



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ
ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A
BIOMECHANIKY

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING
INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

VÝZNAM ZOBRAZOVACÍCH METOD PŘI TVORBĚ VÝPOČTVÉHO MODELU V BIOMECHANICE

THE ROLE OF IMAGING TECHNIQUES IN CREATION OF COMPUTATIONAL MODELS IN
BIOMECHANICS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE
AUTHOR

EVA PRÁŠILOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. PETR MARCIÁN

BRNO 2012

Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství

Energetický ústav

Akademický rok: 2010/2011

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

student(ka): Eva Prášilová

který/která studuje v **bakalářském studijním programu**

obor: **Strojní inženýrství (2301R016)**

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Význam zobrazovacích metod při tvorbě výpočtového modelu v biomechanice

v anglickém jazyce:

The role of imaging techniques in creation of computational models in biomechanics.

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Z dat získaných zobrazovacími zařízeními (CT, mikro-CT) je možné získat řadu významných informací. Problémem je tyto informace vhodně zpracovat, aby mohly být dále využívány v řadě oblastí, např. v lékařské diagnostice či v biomechanice při vytváření výpočtových modelů. Cílem této práce je provedení rešeršní studie a na jejím základě provést vlastní analýzu snímků z CT a mikro-CT a dále vytvoření výpočtového modelu spongiózní kostní tkáně s respektováním architektury trámečků.

Cíle bakalářské práce:

1. Provedení rešerše dostupné literatury v oblasti řešeného problému.
2. Historie mikro-CT zařízení
3. Pomocí dodaných CT a mikro-CT snímků provést obrazovou analýzu a vytvořit model geometrie respektující mikro strukturu spongiózní kosti.
4. Vytvoření výpočtového modelu vzorku trámečkové struktury spongiózní kosti a provedení deformačně napěťové analýzy v programu ANSYS.

Seznam odborné literatury:

1. Riebergen, B., Weinans, H., Huiskes, R., Odgaard, A., A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models, *Journal of Biomechanics*, Volume 28, Issue 1, January 1995, Pages 69 – 81
2. Cowin S. C.: *Bone mechanics handbook*, Informa Health Care, 2001, ISBN 0849391172
3. Teo Jeremy C.M., Kuan Ming Si-Hoe, Justin E.L. Keh, Swee Hin Teoh, Relationship between CT intensity, micro-architecture and mechanical properties of porcine vertebral cancellous bone, *Clinical Biomechanics* 21 (2006) 235 – 244
4. Misch C.E.: *Contemporary Implant Dentistry*, Hardbound, 2007, ISBN – 13: 978-0-323-04373
5. Rho J.Y., Hobatho M.C., Ashman R. B., Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 17, No.5, 1995, pp. 347-355

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Marcián

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2011/2012.

V Brně, dne 5.10.2011

L.S.

doc. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
Ředitel ústavu

prof. RNDr. Miroslav Doupovec, CSc.
Děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se v první části zabývá zpracováním historie zobrazovacích metod a uvedením jejich významu v klinické praxi. Z hlediska tvorby výpočtových modelů v biomechanice má velký význam počítačová tomografie. V druhé části je popsáno zpracování dat získaných ze zobrazovacích zařízení CT a mikro-CT odlišných segmentů dvou lidských dolních čelistí. Pomocí metod zpracování obrazu je možné neinvazivním způsobem provádět analýzu hustoty kostní tkáně – kostní densitu a BVF prostřednictvím ruční segmentace v programu ROI Analysis. V práci jsou ukázány průběhy kostní hustoty ve dvou segmentech dolních čelistí a srovnány výsledky měření z CT a mikro-CT. V práci jsou dále popsány korelační vztahy a přepočty, pomocí kterých je možné určovat mechanické vlastnosti kostní tkáně. Na závěr je popsána tvorba výpočtového modelu v programu ANSYS kosti s rozdílnou hustotou a provedena deformačně napěťová analýza

ABSTRACT

The first part of the bachelor's thesis is dealt with the processing history of imaging techniques and their indications in a clinical practice. From point of view of the computer modeling, the computer tomography plays an important role in biomechanics. The second part of this treatment describes the scan processing of sections of two human mandible obtained from computer CT and micro-CT tomography. As a non-invasive way procedure can be characterized the image processing techniques, which analyze a bone density and BVF. The manual segmentation was applied in this analysis provided in ROI analysis software. There are shown the graphs of the bone densities of segments of two human mandibles depending on the specimen length and also there are compared the results of the measurements received from the CT and micro-CT tomography. Then follow the results illustrating the correlation of the relations and recalculations, which can be used as the determination tool of the mechanical properties of bone tissue. Finally there are described the computer models created in ANSYS focused on the different bone density analysis and stress strain analysis.

KLÍČOVÁ SLOV

Počítačová tomografie, spongiózní kostní tkáň, zobrazovací zařízení, kostní hustota, objemový podíl kosti, Hounsfieldovi jednotky

KEYWORDS

Computer tomography, cancellous bone, imaging devices, bone density, bone volume fraction, Hounsfield units

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE MÉ PRÁCE

PRÁŠILOVÁ, E. *Význam zobrazovacích metod při tvorbě výpočtového modelu v biomechanice..* Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 51 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Marcián.

ČESTNÉ PROHLÁŠENÍ

Tímto prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně, pouze s použitím uvedených zdrojů, odborné literatury a na základě konzultací s vedoucím bakalářské práce.

V Brně dne:

Eva Prášilová

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji především Petrovi za cenné rady a připomínky při sepisování bakalářské práce a hlavně za znalosti z biomechaniky, která pro mě byla španělskou vesnicí. Dále děkuji Ondrovi za upravení programu ROI Analysis, především za funkci BVF a barevná tlačítka. Velký dík patří ing. Zdeňku Florianovi, CSc. za zapůjčení vzorků z dolních čelistí. Děkuji své rodině za podporu při studiu.

OBSAH

1 ÚVOD.....	9
2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE	10
3. CÍLE PRÁCE.....	11
4 REŠERŽE DOSTUPNÉ LITERATURY	12
5 HISTORIE A ROZDĚLENÍ ZOBRAZOVACÍCH ZAŘÍZENÍ.....	14
5.1 Rentgen	14
5.1.1 Projekční RTG – princip procesu zobrazení.....	15
5.1.2 Rozdělení RTG zobrazení	16
5.1.3 Základní požadavky RTG	17
5.1.4 Výhody a nevýhody RTG	17
5.2 Ultrazvuk.....	17
5.2.1 Princip ultrazvuku.....	17
5.2.2 Historie ultrazvuku	17
5.2.3 Výhody a nevýhody ultrazvuku	18
5.3 Magnetická rezonance MRI	18
5.3.1 Princip magnetické rezonance	19
5.3.2 Výhody a nevýhody magnetické rezonance.....	20
5.4 CT – výpočetní tomografie.....	20
5.4.1 Princip CT zařízení.....	21
5.4.2 Generace CT přístrojů	21
5.4.3 Výhody a nevýhody CT.....	22
5.4.4 Vznik artefaktů	23
5.5 Mikro-CT a nano-CT.....	24
5.5.1 Princip mikro a nano CT	24
5.5.2 Výhody a nevýhody mikro-CT a nano-CT	25
6 OBRAZOVÁ ANALÝZA	26
6.1 Vznik obrazu a jeho hodnocení.....	26
6.2 Kostní densita v HU jednotkách	27
6.3 Histomorfometrické parametry	28
6.4 Segmentace snímků	29
7 HUSTOTA KOSTI A JEJÍ KVANTIFIKACE.....	30
8 MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOSTNÍ TÁNĚ	31
8.1 Kostní tkáň kortikální.....	31
8.2 Kostní tkáň spongiózní.....	32
9 MĚŘENÍ KVALITY KOSTNÍ TKÁNĚ V DOLNÍ ČELISTI.....	32
9.1 Příprava vzorků kosti	32

9.2 Zpracování snímků a segmentace	33
9.3 Prezentace a analýza výsledků hustoty kostní tkáně	35
9.3.1 Měření HU.....	35
9.3.2 Měření BVF.....	37
9.3.3 Srovnání HU a BVF	38
9.3.4 Srovnání spongiosní kostní tkáně vzorku A a vzorku B.....	38
9.3.5 Závěr a vyhodnocení měření hustoty kostní tkáně	39
10 DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ	40
10.1 Model geometrie.....	40
10.2 Model materiálu.....	41
10.3 Model vazeb a zatížení	41
10.4 MKP síť.....	41
10.5 Realizace výpočtů	42
10.6 Prezentace a analýza výsledků.....	42
10.6.1 Posuvy.....	42
10.6.2 Přetvoření	42
10.7 Závěr a vyhodnocení výsledků výpočtového modelování	43
11 ZÁVĚR	45

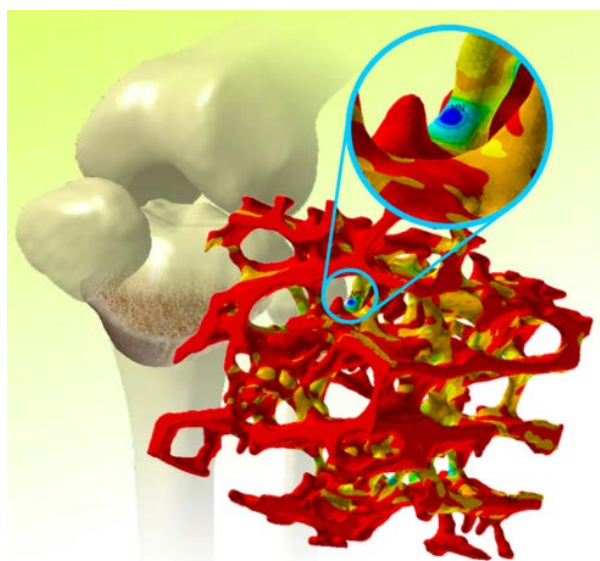
1 ÚVOD

V dnešní době se většina lékařských oborů neobejde bez neinvazivního přístupu v diagnostice a léčení pacienta. Toto tvrzení platí především v chirurgických oborech, kde není možné bez zobrazovacích metod například plánovat operace nebo postup další léčby, další využití je také při diagnostice plicních a jiných chorob (např. tuberkulóza). Doba před Rentgenovým objevem, který umožnil zobrazovat vnitřnosti nejenom lidského těla – rentgenu, je nazývána obdobím slepoty. Dnes již není rentgen jediný přístroj, který se v medicíně využívá k diagnostikám pacientů, ale i přes to má i v současné době veliký význam a široké uplatnění. Je to dáno dlouholetou zkušeností, rychlostí, praktičností použití a v neposlední řadě dostupností tohoto zařízení. Rentgen je již jakýsi standart, je běžný i v zubních ordinacích. Wilhelm Konrád Röntgen dostal za svůj objev v roce 1901 jako první člověk v historii nejprestižnější vědecké ohodnocení a to Nobelovu cenu.

Velkým skokem v zobrazovacích metodách byl počítačový tomograf (CT) a magnetická rezonance (MRI). Hlavní výhodou těchto metod bylo, že díky nim bylo možné zobrazit i prostorovou rekonstrukci na dané rozlišovací úrovni zařízení. Zavedení CT a MRI do medicínské praxe přineslo nové diagnostické možnosti a bývá svým významem přirovnáváno k objevu rentgenových paprsků německým fyzikem W. K. Röntgenem v roce 1895. Základní myšlenku počítačové tomografie odhalil G. N. Hounsfield a ve stejnou dobu vypracoval A. M. Cormack matematickou metodu k rekonstrukci získaného obrazu. Oba tyto vědci převzali v roce 1979 za své přínosy také Nobelovu cenu za fyziologii a lékařství.

V současné době se stále více dostávají do popředí zařízení, která dokáží díky svým rozlišovacím schopnostem zachytit strukturu objektu na mikro a nano úrovni. Jedná se o zařízení zvané mikro-CT respektive nano-CT, které nabývají v oblasti medicíny a vědy na stále větším významu. Na obr.1 je ukázán 3D model spongiózní tkáně, který bylo možné zhotovit díky snímkům z mikro-CT.

S rychlým vývojem společnosti v oblasti medicíny nalézáme řadu problémů, ke kterým je nutné přizvat i obory „nemedicínské“. Často se jedná o problémy stojící na hranici dvou

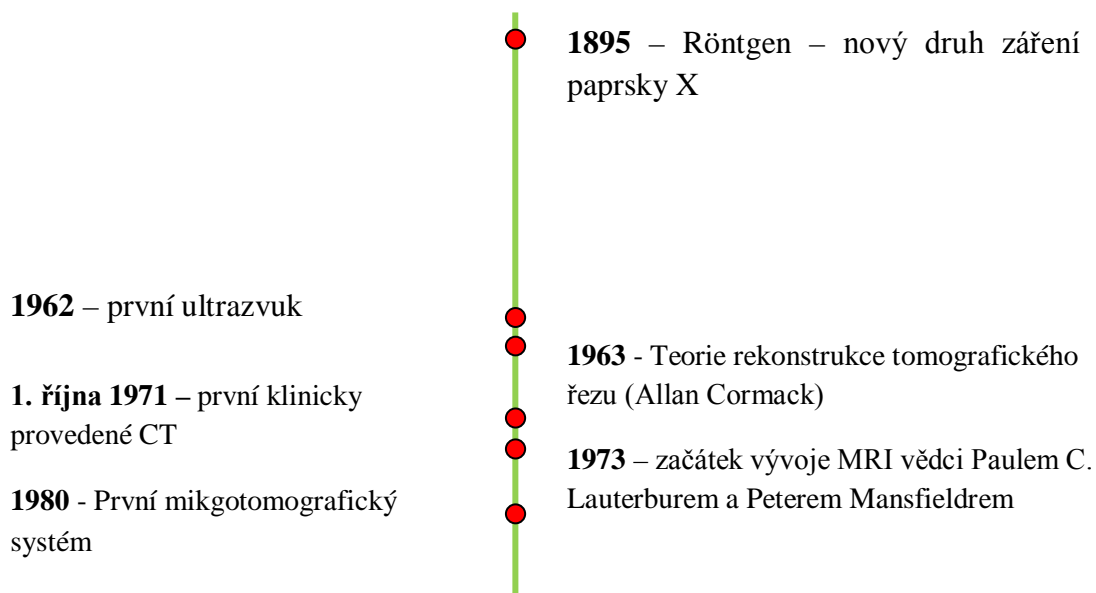


Obr. 1 3D model z mikro-CT spongiózní kostní tkáně [8]

oborů, a to medicíny a techniky. Typickým příkladem jsou implantace, při nichž jsou do těla pacienta zaváděna technická díla. Proto se při řešení problémů klinické praxe využívá znalostí z technických oborů – multidisciplinarita. Je stále více zapotřebí spojení na první pohled naprosto odlišných oborů. Tento trend můžeme sledovat v biomechanice, jejíž současný bouřlivý rozvoj, by nebyl možný bez rozvoje výpočetní techniky a počítačových

metod obecné pružnosti, bez rozvoje zobrazovacích metod, které umožňují geometrickou rekonstrukci snímaného objektu.

Je zřetelné, že analýza zpracování dat ze zobrazovacích metod – CT/MRI je neodmyslitelnou součástí při vytváření výpočtových modelů. Z tohoto důvodu je velice důležité umět kvalitní CT/MRI snímky pořídit, ale především umět tato data vhodně a komplexně zpracovat.



Obr. 2 Historická osa vývoje zobrazovacích metod a zařízení

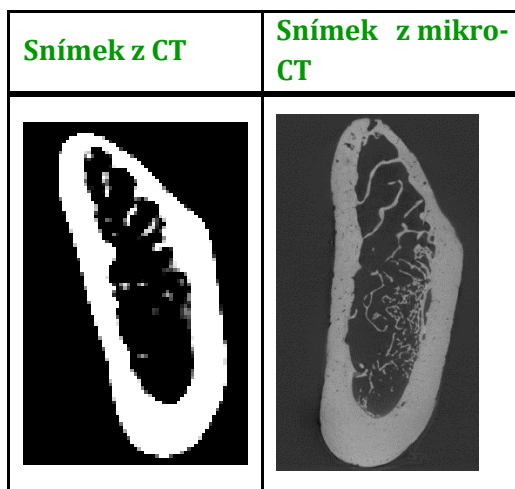
2 POPIS PROBLÉMOVÉ SITUACE

V současnosti existuje řada zařízení pracujících na různém principu, které umožňují různý náhled při řešení nejen zdravotních problémů u lidí a zvířat. Požadavky na zpracování dat z těchto přístrojů jsou často velké, proto je zapotřebí mít k těmto účelům kvalitní software, výpočetní techniku, ale také metodologii¹. V biomechanice jsou výpočtové modely tvořeny řadou dílčích modelů: modely geometrie, modely materiálů, modely vazeb (okrajových podmínek) a modely zatížení [36]. Mezi ty problematické patří tvorba modelů geometrie a modelů materiálu. Jedná se zejména o modely geometrie z oblasti svalově kosterní soustavy (kosti, implantáty, zuby atd.) a modely geometrie měkkých tkání (oblast srdeční a cévní, které mají obecně značně složité tvary a struktury. Problémem je tedy umět data ze zařízení pro zobrazovací metody vhodně zpracovat a vytvořit tak specifické výpočtové modely. Ty je možné řešit ve výpočtových systémech a provádět deformačně napětíovou analýzu a to i s integrací implantátů.

Každá ze zobrazovacích metod má své výhody i nevýhody. Tato práce se bude ve své experimentální části zabývat problematikou zpracování dat z klasického CT zařízení a dat z mikro-CT. V tab. 1 je zobrazen rozdíl mezi klasickým CT snímkem a snímkem pořízeným na mikro-CT (jedná se o stejnou kost dolní čelisti a přibližně stejné místo). Je

¹Metodologie - (z řeckého *methodos*, sledování, stopování, od *hodos*, cesta), je vědní disciplína, která se zabývá metodami, jejich tvorbou a aplikací.

jasné, že obě dvě zařízení poskytují jiný typ informace, jejichž vhodné zpracování pro biomechanické účely představuje problém.



Tab. 1 Srovnání snímků z klasického CT a z mikro-CT

Analýza snímků je pro nás velice důležitá. Díky neinvazivním metodám můžeme získat kvalitní informace o stavu kostí. Z klasického CT můžeme analyzovat hodnotu kostní density, z mikro-CT potom objemové zastoupení kostní tkáně BVF („bone volume fraction“). Díky těmto hodnotám můžeme spočítat ostatní materiálové charakteristiky dané kosti a zabývat se problémy spojené s kvalitou kostní tkáně. V posledních letech je velice aktuálním tématem remodelace kostí², kterou je nutné sledovat na úrovni mikrostruktury kosti. Při tomto problému se mění obsah kostních minerálů BMC a tím i aktuální tuhost v závislosti na remodelaci.

3. CÍLE PRÁCE

1. Zmapovat historický vývoj zobrazovacích zařízení až do současnosti a posoudit jejich význam při výpočtovém modelování.
2. Provést obrazovou analýzu snímků získaných z CT a mikro-CT zařízení.
3. Vytvořit výpočtový model vzorku spongiózní kostní tkáně a provést deformačně napěťovou analýzu.

² *Remodelace - neustále probíhající proces v kostní tkáni, který má za úkol udržovat tkáň živou, ukládat a uvolňovat z kosti minerální látky a přizpůsobovat tvar i hustotu kosti dle jejího používání, tj. dle mechanické stimulace*

4 REŠERŽE DOSTUPNÉ LITERATURY

Uvedené publikace mají zásadní význam na tuto bakalářskou práci.

Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně [35]

Autor práce se zabývá problematikou dentálních implantátů. Cíl práce je provést deformačně napěťovou analýzu čelisti s implantátem na různé úrovni modelu materiálu spongiózní kostní tkáně. V práci uvádí význam počítačové tomografie při vyšetřování kvality kostní tkáně. Jsou tu uvedeny vztahy pro výpočet materiálových vlastností spongiózní kosti, které srovnává s výsledky v další dostupné literatuře. Popisuje tvorbu výpočtových modelů na 2D a 3D úrovni, které jsou zásadní při posouzení mechanické interakce implantátu a zubu v kosti.

Autor: MARCIÁN, Petr

Contemporary implant dentistry [15]

Tato kniha se zabývá komplexními znalostmi z dentální implantologie, jak po stránce klinické, tak po stránce biomechanické. Jsou tu popsány problémy, které se týkají remodelaci kosti, vztahy mezi pevností v tlaku a hustotou kostní tkáně dolní čelisti.

Autor: MISCH, Carl E.

Modelování procesu projekčního a projekčně – rekonstrukčního RTG zobrazení

Autor se zabývá fyzikálními základy generace rtg záření a stručnou historií zobrazovacích zařízení. Jsou tu popsány principy vzniku obrazu při projekčním a projekčně rekonstrukčním záření. Detailně popisuje technické principy CT zařízení, Radonovu transformaci, odlišnosti konvenčního RTG ZS a CT RTG ZS, aktivizační kontrast, Fourierovu rekonstrukci. V další fázi práce je popsán návrh uživatelské aplikace v prostředí Matlab.

Autor: FIALA, Petr

Material properties of bone tissue obtained from CT for biomechanics purposes

Článek pojednává o využití a uplatnění počítačové tomografie nejen v klinické praxi, ale i v biomechanice. Hlavní okruh zájmu je směřován na program ROI Analysis, který má přispět k určování potřebných charakteristik pro výpočtové modelování. Na základě tohoto programu jsme schopni určit z daných kostních tkání kostní densitu, BVF (bone volume fraction). Jsou tu demonstrovány praktické příklady využití programu ROI Analysis.

Autoři: VALÁŠEK, Jiří – MARCIÁN, Petr - KRPÁLEK, David – BORÁK, Libor – FLORIAN, Zdeněk - KONEČNÝ, Ondřej

Computer model in biomechanics depending on gained data from CT/MRI and micro-CT

Tato práce se zaměřuje na výpočtové modelování v biomechanice člověka. Článek popisuje algoritmus softwaru STL Model Creator, který byl vytvořen pro tvorbu modelů na velmi vysoké úrovni (z CT a mikro-CT). V tomto pojednání jsou ukázky, jak program

aplikovat a příklady výstupů, jako je interakce kosti s implantátem řešena metodou konečných prvků.

Autoři: MARCIÁN, Petr – KONEČNÝ, Ondřej – BORÁK, Libor – VALÁŠEK, Jiří – ŘEHÁK, Kamil – KRPÁLEK, David – FLORIAN, Zdeněk

Relationship of mechanical properties to density and CT numbers in humane bone [30]

V této práci se autoři zabývají mechanickými vlastnostmi spongiózní a kortikální části kostní tkáně, se zaměřením na spongiózu. Na základě ultrazvukové metody ze snímků z osmi lidských osob a z těchto dat získané kostní density, určuje autor korelační vztahy pro modul pružnosti spongiózní tkáně. Je tu uveden vztah mezi CT čísly a zdánlivou hustotou, vztah na převedení HU jednotek z hodnot CT. Autoři uvádí výhody ultrazvukové metody, zabývají se i určením modelu kostní tkáně, uvádí vztahy modulu pružnosti pro různé části kostí (femur, tibia, etc.), jsou tu v grafech vyneseny závislosti modulu pružnosti na kostní hustotě.

Autoři: RHO, J.Y. – HOBATHO, M.C. – ASHMAN, R.B.

Characteristic features of trabecular bone in edentulous mandibles [11]

Autoři se zmiňují o souvislostech mezi histomorfometrickými parametry u spongiózní kostní tkáně. Z 278 vzorků kostí dolních čelistí byla prováděna poloautomatická analýza obrazu. Na těchto vzorcích byla měřena trabekulární tloušťka, trabekulární objem, trabekulární číslo, etc. Dále byly měřeny maximální výšky čelistí a případné korelace mezi výškou a histomorfometrickými parametry. Všechny histomorfometrické parametry zkoumaných vzorků ukázaly nečekaně velké odchylky.

Autoři: ULM, C. – TEPPER, G. – BLAHOUT, R. – RAUSCH FAN, X. – HIENZ, S. – MATEJKA, M.

Zobrazovací systémy v lékařství AZSL – CT RTG (projekčně rekonstrukční) 2009

Zobrazovací systémy v lékařství AZSL – RTG ZS (projekční)

V těchto přednáškách jsou názorně popsány základní principy RTG a CT RTG zařízení a jejich historie. V práci je uvedeno historické rozdělení principu projekčního RTG na skiaskopii a skiagrafii, dále generace, které předcházely současnému multislice CT. Autor tu názorně vysvětluje problémy projekčního zobrazování a jejich řešení, principy konstrukce CT RTG ZS a RTG ZS, vysvětluje pojem CT číslo a zabývá se řešením problémů projekčního zobrazení.

Autor: DRASTICH, A.

5 HISTORIE A ROZDĚLENÍ ZOBRAZOVACÍCH ZAŘÍZENÍ

„Žádné téma není tak staré, aby o něm mohlo být řečeno něco nového“

F. M. Dostojevskij

„Není to tak dávno“, co W. C. Röntgen vynalezl nový druh paprsků, který se stal milníkem v historii medicínské diagnostiky. Diagnostika od té doby nabrala nový rozměr, na rozdíl od dřívějšího převážně fyzického vyšetření pacienta, bylo možné sledovat změny uvnitř organismu přístrojem. K dalšímu velkému skoku došlo s rozvojem výpočetní techniky, která umožnila digitálně zpracovávat analogové signály. Pokud dnes pacient navštíví ordinaci, tak považuje ošetření pomocí zobrazovacích metod za tak samozřejmé, že se cítí téměř ošizen, neodešle-li ho jeho lékař na rentgen, endoskopii, „cétéčko“, mamograf či EKG. Medicínská přístrojová technika zaujala v diagnostice nemoci podobné místo jako mobilní telefony a internet v komunikaci a vztazích.[5] Přes různá rizika související s obavou před elektronickými daty, k nimž patří například jejich zneužití, jsou tu nesporné přínosy, které náš život zjednodušují a obohacují. Nastávající maminky si dnes mohou od gynekologa trojrozměrný obrázek nebo video plodu pořízený na ultrazvuku, chirurg může sledovat vývoj léčeného pacienta, kardiolog průtok krve cévami. Všechna tato zařízení prošla za těch téměř 120 let obrovským vývojem.

5.1 Rentgen

V počátcích se výzkumem rentgenového záření zabývala spousta vědců jako například sir William Crookes (1832 – 1919), který pomocí výbojů v řídkých plynech sestrojil Cookesovu trubici, Johann Wolhelm Hittorf (1824 – 1914), který pozoroval vakuovou trubici vyzařující záření na záporné elektrodě, roku 1876 Eugene Goldstein pojmenoval katodové záření. Námi nejznámější z této široké škály vědců je Wilhelm Conrad Röntgen (1845 – 1923), který začal provádět a zaznamenávat experimenty se zářením ve vakuové trubici. [6]

Byl to vynikající německý fyzik, který díky svému vynálezu zachránil nespočet lidských životů, ale sám za svůj výzkum životem zaplatil. Působil jako profesor na univerzitě ve Strasbourgu, Giessenu, Würzburgu a v Mnichově. Dne 11. srpna 1895 objevil nový druh záření, které nazval paprsky X, později nazývány rentgenovy paprsky. Za svůj celoživotní výzkum obdržel roku 1901 jako první v historii Nobelovu cenu za fyziku, kterou nepřevzal (byl podivín). Na obr. 3 je pravděpodobně nejznámější Röntgenův snímek ruky s prstenem Röntgenovy manželky.



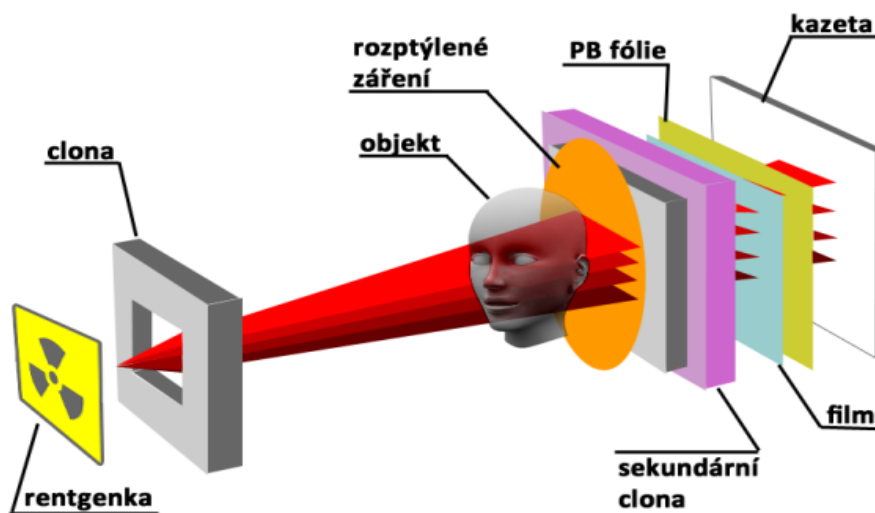
Obr. 3 Jeden z prvních Röntgenových snímků - ruka jeho ženy. Snímek byl pořízen 22.12.1895 [7]

*"Když člověk drží ruku mezi lampou a stínítkem,
jsou vidět tmavší stíny kostí mezi světlejšími stíny ruky" (Röntgen)*

5.1.1 Projekční RTG – princip procesu zobrazení

Základy konstrukce RTG zařízení, které je zobrazeno na obr. 4:

- Rentgenka je zdrojem signálového radiačního toku
- Primární clona vybírá svazek rtg záření
- Sekundární clona potlačuje rozptýlené záření
- Sumační obraz je vytvořen na obrazovém detektoru



Obr. 4 Schéma principu projekčního RTG

5.1.2 Rozdělení RTG zobrazení

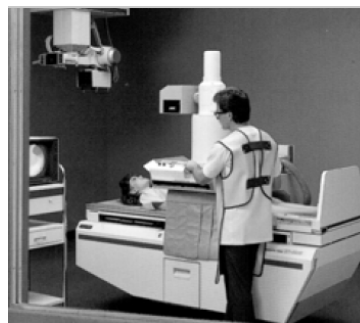
Z hlediska provedení a zpracování RTG obrazů se planární rentgenová diagnostika dělí do dvou skupin:

- **Skiaskopie (fluoroskopie)**

Toto zobrazení je typické k zachycení dynamiky vývoje scény. Klade se tu důraz na časové rozlišení a malou dávku záření na jeden obraz. Přímá skiaskopie spočívala v prezentaci viditelných obrazů ve svazku záření v ploše receptoru. Tato metoda se dnes nepoužívá, protože obsahovala velkou dávku záření pro pacienta i lékaře! Nepřímá skiaskopie umožňuje prezentaci viditelných obrazů po přenosu informací tak, že je lékař může sledovat v prostoru mimo svazek rtg záření.[1]



Obr. 5 Přímá skiaskopie [1]



Obr. 6 Skiaskopie rok 1970 [1]

- **Skiografie (fluorografie)**

Skiografie je zobrazení statické scény. U této metody se klade důraz na co nejkvalitnější obraz, zejména na prostorové kontrastní rozlišení! Dále se dělí obdobně, podle stejného principu jako u skiaskopie - na přímou a nepřímou. [1]



Obr. 7 Skiografie rok 1900 [1]



Obr. 8 Dentální skiografie [1]

V dnešní době se RTG zařízení konstruuje podle účelu použití na:

- Všeobecné použití
- Mamografické
- Kardio(jednoplánární/biplánární)
- Angio
- Univerzální
- Dentální

- Chirurgické
- Mobilní

5.1.3 Základní požadavky RTG

Při RTG záření vzniká sumační (stínové) 2D zobrazení. Protože je lidský organismus složitou soustavou velkého počtu různě uspořádaných tkání, orgánů, tělesných dutin, kostí, atd., při RTG se mohou jednotlivé vrstvy překrývat a může dojít ke špatnému zobrazení anomálií³, proto velice záleží na úhlu projekce. Základní požadavek je - co nejmenší aplikovaná dávka RTG záření s dostatečnou kvalitou obrazu.

5.1.4 Výhody a nevýhody RTG

Hlavní výhoda RTG zařízení spočívá v dlouholetých zkušenostech s využíváním přístrojů. Z pořízených rentgenových snímků jsou dobře rozeznat hranice kosterního systému. Ze snímků lze vytvořit výpočtové modely na 2D úrovni.

Hlavní nevýhodou je působení radiačního záření během vyšetření. Ze snímků z RTG není možné vytvořit 3D výpočtové modely.

5.2 Ultrazvuk

5.2.1 Princip ultrazvuku

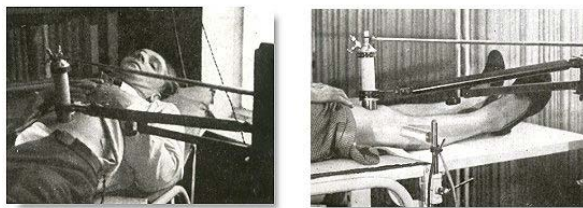
Ultrazvuk je zvuk o vysoké frekvenci cca 20 kHz, což je pro člověka nad hranicí slyšitelnosti. Vlnová délka ultrazvuku je menší než vlnová délka zvukového vlnění, proto je ultrazvuk méně ovlivněn pohybem. Zdrojem vlnění je piezoelektrický krystal v ultrazvukové sondě [13]. Různé tkáně mají různou echogenitu⁴. Při průchodu ultrazvukové vlny lidským tělem naráží na různá tkáňová rozhraní, například vnitřní orgány a sousední tuk. Na rozhraní se část vlny odrazí a část projde dál, čím rozdílnější jsou echogenity sousedících tkání, tím větší je odraz vlny [13]. Výrazný je odraz od překážek a méně je pohlčován kapalinami a pevnými látkami. Odražené vlny přijímá ultrazvuková sonda.

5.2.2 Historie ultrazvuku

První objev ultrazvuku a jeho následné využití začíná v 19. století, kdy Lord Rayleigh publikoval svoji práci „The Theory of Sound“ (1877) [12]. Z této práce vycházejí všechny další výzkumy z oblasti ultrazvuku. V roce 1877 bratři Pierre a Jacques Curriové objevili piezoelektrický efekt, který se stal průlomem ve výzkumu ultrazvukových vln. Než se tato technologie dostala na pole medicíny, byla uplatňována v armádě za první světové války. Využití našla především v SONARu a RADARu. Mezi válkami zaznamenaly obě technologie bouřlivý rozvoj.

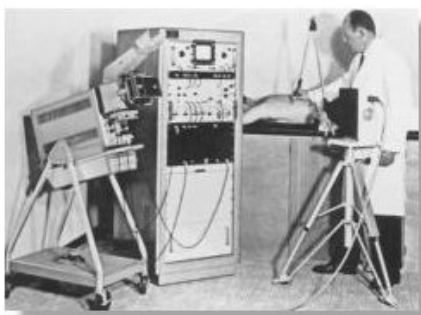
³ Anomálie - (z řeckého a-nomos- nezákonný, nepravidelný) znamená výjimečnost, odchýlení od obecného pravidla nebo normálního jevu. V přírodních vědách se tak označují zejména jevy, které je obtížné vysvětlit v rámci známé teorie.

⁴ Echogenita -je schopnost tkání a orgánů vytvářet při sonografickém vyšetření znatelný obraz.



Obr. 9 Ultrazvukové terapie karcinomu žlučníku [12]

Původně se ultrazvuk v medicíně využíval jakou terapií. Od 40. let se začal využívat v diagnostice. V roce 1962 byl uveden na trh první komerční přístroj svého druhu, měl mechanické rameno, které drželo sondu a s malými úpravami byl vyráběn až do 80. let [12].



Obr. 10 Ultrazvuk s mechanickým ramenem, rok 1962 [12]

V 70. letech došlo k dalšímu pokroku. Sondy se zmenšily a byly bez složitých ramen. V roce 1986 zavedl Freg Devore „doppler color flow mapping“ [12]. Tato metoda je využívána především pro zjištění srdečních vad plodu a jiných vad chlopní. V dnešní době je hitem 3D ultrazvuk, díky kterému můžeme diagnostikovat vrozené vady jako je rozštěp rtů, různé malformace⁵ a defekty u plodu.

Za posledních 60 let se z přístroje, který původně zabíral celou místnost a pacienta bylo nutné namáčet do vody pro lepší vedení zvuku, stalo malé, kompaktní, diagnostické zařízení. Ultrasonografem jsou dnes vybaveny všechny nemocnice a stal se jedním ze základních vyšetřovacích přístrojů [12].

5.2.3 Výhody a nevýhody ultrazvuku

Hlavní výhodou ultrazvuku je, že nemá téměř žádné známé vedlejší účinky, narozdíl od rentgenu nebo počítačové tomografie. Velmi dobře můžeme rozeznat přechody mezi pevnou a měkkou tkání, zobrazení pohyblivých orgánů, zařízení jsou malá a poměrně levná.

Hlavní nevýhoda je, že ultrazvuk velmi špatně zobrazuje kosti.

5.3 Magnetická rezonance MRI

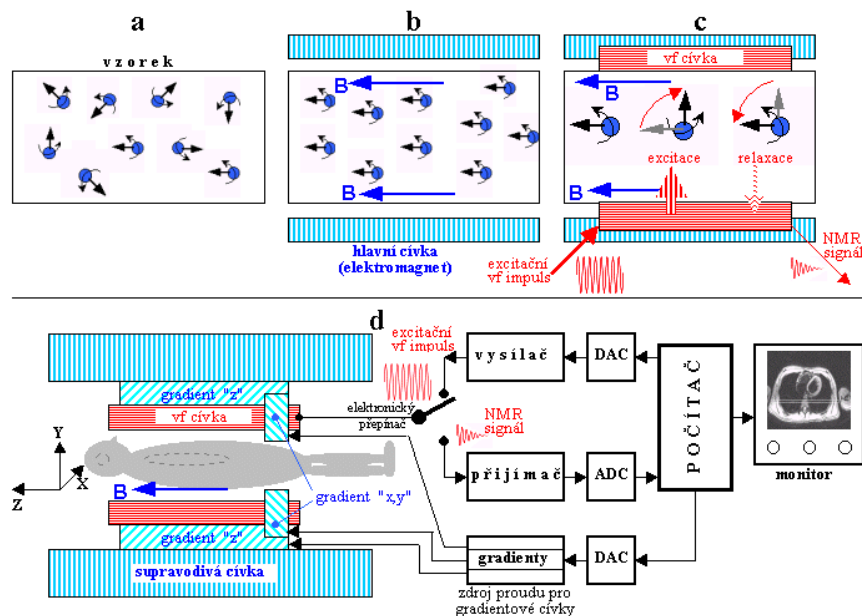
Metoda nukleární magnetická rezonance (NMR), která je základním principem MRI, byla v literatuře popisována již od roku 1940. Pokrok v počítačové technice v 70. a 80. letech umožnil použít signálu NMR pro vytvoření obrazu. MRI byla jako zobrazovací metoda

⁵ Malformace - jsou vrozené vývojové vady – vrozené morfologické odchylky přesahující normální variabilitu spojené s významnými tvarovými a funkčními poruchami.

vyvíjena od roku 1973 dvojicí vědců Paul C. Lauterbur a Peter Mansfield. Oba tyto vědci za své přispění k rozvoji zobrazovacích metod dostali v roce 2003 Nobelovu cenu za medicínu a fyziologii. V České republice se první přístroj MRI datuje od roku 1988.

5.3.1 Princip magnetické rezonance

Je všeobecně známo, že lidské tělo je ze dvou třetin tvořeno vodou, která je zastoupena ve všech tkáních. Voda se skládá z jednoho atomu kyslíku a dvou atomů vodíku. Jádro vodíku tvoří jeden proton, který má kladný náboj a velmi rychle rotuje kolem své osy. Kombinace náboje protonu a jeho rotace vytváří magnetické pole. Díky tomuto poli má atom vodíku silný magnetický moment. Pokud položíme člověka do silného homogenního magnetického pole, mají všechny atomy vodíku v jeho těle osu precesního pohybu rovnoběžnou s vnějším magnetickým polem. Proč? Protony se díky svému magnetickému momentu poli přizpůsobily. Některý atom ovšem srovná svou osu po směru vnějšího pole, jiný proti směru. Magnetická pole takového páru protonů se navzájem vyruší. Magnetická rezonance může pracovat jen s těmi atomy-solitéry, které svoje magnetické pole navzájem nevyrušily. Na milión atomů je jich jen několik, přesto to stačí k dokonalému snímkování.



Obr. 11 a) Magnetické momenty za normálních okolností - chaotické uspořádání. b) Působením silného mag. pole B se mag. momenty jader zorientují do směru vektoru B. c) Vysíláním vf elektromagnetického pole se tato zorientovaná jádra vychýlí ze směru B. d) Zjednodušené schéma zařízení. [9]

Úlohy vysílacích a přijímacích zařízení zastávají speciální cívky, které se umísťují co nejbližší tělu pacienta. Když cívky přestanou vysílat, vrací se atomy do původní polohy (nutí je k tomu silné vnější magnetické pole) a právě v této chvíli atomy vyzáří absorbovanou energii. Tento vysokofrekvenční signál zachytí cívky, které se staly z vysílacích antén anténami přijímacími. Tento proces se periodicky opakuje. Na základě naměřeného indukovaného napětí a dalších parametrů je signál pomocí procesů převeden na škálu šedé. Protože signál závisí na mnoha parametrech, nelze přesně určit, který odstín zastupuje danou tkáň. [9]

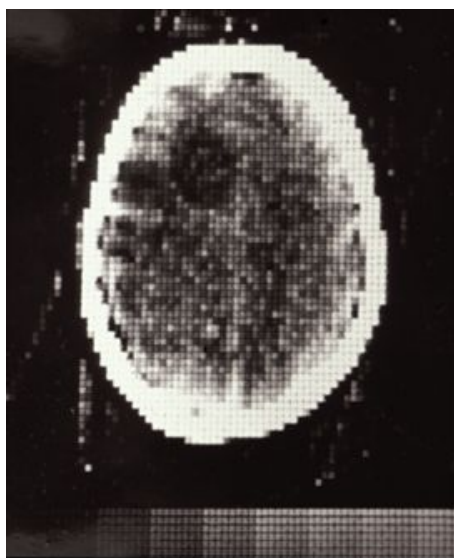
5.3.2 Výhody a nevýhody magnetické rezonance

Magnetická rezonance se užívá zejména při vyšetření mozku, nebo při podezření na nádorová onemocnění. Výhodou MRI je, že zobrazovací proces probíhá bez ionizujícího záření, díky tomuto můžeme zobrazit neinvazivně například nervy či mozkovou tkáň, meniskus, meziobratlové ploténky, těhotné ženy a děti. Na MRI není možné pozorovat kosterní aparát, protože kosti neobsahují téměř žádnou vodu. Díky možnosti rozsahu vyšetření je možné docílit lepšího rozlišení jak u ultrazvuku nebo CT. K lepšímu zobrazení se používají kontrastní látky. Rozlišení magnetické rezonance je 256x256 pixelů. Nový vývoj umožnil zkrátit interval jednoho snímku na milisekundy. Jedná se o tzv. MRI-fluoroskopii, při které je možné pozorovat pohybující se orgány v klinické praxi.[10]

Hlavní nevýhodou je, že nelze snímat člověka, který má v těle implantát z kovu, který magnetizuje, endoprotézu, nebo stend v žíle. Pod vlivem magnetického pole se železo rozežřeje a hrozí poškození tkáně vysokou teplotou. Ve srovnání s CT se artefakty vyskytují častěji a snižují kvalitu obrazu.

5.4 CT – výpočetní tomografie

Z výpočetní tomografie (Computed Tomography - CT) můžeme pomocí matematické rekonstrukce získat z mnoha sumačních rentgenových snímků snímek tomografický, to znamená příčný řez. Teorie rekonstrukce tomografického řezu ze sumačních snímků byla vypracována Allanem Cormackem v roce 1963. První klinicky provedené CT, které můžeme vidět na obr. 12, proběhlo u pacienta 1. října 1971 v nemocnici Atkinson Morley v Londýně v Anglii. Pacient, dáma, byla snímána na zařízení vyrobené firmou Godfrey Hounsfield a jeho týmem u EMI (centrální výzkumné laboratoře v Hayese, západním Londýně). Skener produkoval snímky s maticemi 80x80, přičemž každý sken trval asi 5 minut. Pro srovnání, aktuální skenery mohou produkovat snímky s rozlišením 1024x1024 a získání údajů pro jeden řez trvá méně jak 0,3 sekundy. Po prvním klinickém testu pomocí zobrazení CT, byl pacient s podezřením na nádor ve frontálním laloku operován. Chirurg po provedení operace konstatoval, že „to vypadalo přesně jako na obrázku“. [18]



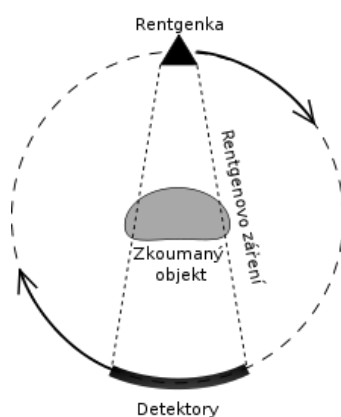
Obr. 12 První klinický CT snímek: nemocnice Atkinson Morley's, říjen 1971 [18]

Po tomto obrovském úspěchu se začaly CT skenery instalovat do nemocnic. V roce 1975 uvedla skupina EMI na trh CT5000, který měl rozlišení 320x320, v roce 1978 bylo instalované zařízení s rozlišením 512x512. [18]

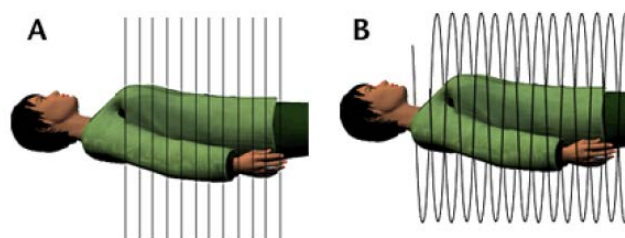
Hounsfield a McCormack obdrželi roku 1979 Nobelovu cenu za lékařství, pro samostatnou práci na rozvoji teorie a technologie CT skenování.[19]

5.4.1 Princip CT zařízení

Základem vzniku tomografického obrazu je mnoho RTG snímků pořizovaných v rozsahu 360° kolem pacienta pomocí axiálních, nebo helikálních (spirálních) řezů (viz obr. 14), ze kterých je rekonstruován výsledný řez. Princip mikro-CT je v útlumu paprsku v závislosti na fyzikální hustotě dané tkáně. Pacient je zasunut do přístroje, kde jej po kruhové ose obíhá zařízení složené s rentgenkou a detektorů (viz obr. 13). Detektory jsou připojeny k počítači, ten převádí analogový signál na digitální, který se dále zpracovává a nakonec jej opět převádí pomocí zpětné Radonovy transformace na výsledný CT snímek.



Obr. 14 Princip klasického CT a mikro-CT [3]



Obr. 13 A - axiální řezy, B - helikální

Vyšetřovaný řez není nic jiného než matice plošných elementů, tzv. voxelů (jedná se o pixel, který má třetí rozměr - kvádr), které jsou řešením soustavy rovnic. Každému voxelu odpovídá koeficient oslabení/absorpce. Matice bývá nejčastěji ve velikosti 512x512 pixelů. Velikost závisí nejen na možnosti přístroje, ale také na požadovaném přínosu vyšetření. Se zvětšováním matice prudce narůstá výpočetní náročnost a také čas nutný k získání dat a tím i radiační zátěž pro pacienta. Je nutné si uvědomit, že každý voxel má i svoji hloubku, a proto zvyšování rozlišení matic bez současného ztenčení vrstvy může přinést jen omezený efekt a často je spíš zdrojem artefaktů.

5.4.2 Generace CT přístrojů

Z hlediska konstrukce systému: zdroj záření/systém detektorů, je možné rozdělit CT přístroje do několika generací:

- **První generace**

Dnes se již nepoužívá. Šlo o využití rotačně translačního pohybu, kdy se systém po pootočení o 10°-15° posunul lineárně přes celou šířku pacienta v dané rovině. Expoziční časy byly v řádu minut. [4]

- **Druhá generace**

Také využívá rotačně translační pohyb, ale změnil se tu úhel mezi jednotlivými snímky a došlo ke zvětšení počtu detektorů, které byly upevněny na sektorové matici. Expoziční časy klesly na 50-10s. [4]

- **Třetí generace**

Tato generace je v současné době nejvyužívanější. Využívá izocentrický rotační pohyb systému rentgenky/detektorů. Snímkování je prováděno po 1° až $0,5^\circ$. Detektory jsou umístěny na kruhové výseči rotující spolu s rentgenkou tak, že jsou spolu uzamčeny.

- **Čtvrtá generace**

Příliš se nerozšířila. Využívá rotačně stacionární systém. Detektory jsou umístěny v počtu cca tisíc v celém obvodu gantry⁶. Rotuje tu pouze rentgenka.

- **Pátá generace**

Detektory jsou na vnitřním prstenci gantry, rentgenka obíhá vně. Množství detektorů je v desítkách tisíc.

- **Šestá generace – kardio-CT**

Kardio-CT se používá pro vyšetření v kardiologii. Rychlost rotace rentgenky je 360° za 0,35 sekund, což umožňuje získat obrazová data v submilimetrové úrovni, ve vysokém rozlišení a kvalitě. Lze snímat pohyblivé orgány jako srdce.

- **Spirální CT**

Tento CT přístroj je pokračováním třetí generace. První systém CT s kontinuální rotací byl vyvinut firmou Bio – Imaging Research v roce 1986. Dříve bylo nutno každou druhou otáčku provádět v opačném směru a mezi tím se stůl s pacientem posunul. Zavedení kontinuální rotace umožnilo plynulý posun stolu s pacientem, zatímco se kontinuálně zaznamenávají snímky. **Helikální CT** umožnilo lepší vytváření 3D rekonstrukcí a urychlení procedury zaznamenávání snímků. [4]

- **CT nové generace**

Tento přístroj se liší tím, že má dva zdroje. V jednom snímacím zařízení se tu spojují dva rentgenové zdroje. Díky nim je zkoumaná část skenována dvěma energiemi, dvěma intenzitami záření. Tímto je možné se při vyšetření zaměřit pouze na určitý druh tkáně. Gantry rotují s rychlostí 1 otáčka za 0,33 vteřiny, což jsou momentálně nejrychlejší gantry na světě. Nový systém je dvakrát rychlejší a tím pádem se snižuje doba, po kterou musí být pacient vystaven radiaci.

5.4.3 Výhody a nevýhody CT

Výhoda CT vyšetření spočívá ve velmi rychlém provedení, lze tedy eliminovat vliv pohybu pacienta, což u magnetické rezonance není možné. CT zařízení přineslo možnost zobrazení prakticky všech orgánů v lidském těle, s výjimkou páteřního kanálu (míchy), kde je lepší vyšetření pomocí MRI. Dosažení lepšího rozlišení například u nitrozilního vyšetření je pomocí použití kontrastních látek. Rozlišení klasického CT je 512×512 pixelů.

Hlavní nevýhoda klasického CT je ve velké dávce rentgenového ionizačního záření, takže vyšetření musí být indikované s ohledem na radiační zátěž pacienta. Při snímání může dojít ke vzniku artefaktů různého původu, jak je uvedeno dále.

⁶ Gantry – prstenec, ve kterém jsou uloženy detektory a rentgenka.

5.4.4 Vznik artefaktů

Obrazové artefakty (nenáhodný šum v obraze) jsou systematické neshody v CT číslech v rekonstruovaném obraze oproti skutečné hodnotě RTG záření. Vznik artefaktů snižuje kvalitu snímaného objektu, což může ovlivnit další zpracování CT snímků, proto se radiologičtí pracovníci snaží těmto chybám (vadám) předcházet.

Příklady artefaktů, které mohou vznikat při CT snímání:

- **Proužky**

Tyto artefakty vznikají vlivem kvantového šumu, pokud RTG záření prochází například velkou vrstvou tkáně – oblast pánve, ramen. Tento artefakt se může objevit u obézních lidí. [20]

- **Kruhy**

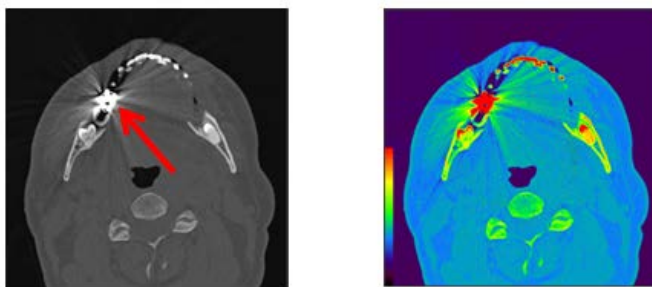
Při kruhovém artefaktu dochází ke změnám detekční účinnosti nebo citlivosti detekčních kanálů. Tento artefakt závisí na počtu a citlivosti detektorů. Je typický pro 3. generaci CT přístrojů (systém rotace – rotace). K potlačení tohoto typu artefaktu je důležité najít chybný detektor a provést následnou recalibraci. [20]

- **Pohybový artefakt**

Pohybový artefakt se projevuje světlými pruhy. Tato skupina artefaktů je nejčastěji způsobena nespouprací pacienta – pacient například nevydrží zadržet dech po dobu pořizování snímku. Tento problém se snaží pracovníci omezit například zafixováním hlavy či končetin a urychlit dobu záznamu.

- **Kovový artefakt**

Pro kovový artefakt je typický nežádoucí výpad obrazu, který je způsoben přítomností objektu s největší absorpcí v místě skenu. [20] Objekt absorbuje velké množství záření a způsobuje artefakt. Tyto předměty mohou být například dentální materiály (plomby na obr. 15), spony, šrouby, atd. Kovový artefakt se projevuje výraznými jasnými pruhy, často až hvězdicovitého tvaru.



Obr. 15 Ukázka kovového artefaktu - plomby, napravo v pseudobarvách.

- **Partial volume artefakt**

Tento artefakt je způsoben výskytem více struktur v objemu voxelu – výsledek je dán zprůměrováním jednotlivých lineárních součinitelů zeslabení [20]. Partial volume je známý pod názvem Hounsfieldovy pruhy. K potlačení artefaktu dochází pomocí snímání po tenkých vrstvách s následným sečtením nebo zprůměrováním obrazů.

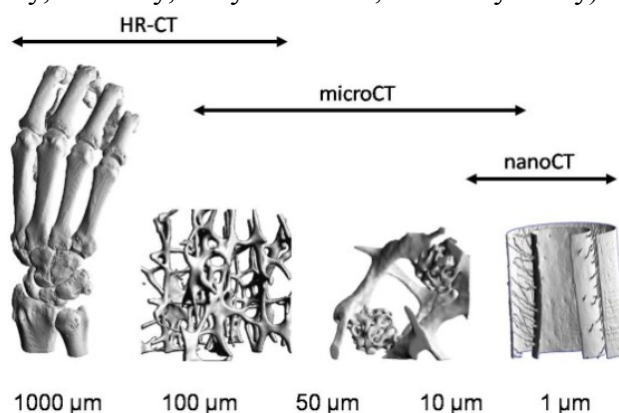
Více informací o této problematice v [20].

5.5 Mikro-CT a nano-CT

První mikro-tomografický přístroj byl vytvořen a postaven Jimem Eliottem na začátku roku 1980. První zrekonstruované obrazy byly plátky malého tropického šneka o velikosti pixelu 50 mikrometrů. Díky této nedestruktivní metodě poskytující trojrozměrný obraz vnitřní struktury objektu, byl zhotoven první kosterní mikro-CT sken v roce 1994. [22]

Mikro-CT zařízení předcházelo takzvané CT zařízení s vysokou kvalitou rozlišení – HR CT (high-resolution CT). Na těchto přístrojích byly diagnostikovány především plicní choroby (záněty plic, bronchitidy, stavy plic před transplantací). [21]

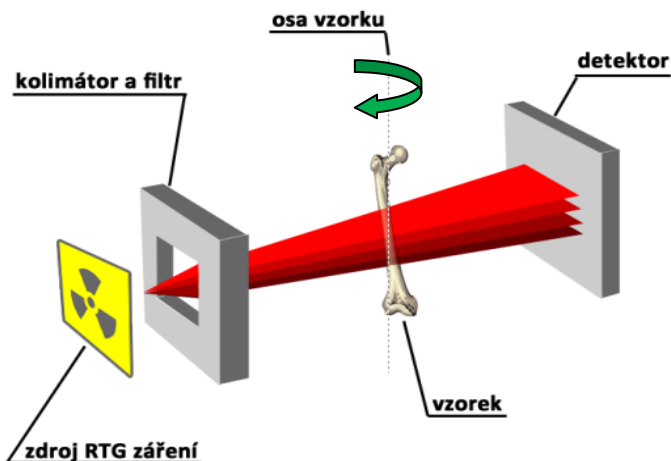
S pokračujícím vývojem CT zařízení se tato technika stala dostupnou v mnoha rozlišeních. Díky CT můžeme vyšetřit hierarchické rozmezí celých těl až do sub – buněčné úrovně, což je názorně vidět na obr. 16. Technika mikro-CT otevřela pole pro nové aplikace, jako jsou například, podrobné nedestruktivní zkoušky, zjišťování důvodu závady na mikro úrovni (trhliny, vměstky, vady materiálů, kostní výrůstky).



Obr. 16 Hierarchické zobrazování pomocí počítačové tomografie. [23]

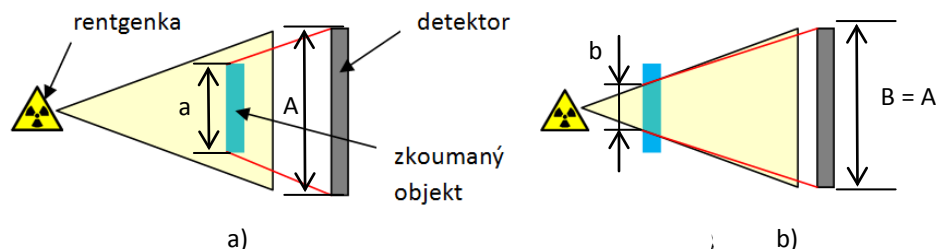
5.5.1 Princip mikro a nano-CT

Princip mikro-CT a nano-CT je stejný jako u klasického CT. Pokud chceme vytvořit trojrozměrný obraz, je potřeba opět získat celou sadu dvojrozměrných projekcí okolo objektu ve 360°. Zásadní rozdíl je především ve způsobu provedení vlastního zařízení. Mikro/nano CT zařízení je obvykle sestaveno tak, že rentgenka a detektor jsou na pevné pozici a objekt se otáčí kolem své podélné osy, jak je vidět na obr. 17. Toto je zásadní rozdíl v konstrukci mezi klasickým CT.



Obr. 17 Schéma mikro-CT a nano-CT

Rozlišovací možnosti, a tedy velikost voxelu, je ovlivněna polohou vzorku mezi detektorem a rentgenkou (obr. 18 a), b)). Jak je vidět na obr. 18 b), čím je zkoumaný objekt blíže rentgence, tím je dosaženo většího zvětšení vzorku ($b \Rightarrow B$). Pokud umístíme vzorek blíže detektoru, zmenší se rozměr voxelu ($a \Rightarrow A$). Nevýhoda umístění vzorku blíže rentgence je ta, že se nezobrazí celý objekt, protože velikost vyzařovacího kužele je menší než rozměr objektu. i když objekt není zachycen celý, je detailněji zobrazena jeho mikrostruktura. Záleží na uživateli a jeho požadavcích.

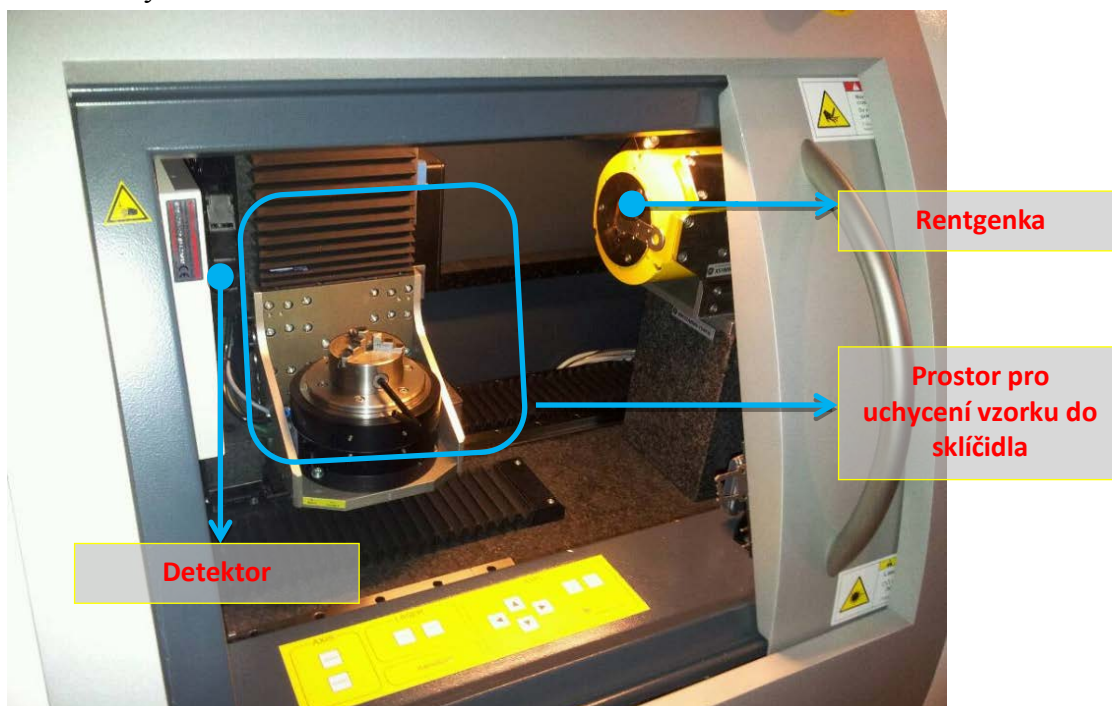


Obr. 18 a) - objekt blíže detektoru, b) - objekt ve větší vzdálenosti od detektoru.

5.5.2 Výhody a nevýhody mikro-CT a nano-CT

Mikro-CT má daleko vyšší rozlišení a to běžně 0,001-0,02mm (CT má 0,5mm). Nano-CT poskytuje rozlišení až 50nm. Velikost snímaného vzorku je omezena velikostí zařízení a také rozměrem kužele paprsku, jak můžeme vidět na obr. 19, kde je zobrazen prostor nano-CT Phoenix nano m. Prostory pro umístění vzorků jsou v maximálním rozsahu desítek centimetrů.

Hlavní nevýhodou mikro-CT a nano-CT je extrémní dávka záření. Při zkoumání živých vzorků by došlo k ovlivnění živočišných buněk. V současné době firma Skyscan pracuje na speciálním zařízení a snaží se vytvářet nové prototypy, díky kterým bude možné provádět skeny srdce u malých obratlovců.



Obr. 19 Nano-CT Phoenix nano m, vnitřní prostor zařízení.

6 OBRAZOVÁ ANALÝZA

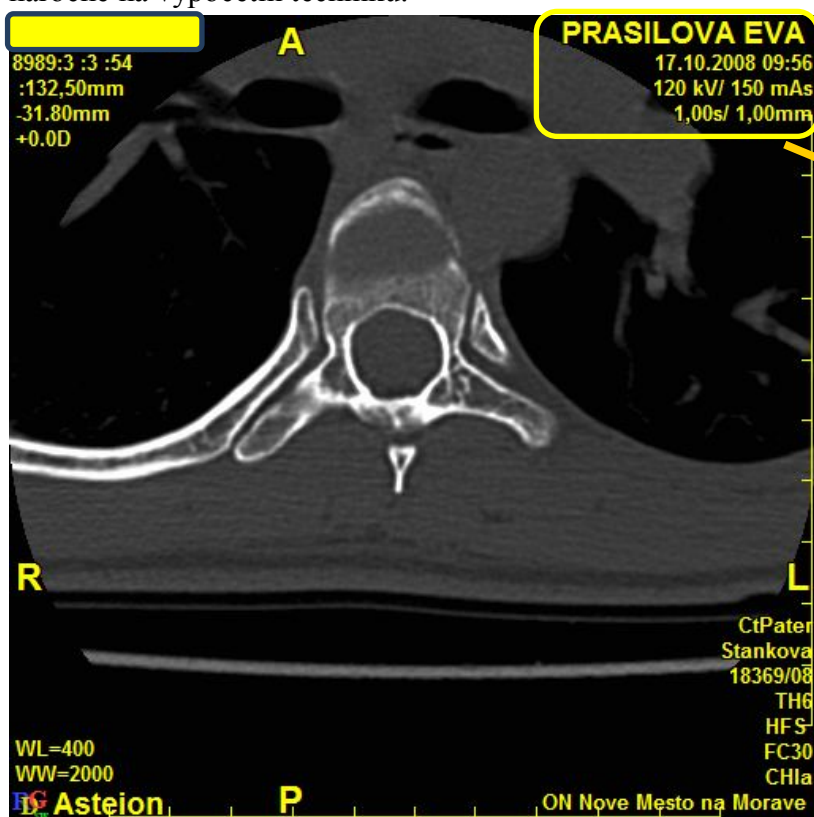
6.1 Vznik obrazu a jeho hodnocení

Z hlediska počítačové grafiky rozlišujeme dva základní typy popisu (reprezentace) geometrie objektu.[37]: vektorová grafika, rastrová grafika. Výstupy ze zobrazovacích zařízení – CT/MRI, jsou typem rastrové grafiky.

Data z CT/MRI se dnes ukládají v mezinárodním, univerzálním formátu DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Toto sjednocení je velice důležité z hlediska přenositelnosti dat a ucelení mezi jednotlivými výrobci zobrazovacích zařízení. Součástí DICOM souboru jsou informace o pacientovi (rodné číslo, jméno, věk, čas...), ale i o pořizovaných skenech (velikost voxelu, poloha jednotlivých řezů, intenzita voxelů a hloubka barev...), ukázka na obr. 20. Tyto informace jsou nepostradatelné pro další počítačovou analýzu!

Jelikož se experimentální část práce bude zabývat zpracováním dat z CT a mikro-CT snímků, bude dále popsán princip vzniku obrazu z těchto zařízení.

Každý voxel je reprezentován hodnotou intenzity v šedé barevné škále. Ty popisují rozložení fyzikálních hodnot (rentgenová hustota CT v nasnímaném objektu) [35]. Každý odstín šedé barvy vyjadřuje tedy denzitní jednotky – CT čísla, ty se přepočítávají na Hounsfieldovy jednotky. Operace spojené se zpracováním obrazu jsou obecně velice náročné na výpočetní techniku.



Informace o pacientovi, skeneru a rozlišení snímku

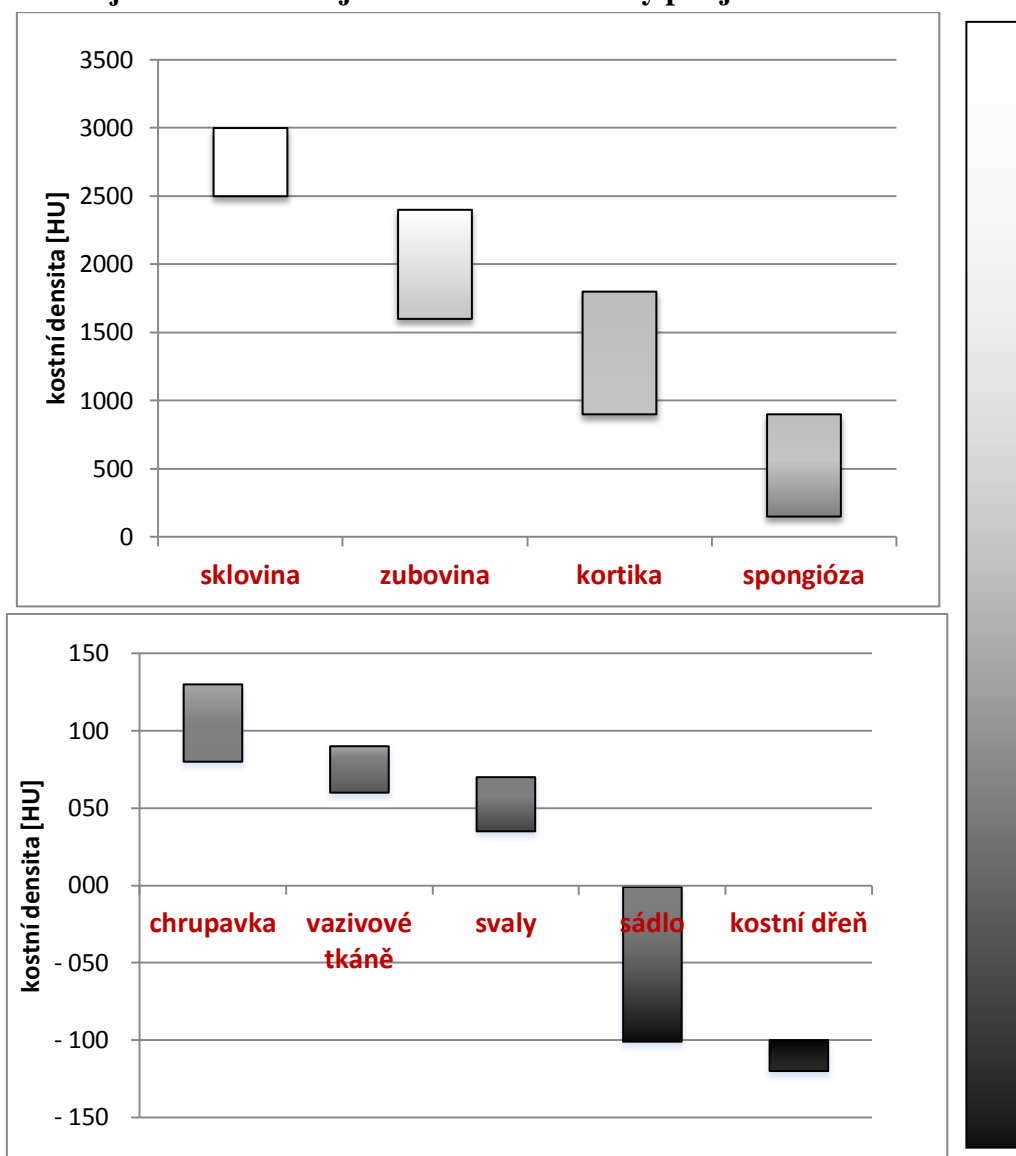
Obr. 20 Mikro-CT páteřního obratlu Th6 (šestý hrudní).

6.2 Kostní densita v HU jednotkách

Pro kvantitativní analýzu tkání se nejčastěji používají takzvané Hounsfieldovy jednotky, dále jen HU (Hounsfield Units), na které se převádí CT čísla podle korelačního vztahu (1). Kde μ_{mat} je absorpční koeficient dané tkáně a μ_{vody} je koeficient oslabení pro vodu. Vzduch má hodnotu -1000HU, to je takřka nulovou absorpci, kost má hodnotu +1000HU až +3000HU. Stupnice má rozsah od -1000 do 3000HU.

$$\text{densita} = \frac{\mu_{\text{mat}} - \mu_{\text{vody}}}{\mu_{\text{vody}}} * 1000 \text{ [HU]} \quad (1) \quad [30], [1]$$

Grafy znázorňující rozsah HU – jednotek kostní density pro jednotlivé tkáně:



Tkání	Sklovina	Zubovina	Kortikální kost	Spongiózní kost	Chrupavka	Vazivová tkáň	Svaly
Kostní densita [HU]	2500-3000	1600-2400	900-1800	150-900	80-130	60-90	35-70

Tkáň	Voda	Sádlo	Kostní dřev	Vzduch
Kostní densita [HU]	0	-100	-100-(-120)	1000

Tab. 2 Rozsah HU jednotek pro dané tkáň.

Moderní CT zařízení rozliší denzitní rozdíl 5HU. Rentgenový snímek je schopen zachytit asi 3% rozdíl šedi, zatímco CT i 0,5% rozdíl. Toto je jedna z velkých výhod CT oproti RTG. Zatímco RTG má lepší rozlišovací schopnost geometrickou (5x až 16x vyšší), CT jednoznačně vede v rozlišení kontrastů. [4]

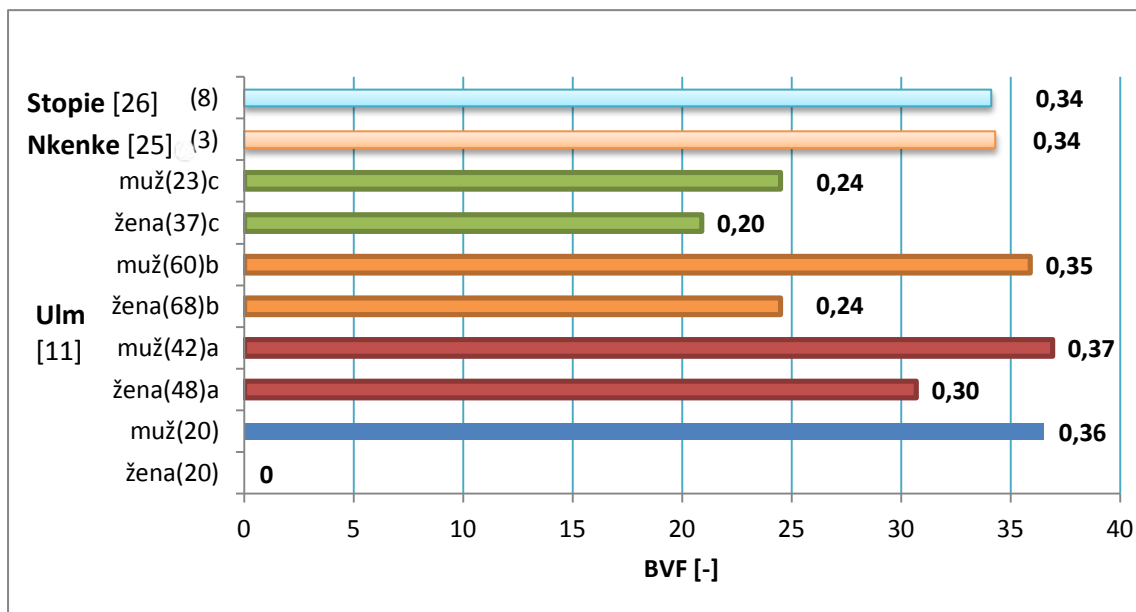
6.3 Histomorfometrické parametry

Detailnější informaci o kostní tkáni je možné získat z mikro-CT. Pomocí histomorfometrických parametrů se popisují charakteristiky pórovitých struktur, v experimentální části této práce pak kvalita spongiózní kostní tkáň. V [11] autoři uvádí tyto nejpoužívanější histomorfometrické parametry měřené na spongiózní kostní tkáni: objemový podíl kostní tkáň (BVF, objem kosti/celkový objem zkoumané oblasti; %), průměrná hodnota počtu trámečků (TrNr, [obvod trámčité kosti /celková plocha analyzované oblasti]; mm), střední trabekulární tloušťka (TrTh, [celková plocha kosti/obvod trámčité kosti] $\times 1000$; μm), střední trabekulární rozlišení (TrSe, [(celková plocha analyzované oblasti – celková plocha kosti)/ obvod trámčité kosti] $\times 1000$, μm).

Nejpoužívanější a nejdůležitější bezrozměrnou, měřenou veličinou u mikro-CT při popisu spongiózní struktury je bone volume fraction – $BVF = BV/VT$ (bone volume/total volume). BVF popisuje kvalitu spongiózní kosti na principu objemového podílu trámečků vůči celkovému objemu spongiózní kosti.

Příklady zpracování histomorfometrických parametrů jsou v [11]. Ulm a kol. [11] studovali strukturální parametry u bezzubých dolních čelistí 68 žen a 60 mužů ve věku 77.58 ± 10.09 let. Na těchto vzorcích nebylo provedeno mikro-CT, ale velice tenké řezy, které byly následně nafoceny a analyzovány. Hodnoty BVF jsou uvedeny v grafu 1 spolu se srovnáním s jinými autory, kteří se zabývali obdobnou problematikou (autoři – Stopie a Nkenke [26][25]). V závorkách jsou uvedeny počty měření. Měření bylo provedeno ve třech oblastech: a – přední řezák, b – první premolár, c – první molár. Z hodnot vyplývá, že lepší objemový podíl spongiózní kosti je v oblasti předních řezáků a směrem k molárům se snižuje. Tento fakt je možné vysvětlit tak, že jako první, již v mladším věku, vypadávají moláry. Na jejich místě pak dochází postupem času k resorpci kostní tkáň⁷. Díky těmto výsledkům je možné udělat si představu o objemovém podílu kostní tkáň v jednotlivých místech čelisti.

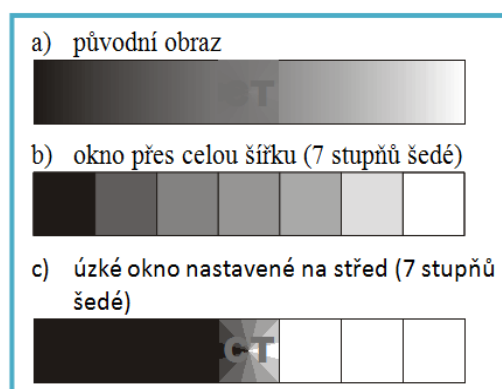
⁷ Resorpce – úbytek kostní tkáň.



Graf 1 Výsledky měření BVF ve třech oblastech: a – přední řezák, b – první premolár, c – první molár.

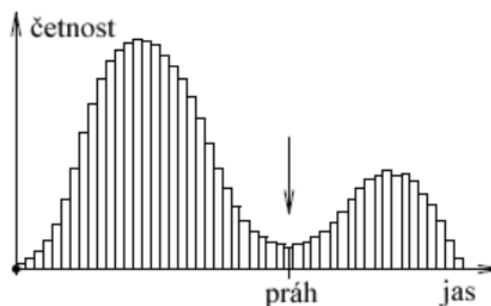
6.4 Segmentace snímků

Vzhledem k tomu, že lidské oko dokáže rozlišit pouze 20 odstínů šedé, je stupnice 4000 příliš široká pro hodnocení, není možné od sebe rozeznat jednotlivé typy tkání. Z toho vyplývá, že by jeden odstín charakterizoval 200HU. V tomto případě je možné od sebe rozlišit pouze vzduch, tuk a kost. Proto je nutné pro hodnocení používat okénko (tzv. window). Podle oblasti, která je v daném okamžiku potřebná, se nastaví šířka tzv. okénka. Například pokud je potřeba rozlišit nekrózu (19-25HU) od zdravé ledvinné tkáně (30-37HU) musí okénko zahrnovat oboje možné hodnoty a zároveň musí být co nejúžší, aby bylo možné rozlišit co nejvíce detailů [4]. Naopak pro hodnocení strukturu kosti je nutno nastavit okénko s vysokým středem.



Obr. 21 Obrázek demonstruje důležitost nastavení správného okna pro hodnocení: b) detail úplně zaniká, ale získáváme správný dojem o celku, c) vidíme kontrastně detail, ale celková představa se vytrácí [4].

Pro metody určování prahu používáme dvouvrcholový (bimodální) histogram, kde jeden vrchol odpovídá četnosti obrazových elementů pozadí a druhý četnosti obrazových elementů objektů. Podle obr. 22 je zřetelné, že oblast mezi oběma vrcholy není v obraze tak častá a odpovídá jasů hraničních obrazových elementů mezi objekty a pozadím. Výsledný práh by měl splňovat požadavek minimální segmentační chyby. Určíme ho jako hodnotu, která je minimem ležícím mezi dvěma maximy.

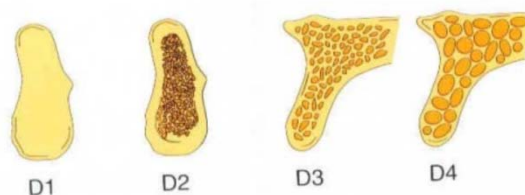


Obr. 22 Bimodální histogram [24].

7 HUSTOTA KOSTI A JEJÍ KVANTIFIKACE

Posouzení kvality kostní tkáně je nejdůležitějším faktorem v předoperační přípravě. Umístění implantátu do dostatečně kvalitní kostní tkáně zajistí počáteční primární stabilitu a následnou osseointegraci⁸ implantátů.

Klasifikace kostní density byla v roce 1985 prezentována Lekholmem a Zarbem [27][28] a v roce 1990 byla modifikována Mischem, který ji rozdělil do čtyř regionů D1 – D4 (viz obr. 23). Tato klasifikace se používá pouze v dentální implantologii. Současně s úbytkem density dochází i k resorpci alveolárního výběžku.



Obr. 23 Klasifikace kvality kostní density [14].

D1 – kvalitní kompakta

- *Výhody*: zajištěna primární stabilita implantátu, kvalitní osseointegraci
- *Nevýhody*: obtížná preoperace vlivem přehřátí, redukované krevní zásobení

D2 – kvalitní kompakta, hustá spongióza

- *Výhody*: zajištěna dobrá primární stabilita implantátu, snadná preparace, dobré krevní zásobení, dobrá osseointegrace

D3 – tenká kompakta, řídká spongióza

- *Výhody*: bohaté krevní zásobení
- *Nevýhody*: horší osseointegrace, obtížná preparace opět vlivem přehřátí

D4 – téměř žádná kompakta, řídká spongióza

- *Nevýhody*: snížená primární stabilita implantátu a špatná osseointegrace

Při vyšetřování kvality kostní tkáně před implantací zubního implantátu má zásadní význam počítačová tomografie CT. Před implantací se provádí dentální CT analýza, kdy se pomocí vyhodnocení kostní density snímané kostní tkáně může posoudit kvalita a následná

⁸ Osseointegrace - označuje postup implantování zhotoveného nosného pouzdra přímo do kosti, přičemž dojde k následnému spojení mezi živou tkání a plochou nosného implantátu.

předoperační příprava kosti před implantací. Vybavení pro diagnostiku kvality/hustoty kosti patří mezi velice nákladné a pořizovací cena je pro mnoho lékařů překážkou.

Na základě této kvalifikace provedli Misch a spol. rozdělení kvality [14][15][16][17] kostí podle velikosti kostní density v HU jednotkách (viz. tab. 2).

Hustota	Misch [15][16]	Norton, Gamble[17]
D1	1250 HU	>850 HU
D2	(850 HU;1250 HU)	(500 HU;850 HU)
D3	(350 HU;850 HU)	(500 HU;850 HU)
D4	(150 HU;350 HU)	(0 HU;500 HU)

Tab. 3 Rozdělení kvality kostí podle kostní density.

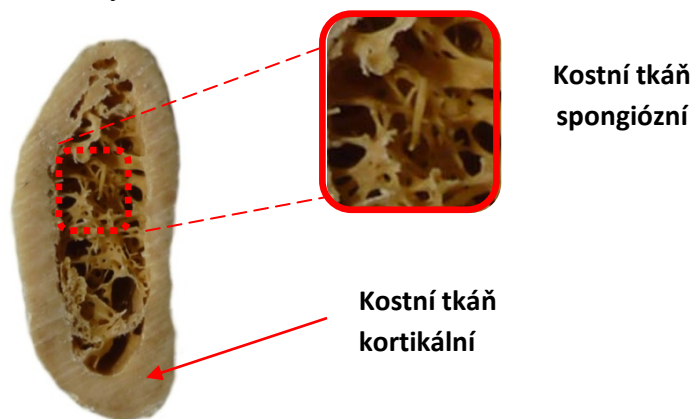
8 MECHANICKÉ VLASTNOSTI KOSTNÍ TÁNĚ

Mechanické vlastnosti těles jsou dány jejich strukturou a materiálem. Získání věrohodných hodnot informací pro výpočtové modelování kostních tkání je značně problematické, protože kost není v pravém slova smyslu tkáň, ale orgán (či komplexní biomateriál), který z mechanického hlediska vykazuje různé mechanické vlastnosti podle své struktury, lokality, směru zatížení, zátěžové historii... Další problémy jsou spojené se získáním experimentálních vzorků. Po vyjmutí z lidského těla se dostává kost do naprosto odlišného prostředí. Pokud kost neudržíme např. ve fyziologickém roztoku, rychle mění během několika minut svoje vlastnosti. Při určování mechanických vlastností kostní tkáně hraje svoji podstatnou úlohu jak CT tak mikro-CT.

Základními typy kostních tkání jsou spongiózní a kortikální kostní tkáň, které se od sebe výrazně odlišují jak strukturou, tak mechanickými vlastnostmi. Ve všech kostech lidského těla vykazují vždy kombinaci obou typů kostní tkáně. V dlouhých kostech a kondylech se vyskytuje spíše kortikální kostní tkáň a v krátkých kostech spíše spongiózní.

8.1 Kostní tkáň kortikální

Je to pevná, tvrdá tkáň, která tvoří dostatečnou tuhou oporu na povrchu kosti. Struktura kostí je vybudována s minimálním množstvím materiálu při maximální pevnosti v daném směru. Proto výsledný tvar kostí je závislý na zatěžování silami, které na ně v průběhu života působí a na zděděných vlastnostech.



Obr. 24 Spongiózní a kortikální kostní tkáň.

8.2 Kostní tkáň spongiózní

Je často označována jako kost houbovitá s pórovitou strukturou. Spongiózní tkáň tvoří výplň kostí. Skládá se z husté sítě trámečků, která je orientovaná ve směru největšího zatížení [29]. Toto složení je výhodné z hlediska docílení co nejnižší hmotnosti a co nejvyšší únosnosti.

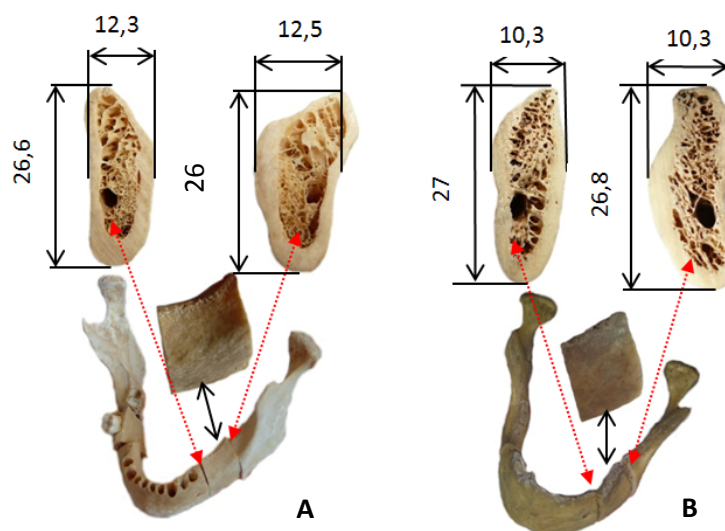
Určování mechanických vlastností spongiózy je složitější jak u kortikální kostní tkáně. Bylo zjištěno, že mechanické vlastnosti spongiózní kostní tkáně závisí především na její zdánlivé hustotě [30][31][32]. V literatuře byla prokázána korelace zdánlivé hustoty a modulu pružnosti spongiózy.

9 MĚŘENÍ KVALITY KOSTNÍ TKÁNĚ V DOLNÍ ČELISTI

Z předchozího vyplývá, že kvalita a hustota kosti hraje významnou roli při chirurgických zákrocích prováděných na kostní tkáni. Toto platí také především v dentální implantologii, kde se provádí tzv. dentální CT analýza. Ta umožňuje vytvořit si představu o tvaru a kvalitě kostní tkáně v dolní čelisti, což je velice důležité pro zavedení implantátu a zvolení operačního postupu. V případě, že je kost horší kvality a neumožňuje spolehlivé ukotvení šroubových implantátů, může vyšetřující lékař zvolit jiné druhy implantátů.

9.1 Příprava vzorků kosti

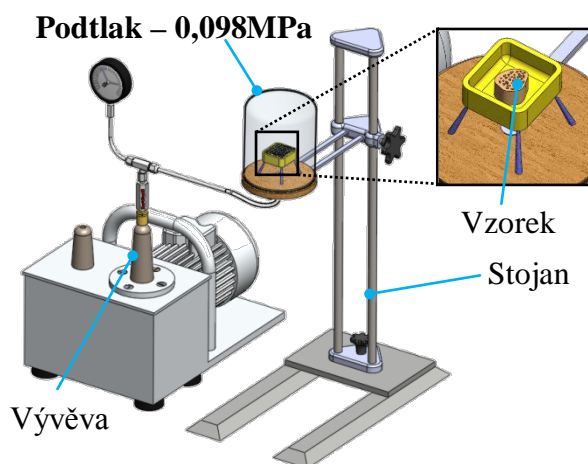
V této práci jsou analyzovány dva segmenty dvou různých dolních čelistí. Mandibuly⁹ byly dodány ing. Zdeňkem Florianem, CSc., který je zapůjčil v Anatomickém ústavu Masarykovy univerzity od doc. RNDr. Ladislavy Horákové, Ph.D. Segmenty byly odebrány ve stejných místech čelisti z těla mandibuly v oblasti, kde byly premolárové a molárové zuby - obr. 25. Segmenty jsou dlouhé 20 mm. Oba dva vzorky byly po extrakci zubu se zhojeným alveolárním hřebenem. Vzorek A je část čelisti ženy ve věku 30-40 let s kostí postiženou osteoporózou. Vzorek B je segment mužské čelisti stáří 50-60 let.



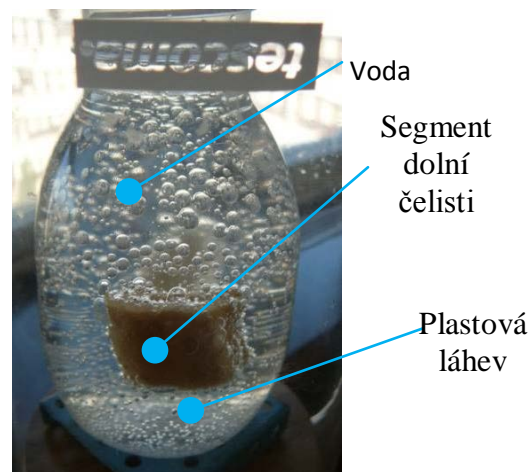
Obr. 25 Analyzované dolní čelisti a vzorky.

⁹ Mandibula – dolní čelist, je tvořena tělem (corpus mandibulae) a dvěma rameny (rami mandibulae)

Prvotní analýzy hustoty spongiózní kostní tkáně z CT snímků pořízených na vzorcích se vzduchem nedávaly korektní hodnoty hustoty kosti (CT data byla pořízena na kosti se vzduchem pouze u vzorku A). Proto byl experiment opakován se vzorkem zalitým ve vodě. Jelikož při pouhém zalití vzorku vodou mohou v pórech spongiózní kosti zůstat vzduchové bubliny, které by ovlivnily měření, bylo nutné je odsát. Kosti byly dány do plastových nádob a zality vodou. Dále se vše umístilo postupně do vývěvy obr. 27. V ní díky podtlaku o velikosti 0,098 MPa se z kosti odsají bublinky vzduchu - obr. 26. Tím dojde k dokonalému vyplnění pórů v kosti vodou. Takto připravené segmenty vzorku A i vzorku B s vodou byly měřeny na CT zařízení.



Obr. 26 Vývěva



Obr. 27 Odsávání vzduchu pomocí vývěvy.

Stejně segmenty kostí byly naměřeny i na mikro-CT, které bylo pořízeno v Itálii (Microtomographic station at Multidisciplinary Lab at ICTP Trieste) díky kolegům z ústavu fyziky (doc. Jozef Kaiser a Mgr. Veronika Konečná). Na mikro-CT byla pořízena velká série snímků v řádech tisíců. Z tohoto důvodu bylo pro analýzu spongiózní kostní tkáně z mikro-CT vybráno 110 snímků.

Nastavení CT a mikro-CT zařízení:

Vzorek A: vzduch CT, rozlišení 0.236328x0.236328x0.5 – 40 snímků
 voda CT, rozlišení 0.333984x0.333984x1 – 20 snímků
 mikro-CT, rozlišení 0.017x0.017x0.017 – 1995 snímků (analyzováno 110 snímků)

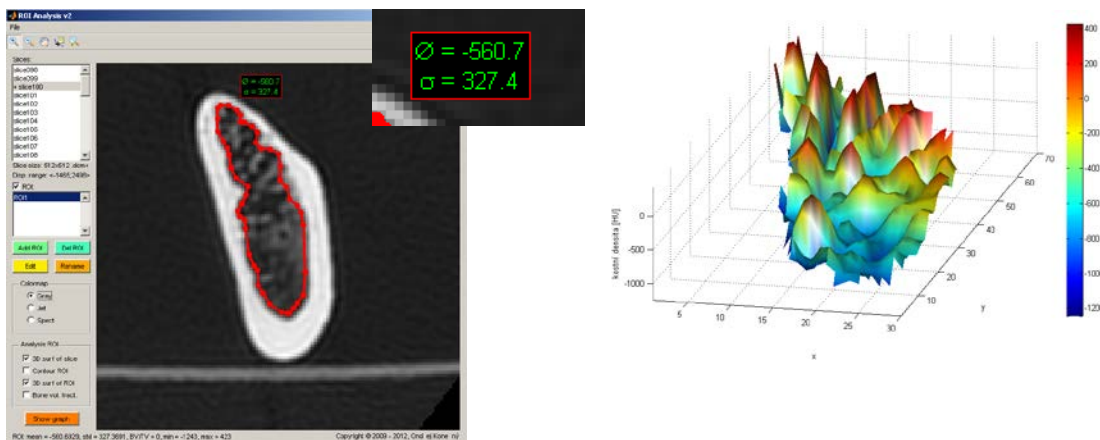
Vzorek B: voda CT, rozlišení 0.333984x0.333984x1 – 20 snímků
 mikro-CT, rozlišení 0.017x0.017x0.017 – 2175 snímků (analyzováno 110 snímků)

9.2 Zpracování snímků a segmentace

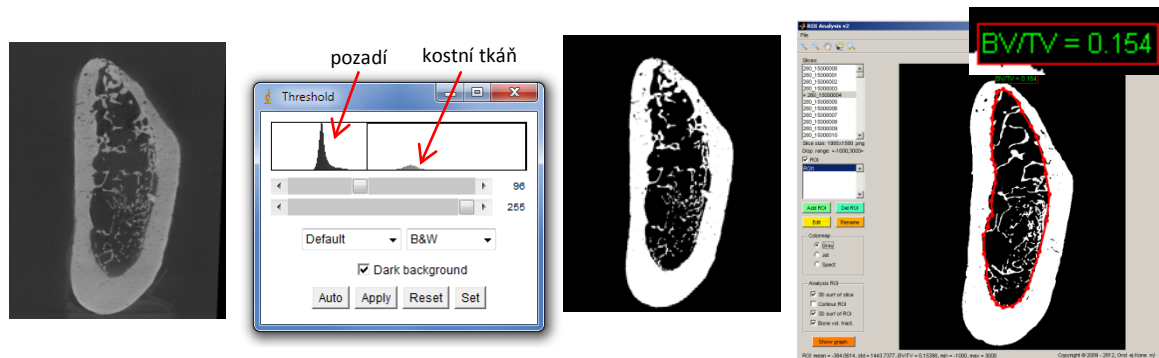
Kvalitu kostní tkáně můžeme analyzovat nedestruktivně pomocí CT vyšetření a následné analýzy v programu ROI ANALYSIS (vytvořeném autorským kolektivem doktorandů na ÚMTB). Tento program, napsaný v matlabu, je výjimečný jednoduchým uživatelským prostředím, při splnění základních požadavků pro vyhodnocování velikosti kostní density z CT snímků, nebo velikosti BVF z mikro-CT. Do programu ROI ANALYSIS se nahraje

soubor dat, které jsou předmětem zájmu. Poté pomocí ruční segmentace označíme na snímku polygonem oblast (obr. 28), která je analyzovaná (ROI – Region of Interest) a v programu se zadá typ vyhodnocované analýzy. Před provedením měření BVF u mikro-CT je nutné převést obrázek na binární obraz, který obsahuje jen dvě barvy (bílá – kost, černá – pozadí). Tato práce byla provedena v programu ImageJ pomocí funkce prahování (thresholding). Využívá se tu bimodálního histogramu (obr. 29), následně byla provedena ruční analýza v programu ROI Analysis (obr. 29).

V nové verzi tohoto programu se HU jednotky vyhodnotí i se směrodatnou odchylkou, dále je tu vylepšeno uživatelské prostředí, pro zpříjemnění analyzování velkých sérií snímků z mikro-CT. V programu ROI Analysis můžeme zobrazit i velikost absorpce voxelů snímku pomocí 3D (viz. obr. 28).



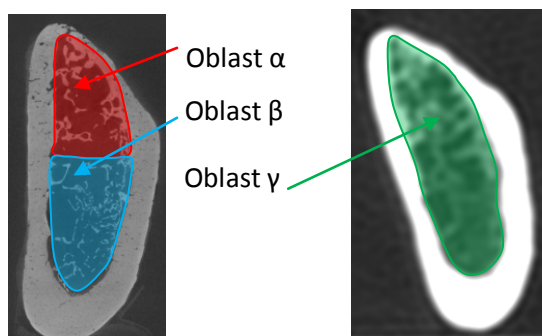
Obr. 28 Manuální segmentace a 3D projekce kostní density.



Obr. 29 Automatická segmentace programu ImageJ a analýza v ROI Analysis.

9.3 Prezentace a analýza výsledků hustoty kostní tkáně

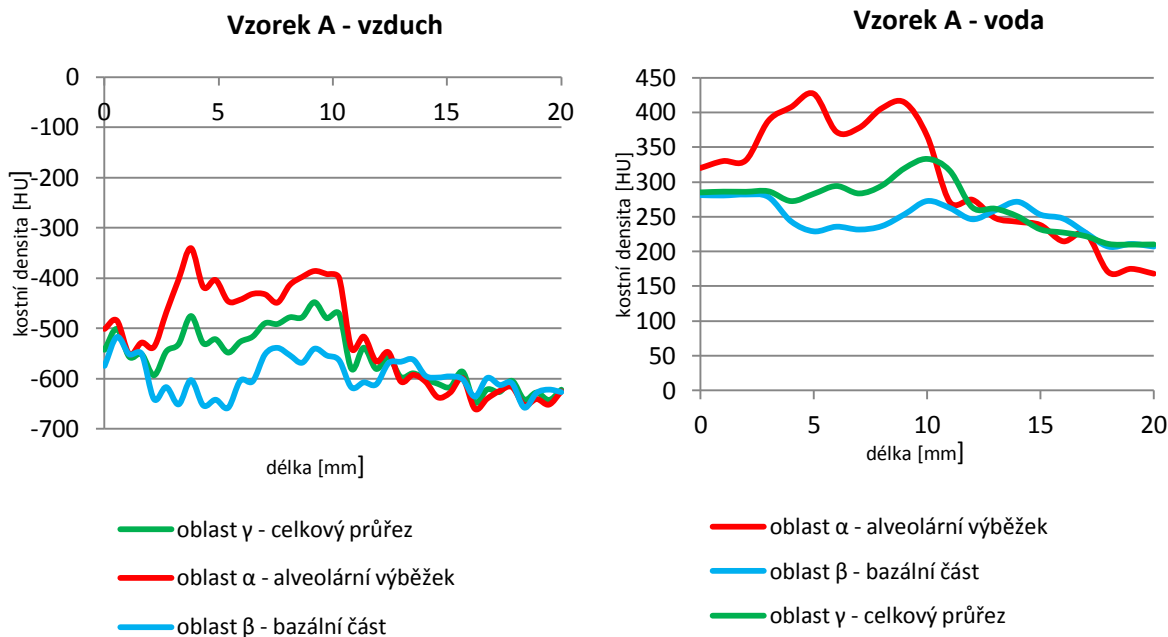
Měření hustoty spongiózní kostní tkáně z CT snímků a mikro-CT snímků dolní čelisti bylo provedeno ve třech oblastech (α , β , γ). Oblast α je alveolární výběžek, oblast β je basální část kosti a oblast γ je měření přes celý průřez - obr 30. Barvy těchto oblastí pak odpovídají křivkám ve všech grafech. Grafy vyjadřují závislost hustoty kostní tkáně po délce vzorku od bradového úseku směrem k rameni čelisti.



Obr. 30 Měření oblasti.

9.3.1 Měření HU

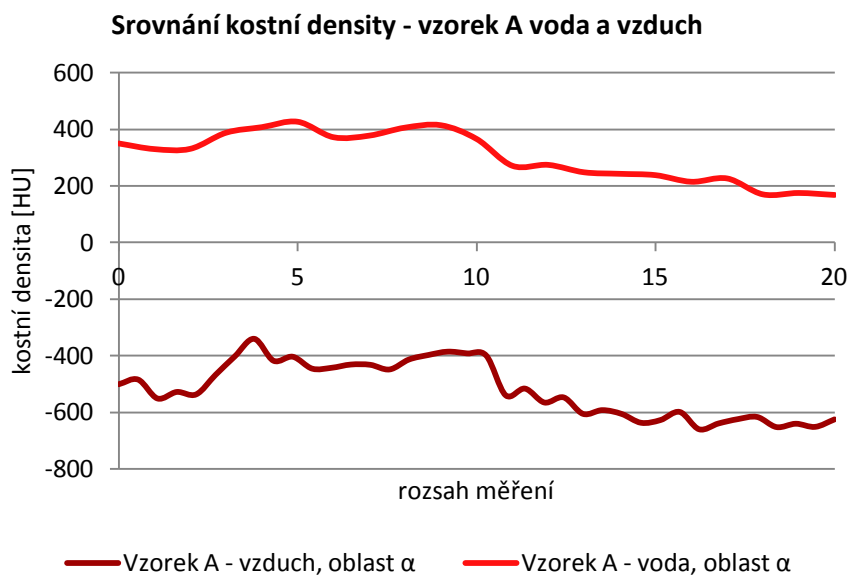
V grafech 2 a 3 jsou znázorněny výsledky hustoty kostní tkáně vzorku A. V grafu 2 jsou výsledky kostní density pro vzorek A, který byl měřen na CT se vzduchem. V grafu 3 je znázorněna hustota kosti na stejném vzorku A kosti, který byl měřen na CT ve vodě (postup přípravy kapitola 9.1). Z grafů je patrné, že vyšší hustota kostní tkáně je v obou případech v alveolárním výběžku a podstatně nižší je v bazálním úseku dolní čelisti. Dále je patrné, že v případě, kdy je vzorek skenován na CT se vzduchem, má kostní densita záporné hodnoty. Výsledný útlum je při průchodu rentgenového paprsku tlumen kostí ($1500 \text{ HU} \pm 200$) a vzduchem (-1000 HU). Densita kosti skenované ve vodě je kladná, jelikož je paprsek tlumen kosti ($1500 \text{ HU} \pm 200$) a vodou (0 HU). Toto odpovídá více realitě. Ve skutečnosti je totiž uvnitř trámečkové struktury spongiózní kostní tkáně tuk a kostní dřev, které mají vyšší hodnoty HU jednotek, oproti vzduchu.



Graf 2 Kostní densita, vzorek A v prostředí vzduch.

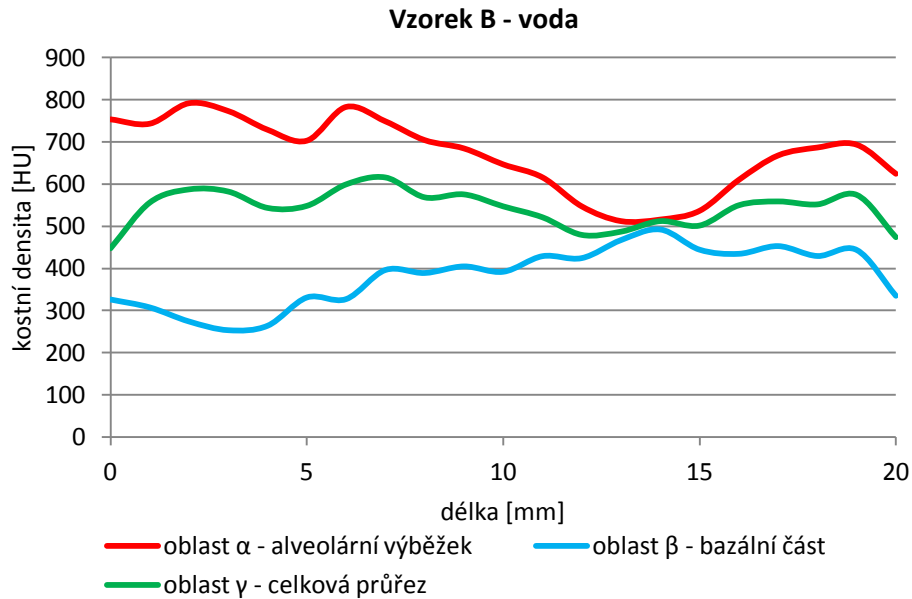
Graf 3 Kostní densita, vzorek A v prostředí voda.

V grafu 4 je srovnání hodnoty hustoty kostní tkáně v alveolárním výběžku (oblast α) pro CT snímky získané se vzduchem a s vodou. Je patrné, že průběhy HU jednotek mají obdobný charakter a jsou si vzájemně ekvidistantní. Hodnoty hustoty jsou u vzorku se vzduchem záporné a u vzorku s vodou kladné.



Graf 4 Srovnání kostní density vzorku A (voda a vzduch) v alveolární oblasti.

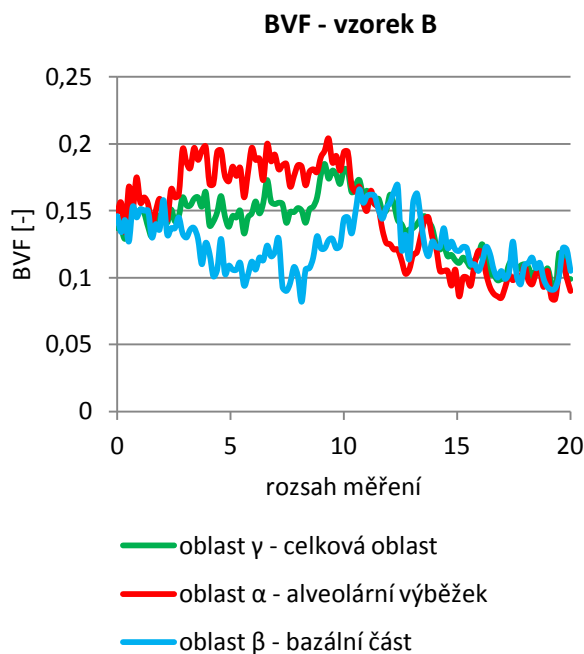
Graf 5 znázorňuje měření HU jednotek na vzorku B, který byl měřen pouze ve vodě, takže hodnoty HU jednotek jsou kladné. Opět je patrné, že větší hustota kosti je v oblasti α než v oblasti β .



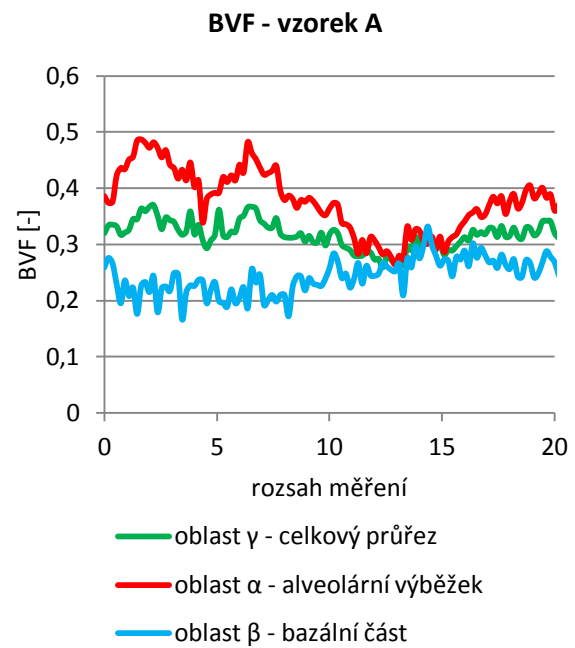
Graf 5 Kostní hustota, vzorek B v prostředí voda.

9.3.2 Měření BVF

Pro klasifikaci kostní hustoty z mikro-CT se nejčastěji užívá histomorfometrický parametr BVF. Ten byl měřen ve 3 oblastech, jako HU v předchozím případě. Výsledky měření jsou vyneseny po délce vzorku (20mm). Grafy 6 a 7 znázorňují velikost BVF pro vzorky A a B. Z grafu je opět patrné, že v alveolárním výběžku - α je u obou vzorků větší množství kostní tkáně, než v bazální části kosti - β .



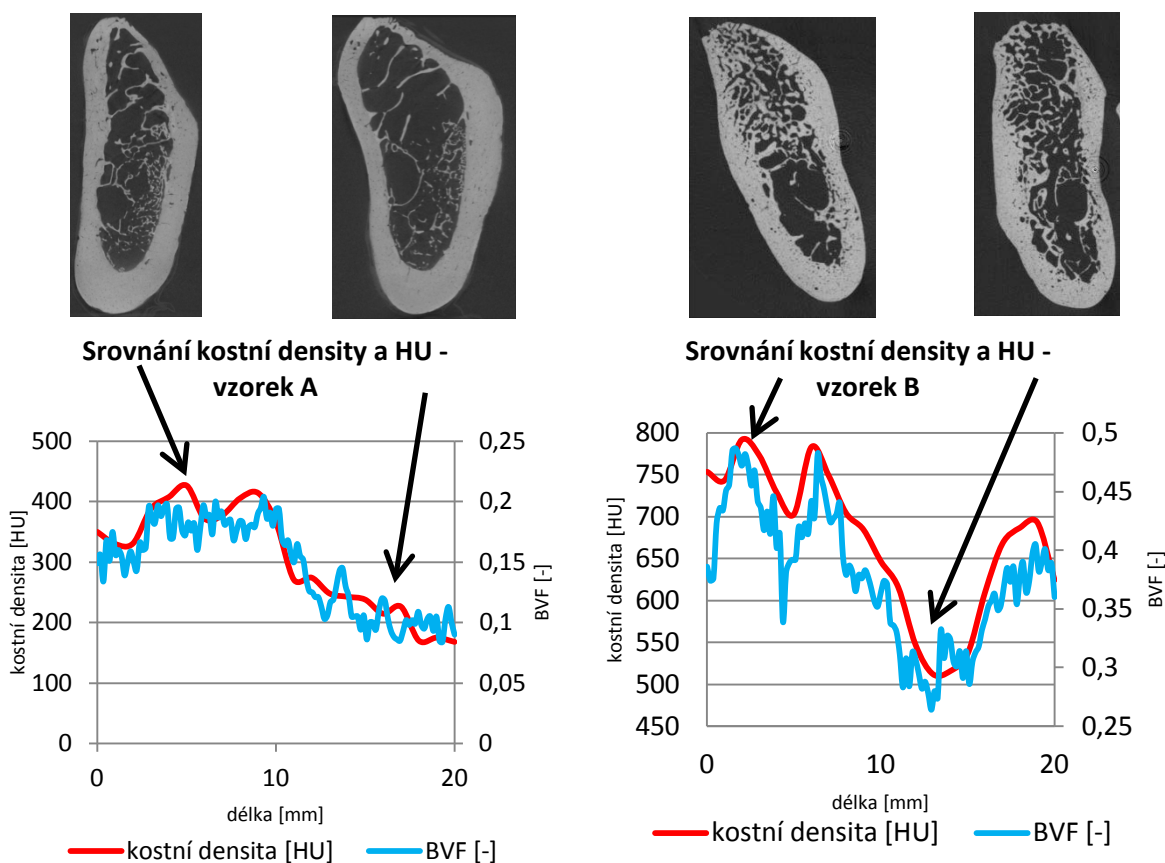
Graf 6 BVF pro vzorek A, všechny oblasti.



Graf 7 BVF pro vzorek B, všechny oblasti.

9.3.3 Srovnání HU a BVF

V grafech 8 a 9 je srovnáním HU jednotek s BVF pro vzorky A a B. V obou dvou případech mají obě dvě měřené veličiny obdobný průběh. Mají podobný charakter. Tam, kde stoupají hodnoty HU jednotek, jsou i vyšší hodnoty BVF. Pro doplnění je nutné upozornit, že grafy mají dvě svislé osy jedna je pro HU jednotky a druhá pro BVF. Grafy jsou doplněny o konkrétní obrázky z mikro-CT na nichž je patrné snížení množství trámečků po délce vzorku. Srovnání je provedeno pro alveolární výběžek - oblast α .



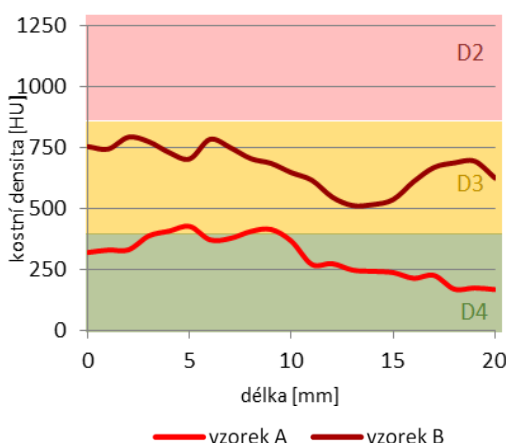
Graf 8 Srovnání kostní density a HU jednotek, vzorek A, alveolární oblast.

Graf 9 Srovnání kostní density a HU, vzorek B, alveolární oblast.

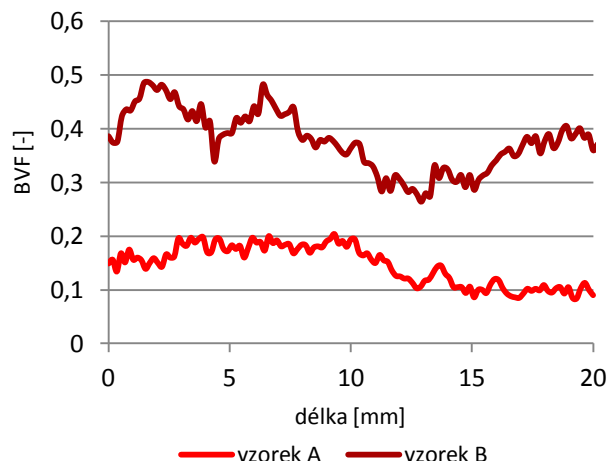
9.3.4 Srovnání spongiózní kostní tkáně vzorku A a vzorku B

Z grafů 10 a 11 vyplývá, že spongiózní kostní tkáň v alveolárním výběžku u vzorku A je podstatně horší než v případě vzorku B. V levém grafu jsou navíc vyneseny intervaly klasifikace density spongiózní kostní tkáně uvedené v tabulce 3. Kvalita kostní tkáně u vzorku A spadá prakticky po celé délce měřeného segmentu do intervalu kosti D3 a na konci segmentu se blíží kvalitou kosti D2. Vzorek B je v přední části segmentu v kosti kvality D3/D4 a v zadní části v D4. Obdobná klasifikace pro měření BVF se v literatuře nevyskytuje.

Srovnání kostní density – alveolární výběžek



Srovnání BVF - alveolární oblast

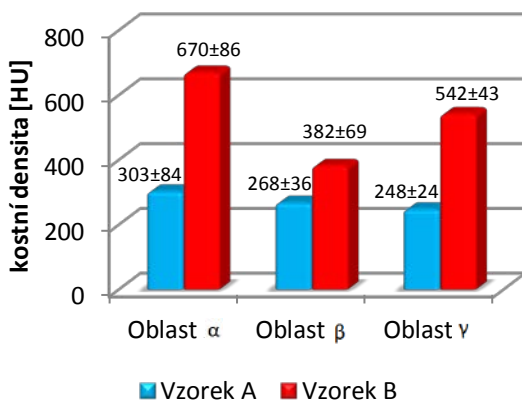


Graf 10 Klasifikace kostní density podle tabulky 3 (pro vzorek A a B, alveolární oblast).

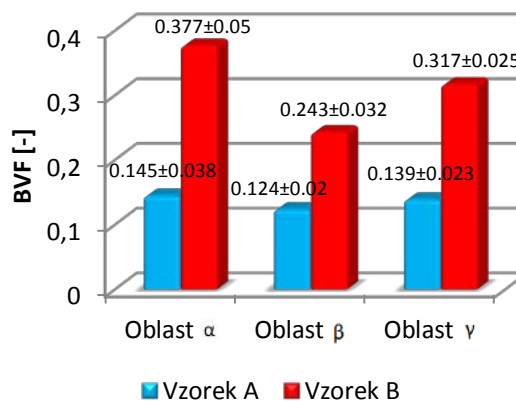
Graf 11 Srovnání BVF, vzorek A a B, alveolární oblast.

9.3.5 Závěr a vyhodnocení měření hustoty kostní tkáně

Z výsledků měření vyplývá, že podstatně kvalitnější je kostní tkáň v alveolárním výběžku tj. oblast α . Vzorek A má podstatně menší množství spongiózní kostní tkáně než vzorek B. Toto je patrné ze sloupcových grafů 12 a 13. Každý sloupec vyjadřuje průměrnou hodnotu HU jednotek a BVF naměřenou po délce celého segmentu, která je v grafech uvedena včetně směrodatné odchylky. Největší směrodatná odchylka je v případě měření oblasti A a to jak u kostní density, tak i BVF. Lze říci, že v této oblasti má trámčitá struktura spongiózní kostní tkáně vyšší variabilitu, než v basální části kosti.



Graf 12 Průměrné hodnoty HU, vzorek A a B.



Graf 13 Průměrné hodnoty BVF, vzorek A a B.

Z hlediska implantologie má největší význam alveolární výběžek. U vzorku B je kvalita kosti v této oblasti přibližně 2,2 krát lepší, než vzorek kosti A, při podílu kostní density 670 HU/303 HU. Podíl BVF vzorku B a vzorku A (0,377/0,145) je 2,6. Hodnoty si řádově odpovídají, ale větší vypovídající hodnotu má poměr získaný z podílu BVF (měření je provedeno přímo pro trámečky).

Při výpočtovém modelování je možné využít HU jednotky pro tvorbu modelu materiálu. Pomocí korelačních vztahů (2) lze převést HU jednotky na zdánlivou hustotu, respektive na Youngův modul pružnosti [30][33]. Tím je možné získat mechanické vlastnosti kosti a vstupy pro výpočtové modelování.

$$\rho=1.205 \cdot \text{HU}+139 \text{ [g/cm}^3\text{]}, E=2349 \cdot (\rho/1000)^{2.15} \text{ [MPa]} \quad (2)$$

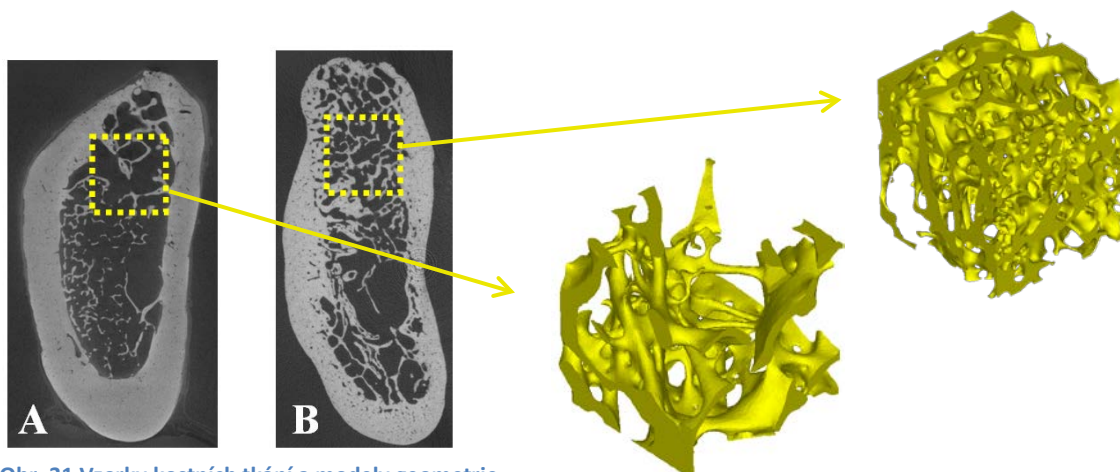
Po dosažení do těchto vztahů jsou hodnoty modulu pružnosti pro vzorek A 538,67 MPa a vzorek B 2086,38 MPa v alveolárním výběžku. Vztahy pro výpočet mechanických vlastností z BVF se v literatuře neuvádějí.

10 DEFORMAČNĚ NAPĚŤOVÁ ANALÝZA SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁNĚ

Efektivním nástrojem pro řešení deformačně napěťových stavů je výpočtové modelování. Pro provedení řešení deformací a napětí výpočtovým modelováním je nutné vytvořit výpočtový model. Jak bylo naznačeno v kapitole 2, „popisu formulace problému“, se výpočtový model skládá ze čtyř dílčích modelů: model geometrie, model materiálu, model vazeb a zatížení. Výpočtový model je v této práci vytvořen ze snímků z mikro-CT; na základě klasických CT snímků neumožňuje vytvořit model respektující rozdělení trámečku v kostní tkáni.

10.1 Model geometrie

Model geometrie trámčité struktury kostních tkání byl vytvořen v software *STL Model Creator*, který disponuje funkcemi pro hybridní segmentaci a uživatel vytvoří ze série snímků model geometrie ve formátu polygonální sítě. Snímky byly segmentovány již při předchozí analýze histomorfometrických parametrů a nebylo nutné segmentaci obrazu provádět znovu (viz str 33). Aby bylo možné provést srovnávací analýzu kostních tkání ze vzorků A i B, byla vybrána pouze část snímků o stejné velikosti 235x235 pixelů z alveolárního výběžku (žlutý čtverec obr. 31). Toto odpovídá části vzorku o rozměru cca 4x4 mm. Důležitým parametrem při vytváření vlastního modelu geometrie je kalibrace velikosti pixelu. Rozměr pixelu respektive voxelu je v tomto případě 0.017x0.017x0.017 mm. Dohromady bylo k vytvoření modelu o tloušťce 4mm použito 235 snímků.



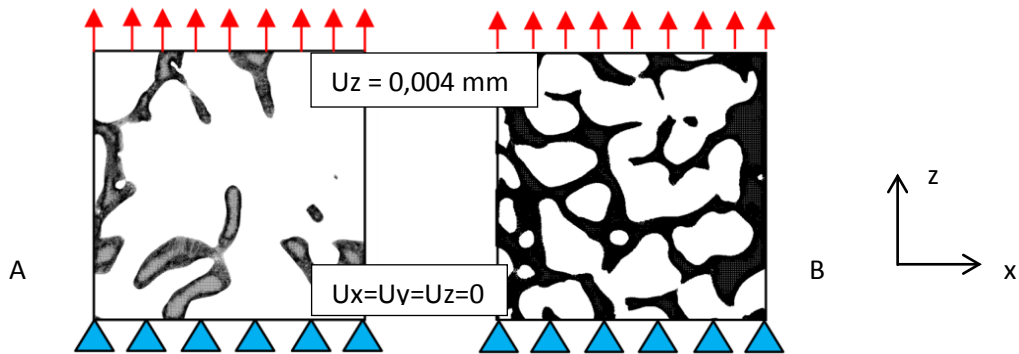
Obr. 31 Vzorky kostních tkání a modely geometrie

10.2 Model materiálu

Výpočtovému modelu je třeba předepsat vhodný typ modelu materiálu. Jelikož provedení experimentů je velice časově náročné, vyšlo se při volbě modelu materiálu trámečků spongiózní kosti z literatury. Ta uvádí, že na mikro úrovni jsou mechanické vlastnosti trámečků spongiózní kostní tkáně stejné jako kortikální kostní tkáň[30][34]. Použitý model materiálu je homogenní, isotropní, lineárně pružný s charakteristikami pro kostní tkáň $E = 13\,700\text{ MPa}$ [9] and Poissonovým číslem $\mu = 0,3$ [9].

10.3 Model vazeb a zatížení

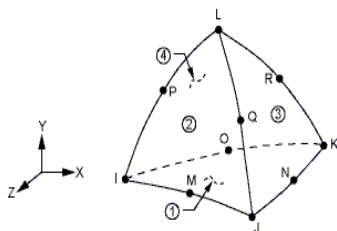
Oba vzorky kostních tkání byly zatíženy deformačně (naznačeno na obr. 32.) předepsáním posuvů do všech nodů v rovině XY. Nodům na protilehlé straně v rovině XY byly předepsány nulové natočení a posunutí (obr. 32). Vzorky byly zatíženy tahem odpovídající protažení 0,1% (tzn. $U_z = 0,004\text{ mm}$).



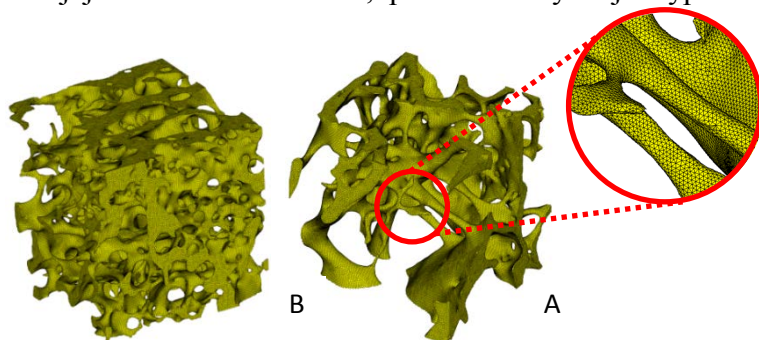
Obr. 32 Vyhodnocení průměrných hodnot HU a BVF.

10.4 MKP síť

V software ANSYS 13 byl model geometrie diskretizován 3D elementy. Software ANSYS obsahuje řadu typů elementů. Použitý typ v tomto případě byl kvadratický element solid 187 (viz obr. 34). Tento element patří do skupiny s vyšší kategorií 3D prvků, využívaných při tvorbě diskretizované sítě. Prvek je definován 10 uzly, které jsou označeny písmeny (I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R). Každé těleso má tři stupně volnosti (UX, UY, UZ). Tyto stupně volnosti dovolují posuvy v osách x, y a z. Přesnost výpočtu je především závislá na množství elementů a jejich charakteristikách, pomocí kterých je výpočtový model definován.



Obr. 34 Kvadratický element solid 187.



Obr. 33 MKP síť.

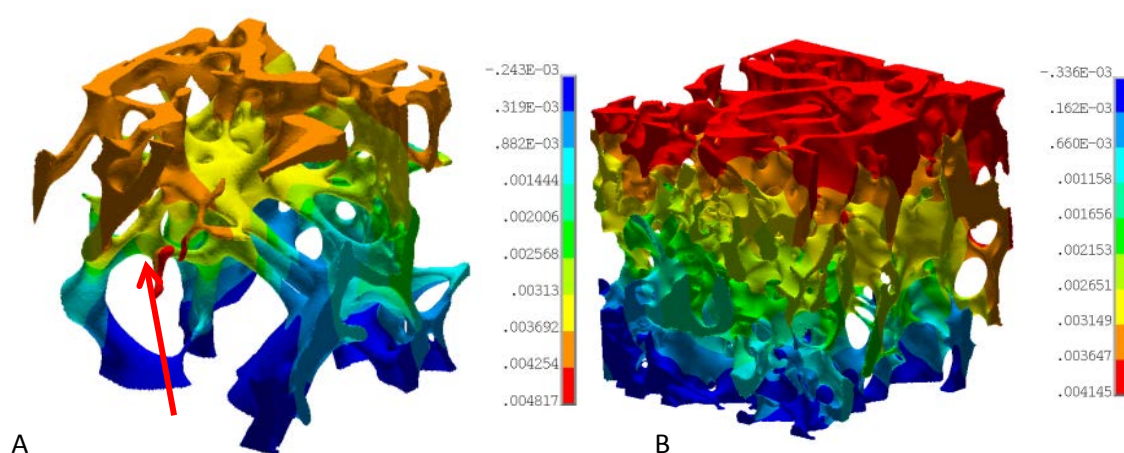
10.5 Realizace výpočtů

Výpočty byly realizovány na počítačích na ÚMT FSI VUT v Brně. Jedná se o dvouprocesorové výpočetní stanice s 2GB RAM, procesory intel Core 2 Dou inside s frekvencí 2 GHz a s 300 GB harddiskem. Na počítačích je nainstalován operační systém Windows 7.

10.6 Prezentace a analýza výsledků

10.6.1 Posuvy

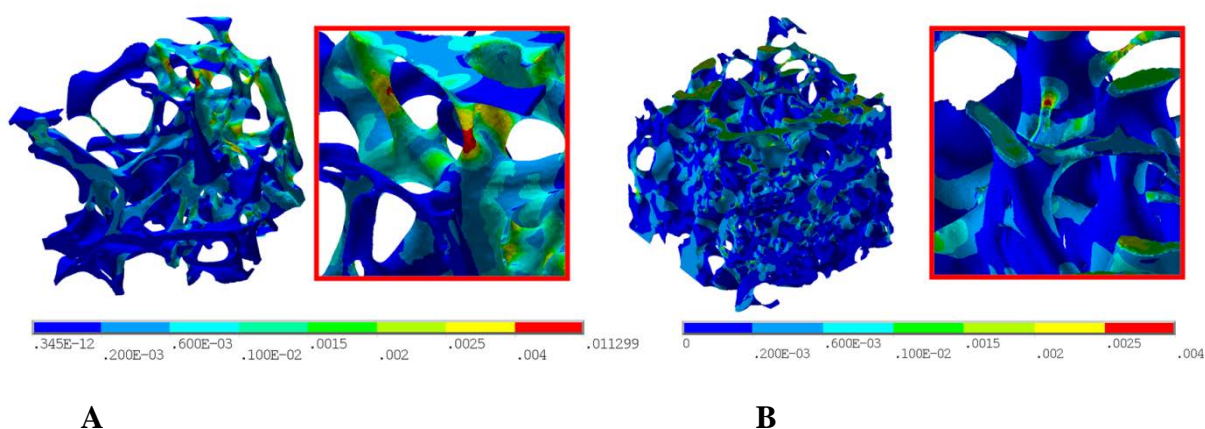
Na obr. 35 jsou vykresleny posuvy ve směru zatížení (U_z) řešených modelů. Z obrázků je vidět, že posuvy u vzorku A jsou vyšší, než u vzorku B, to je způsobeno volnými trámečky označenými šipkou.



Obr. 35 Posuvy U_z , volné trámečku z vzorku A.

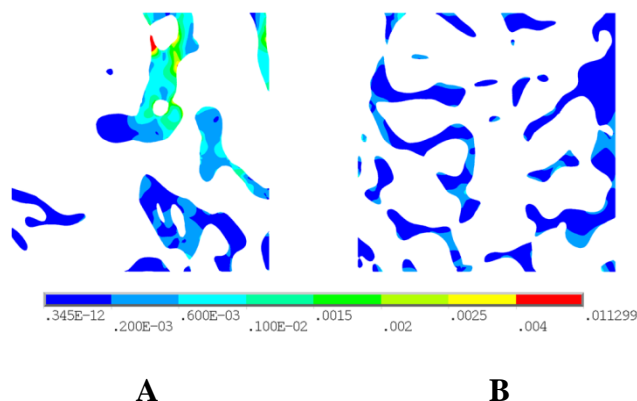
10.6.2 Přetvoření

Na obr. 36 je zobrazeno působení intenzity řešených vzorků, která se v literatuře velice často používá při hodnocení namáhání kostních tkání [2][35]. Vzorek A má podstatně vyšší hodnoty maximálního přetvoření (10 krát) než vzorek B. V detailech jsou vykresleny lokální extrémní v trámečkách.



Obr. 36 Hodnoty přetvoření, vzorek A a B.

Vhodné je vykreslit výsledky v řezech se stejnou škálou barev. V tomto případě, je řez vedený přesně v polovině vzorku rovnoběžně s rovinou zatěžování. Je vidět, že vzorek A je podstatně více namáhán, než vzorek B. Červená barva se vyskytuje pouze u vzorku A, u vzorku B jsou přetvoření v oblasti modré barvy, je tedy zřejmé, že vzorek A je 5 - ti násobně více zatěžovaný, než vzorek B.



Obr. 37 Intenzita přetvoření.

10.7 Závěr a vyhodnocení výsledků výpočtového modelování

Výpočtové modelování umožňuje provádět řešení a deformačně napětíovou analýzu složitých struktur, kterými je spongiózní kostní tkáň. Provedení experimentů a sledování lokálních extrémů mechanických veličin je značně problematické.

Pomocí výpočtového modelování je také možné stanovit globální tuhost vzorku. Z obecné mechaniky těles platí, že tažená pružina se snaží dostat do nenapjatého stavu. Vratná síla pružiny F [N] je úměrná jejímu prodloužení u [mm] a tuhostí k [Nmm^{-1}]. Vratná síla pružiny je dána následujícím vztahem označovaným jako Hookův zákon (anglicky vědec Robert Hooke patří k nejznámějším fyzikům druhé poloviny 17. století):

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

$$\sigma \cdot S = S \cdot E \cdot \varepsilon = S \cdot E \cdot \frac{\Delta l}{l} = S \cdot E \cdot \frac{\Delta l}{l}$$

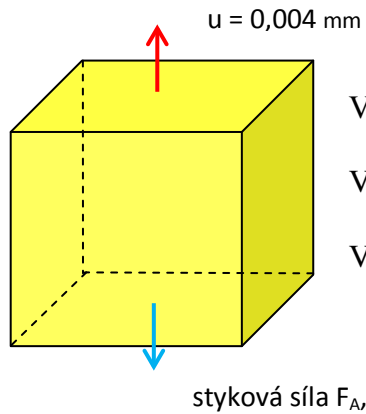
$$F = \frac{S \cdot E}{l} \cdot u \Rightarrow F = k \cdot u$$

Použité veličiny: obsah průřezu S [mm^2], modul pružnosti E [MPa], délka vzorku l [mm], prodloužení vzorku Δl [mm].

Tento vztah lze přepsat pro konkrétní případ řešený v této práci do tvaru:

$$k = F/u \text{ [} Nmm^{-1} \text{]} \quad (3)$$

Z tohoto vztahu lze určit tuhost řešené kostní tkáně. Posuv u byl předepsán 0.004 mm a sílu F lze v programovém prostředí ANSYSU odečíst jako stykovou sílu ve vazbě (ReactionSolu) tzn. v uzlech, v nichž byly předepsány nulové posuvy a natočení.



Výpočet tuhosti ze (3):

$$\text{Vzorek A: } F_A = 6,2 \text{ N} \Rightarrow k_A = 6,2/0,004 = \mathbf{1550} \text{ [N}\cdot\text{mm}^{-1}\text{]}$$

$$\text{Vzorek B: } F_B = 13,7 \text{ N} \Rightarrow k_B = 13,7/0,004 = \mathbf{3425} \text{ [N}\cdot\text{mm}^{-1}\text{]}$$

Z výsledku je patrné že kost u vzorku B má vyšší tuhost než u vzorku A a to 2,2 krát vyšší. Což řádově odpovídá zjištěným poměrům hustoty kostní tkáně viz. kapitola (9.3.5 závěr a vyhodnocení měření hustoty kostní tkáně).

11 ZÁVĚR

Cílem práce bylo zmapovat historický vývoj zobrazovacích zařízení až do současnosti a posoudit jejich význam při výpočtovém modelování. Dále provést obrazovou analýzu snímků z CT a mikro-CT zařízení a vytvořit výpočtový model vzorku spongiózní kostní tkáně a provést deformačně napěťovou analýzu. Všechny tyto cíle práce byly splněny.

Vývoj zobrazovacích metod v medicíně za 120 let od objevení paprsků X Röntgenem zaznamenal velký pokrok. Za tuto dobu byla vynalezena řada dalších zařízení, z nichž každé má své specifické vlastnosti – výhody a nevýhody. Data získaná z těchto zařízení slouží pro diagnostiku v lékařství, je možné je využít při řešení biomechanických problémů. V současnosti nejpoužívanějšími vstupními daty pro tvorbu výpočtových modelů v biomechanice jsou klasické CT snímky, respektive mikro-CT snímky.

Zpracování snímků z CT a mikro-CT umožňuje klasifikovat kvalitu kostní tkáně. V této práci byla konkrétně měřena hustota spongiózní kostní tkáně u segmentů dvou dolních čelistí (vzorek A/B), jak z CT snímků (kostní densita), tak z mikro-CT (BVF). K tomuto účelu byl využit software ROI Analysis. Výsledky ukazují, že kostní densita je 2,2 krát vyšší a BVF 2,6 krát vyšší u vzorku B než u vzorku A.

Z měření vyplývá, že jednoty HU u vzorku skenovaného na CT ve vodě a ve vzduchu mají obdobný charakter průběhu. Měření kostní density ve vzduchu vychází v záporných hodnotách, což je ve skutečnosti nereálné (spongiózní kostní tkáň je vyplněna kostní dřevinou). Podle srovnání průběhu kostní density a BVF na jednom vzorku je zřejmé, že tyto dvě charakteristiky mají srovnatelné průběhy. Z grafů vyplývá, že kostní densita spongiózní kostní tkáně se směrem k molárové části čelisti snižuje a to nejvíce v alveolárním výběžku. Důvodem je, že moláry vypadávají obvykle jako první a na jejich místě nedochází delší dobu k zatěžování a tudíž k větší resorpci, než v úseku premolárovém, kde zuby vypadávají až v pozdějším věku.

V poslední části práce bylo provedeno výpočtové řešení deformace a napětí pomocí metody konečných prvků. Z deformačně napěťové analýzy vyplynulo, že u vzorku A jsou mnohem větší hodnoty napětí a přetvoření, než u vzorku B. Kost je podstatně více namáhána. Maximální hodnoty sledovaných veličin u vzorku A jsou až 10 krát větší než u vzorku B. Tento poznatek má význam pro klinickou praxi, jelikož hustota kosti zjištěná obrazovou analýzou je u vzorku B dvakrát vyšší než u vzorku A, ale vorek B je přitom namáhána 10 krát méně.

POUŽITÁ LITERATURA

- [1] PRAUZEK, Michal: Projekční rentgenová technika [online]. [cit. 2012-03-7]. Dostupné z: http://homel.vsb.cz/~pra132/files/LZS_3_rtg.pdf
- [2] Frost H.M. 2003. Bone's mechanostat: a 2003 update. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol.* 275(2):1081–1101.
- [3] *Počítačová tomografie* [online]. 1. 12. 2011 [cit. 2012-05-23]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Počítačová_tomografie
- [4] JAN STROJIL. *CT – Výpočetní tomografie: Klinická biofyzika.* 3.1.2001, 6 s.
- [5] ANDREA SKÁLOVÁ. *Pracuji s kontroverzním přístrojem: šarlatáni, nebo vizionáři?* [online]. 12. únor 2012 [cit. 2012-03-07]. Dostupné z: <http://skalova.bigblogger.lidovky.cz/c/246059/Pracuji-s-kontroverznim-pristrojem-sarlatani-nebo-vizionari.html>
- [6] *Rentgenové záření* [online]. 24. 2. 2012 [cit. 2012-03-07]. Dostupné z: http://cs.wikipedia.org/wiki/Rentgenové_záření
- [7] *Wilhelm Conrad Röntgen* [online]. © 2007 [cit. 2012-03-07]. Dostupné z: <http://www.rentgen.eu/index.php>
- [8] JIŘÍ VALÁŠEK. *Micro-CT User Meeting Abstract Book* [online]. Belgium, 2011 [cit. 2012-03-07]. Dostupné z: http://www.skyscan.be/company/UM2011/MicroCT_User_Meeting2011.pdf
- [9] VOJTĚCH ULLMANN. *Nukleární magnetická rezonance* [online]. [cit. 2012-03-07]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm#NMR>
- [10] ZBYNĚK MLČOCH. *Magnetická rezonance - průběh vyšetření, princip, indikace* [online]. [cit. 2012-03-07]. Dostupné z: <http://www.zbynekmlcoch.cz/informace/medicina/nemoci-lecba/magneticka-rezonance-prubeh-vysetreni-princip-indikace>
- [11] Ulm C., G. Tepper, R. Blahout, X. Rausch-Fan, S. Hienz, M. Matejka, Characteristic features of trabecular bone in edentulous mandibles, *Clin. Oral Impl. Res.* 20, 2009; 594–600.
- [12] MILAN SOVA. *Historie ultrazvukových přístrojů* [online]. © 2010 [cit. 2012-03-10]. Dostupné z: <http://www.misova.com/products/historie-ultrazvukovych-pristroju/>
- [13] *Ultrazvuk* [online]. © 2012 [cit. 2012-03-10]. Dostupné z: <http://vysetreni.vitalion.cz/ultrazvuk/>
- [14] Lekholm U, Zarb G.A., Patient selection and preparation. In: Branemark, P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*, Chicago, Quintessence, 1985. p. 199-209.

- [15] Misch C. E.: Contemporary Implant Dentistry, Hardbound, 2007, ISBN-13: 978-0-323-04373-1 ISBN-10: 0-323- 04373-9
- [16] Misch C.E.: Density of bone: Effect on surgical approach, and healing. In Contemporary Implant Dentistry Edited by: Misch CE. St Louis: Mosby-Year Book; 1999:371-384.
- [17] Norton M.R., Gamble C, Classification: an objective scale of bone density using computerized tomography scan, Clinical Oral Implants Research, Vol.12, No.1, 2001, pp. 79-84.
- [18] *A brief history of CT* [online]. © ImPACT 1998-2009, Sep 2011 [cit. 2012-05-23]. Dostupné z: <http://www.impactscan.org/CThistory.htm>
- [19] *Radiologie* [online]. 8. 7. 2011 [cit. 2012-05-23]. Dostupné z: <http://www.multimediaexpo.cz/wiki/Radiologie>
- [20] KOŤOVÁ, Markéta. *Modelování artefaktů procesu RTG MODELOVÁNÍ ARTEFAKTŮ PROCESU CT RTG*. Brno, 2011. bakalářská práce. Faulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [21] ENGELKE, Christoph, Cornelia SCHAEFER-PROKOP, Eckart SCHIRG, Joachim FREIHORST, Sisa GRUBNIC a Mathias PROKOP. High-Resolution CT and CT Angiography of Peripheral Pulmonary Vascular Disorders. *RadioGraphics* [online]. © RSNA, 2002, č. 22 [cit. 2012-05-23]. Dostupné z: <http://radiographics.rsna.com/content/22/4/739.full>
- [22] Historie microCT. *MicroCT world* [online]. DECEMBER 15, 2011 [cit. 2012-05-23]. Dostupné z: <http://microctworld.net/the-history-of-microct/>
- [23] Micro-počítačová tomografie. *Bb cube fr a different perspective* [online]. Copyright © 2012 [cit. 2012-05-23]. Dostupné z: http://www.b-cube.ch/index.php?option=com_content&view=article&id=21&Itemid=19
- [24] KANTOR, RADEK. *SEGMENTACE OBRAZOVÝCH DAT*. BRNO, 2008. BAKALÁŘSKÁ PRÁCE. FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ. Vedoucí práce RADOVAN JIŘÍK.
- [25] Nkenke, E., Hahn, M, Weinzierl, K, Radespiel- Troger, M, Neukam, FW & Engelke, K. (2003) Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clinical Oral Implants Research* 14: 601–609.
- [26] Stoppie, N., Pattijn, V., Van Cleynenbreugel, T., Wevers, M., Vander Sloten, J. & Ignace, N. (2006) Structural and radiological parameters for the characterization of jawbone. *Clinical Oral Implants Research* 17: 124–133.
- [27] Misch C. E.: Dental Implant Prosthetics, ISBN 0323019552

- [28] Lekholm U, Zarb G.A., Patient selection and preparation. In: Branemark, P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors. Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Chicago, Quintessence, 1985. p. 199-209.
- [29] Wolff, J. Das Gesetz der Transformation der Knochen. Berlin: Hirschwald; 1892.
- [30] Rho, J. Y., Hobatho M. C., Ashman B. R.: Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone, *Medical Engineering & Physics*, Volume 17, Issue 5, Pages 347-355
- [31] Rice J. C., Cowin, S. C., and Bowman, J. A. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *J Biomech*, 21:155–168, 1988.
- [32] Goldstein S. A. The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function. *J Biomech*, 20:1055–1061, 1987.
- [33] O'Mahony A. M., Williams J. L., Spencer P.: Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading, *Clin Oral Implants Res*. 2001 Dec;12(6):648-57.
- [34] Turner Ch.H., The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: Results from two microscopic measurement techniques, *Journal of Biomechanics*, Vol.32, No.4, 1999, pp. 437-41
- [35] MARCIÁN, Petr. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitou kostní tkáně*. Brno, 2011. Pojednání ke státní doktorské zkoušce. fakulta strojního inženýrství VUT. Vedoucí práce Zdeněk Florian.
- [36] Janíček, P., Systémové pojetí vybraných oborů pro techniky, Akademické nakladatelství CERM, Brno, 2007, ISBN 978-80-214-3544-5
- [37] Kršek Pavel, Přímá tvorba FEM modelů na základě CT/MR dat pro aplikace v biomechanice, dizertační práce, Brno 2000

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 3D model z mikro-CT spongiózní kostní tkáně [8]	9
Obr. 2 Historická osa vývoje zobrazovacích metod a zařízení	10
Obr. 3 Jeden z prvních Röntgenových snímků - ruka jeho ženy. Snímek byl pořízen 22.12.1895 [7].....	15
Obr. 4 Schéma principu projekčního RTG.....	15
Obr. 5 Přímá skiaskopie [1]	16
Obr. 6 Skiaskopie rok 1970 [1]	16
Obr. 7 Skiografie rok 1900 [1]	16
Obr. 8 Dentální skiografie [1].....	16
Obr. 9 Ultrazvukové terapie karcinomu žlučníku [12].....	18
Obr. 10 Ultrazvuk s mechanickým ramenem, rok 1962 [12]	18
Obr. 11 a) Magnetické momenty za normálních okolností - chaotické uspořádání. b) Působením silného mag.pole B se mag.momenty jader zorientují do směru vektoru B. c) Vysíláním vf elektromagnetického pole se tato zorientovaná jádra vychýlí ze směru B. d) Zjednodušené schéma zařízení. [9].....	19
Obr. 12 První klinický CT snímek: nemocnice Atkinson Morley's, říjen 1971 [18].....	20
Obr. 13 A - axiální řezy, B - helikální.....	21
Obr. 14 Princip klasického CT a mikro-CT [3].....	21
Obr. 15 Ukázka kovového artefaktu - plomby, napravo v pseudobarvách.	23
Obr. 16 Hierarchické zobrazení pomocí počítačové tomografie. [23].....	24
Obr. 17 Schéma mikro-CT a nano-CT.....	24
Obr. 18 a) - objekt blíže detektoru, b) - objekt ve větší vzdálenosti od detektoru.	25
Obr. 19 Nano-CT Phoenix nano m, vnitřní prostor zařízení.	25
Obr. 20 Mikro-CT páteřního obratlu Th6 (šestý hrudní).....	26
Obr. 21 Obrázek demonstruje důležitost nastavení správného okna pro hodnocení: b) detail úplně zaniká, ale získáváme správný dojem o celku, c) vidíme kontrastně detail, ale celková představa se vytrácí [4].	29
Obr. 22 Bimodální histogram [24].	30
Obr. 23 Klasifikace kvality kostní density [14].	30
Obr. 24 Spongiózní a kortikální kostní tkáň.....	31
Obr. 25 Analyzované dolní čelisti a vzorky.	32
Obr. 26 Vývěva	33
Obr. 27 Odsávání vzduchu pomocí vývěvy.	33
Obr. 28 Manuální segmentace a 3D projekce kostní density.	34
Obr. 29 Automatická segmentace programu ImageJ a analýza v ROI Analysis.	34
Obr. 30 Měřené oblasti	35
Obr. 31 Vzorky kostních tkání a modely geometrie	40
Obr. 32 Vyhodnocení průměrných hodnot HU a BVF.....	41
Obr. 33 MKP síť.....	41
Obr. 34 Kvadratický element solid 187.	41
Obr. 35 Posuvy Uz, volné trámečku z vzorku A.....	42
Obr. 36 Hodnoty přetvoření, vzorek A a B.....	42
Obr. 37 Intenzita přetvoření.....	43

SEZNAM TABULEK

<i>Tab. 1 Srovnání snímků z klasického CT a z mikro-CT</i>	<i>11</i>
<i>Tab. 2 Rozsah HU jednotek pro dané tkáň.</i>	<i>28</i>
<i>Tab. 3 Rozdělení kvality kostí podle kostní density.....</i>	<i>31</i>

SEZNAM GRAFŮ

<i>Graf 1 Výsledky měření BVF ve třech oblastech: a – přední řezák, b – první premolár, c – první molár.</i>	<i>29</i>
<i>Graf 2 Kostní densita, vzorek A v prostředí vzduch.</i>	<i>36</i>
<i>Graf 3 Kostní densita, vzorek A v prostředí voda.</i>	<i>36</i>
<i>Graf 4 Srovnání kostní density vzorku A (voda a vzduch) v alveolární oblasti.</i>	<i>36</i>
<i>Graf 5 Kostní densita, vzorek B v prostředí voda.</i>	<i>37</i>
<i>Graf 6 BVF pro vzorek A, všechny oblasti.</i>	<i>37</i>
<i>Graf 7 BVF pro vzorek B, všechny oblasti.</i>	<i>37</i>
<i>Graf 8 Srovnání kostní density a HU jednotek, vzorek A, alveolární oblast.</i>	<i>38</i>
<i>Graf 9 Srovnání kostní density a HU, vzorek B, alveolární oblast.</i>	<i>38</i>
<i>Graf 10 Klasifikace kostní density podle tabulky 3 (pro vzorek A a B, alveolární oblast).</i>	<i>39</i>
<i>Graf 11 Srovnání BVF, vzorek A a B, alveolární oblast.</i>	<i>39</i>
<i>Graf 12 Průměrné hodnoty HU, vzorek A a B.</i>	<i>39</i>
<i>Graf 13 Průměrné hodnoty BVF, vzorek A a B.</i>	<i>39</i>