení prototypu



Příloha E: Měření zatěžovací síly

