



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

## ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

## URČOVÁNÍ MECHANICKÝCH VLASTNOSTÍ SPONGIÓZNÍ KOSTNÍ TKÁŇ DOLNÍ ČELISTI

PREDICTION OF MECHANICAL PROPERTIES OF THE CANCELLOUS BONE TISSUE OF THE MANDIBLE

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Lucia Holá

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Barbora Thomková

BRNO 2021

# Zadání bakalářské práce

Ústav:	Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Studentka:	<b>Lucia Holá</b>
Studijní program:	Strojírenství
Studijní obor:	Základy strojního inženýrství
Vedoucí práce:	<b>Ing. Barbora Thomková</b>
Akademický rok:	2020/21

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:

## Určování mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně dolní čelisti

### Stručná charakteristika problematiky úkolu:

V současnosti se běžně jako náhrady chybějících zubů používají dentální implantáty. Úspěšnost zavedení dentálních implantátů do kostní tkáně horní nebo dolní čelisti se odvíjí především od kvality a kvantity kostní tkáně. Nejčastěji se určuje pomocí měření z CT snímků a provádí se její kvantifikace pomocí hustoty. Jelikož jsou dentální implantáty při žvýkání vysoce mechanicky namáhány je vhodné znát deformačně napěťové stavy nejen implantátu, ale i kostních tkáni. Ty jsou nejčastěji určeny pomocí výpočtového modelování. Dílčím modelem při vytváření výpočtového modelu je model materiálu kostní tkáně dolní čelisti. Cílem práce je určení hustoty kostní tkáně dolní čelisti a studie mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně dolní čelisti z dat pořízených na CT zařízení.

### Cíle bakalářské práce:

1. Provést podrobnou rešeršní studii související s řešenou problematikou.
2. Na základě dodaných CT dat provést měření hustoty kostní tkáně.
3. Vytvoření výpočtových modelů spongiózní kostní tkáně dolní čelisti.
4. Určení mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně.

### Seznam doporučené literatury:

BORÁK, L., MARCIÁN, P.: Inhomogeneous Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone: A Sensitivity Study. In Engineering Mechanics 2017. s. 190-193. ISBN: 978-80-214-5497-2, 2017.

KORIOTH, T.W., ROMILLY, D.P., HANNAM, A.G.: Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. American Journal of Physical anthropology, roč. 88, str. 69-96. DOI: 10.1002/ajpa.1330880107, 1992.

CHAMRAD, J., MARCIÁN, P., BORÁK, L.: On the level of computational model of a human skull: A comparative study. Applied and Computational Mechanics, roč. 12, č. 1, str. 5-16. DOI: 10.24132/acm.2018.385, 2018.

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2020/21

V Brně, dne

L. S.

---

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.  
ředitel ústavu

doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D.  
děkan fakulty

## ABSTRAKT

Bakalárska práca sa zaoberá problematikou z oblasti biomechaniky, a to konkrétne určovaním mechanických vlastností špongiózneho kostného tkaniva dolnej čeľuste a je zameraná na zisťovanie Youngovho modulu pružnosti a zdanlivej hustoty kostného tkaniva. V práci je vykonaná rešeršná štúdia literárnych zdrojov zaoberajúcich sa vzťahmi medzi zdanlivou hustotou a Youngovým modulom pružnosti pre špongiózne kostné tkanivo rôznych kostí. Jedna časť riešenia bola vykonaná výpočtovým modelovaním pomocou metódy konečných prvkov, pričom model geometrie a model materiálu bol vytvorený z poskytnutých CT snímkov. Pomocou softvéru SolidWorks bolo do alveolárnej časti modelu vložených dvanásť kociek, pre ktoré boli v softvéri ANSYS Workbench zistené veľkosti stykových síl, hodnoty CT čísel a z nich hodnoty Youngovho modulu pružnosti. Získané hodnoty stykových síl boli následne použité pre výpočet Youngovho modulu pružnosti pre jednotlivé smery x, y a z pomocou vzťahu poskytnutého literatúrou. Druhé riešenie bolo v práci vykonané pomocou programu ImageJ, v ktorom boli v oblasti jednotlivých kociek zistené hodnoty Hounsfieldových jednotiek. Následne boli pomocou ďalšieho, literatúrou poskytnutého vzťahu, prepočítané na zdanlivú hustotu. Bolo vykonané porovnanie Youngovho modulu pružnosti ako funkcie CT čísla s hodnotami E získaných pomocou matematického vzťahu. Následne boli určené závislosti Youngovho modulu pružnosti na hustote a boli porovnané so vzťahmi uvádzanými literatúrou.

### Kľúčové slová

Dolná čeľusť, mandibula, Youngov modul pružnosti, zdanlivá hustota, metóda konečných prvkov

## ABSTRACT

The bachelor thesis deals with a problem from the field of biomechanics, specifically to determine mechanical properties of cancellous bone tissue of lower jaw and is focused on Young's modulus of elasticity and apparent bone density detection. In this thesis a research of studies that were focused on determining a relationship between E and apparent density of trabecular bone is firstly included. Then solution is made using computational modeling using finite element method on the model of lower jaw that was constructed from CT scans. In the SolidWorks software, 12 cubes were made and inserted into the model that was later used in software called ANSYS Workbench, to calculate force reactions and E value using CT number values also calculated in the software. Calculated values of force reactions were then used for Young's modulus calculation for each axis x,y and z using equations obtained from literature. Next solution was made using the ImageJ program in which values of Hounsfield units were obtained and later recalculated into apparent density values using mathematical relations. Then values of E as a function of CT number and E values obtained from mathematical relation were compared. Lastly the relationships between E and density were determined.

### Key words

Lower jaw, mandible, Young's modulus of elasticity, apparent density, finite element method

## **BIBLIOGRAFICKÁ CITÁCIA**

HOLÁ, Lucia. *Určování mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně dolní čelisti*. Brno, 2021. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/132682>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Barbora Thomková.

## **PREHLÁSENIE**

Prehlasujem, že som diplomovú prácu na tému *Určování mechanických vlastností spongiózní kostní tkáně dolní čelisti* vypracovala samostatne s použitím odbornej literatúry a prameňov uvedených v zozname, ktorý tvorí prílohu tejto práce.

---

V Brne, 2021

---

Lucia Holá

## **POĎAKOVANIE**

Veľmi rada by som touto cestou úprimne poďakovala vedúcej mojej bakalárskej práce Ing. Barbore Thomkovej za pripomienky, čas, ochotu a najmä bezodnú trpezlivosť pri tvorení tejto práce. Za pádne pripomienky by som taktiež rada poďakovala Ing. Petrovi Marciánovi, Ph.D. Tiež ďakujem celej mojej rodinke a skvelým ľuďom, ktorých som popri štúdiu spoznala, za ich podporu a spríjemňovanie štúdia. Zvlášť Gabkovi Cabajovi za to, že mi ukázal, že nemusím byť vždy ja tým najviac vystresovaným človekom v miestnosti (a tiež za jeho pomoc). A tiež mojej Viky, Mati, Mišovi V., Pavlovi a Borisovi.

**OBSAH**

<b>Úvod</b> .....	<b>9</b>
<b>1. Popis problémovej situácie</b> .....	<b>10</b>
1.1 Formulácia problému .....	10
1.2 Ciele práce.....	10
<b>2. Anatómia</b> .....	<b>11</b>
2.1 Anatómia dolnej čeľuste.....	12
2.1.1 Rozdelenie zubov dolnej čeľuste.....	14
2.1.2 Anatomické smery a roviny .....	14
2.1.3 Anatomické smery dolnej čeľuste .....	15
2.2 Kostné tkanivo .....	16
2.2.1 Spojivové tkanivo.....	16
2.2.2 Klasifikácia hustoty kostného tkaniva.....	18
<b>3. Zobrazovacie zariadenia</b> .....	<b>19</b>
3.1 CT- výpočtová tomografia.....	19
3.1.1 Základný princíp .....	21
<b>4. Rešerš článkov zaoberajúcich sa problematikou</b> .....	<b>24</b>
<b>5. Výpočtové modelovanie</b> .....	<b>26</b>
5.1 Model geometrie.....	26
5.2 Model materiálu.....	27
5.2.1 Meranie zdanlivej hustoty z CT snímok .....	28
5.3 Model väzieb .....	29
5.4 Konečnoprvková sieť.....	30
<b>6. Prezentácia a analýza výsledkov</b> .....	<b>32</b>
6.1 Meranie zdanlivej hustoty z CT snímok.....	32
6.1.1 Klasifikácia kostného tkaniva podľa Mischa .....	33
6.2 Určovanie zdanlivého Youngovho modulu pružnosti špongiózneho kostného tkaniva	34
6.2.1 Pomocou modelovania v programe ANSYS.....	34
6.2.2 Porovnanie výsledkov .....	36
6.3 Zdanlivá hustota vs. E .....	38
<b>Zoznam použitej literatúry</b> .....	<b>41</b>
<b>Zoznam obrázkov</b> .....	<b>46</b>
<b>Zoznam tabuliek</b> .....	<b>47</b>



## Úvod

Dolná čelust', nazývaná aj mandibula je jedna z najviac namáhaných a každodenne využívaných kostí v tele človeka. Je to najväčšia a najpevnejšia kosť tváre. Pojem mandibula bol odvodený z latiského *mandere* čo vo voľnom preklade znamená „žuvať, prežívať“.

Dolná čelust' sa skladá z dvoch druhov kostného tkaniva a to z vonkajšieho kortikálneho a vnútorného špongiózneho, inak nazývaného aj trabekulárneho kostného tkaniva. Špongiózne kostné tkanivo, ako naznačuje jeho meno, je porézne ako špongia a je tvorené z nepravidelne usporiadaných trámčekov, trabekúl, ktoré vytvárajú jeho poréznu štruktúru. Kortikálne kostné tkanivo sa nachádza pod okosticou a je oproti špongióznemu neporézne a viac kompaktné [57]. Ich mechanické vlastnosti sa preto výrazne líšia.

Z dôležitosti tejto kosti pri každodennom prijímaní potravy či rozprávaní vyplýva aj jej značné opotrebenie. Toto opotrebenie môže aj v kombinácii s nešťastnou náhodou spôsobiť jej čiastočnú alebo úplnú frakciu a tiež sa jej nevyhýbajú rôzne anomálie alebo vážnejšie ochorenia. Pri spomínaných problémoch sa v stomatológii pristupuje k náhrade časti čeluste implantátom, alebo k zafixovaniu frakcie fixátormi. Z hľadiska zavádzania a tiež životnosti je dôležitý stav a z neho vyplývajúce mechanické vlastnosti daného kostného tkaniva.

Z potreby nedeštruktívneho skúmania kostí človeka sa koncom 19. storočia dostávajú v rádiológii do popredia zobrazovacie zariadenia ako napríklad röntgen, CT (výpočtová tomografia) alebo MRI (magnetická rezonancia) [7]. Z údajov, ktoré tieto zariadenia poskytujú sa pre zisťovanie potrebných (mechanických) vlastností v technických vedách, napríklad v biomechanike, ďalej vytvárajú výpočtové modely. Tie sú ďalej skúmane rôznymi metódami, napríklad výpočtovým modelovaním, buď analyticky alebo numericky použitím počítačových programov.

# 1. Popis problémovej situácie

V súčasnosti sa bežne ako náhrady chýbajúcich zubov prípadne celého chrupu používajú dentálne implantáty. Úspešnosť zavedenia dentálnych implantátov do kostného tkaniva hornej alebo dolnej čeľuste sa odvíja predovšetkým od kvality a kvantity kostného tkaniva. Najčastejšie sa určuje pomocou merania z CT snímok a vykonáva sa jej klasifikácia pomocou hustoty. Keďže sú dentálne implantáty pri procese žuvania vysoko mechanicky namáhané, je vhodné poznať deformačne napät'ové stavy nie len implantátu, ale aj kostných tkanív. Tie sú najčastejšie určené pomocou výpočtového modelovania. Čiastkovým modelom pri vytváraní výpočtového modelu je aj model materiálu kostného tkaniva dolnej čeľuste, ktorý by mal reflektovať hustotu kostného tkaniva dolnej čeľuste a teda mechanické vlastnosti špongiózneho tkaniva dolnej čeľuste.

## 1.1 Formulácia problému

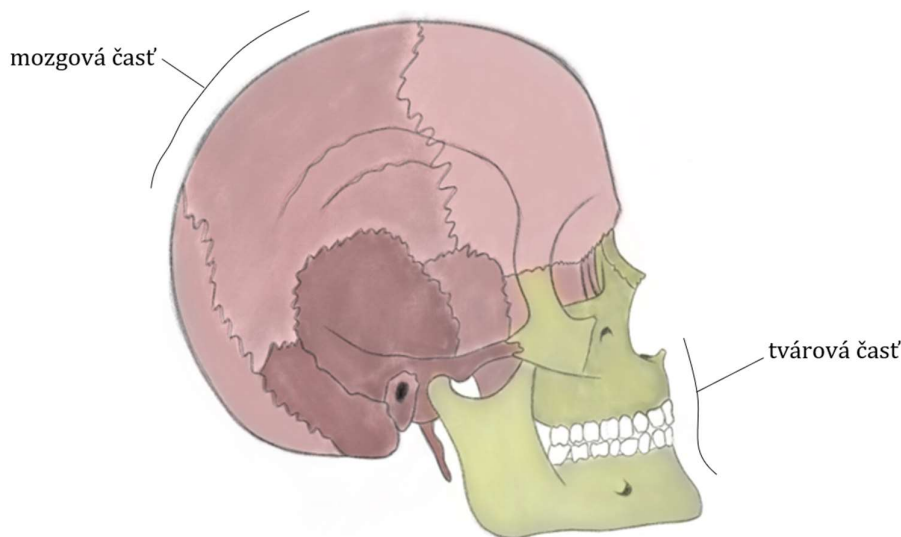
Určenie a posúdenie mechanických vlastností špongiózneho kostného tkaniva dolnej čeľuste z dát získaných z CT zariadenia.

## 1.2 Ciele práce

1. Vykonať podrobnú rešerš súvisiacu s riešenou problematikou
2. Na základe dodaných CT snímok vykonať meranie zdanlivej hustoty kostného tkaniva a vykonanie jej klasifikácie
3. Vytvorenie výpočtových modelov špongiózneho kostného tkaniva dolnej čeľuste s rešpektovaním jej hustoty
4. Určenie mechanických vlastností špongiózneho kostného tkaniva

## 2. Anatomia

Na lebke rozlišujeme mozgovú časť (lat. *neurocranium*) a tvárovú časť (lat. *viscerocranium*) tak, ako je znázornené na obrázku 1. Kostí mozgovej časti ohraničujú lebečnú dutinu, v ktorej sú uložené zmyslové orgány spolu s mozgom. Kostí časti tvárovej ohraničujú začiatok tráviacej a dýchacej sústavy a tvoria podklad tváre [1].



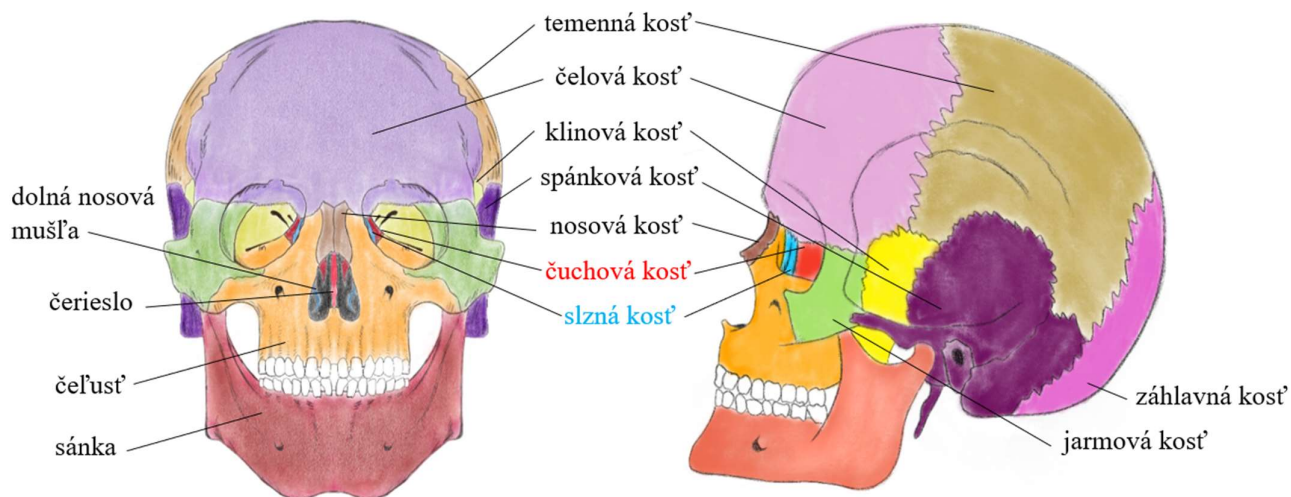
Obr. 1 Mozgová a tvárová časť lebky [vlastné spracovanie].

### Mozgová časť lebky

Patria sem kosti bázy lebky a to sú: záhlavná kosť (bez hornej časti záhlavnej šupiny), dolné nosové mušle, čuchová kosť, skalná časť spánkových kostí a klinová kosť, sú znázornené na obrázku 2. Kostí dezmokránia zase vznikajú na väzivovom základe, takéto kosti sú tzv. krycie kosti. Medzi takéto kosti zaradíme kosti lebečnej klenby. To sú: temenné kosti, čelová kosť, horná časť záhlavnej šupiny a spánkové šupiny. Tiež sem patria aj niektoré menšie kosti lebky ako sú prístredné platne krídlovitých výbežkov kosti klinovej, bubienková časť spánkových kostí, čerieslo, slzné a nosové kosti [1; 3].

### Tvárová časť lebky

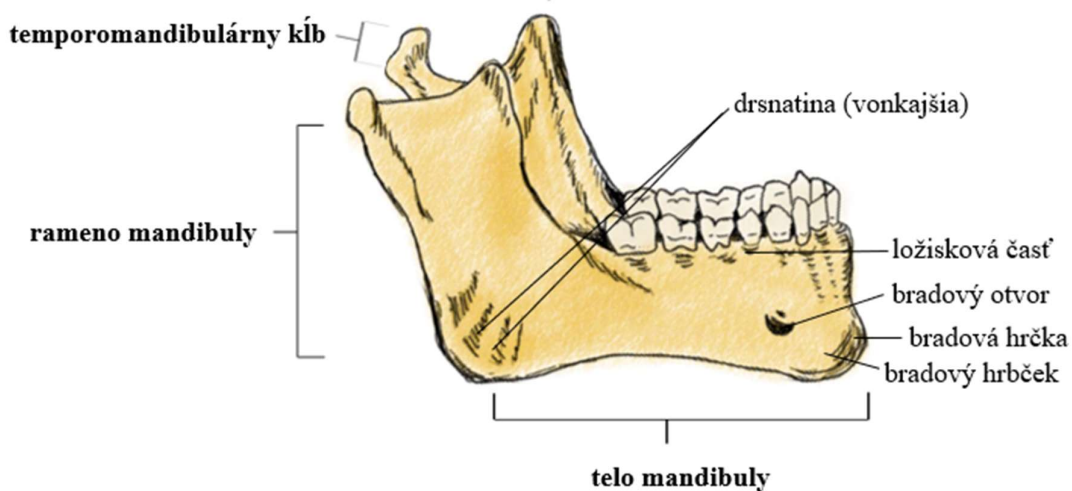
Medzi kosti viscerokránia patria nasledujúce kosti: čeľusť (lat. *maxilla*), podnebná kosť (lat. *os palatinum*), jarmová kosť (lat. *os zygomaticum*), sánka (lat. *mandibula*), jazyka (lat. *os hyoideum*) a sluchové kostičky (lat. *ossicula auditus*) [1; 3].



Obr. 2 Anatomia lebky, pohľad spredu a z boku [vlastné spracovanie].

## 2.1 Anatomia dolnej čeľuste

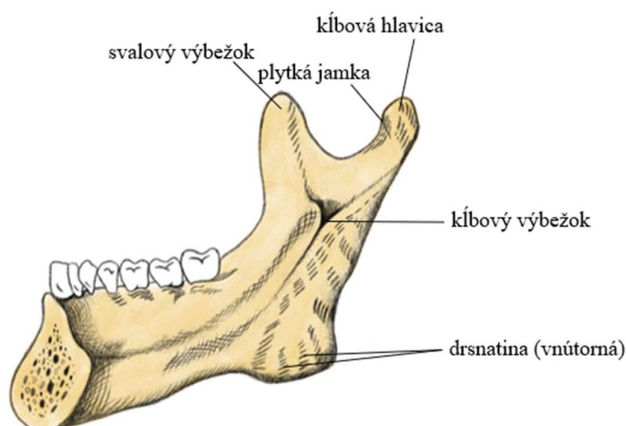
Dolná čeľusť je nepárová kosť tvorená z podkovito ohnutého tela (lat. *corpus mandibulae*) a dvoch ramien (lat. *rami mandibulae*). K spánkovej kosti je pripojená temporomandibulárnym kĺbom (Obr. 3) [1; 3].



Obr. 3 Mandibula z laterálnej strany [vlastné spracovanie].

Dolná časť tela, na ktorú nasadá ložisková časť (lat. *pars alveolaris*) sa nazýva spodina sánky. Voľný horný okraj ložiskovej časti sa nazýva ložiskový oblúk. V ložiskovej časti sa tiež nachádzajú zubné ložiská [1].

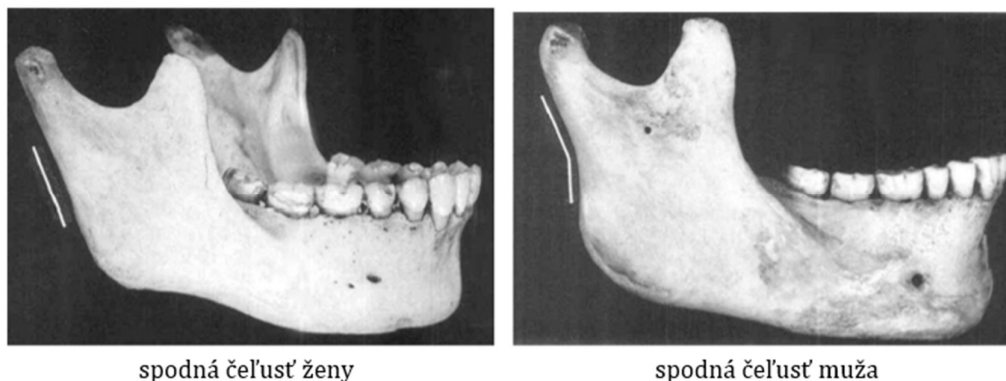
V strede vonkajšej strany tela dolnej čeľuste sa dvíha bradová hrčka (lat. *protuberantia mentalis*) a na oboch stranách tejto hrčky sa nachádza bradový hrbček (lat. *tuberculum mentale*) a spolu vytvárajú tzv. bradový trojuholník (lat. *trigonum mentale*). Pod druhým premolárom sa nachádza bradový otvor (lat. *foramen mentale*), z ktorého vystupuje bradový nerv (lat. *nervus mentalis*) a rovnomenné cievy [1].



Obr. 4 Pravá polovica mandibuly z mediálnej strany [vlastné spracovanie].

Ramená sánky vybiehajú kraniálne do dvoch výbežkov. Prvý výbežok je svalový (lat. *processus coronoideus*), nachádza sa vpredu a upína sa naň žuvací sval (lat. *m. temporalis*). Ďalší výbežok je vzadu a je kĺbový (lat. *processus condylaris*) (viď. Obr 4). Na konci je zhrubnutý a ukončený kĺbovou hlavicou (lat. *caput mandibulae*), pod ktorou je plytká jamka (lat. *fovea pterygoidea*) a do nej sa upína žuvací sval (lat. *m. pterygoideus lateralis*). Ďalej sa na vnútornej strane tela sánky nachádza otvor (lat. *foramen mandibulae*), v ktorom sa začína mandibulárny kanál (lat. *canalis mandibulae*) a vedie skrz celú mandibulu. Prebieha ním alveolárny nerv (lat. *n. alveolaris inferior*) a spolu s ním aj príslušná žila a tepna [1].

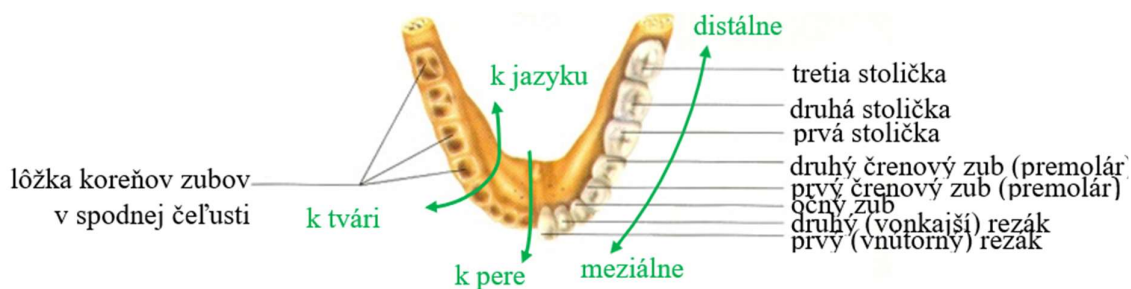
Prechod ramena a tela sánky sa nazýva uhol sánky (lat. *angulus mandibulae*). Na jeho vnútornej aj vonkajšej strane sa nachádzajú drsnatiny, ktoré slúžia k upínaniu žuvacích svalov. Na drsnatinu na vonkajšej ploche (lat. *tuberositas masseterica*) sa upína žuvací sval (lat. *m. masseter*) a na vnútornej ploche sa nachádza drsnatina (lat. *tuberositas pterygoidea*) pre úpon vnútorného krídlového svalu (lat. *m. pterygoideus medialis*). V závislosti na pohlaví rameno zviera s telom sánky u dospelého človeka uhol zhruba 120 až 125 stupňov. Uhol mužskej sánky je zosilnený (viď. Obr. 5). Uhol sánky sa počas života mení, u novorodenca je dolná čeľusť takmer plochá a uhol mandibuly je približne 170°. V dôsledku zvyšujúcich sa nárokov na jej funkčné zaťaženie a rastom alveolárneho výbežku pri raste zubov je uhol mandibuly u detí zhruba 150° a u dospelých 120°. S pribúdajúcim vekom dochádza v starobe k úbytku kosti pod chrupom v dôsledku čoho sa predná časť tela sánky zníži a rameno sa zakriví a uhol sánky sa zväčší na približne 140° [4; 5; 34].



Obr. 5 Intersexuálne rozdiely v spodnej čelusti, prevzaté z [5].

### 2.1.1 Rozdelenie zubov dolnej čeluste

Počas života sa človeku vymenia dva typy zubov. V 5. až 8. mesiaci života sa prerezávajú prvé mliečne zuby, ktoré sa postupne zhruba od 6. do 21. roku života vymenia za zuby trvalé. Dospelý človek s plne vyvinutým chrupom má 32 trvalých zubov (viď. Obr. 6). Takýto chrup sa skladá z niekoľkých tvarovo odlišných typov zubov a to konkrétne z 8 rezákov (lat. *dens incisivus*), 8 črenových zubov (lat. *dens premolaris*), 4 očných zubov (lat. *dens caninus*) a 12 stoličiek (lat. *dens molaris*) [35].

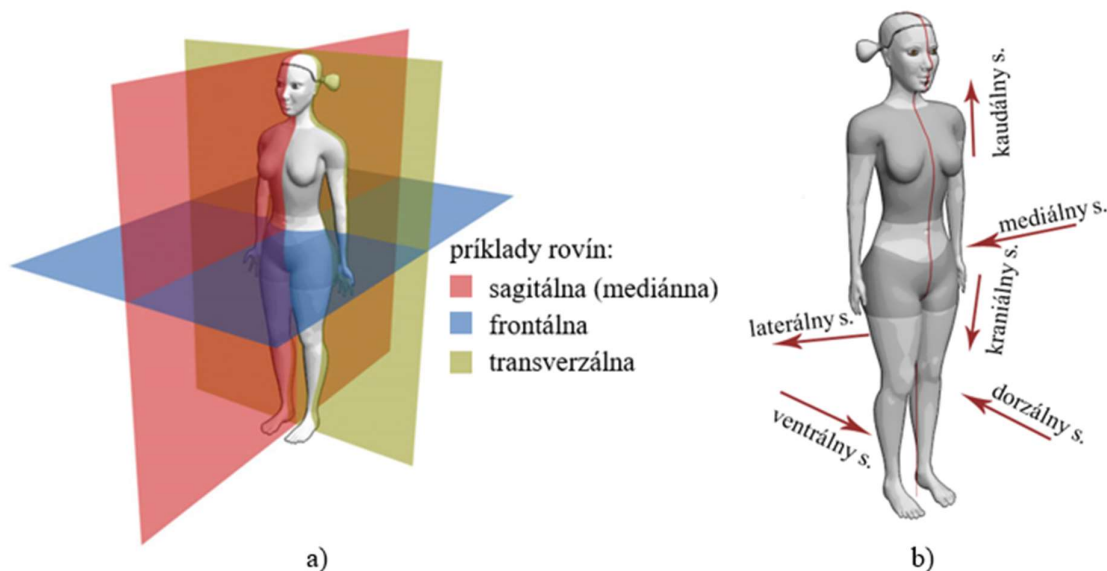


Obr. 6 Názvy zubov na spodnej čelusti a smery dolnej čeluste, upravené z [30].

### 2.1.2 Anatomické smery a roviny

Z potreby jednoznačného popisu relatívnej polohy ľudského tela boli zavedené základné anatomické roviny. Sú vzťahnuté na tzv. základné anatomické postavenie. Telo stojí vzpriamene pričom dolné končatiny sú napnuté a postavené tesne pri sebe. Horné končatiny visia pozdĺž trupu s dlaňami otočenými smerom dopredu. Hlava je tiež orientovaná priamo dopredu.





Obr. 7 a) Príklady anatomických rovin, upravené z [31]; b) Anatomické smery, upravené z [31].

Jednotlivé anatomické roviny u človeka sú na seba kolmé a sú rozlišované tri hlavné druhy (viď. Obr. 7 a)). Prvý druh rovin sú roviny sagitálne (šípové), sú to zvislé roviny, všetky také, ktoré prebiehajú spredu dozadu. Špeciálny prípad takejto roviny je mediánna rovina, ktorá prechádza práve stredom tela a tak ho delí na dve zrkadlové polovice- pravú a ľavú. Ďalšie druhy rovin sú frontálne a transverzálne. Frontálne (čelné alebo axiálne) roviny sú tiež zvislé roviny, tentokrát orientované kolmo na roviny sagitálne a sú teda rovnobežné s tvárou človeka. Delia telo na prednú a zadnú polovicu. Transverzálne (horizontálne) sú kolmé na sagitálne a frontálne, pričom telo rozdeľujú na hornú a dolnú polovicu [31; 33].

Popri anatomických rovinách sa pre presný popis používajú aj anatomické smery na vybraných osiach (viď. Obr. 7 b)) Pozdĺž zvislej osi sú rozlišované kranálny a kaudálny smer. Kranálny smeruje k hornému okraju tela (ku hlave) a kaudálny naopak, smerom k chodidlám. Na sagitálnej (predozadnej) ose je ventrálny (smerom k prednej časti trupu) a dorzálny smer (smerom k zadnej časti trupu). V priečnej ose smerom k strednej rovine je smer mediálny a smerom od strednej roviny smer laterálny [31; 33].

### 2.1.3 Anatomické smery dolnej čeľuste

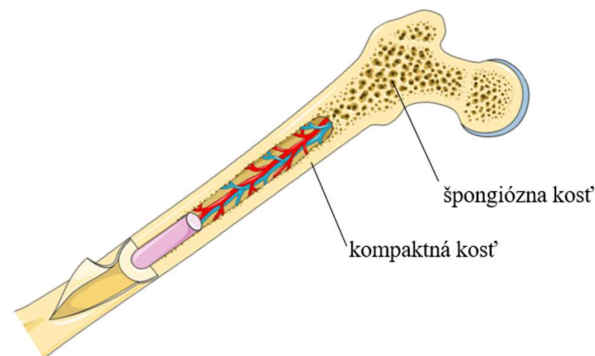
Okrem smerov spomenutých v predchádzajúcej podkapitole sa najmä v stomatologickej terminológii rozlišujú ďalšie, v rámci dolnej čeľuste. Ide o smery: k tvári (lat. *buccalis*) a k nemu opačný k jazyku (lat. *lingualis*), k pere (lat. *labialis*) a navzájom opačné smery: medziálny (lat. *directio mesialis*) a distálny (lat. *directio distalis*). Smery sú znázornené zelenou farbou na obr. 6 [36].

## 2.2 Kostné tkanivo

Telo človeka je tvorené zložitou sústavou buniek, ktoré tvoria súbory a tie sa od seba odlišujú chemicky, funkčne a tvarovo. Takto rozdelené súbory sa nazývajú tkanivá. Tie sú tvorené dvomi základnými zložkami a to bunkami a medzibunkovou hmotou, ktorú produkuje sama bunka tkaniva [6]. Na základe tvaru a funkcie delíme tkanivá na štyri základné typy: epitelové, spojivové, svalové a nervové tkanivo. Z hľadiska riešenia práce je podstatné spojivové tkanivo [37].

### 2.2.1 Spojivové tkanivo

Kostné tkanivo tvoria tri typy buniek. Sú to osteoblasty, vysoko metabolicky aktívne bunky vytvárajúce kostnú hmotu, osteocyty, vznikajúce z osteoblastov a tretí typ sú osteoklasty, ktoré zabezpečujú bunkovú remodeláciu. Za bežných fyziologických okolností je každá ľudská kosť tvorená dvomi histologickými typmi kostí - kortikou a špongiózou (vid'. Obr 8). Kortikálna kosť tvorí približne 80% celkovej hmoty kostry a je nositeľom tuhosti potrebnej pri záťaži. Zvyšných 20% kosternej masy je tvorených špongiózou, ktorá zabezpečuje potrebnú pružnosť tým častiam skeletu, ktoré sú vystavované nárazom a umožňujú ich absorpciu [38].



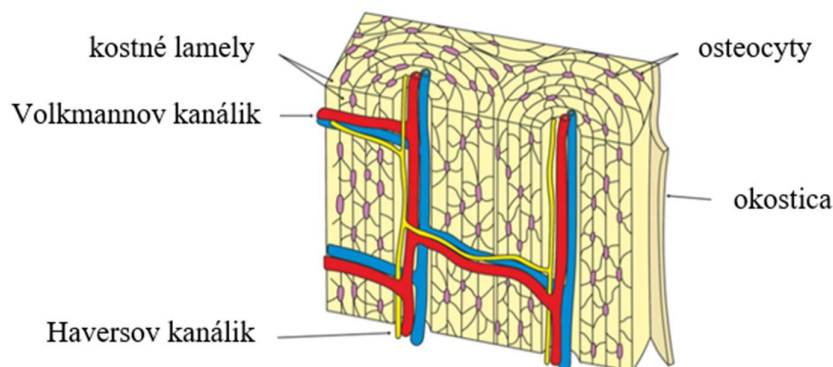
Obr. 8 Ilustrácia kompaktného a špongiózneho kostného tkaniva dlhej kosti [45].

Pre mechanické vlastnosti kostí je dôležité poznamenať, že ich zloženie a z toho vyplývajúce mechanické vlastnosti sa líšia v závislosti od pohlavia, veku, typu kosti a kostných tkanív a iné. Kostí sa tiež dokážu samy opravovať a pretvárať, ako reakcia na zmeny v ľudskom tele čo má tiež na vlastnosti vplyv [42].

#### a) Kompaktná kosť

Kompaktná kosť (lat. *substantia compacta*) je oproti kosti hubovitej veľmi hustá. Jej hlavné komponenty sú znázornené na obrázku 9.



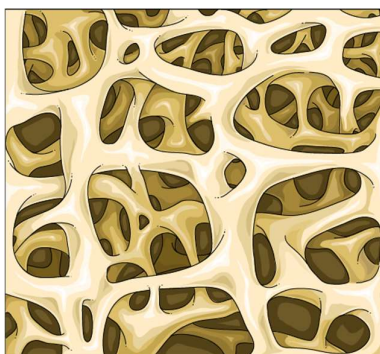


Obr. 9 Schematické znázornenie štruktúry kompaktnej kosti, rez dvoma susediacimi osteónmi, upravené z [45].

Kortikálne kostné tkanivo tvorí povrchovú vrstvu väčšiny kostí. Je buď vláknité (v detskom veku) alebo lamelárne. Mechanické vlastnosti takejto kosti sú do veľkej miery závislé na mierke skúmanej oblasti, smere a type zaťažovania. Pri mierke rádovo v mikrometroch, sa kosť správa ako vláknový kompozit. Jednotlivé vlákna kolagénu zabráňujú náchylnosti k prílišnej krehkosti, poskytujú kosti pevnosť v ťahu a potrebnú ťažnosť. V prípade, že sa mierka pohybuje v rádoch milimetrov, kosť sa správa silne anizotropicky. V pozdĺžnom smere zhodnom s osou kosti vykazuje lepšie mechanické vlastnosti ako v smere priečnom a to najmä pevnosť a tuhosť. Všeobecne je kostný materiál odolnejší pri namáhaní na tlak ako na ťah, čo je výhodné vzhľadom na fakt, že je najčastejšie namáhaný práve na tlak a vo svojej osi [40; 41].

### b) Špongiózna kosť

Hubovité kostné tkanivo (lat. *substantia spongiosa*) je tiež lamelová kosť, ale platničky sú usporiadané do trámčekov (viď. Obr 10). Jednotlivé trámčeky majú v zdravej kosti hrúbku okolo 200  $\mu\text{m}$ . Môžu byť usporiadané nepravidelne alebo do určitých smerov, ktoré odzrkadľujú rozloženie síl a smery, ktorými bola daná kosť namáhaná a to tlakom, ťahom, ohybom alebo krútením (torziou). Spomínaná úprava lamiel do trámčekov sa nazýva architektónika hubovitej kosti a počas celého života sa neustále mení, pretože sa snaží prispôbiť aktuálnemu spôsobu akým je daná kosť namáhaná, pričom sa snaží o čo najvyššiu možnú pevnosť a mechanickú odolnosť pri minimálnej spotrebe materiálu [39, 40; 43].



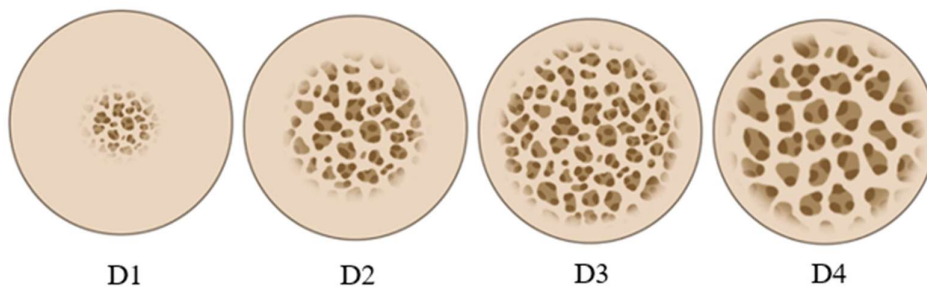
Obr. 10 Schématické znázornenie trámčekov v špongióznom tkanive [45].

Pre mechanické vlastnosti špongiózy platí, rovnako ako pre kortikálnu kosť, že pevnosť je väčšia v tlaku ako v ťahu a najnižšia je pre šmyk. Rozdiely v pevnosti pri jednotlivých typoch zaťaženia sa ale zvyšujú so zväčšujúcou sa zjavnou hustotou. Zvyčajne sa hodnota Youngovho modulu pružnosti pohybuje v rozmedzí 10 až 3000 MPa, zatiaľ čo pevnosť (lineárne a vysoko korelujúca s modulom) sa nachádza v intervale o dva rády nižšom a to 0,1 až 30 MPa [44].

## 2.2.2 Klasifikácia hustoty kostného tkaniva

V prípade dolnej čeľuste bolo kostné tkanivo klasifikované na základe podielu kortikálneho kostného tkaniva voči špongióznemu. To však nebolo dostačujúce, a preto bola táto klasifikácia modifikovaná Mischom, ktorý determinoval podľa zastúpenia kortikálnej a špongióznej zložky kvalitu kostí do štyroch stupňov znázornených na obrázku 11 [47]:

- D1- Pevná kortikálna kosť s minimálnym zastúpením špongiózy, frontálny<sup>1</sup> úsek sánky,
- D2- Proporciónálne rozdelenie kompakty a špongiózy, frontálny a postranný<sup>2</sup> úsek sánky,
- D3- Tenká vrstva kortikálnej kosti obklopujúca špongiózne kostné tkanivo, frontálny úsek čeľuste,
- D4- Tenká vrstva kortikálnej kosti obklopujúca riedke špongiózne kostné tkanivo, teda tkanivo s veľkými medzerami medzi jednotlivými trámčkami, postranný úsek čeľuste .



Obr. 11 Klasifikácia hustoty kostného tkaniva [48].

<sup>1</sup> úsek chrupu tvorený rezákmi a očnými zubmi

<sup>2</sup> úsek chrupu tvorený črenovými zubmi a stoličkami

### 3. Zobrazovacie zariadenia

Z potreby skúmania ľudského tela a jeho častí boli v priebehu posledných troch storočí objavované a následne vyvíjané rôzne zobrazovacie metódy. Ich akýmsi prvým míľnikom sa v roku 1895 stal objav X-lúčov dnes známych aj ako röntgenové žiarenie, ktoré vo svojom laboratóriu skúmal Wilhelm Conrad Röntgen a dnes je považovaný za otca diagnostickej rádiológie [7].

Za posledných viac ako 120 rokov prešli vývojom aj mnohé ďalšie zobrazovacie metódy a značne tak uľahčili prístup k ľudskému telu a zlepšili kvalitu pri jeho diagnostike. A to nielen v rádiológii, ale aj v ďalších odboroch ako je napríklad biomechanika, biofyzika alebo iné odvetvia medicíny.

Medzi najrelevantnejšie zobrazovacie metódy patria najmä RTG (röntgen), USG (ultrasonografia), MMG (mamografia), MRI (magnetická rezonancia) či CT (počítačová tomografia). Poslednej spomenutej metóde bude venovaná nasledujúca podkapitola [11].

#### 3.1 CT- výpočtová tomografia

Prvý klinický CT snímok na pacientovi bol vytvorený prvého októbra v roku 1971 v Londýne v Atkinsonovej Morleyho nemocnici. CT snímok bol odobraný prototypom zariadenia, ktoré vyvíjal Sir Godfrey Newbold Hounsfield spolu so svojím tímom v EMI v centrálnych výskumných laboratóriách v západnom Londýne v Hayes. Práve za ich podiel na vývoji počítačovej tomografie získal v roku 1979 Hounsfield spolu s americkým fyzikom Allanom Cormackom nobelovu cenu za fyziológiu a medicínu [6, 7]. Dnešné CT zariadenia produkujú snímky s rozlíšením 1024 x 1024 a získanie dát pre jeden rez trvá menej ako 0,3 sekundy [12].

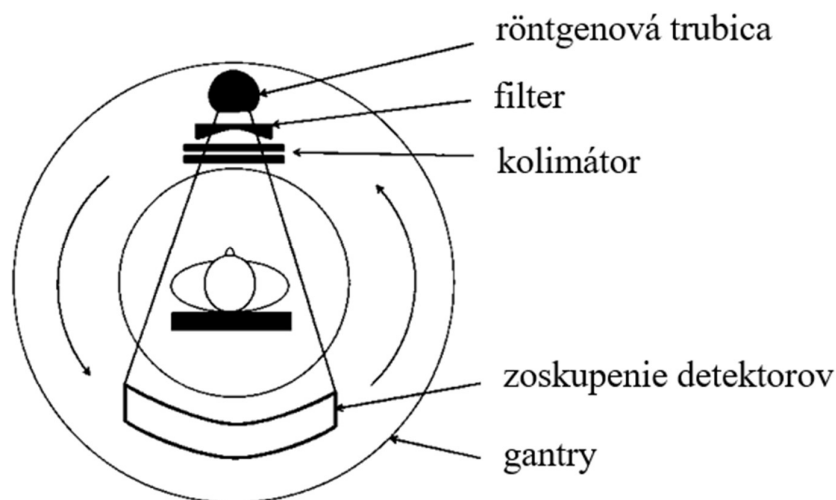
CT (angl. computed tomography) je obecné označenie pre metódy počítačovej tomografie. CT skener môže byť používaný v kombinácii s tradičným simulátorom, s ktorým vytvára tzv. hmotnú simuláciu (angl. physical simulation) alebo samostatne pre virtuálnu simuláciu (angl. virtual simulation). Práve CT simulácia a vývoj konceptu virtuálnej simulácie idú v súčasnej dobe do popredia [13].

Jedno z najväčších úskalí konvenčnej rádiografie je problém s prevádzaním 3D štruktúr na 2D obrázky. Výpočtová tomografia tento problém rieši, pretože poskytuje nielen trojrozmerné modely, ale je možné izolovať jednotlivé 2D snímky, z ktorých je spomínaný 3D model vytvorený [10]. Na druhú stranu sa v modernej rádiológii zavádzajú najmä 3D zobrazovacie zariadenia, medzi ktorými je navyše využívané práve CT. A to kvôli primeraným finančným nákladom, vysokej dostupnosti a schopnosti poskytnúť informácie o denzite tkaniva potrebné na ďalšie výpočty [13].

Oproti bežnému röntgenu je CT zobrazenie schopné zachytiť aj málo kontrastné mäkké tkanivá ako napríklad pankreas, mozog, obličky a pod. Je to z dôvodu, že scintilačné detektory zachycujúce röntgenové lúče sú omnoho citlivejšie než emulzia röntgenového filmu. Ďalším dôvodom je rýchlosť akou sú údaje z detektorov v počítači spracovávané, to tiež zlepšuje presnosť merania [9].

Pomocou CT je možné zisťovať aj patologické procesy v tele pacienta, a preto sa často pred samotným odobratím snímok pacientovi podáva kontrastná látka na zvýraznenie rozdielov medzi normálnym a patologickým tkanivom. Látka sa podáva buď intravenózne, formou nápoja alebo klystíru. Avšak vyšetřovať je možné len také procesy, ktoré sa svojou denzitou líšia od okolia [9, 14].

Na obrázku 12 je znázornená schéma základných komponentov CT zariadenia, ktorými sú: röntgenová trubica, filter, kolimátor (zameriavač), zoskupenie detektorov a gantry (portálu). Filter je umiestnený medzi rtg. trubicou a pacientom. Slúži najmä na odstraňovanie nízkoenergetických X- lúčov, ktoré v žiadnej miere neprispievajú k zlepšovaniu kvality obrazu a zbytočne zvyšujú dávku radiácie, ktorej je pacient vystavený. Kolimátor sa nachádza medzi filtrom a pacientom. Pomáha znižovať dávku radiácie a tiež koncentruje lúče a zamedzuje tak ich zbytočnému rozptylu mimo zobrazovanú časť. Ďalšou časťou CT zariadenia je zoskupenie detektorov, ktoré detekujú žiarenie, ktoré prešlo telom pacienta. Pôvodné single-slice skenery mali jeden rad detektorov. Dnešné skenery sú multi-slice a majú od 8 do 320 radov, pričom v každom rade je zhruba 1000 až 2000 detektorov. Požiadavky na detektory predstavujú najmä nízke náklady, efektívne využitie priestoru, rýchlu odozvu a vysokú efektívnosť detekcie X- lúčov v CT energetickom rozmedzí. Poslednou hlavnou časťou CT prístroja je tzv. gantry. Je to všeobecne používané označenie tej časti zobrazovacieho zariadenia, na ktorej dochádza k náberu obrazu. Môže byť v tvare prstenca alebo valca a pomocou tzv. slip- ring sa neustále otáča. Obsahuje röntgenovú trubicu a detektory, ktoré zachytia signál a informácie o ňom sú ďalej posielané do počítača [19].

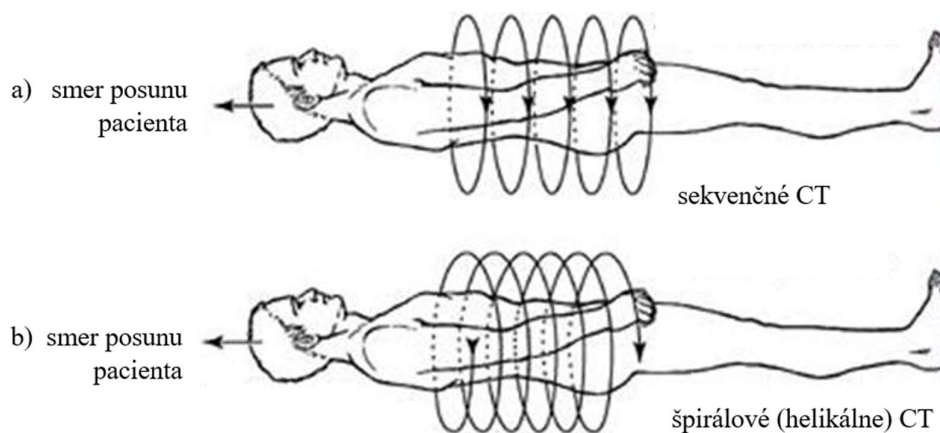


Obr. 12 základné komponenty CT zariadenia, prevzaté a upravené z [10].

Dôležité je tiež spomenúť, že samotné skenovanie môže prebiehať rôznymi spôsobmi (Obr. 13). Pôvodné sekvenčné snímokovanie inak označované aj ako „scan-move-scan“ pozostávalo z pohybu stolu s pacientom pozdĺž osi CT skenera s prerušovanými pauzami počas ktorých sa vytvoril trans- axiálny snímok na každej pozícii pozdĺž osi [21].

Špirálový (helikálny) spôsob CT skenovania je založený na kombinácii pohybu stolu s pacientom a rotujúcej rentgenky a detektorov. Z perspektívy pacienta tak rentgenka vykonáva

špirálovitý pohyb. Tento spôsob je obzvlášť preferovaný, pretože redukuje artefakty spôsobené pohybom pacienta a jeho dýchaním [21].



Obr. 13 Ukážka trajektórie rentgenky počas a) sekvenčného snímkovania b) špirálového snímkovania, prevzaté a upravené z [20].

### 3.1.1 Základný princíp

Fyzikálny princíp spočíva v absorpcii RTG žiarenia v tkanive. Je to zložitý proces interakcie žiarenia a tkaniva. Jednotlivé tkanivá v ľudskom tele majú rôznu schopnosť pohlcovať žiarenie. Táto schopnosť je vyjadrená v lineárnom koeficiente zoslabenia  $\mu$  ako komplexná funkcia hustoty absorbátora tj. predmetu pohlcujúceho žiarenie, protónového čísla a energie žiarenia [8].

Prakticky sa ale nevyužíva konkrétna hodnota spomínaného koeficientu, používa sa jej relatívna hodnota, teda vzťahnutá k referenčnému materiálu, ktorým je voda pri monochromatickej energii 73 keV. Je daná vzťahom (1) a to:

$$\mu_{\text{rel}} = K \cdot \frac{\mu_{\text{objekt pri 73 keV}}}{\mu_{\text{voda pri 73 keV}}}, \quad (1)$$

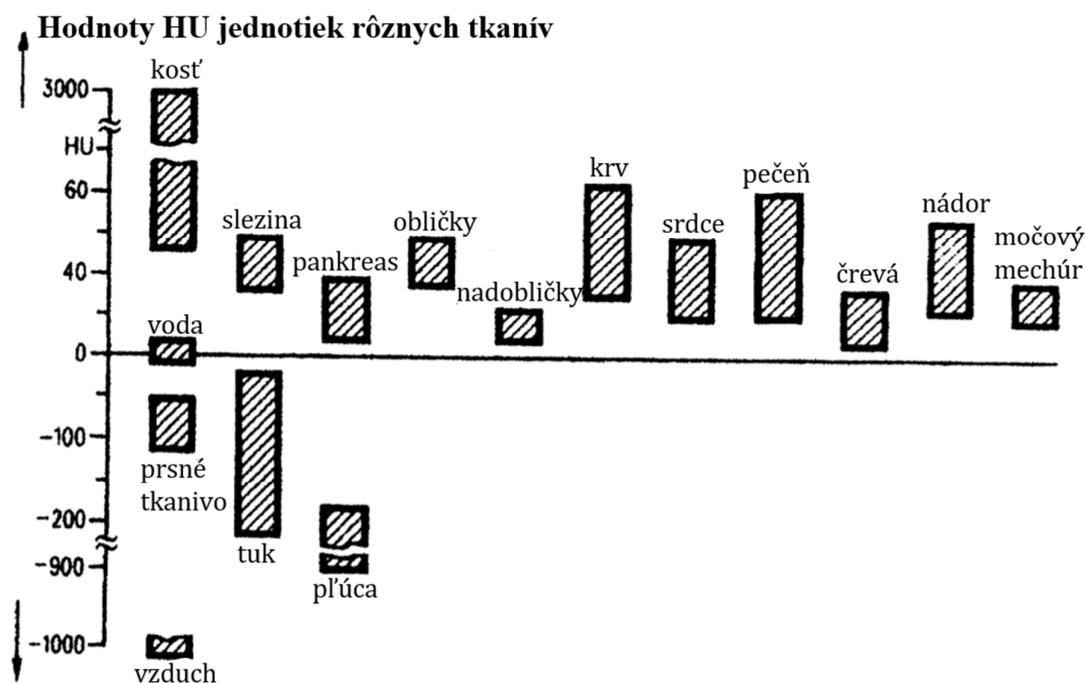
kde K je konštanta (spravidla  $K=1000$ ),  $\mu_{\text{voda pri 73 keV}} = 0,19 \text{ cm}^{-1}$ . Z tohto vzťahu plynie, že CT číslo vody bude rovné 0 [8].

Pri analyzovaní tkanív vo výpočtovom modelovaní sa uvažuje o takzvaných CT číslach alebo aj Hounsfieldových jednotkách. Prepočet CT čísel na HU jednotky je uvedený vo vzťahu (2), kde hodnoty  $CT_w$  a  $CT_a$  sú CT čísla vody a vzduchu [17].

$$HU = 1000 \cdot \frac{(CT - CT_w)}{(CT_w - CT_a)}. \quad (2)$$

Hustota kostí je definovaná ako hlavná hodnota vyjadrená pomocou HU jednotiek. Prehľad hodnôt Hounsfieldových jednotiek rôznych tkanív je znázornený na Obr. 14. Využitelná časť

tejto škály je prakticky rozdelená od -1000 HU do +1000 HU, pričom čím je materiál menej hustý, tým nižšiu jednotku má [8, 12].



Obr. 14 Prehľad hodnôt Hounsfieldových jednotiek rôznych tkanív, upravené z [8].

V kapitole 2.2.2 pre rozdelenie kostného tkaniva dolnej čeľuste boli podľa Mischa [47] uvedené štyri stupne kvality. Pre každý stupeň bol určený rozsah Hounsfieldových jednotiek, ktorý je uvedený v tabuľke 1. Pre kosť s hodnotami HU jednotiek do 150 sa zavádza ďalší stupeň kvality D5. Ide o ešte nevyvinutú, nemineralizovanú kosť [49].

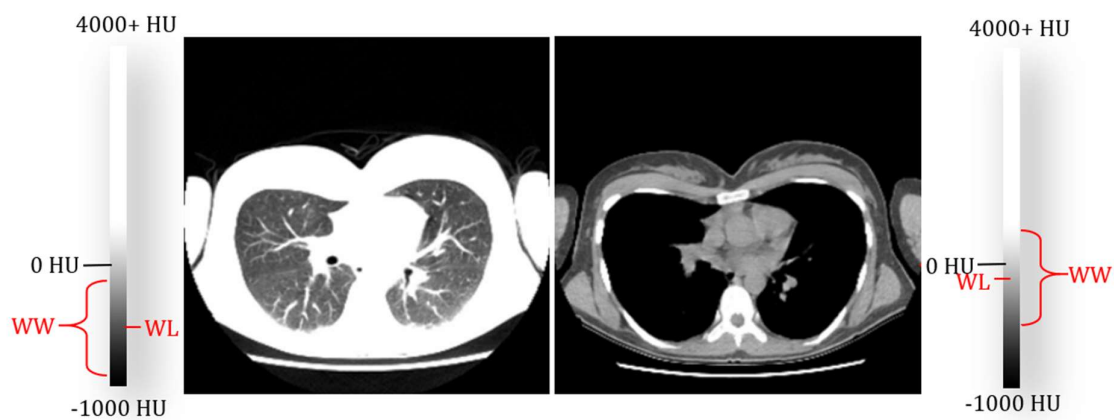
Stupeň kvality kostného tkaniva	jednotky HU [-]
D1	>1250
D2	850-1250
D3	350-850
D4	150-350

Tab. 1 Hodnoty jednotiek HU pre stupne kvality kostného tkaniva D1-D4 [49].

CT snímky môžu byť zobrazované s užívateľom definovanou úrovňou jasu a kontrastu. Na toto zobrazenie sa používajú dve metódy: WW- šírka okna (angl. Window Width) a WL- úroveň okna (angl. Window Level). Šírka okna predstavuje škálu odtieňov šedej, ktorá môže



byť zobrazená a jej stred predstavuje úroveň okna. Pre príklad WW o hodnote 100 HU reprezentuje šedú škálu hodnôt od 0 HU do +100 HU pričom WL bude v tomto prípade 50 HU. Proces upravovania WW a WL sa nazýva angl. Windowing), v zásade sa pomocou WW upravuje kontrast a WL kontroluje úroveň jasnosti. Na Obr. 15 je možné vidieť ako sa zmení CT snímok pri rôznej zvolenej šírke a úrovni okna. Konkrétna voľba už závisí na personále, ktorý zariadenie ovláda vzhľadom na dôvod pozorovania a tiež druh sledovaného tkaniva [10, 11].



Obr. 15 CT snímky pre rôzne zvolené WW a WL, prevzaté a upravené [10].

## 4. Rešerš článkov zaoberajúcich sa problematikou

Táto kapitola bakalárskej práce je zameraná na rešerš článkov, zaoberajúcich sa skúmanou problematikou. Najskôr všeobecne a v druhej polovici konkrétne sa zaoberajúce dolnou čeľusťou.

Štúdia autorov Helgason a kol. (2007) [23] predstavuje rešerš článkov zaoberajúcich sa určovaním vzťahov medzi Youngovým modulom pružnosti ( $E$ ) a hustotou kostného tkaniva, pričom pre špongiózne kostné tkanivo je uvažovaná hodnota zdanlivej hustoty do  $1,8 \text{ g/cm}^3$ . Jednalo sa napríklad o prácu autorov Morgan a kol. (2003) [22] pričom vzťah medzi  $E$  [MPa] a zdanlivou hustotou [ $\text{g/cm}^3$ ] pre špongiózne kostné tkanivo proximálnej holennej kosti bol odvodený nasledovne:

$$E = 15520 \cdot \rho^{1,93} \quad (3)$$

Tento vzťah je platný pre hodnoty zdanlivej hustoty kosti od  $0,09$  do  $0,41 \text{ g/cm}^3$ .

Ďalšia posudzovaná štúdia bola od autorov Kopperdhal [53] ktorá sa taktiež zaoberala určením vzťahu medzi  $E$  [MPa] a zdanlivou hustotou [ $\text{kg/m}^3$ ] pre špongiózne kostné tkanivo proximálnej holennej kosti o nízkej zdanlivej hustote ( $0,18 \pm 0,04 \text{ g/cm}^3$ ). Výsledný vzťah bol určený nasledovne:

$$E = 2,1 \cdot \rho - 0,08 \quad (4)$$

V rešeršnej práci [23] je uvedených mnoho hodnotných štúdií zaoberajúcich sa určovaním vzťahov medzi Youngovým modulom pružnosti ( $E$ ) a zdanlivou hustotou. Prevažne sa v práci určuje vzťah pre holennú alebo stehennú kosť.

Práca od autorov Rho a kol. (1995), [17] sa zaoberá vzťahmi medzi Youngovým modulom pružnosti ( $E$ ) a hustotou alebo CT číslami pre ľudskú kosť. Táto už staršia práca skúmala mechanické vlastnosti kortikálnej a špongiózneho kosti od ôsmich ľudských subjektov. Surové (angl. raw) hodnoty výpočtovej tomografie (CT) boli vytvorené z kostí vo vode a podľa už skôr spomínaného vzťahu (2) v podkapitole 3.1.2 boli prepočítané na Hounsfieldove jednotky. Výsledky naznačujú, že hodnoty CT čísel budú užitočné pri predikovaní mechanických vlastností hlavne pre špongióznú kosť. V práci sa autori zaoberali zisťovaním vzťahov pre stehennú a holennú kosť. V závislosti na smere (1- radiálny, 2- obvodový a 3- kaudálno-kraniálny) boli odvodené nasledovné vzťahy pre závislosť Youngovho modulu pružnosti  $E$  [MPa] na zdanlivej hustote [ $\text{kg/m}^3$ ] pre stehennú a holennú kosť:

$$E_{1S} = 0,004 \cdot \rho^{2,01} \quad (5)$$

$$E_{2S} = 0,01 \cdot \rho^{1,86} \quad (6)$$

$$E_{3S} = 0,58 \cdot \rho^{1,3} \quad (7)$$

$$E_{1H} = 0,06 \cdot \rho^{1,51} \quad (8)$$

$$E_{2H} = 0,06 \cdot \rho^{1,55} \quad (9)$$

$$E_{3H} = 0,51 \cdot \rho^{1,37} \quad (10)$$



Hodnoty zdanlivej hustoty vzorkov pre špongiózne kostné tkanivo boli od 50 do 1000 kg/m<sup>3</sup>.

O'Mahony a kol. (2000), [24] priniesli prácu, ktorá sa zaoberá anizotropickými elastickými vlastnosťami špongiózne kosti z bezzubej dolnej čeľuste. Bola to prvá práca, ktorá sa zaoberala bezzubou mandibulou v súvislosti s určovaním modulu pružnosti. Youngov modul pružnosti (E) bol určovaný zo skúšky stlačovaním, pre ktorú boli použité kocky, narezané tak aby ich steny boli zarovnané s anatomickými osami. Pre jednu vzorku bolo vykonaných 6 až 20 zaťažovacích cyklov. Po 24hodinovej odpočinkovej dobe bol každý z nich potom skúšaný ešte vo zvyšných dvoch smeroch. Výsledkom štúdie bolo zistenie závislosti Youngovho modulu pružnosti E [MPa] a zdanlivej hustoty [g/cm<sup>3</sup>] v jednotlivých smeroch. A to konkrétne v medziálne-distálnom smere (MD), smerom buccalis-lingualis (TJ) a kaudálny-kraniálny (IS). Hodnoty hustoty vzorkov sa nachádzali v intervale od 0,29 do 0,98 g/cm<sup>3</sup> s priemernou hodnotou 0,55 g/cm<sup>3</sup>. Výsledné vzťahy pre konkrétne smery sú uvedené v rovnicach (11)-(13):

$$E_{MD} = 2349 \cdot \rho^{2,15} \quad (11)$$

$$E_{TJ} = 1274 \cdot \rho^{2,12} \quad (12)$$

$$E_{IS} = 194 \cdot \rho^1 \quad (13)$$

Štúdia publikovaná autormi Cheng a kol. (2019), [25] sa zaoberala biomechanickým správaním dolnej čeľuste, ktorá bola rekonštruovaná za pomoci fibulárneho štepu (štepu z lýtkovej kosti), v rôznych vertikálnych polohách použitím metódy konečných prvkov (MKP). Model geometrie a model materiálu bol vytvorený na základe CBCT snímok, pričom pre hustotu [kg/m<sup>3</sup>] a Youngov modul pružnosti E [MPa] boli použité vzťahy (14) a (15):

$$\rho = 0,114 + 0,000916 \cdot HU \quad (14)$$

$$E = 0,51 \cdot \rho^{1,37} \quad (15)$$

Pričom hodnoty zdanlivej hustoty sa nachádzali v intervale od 63 do 1544 kg/m<sup>3</sup>.

## 5. Výpočtové modelovanie

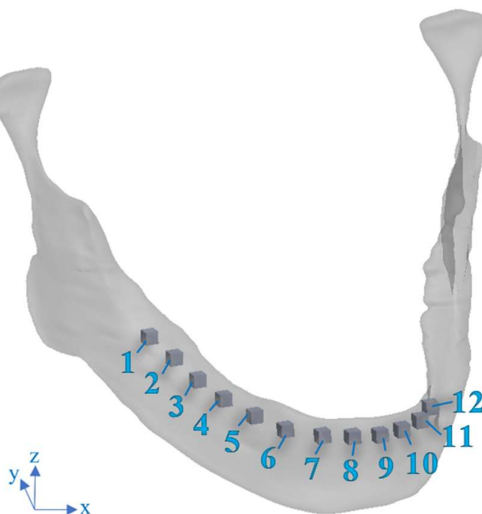
Existuje viacero spôsobov a metód akými zisťovať konkrétne mechanické vlastnosti materiálu. Vzhľadom k nízkej časovej náročnosti a vďaka dostupnosti CT snímok dolnej čeľuste je ako metóda riešenia v tejto bakalárskej práci zvolené výpočtové modelovanie pomocou metódy konečných prvkov (ďalej ako MKP). Pre riešenie pomocou tejto metódy je potrebné vytvoriť výpočtový model, ktorý pozostáva zo štyroch čiastkových modelov a to *model geometrie*, *model väzieb*, *model zaťaženia* a *model materiálu* [29].

Výstupmi boli: riešenie stykovej sily v danom smere (*Force Reaction*) ako reakcia na definované okrajové podmienky, hodnota CT čísla získaná vložením používateľom zvoleného riešenia (*User Defined Result*) s výrazom „bfe“ a hodnota Youngovho modulu pružnosti po vložení výrazu zo vzťahu 16.

### 5.1 Model geometrie

Na základe dodaných CT snímok z oblasti hlavy bol pomocou segmentácie vytvorený model geometrie kortikálneho a špongiózneho kostného tkaniva dolnej čeľuste, ktorý bol dodaný vedúcou bakalárskej práce. Objemový model bol importovaný do programu SolidWorks 2019 (Dassault Systèmes, France). V programe SolidWorks bolo následne vytvorených 12 modelov geometrie kociek o veľkosti hrany 3 mm. Rozmer vyplýva zo snahy vytvoriť čo najväčšiu možnú kocku, tak aby bola ešte zavedená do špongiózneho kostného tkaniva.

Kocky boli jednotlivo vkladané do alveolárnej časti modelu pričom boli orientované podľa meziálne-distálneho anatomického smeru. Jednotlivé osi kociek rešpektovali konkrétny smer, a to os x reprezentovala smer k jazyku (lat. *lingualis*), os y smer distálny (lat. *directo distalis*) a os z smer k pere (lat. *labialis*). Snahou tiež bolo kocky sústrediť do špongióznej časti tak aby čo najmenej zasahovali do kortiky. Uloženie kociek do modelu je ukázané na obrázku 16, kde je pre názornosť skrytá jeho kortikálna časť a zobrazená len špongióza.



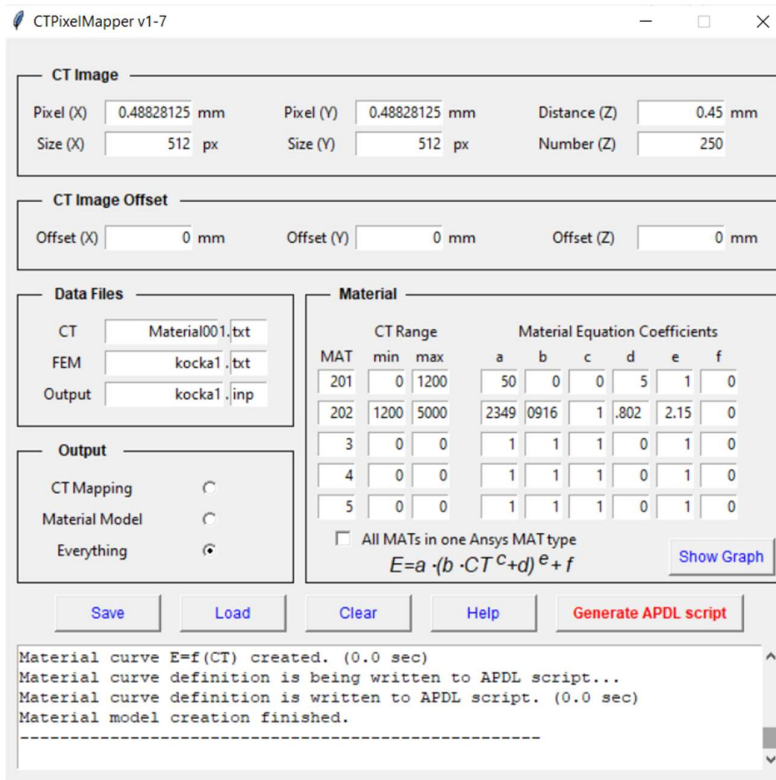
Obr. 16 Model geometrie s očíslovaním dvanástich kociek vložených do alveolárnej oblasti dolnej čeľuste

Po vložení všetkých kociek bola zostava vyexportovaná ako súbor typu parasolid s koncovkou `.x_t`. Ten bol následne importovaný do programu ANSYS (ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 19.2; Swanson Analysis, Inc. Houston, PA, USA). V časti geometrie v prostredí *DesignModeler* bola najprv potlačená časť kortiky a špongiózy. Následne bolo vytvorených 12 blokov geometrie, každý reprezentujúci jednu konkrétnu kocku. V rámci bloku boli potlačené všetky kocky okrem vybranej. Ku každej kocke bola trikrát pripojená analýza *StaticStructural*, každá pre daný smer osi súradnicového systému (x, y, z). V rámci danej analýzy boli ďalej definované okrajové podmienky (uvedené v podkapitole 4.3), priradené informácie o materiáli a zadávané konkrétne riešenia.

## 5.2 Model materiálu

Pri vytváraní modelu materiálu bola najprv pomocou funkcie *Named Selection* pomenovaná vybraná oblasť (kocka). Pomocou softvéru *CTPixelMapper\_v1-7* [28] vytvorený na ÚMTMB bol vygenerovaný script a následne bol vložený ako makro cez príkaz *Command* do prostredia ANSYS Workbench a pomocou neho bol geometrii priradený materiál. Materiál na základe CT snímkov bol zvolený, pretože ide o heterogénny materiál, teda taký ktorý rešpektuje (premenlivú) hustotu kostného tkaniva a premieta ju do mechanických vlastností. Táto skutočnosť je vzhľadom na posúdenie vhodnosti alebo nevhodnosti daného materiálu potrebná, pretože je dôležité vedieť ako dané tkanivo vyzerá resp. v akom stave sa nachádza .

Softvér *CTPixelMapper\_v1-7* funguje na princípe priradovania konkrétnej hodnoty CT čísla do uzlu konečnoprvkovej siete. Ukážka prostredia a konkrétne zadané údaje vidieť na obrázku 17.

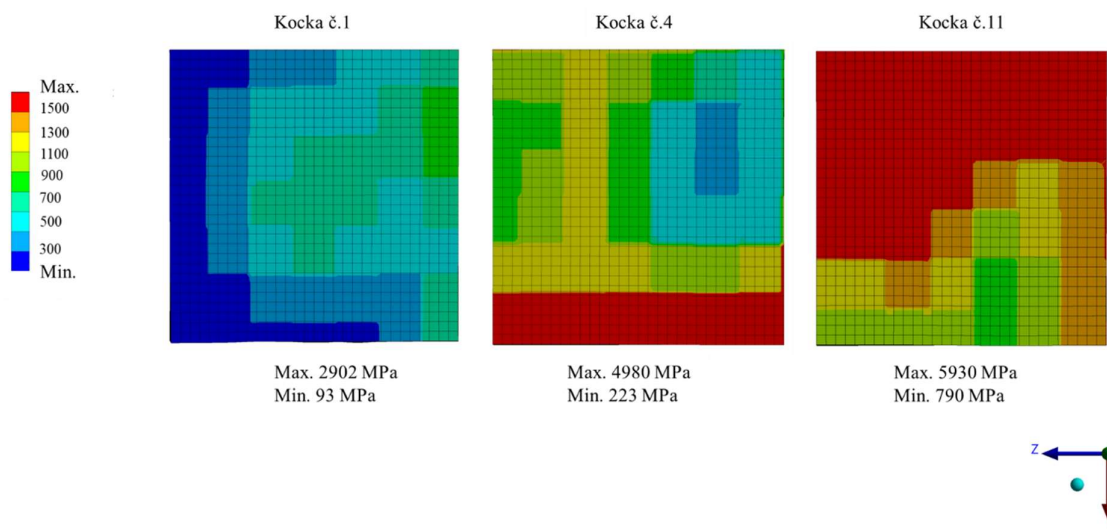


Obr. 17 Ukážka prostredia a zadaných hodnôt v programe *CTPixelMapper\_v1-7*

Pričom bolo zadefinované, že v prípade že CT číslo vykazuje hodnotu menšiu ako 1200, a teda ide o mäkké tkanivo, hodnota  $E$  bude 50 MPa. Pre kostné tkanivo, teda tkanivo s hodnotou CT čísla nad 1200 bude program počítať podľa vzťahu 16 [29] pre Youngov modul pružnosti:

$$E = 2349 \cdot (0,000916 \cdot CT - 0,802)^{2,15} \quad (16)$$

Model materiálu s príslušným rozložením hodnôt  $E$  v rovine ZX je zobrazený na obrázku 18.



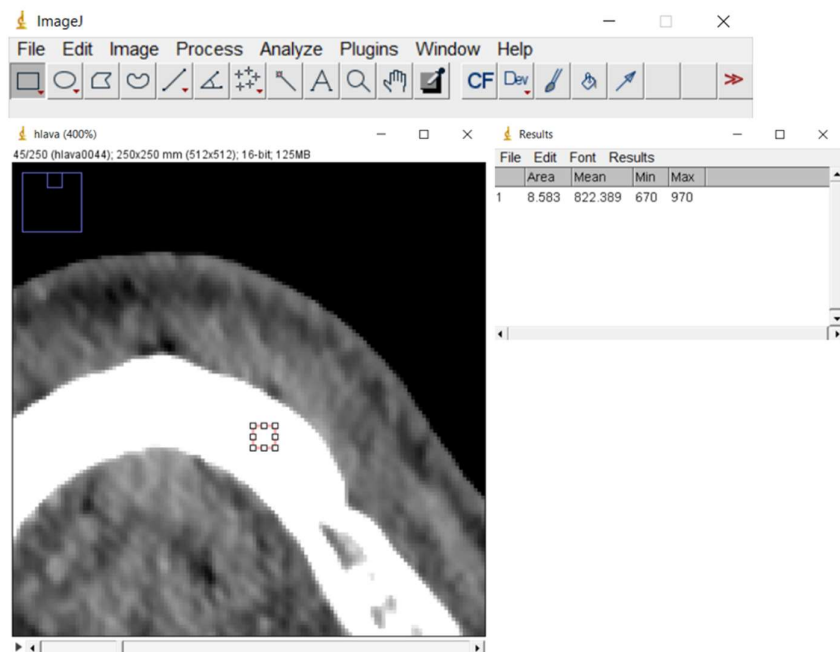
Obr. 18 Rozloženie hodnôt Youngovho modulu pružnosti pre kocky 1,4 a 11

### 5.2.1 Meranie zdanlivej hustoty z CT snímok

Pre biomedicínske inžinierske aplikácie je dôležité poznať zdanlivú a materiálovú hustotu kostí a tiež to, ako sa ich hodnoty v rámci kosti menia. Bolo ukázané, že ich hodnoty priamo ovplyvňujú mechanické vlastnosti. Materiálová hustota predstavuje podiel hmotnosti tkaniva k objemu kosti. Zdanlivá hustota predstavuje podiel hmotnosti mineralizovaného tkaniva k celkovému objemu daného tkaniva, vrátane jeho prázdnych miest v podobe dutín alebo pórov [54].

Pre zisťovanie zdanlivej hustoty bol použitý program pre zisťovanie mechanických vlastností materiálu z rádiografických snímok. Šlo o voľne stiahnuteľný program ImageJ [26], ktorý funguje na doméne Java. Pôvodne bol vyvinutý na univerzite vo Winsconsine v Národnom inštitúte zdravia pre optické a výpočtové prístroje. Najprv bola doň importovaná sekvencia 250 obrázkov (súbory s príponou .tif), ktorými boli jednotlivé 2D CT snímky z oblasti hlavy (v transverzálnej rovine) prakticky od kľúčnej kosti až po nadočnicové oblúky. Jednotlivé pixely CT snímok predstavujú oblasti o rôznej hustote, ktorej prislúcha konkrétny odtieň šedej. Alveolárna oblasť dolnej čeluste (a jej blízke okolie) bola dobre viditeľná na približne 64 snímkoch. Na snímke bola vytvorená sledovaná oblasť - štvorec o veľkosti strany približne 3mm, znázornený na obrázku 19. Takéto štvorce boli umiestnené na snímok, tak aby približne zodpovedali polohe jednotlivých kociek v pôvodnom modeli v SolidWorks-e. Poloha

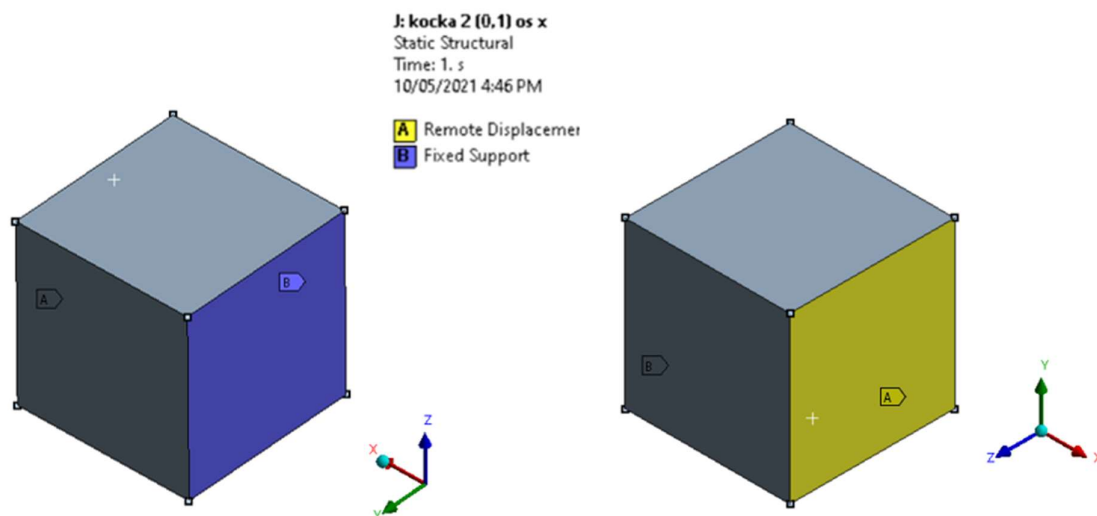
štvorca sa pre meranie jednej kocky nemenila, ale postupne sa menili snímky. Program ImageJ umožňuje v merať Hounsfieldove jednotky v nami zvolenej oblasti (štvorci), ktoré boli následne prepočítané užitím matematického vzťahu 14 zo štvrtej kapitoly.



Obr. 19 Ukážka prostredia ImageJ, znázornenie výberového štvorca

### 5.3 Model väzieb

Okrajové podmienky použité pre každú kocku boli vždy definované pre konkrétny smer na dvoch protiľahlých stenách vždy kolmých na daný smer. Ich ukážku pre os x je možné vidieť na obrázku 20.

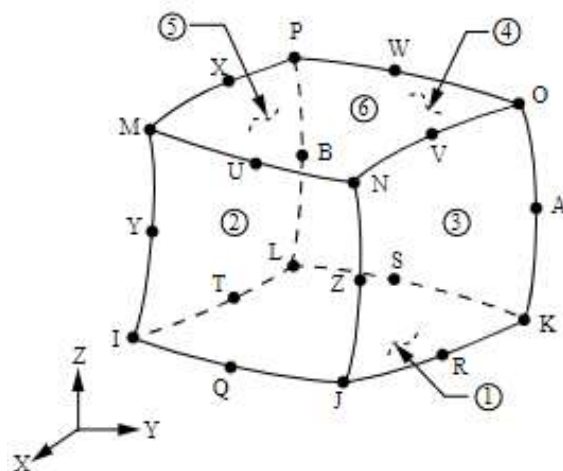


Obr. 20 Ukážka okrajových podmienok na kocke v smere osi x

Okrajové podmienky boli zvolené tak, aby reprezentovali podmienky pri materiálových skúškach [55]. Preto boli na rovnobežné steny použité *Remote Displacement* a *Fixed Support*. Nasledujúci text odkazuje na kocku sledovanú v smere osi x. Prvou podmienkou bolo votknutie (*Fixed Support*) a druhou bolo zadanie posuvu v prípade tvrdého zaťažovania (*Remote Displacement*) s voľným pohybom v smeroch osí y, z. V smere osi x bol pohyb obmedzený na jedno percento rozmeru hrany kocky a teda na 0,03 mm. Rotácii bolo zamedzené okolo všetkých troch súradnicových osí. Okrajové podmienky boli v tomto prípade umiestené na steny kocky v rovine Y-Z (vid' Obr. 20).

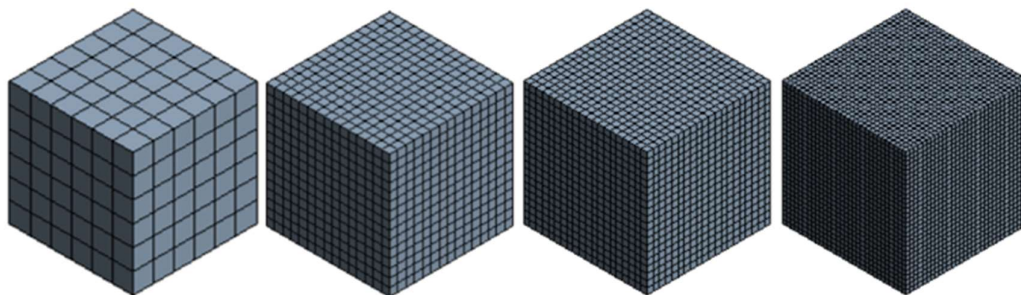
## 5.4 Konečnoprvková sieť

Sieť konečnoprvkového modelu bola defaultne tvorená kvadratickými typmi prvků, označované aj ako SOLID 186. Uzly sa nachádzajú aj na hranách aj v rohoch prvků, ako môžeme vidieť na obrázku 21.



Obr. 21 Zobrazenie kvadratického prvku SOLID 186

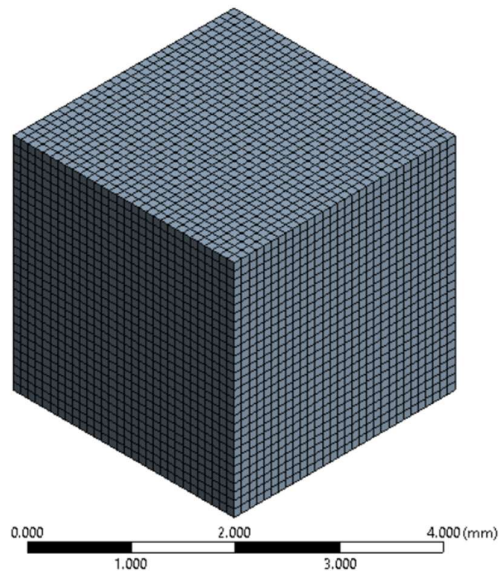
Bola tiež vykonaná citlivostná analýza pre prvky o veľkosti 0,5; 0,2; 0,15 a 0,1. Na obrázku 22 je zobrazená sieť pre spomínané veľkosti elementárneho prvku.



Obr. 22 Ukážka vzhľadu konečnoprvkovej siete s jednotlivými veľkosťami elementárneho prvku pri citlivostnej analýze



Vzhľadom na použitie študentskej licencie programu ANSYS bola najmenšia použiteľná veľkosť prvku určená na 0,1mm a ďalšie znižovanie by malo na výsledky minimálny vplyv a skôr by sa zvyšovala časová náročnosť výpočtu. Sieť každej kocky s veľkosťou elementu 0,1mm je tvorená 116 281 uzlami čo predstavuje 27 000 elementov. Na obrázku 23 je konečnoprvková sieť pre model kocky používaný v tejto práci.



Obr. 23 Výsledný vzhľad siete konečných prvkov s veľkosťou elementárneho prvku 0,1 mm

## 6 Prezentácia a analýza výsledkov

### 6.1 Meranie zdanlivej hustoty z CT snímkov

Pri určovaní zdanlivej hustoty špongiózneho kostného tkaniva bol zvolený postup, kedy boli jednotlivé štvorce (reprezentujúce stenu kocky) umiestnené približne, a to na základe vzdialeností získaných v SolidWorks-e. Následne v nich bola v programe ImageJ zmeraná hodnota HU jednotiek. Pre jednotlivé kocky boli výsledné minimálne, maximálne a priemerné hodnoty zapísané do tabuľky 2.

kocka	HU		
	minimum	maximum	priemer
1	118	1080	285
2	102	695	325
3	104	1161	242
4	241	1424	753
5	156	1280	400
6	347	1426	467
7	347	1584	917
8	570	1362	842
9	590	1613	1026
10	645	1653	1022
11	533	1555	888
12	294	1379	506

Tab. 2 Hodnoty HU jednotiek zistené v programe ImageJ

Pre zisťovanie zdanlivej hustoty bol použitý vzťah 14 pre  $\rho=f(HU)$  (Cheng) [25]:

$$\rho = 0,114 + 0,000916 \cdot HU.$$

kde  $\rho$  [ $\text{g}/\text{cm}^3$ ]. Po dosadení boli výsledné hodnoty zdanlivej hustoty zapísané do tabuľky 3.

V literatúre sa pre hodnotu zdanlivej hustoty trabekulárnej kosti uvádzajú hodnoty rôzne, od  $0,05 \text{ g}/\text{cm}^3$  (Rho a kol.) [17] do  $1,3 \text{ g}/\text{cm}^3$  (Adams a kol.) [52]. Priemerné hodnoty zdanlivej hustoty jednotlivých kociek vykazovali značne nižšie hodnoty. V prípade poskytnutých CT snímkov bolo známe, že šlo o staršieho pacienta. S pribúdajúcim vekom sa hustota kostí znižuje, čo môže byť dôvod nižšej hodnoty ako uvádza literatúra.

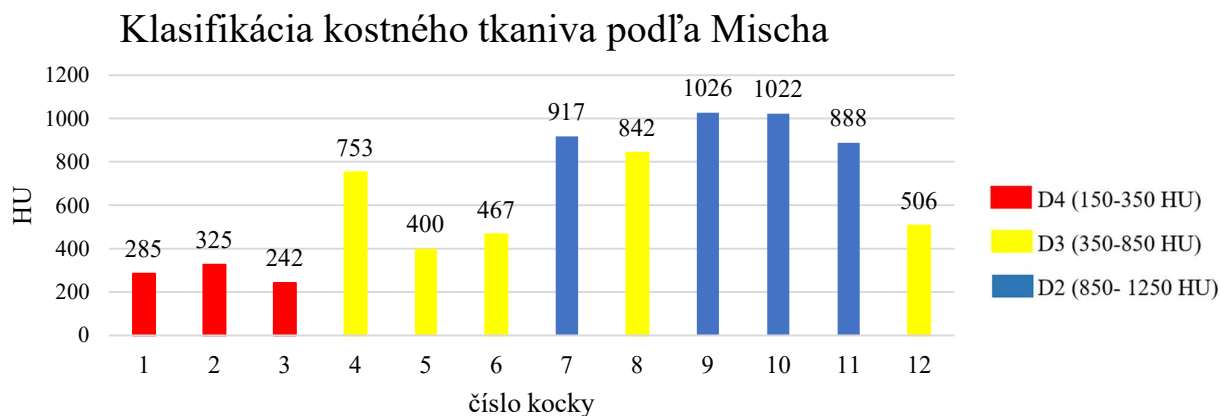


zdanlivá hustota [g/cm <sup>3</sup> ]			
kocka	minimum	maximum	priemer
1	0.22209	1.1033	0.37473
2	0.20743	0.75062	0.41179
3	0.20926	1.1775	0.3359
4	0.33476	1.4184	0.8037
5	0.2569	1.2865	0.48014
6	0.43185	1.4211	0.54134
7	0.43185	1.5649	0.9539
8	0.63612	1.3616	0.8851
9	0.65444	1.5915	1.0539
10	0.70482	1.6281	1.0503
11	0.60223	1.5384	0.92766
12	0.3833	1.3772	0.57783

Tab. 3 Hodnoty zdanlivej hustoty pre jednotlivé kocky

### 6.1.1 Klasifikácia kostného tkaniva podľa Mischa

Pre určovanie kvality kostného tkaniva bola v podkapitole 3.1.1 uvedená klasifikácia podľa Mischa. Kostné tkanivo je klasifikované do 4 kategórií. Na obrázku 24 sú uvedené priemerné hodnoty Hounsfieldových jednotiek pre jednotlivé kocky. Sú tiež farebne odlišené na základe kvality kostného tkaniva podľa Mischa.



Obr. 24 Klasifikácia kostného tkaniva podľa Mischa

Do stupňa D1 nebola zaradená ani jedna kocka, čo bolo predpokladané, keďže všetky kocky boli umiestňované v špongiózne časti. V prípade kociek 7, 9, 10 a 11, ktoré spadali do kategórie D2 boli zistené najväčšie hodnoty HU. Na základe toho je možné poznamenať, že hustota je vyššia smerom k brade čo predstavuje meziálny smer. Pre kocky 1 až 3 spadajúce do

kategórie D4 platí, že podiel špongiózy v nich je najväčší a jednotlivé trámčeky sú väčšie a pomerne riedko rozmiestnené.

## 6.2 Určovanie zdanlivého Youngovho modulu pružnosti špongiózneho kostného tkaniva

Prvá časť je venovaná zisťovaniu zdanlivého E špongiózy, v rámci každej kocky. V druhej časti bude pomocou vstupných hodnôt- síl  $F_x$ ,  $F_y$  a  $F_z$  určovaný modul pružnosti pre daný smer, teda  $E_x$ ,  $E_y$  a  $E_z$  (smery v poradí: k jazyku, distálny a k pere) pomocou matematického vzťahu.

### 6.2.1 Pomocou modelovania v programe ANSYS

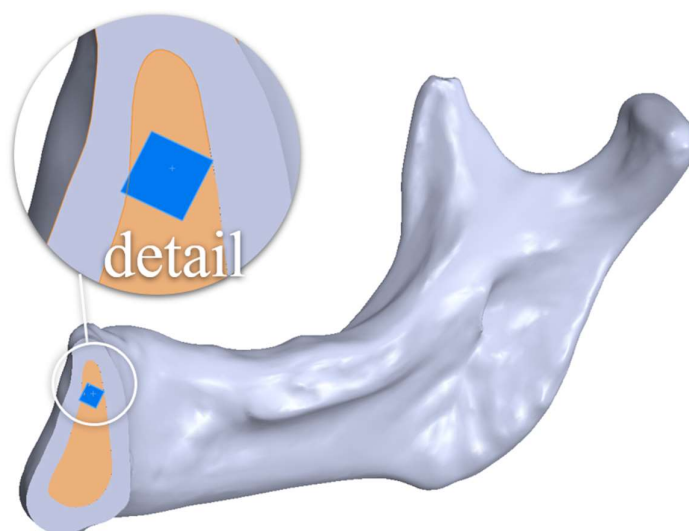
Prvá časť riešenia v programe ANSYS je zameraná na zisťovanie CT čísla, ktorého hodnoty poskytol textový súbor s koncovkou .inp, vytvorený programom CTPixelMapper\_v1-7. Parametre jeho nastavenia aj používaný vzťah boli uvedené v podkapitole 5.2. Pomocou príkazu *User Defined Result* bolo možné výsledky prezentovať graficky.

Číselné hodnoty sú už uvedené osobitne pre každú kocku v tabuľke 4. Hodnoty CT čísla udávané literatúrou [29] pre špongiózne kostné tkanivo sú v intervale od 1150 do 1900 a pre kortikálne kostné tkanivo nad 1900. Z dôvodu uvedeného nižšie boli na vyhodnocovanie použité priemerné hodnoty CT čísel v jednotlivých kockách.

CT číslo			
kocka	minimum	maximum	priemer
1	1118	2080	<b>1284,6</b>
2	1102	1695	<b>1325,1</b>
3	1104	2161	<b>1242,2</b>
4	1241	2424	<b>1752,9</b>
5	1156	2280	<b>1399,7</b>
6	1347	2427	<b>1466,5</b>
7	1347	2584	<b>1916,9</b>
8	1570	2362	<b>1841,8</b>
9	1590	2613	<b>2026,1</b>
10	1645	2653	<b>2022,1</b>
11	1533	2555	<b>1888,3</b>
12	1294	2379	<b>1506,4</b>

Tab. 4 Hodnoty CT čísla pre jednotlivé kocky

Z tabuľky 4 je možné zhodnotiť, že minimálna hodnota CT čísla (napríklad kocky 4) zodpovedá hodnotám pre špongiózu. Jej maximálna hodnota ju však presahuje, ale priemerná hodnota spadá opäť do intervalu pre špongiózne kostné tkanivo. Túto skutočnosť možno vysvetliť tým, že sa v špongióznom kostnom tkanive kocky 4 vyskytuje hustejšia štruktúra trámčekov, ktorá spôsobila, že sú dané hodnoty CT čísel vyššie. K podobnému prípadu došlo aj pri kockách v prednej časti brady (7- 11) kedy bolo navyše umiestenie výhradne do špongiózy sťažené tým, že je v danej časti alveolárneho výbežku špongióza najmenšia, ako je ukázané na obrázku 25. Kvôli rešpektovaniu anatomických smerov ju nebolo možné vhodnejšie otočiť a preto jej malá časť zasahovala do kortikálneho kostného tkaniva. Z tabuľky 4 však vidieť že aj jej minimálna hodnota dosahuje pomerne vysokej hodnoty (v porovnaní s ostatnými kockami).



Obr. 25 Detail rezu kocky 9 sagitálnou rovinou

Ďalším výstupom v programe ANSYS bol zdanlivý Youngov modul pružnosti. V tabuľke 5 sú uvedené jeho minimálne, maximálne a priemerné hodnoty pre každú kocku.

kocka	E [MPa]		
	minimum	maximum	priemer
1	92,451	2901,7	<b>303,19</b>
2	79,83	1267,8	<b>367,91</b>
3	81,353	3337,6	<b>239,07</b>
4	223,38	4980,1	<b>1517,7</b>
5	126,43	4037,4	<b>554,65</b>
6	386,24	5000,9	<b>656,13</b>
7	386,24	6152,6	<b>2202,3</b>
8	888,16	4561,3	<b>1866,7</b>
9	944,07	6379,3	<b>2676,5</b>
10	1107,3	6699,2	<b>2679,5</b>
11	789,53	5930,2	<b>2041,3</b>
12	298,88	4674,1	<b>788,63</b>

Tab. 5 Prehľad hodnôt E pre jednotlivé kocky

STYKOVÉ SILY [N]				vypočítané E [MPa]			
kocka	F <sub>x</sub>	F <sub>y</sub>	F <sub>z</sub>	E <sub>x</sub>	E <sub>y</sub>	E <sub>z</sub>	priemerná hodnota E
1	22,071	23,178	17,112	245,23	257,53	190,13	230,97
2	30,397	29,795	27,576	337,74	331,06	306,40	325,07
3	14,149	16,627	15,173	157,21	184,74	168,59	170,18
4	128,37	123,69	129,88	1426,33	1374,33	1443,11	1414,59
5	36,934	37,794	39,519	410,38	419,93	439,10	423,14
6	53,842	54,211	55,299	598,24	602,34	614,43	605,01
7	198,22	191,96	180,73	2202,44	2132,89	2008,11	2114,48
8	164,1	157,91	162	1823,33	1754,56	1800,00	1792,63
9	234,62	233,98	235,97	2606,89	2599,78	2621,89	2609,52
10	238,12	228,18	235,68	2645,78	2535,33	2618,67	2599,93
11	180,47	174,13	179,64	2005,22	1934,78	1996,00	1978,67
12	58,101	60,308	63,173	645,57	670,09	701,92	672,53

Tab. 6 Tabuľka hodnôt stykových síl F a Youngových modulov pružnosti v jednotlivých smeroch

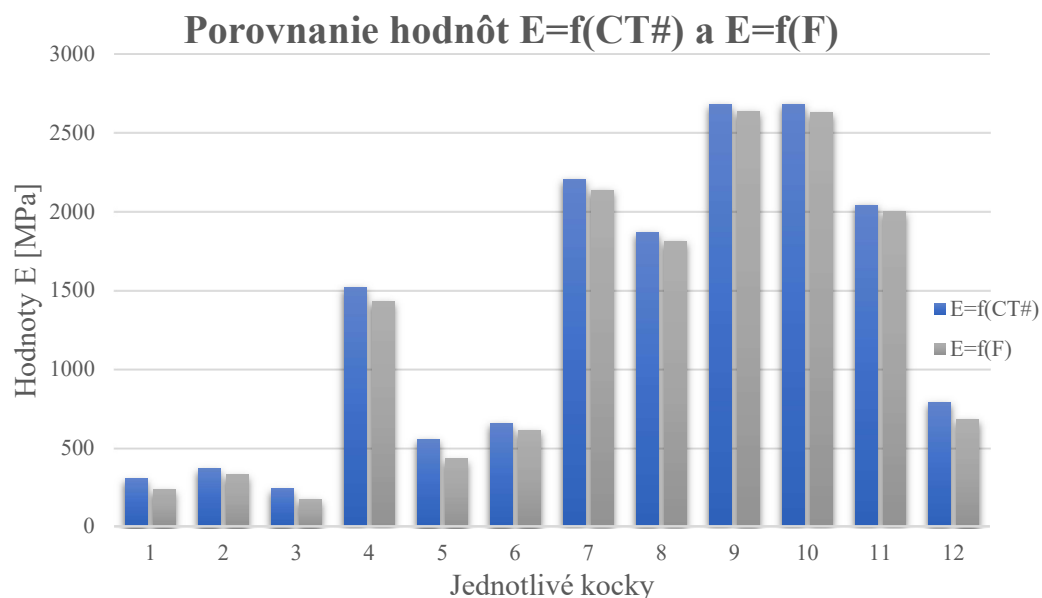
Ďalšia časť tejto podkapitoly je venovaná zisťovaniu Youngovho modulu pružnosti E [MPa] pre jednotlivé smery x, y, z. Jeho hodnota je určovaná na základe vzťahu:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \Rightarrow E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \Rightarrow E = \frac{F \cdot l}{S \cdot u} \quad (17)$$

kde F [N] – styková sila, l [mm] - dĺžka pôvodného vzorku v zaťažovanom smere tzn. veľkosť strany kocky, S [mm<sup>2</sup>] - obsah prierezu oblasti s normálou v smere zaťaženia, u[mm] – posuv zadaný v okrajovej podmienke. Pred pristúpením k výpočtu E je potreba získať hodnotu stykových síl F<sub>x</sub>, F<sub>y</sub> a F<sub>z</sub>. Použitím príkazu *Force Reaction* je možné určiť hodnotu síl v jednotlivých smeroch. Ich hodnoty v jednotlivých kockách sú zapísané v tabuľke 6. Pri výpočte bol použitý príkaz *Large Deflection* pre zahrnutie veľkých deformácií. Pomocou hodnôt reakčných síl je po dosadení do vzťahu 17 možné určiť hodnoty Youngových modulov pružnosti v jednotlivých smeroch, ktoré sú tiež poznačené v tabuľke 6.

## 6.2.2 Porovnanie výsledkov

Obrázok 26 porovnáva hodnoty Youngovho modulu pružnosti získaného na základe CT snímkov a na základe hodnôt reakčných síl získaných pomocou výpočtového modelovania. Vidieť, že E v závislosti na CT čísle vykazuje v priemere o 11% väčšie hodnoty ako vzťah závislý na sile. Pričom najviac sa hodnoty líšili v prípade kocky číslo 5 a to o 131,51 MPa čo ale predstavovalo percentuálny rozdiel len 24% (vzhľadom k väčšiemu údaju). Najväčší percentuálny rozdiel bol však zaznamenaný v prípade kocky 3, a to 29% čo predstavovalo v danom prípade 68,89 MPa.



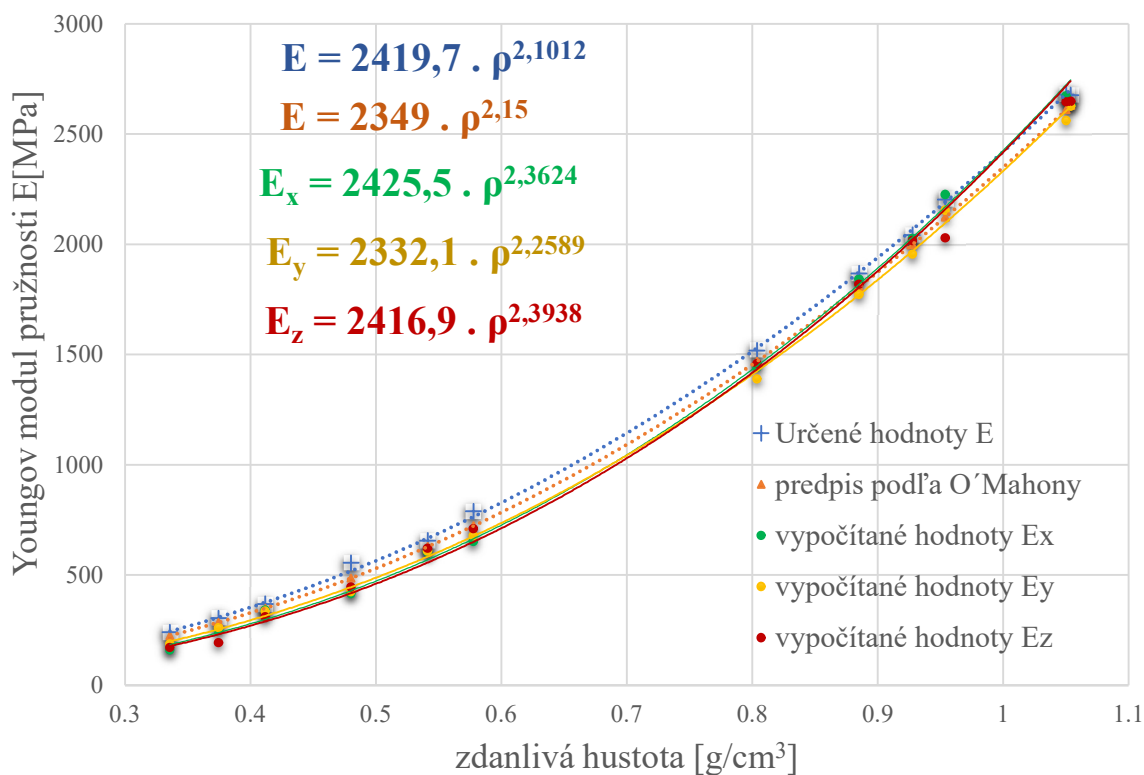
Obr. 26 Porovnanie hodnôt  $E=f(CT\#)$  a  $E=f(F)$

Hodnoty pre Youngov modul pružnosti pre špongióznú kosť sú v literatúre uvádzané rôzne, a to od 500 [51] do 1500 MPa [50]. Na obrázku 26 možno pozorovať fakt, že kocky 7 až 11, ktoré boli umiestňované v najužšej oblasti dolnej čeľuste, vykazovali najvyššie hodnoty  $E$ . To tiež značí, že tu musí byť kosť kvalitnejšia, tzn. dosahovať lepšie mechanické vlastnosti, čo sa potvrdilo. Dolná čeľusť obsahuje bazálnu a alveolárnu časť, pre zavádzanie dentálnych implantátov je však najdôležitejšia najmä alveolárna časť kosti dolnej čeľuste, a preto je nutné poznať mechanické vlastnosti práve v tejto oblasti.

### 6.3 Zdanlivá hustota vs. E

V tejto podkapitole budú vyvedené základné vzťahy pre Youngov modul pružnosti E, ako funkcia zdanlivej hustoty  $\rho$ . Následne budú porovnané so štúdiami uvádzanými v rešeršnej časti tejto práce.

$$E=f(\rho)$$



Obr. 27 Porovnanie výsledných vzťahov E so vzťahom z literatúry

Na bodovom grafe na obrázku 27 je zobrazená závislosť E, získaného na základe CT snímok, na priemernej hodnote zdanlivej hustoty z tabuľky 3. Bodmi bola vedená mocninná spojnice popísaná výsledným vzťahom (18) zobrazeným na grafe modrou farbou.

$$E = 2419,7 \cdot \rho^{2,1012} \quad (18)$$

Ďalej sú na ňom vykreslené závislosti  $E_x$ ,  $E_y$  a  $E_z$  na zdanlivej hustote, ktorých vzťah je tiež vyznačený farebne s legendou (vzťahy 19- 21).

$$E_x = 2425,5 \cdot \rho^{2,3624} \quad (19)$$

$$E_y = 2332,1 \cdot \rho^{2,2589} \quad (20)$$

$$E_z = 2416,9 \cdot \rho^{2,3938} \quad (21)$$

Vzhľadom k tomu, že kocky boli (jedna voči druhej) umiestňované v medziálne-distálnom smere, pre porovnanie získaného vzťahu bol vybraný vzťah (11) pre rovnaký smer zo štúdie O'Mahony a kol. [24].

V prípade hodnôt E pre jednotlivé smery nebol zistený žiaden dominantný rozdiel. Pre smer k jazyku, ktorý reprezentoval smer osi x bola priemerná hodnota Youngovho modulu pružnosti najväčšia, a to 1258,70 MPa. Pre smer osi z, teda smer k pere bola priemerná hodnota 1242,36 MPa. Najnižšia hodnota bola zistená pre smer distálny (v smere osi y) a to konkrétne 1233,11 MPa. Percentuálny rozdiel medzi minimálnou a maximálnou hodnotou E predstavuje približne 2%. Takáto závislosť platí však pre dolnú čeľusť. V prípade holennej kosti [56] alebo kosti stehennej sú rozdiely medzi jednotlivými smermi významne vyššie.

## Záver

Cieľom bakalárskej práce bolo vykonať rešerš literatúry súvisiacej s problematikou zisťovania závislosti Youngovho modulu pružnosti  $E$  z klinických CT snímkov.

V teoretickom úvode práce bola najprv rozobraná anatómia dolnej čeľuste spolu s priblížením jej štruktúry. Ďalej boli v tejto časti predstavené zobrazovacie zariadenia a vzhľadom na charakter práce bol podrobne vysvetlený princíp zobrazovania pre CT (výpočtovú tomografiu). Následne bola vykonaná rešerš štúdií zaoberajúcich sa vzťahmi medzi Youngovým modulom pružnosti ( $E$ ) a zdanlivou hustotou špongiózneho kostného tkaniva, ktoré boli neskôr využívané v praktickej časti tejto bakalárskej práce.

Praktická časť sa začína priblížením tvorby výpočtového modelu. Boli vytvorené kocky, ktoré boli vložené do špongiózneho kostného tkaniva v alveolárnej časti modelu dolnej čeľuste. Z hľadiska umiestňovania dentálnych implantátov je potrebné určiť mechanické vlastnosti v alveolárnej oblasti, pretože práve do tejto časti sú implantáty zavádzané. Pomocou softvéru ANSYS Workbench bolo vykonané výpočtové riešenie. Boli zistené stykové sily pre všetky smery osí súradnicového systému  $x$ ,  $y$  a  $z$ . Pomocou zistených hodnôt bol následne vypočítaný Youngov modul pružnosti pre jednotlivé smery. Ďalej boli pomocou softvéru zisťované hodnoty CT čísla a pomocou tejto hodnoty aj Youngov modul pružnosti.

Ďalším cieľom práce bolo vykonať meranie zdanlivej hustoty pomocou poskytnutých CT snímkov. Na tento účel bol využitý program ImageJ [26]. Ten umožňuje meranie Hounsfieldových jednotiek v užívateľom zvolenej oblasti. V tejto práci boli merané v oblasti umiestnených kociek. Pomocou vzťahu z literatúry bolo možné dané hodnoty HU prepočítať na hodnoty zdanlivej hustoty a následne tak vykonať klasifikáciu kostného tkaniva podľa rozdelenia kvality kostného tkaniva podľa Mischa [47].

Pri určovaní  $E$  ako funkcie CT čísla boli určené priemerné hodnoty na kocku od 239,07 do 2679,5 MPa. Pre  $E$  ako funkciu stykových síl boli priemerné hodnoty od 170,18 do 2609,52 V prípade nízkych hodnôt je potrebné dodať, že sa jednalo o mandibulu staršieho pacienta. S pribúdajúcim vekom dochádza k zníženiu hustoty kostí, ktorá ako napovedajú získané vzťahy, je priamoúmerná  $E$ , a teda dochádza aj ku zhoršovaniu mechanických vlastností [54]. V prípade príliš vysokých hodnôt sa jednalo o kocky nachádzajúce sa v prednej časti brady, ktorá vykazuje lepšie mechanické vlastnosti, a teda vyššie hodnoty  $E$ . Oba spôsoby určovania  $E$  (ako funkcia CT čísla a stykovej sily) boli porovnané graficky pričom vykazovali podobnú závislosť, no najviac sa líšili v prípade kocky číslo 3, kedy bol ich percentuálny rozdiel približne 29% hodnoty  $E$  ako funkcie CT čísla, čo v danom prípade predstavovalo 68,89 MPa.

Pri určovaní hustoty kostného tkaniva a jej následnej klasifikácii bolo zistené, že pre kocky 1, 2 a 3- teda tie v molárnej oblasti dolnej čeľuste vykazovali najmenšie hodnoty  $E$ . Hodnota Youngovho modulu pružnosti v medziálnom smere narastala. Kocky (7 až 11) umiestňované vo frontálnej časti dolnej čeľuste vykazujú najväčšie hodnoty  $E$ , hustoty a s ňou súvisiacej kvality kostného tkaniva čo priamo zodpovedá najlepším mechanickým vlastnostiam.

Všetky ciele bakalárskej práce boli splnené.



## Zoznam použitej literatúry

- [1] MRÁZ, Peter, Alexander BINOVSÝ, Anna HOLOMÁŇOVÁ, Mária OSVALDOVÁ a Eva RUTTKAY-NEDECKÁ. *Anatómia ľudského tela 1*. Tretie vydanie. Bratislava: SAP- Slovak Academic Press, 2015. ISBN 978-80-89607-37-2.
- [2] MRÁZ, Peter, Alexander BINOVSÝ, Anna HOLOMÁŇOVÁ, Mária OSVALDOVÁ a Eva RUTTKAY-NEDECKÁ. *Anatómia ľudského tela 2*. Tretie vydanie. Bratislava: SAP- Slovak Academic Press, 2016. ISBN 978-80-89607-37-2.
- [3] ČIHÁK, Radomír a Miloš GRIM. *Anatomie*. 2., uprav. a dopl. vydání. Praha : Grada Publishing, 2002. 470 s. sv. 1. ISBN 80-7169-970-5.
- [4] LÜLLMANN-RAUCH, Renate. *Histologie*. 1. vydání. Praha : Grada, 2012. 576 s. ISBN 978-80-247-3729-4.
- [5] INTERSEXUÁLNE ROZDIELY. *Univerzita Komenského v Bratislave: Prírodovedecká fakulta* [online]. Bratislava [cit. 2021-5-17]. Dostupné z: [https://fns.uniba.sk/fileadmin/prif/biol/kan/studium/Intersexualne\\_rozdiely.pdf](https://fns.uniba.sk/fileadmin/prif/biol/kan/studium/Intersexualne_rozdiely.pdf)
- [6] SINĚLNÍKOV, Rafail Davidovič. *Atlas anatomie člověka*. 3. vydání. Praha : Avicenum, 1980. 467 s. sv. 1. Nauka o kostech, kloubech, vazech a svalech.
- [7] Godfrey N. Hounsfield -Biographical. *NobelPrize.org* [online]. [cit. 2021-04-09]. Dostupné z: <https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/1979/hounsfield/biographical/>
- [8] KUBÍNEK, Roman. *Základy výpočetní tomografie* [online]. 04.03.2008 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: [http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/zaklady\\_CT.pdf](http://apfyz.upol.cz/ucebnice/details/zaklady_CT.pdf)
- [9] *Katalog metod v biofyzice: CT - VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE* [online]. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://el.lf1.cuni.cz/p2kvdbio5po/>
- [10] PLATTEN, David. : *Basic Principles of CT Scanning* [online]. 05.10.2012 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: [http://www.impactscan.org/slides/impactcourse/basic\\_principles\\_of\\_ct/img2.html](http://www.impactscan.org/slides/impactcourse/basic_principles_of_ct/img2.html)
- [11] RENÉ, Hako. *Zobrazovacie metódy v medicíne: Čo všetko odhalia o vašom zdraví?* [online]. 08.11.2016 [cit. 2021-5-12]. Dostupné z: [https://www.npz.sk/sites/npz/Stranky/NpzArticles/2013\\_06/RTG,\\_USG,\\_CT,\\_MR\\_a\\_MMG\\_%E2%80%93\\_vysetrovacie\\_metody\\_v\\_radiologii.aspx?did=4&sdid=48&tuid=0&](https://www.npz.sk/sites/npz/Stranky/NpzArticles/2013_06/RTG,_USG,_CT,_MR_a_MMG_%E2%80%93_vysetrovacie_metody_v_radiologii.aspx?did=4&sdid=48&tuid=0&)
- [12] A brief history of CT [online]. © ImPACT 1998-2009, Sep 2011 [cit. 2012-05-12]. Dostupné z: <http://www.impactscan.org/CThistory.htm>
- [13] LECCHI, Michela, Piero FOSSATI, Federica ELISEI, Roberto ORECCHIA a Giovanni LUCIGNANI. *Current concepts on imaging in radiotherapy* [online]. In: . Máj 2008, 822- 824 [cit. 2021-04-20]. Dostupné z: doi:10.1007/s00259-007-0631-y
- [14] *Dôležité veci, ktoré by ste mali vedieť pred CT vyšetrením* [online]. 25.11.2020 [cit. 2021-04-20]. Dostupné z: <https://lekar.sk/clanok/ct-vysetrenie>
- [15] *Computed Tomography (CT)* [online]. [cit. 2021-04-20]. Dostupné z: <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/computed-tomography-ct#pid-1036>

- [16] FRED, Herbert L. *Drawbacks and Limitations of Computed Tomography: Views from a Medical Educator* [online]. 2004 [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC548232/#r4-2>
- [17] RHO, J.Y., M.C. HOBATHO a R.B. ASHMAN. Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical Engineering & Physics* [online]. 1995, 17(5), 347-355 [cit. 2021-04-20]. DOI: 10.1016/1350-4533(95)97314-F. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/135045339597314F>
- [18] MIKŠÍK, Lukáš. *Basic principles of computed tomography* [online]. KZM FN Motol, n. d. [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: [https://www.lf2.cuni.cz/files/page/files/2014/basic\\_principles\\_of\\_ct.pdf](https://www.lf2.cuni.cz/files/page/files/2014/basic_principles_of_ct.pdf)
- [19] ABDULLA, Sarah. *CT equipment: Components* [online]. 24.06.2020 [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physics-notes/ct-equipment>
- [20] PACE, Ivana a Francis ZARB. *Comparison of radiation dose and image quality between sequential and spiral brain CT* [online]. Faculty of Health Sciences, University of Malta [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: doi:10.1594/ecr2013/B-0279
- [21] BELL, Daniel J. a Zemar VAJUHUDEEN. *Sequential CT image acquisition* [online]. [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/sequential-ct-image-acquisition>
- [22] MORGAN, Elise F., Harun H. BAYRAKTAR a Tony M. KEAVENY. *Trabecular bone modulus–density relationships depend on anatomic site* [online]. 5.4.2003 [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: doi:10.1016/S0021-9290(03)00071-X
- [23] HELGASON, Benedikt, Egon PERILLI, Enrico SCHILEO, Fulvia TADDEI, Sigurður BRYNJÓLFSSON a Marco VICECONTI. *Mathematical relationships between bone density and mechanical properties: A literature review* [online]. 24.08.2007 [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0268003307001866>
- [24] O'MAHONY, A. M., J. L. WILLIAMS, J. O. KATZ a P. SPENCER. *Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible* [online]. Október 2000 [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: doi:10.1034/j.1600-0501.2000.011005415.x
- [25] CHENG, Kang-Jie, Yun-Feng LIU, Joanne H WANG, Janice C JUN, Xian-Feng JIANG, Russell WANG a Dale A. BAUR. *Biomechanical behavior of mandibles reconstructed with fibular grafts at different vertical positions using finite element method* [online]. Február 2019 [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: doi:10.1016/j.bjps.2018.10.002
- [26] Image J [online]. [cit. 2021-05-09]. Dostupné z: <https://imagej.net/Welcome>
- [27] Geiger M, Blem G, Ludwig A. Evaluation of ImageJ for Relative Bone Density Measurement and Clinical Application. *J Oral Health Craniofac Sci.* 2016; 1: 012-021. DOI: 10.29328/journal.johcs.1001002
- [28] BORÁK, L. a P. MARCIÁN. Inhomogeneous Material Properties Assignment to Finite Element Models of Bone: A Sensitivity Study. In: *Engineering Mechanics 2017.* 2017, s. 190-193. ISBN 978-80-214-5497-2.
- [29] THOMKOVÁ, Barbora. Vliv orientace a umístění dentálního implantátu na deformačně napěťové stavy v dolní čelisti. Brno, 2020. Dostupné také z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/124375>. Diplomová práce. Vysoké

- učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Petr Marcián.
- [30] *TRÁVÍČÍ SOUSTAVA: Doba prořezávání trvalého chrupu.png* [online]. 22. 8. 2007 [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://latinsky.estranky.cz/fotoalbum/travici-soustava/travici-soustava/doba-prorezavani-trvaleho-chrupu.png.html>
- [31] *E-learningové učebnice- Teorie sportovní kineziologie: Orientace na lidském těle- Anatomické roviny a osy* [online]. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/orientace\\_na\\_tele.html](https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/orientace_na_tele.html)
- [32] THOMKOVÁ, B. Analýza sil působících na dolní čelist při žvýkání. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2018. 67 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Petr Marcián, Ph.D.
- [33] *Anatómia človeka a fyziológia: Základné anatomické názvy, roviny a smery* [online]. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: [https://www.pf.ukf.sk/images/docs/ine/2018/zimmermann/2019/Z%C3%A1kladn%C3%A9\\_n%C3%A9n%C3%A1zvy\\_roviny\\_a\\_smery.pdf](https://www.pf.ukf.sk/images/docs/ine/2018/zimmermann/2019/Z%C3%A1kladn%C3%A9_n%C3%A9n%C3%A1zvy_roviny_a_smery.pdf)
- [34] *Slovník pojmov- Dentálna anatómia: Dolná čeľusť* [online]. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://www.nazuby.eu/dolna-celust>
- [35] *Slovník pojmov- Dentálna anatómia: Značenie zubov* [online]. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://www.nazuby.eu/dolna-celust>
- [36] MARCIÁN, P. Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou densitu kostní tkáně. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2012. 145 s. Vedoucí dizertační práce Ing. Zdeněk Florian, CSc
- [37] *SPOJIVOVÉ TKANIVO* [online]. n.d. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://meducate.sk/wp-content/uploads/meducate-free/sk/b03-biologia-cloveka/02-spojivove-tkanivo.pdf>
- [38] *Tkanivá: Kost'* [online]. n.d. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://biopedia.sk/clovek/tkaniva>
- [39] Ethier, C. R. a Simmons, C. a. *Introductory Biomechanics From Cells to Organisms*. 2007, s. 1–17. ISBN: 9780521841122.
- [40] *NÁUKA O KOSTIACH (OSTEOLÓGIA): Lamelárne kostné tkanivo* [online]. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: [https://fns.uniba.sk/fileadmin/prif/biol/kan/studium/Nauka\\_o\\_kostiach\\_2019.pdf](https://fns.uniba.sk/fileadmin/prif/biol/kan/studium/Nauka_o_kostiach_2019.pdf)
- [41] WEISS, A. Analýza odezvových veličin vzorků kostní tkáně v různém stavu demineralizace nebo deproteinizace. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2015. 39 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Petr Vosynek. Dostupné z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=103939](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=103939)
- [42] *BIOMECHANICKÉ TESTY ÚNAVY IMPLANTÁTOV* [online]. n.d. [cit. 2021-5-12]. Dostupné z: <https://www.eurolab.com.tr/sk/testler/medikal-tibbi-ci-haz-performans-testleri/biyomekanik-implant-yorulma-testleri>
- [43] *Anatómia pohybového aparátu: Kostra človeka* [online]. n.d. [cit. 2021-5-12]. Dostupné z: [https://www.pf.ukf.sk/images/docs/ine/2018/zimmermann/2019/Anatomia\\_pohyboveho\\_aparatu.pdf](https://www.pf.ukf.sk/images/docs/ine/2018/zimmermann/2019/Anatomia_pohyboveho_aparatu.pdf)

- [44] ELISE F., Morgan, Unnikrisan GINU U. a Hussein AMIRA I. *Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States* [online]. In: . 2018 [cit. 2021-5-12]. Dostupné z: doi:10.1146/annurev-bioeng-062117-121139
- [45] *Anatomy and The Human Body: Bones- 209 illustrations* [online]. [cit. 2021-5-12]. Dostupné z: <https://smart.servier.com/category/anatomy-and-the-human-body/locomotor-system/bones>
- [46] Čihák, R. *Anatomie 1. 2. vyd.* Praha: Grada, 2009, s. 516.
- [47] MISCH, Carl. *Contemporary implant dentistry*. 3rd ed. St. Louis: Mosby Elsevier, 2008. ISBN 978-0-323-04373-1.
- [48] YU-CHEN, Guo a Yuan QUAN. *Bone Diseases and Dental Implant Treatment* [online]. 5.10.2019 [cit. 2021-5-13]. Dostupné z: [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-28557-9\\_5](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-030-28557-9_5)
- [49] RAJARAMAN, Vaishnavi, Suresh VENUGOPALAN, M. DHANRAJ a Ashish R JAIN. *Arriving at a definitive bone quality* [online]. máj 2018 [cit. 2021-5-13]. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/326149506\\_Arriving\\_at\\_a\\_definitive\\_bone\\_quality](https://www.researchgate.net/publication/326149506_Arriving_at_a_definitive_bone_quality)
- [50] APICELLA, A, E MASI, L NICOLAIS, F ZARONE, N DE ROSA a G VALLETTA. A finite-element model study of occlusal schemes in full-arch implant restoration. *Journal of Materials Science Materials in Medicine* [online]. 1998, 9(4), 191-196 [cit. 2020-05-14]. DOI: 10.1023/A:1008879922207. ISSN 09574530. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1023/A:1008879922207>
- [51] AUSIELLO, Pietro, Pasquale FRANCIOSA, Massimo MARTORELLI a David WATTS. Effects of thread features in osseo-integrated titanium implants using a statistics-based finite element method. *Dental Materials* [online]. 2012, 28(8), 919-927 [cit. 2020-05-14]. DOI: 10.1016/j.dental.2012.04.035. ISSN 01095641. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0109564112001418>
- [52] ADAMS, George J., Richard B. COOK, John R. HUTCHINSON a Peter ZIOUPOS. *Bone Apparent and Material Densities Examined by Cone Beam Computed Tomography and the Archimedes Technique: Comparison of the Two Methods and Their Results* [online]. 5.2.2018 [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.3389/fmech.2017.00023>
- [53] KOPPERDAHL, David a Tony M. KEAVENY. Yield strain behavior of trabecular bone [online]. 15.01.1999 [cit. 2021-5-19]. Dostupné z: [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00057-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00057-8)
- [54] *Frontiers: Bone Apparent and Material Densities Examined by Cone Beam Computed Tomography and the Archimedes Technique: Comparison of the Two Methods and Their Results* [online]. December 21, 2017 [cit. 2021-5-21]. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fmech.2017.00023/full?fbclid=IwAR1sEqb9l3Vhd0QwOLM9d0h2pfABBSFqTIG8SdjHsUiy9L5aBkrcMOfBGBc>
- [55] ZHAO, Sarah, ARNOLD a MA. *Standardizing compression testing for measuring the stiffness of human bone* [online]. 28.08.2018 [cit. 2021-5-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1302/2046-3758.78.BJR-2018-0025.R1>
- [56] GRAY, Hans A., Fulvia TADDEI, Amy B. ZAVATSKY, Luca CRISTOFOLINI a Harinderjit S. GILL. *Experimental Validation of a Finite Element Model of a Human*

- Cadaveric Tibia* [online]. 01.06.2008 [cit. 2021-5-21]. Dostupné z: <https://doi.org/10.1115/1.2913335>
- [57] *Cortical Bone: Bone Biopsies: A Modern Approach* [online]. 2005 [cit. 2021-5-21]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/cortical-bone>

## Zoznam obrázkov

Obr. 1 Mozgová a tvárová časť lebky [vlastné spracovanie].	11
Obr. 2 Anatómia lebky, pohľad spredu a z boku [vlastné spracovanie].	12
Obr. 3 Mandibula z laterálnej strany [vlastné spracovanie].	12
Obr. 4 Pravá polovica mandibuly z mediálnej strany [vlastné spracovanie].	13
Obr. 5 Intersexuálne rozdiely v spodnej čeľusti, prevzaté z [5].	14
Obr. 6 Názvy zubov na spodnej čeľusti a smery dolnej čeľuste, upravené z [30].	14
Obr. 7 a) Príklady anatomických rovín, upravené z [31]; b) Anatomické smery, upravené z [31].	15
Obr. 8 Ilustrácia kompaktného a špongiózneho kostného tkaniva dlhej kosti [45].	16
Obr. 9 Schematické znázornenie štruktúry kompaktnej kosti, rez dvoma susediacimi osteónmi, upravené z [45].	17
Obr. 10 Schématické znázornenie trámčekov v špongióznom tkanive [45].	17
Obr. 11 Klasifikácia hustoty kostného tkaniva [48].	18
Obr. 12 základné komponenty CT zariadenia, prevzaté a upravené z [10].	20
Obr. 13 Ukážka trajektórie rentgenky počas a) sekvenčného snímkovania b) špirálového snímkovania, prevzaté a upravené z [20].	21
Obr. 14 Prehľad hodnôt Hounsfieldových jednotiek rôznych tkanív, upravené z [8].	22
Obr. 15 CT snímky pre rôzne zvolené WW a WL, prevzaté a upravené [10].	23
Obr. 16 Model geometrie s očíslovaním dvanástich kociek vložených do alveolárnej oblasti dolnej čeľuste	26
Obr. 17 Ukážka prostredia a zadaných hodnôt v programe CTPixelMapper_v1-7	27
Obr. 18 Rozloženie hodnôt Youngovho modulu pružnosti pre kocky 1,4 a 11	28
Obr. 19 Ukážka prostredia ImageJ, znázornenie výberového štvorca	29
Obr. 20 Ukážka okrajových podmienok na kocke v smere osi x	29
Obr. 21 Zobrazenie kvadratického prvku SOLID 186	30
Obr. 22 Ukážka vzhľadu konečnoprvkovej siete s jednotlivými veľkosťami elementárneho prvku pri citlivostnej analýze	30
Obr. 23 Výsledný vzhľad siete konečných prvkov s veľkosťou elementárneho prvku 0,1 mm	31
Obr. 24 Klasifikácia kostného tkaniva podľa Mischa	33
Obr. 25 Detail rezu kocky 9 sagitálnou rovinou	35
Obr. 26 Porovnanie hodnôt $E=f(CT\#)$ a $E=f(F)$	37
Obr. 27 Porovnanie výsledných vzťahov E so vzťahom z literatúry	38

## **Zoznam tabuliek**

Tab. 1 Hodnoty jednotiek HU pre stupne kvality kostného tkaniva D1-D4 [49]. .....	22
Tab. 2 Hodnoty HU jednotiek zistené v programe ImageJ .....	32
Tab. 3 Hodnoty zdanlivej hustoty pre jednotlivé kocky .....	33
Tab. 4 Hodnoty CT čísla pre jednotlivé kocky .....	34
Tab. 5 Prehľad hodnôt E pre jednotlivé kocky.....	35
Tab. 6 Tabuľka hodnôt rekčných síl F a Youngových modulov pružnosti v jednotlivých smeroch.....	36