



ANALÝZA TEPLOTNÍHO GRADIENTU PŘI VRTÁNÍ DO KOSTI

Bakalářská práce

Studijní program: B3944 – Biomedicínská technika
Studijní obor: 3901R032 – Biomedicínská technika
Autor práce: **Tomáš Drahorád**
Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.





ANALYSES OF TEMPERATURE GRADIENT DURING DRILLING INTO THE BONE

Bachelor thesis

Study programme: B3944 – Biomedical Technology
Study branch: 3901R032 – Biomedical Technology
Author: **Tomáš Drahorád**
Supervisor: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Tomáš Drahorád**
Osobní číslo: **Z11000002**
Studijní program: **B3944 Biomedicínská technika**
Studijní obor: **Biomedicínská technika**
Název tématu: **Analýza teplotního gradientu při vrtání do kosti**
Zadávající katedra: **Ústav zdravotnických studií**

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

Cíle práce:

1. Literární rešerše na dané téma, popis struktury kosti a jejich fyzikálních vlastností, vrtací metody, vrtáků, použitých otáček a měřících metod pro teplotu.
2. Příprava experimentu - kalibrace měření. Stanovení vhodného vzorku vzhledem k předpokládanému vrtání na dané části kosti u člověka. Nalezení optimální vzdálenosti pro umístění snímačů.
3. Parametrická studie - experimenty. Vymezení hraničních parametrů a definovat kritéria.
4. Zpracování dat - závěr. Vyhodnocení dat vzhledem k parametrické studii

Teoretická východiska:

Vysoký teplotní gradient na kostní tkáni způsobuje narkotizaci tkáně, následně pak špatné vhojování implantátu do kosti. Z literatury je známo, že teplota na kosti by neměla přesáhnout 50 C po dobu delší než jedna minuta.

Výzkumné otázky:

1. Vliv otáček vrtání na teplotní gradient v kosti. Doporučuje se použití vysokých otáček, což vygeneruje více tepla, ale zkrátí se doba vrtání.
2. Vliv chlazení na teplotní gradient v kosti. Dodávka chlazení by měla být umožněna, pro rozptýlení tepla vedením.
3. Vliv přísuvu vrtáku na teplotní gradient. Vyšší působící síla sebou nese i zvýšení teploty.

Metoda:

Teoreticko-výzkumná formou experimentu. Dodržení doporučených postupů a technik při vyvrtávání otvoru. Pro každé měření se vždy použije teplotní snímače a termokamera pro porovnání naměřených hodnot.

Technika práce, vyhodnocení dat:

Měření pomocí teplotních čidel a termokamery. Zpracování naměřených dat a vyhodnocení měření vzhledem k předpokládaným hodnotám.

Místo a čas realizace výzkumu:

Výzkum bude prováděn na Technické univerzitě v Liberci, budovy P v Laboratoři biomedicínských prototypů v termínu od listopadu 2013 až do února 2014.

Vzorek: Hovězí - vepřové kosti. Počet vzorků dle připravovaných experimentů s ohledem na statistickou významnost. Bude vybrán tak, aby se co nejvíce podobal struktuře lidské kosti.

Rozsah grafických prací:

Rozsah pracovní zprávy:

50 - 70 stran

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam odborné literatury:

viz příloha

Vedoucí bakalářské práce:

doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.


Katedra mechaniky, pružnosti a pevnosti

Datum zadání bakalářské práce:


12. září 2013

Termín odevzdání bakalářské práce:

30. dubna 2014


prof. Dr. Ing. Zdeněk Kůs
rektor




Mgr. Marie Froňková
pověřena vedením ústavu

V Liberci dne 28. února 2014

Příloha zadání bakalářské práce

Seznam odborné literatury:

- [1] Šimůnek A. a kol.: Dentální implantologie, II.vyd. NUCLEUS, Hradec Králové, 2008, ISBN 978-80-87009-30-7, 285s.
- [2] ČIHÁK, Radomír. Anatomie 1. 3., upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 534 s. ISBN 978-80-247-3817-8
- [3] PAZDERA, Jindřich. Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory. Vyd. 1. Editor Jozef Rosina. Praha: Grada, 2013, 224 s. ISBN 978-80-247-4237-3.
- [4] KILIAN, Jan. Stomatologie pro studující všeobecného lékařství: pro zdravotnické a biomedicínské obory. 3., dopl. vyd. Editor Jozef Rosina. Praha: Karolinum, 2012, 104 s. ISBN 978-80-246-2172-2.
- [5] PAZDERA, Jindřich. Základy ústní a čelistní chirurgie. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2007, 241 s. ISBN 978-802-4416-700.
- [6] FASSMANN, Antonín, Lydie HOLLÁ a Jan SLAPNIČKA. Kostní tkáňové inženýrství v orofaciální oblasti: pro zdravotnické a biomedicínské obory. 1. vyd. Editor Jozef Rosina. Hradec Králové: Nucleus HK, 2006, 105 s. Edice zubního lékařství (Nucleus HK). ISBN 80-862-2582-8.
- [7] ŠIMŮNEK, Antonín, Lydie HOLLÁ a Jan SLAPNIČKA. Dentální implantologie: pro zdravotnické a biomedicínské obory. 1. vyd. Editor Jozef Rosina. Hradec Králové: NUCLEUS, 2001, 192 s. Edice zubního lékařství (Nucleus HK). ISBN 80-862-2515-1.
- [8] Ueda T, Wada A, Hasegawa K, et al. Design optimization of surgical drills using the Taguchi method. J Biomech Sci Eng. 2010;5(5):
- [9] Augustin G, Zigman T, Davila S, et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. J Clin Biomech. 2012;27(4):313-325
- [10] SMRŽ, Martin, Lydie HOLLÁ a Jan SLAPNIČKA. Bezkontaktní měření teploty: pro zdravotnické a biomedicínské obory. 1. vyd. Editor Jozef Rosina. Hradec Králové: NUCLEUS, 2013, 48 l. Edice zubního lékařství (Nucleus HK). ISBN 80-862-2515-1.
- [11] KREIDL, Marcel, Lydie HOLLÁ a Jan SLAPNIČKA. Měření teploty: senzory a měřicí obvody. 1. vyd. Editor Jozef Rosina. Praha: BEN, 2005, 239 s. Senzory neelektrických veličin. ISBN 80-730-0145-4.
- [12] KREIDL, Marcel. Technická diagnostika: senzory, metody, analýza signálu. 1. vyd. Praha: BEN, 2006, 406 s. Senzory neelektrických veličin. ISBN 9788073001582.

Prohlášení

Byl jsem seznámen s tím, že na mou bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb., o právu autorském, zejména § 60 – školní dílo.

Beru na vědomí, že Technická univerzita v Liberci (TUL) nezasahuje do mých autorských práv užitím mé bakalářské práce pro vnitřní potřebu TUL.

Užiji-li bakalářskou práci nebo poskytnu-li licenci k jejímu využití, jsem si vědom povinnosti informovat o této skutečnosti TUL; v tomto případě má TUL právo ode mne požadovat úhradu nákladů, které vynaložila na vytvoření díla, až do jejich skutečné výše.

Bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně s použitím uvedené literatury a na základě konzultací s vedoucím mé bakalářské práce a konzultantem.

Současně čestně prohlašuji, že tištěná verze práce se shoduje s elektronickou verzí, vloženou do IS STAG.

Datum:

Podpis:

Poděkování:

Děkuji doc. Ing. Lukášovi Čapkovi, Ph.D. za poskytnuté rady, podněty a připomínky při vedení mé bakalářské práce.

Abstrakt

Abstrakt v českém jazyce

Tato bakalářská práce se zabývá stanovením teplotního gradientu při vrtání do kosti. Jako vzorek k vrtání je použito standartního umělého materiálu používaného v biomechanice se zaručenými vlastnostmi. Tyto vlastnosti jsou klíčové pro stanovení vygenerovaného tepla při působící síle na vrták. Teplota byla měřena za pomoci termočlánků a měření síly bylo provedeno na trhacím stoju.

Jméno a příjmení autora: Tomáš Drahorád

Instituce: Technická univerzita v Liberci, Ústav zdravotnických studií

Název práce: Analýza teplotního gradientu při vrtání do kosti

Vedoucí práce: doc. Ing. Lukáš Čapek, Ph.D.

Počet stran: 67

Počet příloh: 6

Rok obhajoby: 2014

Klíčová slova: vrtání do kosti

náhrada kosti

denzita

vrták

teplota

teplotní gradient

působení síly

Abstrakt v anglickém jazyce

This bachelor thesis deals with the determination of the temperature gradient during drilling into the bone. Standard artificial material which is used in biomechanics with guaranteed quality as the sample is used for drilling. These properties are critical for determining the heat generated when force is applied on the drill bit. Temperature was measured by means of thermo-elements and force measurement was performed on a traction machine.

Name and surname: Tomas Drahorad

Institution: Technical university of Liberec, Institute of Health Studies

Title: Analyses of Temperature Gradient during Drilling Into the Bone

Supervisor: doc. Ing. Lukas Capek, Ph.D.

Pages: 67

Apendix: 6

Year: 2014

Key words: drilling into the bone

bone substitutes

density

drill

temperature

temperature gradient

the force

Obsah

1	Úvod.....	12
1.1	Cíle práce	12
2	Teoretická část	13
2.1	Kost	13
2.1.1	Základní poznatky o kosti.....	13
2.1.2	Fyzikální vlastnosti kosti	14
2.1.3	Denzita	15
2.2	Maxilla	17
2.3	Mandibula	18
2.4	Vrtací nástroje	19
2.5	Vrtání do kostí.....	20
2.6	Metody měření teploty	22
2.6.1	Elektrické snímače	23
2.6.2	Termografie	24
2.7	Metody měření síly	25
3	Výzkumná část.....	27
3.1	Metodika výzkumu.....	27
3.2	Charakteristika výzkumného vzorku.....	30
3.3	Měření číslo 1	30
3.4	Měření číslo 2.....	32
3.5	Měření číslo 3.....	33
4	Diskuze	36
	Závěr a doporučení	38
	Seznam použité literatury	39
	Příloha A	43

Příloha B	44
Příloha C	47
Příloha D	50
Příloha E	55
Příloha F.....	63
Přiložené CD.....	67

Seznam symbolů, zkratk a termínů

Zkratky: ρ – Hustota [$\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$]
CT – Výpočetní tomografie
NTC - Negative Temperature Coefficient
PTC - Positive Temperature Coefficient
I - Intenzita záření
T – Termodynamická teplota
 λ - Vlnová délka
N – Newton
C – Celsia
° - stupeň

Konstanty: Stefan-Boltzmanova konstanta $\sigma = 5,67051 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$
Wienova konstanta $b = 2,89776 \cdot 10^3 \text{ m} \cdot \text{T}$

1 Úvod

V dnešní době jsme svědky nebývalého rozvoje technologií a pokročilých postupů. Neexistuje snad odvětví, které by nebylo ovlivněno jejich růstem. Jedním z nich je také obor Dentální implantologie a postupy s ním spojené u horní a dolní čelisti. Dentální implantologie se zabývá zavedení implantátu do kosti a následného osazení korunou nebo můstkem, protože s různými náhradami zubů se setkáváme již dlouhou řadou let. Tak se z vsazených zlatých zubů staly technologicky vyspělé implantáty. Nedílnou součástí inovací a zlepšování postupů je také edukace implantologů. S touto obdobou se můžeme jen zřídka setkat v klinické praxi. Pracovník, který je tlačěn okolnostmi k lepším výkonům v kratším časovém úseku si neúmyslně na úkor pacienta postup inovuje. Zpříjemní nebo zkrátí, ale nepomyslí na následky s tímto spojené. Trend dnešní medicíny je spjat s užitím preventivních, diagnostických a terapeutických postupů, které odpovídají vědeckému nejvyššímu poznání (lat. lege artis) a jeho minimálními negativními dopady na další vývoj zdraví pacienta včetně nákladů na zákrok.

1.1 Cíle práce

Tato bakalářská práce se zabývá experimentálním měřením, stanovením nárůstu teploty při porušení doporučených postupů při vrtání do kosti. Vycházíme z předpokladu úměrnosti mezi tvrdostí kosti a vygenerovaným teplem. Čím pevnější kost je, tím vyšší sílu musíme vyvolat, abychom se mohli kontinuálně provrtávat. Vyšší působení síly na vrták a tužší materiál má za následek více vygenerovaného tepla. Z literatury je známo, že vysoký gradient teploty nad 44 °C po dobu jedné minuty má negativní dopady na kostní tkáň, která poté zhoršuje v hojení implantátu nebo jeho následné neuchycení s kostí, což vede k dalšímu operačnímu řešení [18]. Z toho důvodu budeme volit vhodný materiál k nejvhodnější substituci k lidské kosti. Při měření budeme dbát na záznam síly a vygenerovaného tepla při vrtání.

2 Teoretická část

2.1 Kost

2.1.1 Základní poznatky o kosti

Kost (lat. os) je jedním ze základních článků kostry. V celkovém uspořádání tvoří soustavu kosterní, skeletní. Spolu s chrupavkami, úpony a svaly vytváří pohybový aparát lidského těla. Kost je nejtvrděší pojivovou tkání, kterou tvoří: kostní buňky (osteocyty, osteoblasty, osteoklasty) a mezibuněčná hmota (složky organické a anorganické). Díky těmto složkám ji můžeme považovat také za orgán.

Kosti lze rozdělovat do několika skupin dle tvarů na krátké, dlouhé, ploché, pneumatické a sazamské. Všechny typy kostí jsou kosti laminární a hmota je upořádána do lamel. Vyskytuje se ve dvou základních stavebních tkáních. Kostní tkáň hutná, kompaktní (lat. substantiva compacta), zpravidla tvoří povrch kostí. Hutná tkáň je uspořádána do tzv. koncentrických lamel, mezi nimiž jsou jednotlivé kostní buňky. Druhou tkání je kost spongiózní, houbovitá (lat. substantiva spongióza) lze si ji představit jako mořskou houbu. Lamely jsou uspořádány do tzv. trámečků, které jsou svým charakteristickým geometrickým uspořádáním trajektorií orientovány ve směru působící síly, kterými jsou např. gravitační síla nebo kosterní svalstvo. Trámečky zajišťují maximální odolnost kosti vůči mechanickému poškození. Toto uspořádání se nazývá architektura kostí. Celá architektura kosti se přestavovává a to po celý život podle toho jak se mění její zatížení. Prostor mezi trámečky a dutými částmi je vyplněn červenou kostní dřeví, která se postupem času mění na žlutou kostní dřeví a v pozdním věku na šedou kostní dřeví.

Celá kost je obalena do zevního vazivového obalu – okostici (lat. Periosteum). Jsou i výjimky, které periost nepokrývá, jako jsou kloubní konce kostí včetně míst, kde je kost spojena se svalem. Okostice je značně inervována senzitivními nervy, proto při kterémkoliv defektu pocítíme bolest. Obalem také prostupují početné periostální tepénky, které prostupují až do kostní tkáně. Svoji roli sehrává okostice také při regeneraci a při zlomeninách. V okolí postiženého místa se vytváří vazivový obal a později kostěný svazek. Z vnitřní strany mezi kostí a kostní dřeví je podobný vazivový obal a má podobné vlastnosti jako okostice, ale nazývá se endosteum. Mimo jiné pokrývá

také trámečky spongiózní kosti. Endosteum je mnohem tenčí a z hlediska výživy kosti a regenerace má menší vliv než okostice.

Po celý život se kost v rámci růstu přestavuje, protože nemůže růst všude ve své hmotě a to jak v kompaktní tak i v spongióze. Tento fakt je zapříčiněn pevným postavením buněk v mineralizované kostní tkáni. Kost prochází také procesem regenerace, kdy se přibližně za rok obnoví 3 % kosti kompaktní a 25 % spongiózní kosti [1].

2.1.2 Fyzikální vlastnosti kosti

Z mechanických vlastností má kost obdivuhodné výsledky a to především při statickém zatížení. Pro srovnání uvádím jednotlivá zatížení viz Tabulka 1. Zde jsou uvedeny hodnoty zátěže kostí vyjmutých z těla. Nesmíme zapomenout, že kosti v živém organismu jsou již zatížené. Je to jednak kvůli klidovému vazovému upnutí svalů do kosti, čímž vzniká napětí. Liší se, zda pro měření bylo použito kosti čerstvé, konzervovaná anebo preparované sušené. Musíme zohlednit, zda byla použita k měření celá kost nebo jen vzorek, dále jak byl vzorek vyříznut a i jakého tvaru [5]. Rovněž také zátěž, kterou kost snese, se postupem času snižuje řádově o 10 až 20 %. Existuje spousta dalších faktorů, které ovlivňují fyzikální vlastnosti a to jsou třeba různá onemocnění, životospráva a stáří jedince. Z toho vyplývá, že všechny hodnoty nemůžeme brát za konstanty, protože se v čase mění podle množství zátěže.

Tabulka 1: Vybrané zátěže pro různé kosti a směry [2]

Název kosti	Ztížení	Směr zatížení	Zátěž [kg]
Humerus	Statické	Dlouhá osa	600
Femur	Statické	Dlouhá osa	760
Tibie	Statické	Dlouhá osa	650
Lebeční	Statické	Povrch	620
Bederní obratel	Statické	Délka páteř	1350
Clavicula	Torze	Proximální x distální	8
Fibula	Torze	Proximální x distální	6

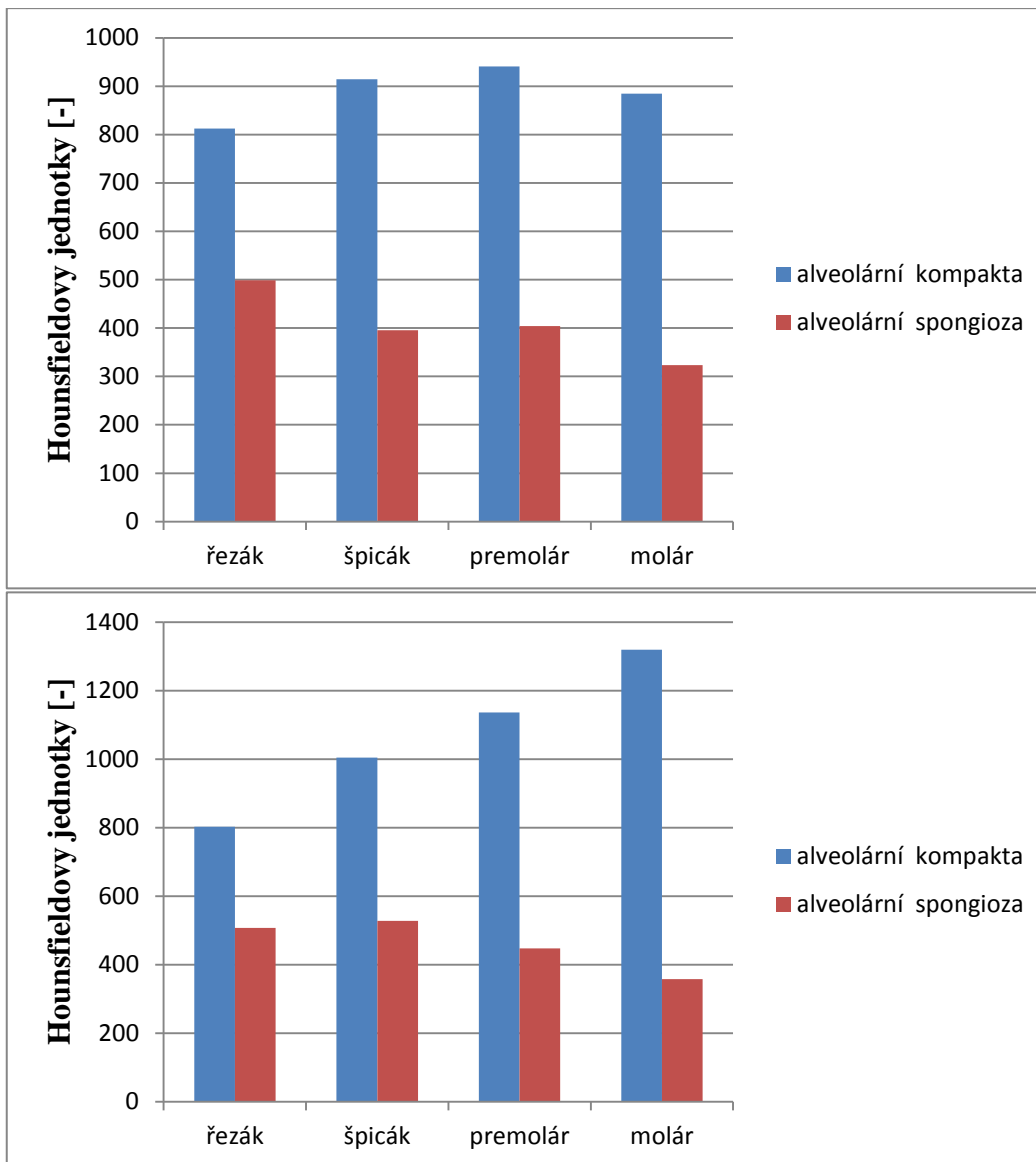
Z tabulky je patrné, že pevnost kosti kompaktní lze porovnávat se stejným vzorkem mosazi, litiny nebo kujného železa. Dle matematicko-fyzikálních tabulek [23] 200-300 MPa mechanického napětí.

Kost má velice špatnou tepelnou vodivost. Tudíž teplo nemůže být snadno rozptýleno. Je známo, že kostní buňky podléhají nekróze při teplotě 44°C po dobu 1 minuty. Tedy teplo je závažný problém a kost je velice citlivá na zvýšení teploty [6].

2.1.3 Denzita

Další velice podstatnou mechanickou veličinou je denzita, nebo-li hustota kosti. V implantologii sehrává nedílnou součást pro vhodný výběr implantátu a operačního postupu. Platí, že pokud je implantát zaveden do kvalitní kosti, má vyšší stabilitu a rychleji se integruje do kosti [7]. Obecně v tabulkách nalezneme hustotu kosti rozmezí 1700-2000 kg/m³. Pro stanovení přesné hodnoty v dané části kosti se zabývala studie [10] prováděná na Oddělení ortodontie, Stomatologie na Státní universitě Kyungpook ve městě Daegu v Koreii. Účelem tohoto šetření, bylo kvantitativně vyhodnotit alveolární a bazální hustotu horní a dolní čelisti.

Byl vybrán vzorek šedesáti tří osob skládající se z 23 mužů ve věku $29 \pm 10,9$ let a 40 žen ve věku $25,6 \pm 7,6$ let. Celý vzorek podstoupil výpočetní dentální tomografii. Výsledné obrázky byly změřeny pomocí zobrazování V-Works software. Parametry jednotlivých denzit byly naměřeny v Hounsfieldových jednotkách (HU). Tyto hodnoty, ale musíme přepočítat na hustotu korelačním vztahem. Výsledné hodnoty viz Graf 1, jasně poukazují, že hustota alveolární kompaktní kosti u dolní čelisti je bezpochyby větší než u horní čelisti. Dále, že alveolární spongióza je méně hustá než alveolární kompakta. Celkově lze říci, že hustota dolní čelisti je vyšší jak u horní čelisti.



Graf 1: Porovnání hustot - nahoře horní čelist a ve spodní části dolní čelist [10]

Ke stejným hodnotám se dopracovali také [11], [12] a [13]. Tyto data hrají významnou roli při výběru vhodného vzorku, pro maximální přiblížení ke skutečné hustotě kosti. V dentální implantologii se kvalita kostní tkáně určuje podle Lekhlomovy a Zarbovy klasifikace, která ji rozděluje do čtyř skupin označeným velký písmenem D jako denzita:

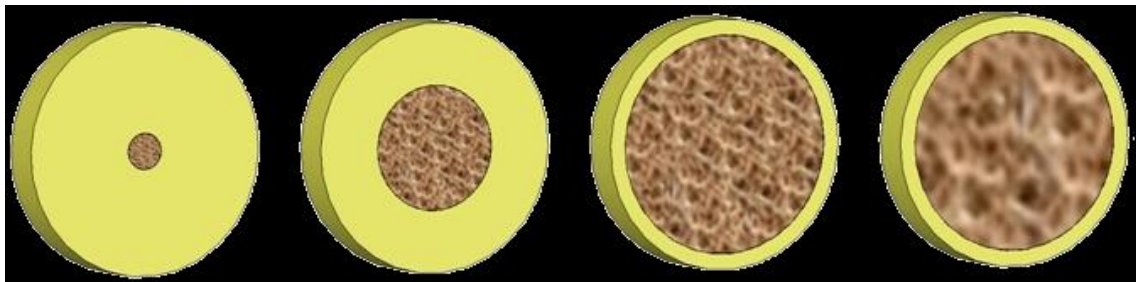
D1 – Je charakterizována jako pevná, z převážné části tvořená kompaktní kostí s málo spongiózní kostí uprostřed. Nejčastěji ji lze nalézt ve frontální oblasti atrofované a bezzubé mandibuly. Ve vyjádření v Hounsfieldových jednotkách nad 1250. Díky své stavbě je tužší a je vhodná pro stabilitu a kontakt pro implantát. Na druhou stranu je zde

horší cévní zásobení a tím spojená i doba hojení. Při vrtání lóže pro implantát se musí zohlednit fakt vyššího vygenerovaného tepla.

D2 – Stejně jako u D1 je tvořena silnou vrstvou kompakty, která obklopuje hustší spongiózní kost. Lze ji zařadit do rozmezí 850-1250 HU. Vyskytuje se ve frontálním a postranním úseku mandibuly. Výhodnou je primární stabilita, která nedosahuje takového kontaktu s kostí jako D1, ale je vykompenzována snadným implantováním a bezproblémovým vhojením do kosti.

D3 – Od předchozích dvou skupin se tato liší s přibývajícím hustotou spongiózní kosti uvnitř jádra kosti, kterou obklopuje tenká vrstva kompaktní kosti. Pohybujeme se v rozmezí 350-850 HU. Tato skupina je zastoupena v maxille ve frontálním a postranním úseku.

D4 – U této skupiny najdeme tenkou vrstvu kompaktní kosti obklopující jádro s nízkou hustotou spongiózní kosti. Pro orientaci v Hounsfieldových jednotkách 150-350. Nalézají se v maxille v postranním úseku. [7] a [14].



Obrázek 1: Kvalifikace hustoty kosti dle Lekhloma a Zarba [7]

2.2 Maxilla

Horní čelist je pneumatická párová kost součástí kostí splanchnokrania se kterými je spojena. Výjimku tvoří pouze mandibula. V těle maxily se nachází jedna z vedlejších nosních dutin. Dále z těla horní čelisti vystupuje výběžek horního okraje a tím je alveolární výběžek (lat. *prosessus alveolaris*), který plní funkci takového držáku, do kterého jsou zavzaty zuby. Jsou zde otvory pro kořeny zubů – zubní alveoly (lat. *alveoli dentales*), které jsou od sebe odděleny kostěnými přepážkami tedy septy [3]. Kvalita alveolárního výběžku je závislá na přítomnosti zubů a působící síle a také je důležitou

součástí pro úspěšnost implantace. Alveolární výběžek maxilly tvoří více spongiózy než analogicky mandibuly a končí posledním molárem jako tuber maxillae [15].

2.3 Mandibula

Dolní čelist je stejně jako maxila párová kost, která má dvě části. Je tvořena nepárovým parabolicky tvarovaným tělem (lat. corpus mandibulae). Druhou částí je párové rameno (lat. rami mandibulae). V nitru dolní části ramene a těla probíhá kanál mandibuly, který obsahuje nervy a cévy pro zuby. Rameno a tělo dolní čelisti mezi sebou svírají úhel $120^\circ - 125^\circ$ u dospělého člověka. Velikost úhlu je však závislá na přítomnosti prořezaných zubů. Tudíž u novorozenců a po ztrátě chrupu se dostáváme na hodnoty úhlu $150^\circ - 160^\circ$. Rameno je zakončeno dvěma výběžky a to svalovým a kloubním (lat. processus muscularis et articularis). Na svalový výběžek se upíná žvýkáci spánkový sval a na kloubní čelistní kloub. Platí zde to samé co u maxily. Horní okraj těla mandibuly vybíhá v alveolární výběžek, který je osázen zuby [4].

Dolní čelist je z biomechanického hlediska tužší [19], je to dáno tím, že je vystavena neustálému vysokému tlaku, který dokážou vyvolat žvýkáci svaly. K největším změnám dochází na alveolárním výběžku. Při nedostatečné zátěži, z důvodu chybějících zubů, dochází k úbytku (lat. atrofii) kosti. Proto celý tvar obličeje, zubů a kostí je závislý na působící síle [16]. Zuby jsou zapuštěny v alveolárním výběžku do hloubky nepřesahující 2 cm. Tuto skutečnost musíme zahrnout pro plánované zavedení implantátu. Musíme vhodně zvolit délku vrtu, která by byla nezbytně nutná k správnému uchycení do kosti a aby byla vhodná pro pacienta. Dále musíme dbát v potaz důležité anatomické struktury, jako je mandibulární kanál. V tabulce číslo 2 jsou zahrnuty všechny délky kořenů, včetně výšky korunek stálých zubů.

Tabulka 2: Délka kořenů stálého chrupu [20]

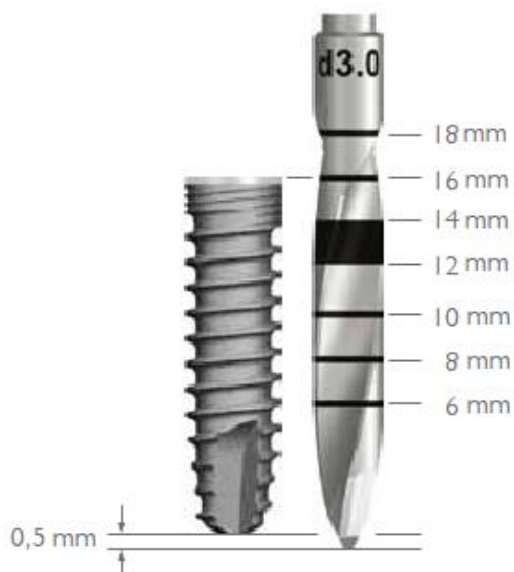
Zub	Označení	Délka kořene [mm]	Výška korunky [mm]
Střední řezák	11/21	13	10,5
	31/41	12,5	9
Postranní řezák	12/22	13	9,5
	32/42	14	9,5
Špičák	13/23	17	10
	33/43	15,5	11
První premolár	14/24	14,5	8,5
	34/44	14	8,5
Druhý premolár	15/25	14	8,5
	35/45	14,5	8
První molár	16/26	12,5	7,5
	36/46	14	7,5
Druhý molár	17/27	11,5	7
	37/47	12	7
Třetí molár	18/28	11	6,5
	38/48	11	7

Značení zubů je Two-digit systém nebo-li dvojčíselný kód, který rozděluje zuby do čtyř kvadrantů a druhé číslo je přiřazeno k danému zubu [21]. Uvádím kompletní dentici s dvojčíselným kódem v obr. 6, který je v příloze A. Při vyjmutí zubů se otvor po kořenech zubů zhojí tak, že se vyplní spongiózní kostí a povrch dolní čelisti, se pokryje kompaktní kostí.

2.4 Vrtací nástroje

Ke správnému vyhloubení otvoru do kosti slouží celá škála rotačních nástrojů, rozmanitých tvarů a velikostí, ale také použitých různých materiálů pro jejich výrobu. Nejpoužívanější materiál je nerezová ocel, ale můžeme se setkat s titanem, keramikou, ale i s diamanty. Použití materiálů je čistě záležitost marketingové strategie jednotlivých výrobních firem. Tvary vrtacích nástrojů ať už se jedná o frézky anebo šroubovitě vrtáky, jsou si skoro podobné a liší se v detailech [22].

Každý nástroj je označen specifickým barevným proužkem okolo nástroje, který slouží jako identifikátor pro snadnější orientaci mezi ostatními. Každá barva označuje jeden typ. Dále je opatřen identifikačním číslem, které uvádí průměr vrtáku a další parametry zvolené výrobcem. Na nástroji se nachází také zvýrazněné linky, které slouží jako měřicí pomůcka pro stanovení hloubky vrtání. Vzdálenost je odečítána od špičky vrtáku. Každý výrobce má vlastní ocejchovanou stupnici na vrtacím nástroji viz obr. 2. [Katalog LASAK příloha F].



Obrázek 2: Detail stupnice na vrtáku s porovnáním s implantátem [Katalog LASAK příloha F]

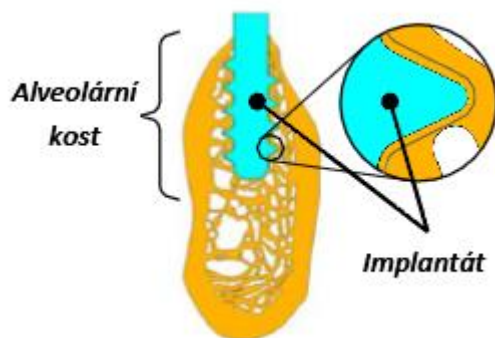
2.5 Vrtání do kosti

Před samotným vrtáním se sestaví chirurgický plán, podle něhož se pacient podrobí snímkování oblasti předmětu vrtání. Podle komplikace zákroku se buďto volí rentgenologické vyšetření ortopantomogramem doplněné rentgenologickým snímkem anebo dentální CT vyšetření. Tím se zjistí, jak je kvalitní kost, tedy část alveolární. Následně ve specializovaném vizuálním programu jsou data nahrána a mohou být libovolně zobrazena v 2D a 3D zobrazení. Z knihovny implantátu může být vybrán nejvhodnější implantát a předem ozkoušen. Jakmile je celý plán hotov přistoupí se k chirurgickému zákroku, který se sestává z umrtvení a odstranění dásně, čímž se nám odhalí kost. Do kosti lze vyvrtat pomocí speciálních vrtáků otvory takzvané štoly, které mohou sloužit buďto jako vodící otvory pro další rozšiřování nebo pro přímé usazení různých implantátů. Samotný zákrok není jednoduchou operací, velice důležitá je

zde zručnost a zkušenost implantologa. Štoly se vyvrtávají různými druhy vrtání nebo frézováním a to jednostupňově nebo vícešupňově. Jednostupňové si lze představit, jak již bylo zmíněno, jako jedno kontinentální vrtání pro usazení implantátu. V praxi se jedná o vybroušení lože po extrakci zubu pomocí frézky. Vícestupňové vrtání je založeno na principu postupného zvětšování průměru štoly, výměnou většího průměru vrtáku. Tento způsob podmiňuje operátora k výměně vrtacího nástavce, tudíž dělat pauzy mezi jednotlivými výkony. Tento fakt přispívá k snížení teploty v ložisku vyvrtání společně s použitím nového vrtáku, který není po předešlém vrtání zahřátý. Tento postup se například realizuje, při vrtání do místa po extrakci zubu, s následným vyplněním alveolárních otvorů, pro kořeny a to spongiózní kostí.

V klinické praxi se nejčastěji používá vícešupňové vrtání a to především z důvodu předejití nekrózy buněk vlivem vysoké teploty a dosažení lepší stability. Obsluha nejčastěji volí postup takový, že vrtací otáčky si nastaví v rozsahu 800 [Katalog LASAK příloha F] – 2000 otáček za minutu a během vrtání povytahuje vrták, proti směru vrtání, což odstraňuje vyvrtaný materiál ze štoly a vrtáku. Při výkonu je místo oplachováno chladícím médiem, fyziologickým roztokem, pro snížení teploty a odplavení vyvrtané hmoty. Samotné vrtání je zahájeno vyvrtáním vodící štoly, po které následuje výměna vrtáku a vyhloubení požadované hloubky. Vyvrtané lóže dosahuje hloubky 2 centimetru [14]. Po té následuje pouze rozšiřování průměru vrtu. Každé zvětšení průměru vrtáku s sebou ale nese kratší hloubku vrtu, než předchozí vrtání. Tento postup nutí chirurga uskutečňovat pauzy. Znovu se chladí místo chladícím médiem a odstraňují se vyvrtané kousky kosti z vrtáku a vrtu. Také pokud se dále pracuje s vrtákem stejného průměru, tak by se mělo pokračovat po ochlazení vrtáku na teplotu okolní.

Samozřejmostí je tento postup dodržovat. Operátor by měl být maximálně opatrný, ale může kdykoliv do tohoto procesu zasáhnout změnit ho. Hlavním cílem vícešupňového vrtání je, aby teplota v kosti nepřesáhla 44°C po dobu jedné minuty. Tato hodnota je hraniční. Pokud se neberou na zřetel, dochází k změně kostní tkáně v štole a dalším komplikacím po zavedení implantátu a jeho osteointegraci. Po vyvrtání požadovaného otvoru se může přejít k samotnému zavedení implantátu anebo se pokračuje ve vyvrtání závitů a to při frekvenci 50 otáček za minutu. Kdy se válcovitý implantát šroubovitým pohybem zavede do kosti a vznikne lepší integrace a fixace s kostí viz obr. 3 [18].



Obrázek 3: Zavedený válcový implantát šroubovitým pohybem s detailem na osteointegraci [8]

2.6 Metody měření teploty

Pro stanovení přesné teploty lze použít několik možných snímačů, které lze rozdělit do několika skupin podle různých hledisek. A to dle hodnoty na absolutní, relativní nebo diferenciální. Dále také podle fyzikálního principu měření na odporové, kapacitní, indukční, piezoelektrické atd. Pokud budeme zahrnovat pouze elektrické tak se dále dělí na aktivní (generátorické), kdy se při působení neelektrické veličiny snímač chová jako elektrický zdroj nebo pasivní zdroj (parametrické), tedy působením neelektrické veličiny se mění některý z parametrů. Elektrické snímače mají řadu vlastností jako větší přesnost, citlivost, možnost záznamu či měření na dálku.

K snímání teploty se využívají principy z fyzikálních či přímých měření, termoelektrické metody, odporové detektory, termistory, monolitické termistory a pyrometry. Ke stanovení naměřené teploty se využívá různých druhů stupnic. Jako základní jednotka SI je to termodynamická teplota s jednotkou Kelvin, který je definován dvěma body a to absolutní nulou a trojným bodem vody.

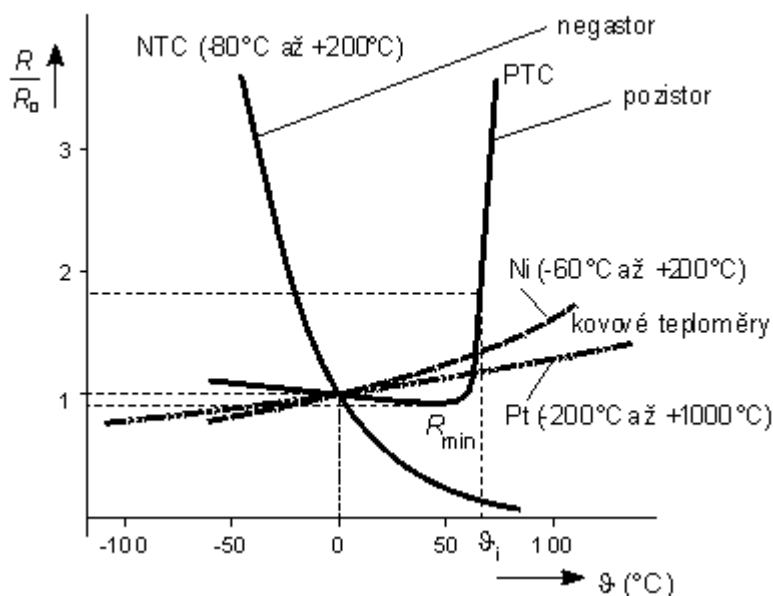
Jako nejjednodušší snímač teploty je užíván skleněný teploměr skládající se z měřicího média, kterým může být rtuť, toluen, alkohol nebo pentan, který mění v závislosti na teplotě svůj objem a z měřicí stupnice můžeme odečíst teplotu. Z fyzikálních vlastností lze využít expanze látky v závislosti na teplotě nebo-li expanzní teploměry plněné pod tlakem 7 MPa a to rtuť, xylenem, dusíkem nebo alkoholem. Dalším snímačem jsou bimetalové teploměry, které fungují na principu tepelné roztažnosti.

Dva plíšky rozdílného materiálu jsou spojeny k sobě a na základě rozdílů jejich teplotních roztažností, která vede k ohybu plíšků, lze pomocí měřáku odečíst teplotu na stupnici [24].

2.6.1 Elektrické snímače

Další velkou skupinou jsou termoelektrické snímače. Jejich výhodou je jednoduchost, malá hmotnost a rychlé měření změn hodnot. K měření využívají termoelektrický jev, kdy je známo z teorie pohybu volných elektronů v kovech, že může na styku dvou kovů vzniknout rozdíl potenciálů, za předpokladu jsou-li jejich výstupní práce rozdílné. Tedy v nejjednodušším uspořádání termoelektrického snímače jsou dva rozdílné vhodně zvolené materiály spojené na dvou místech. Jedno slouží jako měřicí a druhé jako porovnávací. Zvolené materiály jsou voleny vzhledem k dobré lineární závislosti mezi napětím a teplotním rozdílem. Dále je výhodou odolnost vůči chemickým a mechanickým vlivům. V praxi se využívají při měření nízkých teplot kombinace Fe-ko (železo-konstanta složená z 45 % niklu a 55 % mědi) a pro vyšší teploty PtRh-Pt nebo W-Ir. Můžeme se setkat i se snímači z nekovů jako jsou např. grafit či bór. Jedním z příkladů z provedení je termočlánek. Termodynamické napětí je měřeno dvěma tenkými drátky, na konci vodivě spojené. Naměřené hodnoty jsou převedeny do milivoltmetru, který data rovnou převádí do stupňů Celsia.

Odporové snímače využívají pro měření teploty závislosti mezi teplotou a odporem u polovodičů a vodičů. Vodiče se stoupající teplotou svůj odpor zvyšují a polovodiče zase snižují. Však tato vlastnost je podmíněna použitému materiálu, tu uvádím v grafu 2. Jako nejčastěji používaným prvkem je platina a to díky své chemické stálosti a pro svoji přesnost jsou užívány také jako etanoly. Provedení celého snímače je pak složeno z odporového drátu potaženého platinou navinutého na malou keramickou cívku [25].



Graf 2: Závislost materiálu na teplotě [26]

Polovodičové snímače, termistory jsou založeny na principu přechodu elektronu přes takzvaný zakázaný pás do pásu vodivého. K tomu potřebují dodat energii, pro nás je to teplo. Z toho plyne, že s rostoucí teplotou bude stoupat počet nosičů náboje, ale hodnoty odporu materiálu se budou snižovat. Odporové polovodičové senzory teploty můžeme rozdělit na monokrystalické, tedy bez PN přechodu anebo s více přechody a polykrystalické na termistory typu NTC a PTC [27].

2.6.2 Termografie

Jednou z dnes používaných metod jsou bezdotykové snímače konkrétně pyrometry. Obor zabírající se měřením teplot s užitím termografické kamery je termografie. Princip snímání vychází z předpokladu, že všechny objekty ve vesmíru mají teploty vyšší, než je absolutní nula -273,15 K. Každé těleso vyzařuje energii v podobě elektromagnetického záření, konkrétně infračervené záření, které se dá také označit jako tepelný pohyb, který popsal Max Planck ve svém vyzařovacím zákonu. Intenzita vyzařování roste se čtvrtou mocninou povrchové teploty tělesa [28], (1). Je zde zaveden pojem absolutně černé těleso, které pohlcuje veškeré dopadající záření všech vlnových délek na povrch tělesa. Záření absolutně černého tělesa definuje Wienův posouvací zákon, který popisuje úměrnost mezi termodynamickou teplotou a vlnovou délkou.

$$\lambda_{max} = b/T \quad (1)$$

Čím vyšší je frekvence tím je kratší vlnová délka, tudíž je těleso teplejší. Pro stanovení celkové vyzařované energie z plochy absolutně černého tělesa za čas, slouží Stefan-Boltzmanův zákon (2). Říká, že intenzita záření roste s čtvrtou mocninou termodynamické teploty.

$$I = \sigma T^4 \quad (2)$$

Pro zcela úplnou představu, musíme zavést pojem - Emisivita. Popisuje poměr intenzit záření mezi reálným a absolutně černým tělesem, neboli schopnost tělesa vyzařovat teplo. Nesmíme také opomenout fakt, že těleso může také teplo propouštět. Emisivita je bezrozměrná veličina, které závisí na řadě funkcí daných parametrů, kterými může být barva a struktura povrchu, teplota apod. Tedy velikost emisivity podstatně ovlivňuje výsledek měření termokamerou. Špatné nastavení může vést k zavádějícím výsledkům měření [29].

Hlavní součástí termokamery je Bolometrický detektor, který funguje na principu, při kterém dopadající záření ohřívá detektor a to vede ke změně odporu v daném místě dopadu. Tyto detektory mají výhodu, že nepotřebují chlazení. V termogramu je každá teplota zakódována na určitou barvu. V praxi mají termokamery široké uplatnění ve všech sférách od stavebnictví pro kontrolu úniků latentního tepla, ve vojenství, vyhledávání osob v mlze až po využití termografie v medicíně. Kde se využívá úměry mezi teplotou a hustotou prokrvení v patologické oblasti. Za vzrůstem teploty můžeme třeba uvažovat zánětlivá a rakovinná bujení. Naopak pokles může způsobit otok [29].

2.7 Metody měření síly

K zjištění velikosti působící síly se používají tenzometry nebo-li snímače síly. Jejich provedení je založeno buďto na deformaci měrného tělíska, polovodičích a piezoelektrickém jevu. Tenzometry využívají působící síly a následné deformace. Existuje plno různých deformačních tělísek jako třeba ohybu či tlaku. Trend se ubírá převážně k preferování měření pomocí pasivních elektrických tenzometrů. Je to převážně pro jejich širokou škálu měřících rozsahů a vysokou přesnost.

Snímače založené na deformaci, vycházejí ze změny odporu deformovaného materiálu (3):

$$R = \rho \frac{l}{S} \quad (3)$$

Kde l je délka vodiče, S jeho průřez a ρ je rezistivita, nebo-li měrný elektrický odpor a je charakteristická pro každý materiál [30]. V přeneseném slova smyslu se dá hovořit o podobném mechanismu. Vodič je nahrazen polovodičovým monokrystalem a mechanické namáháním ovlivňuje krystalickou mřížku a pohyb nosičů náboje tudíž se mění odpor. Snímače síly založené na piezoelektrickém jevu, což je schopnost krystalu, nejčastěji monokrystalického křemene, generovat elektrické napětí vlivem mechanické síly. Lze se ale setkat s levnější variantou a tou je piezokeramika [31].

3 Výzkumná část

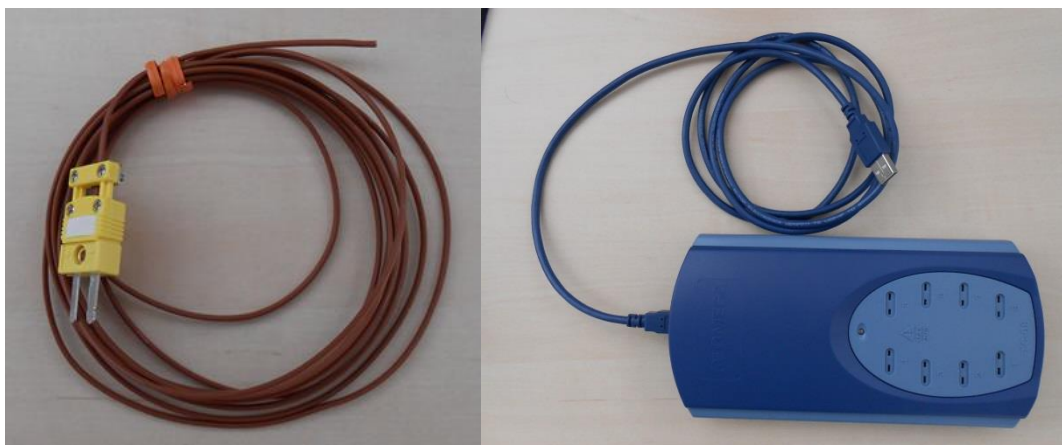
3.1 Metodika výzkumu

V každém měření jsme sestavili měřící soustavu skládající se z univerzálního testovacího stoje TIRAtest 2810 (dále pouze TIRAtest) pro testování pevnosti v tahu při maximálním tahu 10 kN. TIRAtest byl osazen snímač síly dle různého rozsahu podle stanoveného vzorku. TIRAtest byl řízen přednastaveným přísuvem v počítači a data z tenzometru byla zpracována přes počítač v programu TiraTest. Dále jsme využívali zapůjčenou vrtačku od firmy LASAK s.r.o. (dále jen Lasak) Anthogyr Implanleo (dále jen vrtačka) s řídicí a zdrojovou jednotkou 1100, mikromotorem 11200, implantologickým kolínkem 2510 obr. 4. K vrtačce je možné připojit chladicí médium v podobě fyziologického roztoku.



Obrázek 4: Vrtačka Anthogyr Implanleo

Do vrtací hlavy byl vložen vždy stejný šroubovitý Vrták finální S5.0 kat. č. 2437.00 (dále jen vrták) o průměru 5mm od firmy Lasak viz Katalog LASAK příloha F. Pro měření teploty byly využity termočlánky OMEGA 5SRTC-TT-K-24-36 (dále jen termočlánek) obr 3, které byly připojené do OMEGA 8-kanálového USB Termočlánek Data Acquisition Module TC-08 obr 5., odkud byla data zpracována do počítače v programu Logging software.



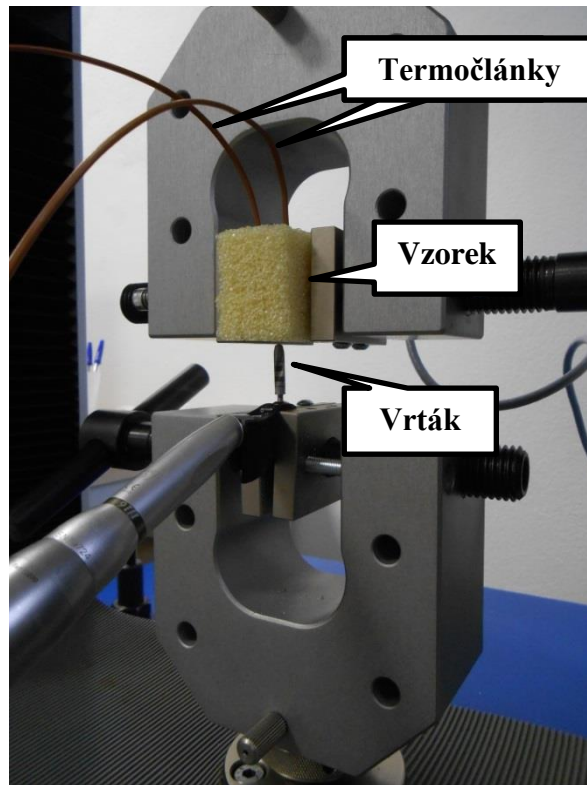
Obrázek 5: Termočlánek a USB TC-08 stanice

Celá soustava je vyobrazena na obr. 6.



Obrázek 6: Měřicí soustava

Měření pro jeden zkoumaný vzorek bylo pro jeden posuv vždy dvakrát opakováno. Okolo předpokládaného vrtaného lóže byly v radiální vzdálenosti umístěny vždy dva termočláanky. Přičemž vzdálenost pro měření byla vždy rozdílná viz jednotlivé tabulky. Zkoumaný vzorek byl vložen do čelistí TIRAtest tak, aby se materiál pohyboval vůči stacionárně ukotvené vrtačce, která zaujímala proti materiálu kolmý úhel viz obr. 7. Na vrtačce jsme nastavili konstantní otáčky pro všechny měření na hodnotu 800 ot./min, které doporučuje výrobce viz Katalog LASAK příloha F.



Obrázek 7: Umístění vrtáku a termočláanky

Před samotným vrtáním bylo vždy spuštěno ukládání záznamu teplot, které byly snímány každou sekundu po dobu 2 nebo 3 minut. Po té byl stisknut nožní pedál a vrták dosáhl na nastavené otáčky. Následovalo spuštění posuvu směrem na vrták a snímali jsme záznam ze silového čidla. Vrtání štolky vždy probíhalo do hloubky 160 mm, kterou jsme odečítali od vyznačených čárek na vrtáku. Po dosažení požadované hloubky byl ihned vrták vytažen z vyvrtaného lůžka a čekali jsme až termočláanky takzvaně „doběhnou“. Všechna měření jsme provedli bez přivedeného chlazení. Všechna vrtání na vzorcích byla provedena strojově z důvodu možnosti opakování a nastavení stejných podmínek. Z teplot v jednotlivých časech byla vypočtena střední hodnota a směrodatná odchylka.

Dále také bylo zrekonstruováno měření pro ruční vrtání. Vzorek byl umístěn do svěráku a snímala se pouze teplota z termočláanky. Postupovali jsme tak, že jsme spustili záznam pro ukládání teploty z termočláanky a následovalo vrtání při již zmíněných otáčkách. Pokus probíhal jednak bez předvrtaného vodícího otvoru, ale i s ním. Pro vodící otvor jsme zvolili Vrták finální S2.9 (dále jen vodící vrták) kat. č. 2420.00 pro který doporučuje firma Lasak otáčky 800 za minutu. Také jsme dbali na autentič-

nost a působili jsme silou tak, aby se vrták co nejlépe prořezával materiálem a nedocházelo k poklesu otáček. Více je tento pokus rozebrán v měření 3.

3.2 Charakteristika výzkumného vzorku

Zkoumaný materiál byl vždy vhodně zvolen ke každému měření. K možnosti vhodně simulovat vlastnosti kosti jsme zvolili kompozity od společnosti Sawbones. Tato firma se specializuje na výrobu standartního materiálu používaného v biomechanice se zaručenými vlastnostmi. Každý blok byl dodán v rozměrech 13x18x4cm a dále rozřezán na menší díly, do kterých byly vyvrtány otvory v radiální vzdálenosti okolo předpokládaného místa vrtání. Tyto otvory sloužily pro umístění termočlánků. Charakteristika materiálu vzorku je detailně popsána v příloženém katalogu Sawbones příloha E. Nevýhoda těchto materiálů, ale spočívá v tom, že jsou suché na rozdíl od vlhké kosti. V každém měření je popsán vzorek, který jsme zvolili.

3.3 Měření číslo 1

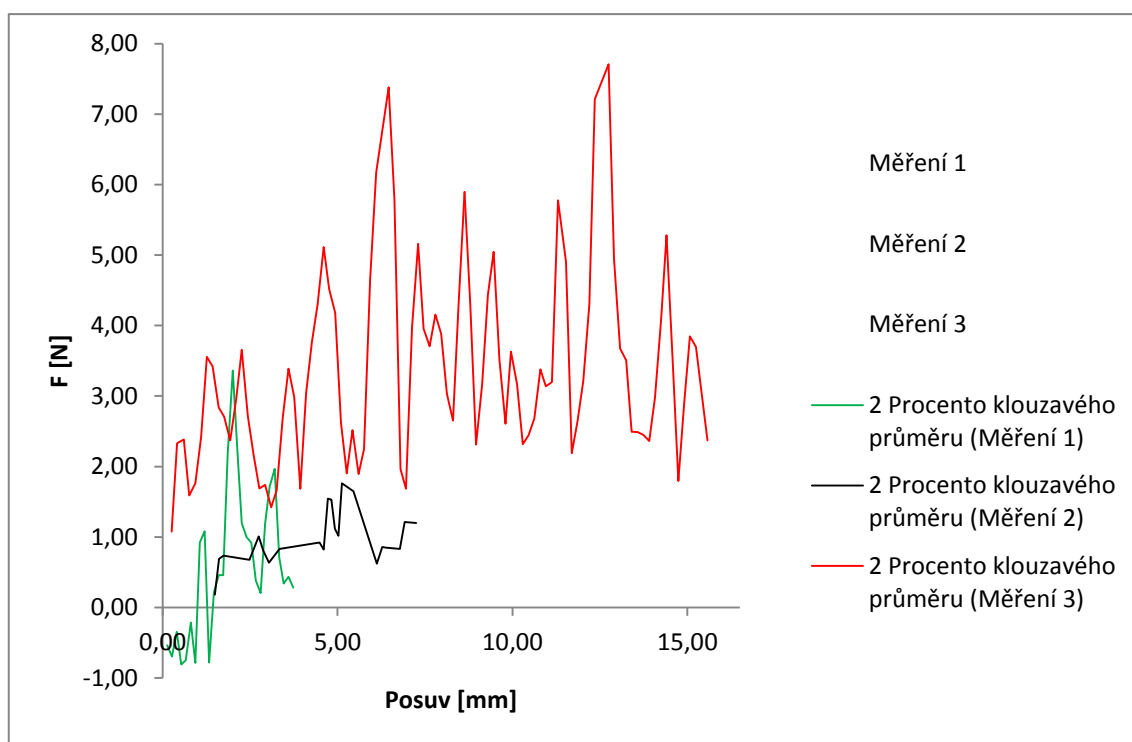
První měření bylo provedeno na umělém materiálu od firmy Sawbones typu 1522-09 SOLID blok z tvrdé polyuretanové pěny o hustotě $0,12 \text{ cm}\cdot\text{g}^{-3}$, který reprezentuje spongiózní část kosti. K měření síly jsme osadili TIRAtest 100N snímačem z důvodu předpokladu nižší působící síly při vrtání. Zvolené posuvy a vzdálenosti umístěných termočlánků jsou uvedeny v Tabulce 3. Naměřené hodnoty teploty z termočlánků byly snímány podobu 2 minut. V grafech 5-10 jsou zobrazeny střední hodnoty naměřených teplot, které jsou umístěny v příloha B. Záznamy ze snímače síly jsou uvedeny v grafu 10.

Tabulka 3: Vzdálenost termočlánků od vyvrtaného lože pro jednotlivá měření a posuv

Měření	Posuv [mm/min]	Vzdálenost termočlánků od štoly [mm]	
		číslo 1	číslo 2
1	10	6	4,5
2	10	3	4
3	30	5,5	9
4	30	6,5	6
5	50	5	6
6	50	3,5	7

Pokud porovnáme střední hodnoty data z termočlánků v grafu 3 - 6 s tabulkou 3, lze si jasně povšimnout úměrností mezi rychlostí posuvu a vzrůstající teplotou. Je patrné, že čím byla rychlost přísuvu vyšší, tím dříve nastal nárůst teploty. Teplota nedosáhla do vysokých hodnot díky rychlejšímu dosažení požadované hloubky vrtu a tím i ukončení generování tepla. Zatímco u posuvu s nižší rychlostí u měření 1 a 2 začala teplota stoupat za delší časový úsek, ale za to do vyšších hodnot. Lze tedy říci, že přísuv nepřímo úměrně ovlivňuje velikost vygenerovaného tepla, tedy čím rychlejší posuv tím nižší teplota.

Dále se zaměříme na vzdálenost teplotních čidel od místa vrtu. Bezpochyby je jasné, že umístění čidla hraje významnou roli při zachycení co nejvěrohodnější teploty. Platí, že čím blíže k místu vrtu, tím přesnější zachycení teploty z termočlánku a naopak čím dále od vyvrtané štoly, tím vyšší útlum teploty v materiálu.



Graf 3: Závislost síly na posuvu u měření 1

Graf 3 zachycuje střední hodnotu velikostí působící síly na vrták při různých rychlostech posuvu. Vrcholy jednotlivých křivek reprezentují velikost působící odporové síly proti pohybu vrtáku. Při měření 1 jsme zvolili posuv velice malý, takovýmto tempem by v praxi nikdy vrtání neprobíhalo. Křivka procenta klouzavého průměru dosáhla záporných hodnot, což lze vysvětlit chybou měření čidla, z důvodu velmi nízké

působící síly, protože vrták byl teprve na začátku odvrtání požadované hloubky. Měření 2 a 3 probíhalo za vyššího posuvu a je vidět výrazný odpor materiálu a následná tendence návratu na hodnotu odporové síly v rozmezí 2-3N. Poslední dvě měření naznačují, že vrták bez velkých obtíží prochází materiálem a ze záznamu z termočládku je patrné, že teplotní nárůst dosahoval přes 25°C. Tedy o 4°C více než byla teplota před vrtáním.

3.4 Měření číslo 2

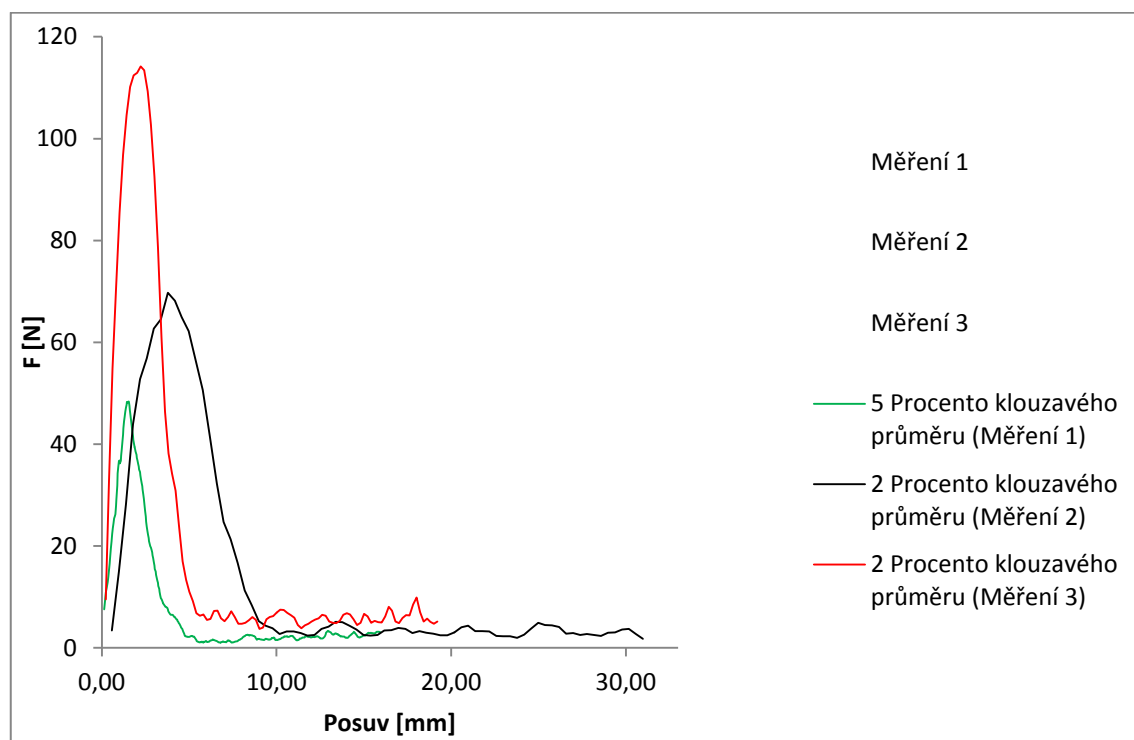
Pro toto měření jsme zvolili znovu vzorek od firmy Sawbones typu:1522-11 pěnový blok z tvrdého polyuretanu o hustotě $0,2 \text{ cm}\cdot\text{g}^{-3}$ potažený z jedné strany epoxidovou vrstvou z krátkých vláken 3401-01, tloušťky 2 mm a hustotě $1,64 \text{ cm}\cdot\text{g}^{-3}$ viz příložený katalog Sawbones příloha E. Tato vrstva by měla reprezentovat kompaktní část kosti. Na TIRAtestu jsme provedli výměnu snímače ze 100N na 10kN snímač. Vycházeli jsme z předpokladu v hypotéze, že reprezentovaná epoxidová vrstva bude klást vyšší nároky na působící sílu na vrták, jak je patrné z grafu 4. V tabulce 4 uvádím rozepsané posuvy pro měření a umístění termočládků v radiální vzdálenosti od místa vrtání. Záznamy z termočládků jsme snímali po dobu tří minut a jsou obsaženy v grafech v příloha C.

Tabulka 4: Vzdálenost termočládků od vyvrtaného lože pro jednotlivá měření a posuv

Měření	Posuv [mm/min]	Vzdálenost termočládků od štoly [mm]	
		číslo 1	číslo 2
1	10	4	5
2	10	7,5	5,5
3	30	1	15
4	30	3	4
5	50	2,5	3
6	50	3	3,5

Z měření 11-16 v grafech je jasně patrný exponenciální nárůst teploty. Vygenerování tepla bylo způsobeno epoxidovou vrstvou, která je bezpochyby tvrdší než polyuretanová pěna. Vrtáku tedy trvalo daleko delší čas, než se touto vrstvou provrtal. Musíme ale také zohlednit posuv, který u těchto měření byl podstatně pomalejší a čas vrtání byl tedy delší. Po té co dosáhla teplota svého maxima, se u všech měření vracela na počáteční teplotu lineárně. Pro měření 5-6 nastal nárůst hodnot později. To bylo

ovlivněno vyšším přísuvem než u přechozích měření a vrták se rychleji dostal skrz laminátovou vrstvu. Vygenerované teplo bylo skoro totožné. Celkově lze tedy říci, že posuv u tohoto vzorku nehraje tak významnou roli při vygenerování tepla. Pouze se teploty liší v časovém horizontu, kdy začne nárůst teplot.



Graf 4: Závislost síly na posuvu u měření 2

Z grafu 4 je zřetelně patrný daleko vyšší nárůst působící síly na vrták. Jak jsme předpokládali, je to způsobeno epoxidovou vrstvou na vzorku, který substituuje kompaktní kost. S porovnáním z přechozího měření jsme působili daleko vyšší silou pro provrtání se vzorkem. S vyšším posuvem stoupá i vyšší působící síla na vrták.

3.5 Měření číslo 3

Při tomto měření jsme přistoupili k praktickému pokusu. Zaměřili jsme se pouze na snímání teploty pomocí termočlánku a vnímali působící sílu na vrták jako subjektivní pojetí. Vždy když bylo při vrtání cítit odpor materiálu, tak se působící síla v ruce zmírnila, aby se vrtáku tzv. „ulevilo“ a znovu se pokračovalo v přísuvu. Jakmile bylo dosaženo požadované hloubky vrtu ihned byl vrták vyjmut z vyvrtaného lóže. K vrtání jsme použili stejného vzorku jako u předchozího měření. Vzorek byl fixován ve svěráku a do něho byly přivedeny dva termočlánky, které měřily teplotu při vrtání po dobu 3 minut. Vzdálenosti od místa vrtu jsou v tabulce 5. První čtyři měření probíhaly bez pře-

dem vyvrtaného vodícího otvoru grafy 17-20 z termočlánků spolu s dalšími grafy 21-26 jsou uvedeny v příloha D. Do následujících tři vzorků byly předvrtány pomocí vodícího vrtáku vodící otvory, při tom jsme také snímali teplotu viz grafy 21-26.

Tabulka 5: Vzdálenost termočlánků od vyvrtaného lože pro jednotlivá měření

Měření	Vzdálenost termočlánků od štoly [mm]	
	číslo 1	číslo 2
1	3,5	4
2	4	2,5
3	3,5	4
4	3	5
5	3	4
6	3,5	3,5
7	4	4

Při prvním měření jsme zvolili sílu zhruba nejvyšší a kontinuální. Díky tomuto působení bylo dosaženo stanovené hloubky vrtu poměrně brzo a jen jsme sledovali výchozí data z termočlánků. Z grafu 17 je jasně patrné, že k zvýšení teploty skoro nedošlo, avšak mohly jsme si udělat hrubou představu, jaký odpor klade materiál vrtáku. Měření 2-3 probíhalo podle již zmiňovaných postupů. Vždy byl jasně patrný přechod mezi vrstvou epoxidu, která představovala kortikální část a spongiózy tedy polyuretanové pěny. U těchto ručních měření bylo zapotřebí dbát také na to, abychom zachovali kolmý úhel vrtu. Grafy 18-20 jsou si ve svém průběhu podobné. V grafu 18 je jasně patrný brzký exponenciální nárůst teplot oproti grafům 19-20. Lze to vysvětlit použitím vyšší síly pro vrtání, ale teplota nedosáhla vyššího maxima, než bylo u následujících dvou měření. Oproti měření 3 a 4 si lze také povšimnout rychlejšího poklesu teplot.

U měření 5-7 jsme použili postup s předvrtání vodícího otvoru pomocí vodícího vrtáku s následným rozšířením dalšího vrtáku. Vždy jsme dbali na cit a působící sílu na vrták v interakci se vzorkem. Pro každé měření jsou vždy dva grafy z měření teplot z termočlánků viz příloha D. Grafy 21, 23 a 25 jsou pro vodící vrták. Na první pohled je zřejmé, že teploty nedosáhly do výše jako u měření 2 a 3. Průběh teplot v čase jsou si podobné jako u přechozích měření. Je zde patrný sice menší nárůst hodnot v čase a následný návrt na původní hodnotu. U všech vrtání vodícího otvoru jsme se snažili použít stejné síly. Po odvrtání vodící štoly nastala pauza mezi jednotlivými měřeními, z důvodu výměny vrtáku ve vrtací hlavě z vodícího vrtáku na vrták. Teplota se tedy

v místě vrtání vrátila skoro na původní teplotu, před vrtání vodícího otvoru. Při vrtání finálního otvoru bylo patrné snížení síly na vrták z důvodu nutnosti odvrátat méně materiálu než u předchozích měření. Dále také jsme měli připravený vodící otvor, tudíž vrták se držel již předvrtané trajektorie, což snížilo nutnost soustředění na vedení kolmého vrtu do vzorku. U měření 5 a 6 jsme použili přibližně menší síly než u měření 3-4. Je vidět, že teplota nedosáhla do hranice 30°C. Je to také zapříčiněno kratší dobou vrtání z důvodu menšího nároku na vrták pro odvrátání materiálu. Zatímco u posledního měření jsme použili síly naopak o trochu vyšší a to neslo i více vygenerovaného tepla.

4 Diskuze

Z naší série měření byl zkoumán vliv posuvu a působící síly na vrták s vygenerovaným teplem. Při prvním měření 1, kdy byl použit pouze jeden vrták, se kterým jsme nasimulovali hraniční podmínky při vrtání rychlého, ale i pomalého posuvu, teplota nedosáhla hraničních 44°C [17]. U toho měření se nepotvrdila hypotéza, je to jednak kvůli nízké působící síle na vrták, ale také z důvodu, že vzorek neobsahoval kortikální část kosti. U všech posuvů byl nárůst teplot exponenciálního charakteru.

U měření 2 bylo použito již vzorku s napodobeninou kortikální části kosti. Rychlost posuvu vzorku na vrták byla shodná jako u měření 1. Zde jsme se oproti předchozímu měření teploty dostali do vyšších hodnot, řádově o 7°C, což můžeme považovat za signifikantně významné. Ze zkušenosti s materiálem z předchozího vzorku, jsme použili větší rozsah snímače síly, z předpokladu vyšších kladených sil na vrták. Tento předpoklad z hypotézy a následného měření se nám z grafů potvrdil. V grafu 4 je jasně viditelný vysoký nárůst síly a jeho dosažení maxima a následného stejného poklesu. Tato část reprezentuje sílu působící na vrták, který se provrtává kortikální částí vzorku. Podobné výsledky jsou také u [32]. Díky této skutečnosti bylo vygenerováno více tepla. Při zohlednění posuvu na vrták, nedocházím k výsledkům, které by naznačovaly, že by rychlejší posuv s sebou nesl více vygenerovaného tepla grafy 5-6. Lze spíše tvrdit, že rychlost posuvu spíše ovlivňuje dobu, za kterou bude teplo vygenerováno. Rychlejší posuv sebou nese fakt, že požadovaná hloubka vrtu je dříve odvrtna, tudíž generování tepla bude mít kratší trvání.

Všechna předchozí měření jsme provedli strojově z důvodu nastolení stejných podmínek a možnosti opakování. Také jsme ale věnovali jedno měření přímo ručnímu vrtání. Zde je nutné zaměřit se na působící sílu na vrták, jako na subjektivní pojetí. Vždy, když bylo cítit při odvrtní materiálu působení odporu, tak jsme působící sílu zmírnili a zase pokračovali ve vrtání. Část měření byla provedena pouze vrtákem finálním. U všech pokusů nepřekročila hodnota 30°C viz grafy 17-20. Tuto skutečnost lze opodstatnit působením diskontinuální síly, tudíž by se potvrdila naše hypotéza. V druhé části jsme přistoupili k vyvrtání vodící štolý menším vrtákem, a následovalo rozšíření štolý finálním vrtákem. Při vrtání vodícího otvoru byl průběh nárůstu teploty srovnatelný jako při vrtání vrtákem použitým v první části. Rozdíl byl ale v objemu odvrtného materiálu a působící nižší síle. Proto teplota nedosahovala vysokých hodnot. Po výměně

vrtáku následovalo rozšíření otvoru. Výsledky ze záznamu z termočlánků ukazují, že bylo vygenerováno méně tepla než v první části. Důvody jsou stejné jako pro vodící vrták. Pouze u měření 7 bylo použito vyšší síly a to vedlo k dosažení vyšších hodnot viz graf 26. Tyto výsledky jasně poukazují na správný předpoklad v hypotéze.

Pro všechny měření musíme zdůraznit fakt, že byly provedeny na vzorcích z umělého materiálu. Tyto materiály nedokáží během vrtání napodobit sílu v lidské kosti [32]. Dále také použitý materiál byl zcela suchý, zatímco lidská tkáň obsahuje vodnaté složky, které mohou mít vliv na chlazení v místě vrtání.

Závěr a doporučení

Po dokončení všech měření můžeme prohlásit, že nárůst teplotního gradientu při vrtání do kosti zásadně ovlivňuje přítlačná síla na vrták a denzita kosti. Podařilo se nám prokázat, že i přes použití vyšších přísuvů a síly, nelze dosáhnout hraniční teploty, která by působila déle než po dobu jedné minuty a způsobila by nekrózu tkáně. Pokud by se v praxi zapomnělo dodat chladící médium do místa vrtu a dodržely by se rychlosti při vrtání na 800 ot./min. a přísuv vrtáku by byl prováděn diskontinuálně, tak by nemělo dojít k nekróze v místě vrtu. Vyvrtané lóže by tedy mělo být v pořádku pro osteointegraci implantátu.

A proto doporučuji pro další měření zachovat podmínky, ale změnit rychlost otáček a zkoumat jak by se změnil gradientní nárůst teploty. Dále také pokud bychom použili vzorky vepřových kostí k napodobení lidské kosti. Vystává také otázka, jak by se lišil teplotní gradient od umělého materiálu? Dále také lze provést výše zmíněná měření s přivedeným chladícím médiem.

Seznam použité literatury

- [1] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I. 3.*, upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 73-86 s. ISBN 978-80-247-3817-8
- [2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I. 3.*, upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 85-86 s. ISBN 978-80-247-3817-8
- [3] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I. 3.*, upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 169-172 s. ISBN 978-80-247-3817-8
- [4] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie I. 3.*, upr. a dopl. vyd. Editor Miloš Grim, Oldřich Fejfar. Praha: Grada, 2011, 174-178 s. ISBN 978-80-247-3817-8
- [5] NAVRÁTIL, Leoš. *Medicínská biofyzika*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2005, 91-109 s. ISBN 978-80-247-1152-2.
- [6] [Nicky Bertollo](#), [Hadley R.M. Milne](#), [Liam P. Ellis](#), [Paul C. Stephens](#), [Ronald M. Gillies](#), [William R. Walsh](#). *A comparison of the thermal properties of 2- and 3-fluted drills and the effects on bone cell viability and screw pull-out strength in an ovine model*. July 2010 Dostupné z [online]: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003310000562> [vid. 26.11.2013]
- [7] MARCIÁN, Petr. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou hustotu kostní tkáně: Biomechanical study of tooth implants for low density bone : zkrácená verze Ph.D. Thesis*. [V Brně: Vysoké učení technické], 2013, 36 s. ISBN 978-80-214-4687-8.
- [8] MARCIÁN, Petr. *Biomechanická studie zubních implantátů pro sníženou hustotu kostní tkáně: Biomechanical study of tooth implants for low density bone : zkrácená verze Ph.D. Thesis*. [V Brně: Vysoké učení technické], 2013, 21 s. ISBN 978-80-214-4687-8.
- [9] Park, H. S., Lee, Y. J., Jeong, S. H., Kwon, T.G.: *Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible*, American Journal of Orthodontics and Dento-facial Orthopedics, 133 (2008) 30-37.

- [10] Park, H. S., Lee, Y. J., Jeong, S. H., Kwon, T.G.: *Density of the alveolar and basal bones of the maxilla and the mandible*, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 133 (2008) 30-37.
- [11] Gomes de Oliveira, R. C., Leles, R. C., Normanha, L. M., Lindh, Ch., Ribeiro-Rotta, F.: Assessments of trabecular bone density at implant sites on CT images, *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 105 (2008) 231-238.
- [12] Norton, M.R., Gamble, C.: Classification: an objective scale of bone density using computerized tomography scan, *Clinical Oral Implants Research*, 12 (2001) 79-84.
- [13] Choi, J. H., Park, C. H., Yi, S. W., Lim, H. J., Hwang, H. S., Bone density measurement in interdental areas with simulated placement of orthodontic miniscrew implants, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136 (2009) 766-767.
- [14] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Hradec Králové: Nucleus HK, 2008, 49-51 s. ISBN 978-808-7009-307.
- [15] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Hradec Králové: Nucleus HK, 2008, 45-47 s. ISBN 978-808-7009-307.
- [16] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Hradec Králové: Nucleus HK, 2008, 47-48 s. ISBN 978-808-7009-307.
- [17] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Hradec Králové: Nucleus HK, 2008, 86 s. ISBN 978-808-7009-307.
- [18] ŠIMŮNEK, Antonín. *Dentální implantologie. 2., přeprac. a dopl. vyd.* Hradec Králové: Nucleus HK, 2008, 86-97 s. ISBN 978-808-7009-307.
- [19] Ulm, C., Tepper, G., Blahout, R., Rausch-Fan, X., Hienz, S., Matejka, M.: Characteristic features of trabecular bone in edentulous mandibles, *Clinical Oral Implant Research*, 20 (2009) 594–600.
- [20] PEŘINKA, Luděk, Štěpánka BARTUŠKOVÁ a Eva ZÁHLAVOVÁ. *Základy klinické endodoncie. 2. vydání.* Praha : Art D - Grafický ateliér Černý s. r. o, 2009. 93-107 s. ISBN 978-8090-38768-3.

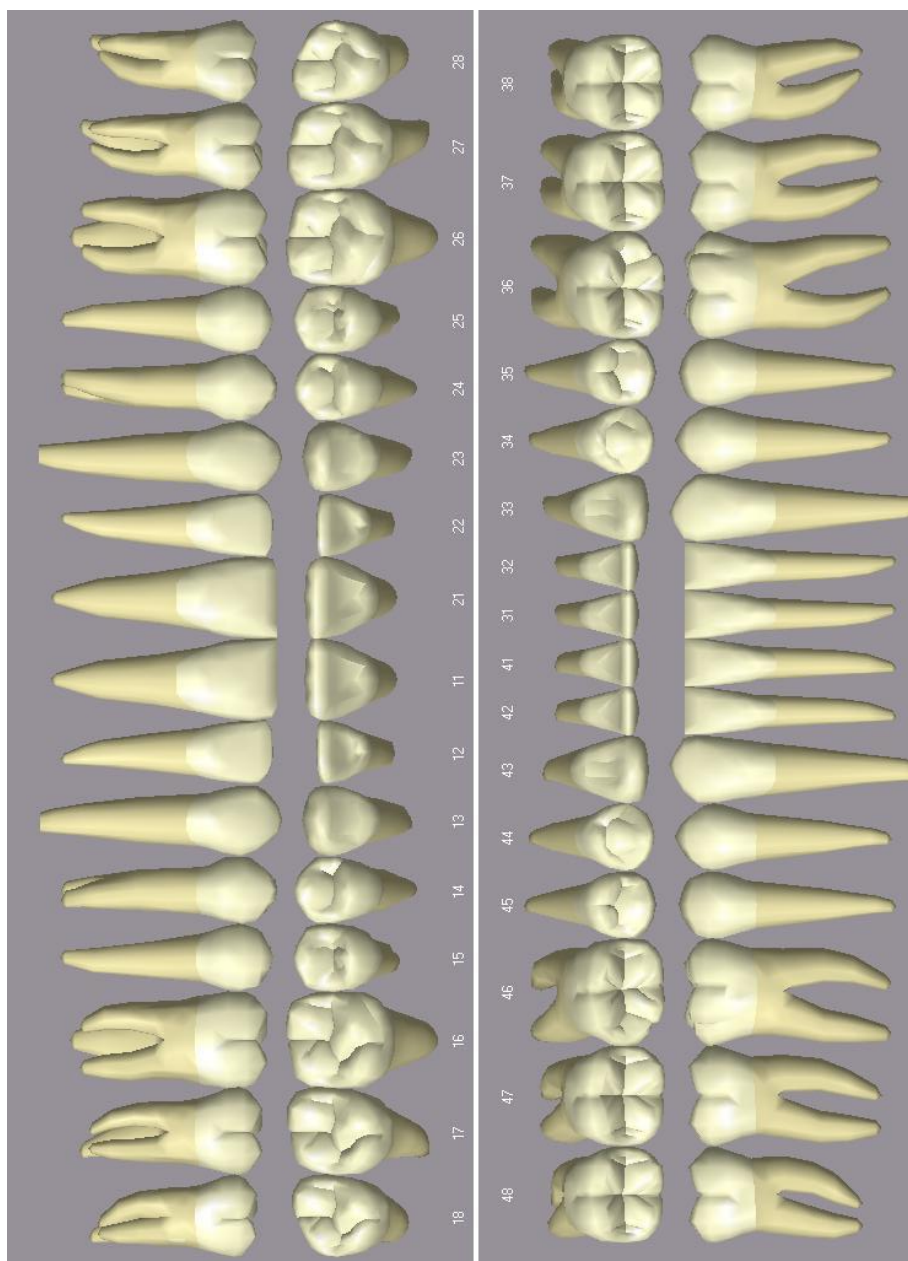
- [21] JANSOVÁ, Katarína a Miroslav EBER. *Preklinická stomatologie*. 2. dopl. vyd. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 1996, 12 s. ISBN 80-706-7596-9.
- [22] EXKLUSIV DENT S.R.O. *Exklusiv dent: Přehled nástrojů* [online]. 2012 [vid. 20.12.2013]. Dostupné z: <http://www.exklusiv-dent.cz/stranky/prehled-nastroju/>
- [23] ČMELÍK, M., Machonský, L., Šíma, Z. *Fyzikální tabulky*. Liberec: TUL, 2001. ISBN 80-7083-511-X.
- [24] RIPKA P., Típek A, *Master Book on Sensors*, BEN&ČVUT 2003, MODULE 8 14-20 s. ISBN 80-7300-129-2, EAN 9788073001292.
- [25] RIPKA P., Típek A, *Master Book on Sensors*, BEN&ČVUT 2003, MODULE 8 22-49 s. ISBN 80-7300-129-2, EAN 9788073001292.
- [26] MĚŘENÍ TEPLoty [online]. [vid. 12.32014]. Dostupné z: <http://uprt.vscht.cz/kminekm/mrt/F4/F4k43-tepl.htm>
- [27] KREIDL, Marcel. *Měření teploty: senzory a měřicí obvody*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005. Senzory neelektrických veličin. 55-70 s. ISBN 80-7300-145-4.
- [28] BENEŠ, Jiří, Pravoslav STRÁNSKÝ a František VÍTEK. *Základy lékařské biofyziky*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 2005, 126 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-1009-4.
- [29] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 270-273 s. ISBN 80-902-8961-4.
- [30] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER. *Fyzika: Vysokoškolská učebnice obecné fyziky*. 1. vyd. Překlad Jan Obdržálek. Brno: VUTIUM, 2000, 700 s. ISBN 80-214-1869-9.
- [31] RIPKA P., Típek A, *Master Book on Sensors*, BEN&ČVUT 2003, MODULE 1 25-56 s. ISBN 80-7300-129-2, EAN 9788073001292.
- [32] Troy MacAvelia, Meisam Salahi, Michael Olsen, Meghan Crookshank, Emil H. Schemitsch, Ahmad Ghasempoor, Farrokh Janabi-Sharifi and Rad Zdero, *Biomechanical Measurements of Surgical Drilling Force and Torque in Human Versus Artificial*

Femurs, J. Biomech. Eng. 134 p., i.12, 124503 [Dec 05, 2012] [9 p.] [online]. [vid. 12.4.2014]. Dostupné z:

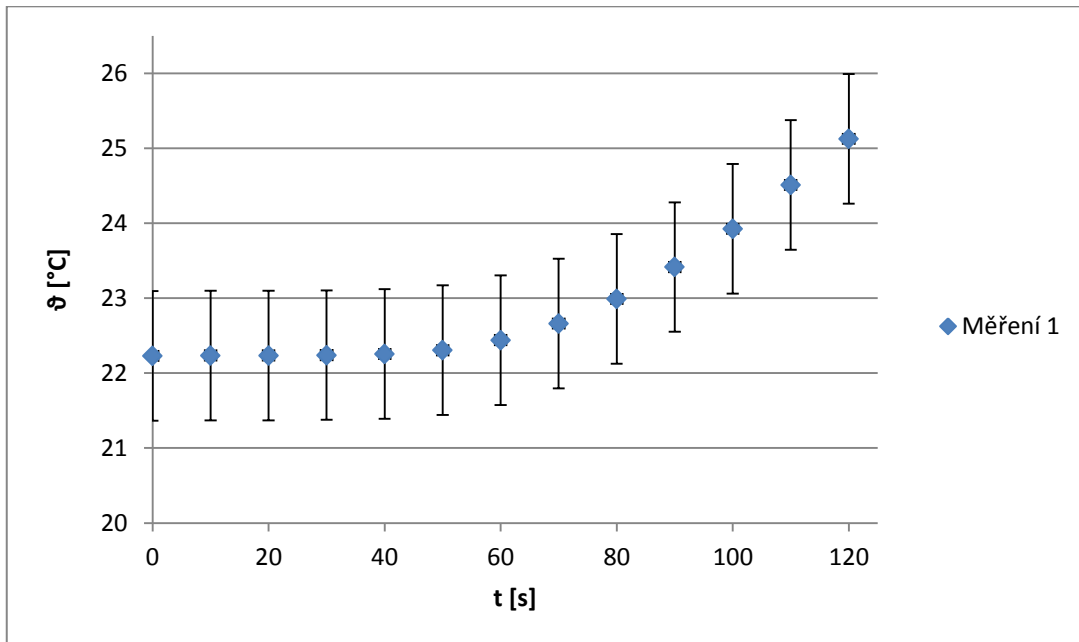
<http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/article.aspx?articleid=1660037>

Příloha A

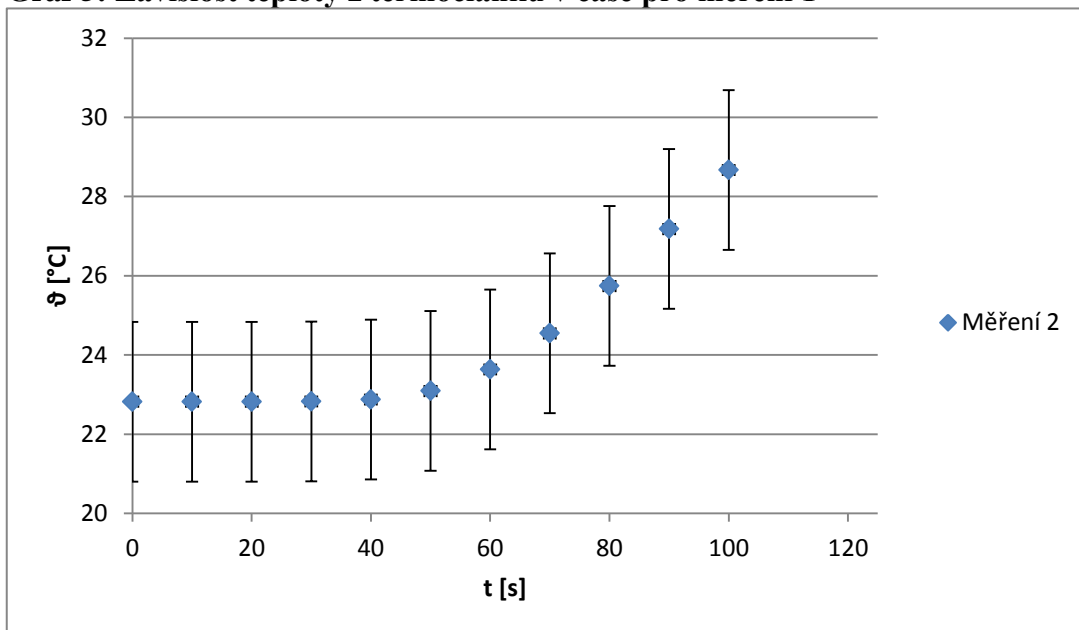
Obrázek 8: Značení zubů je Two-digit [17]



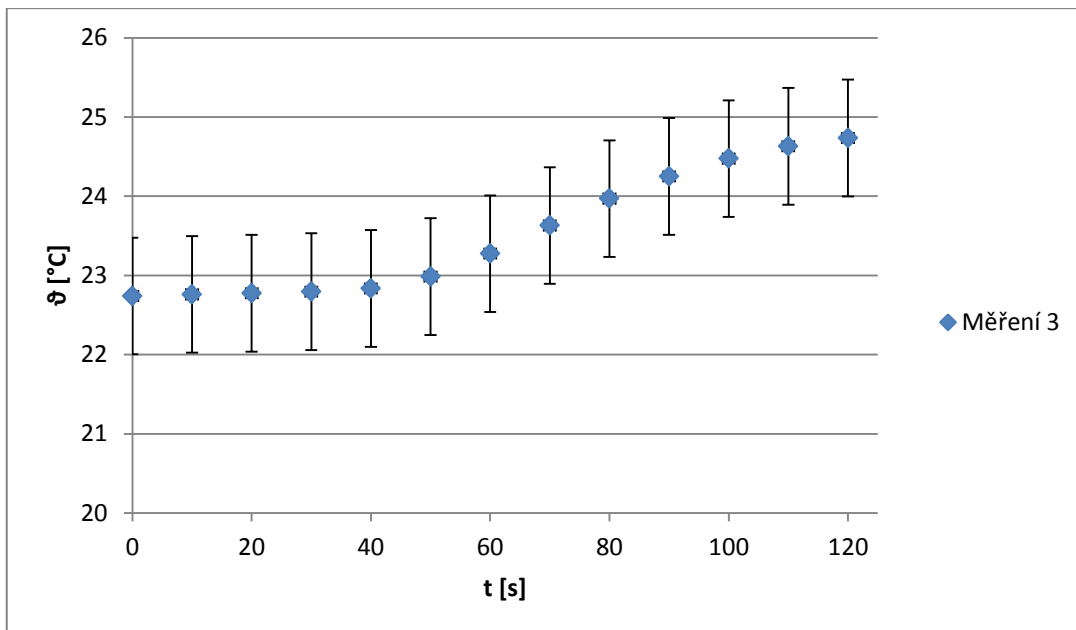
Příloha B



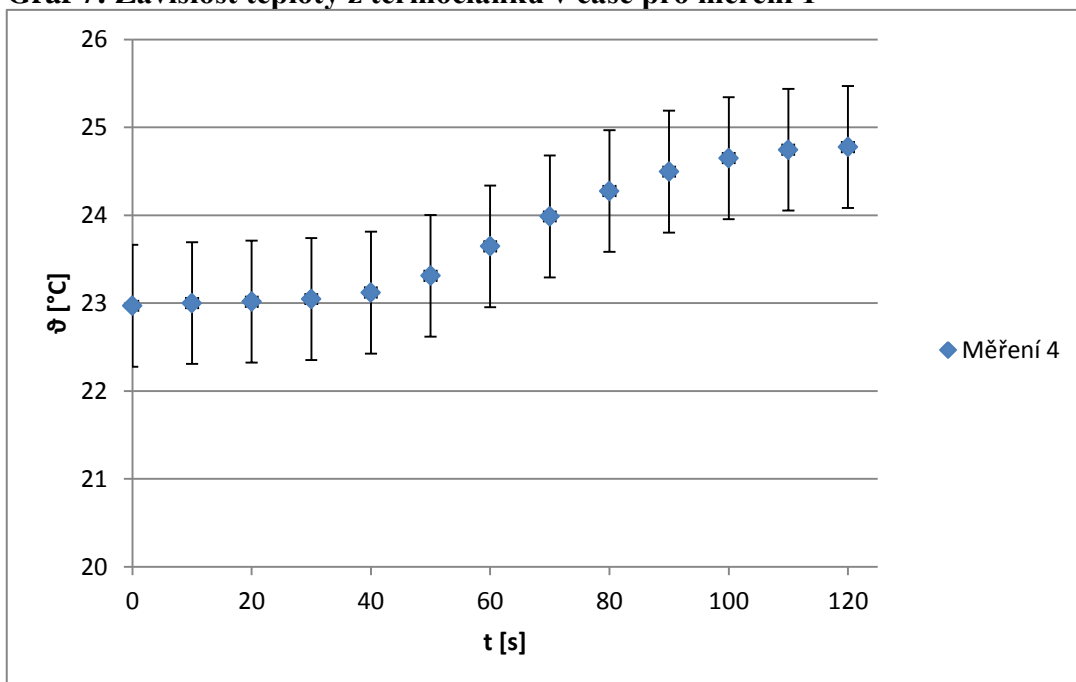
Graf 5: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 1



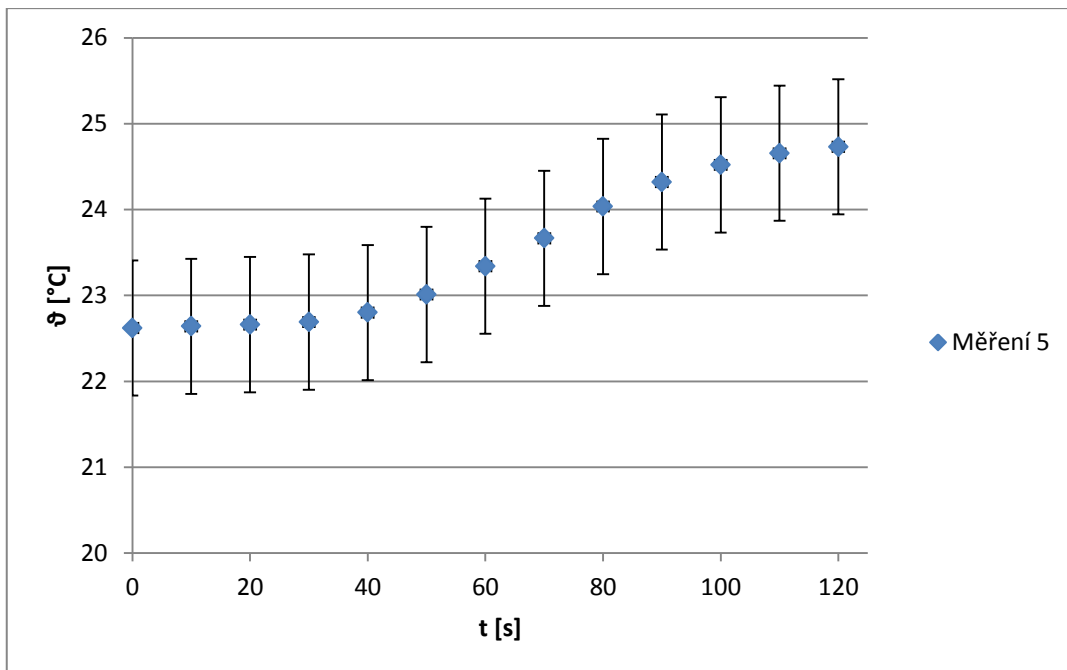
Graf 6: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 1



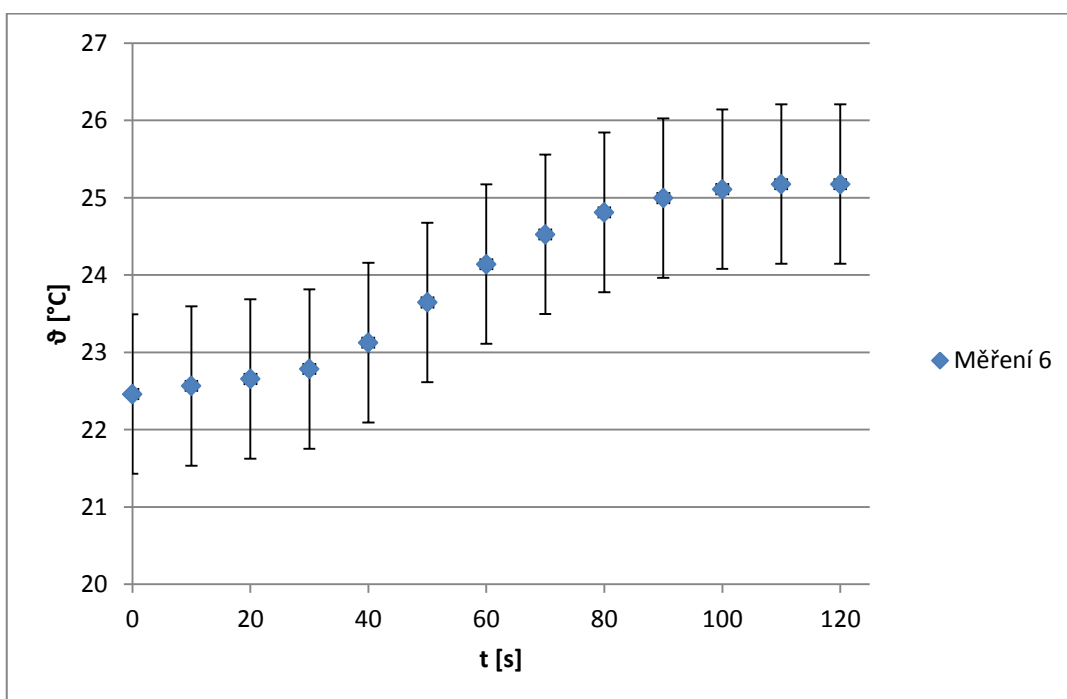
Graf 7: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 1



Graf 8: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 1

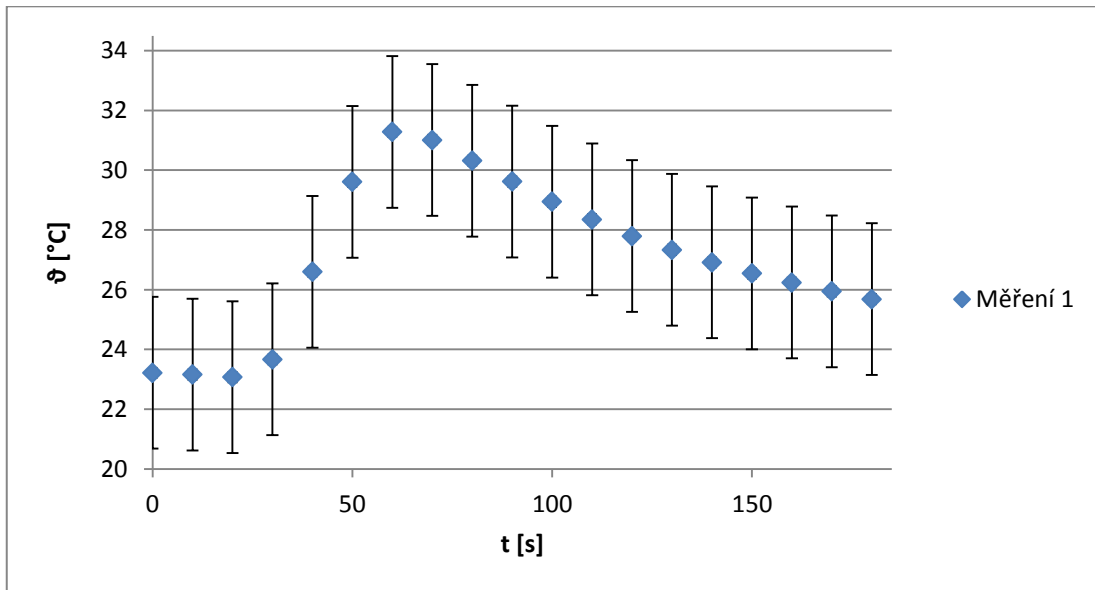


Graf 9: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 1

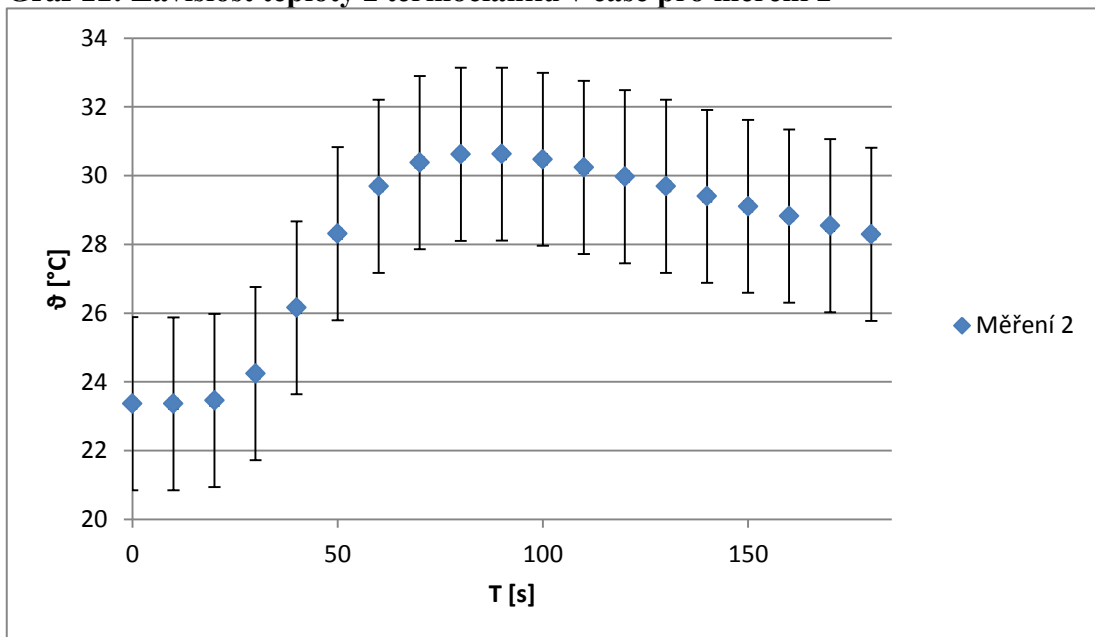


Graf 10: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 1

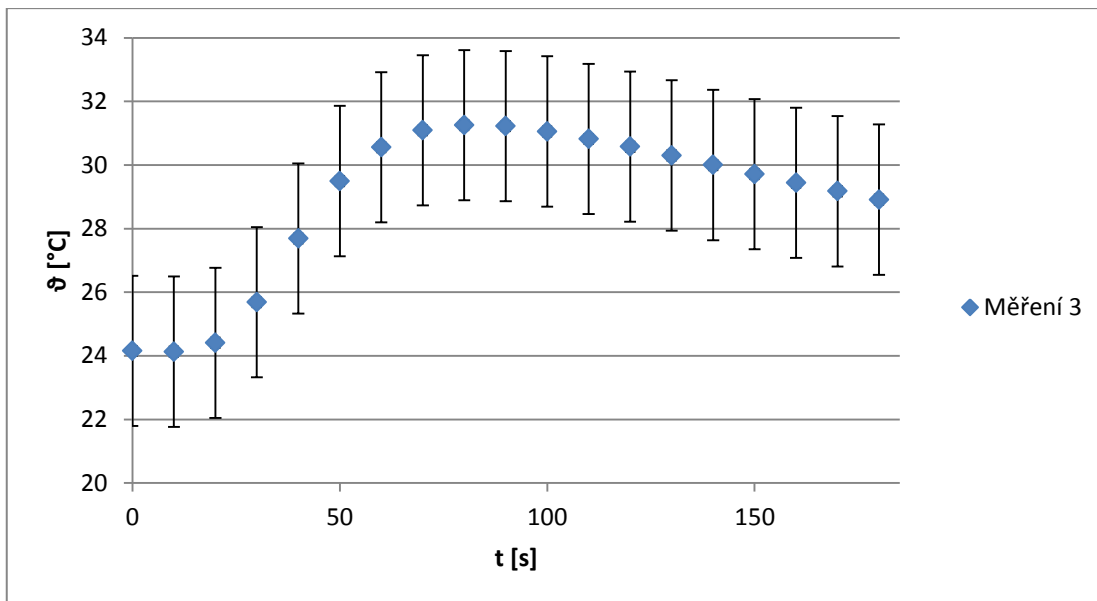
Příloha C



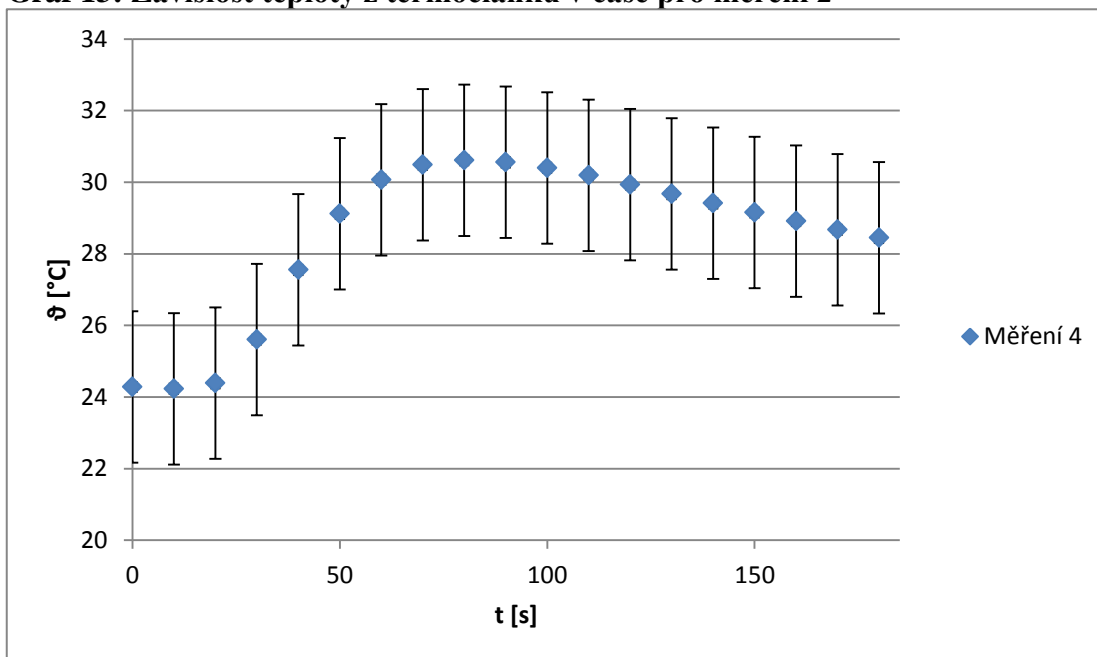
Graf 11: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 2



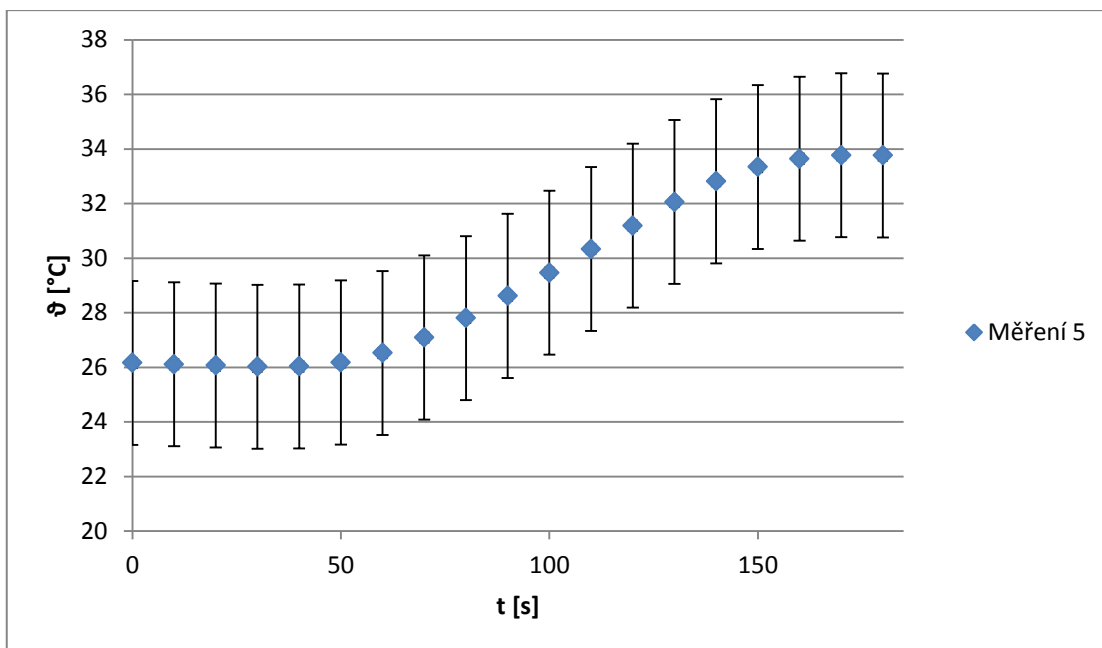
Graf 12: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 2



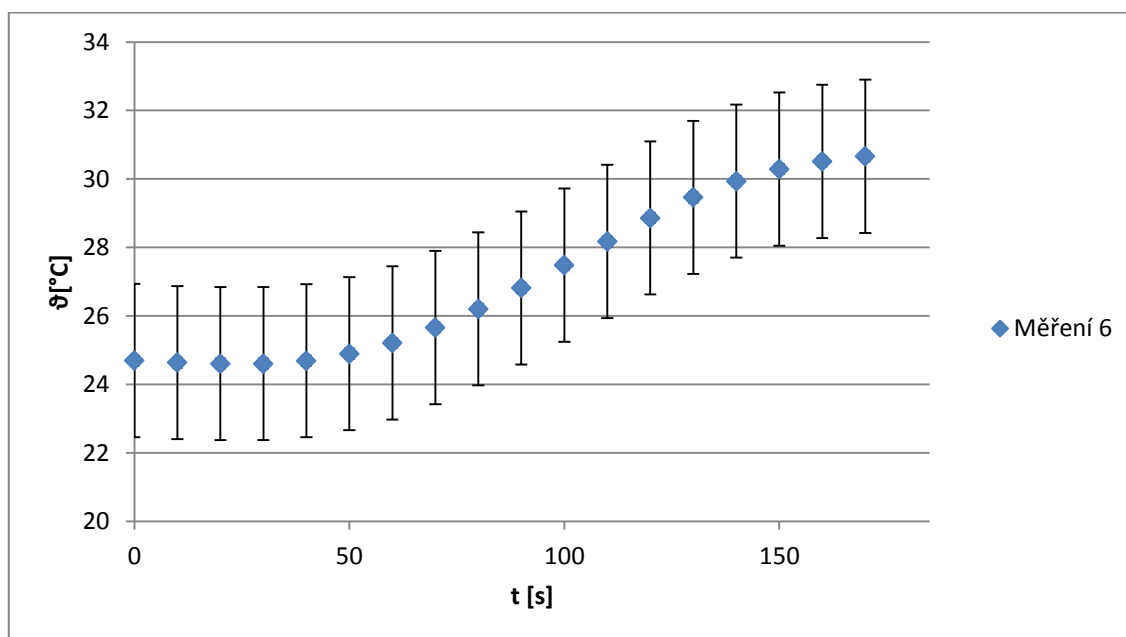
Graf 13: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 2



Graf 14: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 2

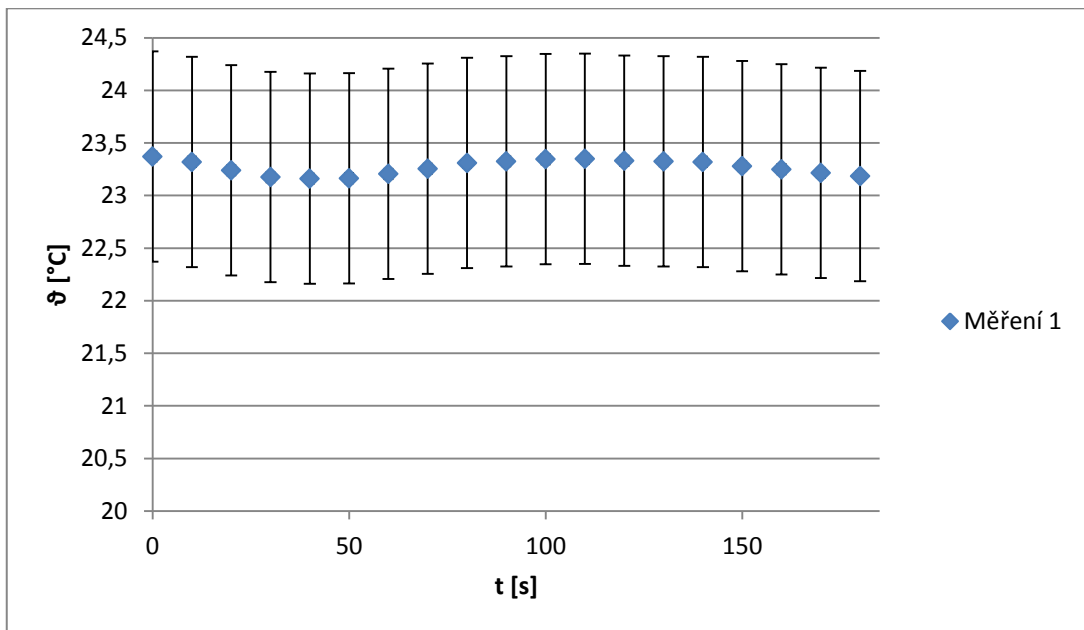


Graf 15: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 2

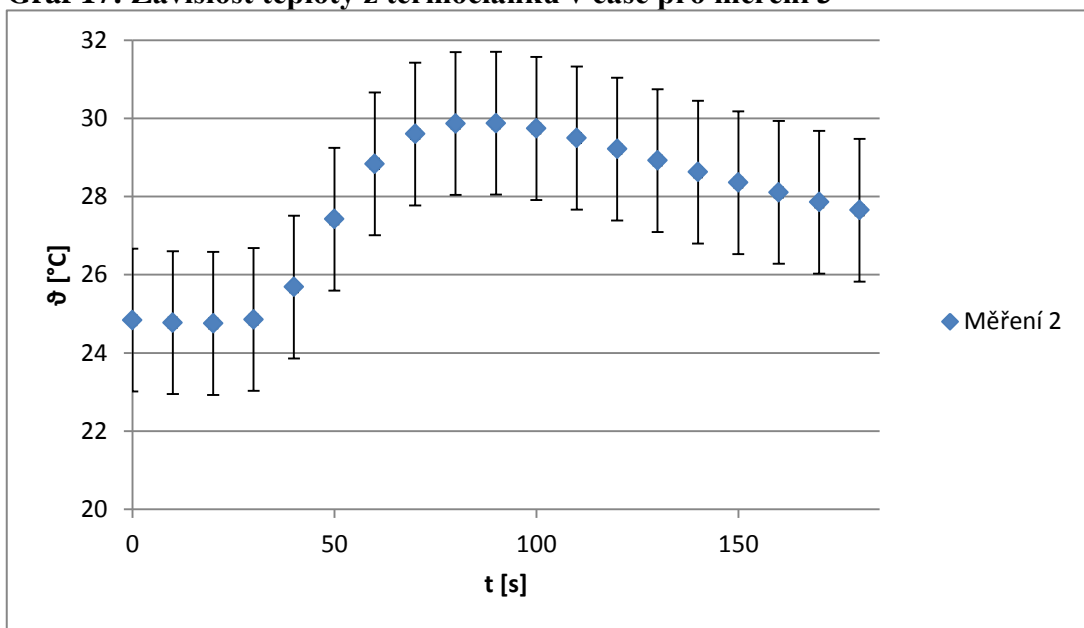


Graf 16: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 2

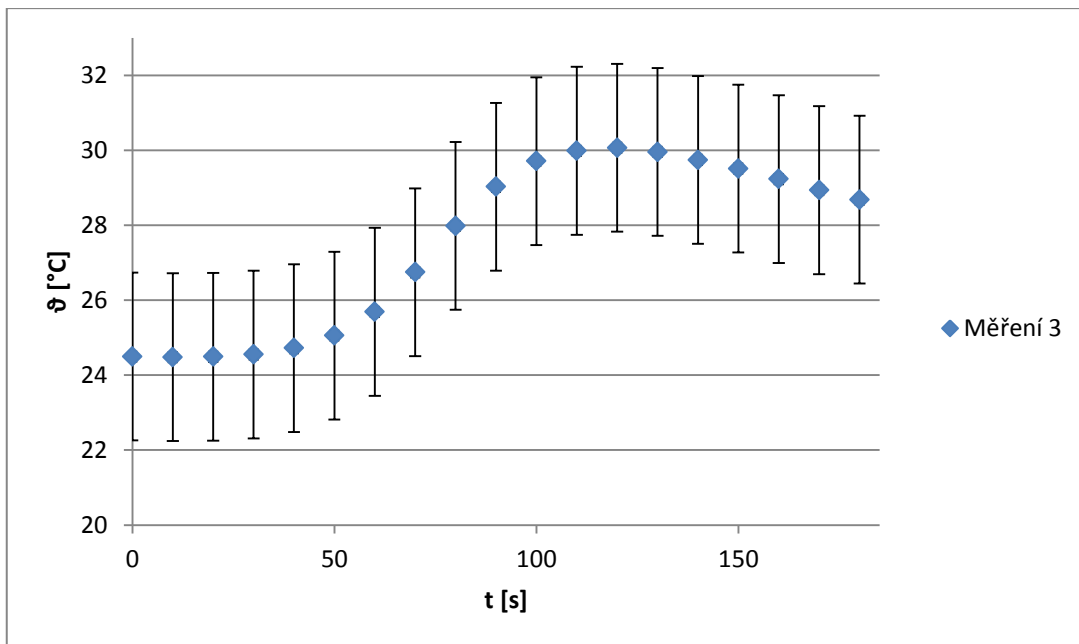
Příloha D



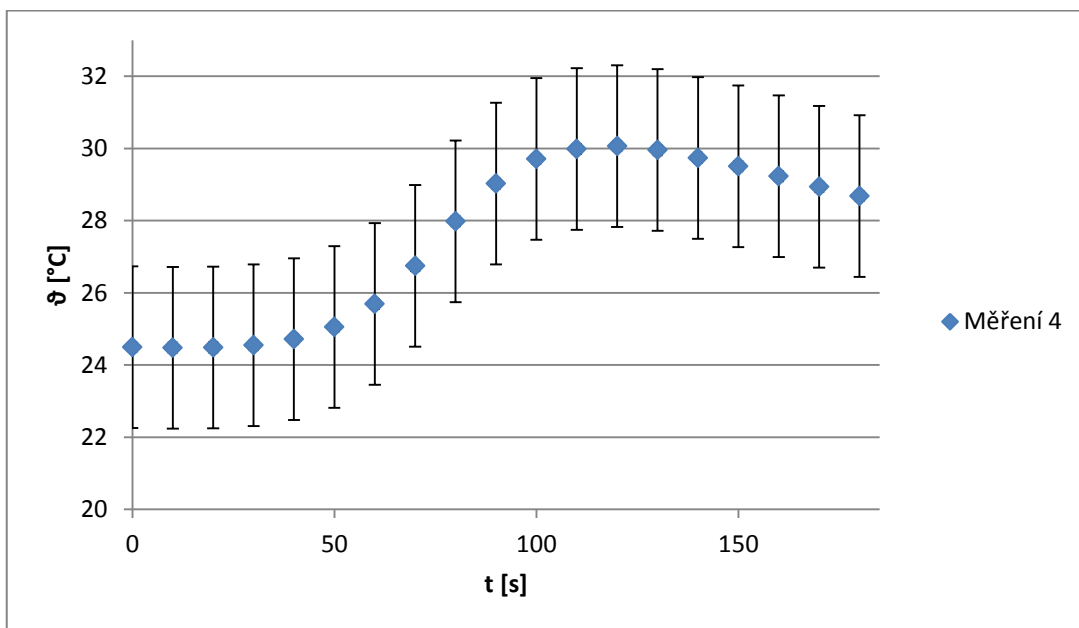
Graf 17: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 3



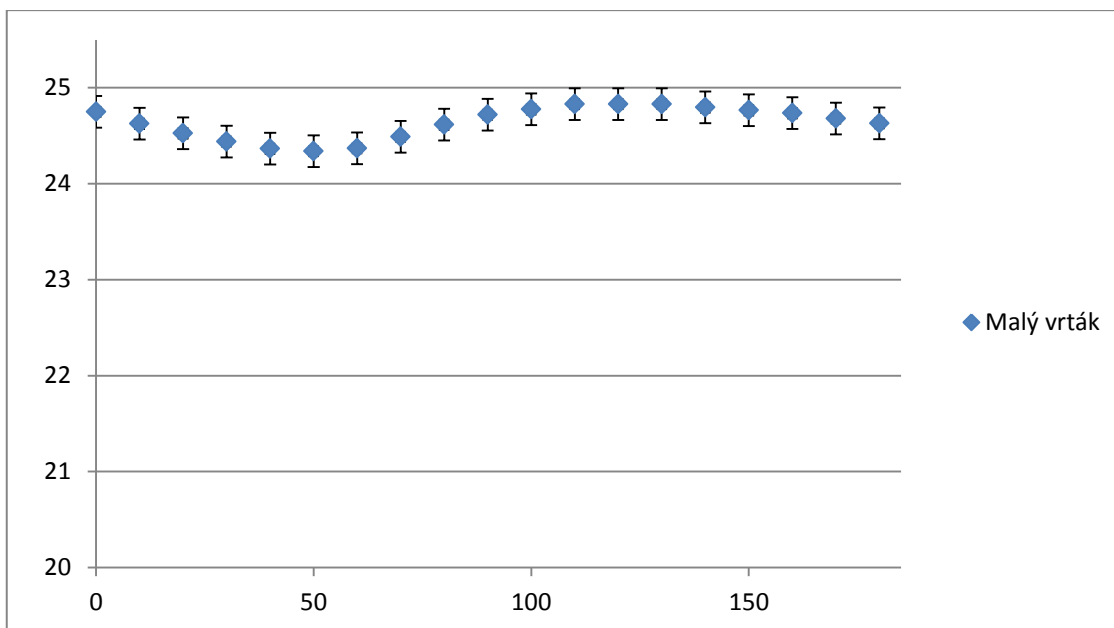
Graf 18: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 3



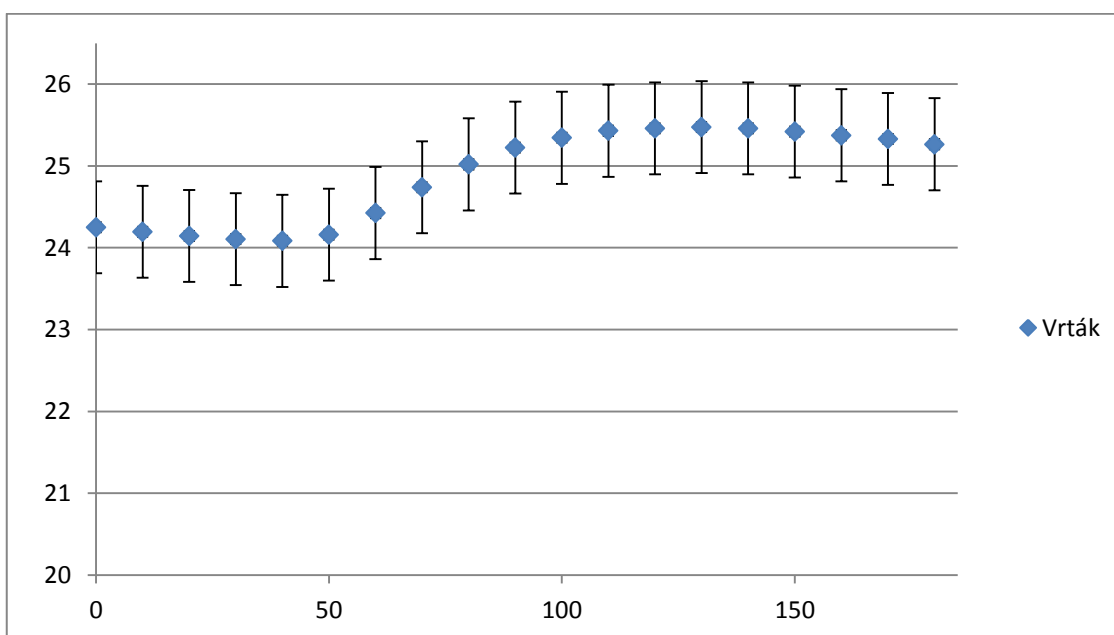
Graf 19: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 3



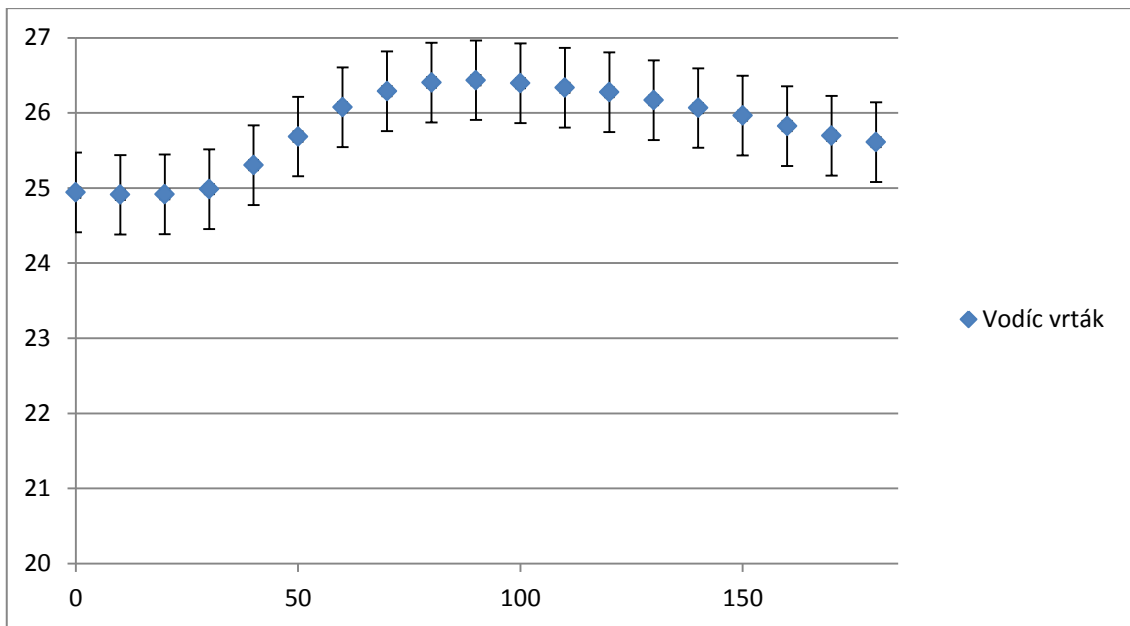
Graf 20: Závislost teploty z termočlánků v čase pro měření 3



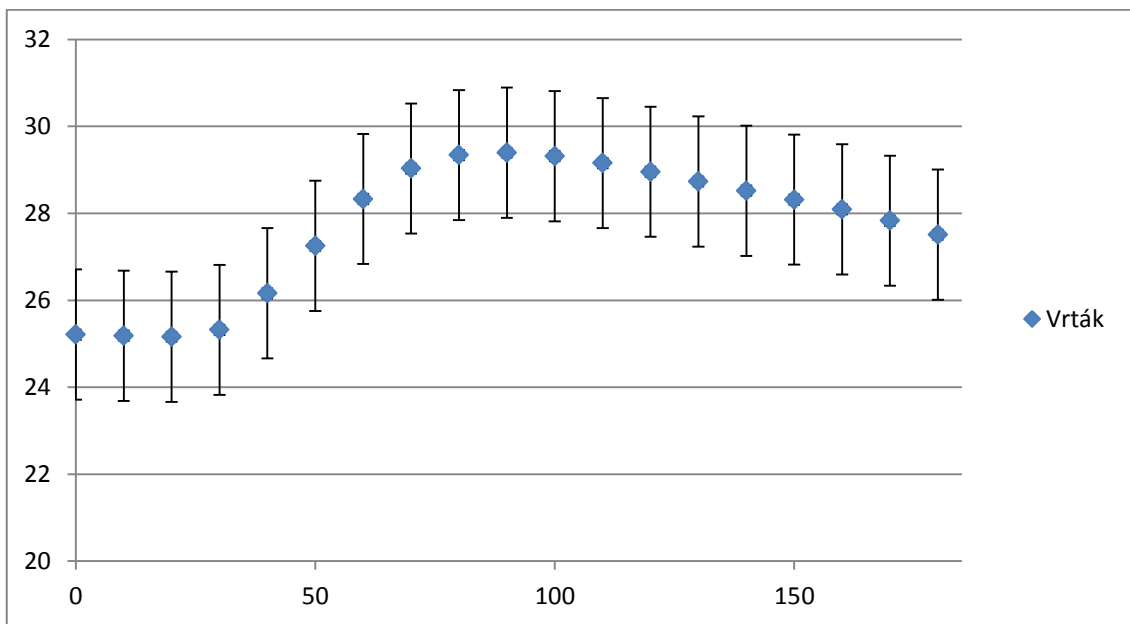
Graf 21: Závislost teploty z termočlánků v čase s použitím vodícího vrtáku pro měření 5



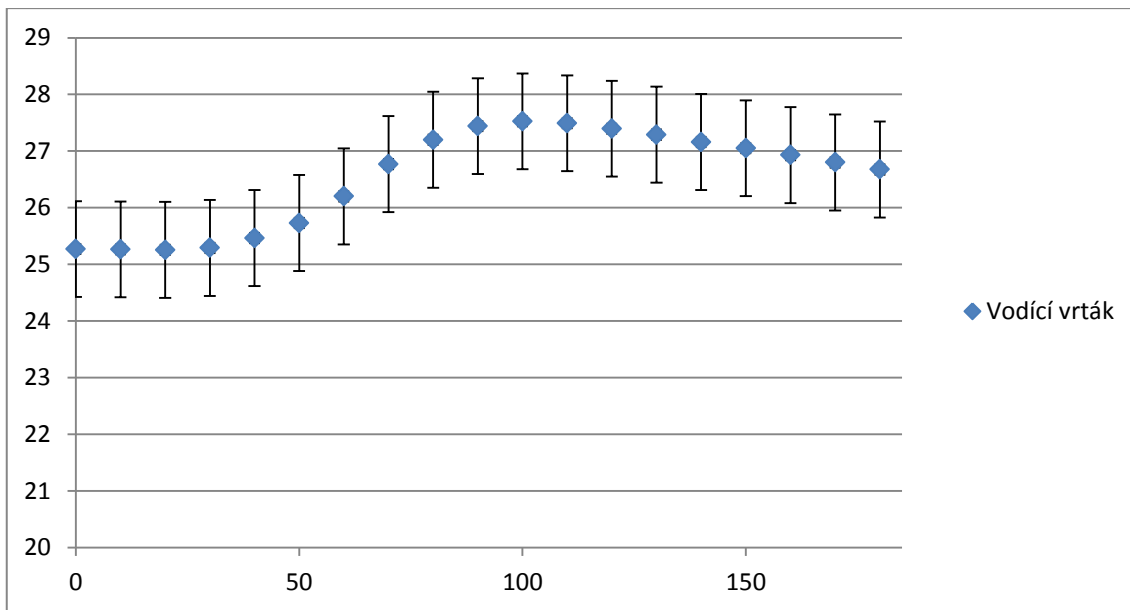
Graf 22: Závislost teploty z termočlánků v čase s použitím většího vrtáku pro měření 5



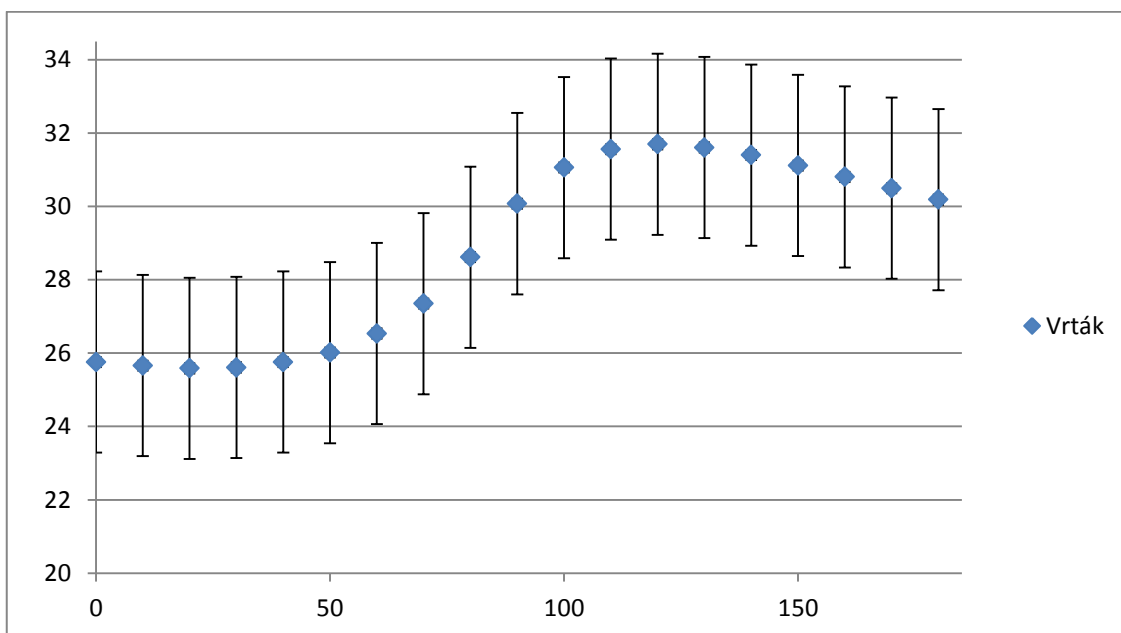
Graf 23: Závislost teploty z termočlánků v čase s použitím vodícího vrtáku pro měření 6



Graf 24: Závislost teploty z termočlánků v čase s použitím většího vrtáku pro měření 6

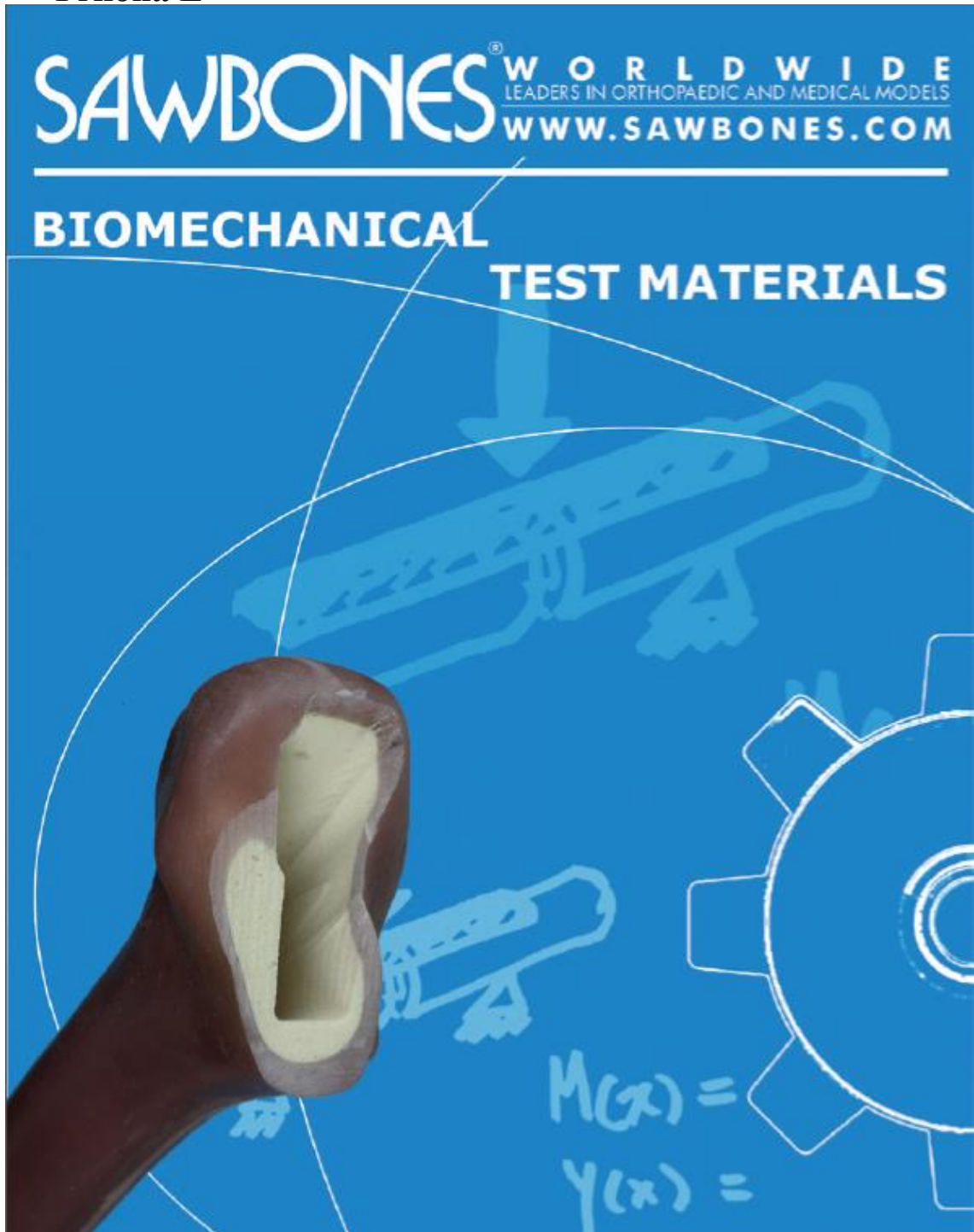


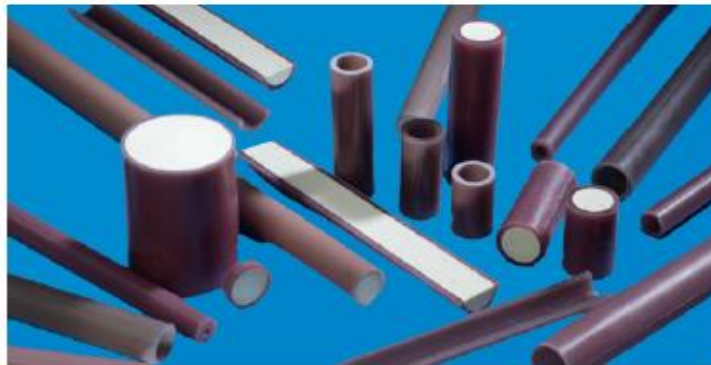
Graf 25: Závíslost teploty z termočlánků v čase s použitím vodícího vrtáku pro měření 7



Graf 26: Závíslost teploty z termočlánků v čase s použitím většího vrtáku pro měření 7

Příloha E





4TH GENERATION COMPOSITE CYLINDER

Cylinders are a mixture of short glass fibers and epoxy resin that have been pressure molded into hollow cylinders.

They can be filled with solid, cellular or open cell foam upon request for an additional charge.

LENGTH 110 MM

Part #	Outside Diameter	Wall Thickness
#3403-03	74 mm	3 mm

LENGTH 150 MM

Part #	Outside Diameter	Wall Thickness
#3403-11	10 mm	solid
#3403-17	10 mm	2 mm
#3403-24	10 mm	2.5 mm

LENGTH 250 MM

Part #	Outside Diameter	Wall Thickness
#3403-23	20 mm	7.5 mm
#3403-31	40 mm	9.1 mm



LENGTH 500 MM

Part #	Outside Diameter	Wall Thickness
#3403-25	20 mm	1 mm
#3403-27	20 mm	1.5 mm
#3403-06	20 mm	2 mm
#3403-09	20 mm	3 mm
#3403-34	20 mm	3.6 mm
#3403-21	20 mm	5.25 mm
#3403-35	20 mm	6.6 mm
#3403-33	20 mm	solid
#3403-28	27 mm	1 mm
#3403-9	27 mm	2 mm
#3403-10	27 mm	7 mm
#3403-36	27 mm	solid
#3403-30	30 mm	1.4 mm
#3403-18	30 mm	2.5 mm
#3403-16	30 mm	3.1 mm
#3403-15	30 mm	4.3 mm
#3403-29	30 mm	7 mm
#3403-1	35 mm	1 mm
#3403-4	35 mm	2.5 mm
#3403-5	35 mm	3.5 mm
#3403-2	35 mm	4 mm
#3403-20	35 mm	11 mm
#3403-19	40 mm	2 mm
#3403-6	40 mm	3 mm
#3403-8	40 mm	5 mm
#3403-7	40 mm	6 mm
#3403-26	40 mm	15 mm

DIGITAL/CAD FROM COMPOSITE BONE

Cortical and cancellous geometry

- **Usage:**
 - CNC machining
 - Finite element modeling
 - Product information guides
 - CAD software applications
- **File formats:**
 - IGES
 - Stl
 - Parasolid
 - Step
 - Sldprt



We can provide CAD files for any of our bones. Contact us for available part numbers or visit our website.

DIGITAL/CAD

Cortical and cancellous, unless otherwise noted.

Digital file #	Composite bone model #
#3902 (cortex only)	#3429-4
#3903 (cortex only)	#1575-21-5
#3907	#3404
#3908	#3403
#3908-1 (with reference geometry)	#3403
#3909	#3406
#3912	#3422
#3924 (cortex only)	#3409
#3957	#3413
#3959 (cortex only)	#3429-2
#3960 (cortex only)	#3429-3
#3961 (cortex only)	#3429-1
#3962 (cortex only)	#3429-6
#3963 (cortex only)	#3429-12
#3965	#3405
#3969	#3426
#3972	#3414
#3973	#3401
#3975	#3402
#3976	#3410
#3988	#3407

BIOMECHANICAL LUMBAR MODEL

The Biomechanical Spine is a consistent and durable testing alternative to cadaver specimens that may be used for feasibility testing of orthopaedic devices or spine testing protocol development.

It demonstrates significantly lower variation and longer test life under physiological loads than cadaver specimens.

Features:

- T12-Sacrum. Multi-level or individual functional spine units
- Low variability
- Long test life
- No biohazard
- No shelflife
- Customizable
- Consists of intervertebral discs (nucleus, annulus and annular fiber), facet capsules, ligaments and short fiber filled epoxy vertebrae.
- All spine specimens come potted in 80x80mm blocks for easy and consistent installation into testing frames unless otherwise indicated.
- Potted blocks of a different size are available for an additional fee.

#3430 — LUMBAR — Full biomechanical lumbar spine. Without cancellous bone. Potted T12-Sacrum.

#3430-25 — LUMBAR — Multi-level functional biomechanical spine units. Without cancellous bone. Potted L2-L5.

#3430-34 — LUMBAR — Individual functional biomechanical spine unit. Without cancellous bone. Potted L3-L4.

Composite vertebrae with cancellous cores are in development and will be listed on our website when they become available.



Sawbones worldwide was awarded a Small Business Innovation Research grant from the National Institute of Health to develop and commercialize a biomechanical lumbar spine model.

Visit our website for more products and online info @ www.sawbones.com

4TH GENERATION COMPOSITE BONE

Advantages:

- Mechanical behavior of the composite bone material falls within the range of cadaveric specimens.
- Lower variability in testing compared to cadaveric specimens for all loading regimens.
- Unlimited sample sizes with no special handling or preservation requirements.

Design:

- A mixture of glass fibers and epoxy resin
- Standard cancellous material (17 pcf solid rigid polyurethane foam)

Customized design:

Cancellous material may be altered to solid rigid polyurethane foam with a density of 8 to 20 pcf or cellular rigid polyurethane foam with a density of 12.5 to 20 pcf.



AVERAGE MATERIAL PROPERTIES

SIMULATED CORTICAL BONE (SHORT FIBER FILLED EPOXY)				
Density (g/cc)	Longitudinal Tensile		Compressive	
	Strength (MPa)	Modulus (GPa)	Strength (MPa)	Modulus (GPa)
1.64	106	16.0	157	16.7
Density (g/cc)	Transverse Tensile			Note: Material property data based on ASTM D-638 and D-695
	Strength (MPa)	Modulus (GPa)		
1.64	93	10.0		

SIMULATED CANCELLOUS BONE (RIGID POLYURETHANE FOAM)			
	Density	Compressive	
	(g/cc)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)
Solid	0.27	6.0	155
Cellular	0.32	5.4	137

Note: Material property data based on ASTM D-1621.

#3403 — FEMUR — Medium left. Dimensions: a) 455 mm; b) 45 mm; c) 31 mm; d) 135°; e) 27 mm; f) 74 mm; g) 13 mm canal standard. Also with 10 or 12 mm canal.

#3406 — FEMUR — Large left. Dimensions: a) 485 mm; b) 52 mm; c) 37 mm; d) 120°; e) 32 mm; f) 93 mm; g) 16 mm canal standard. Also available with 10 or 12.8 mm canal.

#3414 — FEMUR — Small left. Dimensions: a) 375 mm; b) 37 mm; c) 25 mm; d) 130°; e) 20 mm; f) 55 mm; g) 9.5 mm canal.

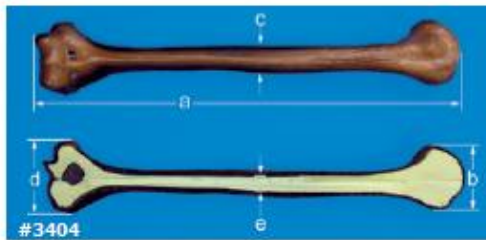
#3401 — TIBIA — Medium left. Dimensions: a) 375 mm; b) 74 mm; c) 22 mm; d) 52 mm; e) 9 mm canal.

#3402 — TIBIA — Large left. Dimensions: a) 405 mm; b) 84 mm; c) 28 mm; d) 58 mm; e) 10 mm canal.

#3410 — TIBIA — Small left. Dimensions: a) 324 mm; b) 65 mm; c) 18 mm; d) 41 mm; e) 10 mm canal.

#3427 — FIBULA — Large left. Distal half. Dimensions: a) 27.5 mm; b) 110 mm; 3.2 mm canal.



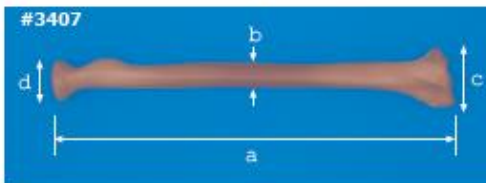


#3404

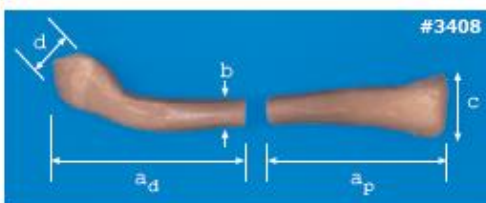


#3405 & #3409

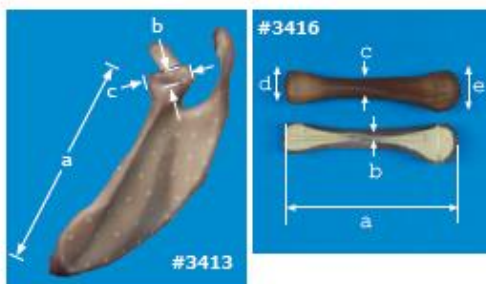
#3405-2



#3407



#3408



#3416

#3413

4TH GENERATION COMPOSITE BONE

#3413 — SCAPULA — Large left. Dimensions: a) 155 mm; Glenoid b) 28 mm; Glenoid c) 45 mm.

#3408 — PROXIMAL/DISTAL CLAVICLE — Large left. Dimensions: a distal) 95 mm; a proximal) 80 mm; b) 15 mm; c) 28 mm; d) 29 mm. No canal. Manufactured in two parts.

#3408-1 — CLAVICLE — Large left. Dimensions: a) 175mm; b) 15mm; c) 28mm; d) 29mm. No canal. Whole bone.

#3404 — HUMERUS — Large left. Dimensions: a) 365 mm; b) 55 mm; c) 23 mm; d) 64 mm; e) 9 mm - canal tapers to 5.5 mm, 80 mm from the distal end.

#3407 — RADIUS — Large left. Dimensions: a) 250 mm; b) 16 mm; c) 35 mm; d) 27 mm; 5 mm canal.

#3426 — ULNA — Large left. Dimensions: a) 270 mm; b) 4.7 mm canal; c) 30 mm; d) 16 mm.

#3416 — 3RD METACARPAL — Large left. Dimensions: a) 70 mm; b) 3.2 mm canal; c) 7.8 mm; d) 13.6 mm; e) 16.6 mm.

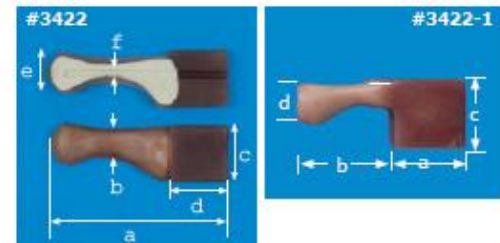
#3405 — HEMI PELVIS — Large left. Dimensions: a) 235 mm; b) 55 mm; c) 140 mm; d) 175 mm.

#3409 — HEMI PELVIS — Large right. Dimensions: a) 235 mm; b) 55 mm; c) 140 mm; d) 175 mm.

#3405-2 — SACRUM — Large. Dimensions: a) 125 mm; b) 106 mm; c) 64 mm.

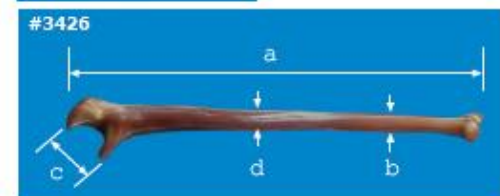
#3422 — 1ST METATARSAL — Large left. Dimensions: a) 94 mm; b) 15.4 mm; c) 29.5 mm; d) 30.5 mm; e) 22.5 mm; f) 4.7 mm canal.

#3422-1 — 1ST PROXIMAL PHALANGE — Large left. Dimensions: a) 30.5 mm; b) 39 mm; c) 30 mm; d) 18 mm. Canal = 4.7 mm.



#3422

#3422-1



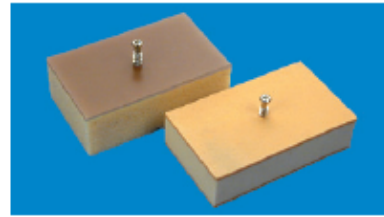
#3426

Visit our website for more products and online info @ www.sawbones.com

On the following two pages you will find information about:

- Three different types of **block material**:
 - Solid
 - Cellular
 - Open cell
- Two different types of **sheet material**:
 - Solid
 - Short fiber filled epoxy

These materials can be used to **laminate** and **customize** blocks, see back cover for further information.



SOLID RIGID POLYURETHANE FOAM BLOCK

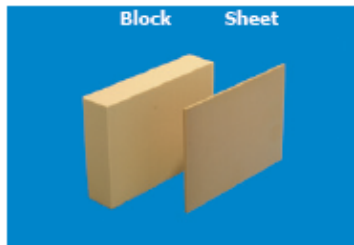
Block size: 13 cm x 18 cm x 4 cm

#1522-23	5 pcf
#1522-01	10 pcf
#1522-02	15 pcf
#1522-03	20 pcf
#1522-04	30 pcf
#1522-05	40 pcf
#1522-27	50 pcf

SOLID RIGID POLYURETHANE FOAM

Description:

- Alternative test medium for human bone
- Provide consistent and uniform material with properties in a range of human bone (not a replicate structure of human bone).
- Closed cell ranging from 96.0 to 99.9%



SOLID RIGID POLYURETHANE FOAM SHEET

Sheet size: 13 cm x 18 cm x 2 mm

#1522-19	10 pcf
#1522-15	15 pcf
#1522-18	20 pcf
#1522-20	30 pcf
#1522-16	40 pcf
#1522-24	50 pcf

Sheet size: 13 cm x 18 cm x 3 mm

#1522-13	15 pcf
#1522-14	20 pcf
#1522-06	30 pcf
#1522-07	40 pcf
#1522-08	50 pcf

Block dimensions are within ± 2 mm and sheet thickness is within ± 0.3 mm. Foam density may vary $\pm 10\%$.

Solid Rigid Properties:

DENSITY		COMPRESSIVE		TENSILE		SHEAR	
(pcf)	(g/cc)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)
5 *	0.08	0.60	16	1.0	32	0.59	7.1
10 *	0.16	2.2	58	2.1	86	1.6	19
15 *	0.24	4.9	123	3.7	173	2.8	33
20 *	0.32	8.4	210	5.6	284	4.3	49
30 *	0.48	18	445	12	592	7.6	87
40 *	0.64	31	759	19	1,000	11	130
50 *	0.80	48	1,148	27	1,469	16	178

*Foam meets ASTM F-1839-08 "Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments" states that "The uniformity and consistent properties of rigid polyurethane foam make it an ideal material for comparative testing of bone screws and other medical devices and instruments". These properties are parallel to the direction of rise.

CELLULAR RIGID POLYURETHANE FOAM

Description:

- Alternative test medium for human cancellous bone
- Cell size is similar to that of cadaveric cancellous bone, however, the cell structure is 95% closed compared to the open cell structure of human cancellous bone.

DENSITY		CELL	COMPRESSIVE	COMPRESSIVE
(pcf)	(g/cc)	Size (mm)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)
7.5	0.12	0.5-2.5	1.4	12.4
10	0.16	0.5-2.0	2.3	23.0
12.5	0.20	0.5-1.5	3.9	47.5
20*	0.32*	0.5-1.0	5.4	137.0

*Contains e-glass fibers

OPEN CELL RIGID FOAM

Description:

- Alternative test medium for human cancellous bone
- Structure is similar to cadaveric cancellous bone.
- The cell structure is over 95% open.
- The cell size is 1.5 to 2.5 mm.

Usage:

- Variety of application requiring open cell structure
- Dynamic testing
- Cement injections

PART #	DENSITY		COMPRESSIVE		COMPRESSIVE
	(pcf)	(g/cc)	Strength (MPa)	Modulus (MPa)	Modulus (MPa)
#1522-505	5.5	0.09	0.11	6.2	
#1522-507	7.5	0.12	0.28	18.6	
#1522-524	15	0.24	0.67	53.0	
#1522-525	30	0.48	3.20	270.0	

SHORT FIBER FILLED EPOXY SHEET

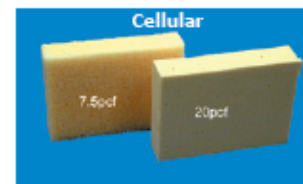
Description:

- Alternative test medium to human cortical bone
- Mixture of short glass fibers and epoxy resin, pressure molded into a thin sheet.

DENSITY		COMPRESSIVE		TENSILE		
(pcf)	(g/cc)	Strength (MPa)	Modulus (GPa)	Strength (MPa)	Modulus (GPa)	Strain (%)
102	1.64	157	16.7	106	16.0	0.80

Note: Material property data based on ASTM D-638 and D-695 testing methods.

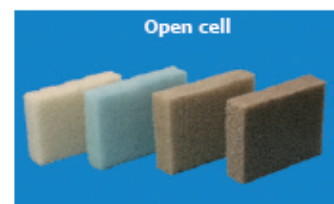
Transverse Tensile	
(MPa)	(GPa)
93	10.0



CELLULAR RIGID POLYURETHANE FOAM BLOCK

Block size: 13 cm x 18 cm x 4 cm

#1522-09	7.5 pcf
#1522-10	10 pcf
#1522-11	12.5 pcf
#1522-12	20 pcf



OPEN CELL RIGID FOAM

Block size: 13 cm x 18 cm x 4 cm

#1522-505	5.5 pcf
#1522-507	7.5 pcf
#1522-524	15 pcf
#1522-525	30 pcf



SHORT FIBER FILLED EPOXY SHEET

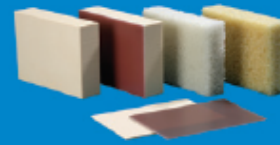
Sheet size: 13 cm x 18 cm

#3401-07	1 mm
#3401-01	2 mm
#3401-02	3 mm
#3401-03	4 mm
#3401-04	6 mm
#3401-05	8 mm
#3401-06	10 mm

Biomechanical test material is primarily used in testing of orthopaedic implants, instruments and instrumentation as an alternative testing medium to human cadaver bone.

The advantages of Biomechanical test material include:

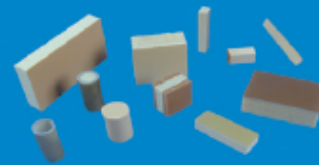
- A more reliable test bed than cadaveric specimens
- Lower variability in testing for all loading regimens
- No special handling or preservation requirements



BUILD YOUR OWN BLOCK FOR TESTING

Our block material can be combined in various configurations:

- Custom shapes (including cylinders and prisms).
- Lamination as per your specifications:
 - Pick and choose from the selection of blocks and sheets on pages 5-6.
- An additional fee will apply.
- Laminated standard size blocks will have finished size 12x17 cm with varying thickness*.



Note: Standard block tolerance either +/- 2 mm or +/- 0.3 mm

ORDERING INFORMATION

WHEN ORDERING PLEASE PROVIDE THE FOLLOWING INFORMATION:

- Product number and quantity.
- Price per unit.
- Required delivery date.
- Company registration number (VAT).
- Invoice address.
- Delivery address.
- Choice of transport (UPS/Fedex or freight collect).

CONTACT OUR OFFICES

EUROPE, MIDDLE EAST & AFRICA

SAWBONES EUROPE AB
Krossverksgatan 3
SE-216 16 Malmö
Sweden
E-mail: info@sawbones.se
Phone: +46 (0) 40 650 70 00
Fax: +46 (0) 40 650 70 01

U.S.A., CANADA, CENTRAL-SOUTH AMERICA & PACIFIC RIM

SAWBONES U.S.A.
10221 SW 188th Street
P.O. Box 409
Vashon, WA 98070, U.S.A.
E-mail: info@sawbones.com
Phone: +1 (206) 463-5551
Fax: +1 (206) 463-2526

More information about payment terms, payment methods and returns policy to be found on the website www.sawbones.com.



Rychlý start – chirurgie



Preparace lože implantátu

CHARAKTERISTIKA IMPLANTÁTŮ

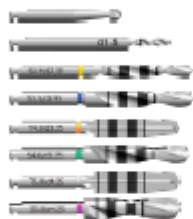


Tapered implantáty: Implantáty kónického tvaru tapered jsou určeny pro kost nižší denzity (D3 a D4), po extrakcích zubů nebo kdykoliv je vyžadována vysoká primární stabilita. V kosti vyšší denzity (D2) je nutné použití závitníku.



Straight implantáty: Šroubové implantáty cylindrického tvaru straight jsou určeny především pro kost vyšší denzity (D1 a D2), pro dolní čelist nebo kdykoliv je preferován cylindrický tvar implantátu. Pro náhradu jednotlivých zubů v oblasti molárů je doporučeno použití implantátů co největšího průměru.

ZÁKLADNÍ PREPARACE



Nástroj	Kat. č.	Ot./min.	S3.5	T4.0	S4.0	T5.0	S5.0
Vrták kulový	114.7	800	■	■	■	■	■
Vrták pilotní d 1.5	2514.7	800	■	■	■	■	■
Vrták řnální S2.9	2420.00	800	■	■	■	■	■
Vrták řnální S2.5	2425.00	800	■	■	■	■	■
Vrták řnální T4.0	2475.00	800	■	■	■	■	■
Vrták řnální S4.0	2470.00	800	■	■	■	■	■
Vrták řnální T5.0	2441.00	800	■	■	■	■	■
Vrták řnální S5.0	2477.00	800	■	■	■	■	■

Po označení místa implantace je kostní lože připravováno vrtáky podle zvoleného průměru implantátu. Postup použití vrtáků je názorně vyznačen potiskem na organizéru chirurgického setu. Dodržení doporučeného postupu preparace je závazné a minimalizuje nebezpečí nadměrného mechanického nebo tepelného poškození kostní tkáně.

NÁSLEDNÁ PREPARACE



Nástroj	Kat. č.	Ot./min.	S3.5	T4.0	S4.0	T5.0	S5.0
Zahlubovací fréza S2.5	2427.00	500	■	■	■	■	■
Závitník S2.5	2426.00	20	■	■	■	■	■
Zahlubovací fréza S4.0/T4.0	2477.00	500	■	■	■	■	■
Závitník S4.0/T4.0	2471.00	20	■	■	■	■	■
Zahlubovací fréza S5.0/T5.0	2479.00	400	■	■	■	■	■
Závitník S5.0/T5.0	2478.00	20	■	■	■	■	■

■ povinné použití

■ volitelné použití

Následná preparace zahrnuje použití zahlubovacích fréz a závitníků. Příslušnost nástrojů k jednotlivým řadám implantátů je vyznačena laserovým popisem na každém nástroji.

Zahlubovací fréza se používá vždy ve všech typech kostí (D1–D4). U kosti denzity D4 je možné použít frézu jen částečně – k perforaci tenké kortikální kosti.

Závitník se používá u straight implantátů (S) v kosti o denzitě D1 a D2 v celé délce implantátu, u kosti nižší kvality (D3 a D4) není nutné závitník použít. U implantátů tapered (T) je v kosti vyšší denzity (D1 a D2) doporučeno zkrátit závitovanou délku o 1–2 mm, v kosti o denzitě D3 lze závitník použít pouze k prořezání kortiky, v denzitě D4 se nepoužívá.








Maximální doporučený zaváděcí moment implantátů BioniQ® je 70 Ncm. Při překročení momentu 70 Ncm (pružina momentového adaptéru se nachází v mezní vychýlené poloze), ke kterému může dojít např. nepoužitím závitníku nebo zahlubovací frézy v kosti o vysoké denzitě, je doporučeno zpětným chodem různě vytočit implantát a s použitím závitníku plně dozavítovat lože implantátu.

Nástroje obsažené v jediném chirurgickém organizéru umožňují preparaci kostí pro všechny řady implantátů. **Řezné nástroje jsou určeny pro 20 použití.** K záznamu počtu použití je možné použít tabulku přílohy letáku instrumentária BioniQ®.

Krycí šroubky a vhojovací vřetelky doporučujeme utahovat ručně šroubovákem (5–10 Ncm).

ZAVÁDĚNÍ IMPLANTÁTU

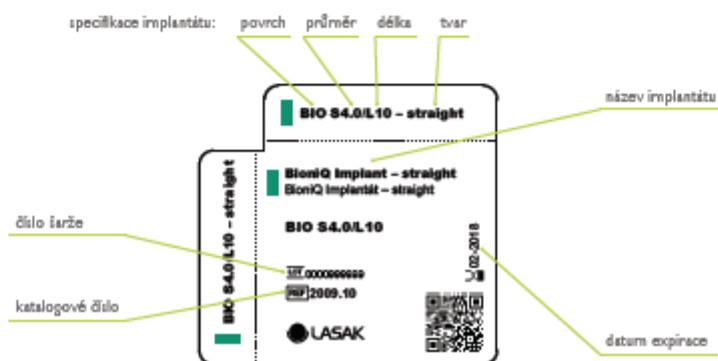
Implantáty mohou být zaváděny manuálně – s použitím Unigripu/zavěděče s ríchný – nebo mechanicky – s použitím mechanického zavěděče a chirurgické vrtačky.

Nástroj	Kat. č.	
Unigrip	2401.00	
Zavěděč – extra krátký	2402.00	
Zavěděč – dlouhý	2407.00	
Zavěděč – mechanický	0524.3	
Extend driver	4214.3	
Vodící klíč	2410.00	
Ráčna	2408.00	

BALENÍ



INFORMACE UVEDENÉ NA ETIKETĚ



Rozbalení implantátu

VMUTÍ IMPLANTÁTU Z BALENÍ

1 Vyjměte blister z balení. Zkontrolujte neporušenost blistru a krycího papíru a správnost údajů na etiketě. Z vnějšího blistru odtrhněte nálepky určené do karty a psu pacienta.



2 Odtrhněte krycí papír ze zadní strany vnějšího blistru.



3 Z vnějšího blistru vyjměte vnitřní blister s implantátem.



4 Odtrhněte papír ze zadní strany vnitřního blistru přibližně do tří čtvrtin, abyste zabránili vypadnutí krycího šroubku z balení.



5 Implantát v plastovém držáku vyložte z blistru na sterilní povrch.



6 Na nožič implantátu nasadte zavedič nebo Unigrip a jeho otočným vývrtěte implantát z plastového držáku. Implantát je připraven k zavedení. Po zavedení implantátu stejné zavedič/Unigrip z nožiče a následně vytáhněte/vysuňte nožič z implantátu. V případě nedostatečné stability implantátu v kostním loži přičiňte implantát pod spodním prstencem nožiče vidličí vodíčko hlíče a vyvrtěte nožič z implantátu.



7 Z restého blistru odtrhněte zbytek papíru a z blistru vyjměte krycí šroubek.



ZAVÁDĚNÍ A PREPARACE LOŽE

Fixační vrtáky mají skutečnou délku od špičky vrtáka k rebrce o 1 mm delší, než je délka implantátu. Toto je nutné brát v úvahu při výběru délky implantátu.



LASAK s.r.o. • Čestabrodská 1047/96 • 190 01 Praha 9 – Hloubětín
tel.: +420 224 213 662 • fax: +420 224 219 716 • e-mail: info@lasak.cz • www.lasak.cz

Přiložené CD