

Vysoká škola Báňská – Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra mechaniky

Návrh a konečnoprvková analýza laparoskopického nástroje pro elektrokoagulační chirurgii - variantní řešení I

Design and FEM Analysis of the Laparoscopical Tool for Electrocoagulation Surgery - Alternative Solution I

Student:

Bc. Jan Grepl

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Hlaváčková Milada, Ph.D.

Ostrava 2012

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta strojní
Katedra mechaniky

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Jan Grepl**

Studijní program: N2301 Strojní inženýrství

Studijní obor: 3901T003 Aplikovaná mechanika

Téma: **Návrh a konečnoprvková analýza laparoskopického nástroje pro elektrokoagulační chirurgii - variantní řešení I**
Design and FEM Analysis of the Laparoscopical Tool for Electrocoagulation Surgery - Alternative Solution I

Zásady pro vypracování:

1. Rešerše stávajících používaných postupů a laparoskopických nástrojů pro elektrokoagulační chirurgii
2. Návrh 3D CAD modelu laparoskopického nástroje dle požadavků chirurgického pracoviště
3. Výroba a praktické zkoušky prototypu
4. Úprava prototypu na základě provedených zkoušek
5. Pevnostní a stabilitní výpočty metodou MKP
6. Shrnutí vhodnosti navrženého nástroje

Seznam doporučené odborné literatury:

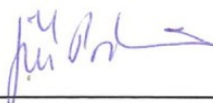
PENHAKER, M., IMRAMOVSKÝ M., TIEFENBACH, P.: Lékařské diagnostické přístroje - zkušební testy, Ostrava, 2004, ISBN 80-248-0751-3
KRATOCHVÍL, B. a kol.: Úvod do studia materiálů, VŠCHT v Praze, Praha, 2005, ISBN 80-7080-568-4
BROZINO, D., J.: The biomedical engineering handbook, CRC Press, Boca Raton, 1995
WEBSTER, J., G. : Medical instrumentation: Application and Design, Hoboken (USA), Willey, 1998, ISBN 0-471-15368-0

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

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

Datum zadání: 16.12.2011

Datum odevzdání: 21.05.2012



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



prof. Ing. Radim Farana, CSc.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

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

V Ostravě 21. května 2012



.....

podpis studenta

Prohlašuji, že

- jsem byl seznámen s tím, že na moji diplomovou 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 diplomové práci užít (§ 35 odst. 3).
- souhlasím s tím, že diplomová práce bude v elektronické podobě uložena v Ústřední knihovně VŠB-TUO k nahlédnutí a jeden výtisk bude uložen u vedoucího diplomové 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 – diplomovou 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 2012



podpis

Jméno a příjmení autora práce:

Bc. 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 diplomové práce, prof. Ing. Horylovi, CSc. za pomoc při výpočtech MKP, Ing. Penhakerovi, Ph.D. a MUDr. Kovářovi za poskytnuté odborné informace a dále Ing. Hanusovi, Ph.D. za pomoc při výrobě prototypu.

ANOTACE DIPLOMOVÉ PRÁCE

GREPL, Jan. *Návrh a konečnoprvková analýza laparoskopického nástroje pro elektrokoagulační chirurgii - variantní řešení I: diplomová práce.* Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra mechaniky, 2012, 71 s. Vedoucí práce: Ing. Hlaváčková, Ph.D.

Cílem této diplomové práce je vytvořit nový elektrochirurgický operační nástroj pro ambulantní hysteroskopii, který by nahradil sadu aktuálně používaných nástrojů, zkrátil dobu nutnou pro provedení zákroku a především umožnil snazší, přesnější a bezpečnější manipulaci a použití. Diplomovou práci lze rozdělit na teoretickou a praktickou část. Teoretická část je zaměřena na charakteristiku gynekologických onemocnění, vyšetřovací techniky, minimálně invazivní chirurgii - hysteroskopii, včetně jejich rizik a aktuálně používaných nástrojů. Praktická část je rozdělena na čtyři kapitoly. První kapitola se zabývá návrhem mechanismu nového nástroje a návrhem vlastního tvaru a konstrukce nástroje. Druhá kapitola popisuje dimenzování rozměrů, výrobu prototypu nástroje, testování a měření potřebných parametrů. Třetí kapitola praktické části se zabývá úpravou již navrženého prototypu na základě získaných znalostí z výroby, testování a měření nástroje. V poslední kapitole je popsána konečnoprvková analýza navrženého nástroje, která si klade za cíl zjistit nejvíce namáhaná místa v nástroji, maximální hodnoty posunutí a redukováného napětí.

ANNOTATION OF DIPLOMA THESIS

GREPL, Jan. *Design and FEM Analysis of the Laparoscopical Tool for Electrocoagulation Surgery - Alternative Solution I: Diploma Thesis.* Ostrava: VŠB - Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Mechanics, 2012, 71 s. Thesis Head: Ing. Hlaváčková, Ph.D.

The goal of this thesis is design and construction of the electrosurgery instrument for office hysteroscopy, which would replace the current set of tools, shorten the time required to perform the procedure and make it easier, safer and more precise to use. Thesis can be divided into theoretical and practical part. The theoretical part focuses on the characteristics of gynecologic disease, examination techniques, minimally invasive surgery - hysteroscopy, including their risks and current tools. The practical part is divided into four chapters. The first chapter deals with designing the mechanism of the new instrument and its own shape. The second chapter describes dimensions, manufacturing the prototype, testing and measurement of the required parameters. The third chapter deals with modifying already designed instrument with the knowledge gained from the manufacture, testing and measuring. The last chapter describes the finite element method strength analysis of the proposed instrument.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	9
1 ÚVOD	10
2 GYNEKOLOGIE, VYŠETŘENÍ A OPERAČNÍ TECHNIKY	12
2.1 Gynekologická vyšetření	12
2.1.1 Preventivní gynekologické vyšetření.....	12
2.1.2 Komplexní gynekologické vyšetření.....	13
2.1.3 Zobrazovací metody při vyšetření.....	13
2.2 Operační techniky minimálně invazivní chirurgie	15
2.2.1 Laserové operace	16
2.2.2 Elektrokoagulace.....	17
2.2.3 Endokoagulace	18
2.3 Laparoskopie	19
2.3.1 Indikace v gynekologické laparoskopii	19
2.3.2 Laparoskopický vstup do dutiny břišní.....	20
2.3.3 Technologie laparoskopických operací	21
2.4 Hysteroskopie	23
2.4.1 Komplikace hysteroskopie	24
2.4.2 Přístroje a nástroje pro hysteroskopii.....	25
2.4.3 Ambulantní hysteroskopie	26
3 NÁVRH KONSTRUKCE NOVÉHO ELEKTROKOAGULAČNÍHO NÁSTROJE PRO AMBULANTNÍ HYSTEROSKOPII	28
3.1 Návrh rozevíracího mechanismu nástroje	29
3.1.1 Paralelogramový mechanismus	29
3.1.2 Magnetický mechanismus.....	31
3.2 Návrh konstrukce nástroje	33
4 VÝROBA A TESTOVÁNÍ PROTOTYPU	35
4.1 Volba magnetů a dimenzování rozměrů	35
4.2 Výroba a sestavení prototypu nástroje.....	37
4.3 Ověření funkčnosti magnetického mechanismu, měření sil.....	38
4.3.1 Měření síly potřebné k rozdělení tkáně	38
4.3.2 Měření poklesu magnetické síly.....	41
5 ÚPRAVA NÁSTROJE NA ZÁKLADĚ VÝROBY A MĚŘENÍ	43
5.1 Návrh tvaru a konečné velikosti magnetu	43
5.2 Úprava konstrukce nástroje	45

6 PEVNOSTNÍ KONEČNOPRVKOVÁ ANALÝZA NÁSTROJE	46
6.1 Geometrický model.....	46
6.2 Materiálové vlastnosti.....	47
6.3 Kontakty	48
6.4 Okrajové podmínky	49
6.5 Síť elementů	51
6.6 Pevnostní kontrola	51
6.6.1 Zhodnocení výsledků – Pevná část.....	53
6.6.2 Zhodnocení výsledků – Pohyblivá část.....	54
6.6.3 Zhodnocení výsledků – Čep.....	55
6.6.4 Shrnutí výsledků pevnostní analýzy	56
7 ZÁVĚR.....	57
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	59
SEZNAM PŘÍLOH	61

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

RTG	Rentgen - Radioizotopový termoelektrický generátor
CT	Počítačová tomografie - Computed Tomography
MRI	Magnetická rezonance - Magnetic Resonance Imaging
FOS	Syndrom přetížení oběhu tekutinou - Fluid overload syndrom
USA	Spojené státy americké
ČR	Česká republika
VŠB-TUO	Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava
CAD	Počítačová podpora konstruování - Computer Aided Design
ABS	Typ plastu - Akrylonitril-butadien-styren
FDM	Technologie vrstvení materiálu - Fused Deposition Modeling
SST	Technologie rozpustných podpor - Soluble Support Technology
MKP, FEM	Metoda konečných prvků (Finite Element Method)
NdFeB	Typ magnetu - Neodymium-Ferrite-Boron

1 Úvod

Velká část žen je nucena během života, především v období přechodu a po přechodu, podstoupit hysteroskopické vyšetření. Důvodů pro tento zákrok je hned několik. Časté, nadměrné a nepravidelné krvácení s neúspěšnou léčbou, opakované samovolné potraty, neplodnost, podezření na karcinom dělohy apod. Hysteroskopie je zákrok, který umožňuje pomocí speciálního optického nástroje – hysteroskopu, přímé prohlédnutí dutiny děložní a jejího okolí, vizuální zhodnocení, cílený odběr vzorků sliznice, případně rovnou provést operační výkon. Příčinami obtíží bývají velmi často vrozené vývojové vady (srůsty, přepážky), endometriální polypy nebo drobné myomy. Hysteroskopický zákrok dokáže tyto problémy diagnostikovat a následně operativně odstranit. To však vyžaduje řadu předoperačních vyšetření a zákrok je nutné kvůli dilataci děložního krčku (vlivem velikosti operačních nástrojů) provést v celkové anestezii. Celková doba, kterou je pacientka nutná strávit v nemocničním prostředí dosahuje dvou až tří dnů.

Nejmodernějším způsobem řešení těchto obtíží je ambulantní hysteroskopie. Ta umožňuje v ambulantním režimu provádět diagnostické i operativní hysteroskopické zákroky během několika málo minut. Zákroky jsou zpravidla bezbolestné a bez použití anestezie díky moderním miniaturním operačním nástrojům a technikám využívajících vysokofrekvenční energii. Tato metoda výrazně zkracuje čas potřebný pro provedení zákroku, nezatěžuje tělo anestezií a je nejšetrnějším typem léčby. Dalším pozitivem této metody je, že ji mohou bez obtíží podstoupit i diabetičky nebo ženy trpící vysokým krevním tlakem. Pacientky ihned po krátkém zákroku opouští ordinaci a samovolně se vrací do osobního nebo pracovního života. Ve světě je ambulantní hysteroskopie velice rozšířená s tisíci zákroky na jedno pracoviště. Proto je nutné tuto metodu dále rozšiřovat a vyvíjet nové, pokročilejší nástroje. Ty bývají vysoce sofistikované a dosahují velmi malých rozměrů (přibližně 2 mm).

Práce vznikla na základě mezioborové spolupráce nejen v rámci VŠB-TUO (fakulta strojní, fakulta elektrotechniky a informatiky), ale do projektu se zapojuje i soukromá gynekologická ordinace Gynprenatal v Havířově zastoupená MUDr. Kovářem, která byla v roce 2010 první ordinací v ČR nabízející ambulantní hysteroskopii.

Cílem této diplomové práce je vytvořit nový, pokročilý operační nástroj pro ambulantní hysteroskopii využívající vysokofrekvenční energie, který by nahradil sadu aktuálně potřebných nástrojů při zákroku. Dále by zkrátil dobu nutnou pro provedení zákroku a především umožnil snazší, přesnější a bezpečnější manipulaci a použití. V poslední řadě musí být nástroj kompatibilní s aktuálně užívanými zdroji vysokofrekvenční energie.

Diplomovou práci lze rozdělit na teoretickou a praktickou část. Teoretická část je zaměřena na charakteristiku gynekologických onemocnění, vyšetřovacích techniky a typy zobrazovacích metod. Dále jsou zde popsány techniky minimálně invazivní chirurgie, do které ambulantní hysteroskopie spadá, operační metody, vážnost vzniklých komplikací apod. V poslední řadě se teoretická část zabývá problematikou hysteroskopie včetně jejích rizik a popisem aktuálně používaných nástrojů.

Praktická část je rozdělena na čtyři kapitoly. První kapitola se zabývá návrhem mechanismu nového elektrochirurgického nástroje s ohledem na omezení aktuálně užívaných technologií a dále návrhem vlastního tvaru a konstrukce nástroje. Druhá kapitola popisuje volbu magnetů použitých pro rozevírací mechanismus nástroje, dimenzování rozměrů, výrobu prototypu nástroje a jeho sestavení. Taktéž je zde popsáno následné testování nástroje a měření potřebných parametrů a sil. Třetí kapitola praktické části se zabývá úpravou již navrženého prototypu na základě získaných znalostí z výroby, testování a měření nástroje. V poslední kapitole je popsána konečnoprvková analýza navrženého nástroje, která si klade za cíl zjistit nejvíce namáhaná místa v nástroji, maximální hodnoty posunutí a redukovaného napětí. Data z této analýzy poslouží k návrhu finálních materiálů pro výrobu nástroje. Veškeré výpočty byly provedeny ve výpočetním softwaru ANSYS.

2 GYNEKOLOGIE, VYŠETŘENÍ A OPERAČNÍ TECHNIKY

Lékařský podobor zabývající se prevencí, nemocí a léčbou ženských pohlavních orgánů se nazývá gynekologie. Spadá pod lékařský obor, který je správně nazýván gynekologie a porodnictví. Někdy je tento obor také označován souslovím „ženské lékařství“.

Gynekologie léčí široké spektrum onemocnění. Ošetřuje infekce, poruchy menstruace, reprodukce, sterility, jevy spojené s obdobím přechodu, benigní a maligní nádorová onemocnění, a dále také poskytuje široké spektrum antikoncepce.

2.1 Gynekologická vyšetření

Hlavním cílem gynekologického vyšetření je posouzení reprodukčních orgánů ženy. Při zjištění poškození nebo poruchy jejich funkcí nastává stanovení správné diagnózy a navržení vhodné a účinné léčby. Při výběru dané metody je prvořadý prospěch pro nemocnou ženu. Gynekologické vyšetřovací křeslo viz obr. 2.1



Obr. 2.1 Gynekologické vyšetřovací křeslo s kolposkopem¹

2.1.1 Preventivní gynekologické vyšetření

Prevence je důležitá hlavně z důvodu předcházení vzniku nemocí a proto zahrnuje celou řadu oblastí od správné životosprávy až k odstranění škodlivin ze zevního prostředí. V ideálním případě by při důsledné prevenci nemělo vůbec docházet k onemocněním. Tento stav je však prozatím nedosažitelný, a proto existuje tzv. sekundární prevence. Jejím úkolem je včasné vyhledávání nemocí ještě před klinickými příznaky, které

¹ BTL [online]. 2012 [cit. 2012-02-05]. Dostupné z WWW: <http://www.btl.cz/us/odborne-ambulance/kolposkopy/>

umožňuje předcházení komplikací a efektivnější léčbu. K sekundární prevenci patří preventivní prohlídky, které jsou v gynekologii prováděny zpravidla jedenkrát ročně. Tato preventivní gynekologická prohlídka zahrnuje komplexní gynekologické vyšetření a někdy i ultrazvukové vyšetření.

2.1.2 Komplexní gynekologické vyšetření

U každého lékařského vyšetření platí pravidlo pěti „P“. Lékař vyšetřuje pohledem, poklepem, pohmatem, poslechem a pečlivě². Výjimečně připojuje zevní měření. Dříve než začne lékař vyšetřovat, musí si vyžádat souhlas pacientky. Během každého vyšetření musí být vždy přítomna sestra, která může pacientce dělat oporu. Komplexní gynekologické vyšetření se skládá většinou z šesti částí, a to:

- anamnézy
- celkového vyšetření ženy
- vyšetření reprodukčních orgánů
- kolposkopie
- cytologie
- vyšetření prsu

Anamnéza je soubor informací z pacientčina života, které mohou ovlivňovat její zdravotní stav. K celkovému vyšetření patří změření krevního tlaku, pulsu, teploty a vyšetření moči. Při vyšetřování reprodukčních orgánů se začíná pohledem, následuje vyšetření v zrcadlech a palpační vyšetření. Součástí vyšetření v zrcadlech je i kolposkopické vyšetření a odběr stěrů pro onkologickou prevenci. Kolposkop je binokulární optický systém (lupa) se silným zdrojem světla, který umožňuje zvětšení 8 až 40krát a zkoumá se s ním sliznice děložního hrdla. Při cytologii dochází ke stěrům pro onkologické vyšetření.

2.1.3 Zobrazovací metody při vyšetření

Mezi základní zobrazovací metody v gynekologii patří ultrazvuk, RTG, počítačová tomografie, magnetická rezonance a radionuklidová diagnostika.

Ultrazvukové vyšetření

Nejrozšířenější zobrazovací metodou používanou v gynekologii a porodnictví je v současné době ultrazvukové vyšetření. Je snadno dostupné a nezatěžuje ženský organismus rentgenovým zářením. Ultrazvukové vyšetření můžeme rozdělit na 5 dílčích vyšetřovacích metod, a to:

² CITTERBART, Karel. *Gynekologie*. 1. vydání. Galén: Praha, 2001. 278 s. ISBN 80-7262-094-0.

- dopplerovská vyšetřovací metoda, která umožňuje vyšetření průtoku krve cévami a v porodnictví se využívá k registraci srdeční činnosti plodu;
- mamografické vyšetření doplňující vyšetření prsu;
- transabdominální vyšetření prováděné přes stěnu břišní je používáno především u žen, které ještě neměly pohlavní styk nebo v těhotenství;
- trasvaginální vyšetření používá speciální vaginální sondu zasunutou do pochvy, která poskytuje lepší přehled vnitřních pohlavních orgánů do vzdálenosti přibližně 13 cm od sondy;
- 3D ultrazvuk umožňuje zobrazit vyšetřované orgány trojrozměrně.

Rentgenové vyšetření

RTG neboli rentgenové záření se s ohledem na nežádoucí vedlejší účinky omezuje na jednoznačně indikované situace. Hlavní vyšetření rentgenem jsou zaměřena především na reprodukční oblast, další metody se využívají v rámci komplexní a diferenciální diagnostiky pro vyšetření dalších systémů (uropoetického, intestinálního, skeletu aj.).

Počítačová tomografie

Počítačová tomografie, jinými slovy CT, získává série snímků v rovinách kolmých na podélnou osu těla. Hlavní využití CT je při diagnostice nádorů na vaječnicích a průkazu metastáz. Opakováním CT vyšetření je možné hodnotit výsledky léčby u zhoubných nádorů.

Magnetická rezonance

Magnetická rezonance - MRI nevyužívá na rozdíl od CT rentgenového záření, ale vysokofrekvenční magnetické pole. Další výhodou je zhotovování snímků nejen v rovinách kolmých, ale také frontálních a sagitálních. Vynikající rozlišovací schopnost MRI umožňuje stanovit patologické změny orgánů. Toto vyšetření však není možné provádět u pacientek s kardiostimulátorem, kochleárním implantátem a feromagnetickými materiály v těle, jako jsou cévní svorky, kostní dlahy, endoprotézy aj.

Radionuklidová diagnostika

Radionuklidová diagnostika umožňuje hodnocení metabolismu a funkčních změn orgánů. Radioizotop vpravený do organismu je aktivně orgány vychytáván a výsledné záření je zachyceno speciální gamakamerou. V gynekologii je radioizotop využíván k vyšetření prsou nevhodných pro mamografické vyšetření a lymfatického systému.

2.2 Operační techniky minimálně invazivní chirurgie

Od začátku 20. století došlo k vývoji nových technologií, které přinesly revoluční změny v oblasti minimálně invazivní chirurgie. Cílem je zejména výrazné snížení traumatizace tkání, které přímo nesouvisí s oblastí prováděného zákroku. V této oblasti se taktéž využívá principů mikrochirurgie. O minimálně invazivních metodách chirurgie se nyní mluví jako o „nové chirurgické filozofii“ nebo o „operativě budoucího století“.

Endoskopické metody

Endoskopy jsou optické soustavy s vlastním zdrojem studeného světla umožňující prohlédnout místa těla, která jinak nejsou přímo přístupná při vyšetření. Moderní endoskopy jsou vybaveny zařízením, které umožňují odběr vzorků nebo přímo chirurgický zákrok. Konstrukce endoskopu je přizpůsobována orgánu, k jehož vyšetření slouží. Mezi endoskopické metody patří vaginoskopie, kolposkopie, hysteroskopie, laparoskopie, cystoskopie a rektoskopie.

Invazivita operačního přístupu v gynekologii se snižuje v pořadí

1. Otevřený přístup – laparotomie, minilaparotomie
2. Vaginální přístup
3. Uzavřený přístup – laparoskopie
4. Hysteroskopie

Operační techniky

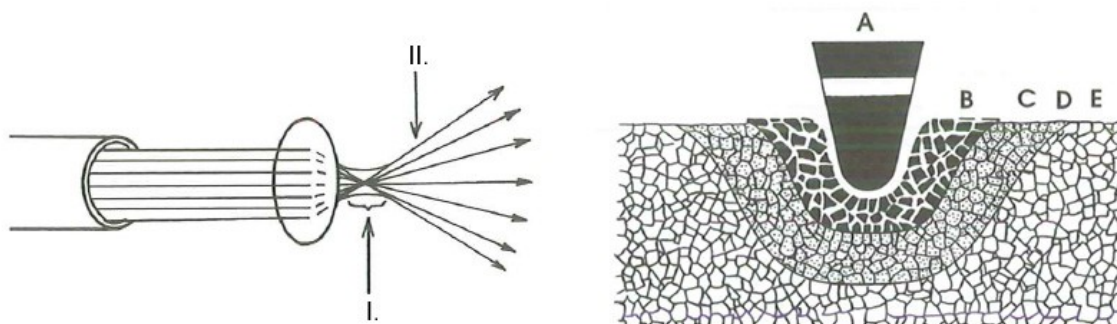
Pro gynekologické operace je charakteristické oddělování tkání v anatomicky preformovaných prostorech a vrstvách. V otevřeném přístupu stejně jako v laparoskopickém, je úspěch a snadnost preparace závislá na přístupnosti operované oblasti a jejím dobrém přehledu. Správné umístění trokarů v laparoskopii umožní potřebnou expozici tkání a dovolí využít souhry tahu a protitahu. Bimanuální laparoskopické operování je náročnější než výkon prováděný jednou rukou, ale pro přehlednost a plynulost operace a provedení náročnějších úkonů je však její zvládnutí nezbytné. Operační techniky lze rozdělit na:

- disekce - oddělování částí těla či tkání podle jejich přirozených ohraničení
- koagulace - metoda využívající elektrického proudu ke koagulaci tkání a krve, zastavení krvácení při operaci apod.
- ligatura a sutura – podvázání a sešití rány
- méně časté operační techniky

2.2.1 Laserové operace

Název laser je zkratkou z anglického „Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation“, který lze do češtiny přeložit jako zesilování světla pomocí stimulované emise záření³. Laser je tedy kvantový generátor světla. První laser byl sestaven v roce 1960 T. H. Mainmanem v laboratořích Huges Aircraft Company v USA. V roce 1964 C. K. N. Patel v USA zkonstruoval první CO₂ laser. O patnáct let později, roku 1979, byl poprvé použit laserový paprsek v souvislosti s laparoskopií na univerzitě v Clermont-Ferrand, ve Francii. Od té doby využití laseru v medicíně, v gynekologii a gynekologické endoskopii doznalo značného rozšíření.

Lasery jsou zdroje silného, směrovaného, elektromagnetického záření. Jde tedy o proud fotonů pohybující se rychlostí světla. Základními charakteristikami laserového paprsku jsou koherence (všechny vlny mají stejnou vlnovou délku a fázi), kolimovanost (všechny vlny jsou vzájemně paralelní) a monochromaticnost (všechny vlny mají stejnou energii). Vzhledem k těmto vlastnostem mají všechny fotony v laserovém paprsku identický vliv na tkáň. Laserový paprsek se používá jako bezbolestný, nekrvavý a dokonale sterilní skalpel. Na obr. 2.2 lze vidět fokusovaný paprsek používaný pro řez (označení I.) a nefokusovaný pro koagulaci (označení II.) Podle stupně tepelného efektu laseru na tkáň se rozlišují tyto morfologické vrstvy: oblast vaporizace (A), karbonizace (B), koagulace (C), přechodná zóna (D) a zóna enzymového poškození (E). Přechodná zóna v pooperačním průběhu většinou splývá se zónou koagulace.



Obr. 2.2 Laser a jeho účinek na tkáň

V současnosti nejrozšířenějšími lasery v lékařství jsou CO₂ laser, argonový laser a Nd:YAG laser. Helium-neonový laser urychluje hojení a v kombinaci s jinými typy laserů se využívá jako naváděcí paprsek. V gynekologii se laser využívá především při přístupu laparotomií nebo minilaparotomií a při gynekologické operační endoskopii, laparoskopii a hysteroskopii. Právě při gynekologické operační laparoskopii se kombinuje maximální šetrnost při přístupu do děložní dutiny s maximální šetrností ke tkáni při užití laseru

³ KUŽEL, David. *Gynekologická endoskopie*. 1. vydání. Galén: Praha, 1996. 188 s. ISBN 80-85824-40-X.

ve smyslu maximálně cíleného efektu na tkáň. Šetrnost přístupu a efekt na tkáň platí i pro laserovou operační hysteroskopii.

2.2.2 Elektrokoagulace

Pojem kauterizace je znám již ze středověku, kdy účelem této metody bylo zničit chorobnou tkáň (vřed, nádory) a zastavit krvácení vzniklým „příškvarem“. Další vývojovou etapou termochirurgie je elektrická vysokofrekvenční diatermokoagulace. Tepelný efekt vysokofrekvenčního proudu je cíleně aplikován na tkáň, kde dojde k její destrukci. Tato destrukce je provedena primárně – odstranění nežádoucí tkáně apod., nebo sekundárně – jejímž prostřednictvím se koagulují cévy pro následný řez či k zastavení již probíhajícího krvácení. Efekt vysokofrekvenčního proudu je dán charakterem a výkonem regulovaného elektrického proudu, vodivostí a rezistencí tkáně, plochou elektrod a operační technikou. Svaly a nervy lidského těla odpovídají frekvenci nižší než 10 [kHz], vysokofrekvenční generátor transformuje frekvenci elektrického proudu na 300 – 4 000 [kHz].

Účinkem vysokofrekvenčního proudu na tkáň má být desikace (zahřívání tkáně s následným odpařením vody), koagulace (denaturace tkáňových proteinů teplem) a fulgurace (jiskření z malé plochy aktivní elektrody, které vede k destrukci a koagulaci menšího okrsku tkáně s následnou separací – výsledkem je řez).

V závislosti na použité intenzitě se dosahuje hluboké nebo povrchové koagulace. V souvislosti s možnostmi zpětného toku vysokofrekvenčního proudu směrem ke generátoru můžeme rozlišovat metodu monopolární (unipolární) a metodu bipolární.

Monopolární (unipolární) koagulace

Monopolární část vysokofrekvenčního generátoru dosahuje výkonu 0-120 [W] pro koagulaci nebo 0-300 [W] pro řez tkání. Při použití této metody je do okruhu zapojena značná část těla, což vyžaduje vyšší napětí (až 1200 [V]) a z této skutečnosti vyplývají různá rizika. Jedna elektroda (aktivní) tvoří operační nástroj, druhá (neutrální) je připojena přímo na pacientovo tělo a proud tak prochází skrze něj.

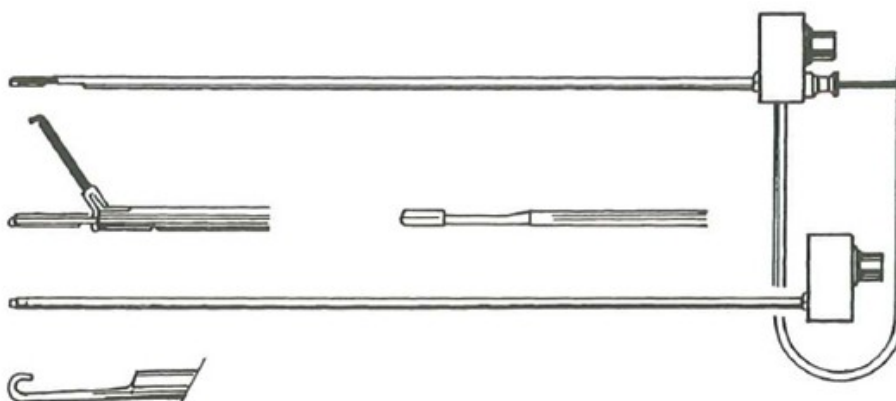
V souvislosti se zajištěním bezpečnosti pacientky se považuje za velmi důležité provést vždy kontrolu jejího uložení na operačním stole. Žádná část těla nesmí být v přímém kontaktu s kovovými součástmi operačního stolu nebo okolního zařízení. Elektrochirurgické operace vyžadují technicky dokonalé zabezpečení elektroinstalace operačních sálů. Respektování této zásady platí vždy, ale při použití monopolární koagulace dvojnásobně.

Bipolární koagulace

Bipolární systém je miniaturizací unipolárního. Pro tuto metodu je vyžadován vysokofrekvenční generátor s napětím pouze 120 [V]. Účinek vysokofrekvenčního proudu je omezen pouze na část tkáně, kde je vyžadován operační výkon. Dochází tedy jen k minimálním nepříznivým vlivům na okolní tkáň. Princip lokálního průchodu proudu je bezpečnější než technologie monopolární. Jsou používány bipolární nástroje různých tvarů a velikostí. U této metody je výrazně nižší riziko komplikace „Fluid Overload Syndrom“ (FOS) vlivem použití elektrolytického fyziologického roztoku. Cílová tkáň je oddělována obdobně jako u laseru, nevznikají odřezky, které by bránily ve výhledu.

2.2.3 Endokoagulace

Endokoagulace neboli termokoagulace ve srovnání s monopolární a bipolární koagulací představuje další přínos k bezpečnosti gynekologické operační laparoskopie při využití tepelného efektu na tkáň. Možnost přesného stanovení teploty nástroje v průběhu výkonu zvyšuje cílenost účinku tepla na tkáň. Vysokofrekvenční proud se neaplikuje přímo do tkáně. V průběhu výkonu je možno na stupnici endotermu sledovat teplotu pracovního zakončení nástroje v rozsahu 90 - 130 °C a automaticky omezit dobu působení tepelného účinku. Nástroje k endokoagulaci se zavádějí z dalších vpichů a jejich pracovní zakončení jsou konstruována jako koagulační sonda, krokodýlovité kleště nebo myomenukleátor (viz obr. 2.3).



Obr. 2.3 Nástroje k endokoagulaci

Zvýšení bezpečnosti při užití endokoagulace je dáno zvýšenou cíleností efektu na tkáň, a tím snížením rizika tepelného poškození okolních tkání, především střevních kliček, eventuálně negativního ovlivnění funkce při snížení cévního zásobení (jde zejména o krev, moč, nervy a stolici). Koagulovaná tkáň není karbonizovaná, čímž je minimalizováno riziko pozdějšího pooperačního krvácení v souvislosti se sekvestrací karbonizované tkáně. Zároveň se snižuje riziko adhezí neboli srůstů v pooperačním průběhu. Endokoagulaci lze využít jako bezpečnější náhradu bipolární a především monopolární koagulace. Doporučuje se však především při koagulaci endometriózy (zánět děložní sliznice) nebo výstelky endometrioidních cyst.

2.3 Laparoskopie

Laparoskopie přinesla podstatné změny do celkové koncepce gynekologie a částečně také do porodnictví. Tyto změny se odrazily především v diagnostice, časování a v provedení jednotlivých terapeutických zákroků. Zkrátila se doba pro stanovení diagnózy, snížila se invazivita výkonů, otevřely se nové cesty k řešení některých patologických stavů. S rozvojem endoskopických metod se stále rozšiřuje indikační škála, zvyšuje se náročnost laparoskopických operací a laparoskopie také umožnila rozšíření tradičních postupů zejména v onkologické operativě. Tato endoskopická metoda je jednoznačným přínosem pro gynekologii, vezmou-li se v úvahu náklady a přínosy. Je však potřeba brát v potaz, že endoskopické metody lze kombinovat s vaginálním přístupem a v některých případech je i rozumné zvážit, zda vaginálnímu přístupu nedat primárně přednost.

2.3.1 Indikace v gynekologické laparoskopii

Indikační šíři pro laparoskopii nelze vymezit absolutně. Její hranice jsou variabilní a posouvají se rozvojem technického vybavení a instrumentaria v návaznosti na nové operační postupy, které mění možnosti především operační endoskopie. Záleží na zkušenostech operujícího lékaře, na tradicích daného pracoviště a směru vývoje jeho operační školy. Laparoskopii můžeme rozdělit na dvě části, a to diagnostickou a operační.

Diagnostická laparoskopie

Diagnostická laparoskopie umožňuje lékařům přímý pohled do dutiny břišní a diagnostikovat tak příčiny obtíží pacientky, jako jsou např.:

- zánět gynekologických orgánů, či jiného orgánu;
- příčinu sterility;
- vyvrátit či potvrdit podezření na mimoděložní těhotenství;
- vyvrátit či potvrdit přítomnost srůstů;
- bolesti v pánvi z neznámé příčiny;
- vyvrátit či potvrdit podezření na nádor aj.

Pokud během diagnostické laparoskopie lékař zjistí takové abnormality, které vyžadují operační výkon, přechází diagnostická laparoskopie v operační laparoskopii, a to ihned. Není proto třeba nová hospitalizace a opakovaná celková anestezie.

Operační laparoskopie

Operační laparoskopie je endoskopická operace v dutině břišní. Celá operace se provádí z jednoho vpichu u pupku pro kamerový systém a dvou až tří vpichů přes přední stěnu břišní pro operační nástroje. Jedná se o minimálně invazivní techniky, jejichž

cílem je odstranit nebo zmírnit příčinu potíží. Operační výkon lze provádět na všech orgánech vnitřních rodidel i na ostatních okolních orgánech. Výhodou tohoto způsobu operování je dobrý přehled operačního pole, dobrá dostupnost jednotlivých orgánů, malá bolestivost v pooperačním období, kratší doba hojení a rekonvalescence.

2.3.2 Laparoskopický vstup do dutiny břišní

Laparoskopické operace, podobně jako jiné chirurgické metody, přináší jistou možnost klinických problémů a komplikací. Hlavním problémem minimálně invazivní chirurgie zůstává, že ačkoli je počet zjištěných komplikací poměrně nízký, jejich závažnost je vzhledem k vysokému počtu prováděných výkonů značná. Další nepříznivou okolností je, že pokud pracuje endoskopický operátor na menších odděleních či ambulancích samostatně, jeho osobní zkušenosti s některými závažnými komplikacemi jsou malé a jejich odhalení může být nesnadné a pozdní. V tab. 2.1 je možné vidět, že každá chirurgická metoda, která je používána k otevření břišní dutiny, je spojena s řadou rizik.

Operační metoda	Počet operací	Počet komplikací	Poměrná komplikace
Laparotomie	5700	93	8,4 / 1000
Vaginální výkon	965	11	7,3 / 1000
Laparoskopie	3710	13	3,0 / 1000
Kyretáž/evakuace	7575	11	1,5 / 1000

Tab. 2.1 Frekvence intestinálních poranění následkem gynekologických operačních metod⁴

Hlavním problémem spojeným s laparoskopií a s poraněním nitrobřišních orgánů není jejich frekvence, která je srovnatelná s laparotomií a poševním přístupem, ale nejzávažnější je okolnost, že při laparoskopickém přístupu se může snadněji přehlédnout nitrobřišní poranění. Mezi hlavní komplikace laparoskopických operací patří:

- cévní poranění;
- gastrointestinální komplikace neboli komplikace trávicí soustavy;
- poranění močového ústrojí;
- adheze přední břišní stěny;
- dehiscence (rozestup operační rány) a hernie (kýla);
- infekce v incizi (řezu);
- metastázy v místě trokarové incize;
- extraperitoneální únik plynu.

⁴ HOLUB, Zdeněk; KUŽEL, David a kolektiv. *Minimálně invazivní operace v gynekologii*. 1. vydání. Grada Publishing a.s.: Praha, 2005. 236 s. ISBN 80-247-0834-5.

2.3.3 Technologie laparoskopických operací

U laparoskopických operací v gynekologii se využívá tří různých technologií:

- systém optických trokarů;
- systém radiální expanze;
- systém druhé generace (EndoTip™).

Systém optických trokarů

Ke zvýšení bezpečnosti při zavádění primárního trokaru byla vyvinuta řada instrumentů, které používají optický systém k přímé vizuální kontrole tkání v oblasti hrotu nástroje. Tyto optické systémy umožňují rozlišit přesně jednotlivé vrstvy břišní stěny před otevřením pobřišnice. Tvar a konstrukci trokaru lze vidět na obr. 2.4.



Obr. 2.4 Konstrukce Trokaru⁵

Systém radiální expanze

Tento systém byl uveden na trh v roce 1994 a je využíván zejména v USA. Systém se skládá z Veressovy insuflační jehly o průměru 1,9 mm (obr. 2.5), která je součástí polymerové objímky umožňující roztahování incize. Insuflace plynu je zajištěna Veressovou jehlou, jedinou ostří zakončenou součástí celého systému. Veressova jehla se odstraní po založení pneumoperitonea a dalším krokem je trakce a postupná dilatace incize pomocí krouživého pohybu tupě zakončeného obturátoru. Hlavní výhodou systému radiální expanze spočívá v tom, že jediným nástrojem zaváděným naslepo je insuflační jehla. Vyvinutá axiální síla je navíc rozložena směrem do roztahovaných tkáňových struktur. Při tomto systému je méně komplikací a redukuje se pooperační bolesti.

⁵ MEDGADGET [online]. 2010 [cit. 2012-03-02]. Dostupné z WWW: http://medgadget.com/2010/03/endopath_xcel trocar_with_optiview_keeps_the_lens_clean_for_superior_visualization.html



Obr. 2.5 Veressova insuflační jehla⁶

Systém druhé generace (EndoTip™)

Hlavní výhodou portů druhé generace je schopnost zavedení a odstranění laparoskopického vstupového nástroje bez použití axiální síly a trokaru. Nově ergonomicky konstruovaný nástroj dovoluje operátorovi vyhnout se cévám, střevu nebo adhezím. Po zavedení instrumentu do incize se vykonává rotační pohyb (obr. 2.6). Při tomto pohybu dochází k vytlačování separovaných tkáňových vrstev vzhůru. Tupý konec kanyly radiálně roztlačuje vrstvy pobřišnice pod zrakovou kontrolou.



Obr. 2.6 Systém EndoTip⁷

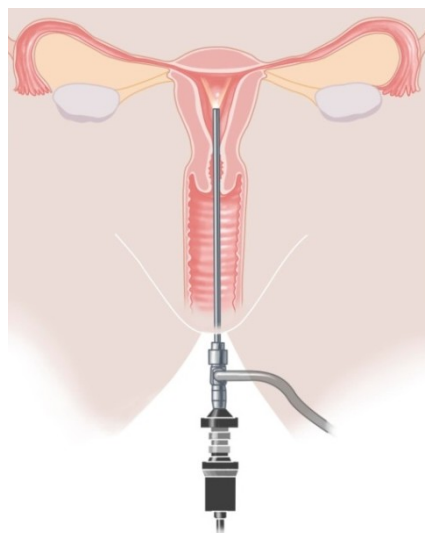
⁶ WORLD LAPAROSCOPY HOSPITAL [online]. 2011 [cit. 2012-03-02]. Dostupné z WWW: <http://www.laparoscopyhospital.com/accesstechniques.html>

⁷ VENUS MEDSYS [online]. 2010 [cit. 2012-03-02]. Dostupné z WWW: <http://www.venusmedsys.com/trocar-accessories.html>

2.4 Hysteroskopie

Hysteroskopie je minimálně invazivní endoskopická metoda, která umožňuje přímý pohled do dutiny děložní skrze pochvu a děložní hrdlo. Cílem hysteroskopie je vyšetření děložního těla (myometria a endometria) a děložního hrdla. V praxi nejčastěji užívaná metoda podle způsobu provedení je panoramatická hysteroskopie. Jedná se o techniku, kdy jsou děložní stěny oddáleny distenzním⁸ médiem (čirou tekutinou) pod určitým tlakem a celý povrch děložní dutiny je panoramaticky posuzován (viz obr. 2.7).

Důvod pro hysteroskopické vyšetření je především silné děložní krvácení nebo podezření na gynekologické onemocnění v děloze (stanovené zpravidla ultrazvukem). Tím mohou být zejména různé druhy polypů, myomů nebo karcinomů. Hysteroskopické vyšetření vede k upřesnění závažnosti onemocnění a návrhu léčby. V případě nálezu nežádoucího objektu, je odebrán vzorek tkáně pro histologické vyšetření, nebo je rovnou proveden zákrok. Malé polypy a myomy do velikosti cca 1 [cm] lze provádět v ambulantním režimu bez anestezie tenkými hysteroskopy.



Obr. 2.7 Použití hysteroskopu⁹

Hysteroskopie v současnosti nahrazuje diagnostickou kyretáž jako „slepu“ operační metodu. Hlavními důvody jsou skutečnosti, že kyretáž s následným histologickým vyšetřením získaného materiálu neposkytuje dostatečnou informaci o děložní dutině a neposkytuje cíleně odebraný materiál, protože je kyretáží detekován pouze náhodně.

Hysteroskopie se dále dělí:

- Ambulantní režim – výkony nízkého stupně obtížnosti – bez anestezie.
- Hospitalizační režim – výkony vyššího stupně obtížnosti – lokální, celková anestezie.

⁸ HOLUB, Zdeněk; KUŽEL, David a kolektiv. *Minimálně invazivní operace v gynekologii*. 1. vydání. Grada Publishing a.s.: Praha, 2005. 236 s. ISBN 80-247-0834-5.

⁹ FRAUENKLINIK [online]. 2012 [cit. 2012-03-05]. Dostupné z WWW: <http://www.uni-frauenklinik-tuebingen.de/bereiche/operative-gynaekologie/schluesselloch-chirurgie/hysteroskopie.html>

2.4.1 Komplikace hysteroskopie

Hysteroskopie je považována za velmi bezpečnou vyšetřovací i operační metodu. Mohou se však objevit komplikace a jejich průběh a výsledek může být fatální. Většinou se komplikace objevují po velkých hysteroskopických zákrocích.

Komplikace se mohou objevit:

- v přípravné fázi - alergie na lokální anestetikum
- v průběhu výkonu – krvácení, FOS, vzduchová embolie
- několik hodin až dnů po operaci – septický šok, zánět v malé pánvi
- několik měsíců až roků po operaci – gravidita

Komplikace potencionálně fatální

- **Fluid overload syndrom (FOS)** neboli přetížení oběhu tekutinou je možné definovat jako náhlé zvětšení intravaskulárního objemu roztokem bez elektrolytů, což má za následek intoxikaci organismu vodou s náhlým zvětšením práce srdce. Reakcí na toto přetížení vzniká edém plic a mozku a v důsledku hyponatremie dojde k poruše práce srdce. Tento syndrom se nejčastěji objevuje při dlouhých operacích, např. při ablaci většího myomu a „ztrátě“ média do oběhu nad 1,5 [l]. U monopolární koagulace v hysteroskopii je vyšší riziko výskytu FOS z důvodu použití neelektrolytického distenzního média.
- **Septický šok**
- **Anafylaktický šok** je kardiopulmonální a toxická reakce, která může nastat v důsledku aplikace lokálního anestetika.
- **Vzduchová embolie** vzniká následkem vniknutí velkých vzduchových bublin do dělohy spolu s distenzním médiem, když jsou otevřeny cévy.

Komplikace ostatní

- **Perforace dělohy** je jednoznačně nejčastější komplikace. Nejméně nebezpečné jsou perforace hysteroskopem, dilatátorem nebo mechanickými nástroji. Závažnější jsou perforace elektrickým nástrojem a nejzávažnější jsou perforace laserem. Při zjištění perforace je nutno okamžitě přerušit zákrok a zastavit přívod distanční tekutiny. Při perforaci laserem je nutné laparotomické vyšetření dutiny břišní se zvážением možnosti poranění střev.
- **Pooperační krvácení**
- **Zánětlivé komplikace**
- **Nedokončení výkonu** zákroku v prvním sezení při operaci velkých myomů má pravděpodobnost 50%.

2.4.2 Přístroje a nástroje pro hysteroskopii

K diagnostickým a operačním výkonům se používají především panoramatické hysteroskopy. Hysteroskop je nástroj, který po zavedení do dělohy umožňuje přímým pohledem stanovit rozsah problému a navrhnout optimální zákrok. Optika může poskytovat přímý, nebo šikmý pozorovací úhel. Hysteroskopy se rozdělují na diagnostické, operační a resektoskopy viz obr. 2.8. Pouzdro hysteroskopu obsahuje ventily pro přívod a odvod distenzního média. Operační pouzdro navíc obsahuje kanál pro zavádění operačních nástrojů, jako jsou nůžky, bioptické kleště, nebo elektrody pro koagulaci.

DIAGNOSTICKÝ HYSTEROSKOP



OPERAČNÍ HYSTEROSKOP



TYPY OPERAČNÍCH NÁSTROJŮ



Obr. 2.8 Hysteroskopické nástroje

Dále je nutný zdroj studeného světla, nejčastěji v podobě xenonové lampy a zařízení k aplikaci distenzního média. Toto zpravidla obsahuje měřič tekutiny „zadržené“ v těle. Pro operační hysteroskopii je nutný zdroj vysokofrekvenčního proudu a pro delší operace i endokamera a monitor s dokumentačním zařízením. Velikosti v současnosti užívaných hysteroskopů lze vidět v tab. 2.2.

Základní instrumentárium	Průměr optiky [mm]	Průměr operačního pouzdra [mm]
Versascope, hysteroskop	1,8	3,5
Operační hysteroskop	2 - 4	7 - 8
Resektoskop	3 - 4	9

Tab. 2.2 Velikosti základních hysteroskopů¹⁰

¹⁰ HOLUB, Zdeněk; KUŽEL, David a kolektiv. *Minimálně invazivní operace v gynekologii*. 1. vydání. Grada Publishing a.s.: Praha, 2005. 236 s. ISBN 80-247-0834-5.

2.4.3 Ambulantní hysteroskopie

Doposud bylo nutné diagnostické a operační zákroky provádět pouze hospitalizací v nemocnici s nutností anestezie, která vysoce zatěžuje organismus. S tím souvisí časová i ekonomická náročnost způsobená vlivem řady předoperačních a pooperačních vyšetření, odebíráním vzorků, laboratorními testy, rozborů apod., pro vyloučení potencionálních problémů a minimalizaci rizik při zákroku. Ambulantní hysteroskopie ve spojení s technikou bipolární koagulace umožňuje provést diagnostické a jednoduché operační zákroky u vhodných pacientek ambulantně bez nutnosti anestezie, během velmi krátké doby. Ve světě je ambulantní hysteroskopie (office hysteroscopy) rozšířenou metodou s více jak dvaceti tisíci zákroky na jedno pracoviště, v ČR byl tento typ vyšetření donedávna neznámým pojmem¹¹. Ambulantní hysteroskopie poskytuje komfort pro pacientku a snižuje finanční náklady diagnostického nebo operačního výkonu. Pro maximální úspěšnost ambulantní hysteroskopie je nutná především zkušenost operátéra, správná selekce pacientek a vhodné přístrojové vybavení.

Princip ambulantní hysteroskopie spočívá v přístupu k dutině děložní přes pochvu a děložní hrdlo velmi tenkým hysteroskopem o průměru 3 [mm]. Při těchto zákrocích kdy není nutná dilatace děložního hrdla, není většinou zapotřebí žádné anestezie. Dutina děložní je mírně naplněna distenzním médiem (čirou kapalinou), které je pro komfortní průběh přehříváno na tělesnou teplotu. Následně, jsou hysteroskopem zavedeny velmi tenké operační nástroje pro odebrání vzorků tkání nebo pro provedení malých zákroků. V případě patologického nálezu např. myomů a polypů je okamžitě provedeno jeho šetrné odstranění. Při výkonu je velmi důležitá komunikace s pacientkou pro vyloučení silně bolestivých podnětů. Ambulantní hysteroskopie se využívá k operačním výkonům nízkého stupně obtížnosti. Výkon je proveden ve velmi krátkém čase, zpravidla 5-15 min a vzorky tkání jsou vždy podrobeny histologickému vyšetření.

Postup v ambulantní hysteroskopii

- Screening – ultrazvukové vyšetření.
- Evaulace – hysteroskopie, vlastní vyšetřovací metoda pro odhalení a zhodnocení nálezu.
- Konfirmace – histologické vyšetření, potvrzení diagnózy na cíleně odebraném vzorku.

Hlavní prováděné výkony

- biopsie endometria;

¹¹ AMBULANTNÍ HYSTEROSKOPIE [online]. 2011 [cit. 2012-03-10]. Dostupné z WWW: <http://www.gynprenatal.cz/?tit=ambulantni-hysteroskopie&thm=b>

- resekce polypu do průměru 3 [cm];
- resekce myomu do průměru 1 [cm];
- extrakce cizího tělesa.

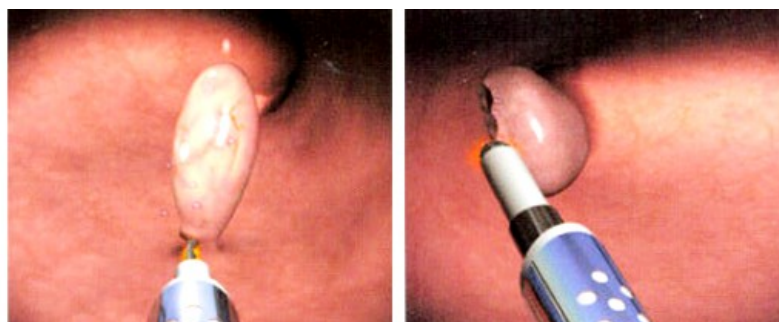
Hysteroskopický systém Gynecare Versascope

Nejpoužívanějším systémem pro ambulantní hysteroskopii je Gynecare Versascope¹², především díky jeho velmi malým rozměrům. Jde o komplexní systém skládající se s hysteroskopu, pouzdra a sady operačních nástrojů. Hysteroskop Versascope má průměr optiky 1,8 [mm] a díky tomu ho lze zavést do dutiny děložní bez dilatace hrdla, tudíž v ambulantním režimu. Jeho součástí je operační pouzdro (obr. 2.9), které je doplněno o roztažitelný pracovní kanál. Do něho mohou být zaváděny velmi tenké nástroje (o průměru 2 [mm]), jak pro „studenou“ chirurgii (bioptické kleště, nůžky), tak elektrody pro bipolární elektrokoagulaci, které jsou také součástí systému.



Obr. 2.9 Hysteroskopické pouzdro a hysteroskop Gynecare Versascope

Gynecare Versapoint je nejnovějším a nejpokročilejším nástrojem, a představuje významný pokrok v bipolární elektrochirurgii. Tento nástroj je navržen pro odstraňování myomů, polypů a srůstů v ambulantní hysteroskopii a je kompatibilní s hysteroskopem Versascope. Nástroj je dostupný s různými tvary elektrod a umožňuje tak provádět rychlé a kontrolované výkony jako jsou vaporizace, desikace a řezání. Příklad nástroje o průměru 2 [mm] tvořený dvěma elektrodami ve tvaru spirály je možno vidět na obr. 2.10.



Obr. 2.10 Gynecare Versapoint

¹² JOHNSON & JOHNSON [online]. 2009 [cit. 2012-03-20]. Dostupné z WWW: <http://www.jnjcz.cz/produkt-gynecare-versascope.html>

3 NÁVRH KONSTRUKCE NOVÉHO ELEKTROKOAGULAČNÍHO NÁSTROJE PRO AMBULANTNÍ HYSTEROSKOPII

Aktuálně používaný nástroj pro elektrokoagulaci – Gynecare Versapoint je v ambulantní hysteroskopii unikátní z hlediska použití v této nové oblasti chirurgických zákroků. Jeho použití je ale při zákroku omezeno a vyžaduje použití hned několika dalších nástrojů pro úspěšné vyjmutí nežádoucí tkáně. Důvodem nutnosti použití vícero nástrojů při zákroku je převážně fakt, že nástroj Versapoint je navrhnout výhradně pro oddělení tkáně od děložní stěny. Následně je nutno tento nástroj vyjmout a s použitím speciálních miniaturních nůžek rozdělit oddělenou tkáň o velikosti např. 3 [mm] na úseky o velikosti cca 1 [mm] a dalším nástrojem tyto úseky odstranit z dělohy i pacientčina těla. Z tohoto postupu vyplývá nutnost použití hned tří nástrojů při jednom zákroku.

Cílem vývoje nového nástroje je sloučit všechny tyto tři nástroje do jednoho bipolárního elektrokoagulačního nástroje, který by zjednodušil prováděný zákrok, eliminoval nutnost větších zkušeností gynekologického operátora a umožnil tak rozšíření této techniky do více ordinací k více pacientkám.

Požadavky na nový nástroj:

- vysoká pevnost všech částí, odolnost mechanismu nástroje;
- teplotní odolnost do 200°C;
- nesmí nastat problém s nedovřením nástroje;
- nástroj by měl být koncipován jako jednorázový;
- vnější rozměr nástroje (v příčném směru) by neměl přesáhnout 2mm;
- nástroj by měl být po své délce pružný (ohebný);
- hrot nástroje by měl být vroubkovaný pro snadné uchopení hladké tkáně;
- rozevření nástroje a délka pálicí plochy 5 – 10 [mm];
- kompatibilita s aktuálně používaným hysteroskopickým pouzdrům;
- kompatibilita se zdroji vysokofrekvenčního proudu.

Klíčová je především velikost nástroje 2 [mm]. V tomto takřka miniaturním prostoru je třeba navrhnout samotnou konstrukci, mechanismus pro rozevírání nástroje, pálicí plochy a vedení elektrických vodičů. V takto malém rozměru není možné využít stávajících jedno-čepových „nůžkových“ mechanismů z důvodu obtížného vedení a izolace elektrických vodičů. Proto bylo nutné navrhnout zcela novou konstrukci i mechanismus rozevírání.

3.1 Návrh rozevíracího mechanismu nástroje

Mechanismus rozevírání nástroje musí být specificky navržen tak, aby došlo k zajištění správné funkčnosti při použití s tzv. hysteroskopickým pouzdrům (obr. 3.1). Toto pouzdro je tvořeno plastovou spojovací částí, dvěma rovnoběžnými trubičkami, umožňujícími zavedení hysteroskopu a operačních nástrojů a systémem pro plnění dělohy distenzním médiem. Takto osazené pouzdro je zavedeno do dělohy pacientky a následně je proveden zákrok, či odebrání vzorků. Z konstrukce pouzdra je patrné, že k ovládní mechanismu rozevírání nástroje je umožněn pouze pohyb v podélné ose.



Obr. 3.1 Hysteroskopické pouzdro s nástroji¹³

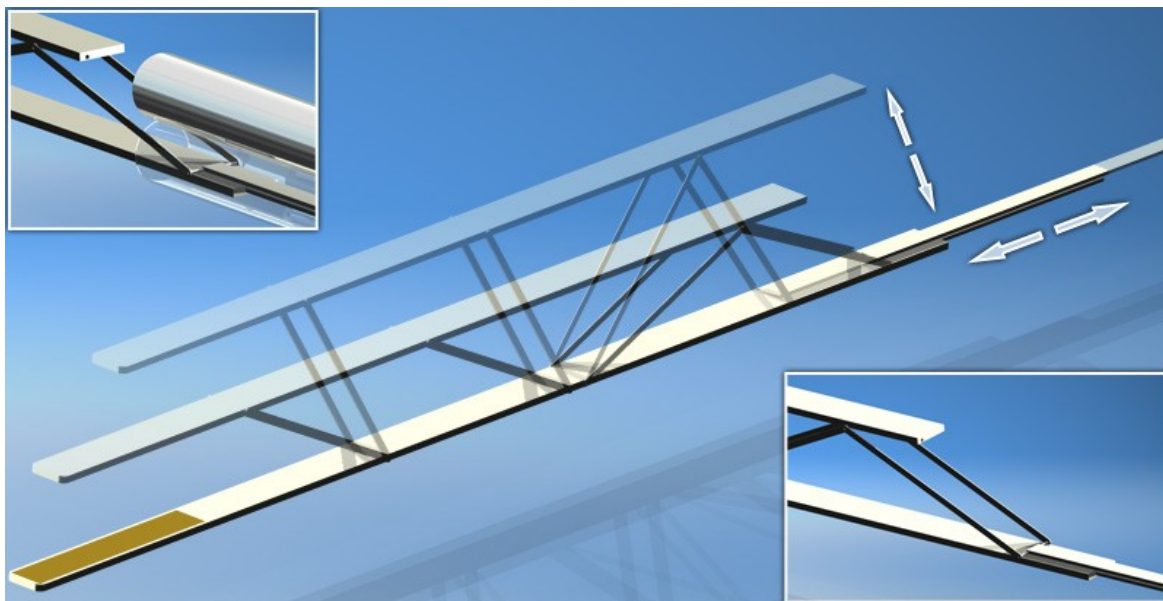
3.1.1 Paralelogramový mechanismus

Jako prvotní návrh rozevíracího mechanismu založeného na pohybu v podélné ose nástroje byl zvolen tvar a princip paralelogramu. Paralelogram je čtyřúhelník, jehož protilehlé strany jsou rovnoběžné. Tímto uspořádáním nosné a rozevírací části bylo dosaženo rovnoběžného rozevírání. Jednoduchým pohybem táhla v podélné ose se nástroj otevírá, nebo uzavírá v kolmém směru na tuto osu (Obr. 3.2). Nástroj tvoří dvě plastové podélné části spojené čtyřmi plastovými rameny a osmi čepy. Rozevírání nástroje je provedeno pomocí táhla, připojeného na další čtyři ramena, spojená v horní části kruhovou tyčí. V přední polovině základny i zdvihací části je umístěna kovová destička, do které je vodičem přiveden vysokofrekvenční proud.

Díky takto zvolené konstrukci mechanismu, dosahuje nástroj velmi vysokého zdvihu (rozevření) což je jeho největší výhodou. Velikost zdvihu závisí pouze na délce rovnoměrných ramen spojujících pevnou a pohyblivou část. Velkou nevýhodou tohoto mechanismu je ovšem jeho značná délka, která činí cca 40 [mm]. Aby mohl být nástroj

¹³ JOHNSON & JOHNSON NORDIC [online]. 2008 [cit. 2012-03-18]. Dostupné z WWW:<http://www.jjnordic.com/sv-se/TherapyArea/Gynecology/Heavybleeding/Sidor/default.aspx>

rozevřen, musí být celý jeho mechanismus vysunut z hysteroskopického pouzdra, což s jeho délkou 40 [mm] není v těle pacientky téměř možné. Délka mechanismu by mohla být redukována zkrácením délky spojujících ramen na polovinu. Velikost rozevření a potenciální maximální délka pálení by tedy byla 5 [mm] a celková délka mechanismu by byla přibližně 20 [mm]. Další nevýhodou je jeho značně komplikovaná konstrukce. Celý nástroj by sice splnil rozměrovou podmínku 2 [mm], čepy spojující ramena s pevnou a pohyblivou částí by ale měla v průměru cca 0,5 – 0,8 [mm] a stala by se tak nejslabším a zároveň nejvíce namáhaným místem nástroje.

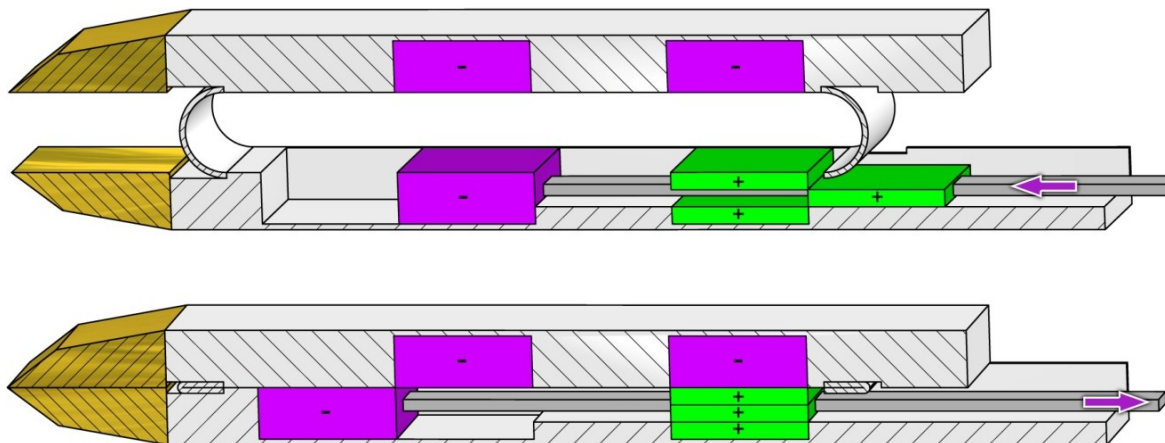


Obr. 3.2 Konstrukce nástroje s paralelogramovým mechanismem

Zdaleka největším problémem je ale potenciální riziko nedovření nástroje a tím nemožnosti vsunout ho zpět do hysteroskopického pouzdra. Pokud by k tomuto nedovření opravdu došlo, např. vlivem přilnutí pálené tkáně na povrch pálicích plošek, nástroj by nebylo možné vyjmout z těla pacientky. Ten by musel být následně odstraněn chirurgickým zákrokem přes břišní stěnu a spolu s nutným odebráním dělohy by způsobil nedozírné důsledky na zdraví a dalším životě pacientky. Z ambulantního zákroku by se stala velice riziková operace s trvalými následky, včetně nemožnosti reprodukce. Z tohoto důvodu bylo nutné konstrukci tohoto nástroje změnit tak, aby k tomuto nedovření dojít nemohlo.

3.1.2 Magnetický mechanismus

Došlo se k závěru, že předchozí návrh s paralelogramovým mechanismem má natolik složitou konstrukci, kterou není možné žádným způsobem zjednodušit a stále přetrvávající problém v podobě potencionálního nedovření, že pro další vývoj elektrokoagulačního nástroje již nebude nadále uvažován. Vývoj se tedy vrátil zpět na začátek a ubíral se zcela jinou cestou, a to v podobě ovládání systémem magnetů.



Obr. 3.3 Konstrukce nástroje s magnetickým mechanismem

Ovládání systémem magnetických dvojic přináší zcela nový způsob mechanického rozevírání operačního nástroje. Jednoduchým pohybem táhla ve směru podélné osy nástroje je umožněn kontrolovaný zdvih pohyblivé části. Ke zdvihu pohyblivé části dochází stejně jako u předchozího návrhu rovnoběžně s pevnou částí. Spojení obou polovin nástroje je nově zajištěno tenkou vrstvou pružného materiálu (např. tkaniny), která znemožní příčný posuv (kolmo na podélnou osu nástroje) a umožní pouze svislý posuv.

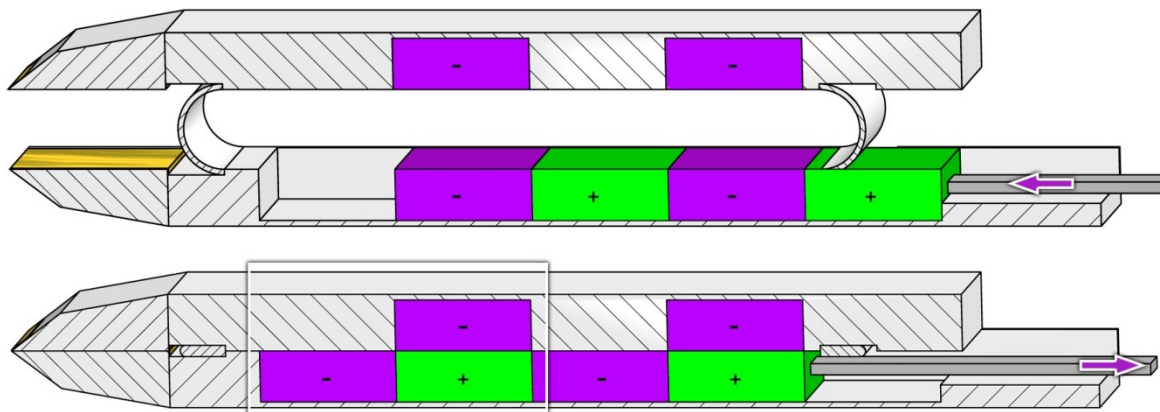
Na obr. 3.3 je vidět schematické zobrazení rozestavení magnetů v otevřeném i uzavřeném stavu (ve skutečnosti má každý magnet severní a jižní neboli kladný a záporný pól, pro přehlednější zobrazení principu mechanismu jsou však magnety kresleny pouze s vyznačením orientovaného pólu). Rozevření nástroje je docíleno odpudivou magnetickou silou, která vznikne po svislém zarovnání dvou stejně pólově orientovaných magnetů. Protože jsou některé magnety v pevné části nástroje pevně spojeny táhlem, zároveň s tímto zarovnáním (v obr. 3.4 negativně orientovaných magnetů) dojde k rozpojení trojice (kladně orientovaných) magnetů a tím ke ztrátě až 2/3 přitažlivé magnetické síly. Odpudivá magnetická síla je v této poloze větší než přitažlivá a pohyblivá část se nadzvedne. Zasunutím táhla zpět do nástroje dojde k odsunutí negativně orientovaného magnetu a opětovnému spojení trojice pozitivně orientovaných. Tím se odpudivá síla vyruší a vznikne pouze přitažlivá magnetická síla, vyvolaná jedním negativně orientovaným magnetem a trojicí spojených pozitivně orientovaných.

Koagulace neboli pálení tkáně je zajištěna pomocí kovových hrotů napájených přívodními kabely. Velikost rozevření nástroje je dána především velikostí odpudivé magnetické síly mezi dvěma magnety a velikostí pružného materiálu.

Úprava a zjednodušení mechanismu

Oproti předchozímu návrhu došlo ke změně počtu a uspořádání magnetů. Především trojice nad sebou umístěných magnetů zajišťující opětovné sevření nástroje je při podmínce maximálního vnějšího rozměru celého nástroje 2 [mm] téměř nereálná. Při výšce jedné poloviny nástroje 1 [mm] by každý z trojice magnetů musel mít na výšku cca 0,3 [mm]. Proto bylo nutno návrh dále upravit.

Pohyblivá část zůstala beze změn. Do pevné části byl přidán jeden pozitivně orientovaný magnet a trojice malých pozitivně orientovaných magnetů z předešlého návrhu byla nahrazena jedním magnetem. Tak vznikla v pevné části nástroje souvislá řada dvou magnetických dvojic. Nyní se při pohybu táhla směrem do nebo z nástroje svisle seřadí vždy dvě dvojice magnetů, a to buď stejně nebo opačně orientovaných podle toho jestli je nástroj rozevírán nebo uzavírán viz schéma na obr 3.4. Takto navržená konstrukce rovnoměrněji rozkládá magnetickou zdvihací sílu po délce pohyblivé části vlivem toho, že je nadzvedávána ve dvou místech. Přitažlivá síla je v tomto návrhu dvojnásobná, což by mělo mít pozitivní důsledek na potřebný stisk tkáně při koagulaci.



Obr. 3.4 Úprava magnetických dvojic

Stejně jako v předchozím případě je rozevření i uzavření nástroje (síla stisku) zcela regulovatelné, protože pohybem táhla přechází odpudivá síla v přitažlivou naprosto rovnoměrně. Konstrukce byla ale navržena převážně pro demonstraci magnetického rozevírání. Řada problémů jako např. trasa napájecích vodičů dosud nebyla vyřešena a v konstrukci není zahrnuta.

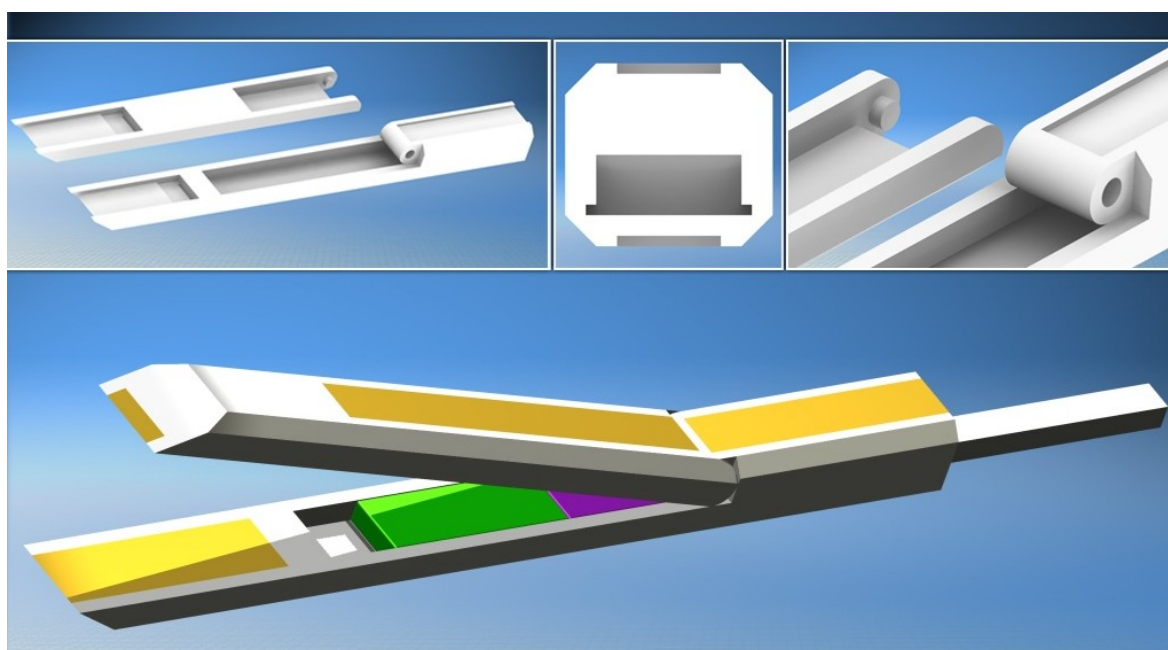
Nový návrh s využitím magnetického mechanismu přináší mimo výhod v podobě jednoduché konstrukce a ovládání i nevýhodu. Tou je délka vysunuté části z hysteroskopického pouzdra. Jelikož jsou zákroky prováděné zpravidla ve stísněném prostoru, je nutné, aby byla vysunutá část co nejkratší. Dalším důvodem pro snahu

vytvořit co nejkratší nástroj je skutečnost, že s rostoucí délkou vysunutí nástroje z hysteroskopického pouzdra se vzdaluje i optika v něm umístěná a tím se vzdaluje i pohled chirurga na prováděný zákrok.

Ve snaze redukovat tuto nevýhodu bylo dalším cílem vývoje zkrácení délky nástroje na minimum. Toho bylo dosaženo především odebráním jedné ze dvou skupin trojice magnetů viz. vyznačení na obr. 3.4. Pohyblivá polovina nástroje tedy nově obsahovala pouze jeden magnet, pevná část nástroje magnety dva, každý jinak pólově orientovaný. Pohybem táhla se tedy pod magnetem s pohyblivou částí střídá stejně orientovaný magnet pro zdvih a opačně orientovaný pro sevření.

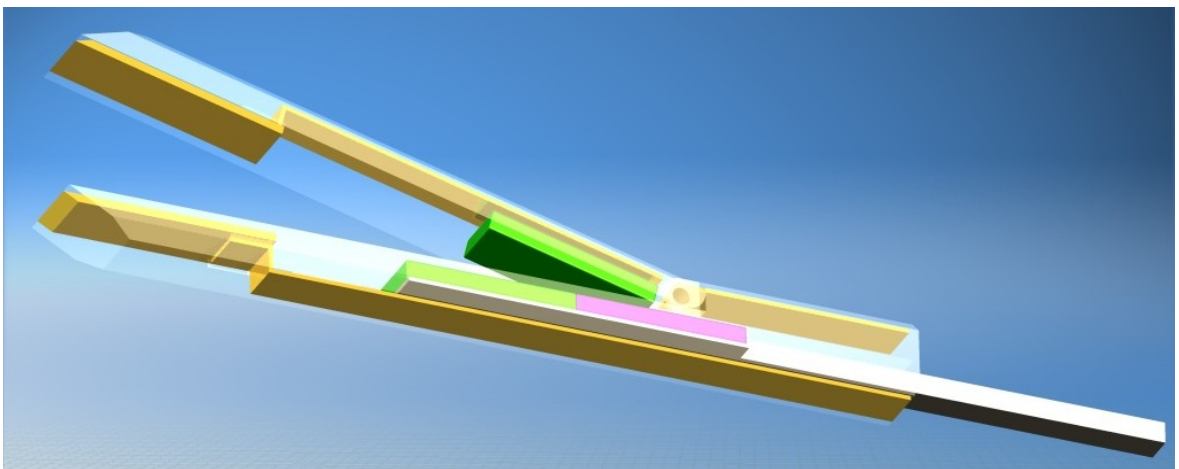
3.2 Návrh konstrukce nástroje

Obě části, pevná i pohyblivá, byly navrženy jako celoplastové pro snížení hmotnosti a zajištění elektrické izolace. Nově byl do nástroje zabudován otočný mechanismus pohyblivé části. Ta se již při rozevírání nepohybuje rovnoběžně s pevnou částí, ale otáčí se kolem osy kolmo na podélnou osu nástroje (obr. 3.5). Způsob rozevírání je nyní podobný se stávajícími nástroji, avšak s jiným konstrukčním řešením. Spojení pevné a pohyblivé části je zajištěno pomocí dvou čepů, které jsou součástí pohyblivé části a které zapadají do kruhových otvorů v pevné polovině nástroje. Průřez nástroje ve tvaru nepravidelného osmiúhelníka byl zvolen z důvodu největšího využití možného prostoru s ohledem na pevnost konstrukce. Pevná polovina nástroje obsahuje v podélné ose vybrání zasahující až k vnitřní hraně. V tomto prostoru dochází k pohybu táhla s magnety. Jelikož je prostor na vnitřní hraně nástroje otevřen, uchycení magnetů bylo navrženo za jejich spodní plochu k základové desce, která by se pohybovala ve vytvořené drážce.



Obr. 3.5 Konstrukce prototypu nástroje

Přední zešikmená část by měla usnadnit případnou potřebu zapíchnutí nástroje do tkáně. Dále je nástroj osazen dvěma kovovými elektrodovými destičkami pro zajištění elektrokoagulačního pálení. Nově byl v nástroji navržen i prostor pro elektrické napájecí vedení, a to v podobě drážek na jeho horní a dolní straně. Z důvodu vysokých napájecích napětí byly vodiče navrženy jako tenké kovové plátky a vedeny na samotných okrajích nástroje pro dosažení co největší vzájemné vzdálenosti. V přední části je vodič veden příčně skrz pevnou i pohyblivou část až k pálicím ploškám. Vedení vodiče po horní straně pohyblivé části je koncipováno jako jeden kus kovového plátku, který se bude při otvírání nástroje v místě nad spojem s pevnou částí ohýbat. Tuto vlastnost však nebylo možné při 3D modelování zahrnout, proto je na obr. 3.6 vodič vymodelován ze dvou částí. Celková poloha a tvar vedení vodičů napříč celým nástrojem lze vidět na obr. 3.6.



Obr. 3.6 Vysokofrekvenční napájecí vedení

4 VÝROBA A TESTOVÁNÍ PROTOTYPU

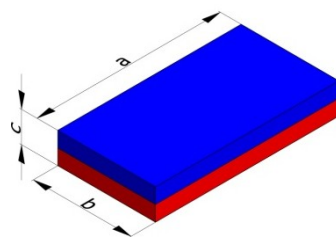
Nejprve byl navržen mechanismus i samotná konstrukce nového elektrokoagulačního nástroje. Dalším důležitým krokem ve vývoji byla výroba prototypu. Výroba funkčního vzorku je důležitá zejména pro ověření funkčnosti magnetického rozevírání, pevnosti konstrukce a ověření správnosti navrženého elektrického vedení. Jelikož není magnetické ovládání chirurgických nástrojů běžně používané v lékařské praxi, ale jedná se o inovativní myšlenku, byla výroba prototypu směřována zejména k ověření jeho funkčnosti.

Protože má nástroj v měřítku 1:1 velmi malé rozměry, zajištění výroby jednoho kusu při zadané přesnosti by bylo velmi nákladné, proto i s ohledem na technologii výroby byl 3D CAD model navrhnout ve zvětšeném měřítku 5:1.

4.1 Volba magnetů a dimenzování rozměrů

Pro mechanismus nástroje byly zvoleny magnety Neodymové - NdFeB, které jsou směsí neodymu, železa a boru. Tento materiál je v současnosti nejnovějším a nejsilnějším typem permanentního magnetického materiálu. Neodymové magnety mohou unést až tisícinásobek své vlastní váhy. V měřítku 1:1 budou mít magnety velmi malý rozměr a tato vlastnost je tedy klíčová, protože je nutno zajistit co největší možnou sílu.

Pro výrobu jednoho kusu prototypu bylo s ohledem na cenu nutno upravit rozměry konstrukce nástroje dle rozměrů vyráběných magnetů. Byly zvoleny magnety od společnosti MAGSY, s.r.o.¹⁴ díky jejich nízké ceně, ale především širokému sortimentu vyráběných tvarů a rozměrů. Přibližné velikosti nástroje v měřítku 1:1 odpovídají z nabídky kvádrové magnety s vertikální magnetizací s rozměry dle tabulky 4.1.



Kód magnetu	Rozměr [mm] a x b x c	Teplotní odolnost [°C]	Odtrhová síla [N]	Hmotnost [g]
20856	2,0 x 1,6 x 0,6	150°C	1	0,01
20846	2,2 x 1,2 x 0,8	150°C	1,1	0,02
20860	4,2 x 1,5 x 0,6	150°C	1,5	0,03
20893	5,0 x 1,5 x 1,0	80°C	2,5	0,06
20857	2,4 x 2,0 x 0,6	150°C	1,3	0,02
20858	3,2 x 2,0 x 0,6	150°C	1,5	0,03
20859	4,2 x 2,0 x 0,6	150°C	1,7	0,04
20466	8,0 x 1,0 x 2,0	80°C	2,3	0,12

Tab. 4.1 Rozměry vyráběných neodymových magnetů pro model 1:1

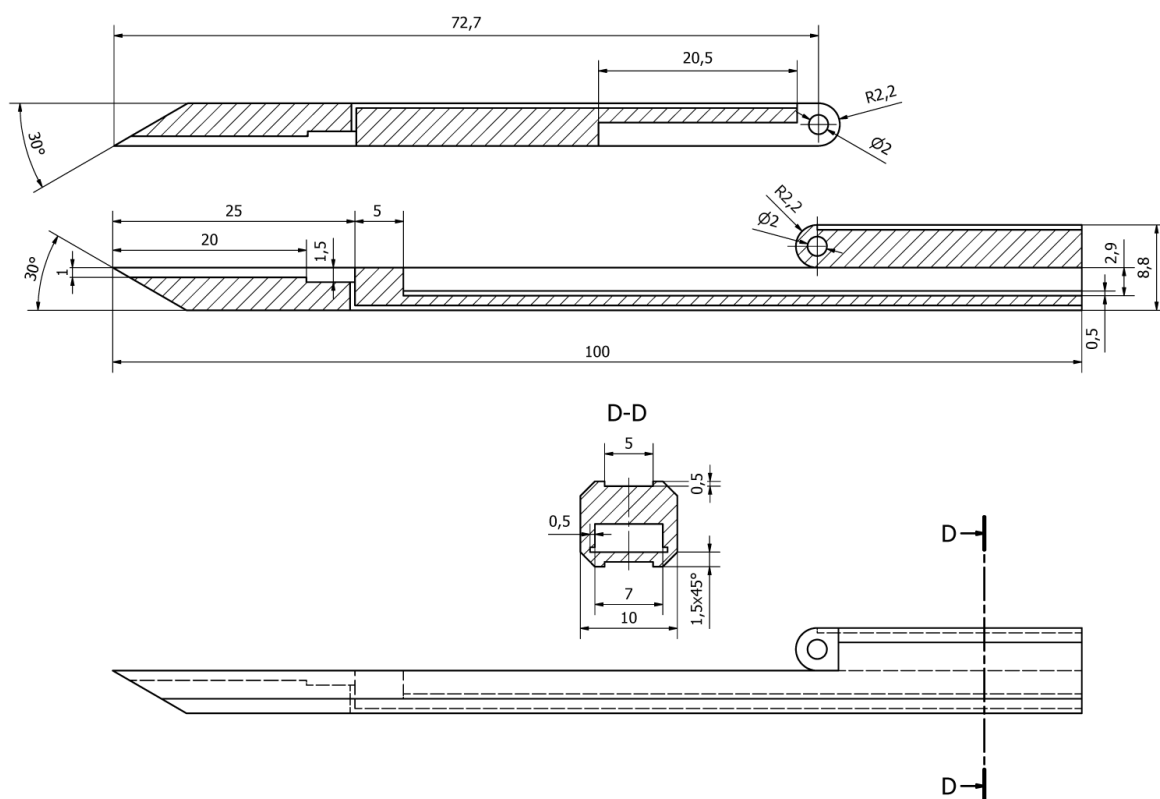
¹⁴ MAGSY [online]. 2005 [cit. 2012-03-29]. Dostupné z WWW: <http://www.magsy.cz/page/155.magnet-neodymovy-ndfeb/>

S ohledem na nutnost dodržet vnější velikost konstrukce nástroje cca 2 [mm], byl vybrán magnet číslo 20860 s rozměry viz vyznačení tab. 4.1. Následně bylo možné tyto rozměry zvětšit v měřítku 5:1 a najít co nejvíce velikostně podobný magnet z aktuální nabídky. Pro model prototypu byl tedy zvolen magnet s označením 20524 s rozměry viz tab. 4.2.

Kód magnetu	Rozměr [mm] a x b x c	Teplotní odolnost [°C]	Odtrhová síla [N]	Hmotnost [g]
20548	20 x 7,0 x 2,5	180°C	23,4	2,63
20524	20 x 7,0 x 3,0	180°C	26,1	3,15
20621	20 x 7,5 x 2,5	150°C	24,3	2,81

Tab. 4.2 Rozměry vyráběných neodymových magnetů pro model 5:1

Dle těchto rozměrů bylo možné stanovit výsledné rozměry celého nástroje (schéma na obr. 4.1). Nástroj má velikost průřezu 10 x 8,8 [mm] a délku 100 [mm]. Délka skutečného nástroje však bude cca 7x delší, jako prototyp nástroje bude vyrobena pouze přední (mechanická část).



Obr. 4.1 Rozměry prototypu nástroje

4.2 Výroba a sestavení prototypu nástroje

Jelikož byla převážná část nástroje koncipována s ohledem na snadnou výrobu, pevná i pohyblivá část byla navržena jako jednoduší plastový celek. Výroba těchto plastových celků byla zajištěna pomocí metody Rapid prototyping a technologie FDM¹⁵ (Fused Deposition Modeling). Tato metoda výroby umožňuje velmi rychle (v řádu hodin) vyrábět výrobky na základě počítačových 3D CAD modelů. Technologie FDM neboli technologie postupného nanášení tavného materiálu dovoluje efektivně spotřebovat pro výrobu součásti objem tavného materiálu, který přesně odpovídá objemu dokonale přesného tvaru součásti.



Obr. 4.2 3D tiskárna

Výroba byla zajištěna Ing. Hanusem, Ph.D. na Katedře metalurgie a slévárenství prostřednictvím 3D tiskárny Dimension SST 768 (ilustrativní obr. 4.2). Tato 3D tiskárna dále využívá technologii SST (Soluble Support Technology) neboli technologii rozpustných podpor. Díky tomu je možné vyrobit řadu komplikovaných tvarů a složitých dutin, jejich vyplněním podpurným materiálem, který je následně chemicky rozpuštěn a odstraněn.

Proces výroby je zcela automatický. Do obslužného softwaru tiskárny byl importován 3D CAD model pevné i pohyblivé části nástroje. Následně software vygeneroval potřebné nanášení podpurného materiálu v dutinách a po zahřátí vnitřního prostoru tiskárny na 76°C začal proces nanášení nejdříve podpurného a následně modelovacího materiálu. Dimension SST 768 umožňuje vyrábět součásti z pevného netoxického materiálu zvaného ABS plast. Samotný proces výroby se odehrává v prostoru 203x203x305 [mm] nanášením 0,24 [mm] tenkých vrstev modelovacího materiálu zahřátého na teplotu 265°C. Po skončení tisku a přirozeného ochlazení vnitřního prostoru, byly vyrobené díly umístěny do louhové lázně pro rozpuštění podpurného materiálu. Následně byly obě poloviny nástroje spojeny pomocí vestavěných čepů a nástroj byl osazen táhlem se zvolenými magnety viz. příloha A.

¹⁵ MCAE Systems [online]. 2010 [cit. 2012-03-14]. Dostupné z WWW: http://www.mcae.cz/rychla_vyroba_prototypu_CS.html

4.3 Ověření funkčnosti magnetického mechanismu, měření sil

Po sestavení prototypu bylo zjištěno, že navrhnutý magnetický mechanismus plní svou funkci dokonale a umožňuje rozevírání i uzavírání pohyblivé části v celém rozsahu. Po tomto jednoduchém ověření funkčnosti pohybem táhla bylo nutné zjistit, jak velkou sílu je nutno vyvinout mezi dvěma pálicemi elektrodami pro bezproblémové plnění funkce nástroje tedy rozdělení tkáně.

4.3.1 Měření síly potřebné k rozdělení tkáně

Jelikož se prototyp nástroje vyrobil převážně pro potřeby ověření magnetického rozevírání, nebylo na něm měření této síly provedeno. Zjištění velikosti potřebné síly proběhlo v laboratoři Katedry kybernetiky a biomedicínského inženýrství jednoduchým experimentálním měřením. Pro potřeby měření byly speciálně upraveny chirurgické kleště (obr. 4.3). Na jejich dosedací plochy v přední části se umístil umělý izolační materiál a na něj předem vyrobené kovové pálicí plošky s rozměrem 5 x 25 [mm]. Na obě plošky se následně uchytily napájecí kabely z generátoru vysokofrekvenčního proudu. Takto osazené kleště byly upnuty do stojanu za jednu jejich část a došlo tak k jejímu znehybnění. Hmotnost druhé, pohyblivé části kleští byla následně 20g závažím v přední části vyvážena a měření bylo připraveno.



Obr. 4.3 Měření síly

Mezi pálicí plošky byl umístěn předem nařezaný kus tkáně. Na rukojeť pohyblivé části kleští se postupně zavěšovala závaží o známé hmotnosti. Následně byl zapnut zdroj radiofrekvenčního proudu a bylo sledováno, zda dojde k rozdělení tkáně na dvě poloviny. Velikost závaží se následně zvětšovala do doby, dokud nedošlo k bezproblémovému rozdělení tkáně pálicími ploškami. Velikost pálené tkáně, hmotnost závaží i doba pálení

byla zaznamenána do tab. 4.3. Při hmotnosti závaží menší než 1 [Kg] vůbec nedošlo k rozdělení tkáně, proto měření s touto hodnotou závaží nejsou číslována. Prvních 13 měření bylo provedeno na tkáni převážně tučného vepřového boku, měření 14 – 18 na vepřových játrech.

Přepočet hmotnosti závaží na gravitační sílu

Pro zjištění velikosti působící síly bylo nutno hmotnost závaží přepočítat na odpovídající gravitační sílu dle následujícího vztahu:

$$G = m \cdot g \quad (1)$$

Kde „m“ je hmotnost závaží, „g“ gravitační zrychlení 9,81 [m.s⁻²]. Hodnoty vypočítané síly pro každé měření jsou uvedeny v tabulce ve sloupci „Síla vyvolaná závažím“.

Jak lze vidět v tab. 4.3, síla potřebná k rozdělení tkáně odpovídá v převážné většině případů hodnotě 11,77 [N]. Doba pálení byla víceméně závislá na výšce testované tkáně. Čím byla tato výška menší, tím rychleji došlo k rozdělení tkáně. Velké časové výkyvy byly také způsobeny různorodostí tkáně, která má v různých místech jinou hustotu a pevnost.

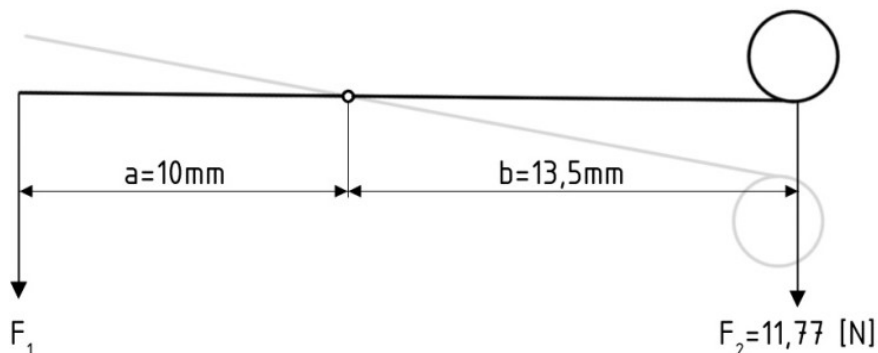
Číslo měření	Rozměr tkáně ŠxDxV [mm]	Plocha pálení [mm ²]	Hmotnost závaží [Kg]	Síla vyvolaná závažím [N]	Doba pálení [s]
-	5 x 10 x 5	50	0,2	1,962	-
-	5 x 10 x 5	50	0,5	4,905	-
1.	5 x 10 x 5	50	1	9,81	20
2.	5 x 11 x 5	55	1,2	11,772	22
3.	5 x 11 x 5	55	1,2	11,772	5
4.	5 x 12 x 5	60	1,2	11,772	7
5.	5 x 14 x 3	70	1,2	11,772	8
6.	5 x 15 x 2	75	1,2	11,772	2
7.	5 x 15 x 2	75	1,2	11,772	5
8.	5 x 10 x 4	50	1,2	11,772	4
9.	5 x 10 x 4	50	1,2	11,772	6
10.	5 x 10 x 2	50	1,2	11,772	2
11.	5 x 10 x 5	50	1,2	11,772	45
12.	5 x 10 x 4	50	1,2	11,772	3
13.	5 x 10 x 3	50	1,2	11,772	13
14.	5 x 20 x 3	100	1,2	11,772	11
15.	5 x 20 x 3	100	1,2	11,772	14
16.	5 x 15 x 2	75	1,2	11,772	9
17.	5 x 14 x 2	70	1	9,81	5
18.	5 x 14 x 2	70	1	9,81	6

Tab. 4.3 Hodnoty z měření

Jako referenční hodnota síly byla zvolena maximální naměřená hodnota 11,77 [N].

Přepočet referenční síly

Jelikož nebylo závaží zavěšováno přímo na rameno v blízkosti tkáně, ale na opačné straně, byla velikost změřené a vypočtené síly vlivem páky zmenšena. Z obrázku 4.4 jsou patrné rozměry nutné pro přepočet síly.



Obr. 4.4 Schéma sil při měření

Z momentové podmínky rovnováhy plyne:

$$F_1 \cdot a = F_2 \cdot b \quad (2)$$

$$F_1 = F_2 \cdot \frac{b}{a} = 11,77 \cdot \frac{13,5}{10} = 15,9 [N] \quad (3)$$

Střední hodnota plochy pálení

Pro výpočet střední plochy pálení budou využity hodnoty z prvních 13 měření.

$$S_{střed} = \frac{\sum_{i=1}^{13} S_i}{13} = \frac{740}{13} = 56,9 [mm^2] \quad (4)$$

Velikost síly pro nástroj v měřítku 1:1

Vycházíme z rovnosti tlaků, které jsou vyvolány silou působící na plochu. Skutečná plocha pálení pro nástroj v měřítku 1:1 byla zvolena $S_{1:1} = 10 [mm^2]$

$$P_1 = P_2 \quad (5)$$

$$\frac{F_1}{S_{střed}} = \frac{F_{1:1}}{S_{1:1}} \quad (6)$$

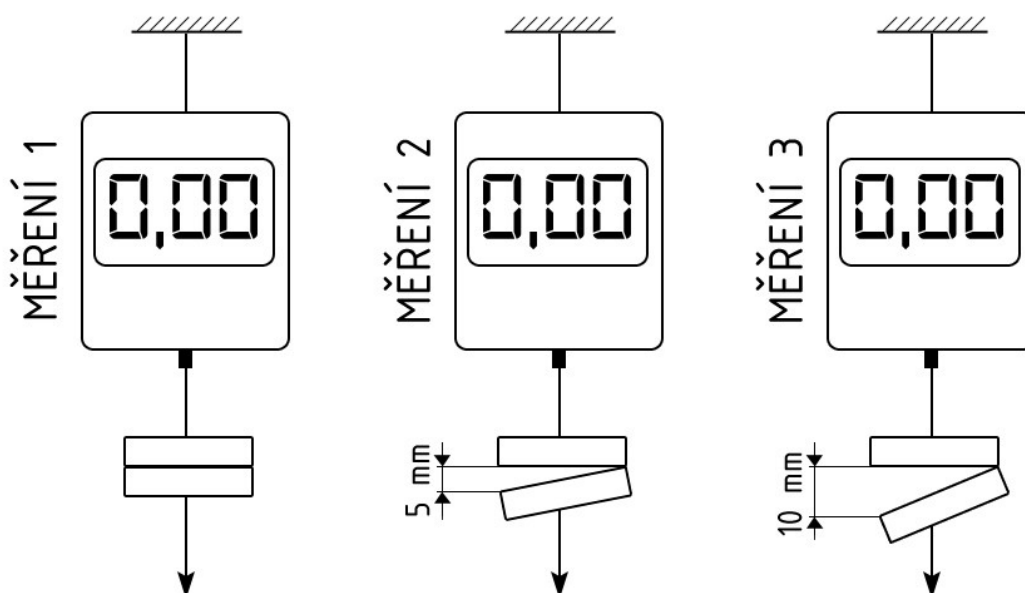
$$F_{1:1} = F_1 \cdot \frac{S_{1:1}}{S_{střed}} = 15,9 \cdot \frac{10}{56,9} = 2,79 [N] \cong 2,8 [N] \quad (7)$$

Měřením a následným přepočtem bylo zjištěno, že pro nástroj v měřítku 1:1 je velikost síly potřebné k rozdělení tkáně přibližně 2,8 [N]. Tato hodnota je však pouze orientační z důvodu nelineární závislosti síly na velikosti plochy elektrod při průchodu vysokofrekvenčního proudu.

4.3.2 Měření poklesu magnetické síly

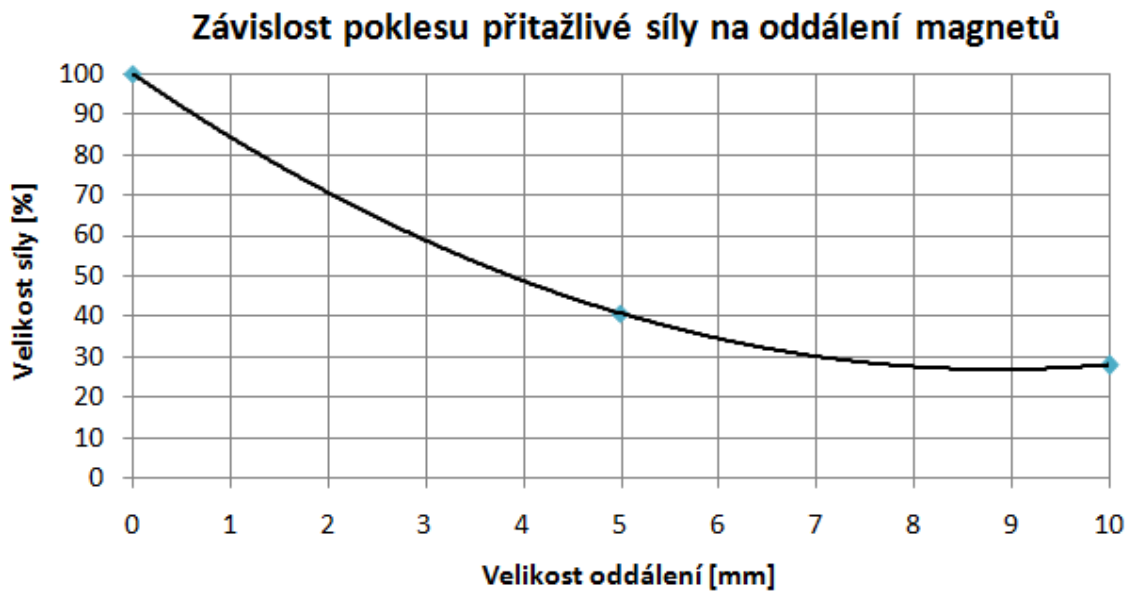
Jelikož hodnoty sil dodávaných výrobcem magnetů odpovídají situaci, kdy se magnety svými plochami těsně dotýkají (zcela uzavřený nástroj), bylo pro návrh konečné velikosti magnetu nutné změřit pokles síly v závislosti na vzájemném oddálení magnetů. Toto je podstatné z důvodu skutečnosti, že je nutné zajistit dostatečně velkou sílu již v nedovřeném stavu (při sevření tkáně).

Pro zjištění tohoto poklesu bylo nutno provést několik měření. První měření pro zjištění referenční hodnoty síly při těsném dotyku magnetů, druhé a třetí měření pro různé velikosti oddálení jedné hrany magnetů od sebe. Pro měření byla využita digitální závěsná váha KERN HDB5K5, která je schopna měřit hmotnost s přesností 5 [g] do 5 [kg]. Schéma měření viz obr. 4.4. Fotografie ze skutečného měření je možné vidět v příloze B.



Obr. 4.4 Schéma měření poklesu magnetické síly

Váha byla pevně uchycena k nehybné rovině. Na měřicí část váhy došlo k připevnění jednoho magnetu ve vodorovné poloze. Druhý magnet byl samovolně přichycen k prvnímu za jeho spodní hranu. Postupně se zvětšovala tahová síla na spodní magnet tak dlouho, dokud nedošlo k jejich rozdělení. Cílem měření bylo zjistit závislost přitažlivé síly mezi magnety na vzdálenosti mezi nimi. Z každého měření byla vypočítána průměrná a procentuální hodnota viz tabulka příloha B. Výslednou závislost je možno vidět v grafu 4.1. Vodorovná osa představuje narůstající oddálení magnetů, svislá osa velikost přitažlivé síly v procentech. Vynesenými body v grafu byla proložena regresní křivka s polynomem druhého řádu.



Graf 4.1 Procentuální vyjádření poklesu síly

Z grafu 4.1 lze vidět, že např. při rozevření nástroje o 5 [mm] (v oblasti mezi magnety) dosahuje magnetická přitažlivá síla velikosti pouze 40% vůči síle, která je magnetickou dvojicí generována v případě, kdy jsou oba magnety v těsné blízkosti (uzavřený nástroj).

5 ÚPRAVA NÁSTROJE NA ZÁKLADĚ VÝROBY A MĚŘENÍ

Výroba zvětšeného prototypu spolu s následným silovým měřením přinesla několik nových poznatků do vývoje tohoto nástroje. Na základě těchto poznatků bylo možné konstrukci nástroje pozměnit, aby navržený nástroj ve skutečném měřítku lépe splňoval zadané požadavky.

5.1 Návrh tvaru a konečné velikosti magnetu

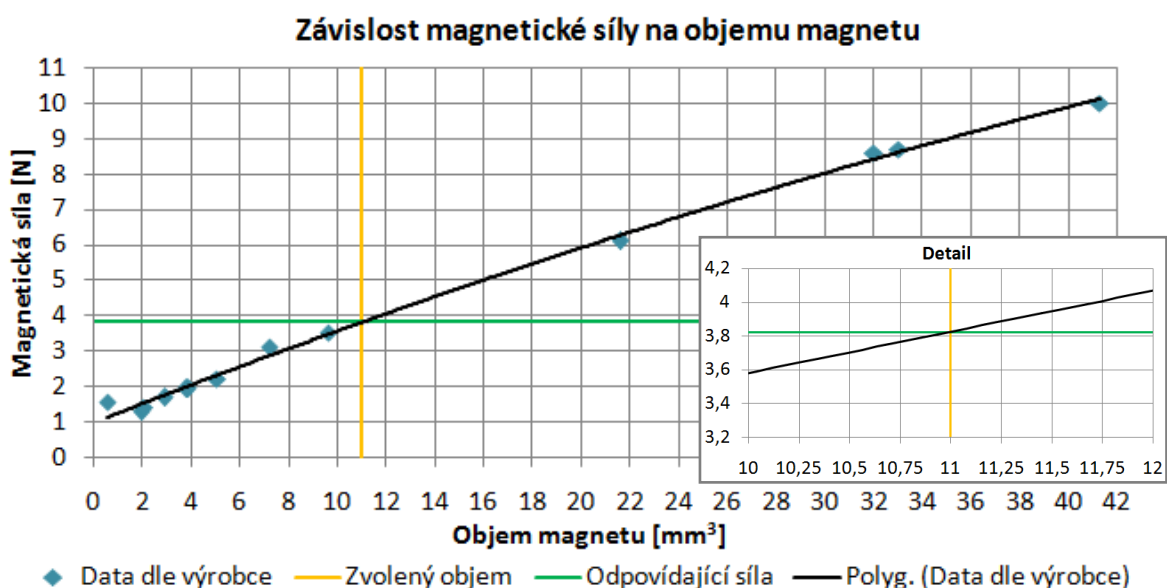
Konečná velikost magnetu byla navržena s ohledem na:

- změřenou a přepočtenou referenční sílu 2,8 [N];
- pokles síly s rostoucí vzdáleností;
- velikost průřezu konstrukce nástroje;
- minimální délku operační části nástroje.

Aby bylo možné navrhnout jiný rozměr magnetu, než jaký se aktuálně vyrábí, bylo nutné zjistit závislost mezi magnetickou silou a velikostí magnetu (objemem).

Závislost magnetické síly na objemu magnetu

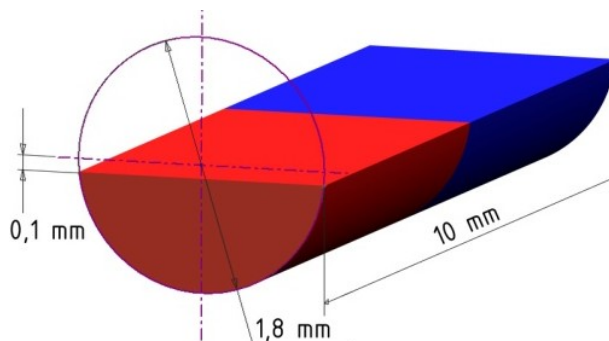
Data magnetů byla poskytnuta firmou MAGSY, s.r.o., která se zabývá výrobou i následným měřením neodymových magnetů. Pro zjištění této závislosti byla použita data třinácti běžně vyráběných magnetů s objemem 0,5 – 41 [mm³] a typem magnetizace VMM8SH, které jsou použitelné do teploty 150°C. Tabulku hodnot, z které byl vytvořen graf lze nalézt v příloze C. Výsledná závislost viz graf 5.1.



Graf 5.1 Zjištěná závislost magnetické síly na objemu magnetu

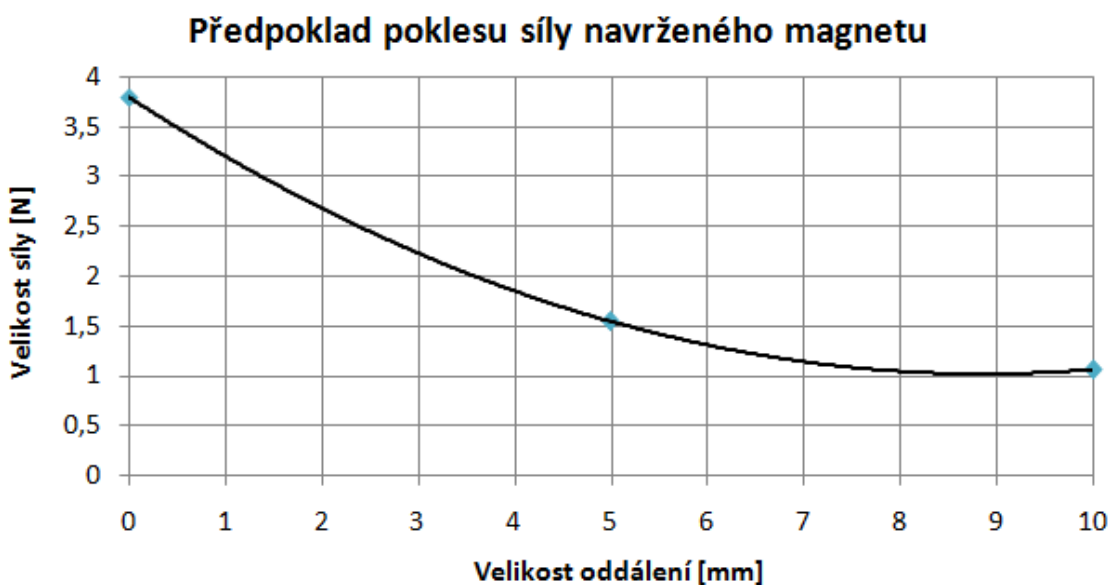
Jak lze vidět výše, pro přesnější popis závislosti byla vykreslenými body proložena regresní křivka s polynomem druhého řádu.

Pro zajištění maximální možné magnetické síly byl navržen průřez magnetu ve tvaru půlválce o průměru 1,8 [mm], se snížením horní hrany o 0,1 [mm] tak, aby zabíral co největší dostupný prostor uvnitř nástroje (obr. 5.1). Výsledný objem magnetu byl zvolen pomocí grafu 5.1 tak, aby bylo dosaženo vyšší síly než 2,8 [N] s uvážením poklesu síly a zároveň tak, aby byla délka rozevírací části nástroje co nejkratší.



Obr. 5.1 Návrh tvaru a velikosti magnetu

Zvolenému objemu magnetu 11 [mm³] odpovídá magnetická síla v těsném kontaktu dvou magnetů přibližně 3,8 [N] viz graf 4.2. Předpokládaný pokles přitažlivé síly v nástroji dle zjištěných parametrů lze vidět v grafu 5.2.



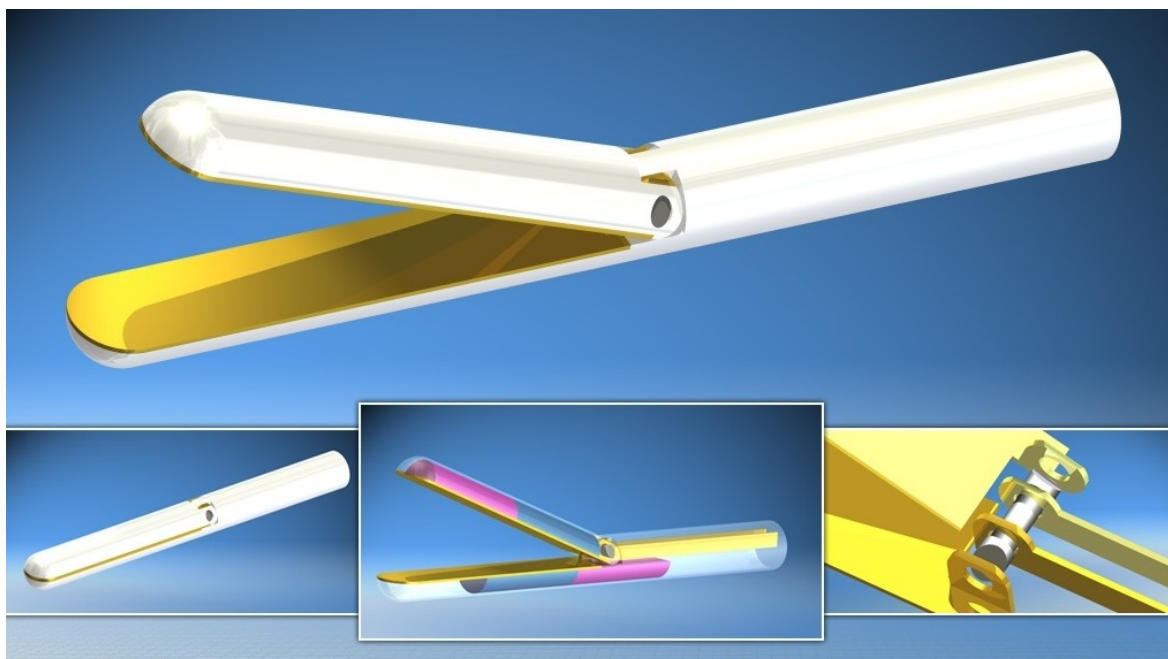
Graf 5.2 Předpoklad poklesu síly u navrženého magnetu

Spolu s tvarem a rozměrem magnetu byl nově zvolen také směr magnetizace a to v ose délky magnetu. To umožnilo návrh pouze dvou magnetů, na místo původně navržených tří. K otevření nástroje tak dojde posunutím magnetu v pevné části pouze o polovinu své délky. Délka rozevírací části nástroje tak mohla být zkrácena.

Možnost samotné výroby magnetu tohoto nenormalizovaného tvaru i velmi malého rozměru včetně dostatečné přesnosti (0,03-0,05 mm) byla potvrzena několika výrobci neodymových magnetů v ČR.

5.2 Úprava konstrukce nástroje

Společně s volbou nového tvaru magnetu bylo nutno pozměnit samotnou konstrukci nástroje. Průřez obou polovin nástroje byl navržen jako půlválcová skořepina. Vnější průměr nástroje byl stanoven na 2 [mm]. Magnety byly nově umístěny přímo pod pálicí elektrody pro zajištění nejvyšší možné síly v místě sevření tkáně a pro dosažení co nejmenší délky rozevírací části nástroje. Ta nyní dosahuje velikosti pouhých 11 [mm]. Posuvný pohyb magnetu bude zajištěn stejně jako v původním návrhu pomocí táhla.



Obr. 5.2 Výsledná konstrukce nástroje

Dále byl pozměněn kloub nástroje. Ten je nyní koncipován pomocí průchozího čepu s patřičným přesahem tak, aby byl pevně uchycen v pevné části nástroje a zároveň umožňoval otočný pohyb pohyblivé části s minimálním třením.

Kvůli nově navrhnutému průřezu nástroje pro co největší využití dostupného prostoru v pracovním kanálu hysteroskopu, bylo nutné změnit vedení elektrických vodičů k pálicím elektrodám. To je rozděleno na dvě části. První část je vedena skrze horní polovinu pevné části nástroje po obou stranách až k uložení otočného čepu, kde se připojuje na horní a dolní pálicí elektrodu. Samotné elektrody musejí být vyrobeny z vysoce pevného materiálu a s takovou povrchovou úpravou, aby se na ně tkáň v průběhu pálení nepřichytávala.

Na obr. 5.2 lze vidět pouze operační část nástroje. Celý nástroj bude dosahovat délky přibližně 400 [mm]. Na jeho opačném konci bude umístěn standardní ovládací „nůžkový“ mechanismus (viz obr. 3.1 hysteroskopické nástroje). Vlivem velmi malé velikosti bude nutné pro samotnou konstrukci nástroje zvolit vysoce pevný elektricky nevodivý materiál především na základě pevnostních výpočtů. Kompletní výkresová dokumentace viz příloha D.

6 PEVNOSTNÍ KONEČNOPRVKOVÁ ANALÝZA NÁSTROJE

Nový elektrochirurgický nástroj pro ambulantní hysteroskopii byl navržen po mechanické, konstrukční i designové stránce. Aby ale bylo možné navrhnout skutečný materiál jednotlivých částí nástroje vzhledem k jeho mechanickým vlastnostem a způsobu zatěžování, bylo nutné provést pevnostní analýzu. K tomu byla využita metoda konečných prvků a výpočtový software ANSYS.

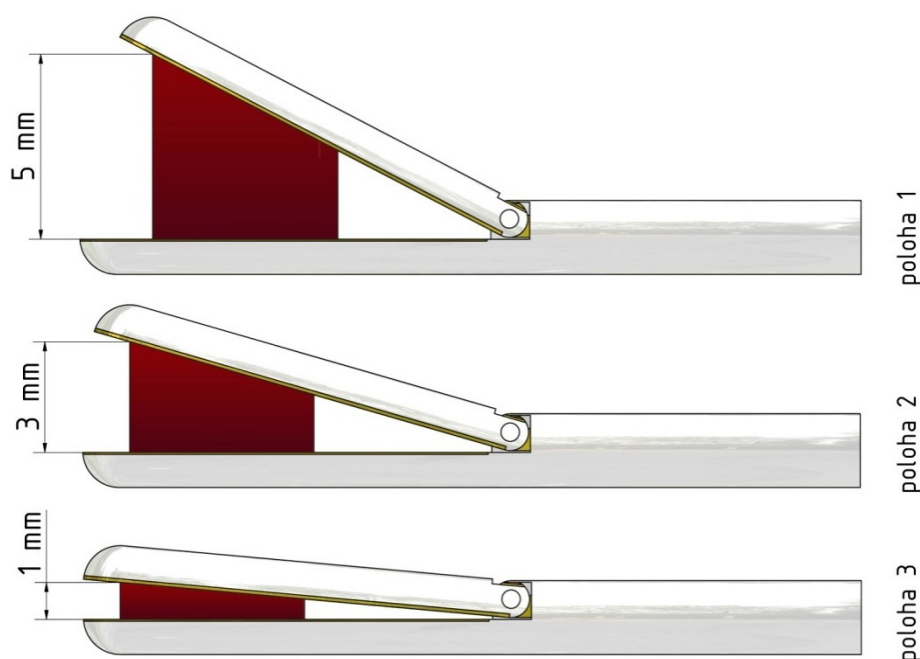
Metoda konečných prvků – MKP, FEM (Finite Element Method)

Je numerická metoda sloužící v oblasti mechaniky k řešení různých typů úloh jako např. napětově deformační analýza, vlastní i vynucené kmitání, kontaktní úlohy pružnosti, stabilitní problémy, stacionární i nestacionární vedení tepla, teplotní napjatost atd.

Principem deformační varianty MKP je hledání minima funkcionálu celkové potenciální energie tělesa pomocí variačních metod. Tato energie je funkcí posuvů jednotlivých uzlových bodů tělesa. Z deformačních posuvů bodů je možné určit složky tenzoru deformace a následně pomocí konstitutivních vztahů složky tenzoru napjatosti. Metoda je realizována spojitým rozdělením geometrického modelu tělesa na prvky konečných rozměrů (elementy), jejíž rohy jsou uzlovými body, v nichž se určují neznámé hodnoty posuvů. Strany těchto elementů tvoří síť, jejíž hustota má zásadní vliv na přesnost výsledků.

6.1 Geometrický model

Vzhledem k širokému rozsahu rozevření nástroje a různé velikosti síly, byla provedena pevnostní analýza na modelech ve třech různých polohách viz obr. 6.1.



Obr. 6.1 Vyšetřované polohy nástroje

Tyto tři polohy reflektují různou velikost (výšku) operované tkáně a různou sílu, která je na tuto tkáň nástrojem vyvinuta. Geometrický model obsahuje mimo všechny komponenty výsledného nástroje i objem tkáně, ve tvaru seříznutého hranolu. Společná plocha pálicích elektrod a simulované tkáně má rozměr 5 x 2 [mm].

6.2 Materiálové vlastnosti

Pro následnou pevnostní analýzu bylo nutné zvolit referenční materiál a jeho klíčové vlastnosti, především pak dva nejdůležitější – Youngův modul a Poissonovo číslo.

Pro elektrody a jejich přívodní vodiče byla zvolena standardní ocel.

Youngův modul: $E = 2,1 \cdot 10^5 [MPa]$; Poissonovo číslo: $\mu = 0,3 [Mpa]$

Obě poloviny nástroje (pevná část, pohyblivá část), stejně jako spojovací čep musí tvořit elektricky nevodivý materiál, jako referenční materiál byl zvolen ABS plast¹⁶.

Youngův modul: $E = 1600 - 2900 [MPa]$; Poissonovo číslo: $\mu = 0,38 [Mpa]$

Pro tělesa magnetů byly zjištěny parametry NdFeB¹⁷ materiálu, který je na jejich výrobu použit.

Youngův modul: $E = 1,6 \cdot 10^5 [MPa]$; Poissonovo číslo: $\mu = 0,24 [Mpa]$

Pro pokrytí širšího rozsahu tkání byly zvoleny dvě sady materiálových dat a to na základě zjištěných hodnot pro lidský sval a chrupavky.

Tkáň 1¹⁸: Youngův modul: $E = 2 [MPa]$; Poissonovo číslo: $\mu = 0,3 [Mpa]$

Tkáň 2¹⁹: Youngův modul: $E = 60 [MPa]$; Poissonovo číslo: $\mu = 0,4 [Mpa]$

Všechny zvolené materiálové parametry je možné vidět v tabulce 6.1.

	Youngův modul E [MPa]	Poissonovo číslo μ [-]
Ocel	$2,1 \cdot 10^5$	0,3
ABS plast	1627	0,38
NdFeB	$1,6 \cdot 10^5$	0,24
Tkáň 1 (sval)	2	0,3
Tkáň 2 (chrupavka)	60	0,4

Tab. 6.1 Materiálové vlastnosti

¹⁶ MATBASE [online]. 2009 [cit. 2012-04-13]. Dostupné z WWW: <http://www.matbase.com/material/polymers/commodity/abs-general-purpose/properties>

¹⁷ NDFEB-INFO [online]. 2012 [cit. 2012-04-13]. Dostupné z WWW: <http://www.ndfeb-info.com/characteristics.aspx>

¹⁸ ŠTEKL, Martin. *Vliv uložení jamky totální endoprotézy na mechanické vlastnosti kyčelního spojení*: disertační práce. Brno, 2009. 170 s.

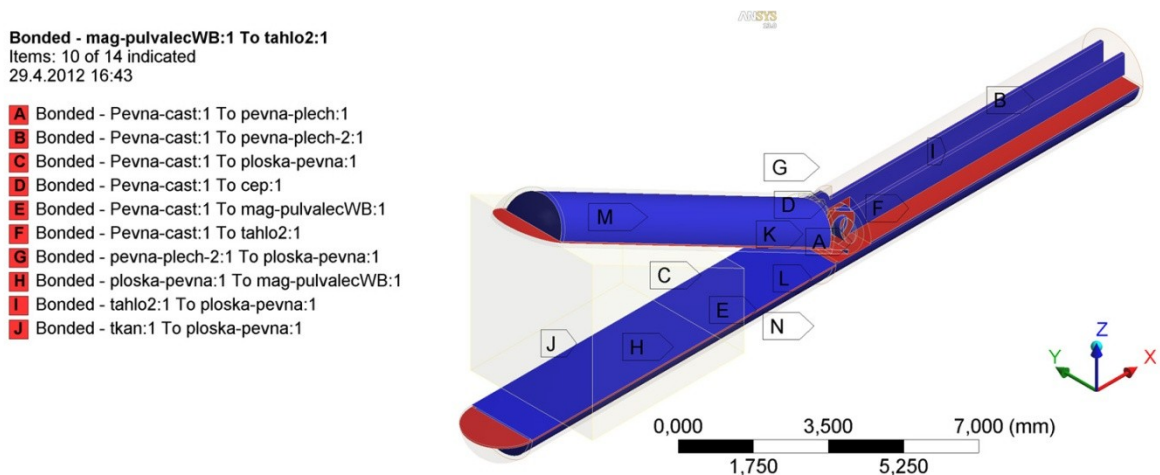
¹⁹ BORÁK, Libor. *Biomechanická studie lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu*: disertační práce. Brno, 2010. 194 s.

6.3 Kontakty

Jelikož se jednotlivé geometrické modely použité pro analýzu neskládají pouze z jednoho tělesa, ale jedná se o sestavu několika různých těles s jinými materiálovými vlastnostmi, je nutné na společné plochy aplikovat kontakty. Kontakty jsou parametry, které umožňují nebo naopak omezují pohyb mezi jednotlivými plochami těles. Na model bylo aplikováno několik druhů kontaktů.

Slepené kontakty - Bonded

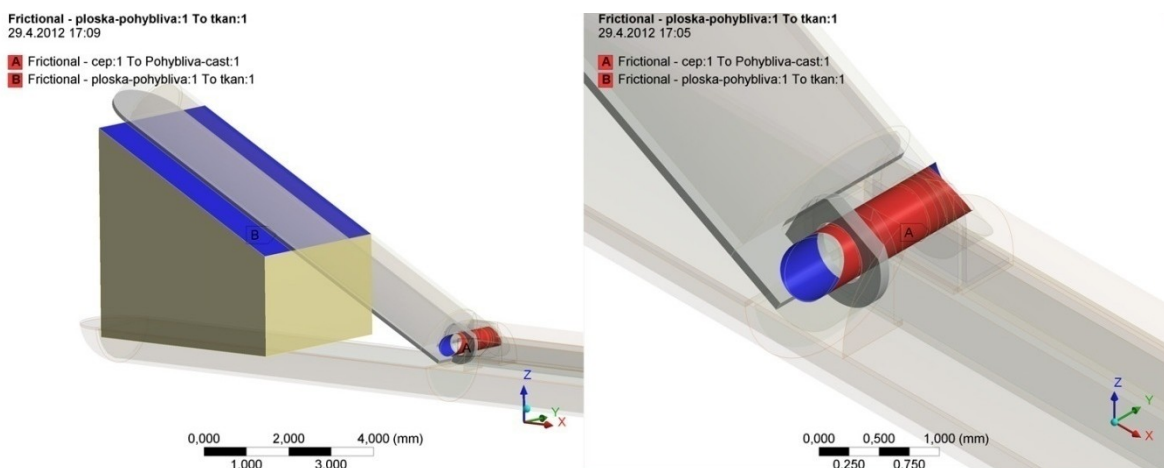
Bonded kontakt zabraňuje plochám posun ve všech směrech a byl aplikován na všechny plochy těles, které se mezi sebou přímo nepohybují. Jsou to např. plochy magnetů, el. vodičů a elektrodových ploch vůči pevné části nástroje. Celkem bylo aplikováno 14 Bonded kontaktů viz obr. 6.2



Obr. 6.2 Bonded kontakty

Volné kontakty se třením – Frictional

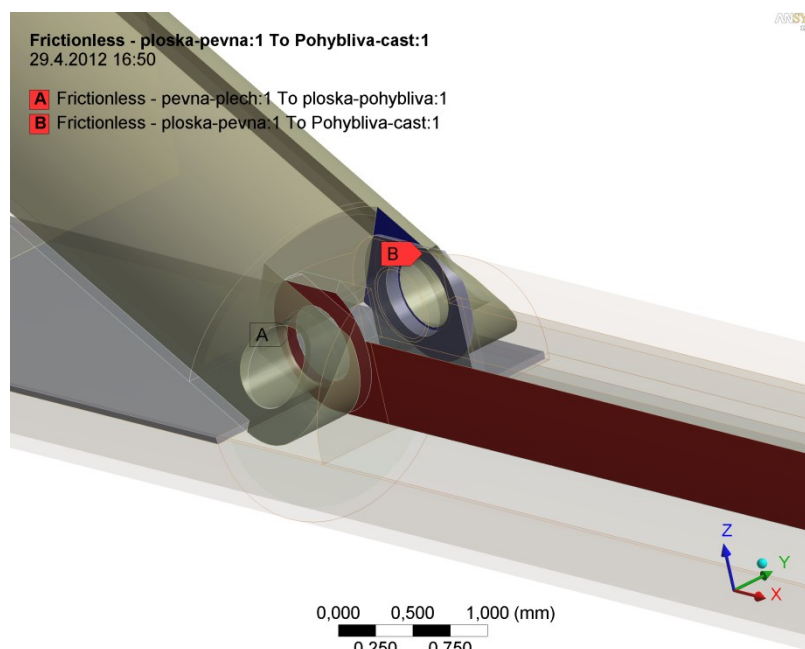
Frictional kontakty umožňují relativní volný pohyb ploch v kontaktu s uvažováním tření. Tento typ kontaktu byl aplikován na plochy mezi čepem a pohyblivou částí s koeficientem tření 0,02 a mezi horní elektrodou a tkání s koef. tření 0,004 viz obr. 6.3.



Obr. 6.3 Frictional kontakty

Volné kontakty bez tření – Frictionless

Tyto volné kontakty umožňují takéž relativní volný pohyb ploch v kontaktu avšak s nekonečně malým třením. Tento typ kontaktu byl aplikován mezi stykové plochy vnitřní strany pohyblivé části a el. vodiče v pevné části viz obr. 6.4. Ve skutečnosti budou tyto plochy uloženy s vůlí, tudíž zde ke tření téměř nebude docházet.



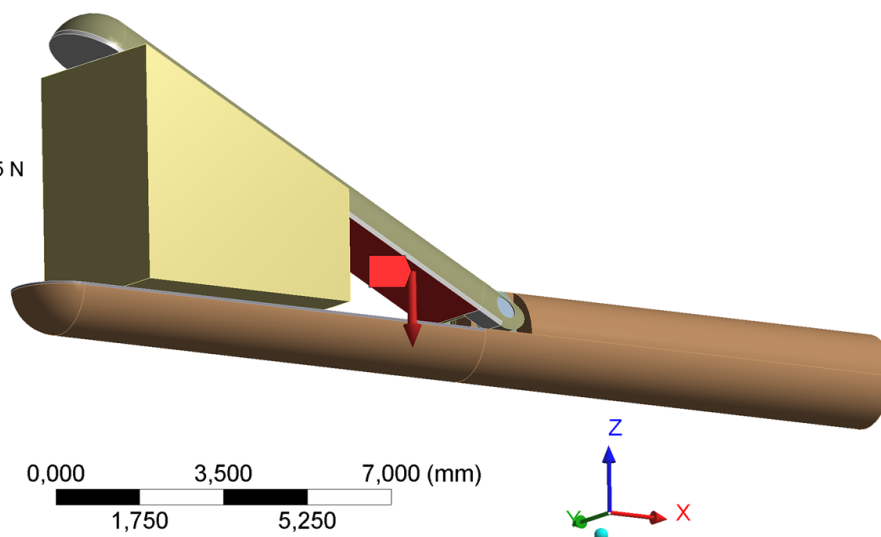
Obr. 6.4 Frictionless kontakty

6.4 Okrajové podmínky

Okrajové podmínky určují velikost, typ a směr zatížení, místa s předepsanými posuny ploch apod. Zatížení modelu bylo realizováno pomocí síly ve směru osy z, zadané na plochu horní elektrody nástroje (obr. 6.5). Tato síla reflektuje přitažlivou sílu magnetické dvojice a pro každou polohu nástroje má jinou velikost. Velikost síly pro různé polohy byla zvolena dle zjištěného poklesu z grafu 5.2 a její hodnoty lze vidět v tab. 6.2.

A: WB-5 t1
Force
Time: 1, s
29.4.2012 18:49

Force: 1,5 N
Components: 0,, 0,, -1,5 N



Obr. 6.5 Zatížení silou

Zjištěná a navrhnutá síla pro výpočet již zahrnuje bezpečnost. Velikost síly dle grafu 5.2 byla zjištěna pro ideální rovinnost magnetů a dokonale kolmý odtrh. Ve skutečnosti může tato síla dosáhnout menší velikosti nikoliv větší.

	Výška tkáně [mm]	Síla [N]
Poloha 1	5	1,5
Poloha 2	3	2,2
Poloha 3	1	3,8

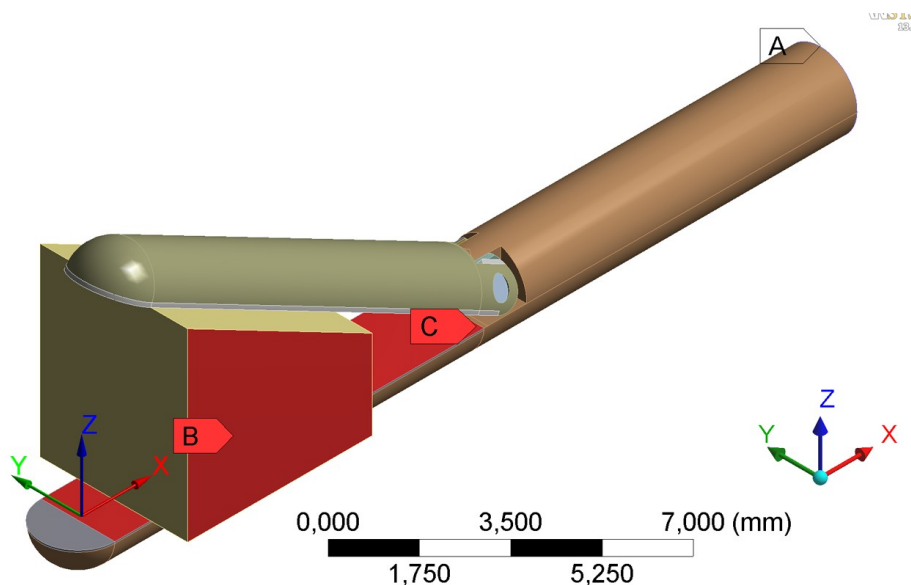
Tab. 6.2 Velikost síly pro jednotlivé polohy

Další nutnou okrajovou podmínkou je předepsání nulových posuvů, tedy odebrání stupňů volnosti a tím uchycení součásti. Funkcí Fixed Support (pevné uchycení) bylo zabráněno posuvům ve všech osách na obvodové hraně na konci nástroje (A na obr. 6.6) Nástroj bude uložen téměř po celé své délce v hysteroskopickém pouzdře až na rozevírací část.

Dále byly nastaveny nulové posuvy ve všech osách na obě rovnoběžné plochy tělesa tkáně (B na obr. 6.6). V modelu je pro těleso tkáně uvažována pouze část tkáně, která ve skutečnosti dosahuje větší délky.

A: WB-5 t1
Displacement 2
Time: 1, s
29.4.2012 18:48

- A Fixed Support
- B Displacement
- C Displacement 2



Obr. 6.6 Odebrání stupňů volnosti

Poslední okrajovou podmínkou bylo zadání nulového posuvu v ose z na plochu elektrody v pevné části nástroje. Ve skutečnosti se oba magnety přitahují vzájemně. Otočný pohyb je však umožněn pouze pohyblivé části nástroje a to do doby, než se plochy obou elektrod navzájem dotknou. Z tohoto důvodu se plocha elektrody v pevné části nemůže v ose z pohybovat.

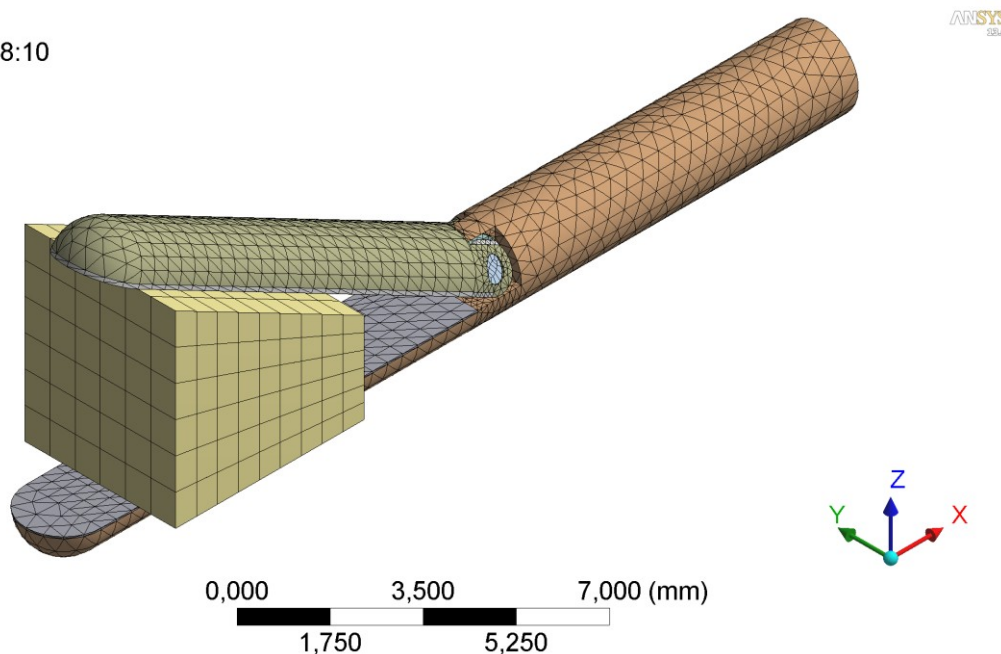
6.5 Síť elementů

Síť elementů byla vygenerována v prostředí Ansys Workbench s použitím čtyř a osmistěnných elementů. Na půlválcové plochy a obdélníkové plochy elektrod byla nastavena mapovaná síť. Velikost elementů byla nastavena na 0,3 – 0,4 [mm]. V čepu a jeho okolí byla síť zjemněna s velikostí elementu 0,15 [mm]. Výsledný konečnoprvkový model viz obr. 6.7.

Celkový počet elementů: 17 843

Celkový počet uzlů: 38 206

Mesh
29.4.2012 18:10



Obr. 6.7 Konečnoprvkový model

6.6 Pevnostní kontrola

Pevnostní kontrola si klade za cíl zjistit především místo směr a velikost největších posunutí jednotlivých ploch (Total deformation) a dále charakter a velikost dosahovaných napětí v nástroji (Equivalent stress). Tyto informace dají představu o deformaci a namáhání nástroje v průběhu zákroku a pomohou zjistit slabá a nejvíce namáhaná místa konstrukce. Na základě znalostí těchto výsledků je možno upravit konstrukci, popř. navrhnout jiný materiál součástí a předejít tak destrukci nebo neúměrně velké deformaci nedostatečně pevných míst a tím zabránit chybné funkci nástroje. Chybná funkce nástroje při operaci může způsobit vážné komplikace pacientce s nedozírnými důsledky a k tomuto stavu proto nesmí dojít.

Základem pevnostní kontroly byla dvou-parametrická studie. Bylo vytvořeno šest samostatných výpočtů téhož modelu s měnící se výškou tkáně (s tím související silou) a typem tkáně (viz materiálové parametry tab. 6.1). Metodika výpočtů viz tab. 6.3.

Vzdálenost:	WB-5mm		WB-3mm		WB-1mm	
Zatížení [N]:	1,5		2,2		3,8	
Typ tkáně:	t1	t2	t1	t2	t1	t2
Číslo výpočtu	1.	2.	3.	4.	5.	6.

Tab. 6.3 Parametry výpočtů

Z důvodu velké rozsáhlosti výsledných posuvů a napětí a snahy o co největší přehlednost, byla vypracována grafická mapa výsledků, která je dostupná jako samostatně vložená příloha E této práce. Číselné vyjádření je možné vidět v tab. 6.4.

Vzdálenost:	WB-5mm		WB-3mm		WB-1mm	
Zatížení [N]:	1,5		2,2		3,8	
Typ tkáně:	t1	t2	t1	t2	t1	t2
Total Deformation [mm]	0,1241	0,0054	0,1463	0,0064	0,1142	0,0082
Equivalent Stress [MPa]	48,8580	44,1650	65,2810	67,1490	125,7700	112,4200
Total Deformation pevná [mm]	0,0012	0,0012	0,0014	0,0014	0,0023	0,0019
Equivalent Stress pevná [MPa]	7,3047	7,0665	8,5760	8,1581	10,3400	8,5029
Total Deformation pohyblivá [mm]	0,1169	0,0054	0,1361	0,0064	0,1038	0,0082
Equivalent Stress pohyblivá [MPa]	12,5190	11,1840	17,4980	14,5370	31,5280	23,3870
Total Deformation cep [mm]	0,0053	0,0052	0,0062	0,0059	0,0087	0,0077
Equivalent Stress cep [MPa]	7,5512	7,4317	10,9370	10,4490	13,4420	10,8450

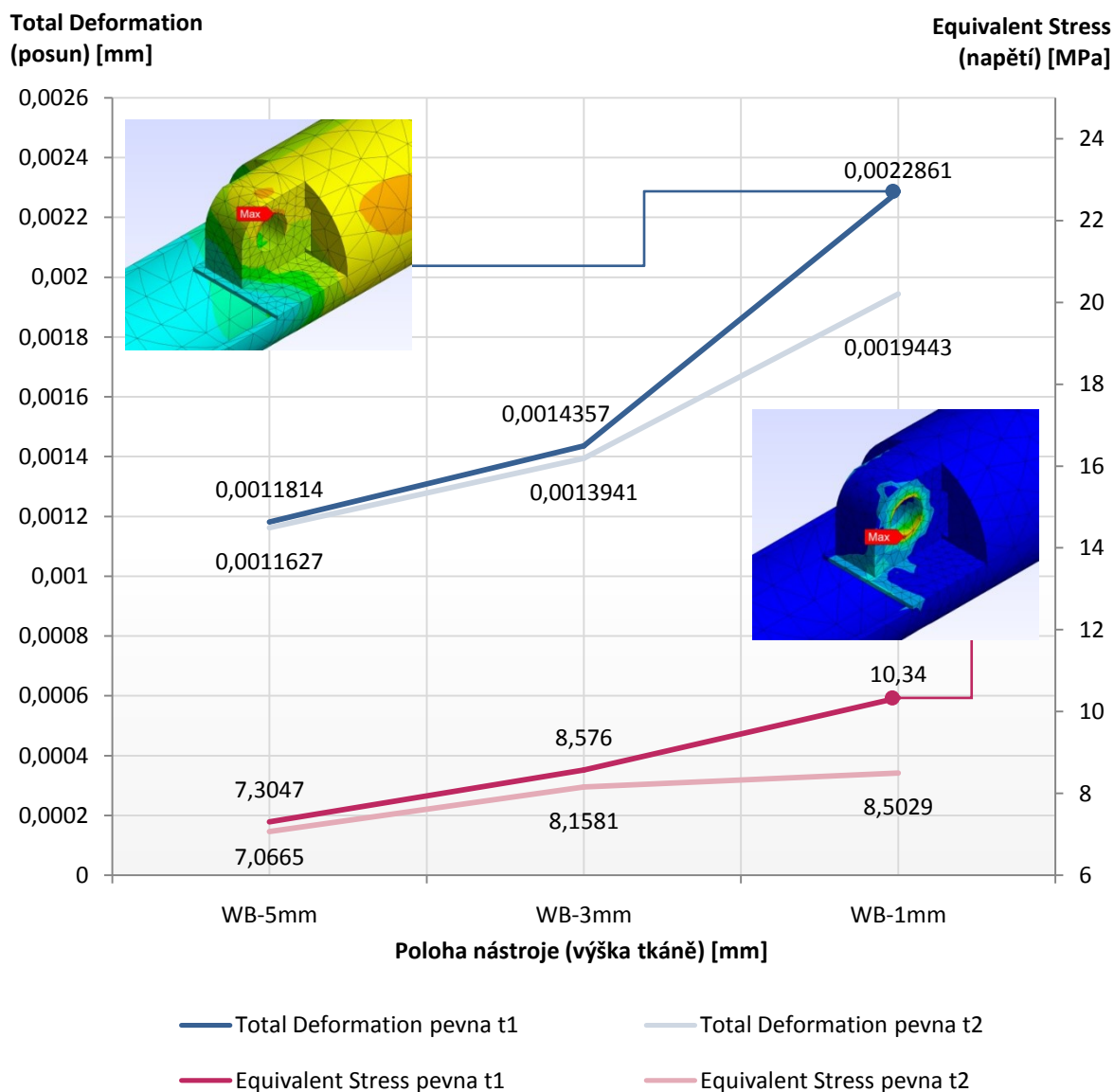
Tab. 6.4 Číselné výsledky analýzy

Jak lze vidět z tabulky 6.4, výsledné hodnoty veličin napříč všemi tělesy (především redukovaného napětí dle hypotézy HMH – Equivalent Stress) dosahují vysokých hodnot. To je způsobeno lokálně maximálními hodnotami v jediném kontaktním uzlu v tělese součásti, které není v analýze klíčové. Tyto hodnoty jsou zavádějící a není možné je ve skutečnosti dosáhnout. Jelikož je předmětem studie především analýza kritických částí nástroje (pevná část, pohyblivá část a spojovací čep), byly výsledné veličiny posuzovány pro tato jednotlivá tělesa samostatně.

6.6.1 Zhodnocení výsledků – Pevná část

K největšímu posunutí v pevné části došlo stejně jako k největšímu napětí v okolí uložení čepu v poloze 3 (vzdálenost 1 [mm], síla 3,8 [N]), kdy je síla maximální. Velikost maximálního posunutí dosáhla hodnoty 0,0023 [mm], velikost maximálního redukovaného napětí dle hypotézy HMH 10,34 [MPa]. Analýzou se ověřil předpoklad, že místo uložení čepu je nejvíce namáhané místo v pevné části.

Pevnostní analýza - Pevná část



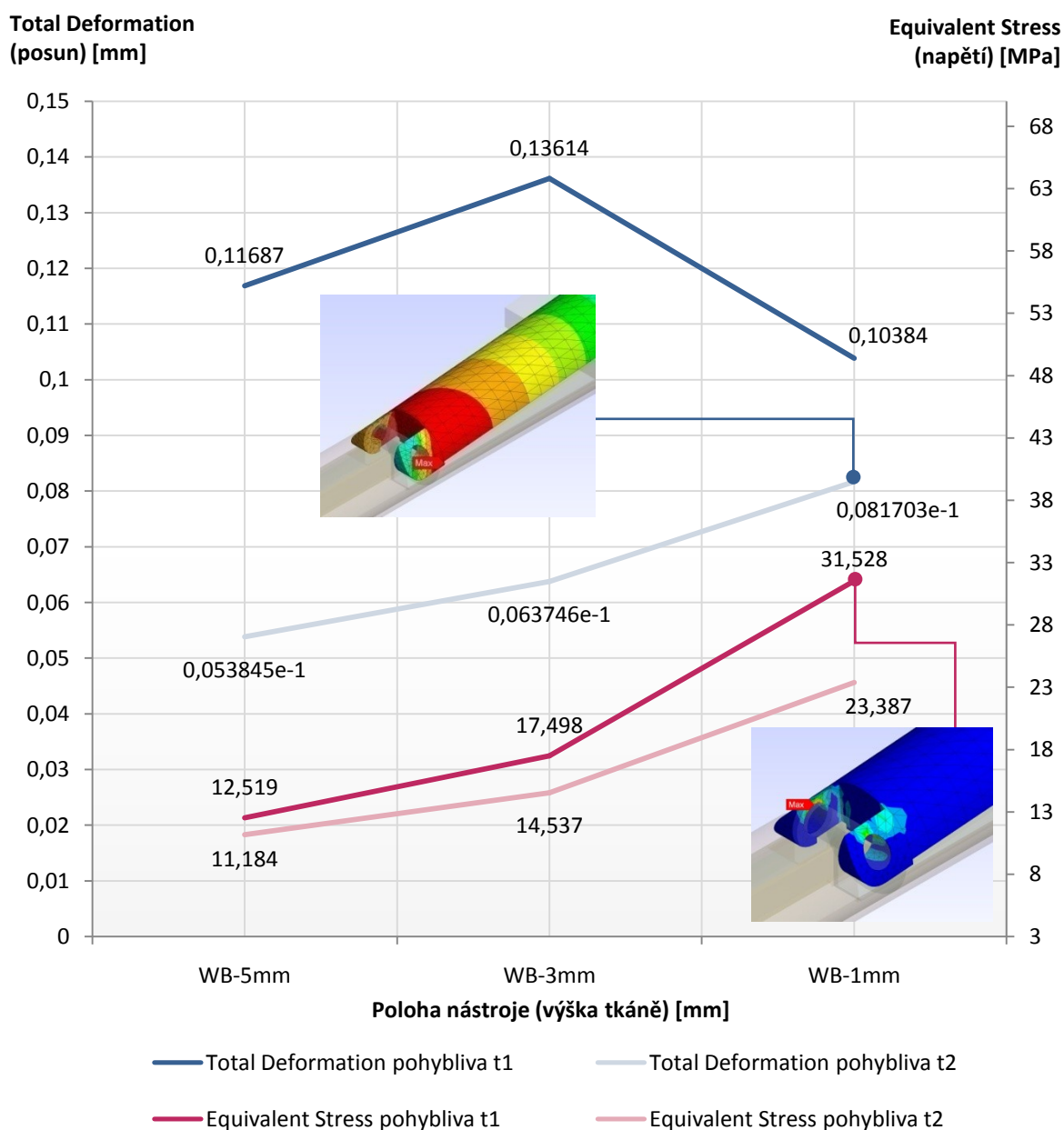
Graf 6.1 Výsledky analýzy pevné části

Z grafu 6.1 je patrné, že s narůstající silou rostlo jak posunutí, tak redukované napětí a to při použití obou typů tkáně. V případě tkáně t1 byl zaznamenán strmější nárůst posunutí i redukovaného napětí mezi polohami 2 a 3. Při použití tkáně t2 s větším modulem pružnosti v tahu došlo k menšímu maximálnímu napětí o 1,837 [MPa].

6.6.2 Zhodnocení výsledků – Pohyblivá část

U pohyblivé části došlo k největšímu posunutí na konci tělesa v poloze 2 s hodnotou 0,1361 [mm] u výpočtu s tkání t1. Toto posunutí avšak odráží téměř volný pohyb celé pohyblivé části vlivem velmi malé tuhosti tkáně. Při výpočtu s tkání t2 došlo k největšímu posunutí v okolí oblasti otvorů pro čep s velikostí 0,0082 [mm] ve vzdálenosti 1 [mm] viz graf 6.2. K maximálnímu redukovanému napětí dle hypotézy HMH došlo opět v oblasti uložení čepu v modelu s tkání t1 v poloze 3 s hodnotou 31,53 [MPa].

Pevnostní analýza - Pohyblivá část



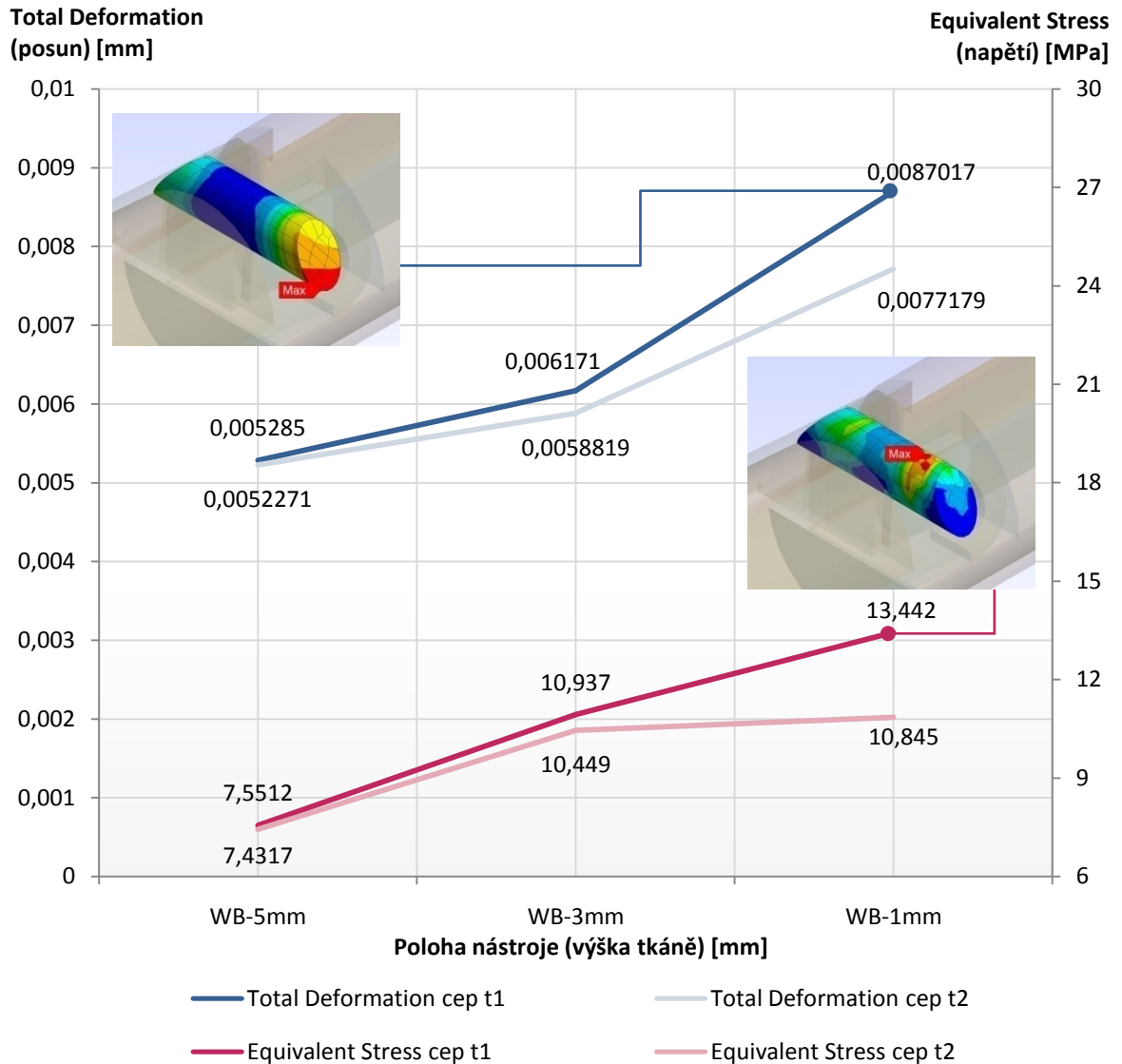
Graf 6.2 Výsledky analýzy pohyblivé části

U tělesa pohyblivé části dále došlo k poklesu hodnoty posunu v poloze 3 u modelu s tkání t1, přestože bylo v této poloze zaznamenáno maximální redukované napětí. Ve stejné poloze avšak s modelem tkáně t1 došlo naopak ke zvýšení této hodnoty.

6.6.3 Zhodnocení výsledků – Čep

Pevnostní analýza čepu ukázala, že k maximálnímu posunutí dochází v dolní části konce čepu v poloze 3 u tkáně t1 s hodnotou 0,0087 [mm]. Maximálního redukovaného napětí dle hypotézy HMM bylo dosaženo ve stejné poloze s tkání t1 a hodnotou 13,44 [MPa], v místě dotyku s vnitřní hranou dutiny pohyblivé části viz graf 6.3.

Pevnostní analýza - Čep



Graf 6.3 Výsledky analýzy čepu

V obou výpočtech jak pro tkáň t1, tak pro t2 dochází společně s růstem napětí ke zvyšování hodnoty posuvů. Zatímco rozdíl v posuvech v poloze 3 je 0,001 [mm], rozdíl v redukovaném napětí nabývá hodnoty 2,59 [MPa] viz graf 6.3.

6.6.4 Shrnutí výsledků pevnostní analýzy

Pevnostní analýza nástroje poukázala na fakt, že nejvíce namáhané místo nástroje je čep a jeho uložení jak v pevné, tak pohyblivé části. K maximálnímu redukovanému napětí dle hypotézy HMM došlo v tělese pohyblivá část v poloze s maximálním zatížením a tkání t1 s hodnotou 31,53 [MPa] a tato zjištěná maximální hodnota dále poslouží ke konečné optimalizaci a k návrhu finálního materiálu určeného pro výrobu nástroje. K největšímu posunutí ploch došlo opět u stejného tělesa ve stejné poloze avšak při použití tkáně t2 s maximální hodnotou 0,0082 [mm]. Tato hodnota je relativně malá a neohrozí podstatu lékařského zákroku, ani nebude mít vliv na funkčnost nástroje.

Nejvíce namáhaným tělesem (vzhledem k rozměrům tělesa) v nástroji je bezesporu čep. Zde došlo k největšímu redukovanému napětí dle hypotézy HMM při použití tkáně t1 v poloze s maximálním zatížením s hodnotou 13,44 [MPa]. Jelikož musí být čep vyroben z elektricky nevodivého (nekovového) materiálu a zároveň musí mít velmi malé rozměry, je tato hodnota klíčová pro návrh výsledného materiálu pro jeho výrobu. K maximálnímu posunu došlo ve stejné poloze i se stejným typem tkáně s hodnotou 0,0087 [mm]. Tato hodnota je taktéž relativně malá a toto posunutí nebude mít vliv na otočný pohyb pohyblivé části, vlivem jejího uložení s vůlí.

Pevnostní analýzou byla zjištěna nejvíce namáhaná místa spolu s hodnotami maximálních redukovaných napětí a posunutí. Tato data budou využita k finálnímu návrhu materiálů pro výrobu celého nástroje.

7 ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo vytvořit návrh nového elektrochirurgického nástroje pro ambulantní hysteroskopii, který by nahradil sadu stávajících nástrojů používaných pro operativní zákrok. Nástroj měl dále zefektivnit prováděný výkon, zajistit větší rychlost, snazší manipulovatelnost a vyšší bezpečnost při použití.

Nejprve byl navržen zcela nový magnetický mechanismus, kdy jednoduchým pohybem táhla dochází k proti-pólovému uspořádání magnetů a tím k rozevírání nástroje. Dále byla navržena samotná konstrukce nástroje tvořená dvěma částmi z nevodivého (nekovového) materiálu, dutinou pro uložení magnetů, táhlem, pálicími elektrodami a přívodními vodiči.

Výroba prototypu nově navrženého nástroje proběhla za pomoci 3D tiskárny Dimension SST 768 a technologie Rapid Prototyping na Katedře metalurgie a slévárenství. Díky této technologii byl prototyp vyroben za velmi krátkou dobu což umožnilo okamžité provedení změn v konstrukci nástroje. Ten byl nejprve sestaven a následně byla ověřena funkčnost jeho magnetického mechanismu. Dále bylo provedeno měření síly potřebné k přetnutí tkáně. K tomu byly speciálně upraveny lékařské kleště do podoby bipolárně buzeného elektrochirurgického nástroje. Měření bylo provedeno s různými typy tkáně jako např. vepřová játra. Taktéž bylo provedeno měření poklesu magnetické síly v závislosti na vzdálenosti magnetů. Tato měření byla klíčové při následném návrhu finální velikosti magnetů z hlediska dimenze rozměrů s ohledem na nutnost magnetické dvojice vyvinout potřebnou minimální sílu.

Spolu s úpravou tvaru a velikosti magnetů byla změněna i samotná konstrukce nástroje. Ta je ve finálním návrhu tvořena půl-válcovou skořepinou pro umístění magnetů, překrytou elektrodovými plochami. Spojení pevné a pohyblivé části zajišťuje čep z nekovového materiálu. Přívodní vodiče vysokofrekvenčního proudu jsou vedeny samostatně horní částí pevného těla nástroje a vyúsťují na obou stranách uložení čepu, kde se spojují s elektrodami. Operativní délka nástroje je 11 [mm], příčný rozměr nástroje 2 [mm]. Magnetická dvojice je schopna vyvolat sílu až 3,8 [N] (v závislosti na oddálení).

V poslední části byl nástroj podroben pevnostní kontrole pomocí metody konečných prvků a výpočtového softwaru ANSYS. Touto analýzou bylo zjištěno, že nejvíce namáhané místo nástroje je spojovací čep a jeho uložení v obou částech nástroje. K maximálnímu posunutí došlo v tělese pohyblivá část s hodnotou 0,0082 [mm], což nijak neohroží funkčnost nástroje ani podstatu zákroku. Dále bylo ve stejném tělese zjištěno maximální redukované napětí dle hypotézy HMH s hodnotou 31,53 [MPa]. Tato hodnota není velká natolik, aby vyžadovala změnu v konstrukci nástroje, poslouží tak pro finální návrh materiálu pro výrobu nástroje.

Cíl této diplomové práce byl splněn. Byl navržen nový pokročilý elektrochirurgický nástroj, který díky své inovativní konstrukci umožní zkrátit a zjednodušit prováděné operativní zákroky. Nástroj je možné využít jako náhradu stávajících nástrojů pro oddělení a vyjmutí nežádoucí tkáně především z oblasti dělohy, děložního krčku a jeho okolí. Nástroj díky své velikosti spadá do kategorie minimálně invazivní chirurgie a je ho tedy možné použít i při laparoskopických operacích např. v dutině břišní apod.

Na inovativní konstrukci tohoto nástroje byla na Úřad průmyslového vlastnictví podána žádost na ochranu duševního vlastnictví s žádostí o národní patent.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

Knihy:

1. CITTERBART, Karel. *Gynekologie*. 1. vydání. Galén: Praha, 2001. 278 s. ISBN 80-7262-094-0.
2. HOLUB, Zdeněk. *Laparoskopická hysterektomie*. 1. vydání. Galén: Praha, 1999. 119 s. ISBN 80-7262-001-0.
3. HOLUB, Zdeněk; KUŽEL, David a kolektiv. *Minimálně invazivní operace v gynekologii*. 1. vydání. Grada Publishing a.s.: Praha, 2005. 236 s. ISBN 80-247-0834-5.
4. KRATOCHVÍL, Bohumil; ŠVORČÍK, Václav; VOJTĚCH, Dalibor. *Úvod do studia materiálů*. 1. vydání. VŠ CHEMICKO – TECHNOLOGICKÁ: Praha, 2005. 190 s. ISBN 80-7080-568-4.
5. KUŽEL, David. *Gynekologická endoskopie*. 1. vydání. Galén: Praha, 1996. 188 s. ISBN 80-85824-40-X.
6. 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.
7. TURKOVÁ, Zuzana. *Gynekologie*. 1. vydání. EUROLEX BOHEMIA s.r.o.: Praha, 2004. 116 s. ISBN 80-86432-74-2.
8. WEBSTER, John. G. *Medical instrumentation: Application and design*. 3. vydání. WILEY: Hoboken (USA), 1998. 691 s. ISBN 0-471-15368-0.

Elektronické zdroje:

9. BTL [online]. 2012 [cit. 2012-01-05]. Dostupné z WWW: <http://www.btl.cz/us/odborne-ambulance/kolposkopy/>
10. MEDGADGET [online]. 2010 [cit. 2012-02-02]. Dostupné z WWW: http://medgadget.com/2010/03/endopath_xcel_trocar_with_optiview_keeps_the_lens_clean_for_superior_visualization.html
11. WORLD LAPAROSCOPY HOSPITAL [online]. 2011 [cit. 2012-02-02]. Dostupné z WWW: <http://www.laparoscopyhospital.com/accesstechniques.html>
12. VENUS MEDSYS [online]. 2010 [cit. 2012-02-02]. Dostupné z WWW: <http://www.venusmedsys.com/trocar-accessories.html>
13. FRAUENKLINIK [online]. 2012 [cit. 2012-02-05]. Dostupné z WWW: <http://www.uni-frauenklinik-tuebingen.de/bereiche/operative-gynaekologie/schluesselloch-chirurgie/hysteroskopie.html>
14. AMBULANTNÍ HYSTEROSKOPIE [online]. 2011 [cit. 2012-02-10]. Dostupné z WWW: <http://www.gynprenatal.cz/?tit=ambulantni-hysteroskopie&thm=b>

15. JOHNSON & JOHNSON CZ [online]. 2009 [cit. 2012-02-14]. Dostupné z WWW: <http://www.jnjcz.cz/produkt-gynecare-versascope.html>
16. JOHNSON & JOHNSON NORDIC [online]. 2008 [cit. 2012-02-18]. Dostupné z WWW: <http://www.jjnordic.com/sv-se/TherapyArea/Gynecology/Heavybleeding/Sidor/default.aspx>
17. MAGSY [online]. 2005 [cit. 2012-02-28]. Dostupné z WWW: <http://www.magsy.cz/page/155.magnet-neodymovy-ndfeb/>
18. MCAE Systems [online]. 2010 [cit. 2012-03-14]. Dostupné z WWW: http://www.mcae.cz/rychla_vyroba_prototypu_CS.html
19. MATBASE [online]. 2009 [cit. 2012-04-13]. Dostupné z WWW: <http://www.matbase.com/material/polymers/commodity/abs-general-purpose/properties>
20. NDFEB-INFO [online]. 2012 [cit. 2012-04-13]. Dostupné z WWW: <http://www.ndfeb-info.com/characteristics.aspx>
21. NEOREM MAGNETS [online] 2012 [cit. 2012-04-13]. Dostupné z WWW: http://www.neorem.fi/fileadmin/pdf/NdFeB_PhysicalProperties.pdf

Ostatní:

22. ŠTEKL, Martin. *Vliv uložení jamky totální endoprotézy na mechanické vlastnosti kyčelního spojení*: disertační práce. Brno: VUT, 2009. 170 s.
23. BORÁK, Libor. *Biomechanická studie lidské dolní čelisti ve fyziologickém stavu*: disertační práce. Brno: VUT, 2010. 194 s.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A: Prototyp a jeho výroba

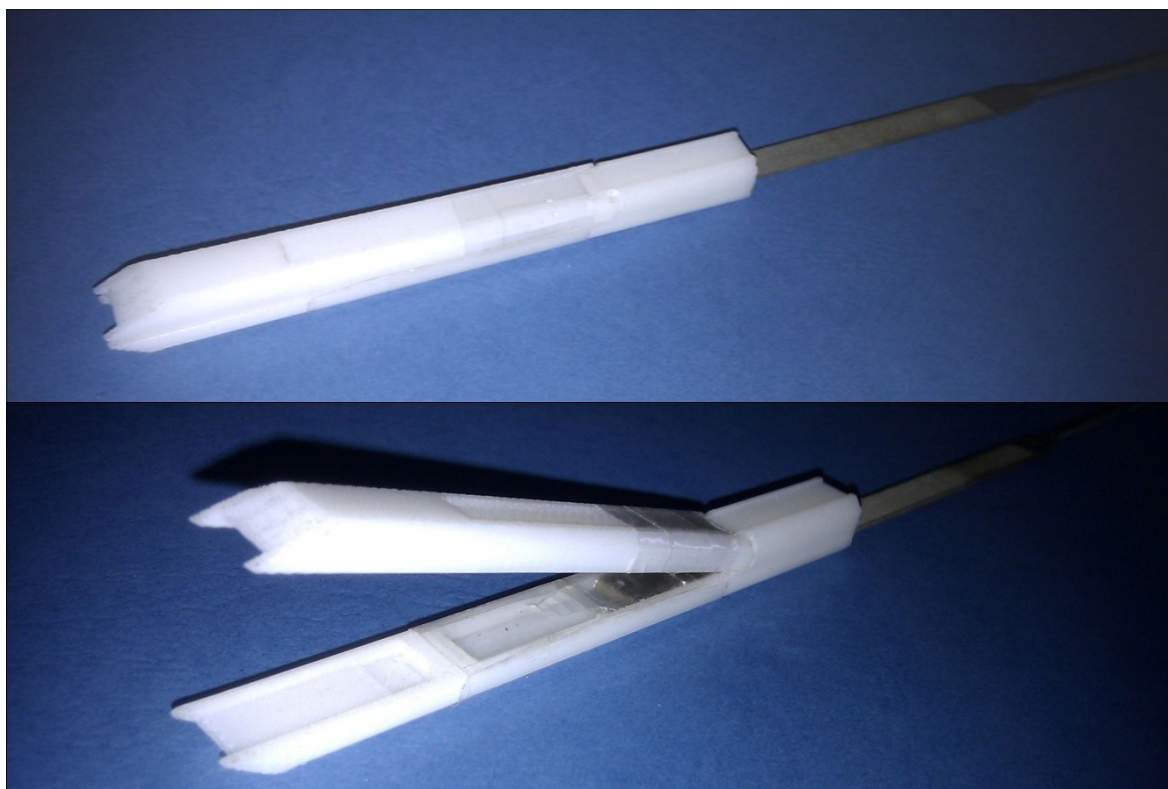
Příloha B: Měření poklesu magnetické síly (tabulka hodnot + fotografie)

Příloha C: Tabulka hodnot vyráběných magnetů

Příloha D: Výkresová dokumentace

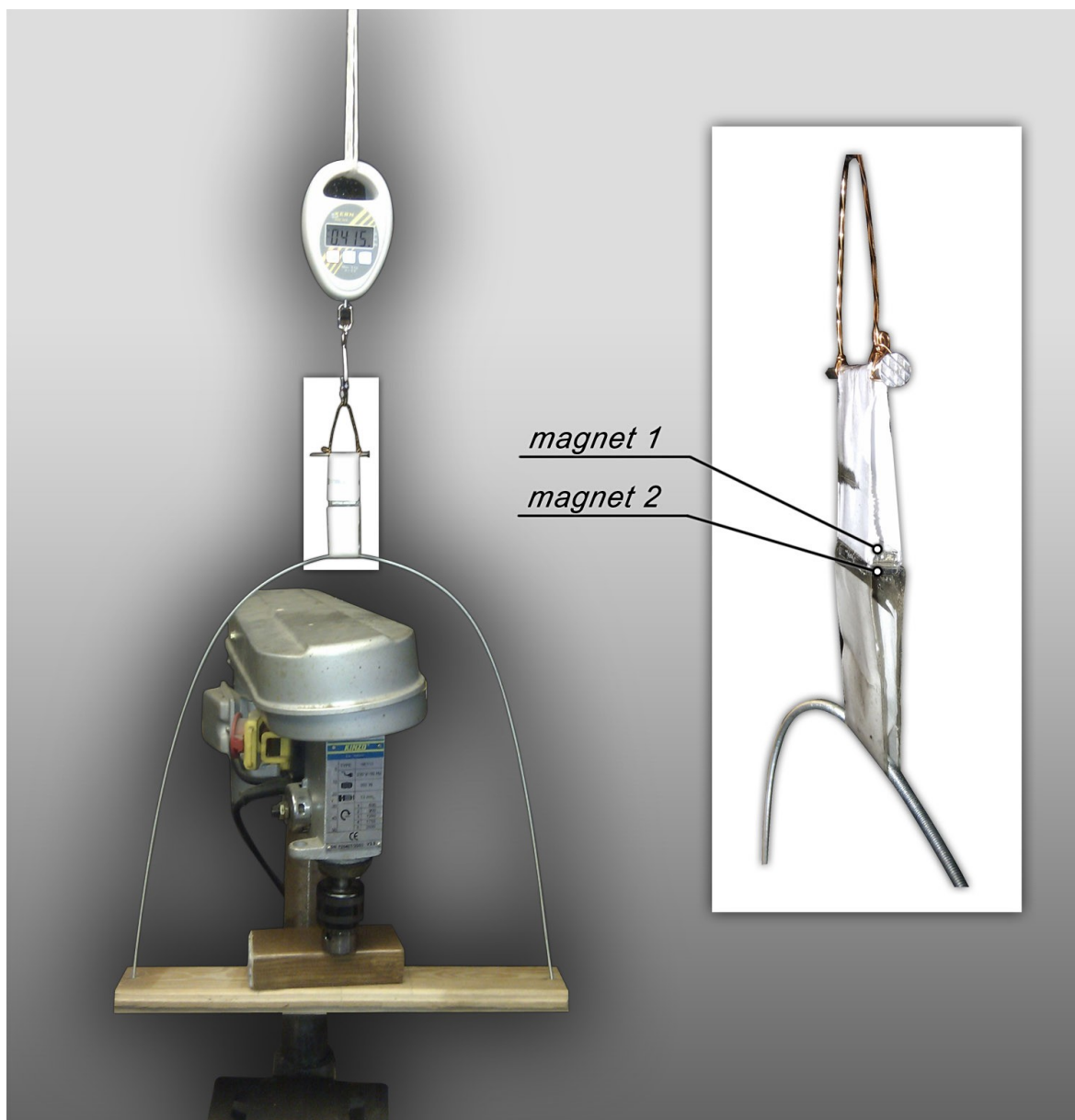
Příloha E: Výsledková mapa konečnoprvkové analýzy – samostatně vložená

Příloha A: Prototyp a jeho výroba



Příloha B: Měření poklesu magnetické síly (tabulka hodnot + fotografie)

Typ měření:	Měření 1	Měření 2	Měření 3
Velikost rozevření:	0 [mm]	5 [mm]	10 [mm]
Číslo měření	Naměřená hmotnost [kg]	Naměřená hmotnost [kg]	Naměřená hmotnost [kg]
1.	2,220	0,860	0,605
2.	2,225	0,875	0,615
3.	2,230	0,930	0,635
4.	2,245	0,950	0,640
5.	2,365	0,970	0,655
Průměrná hmotnost	2,257	0,917	0,630
Velikost v %	100%	41%	28%

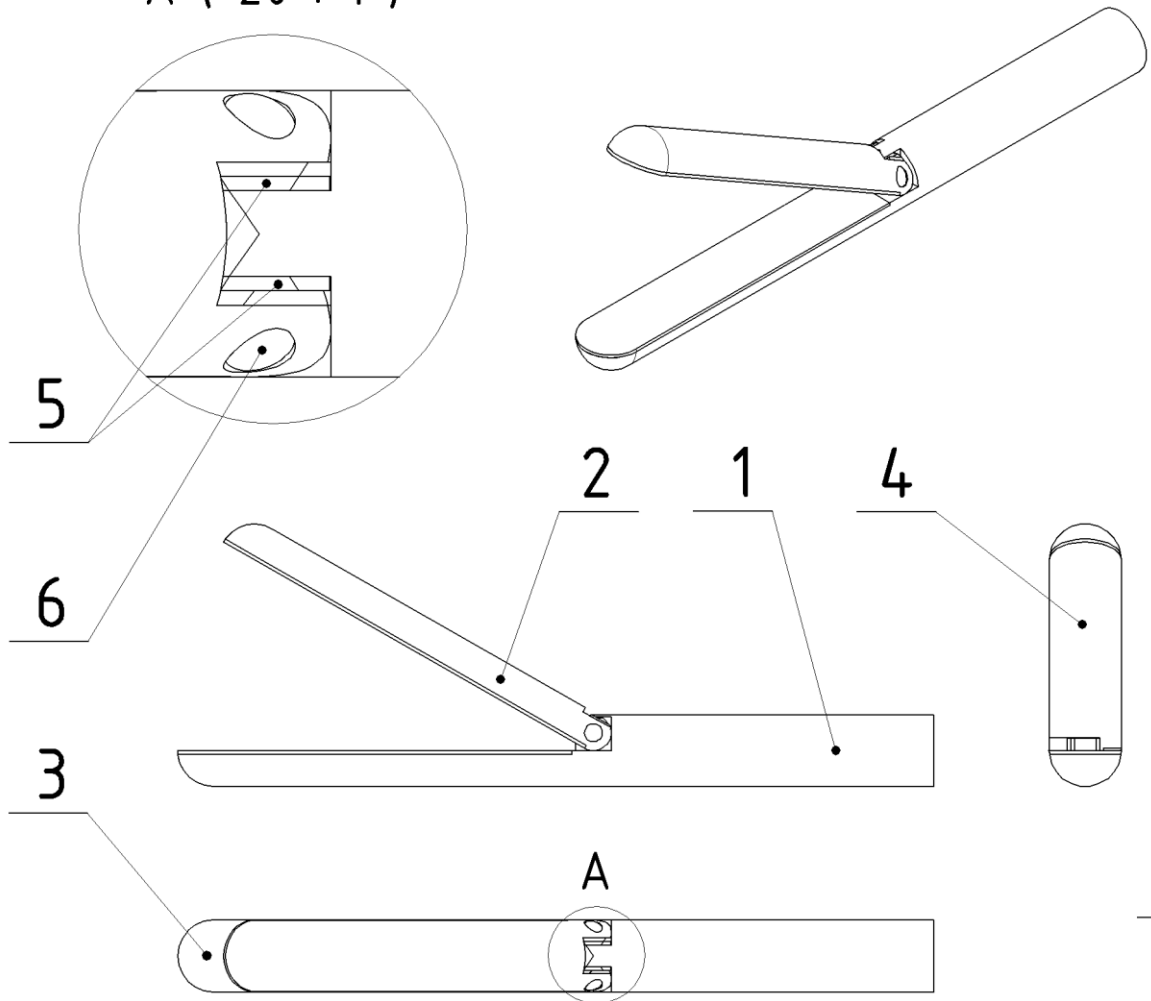


Příloha C: Tabulka hodnot vyráběných magnetů

VMM8SH - DO 150°C								
Označ. magnetu	a (mm)	b (mm)	c (mm)	objem [mm ³]	povrch. úprava	hmotn.	tepl. odolnost	odtr. síla (N)
20856	2	1,6	0,6	1,92	nikl	0,01 g	150 °C	1,3
20846	2,15	1,2	0,8	2,064	nikl	0,02 g	150 °C	1,43
28012	2,3	0,6	0,4	0,552	pasivace	0,04 g	150 °C	1,56
20857	2,4	2	0,6	2,88	nikl	0,02 g	150 °C	1,69
20827	3	3	0,8	7,2	nikl	0,05 g	150 °C	3,12
28016	3	3	2,4	21,6	nikl	0,17 g	150 °C	6,11
20858	3,2	2	0,6	3,84	nikl	0,03 g	150 °C	1,95
20828	4	3	0,8	9,6	nikl	0,07 g	150 °C	3,51
20804	4	4	2	32	e. prysk.	0,24 g	150 °C	8,58
20860	4,2	1,5	0,6	3,78	nikl	0,03 g	150 °C	1,95
20859	4,2	2	0,6	5,04	nikl	0,04 g	150 °C	2,21
20815	5,5	4	1,5	33	pasivace	0,25 g	150 °C	8,71
20801	5,5	5	1,5	41,25	pasivace	0,31 g	150 °C	10,01

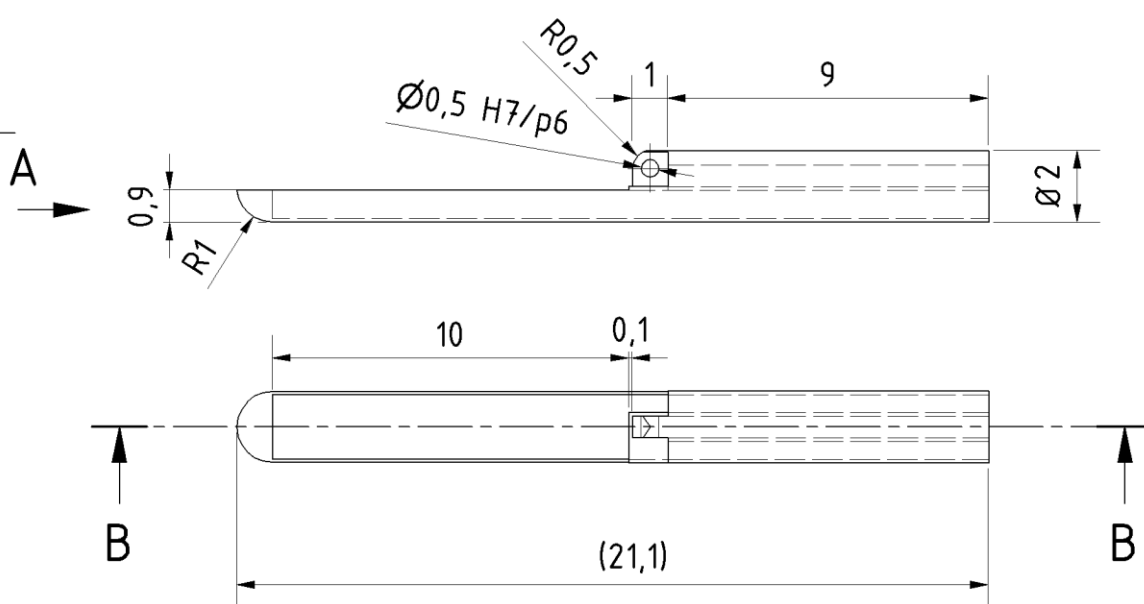
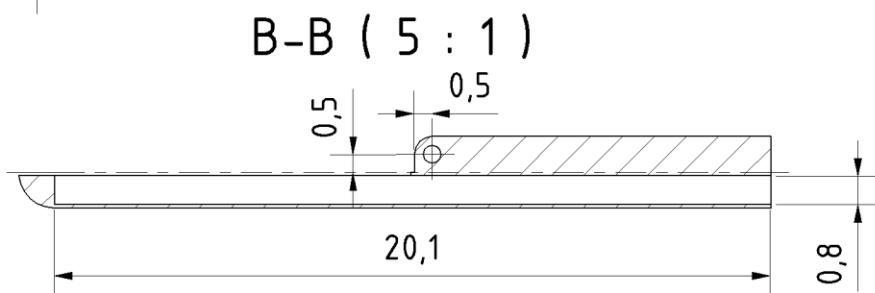
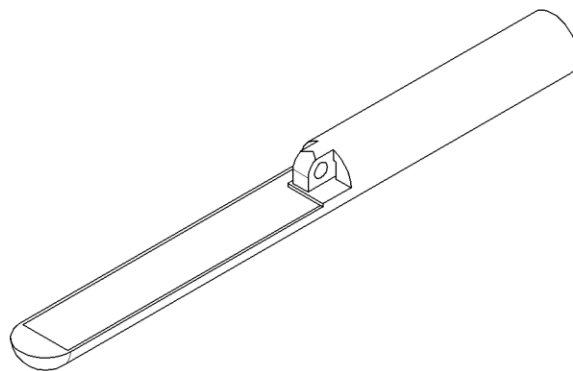
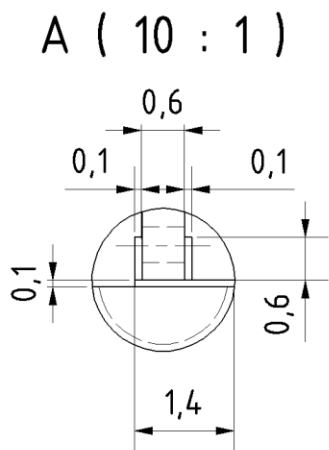
1 2 3 4

A (20 : 1)



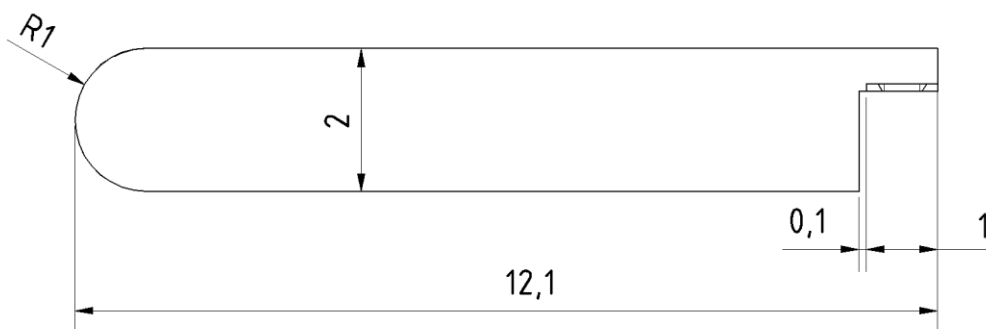
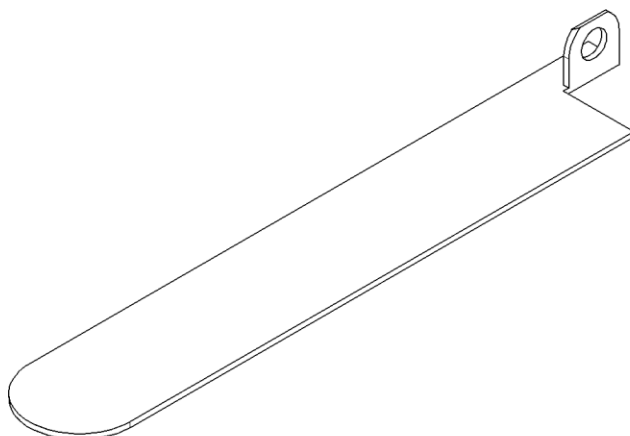
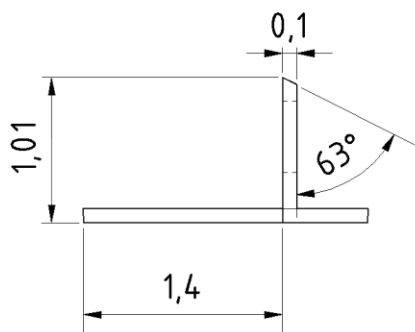
6	ČEP			1	0,001
	SN2APM02-GREPL-16		ABS PLAST		
5	PŘÍVODNÍ VODIČ			2	0,009
	SN2APM02-GREPL-15		17 360		
4	ELEKTRODA POHYBLIVÁ			1	0,018
	SN2APM02-GREPL-14		17 360		
3	ELEKTRODA PEVNÁ			1	0,018
	SN2AMP02-GREPL-13		17 360		
2	POHYBLIVÁ ČÁST			1	0,004
	SN2APM02-GREPL-12		ABS PLAST		
1	PEVNÁ ČÁST			1	0,004
	SN2AMP02-GREPL-11		ABS PLAST		

Odkaz	Označení	Soubor		Polotovár	Množ.	Hmotnost
	Výkres			Materiál	Jedn.	(g)
				Materiál	Tř. odpadu	Úprava hran ISO13715
				Polotovár		Měřítko 10:1
				Čistá hmotnost	Hrubá hmotnost	Přesnost ISO2768mK
						Tolerování ISO8015
Index	Popis změny	Dne	Podpisy			
Oddělení Katedra mech.	Technický referent GREPL	Druh dokumentu sestava	Status dokumentu odevzdáno	Soubor	Č. sestavy	Č. seznamu položek
VŠB-TUO	Kreslil Přezkoušel	Název, doplňující název OPERAČNÍ NÁSTROJ			Č. dokumentu SN2APM02-GREPL-1	
		Změna	Datum vydání 3.5.2012	Jazyk cs	Formát A4	List 1



				Materiál ABS PLAST		Tř. odpadu	Úprava hran ISO13715 L	Měřítka 5:1
				Polotovary			Přesnost ISO2768mK	
				Čistá hmotnost 0,004 g	Hrubá hmotnost		Tolerování ISO8015	
Index	Popis změny	Dne	Podpisy	Číslo dokumentu		Soubor		
Oddělení Katedra mech.		Technický referent	Druh dokumentu výrobní výkres	Status dokumentu odevzdáno		Č. sestavy SN2APM02-GREPL-1	Č. seznamu položek	
VŠB-TUO		Kreslil GREPL	Název, doplňující název PEVNÁ ČÁST	Č. dokumentu SN2APM02-GREPL-1.1				
Přezkoušel				Změna	Datum vydání 3.5.2012	Jazyk cs	Formát A4	
						Formát A4	List 1	

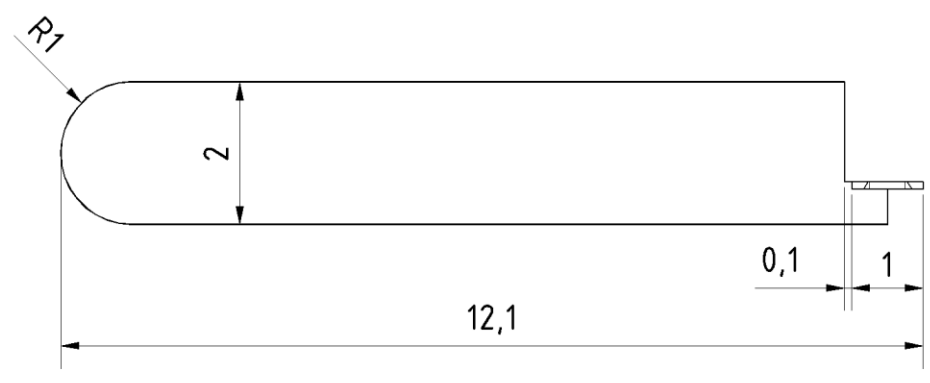
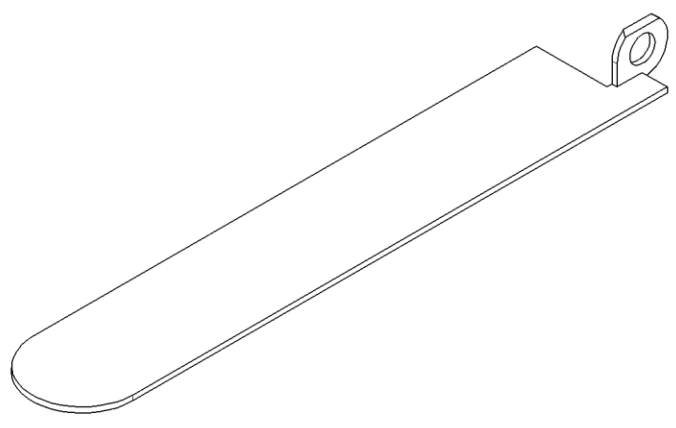
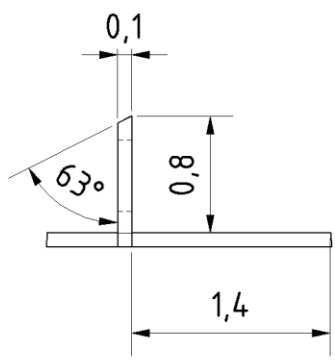
A (20 : 1)



				Materiál	17 360	Tř. odpadu	Úprava hran ISO13715	Měřítka	10:1
				Polotovary			Přesnost	ISO2768mK	
				Čistá hmotnost	0,018 g	Hrubá hmotnost	Promítání	Tolerování	ISO8015
Index	Popis změny	Dne	Podpisy						
Oddělení Katedra mech.	Technický referent	Druh dokumentu	Status dokumentu	Soubor	Č. sestavy	Č. seznamu položek			
VŠB-TUO	Kreslil GREPL	výrobní výkres	odevzdáno		SN2APM02-GREPL-1				
	Přezkoušel	Název, doplňující název			Č. dokumentu	SN2APM02-GREPL-1.3			
		ELEKTRODA PEVNÁ			Změna	Datum vydání	Jazyk	Formát	List
						3.5.2012	cs	A4	1

1 2 3 4

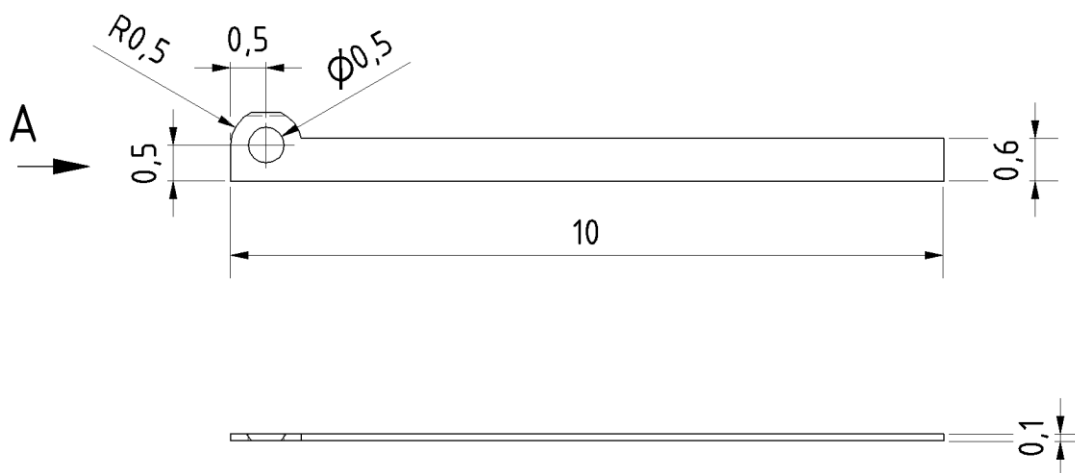
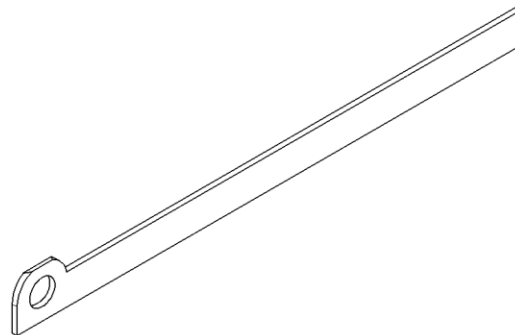
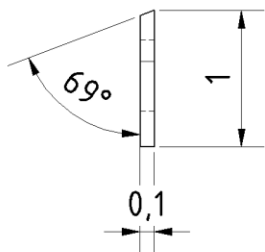
A (20 : 1)



				Materiál	17 360	Tř. odpadu	Úprava hran ISO13715 L	Měřítka	10:1
				Polotovary			↙	Přesnost	ISO2768mK
				Čistá hmotnost	0,018 g	Hrubá hmotnost	↘	Tolerování	ISO8015
Index	Popis změny	Dne	Podpisy						
Oddělení Katedra mech.	Technický referent VŠB-TUO	Druh dokumentu výrobní výkres	Status dokumentu odevzdáno	Soubor	Č. sestavy SN2APM02-GREPL-1	Č. seznamu položek			
	Kreslil GREPL	Název, doplňující název ELEKTRODA POHYBLIVÁ			Č. dokumentu SN2APM02-GREPL-1.4				
	Přezkoušel	Změna	Datum vydání 3.5.2012	Jazyk cs	Formát A4	List 1			

1 2 3 4

A (20 : 1)



				Materiál	17 360	Tř. odpadu	Úprava hran ISO13715	Měřítka	10:1
				Polotovary			Přesnost	ISO2768mK	
				Čistá hmotnost	0,009 g	Hrubá hmotnost	Promítání	Tolerování	ISO8015
Index	Popis změny	Dne	Podpisy						
Oddělení Katedra mech.	Technický referent	Druh dokumentu	Status dokumentu	Soubor	Č. sestavy	Č. seznamu položek			
VŠB-TUO	Kreslil GREPL	výrobní výkres	odevzdáno		SN2APM02-GREPL-1				
	Přezkoušel	Název, doplňující název			Č. dokumentu	SN2APM02-GREPL-1.5			
		PŘÍVODNÍ VODIČ			Změna	Datum vydání	Jazyk	Formát	List
						3.5.2012	cs	A4	1

A
B
C
D
E
F

1 2 3 4

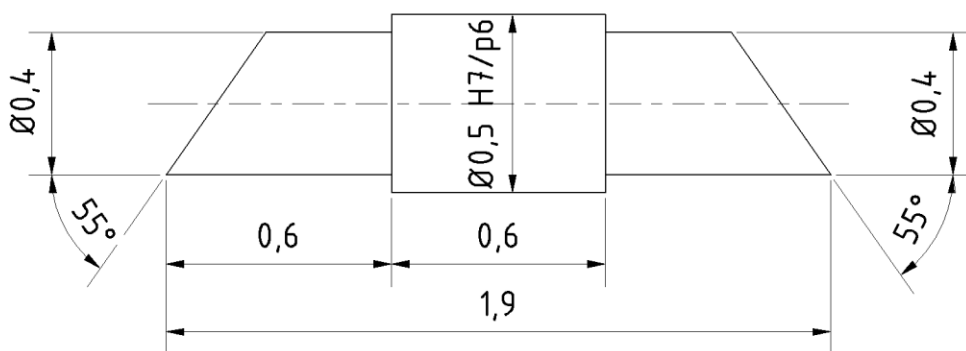
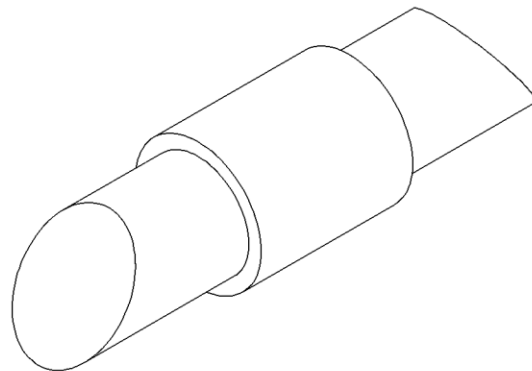
A

B

C

D

F



				Materiál ABS PLAST		Tř. odpadu	Úprava hran ISO13715 L	Měřítko 50:1
				Polotovary			Přesnost ISO2768mK	
				Čistá hmotnost 0,001 g	Hrubá hmotnost		Tolerování ISO8015	
Index	Popis změny	Dne	Podpisy					
Oddělení Katedra mech.	Technický referent Kreslil Přezkoušel	Druh dokumentu výrobní výkres	Status dokumentu odevdáno	Soubor		Č. sestavy SN2APM02-GREPL-1	Č. seznamu položek	
VŠB-TUO 		Název, doplňující název ČEP		Č. dokumentu SN2APM02-GREPL-1.6				
		Změna	Datum vydání 3.5.2012	Jazyk cs	Formát A4	List 1		

F