

**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

Fakulta strojní



## **Bakalářská práce**

Experimentální analýza teploty při vrtání

Vedoucí práce

Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.

Vypracoval:

Jiří Svárovský

Praha 2018



# ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Svárovský** Jméno: **Jiří** Osobní číslo: **458887**  
Fakulta/ústav: **Fakulta strojní**  
Zadávající katedra/ústav: **Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky**  
Studijní program: **Teoretický základ strojního inženýrství**  
Studijní obor: **bez oboru**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Experimentální analýza teploty při vrtání**

Název bakalářské práce anglicky:

**Experimental investigation of temperature distribution during drilling**

Pokyny pro vypracování:

Rešerše odborné literatury na téma měření teploty při vrtaání/obrábění  
Návrh a příprava experimentálního měření teploty  
Realizace experimentálního měření  
Vyhodnocení experimentu - vliv chlazení, vliv otáček, různé vrtáky

Seznam doporučené literatury:

- [1] N. A. Abukhshim, P. T. Mativenga, and M. A. Sheikh. Heat generation and temperature prediction in metal cutting: A review and implications for high speed machining. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 46:782\_800, 2006.
- [2] R. Komanduri and Z. B. Hou. A review of the experimental techniques for the measurement of heat and temperatures generated in some manufacturing processes and tribology. *Tribology International*, 34:653\_682, 2001.
- [3] Maria G. Fernandes, Elza M. Fonseca, Renato N. Jorge: Assessment of different drill diameter on bone drilling, *Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics*, Volume 1, Issue 6, Page 135-141, 2017
- [4] M. A. Davies, T. Ueda and R. M'Saoubi, B. Mullany, and A. L. Cooke. On the measurement of temperature in material removal processes. *Annals of the CIRP*, 56(2), 2007.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D., odbor biomechaniky FS**


Jméno a pracoviště druhého(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

**Ing. Tomáš Goldmann, Ph.D., ústav mechaniky, biomech.a mechatr. FS**

Datum zadání bakalářské práce: **23.04.2018**

Termín odevzdání bakalářské práce: **17.08.2018**

Platnost zadání bakalářské práce: \_\_\_\_\_

  
Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.  
podpis vedoucí(ho) práce

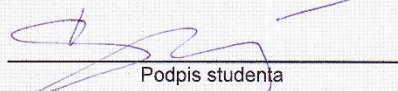
  
prof. Ing. Milan Růžička, CSc.  
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

  
prof. Ing. Michael Valášek, DrSc.  
podpis děkana(ky)

## III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací.  
Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

30.4.2018  
Datum převzetí zadání

  
Podpis studenta

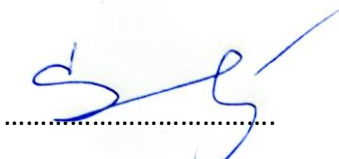
## Anotáční list

<b>Jméno autora:</b>	Jiří Svárovský
<b>Název BP:</b>	Experimentální analýza teploty při vrtání
<b>Anglický název:</b>	Experimental investigation of temperature distribution during drilling
<b>Akademický rok:</b>	2017/2018
<b>Studijní program:</b>	Teoretický základ strojního inženýrství
<b>Zadávací ústav:</b>	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
<b>Vedoucí BP:</b>	Ing. Miloslav Vilímek, Ph.D.
<b>Konzultant:</b>	Ing. Tomáš Goldmann, Ph.D.
<b>Bibliografické údaje:</b>	počet stran počet obrázků počet tabulek
<b>Klíčová slova:</b>	osteonekróza, termočlánek, termokamera, polyuretan, měření, teplota
<b>Keywords</b>	osteonecrosis, thermocouple, thermocamera, polyurethane, measurement, temperature
<b>Abstrakt:</b>	<p>Předmětem bakalářské práce je experimentální analýza teploty při vrtání. Simuluje se vrtání do kosti pomocí polyuretanové pěny, která má přibližné materiálové vlastnosti s lidskou kostí. K vrtání se používá speciální lékařské vybavení. Teplota se měří termočlánekem a termokamerou. Z výsledků se vyhodnocují nejdůležitější parametry určující vývoj teploty.</p>
<b>Abstract:</b>	<p>The aim of the bachelor thesis is experimental analysis of temperature distribution during drilling. Drilling is simulated using polyurethane foam which have similar material properties like human bone. Special medical equipment is used for drilling. Temperature is measured using thermocouples and thermocamera. The most influential parameters are evaluated from results of the experiment.</p>

## Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci vypracoval samostatně pod vedením Ing. Miloslava Vilímka, Ph.D. a Ing. Tomáše Goldmanna a s použitím uvedené literatury.

V Praze 10.8.2018



Jiří Svárovský

## **Poděkování**

Děkuji Ing. Miloslavu Vilímkovi, Ph.D. a Ing. Tomáši Goldmannovi, Ph.D. za možnost podílet se na takto zajímavém projektu. Dále jim patří mé díky za užitečné rady, které mi poskytli v průběhu psaní mé bakalářské práce.

# Obsah

Seznam zkratk a značení .....	3
1 Úvod.....	4
2 Teoretická část.....	5
2.1 Přenos tepla .....	5
2.1.1 Základní pojmy.....	5
2.1.2 Mechanismy přenosu tepla .....	6
2.2 Měření teploty .....	7
2.2.1 Odporové snímače teploty .....	8
2.2.2 Termočlánky.....	8
2.2.3 Bezkontaktní měření teploty .....	9
2.3 Parametry ovlivňující nárůst teploty během vrtání .....	11
2.3.1 Konstrukce vrtáku .....	11
2.3.2 Průměr vrtáku .....	13
2.3.3 Materiál a opotřebení vrtáku .....	13
2.3.4 Rychlost vrtání .....	14
2.3.5 Rychlost posuvu .....	15
2.3.6 Chlazení.....	16
2.3.7 Předvrtání a hloubka vrtu .....	16
2.4 Klíčové práce .....	17
2.4.1 Khurshid Alam a spol. ....	17
2.4.2 Matthew Bono a Jun Ni .....	18
2.4.3 M. G. Fernandes, E.M. Fonseca, R.N. Jorge .....	19
3 Cíle práce .....	21
4 Použité přístroje.....	21
5 Metodika.....	25

6	Zpracování naměřených dat .....	28
6.1	První sada vzorků .....	28
6.1.1	První sada – bez použití chlazení .....	28
6.1.2	První sada – s použitím chlazení .....	29
6.2	Druhá sada vzorků.....	29
7	Diskuze .....	30
7.1	První sada .....	31
7.2	Druhá sada .....	32
8	Závěr .....	33
	Literatura .....	35
	Seznam obrázků.....	39
	Seznam tabulek.....	40
	Přílohy .....	41
	A. První sada vzorků, bez použití chlazení .....	41
	A.1. Vrták $\varnothing 2,9\text{ mm}$ – bez chlazení.....	41
	A.2. Vrták $\varnothing 3,7\text{ mm}$ – bez chlazení.....	42
	B. První sada vzorků – s použitím chlazení .....	44
	B.1. Vrták $\varnothing 2,9\text{ mm}$ – použito chlazení .....	44
	B.2. Vrták $\varnothing 3,7\text{ mm}$ – použito chlazení .....	45
	C. Druhá sada vzorků .....	47
	C.1. Vysokorychlostní vrtání; vrták $\varnothing 2,9\text{ mm}$ ; bez chlazení .....	47
	C.2. Vysokorychlostní vrtání; vrták $\varnothing 2,9\text{ mm}$ ; s chlazením .....	48

## Seznam zkratek a značení

Symbol	Jednotky	Význam
PUR		Polyuretan
$q$	$[J \cdot kg^{-1}]$	Měrné sdělené teplo
$\lambda$	$[W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}]$	Tepelná vodivost
$\alpha$	$[W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}]$	Součinitel přestupu tepla
T	[K]	Termodynamická teplota
$M_o$	$[W \cdot m^{-2}]$	Intenzita vyzařování černého tělesa
$M_{o\lambda}$	$[W \cdot m^{-3}]$	Spektrální hustota intenzity vyzařování
$\varepsilon$	[1]	Emisivita
$\varepsilon_\lambda$	[1]	Spektrální emisivita



# 1 Úvod

Vrtání do kosti je běžnou operací v ortopedii, stomatologii či neurochirurgii. Přehled o teplotách, které vznikají při vrtání je klíčové, protože kost je náchylná k teplotnímu poškození. Při překročení teploty 47 °C dochází k tepelné osteonekróze, tedy k úmrtí kostních buněk. Následkem toho může docházet k uvolňování operovaných šroubů a implantátů, což vede k nutnosti opakovat chirurgické procedury a zvyšuje se riziko pooperačních komplikací. Teplotu lze regulovat pomocí parametrů vrtání a geometrie nástroje. Je nasnadě nalézt optimální parametry, ve kterých je možno bezpečně operovat. Tato práce je věnována měřením teploty při vrtání do kostek z polyuretanové (PUR) pěny za využití lékařského vybavení. Tento materiál od firmy Sawbones se využívá pro napodobení lidské kosti. Lidskou kost nevyužíváme pro její etické nároky a složitou dostupnost [1, 2, 4].

Samotné měření teploty během vrtání je komplikovanou záležitostí, jelikož nástroj a řezaná plocha jsou uvnitř objektu a není k nim přímý přístup. Měření se provádí především za pomoci termočlánků, které jsou umístěny v bezprostřední blízkosti vrtu. Dále se používají bezkontaktní metody, které jsou však omezeny zhoršeným přístupem do tepelně ovlivněné oblasti [18].

## 2 Teoretická část

### 2.1 Přenos tepla

#### 2.1.1 Základní pojmy

##### **Teplota**

Teplota je stavová veličina, tedy popisuje fyzikální stav systému. Patří k sedmi základním jednotkám fyzikálních veličin. Mění se s vnitřní energií látky, tedy s potenciální a kinetickou energií atomů a molekul. Její fyzikální jednotkou je Kelvin (K), ale běžně se v praxi setkáváme s dalšími jednotkami, převážně se stupněm Celsia. Jeden stupeň Celsia je roven jednomu Kelvinu, liší se pouze nulový bod dané teplotní stupnice. Stupnice v Kelvinech má nulový bod v absolutní nule, kdy dochází k úplnému zastavení pohybu částic. Celsiova stupnice má nulový bod v tzv. trojném bodě vody, tj. v bodě, kdy je kapalná voda, pevný led a vodní pára v termodynamické rovnováze, k čemuž dochází při jediné teplotě a tlaku [27, 28, 15].

##### **Teplo a práce**

Teplo i práci nazýváme dějovou veličinou, čili popisující konkrétní fyzikální děj v systému. Teplo je energie vyměněná mezi systémem a jeho okolím, vzniká v důsledku teplotního rozdílu mezi nimi. Pokud tedy existuje teplotní gradient mezi systémem a okolím, přechází tato energie z teplejšího prostředí do chladnějšího. Energie se může vyměňovat též pomocí práce, spojená se silovým působením v systému [27].

##### **Tepelná kapacita $C$**

Tepelná kapacita je veličina, která udává závislost mezi množstvím dodaného tepla a teplotní změnou, které toto teplo vyvolá. Jednotkou je  $J \cdot K^{-1}$  [27].

##### **Tepelná vodivost $\lambda$**

Tepelná vodivost je materiálová charakteristika udávající schopnost vést teplo. Jednotkou je  $W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}$  [28].

## Součinitel přestupu tepla $\alpha$

Jedná se o empirický součinitel, který je závislý na velké škále proměnných. Jeho výpočet se provádí pomocí teorie fyzikální podobnosti; pomocí podobnostních čísel a kritériálních rovnic. Jeho jednotkou je  $W \cdot m^{-2}K^{-1}$  [28].

### 2.1.2 Mechanismy přenosu tepla

Jak již byl uvedeno, k přenosu tepla je zapotřebí existence teplotního rozdílu a směr přenosu je orientován z míst o vyšší teplotní hladině k nižší. Mechanismy přenosu tepla rozdělujeme na základní 3 typy: vedení, proudění a záření [27].

#### **Přenos tepla vedením**

Tento typ přenosu je typický pro pevné látky, kdy dochází k přenosu energie pomocí vzájemného působení mezi atomy a molekulami, tedy mikroskopickým pohybem částic. U plynů a kapalin je mikroskopický pohyb převážen makroskopickým pohybem částic [15].

Pro popis hustoty tepelného toku při vedení tepla formuloval Fourier svůj zákon ve tvaru:

$$\vec{q} = -\lambda \nabla T \quad (1)$$

Ten říká, že hustota tepelného toku je přímo úměrná teplotnímu gradientu a má opačný směr [28].

#### **Přenos tepla prouděním**

Přenos tepla konvekcí, tedy prouděním, nastává při pohybu makroskopických částic. K tomuto jevu dochází při proudění tekutin. Dochází k přecházení teplejších makroskopických částic do oblastí s nižší teplotou a naopak. Pokud je proudění způsobeno pouze rozdílnou hustotou teplejších a chladnějších částic, kdy teplejší částice jsou vztlakem dopravovány do oblastí s vyšší potenciální energií, nastává tzv. volná konvekce. Jestliže je proudění tekutiny uměle vyvoláno (např. čerpadlem), jedná se o vynucenou konvekci [28, 15].

Přenos tepla prouděním je popsán empirickým Newtonovým ochlazovacím zákonem:

$$q_n = \alpha(T_f - T_w) \quad (2)$$

Zde je uveden ve tvaru pro pevnou stěnu obklopenou okolím, kde  $T_f$  je teplota okolí a  $T_w$  je teplota stěny [15].

### **Přenos tepla zářením**

Přenos tepla zářením se uskutečňuje pomocí elektromagnetických vln. Tělesa přeměňují část své energie na energii elektromagnetických vln, které mají schopnost se šířit a nechat se pohltit jinými tělesy. Pro výpočet tepelného zářivého toku byl Stefanem a Boltzmannem odvozen vztah pro idealizovaný model – černé těleso:

$$\vec{q} \cdot \vec{n} = \sigma T^4 \quad (3)$$

kde  $\sigma$  je Stefan-Boltzmannova konstanta a  $T$  je termodynamická teplota, tzn. že hustota tepelného zářivého toku černého tělesa ve směru normály je přímo úměrná čtvrté mocnině termodynamické teploty [27, 28, 15].

## 2.2 Měření teploty

Vrtací proces produkuje teplo. Narušováním povrchové vrstvy materiálu vrtákem se přerušují mezimolekulární vazby, které uvolňují energii ve formě tepla. Další teplo vzniká třením povrchu vrtáku s vrtaným materiálem. Teplo přechází ze teplejšího na chladnější těleso, je převedeno na teplotní gradient. Dokud je tento gradient zachován, přestup tepla pokračuje. V lékařských aplikacích nedosáhneme teplotní rovnováhy, jelikož vrtací časy jsou zpravidla malé [1].

Měření teploty při vrtání je komplikované oproti běžnému měření teplot, protože nemáme přímý přístup k ohřívanému povrchu. Používané techniky k měření teploty vrtání využívají hlavně odporové snímače teploty, termočlánky, infračervenou termografii a pyrometrii [18].

### 2.2.1 Odporové snímače teploty

Odporové snímače pracují na principu změny elektrického odporu s teplotou. Vztah odporu na teplotě je obecně nelineární. Kovové odporové snímače jsou často využívány pro svou přesnost a jednoduchost. Niklové a měděné snímače se hojně využívají pro svou nízkou cenu, ale tyto materiály rychle podléhají korozi. Nejvýhodnější materiál pro odporové snímače je platina [16].

Platinové (Pt) odporové snímače se vyznačují chemickou netečností, časovou stálostí, vysokou teplotou tání, ale zároveň i vyšší cenou. Pro průmyslové použití se dělí Pt snímače na dvě základní toleranční třídy. Třída A je určena pro rozsah teplot od  $-200\text{ °C}$  do  $650\text{ °C}$ , třída B pro rozsah  $-200\text{ °C}$  až  $850\text{ °C}$  [16].

Niklové a měděné snímače teploty jsou výhodnější z ekonomického hlediska, ale nedosahují kvalit platinových snímačů. Niklové snímače jsou oproti platinovým značně nelineární. Pro měděné snímače se považuje za rozsah lineárního průběhu teplotní interval od  $-50\text{ °C}$  do  $+150\text{ °C}$ , snadno však podléhají oxidaci [16].

### 2.2.2 Termočlánky

Termočlánky pracují na principu převodu tepelné energie na elektrickou, tedy tzv. Seebeckův jev. Termočlánek je tvořen dvěma spoji dvou různých kovů. Jeden spoj je vystaven měřené teplotě (tzv. horký konec) a druhý spoj je referenční (studený konec), udržovaný na konstantní teplotě. Teplejší část vodiče obsahuje nositelé náboje o vyšší energii, které přecházejí do chladnějších oblastí vodiče. Pokud mají konce různou teplotu, vzniká rozdílné napětí dvou konců termočlánku a obvodem začíná procházet elektrický proud. Teplota se poté určuje z naměřeného termoelektrického napětí [16, 17].

Hlavní výhodou termočlánků je relativně nízká cena, robustnost, univerzálnost a velký teplotní rozsah, stabilita a nízká nepřesnost (pokud je správně použit). Na druhou stranu je termočlánekový systém poměrně složitý a spojený s možnými zdroji chyb [16].

### 2.2.3 Bezkontaktní měření teploty

Energie, kterou těleso vyzařuje, je spojena s jeho termodynamickou teplotou. Všechna tělesa vyzařují energii ve formě elektromagnetického záření. Pro měření teploty se vyhodnocuje intenzita vysílaného infračerveného záření dopadajícího na příslušný detektor. Detektor může měřit jednak úzké teplotní pole, např. bezdotykový teploměr (infračervený teploměr, pyrometr), nebo měří větší část povrchu, kterou vyhodnocuje v podobě termogramu na displeji (infračervené termokamery) [30, 31].

Pro teoretický popis dějů při vyzařování se využívá idealizovaný model *černé těleso*. Černé těleso má tyto vlastnosti: pohlcuje veškeré záření neohledně na vlnové délce a směru; při dané vlnové délce a teplotě žádné těleso nevyzařuje více energie než černé těleso; záření emitované černým tělesem je nezávislé na směru. Pro zjištění spektrální hustoty vyzařování v závislosti na vlnové délce a teplotě černého tělesa je využit *Planckův zákon*

$$M_{o\lambda} = \frac{C_1}{\lambda^5 \left( e^{\frac{C_2}{\lambda T}} - 1 \right)} \quad (4)$$

kde

$C_1$  je první vyzařovací konstanta ( $C_1 = 3,7413 \cdot 10^{-16} \text{ W} \cdot \text{m}^2$ )

$C_2$  je druhá vyzařovací konstanta ( $C_2 = 1,4388 \cdot 10^{-2} \text{ K} \cdot \text{m}$ )

T je termodynamická teplota (K)

$\lambda$  je vlnová délka (m)

$M_{o\lambda}$  je spektrální hustota intenzity vyzařování ( $\text{W} \cdot \text{m}^{-3}$ )

Stefanův-Boltzmannův zákon je integrací Planckova zákona podle všech vlnových délek. Vyvozuje, že intenzita vyzařování černého tělesa  $M_0$  je přímo úměrná čtvrté odmocnině termodynamické teploty [30].

$$M_0 = \sigma T^4 \quad (5)$$

kde  $\sigma$  je Stefanova-Boltzmannova konstanta ( $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$ )

Pro zjištění intenzity vyzařování skutečného tělesa využíváme srovnání s idealizovaným modelem černého tělesa. Pro zjištění spektrální hustoty intenzity vyzařování  $M_\lambda$  se využije vztah

$$M_\lambda = \varepsilon_\lambda \cdot M_{0\lambda} \quad (6)$$

kde  $\varepsilon_\lambda$  je spektrální emisivita pro vlnovou délku  $\lambda$ . [30]

Pro zjištění vyzařování šedého tělesa se využije Stefanův-Boltzmannův zákon ve tvaru

$$M_{o\varepsilon} = \varepsilon \sigma T^4 \quad (7)$$

Kde  $\varepsilon$  je emisivita šedého tělesa [30].

#### 2.2.3.1 *Bezdotykové teploměry*

Bezdotykové teploměry měří teplotu úzce vymezené oblasti. Záření vyslané měřeným objektem dopadá na detektor záření, které je potom vyhodnoceno pomocí elektrických obvodů a výsledná teplota je zobrazena na displeji zařízení. Bezdotykové teploměry se nazývají infračervené teploměry (podle oblasti měřených vlnových délek) nebo pyrometry. Pyrometry se dále dělí na širokopásmové a úzkopásmové, v závislosti na tom, jak velkou oblast vlnových délek jsou schopny vyhodnotit. Další typ pyrometru je tzv. poměrový, který porovnává dvě úzce vymezené oblasti vlnových délek [31].

#### 2.2.3.2 *Termokamery*

Princip fungování termokamery je stejný jako u bezdotykových teploměrů. Hlavní rozdíl spočívá v oblasti měření. Na rozdíl od bezdotykových teploměrů je termokamera schopna měřit širší oblast povrchů součástí nebo celých objektů. Většina moderních termokamer využívá tzv. maticový detektor, který je tvořen dvourozměrnou maticí infračervených senzorů [31].

Pro přesné bezdotykové měření teploty je důležité znát parametry měření. Bezdotykové teploměry i termokamery jsou kalibrovány pro měření teploty černého tělesa. Ve svém systému mají možnost nastavení korekčních parametrů, aby bylo měření přesné pro požadované účely. Důležitými korekčními parametry jsou emisivita měřeného objektu; zdánlivá odrazivá teplota (teplota dalších objektů,

jejichž teplota se odráží od povrchu měřeného objektu do měřícího zařízení); teplota a propustnost atmosféry [31].

Výhodou bezkontaktních metod oproti přecházejícím metodám spočívá převážně v tom, že jsou to metody neinvazivní, tudíž neovlivňující dané měření. Dále se vyznačují velice rychlou odezvou (v rámci nanosekund) a možností měřit teplotní pole [16].

### 2.3 Parametry ovlivňující nárůst teploty během vrtání

V této části se budu zabývat parametry vrtání, které nejmarkantněji ovlivňují nárůst teploty během vrtacích procesů. Je třeba si uvědomit, že tyto parametry jsou vzájemně provázané. Při rešerši literatury je nutno brát v potaz, za jakých podmínek byly získány výsledky jednotlivých měření. Nejvlivnější parametry jsou shrnuty v následující tabulce [1].

*Tabulka 1 Přehled nejvlivnějších parametrů vrtání*

<b>PARAMETRY VRTÁKU</b>	<b>PARAMETRY VRTÁNÍ</b>
KONSTRUKCE VRÁTKU	RYCHLOST VRTÁNÍ
PRŮMĚR VRTÁKU	RYCHLOST POSUVU
MATERIÁL A OPOTŘEBENÍ VRTÁKU	ENERGIE VRTÁNÍ
	CHLAZENÍ
	HLOUBKA VRTÁNÍ
	PŘEDVRTÁNÍ

#### 2.3.1 Konstrukce vrtáku

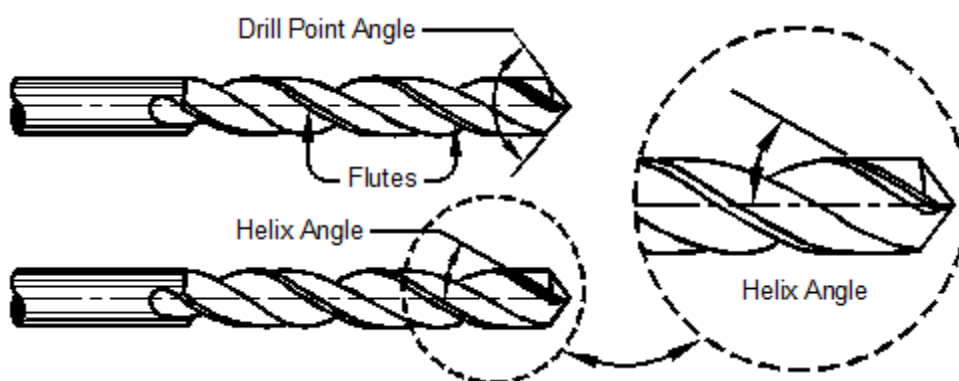
Způsob, jakým je vrták konstruován, určuje jeho pole využití. Faktory nejvíce ovlivňující tvorbu tepla, které se generuje při vrtání jsou geometrie hrotu a drážky vrtacího nástroje [1].

Vrcholový úhel hrotu je důležitým parametrem, který určuje vlastnosti vrtacího procesu. S menšími úhly hrotu ( $\leq 90^\circ$ ) klesá třecí plocha mezi nástrojem a povrchem vrtaného materiálu a nástroj se snadněji zavrtá do materiálu. Rychlé a přesné zavrtání je při vrtání do kosti, která má obloukový tvar, klíčové. Výhodnou



úpravou vrtáku je tzv. křížový podbrus, který napomáhá, aby vrták po materiálu neposkakoval a ihned se zavrtal. Větší úhly hrotu ( $> 90^\circ$ ) jsou vhodné převážně pro tvrdé materiály. Snižující se úhel hrotu má také své limity, neboť vrtáky s úhlem hrotu pod  $80^\circ$  způsobují eliptický tvar vyvrtaných otvorů. Studie [20], zabývající se numerickou a experimentální analýzou při osteosyntéze, došla k závěru, že nejvýhodnější úhel hrotu vrtáku je  $90^\circ$ . Zkoumala 2 typy vrtáků, s úhlem  $90^\circ$  a  $120^\circ$ . Výsledky ukazují pokles teploty o 5 až  $9^\circ\text{C}$  při využití vrtáku s úhlem  $90^\circ$  za jinak stejných podmínek vrtání. Pokus probíhal v rozmezí otáček 250 až  $1400\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  [1, 20].

Pro snížení teploty během vrtání je důležitý dostatečný přívod chladící kapaliny do místa vrtu i správný odvod třísky. K tomu pomáhají drážky na vrátku, které také snižují kontaktní plochu mezi řezným nástrojem a řezaným materiálem. Drážky mohou být přímé, ale častěji mívají podobu šroubovice. Vrtáky se nejčastěji vyrábějí v provedení se dvěma či třemi drážkami s různým úhlem stoupání šroubovice. Dle studií, zabývajících se vrtáním do kostní tkáně se ukázaly jako nejvýhodnější dvoudrážkové vrtáky s malým úhlem šroubovice. Při vrtání do kostní tkáně je odpadní materiál ve formě směsi kostní dřeně a krve. Ta má tendenci se hromadit a může ucpat drážky vrtáku. Proto jsou výhodnější dvoudrážkové vrtáky, které mají širší drážku a spolu s menším úhlem stoupání šroubovice umožňují rychlejší odvod odpadního materiálu. [1]



Obrázek 1 Geometrie nástroje (Drill point angle - úhel hrotu; Flutes - drážky; Helix angle - úhel stoupání šroubovice) [3]

### 2.3.2 Průměr vrtáku

Se zvětšujícím se průměrem vrtáku se zvyšuje i energie, která je při vrtání produkována. Tato energie se přeměňuje i na teplo. Je to výsledkem vyššího tření, které roste spolu s průměrem, jelikož se zvětšuje plocha mezi vrtákem a vrtaným materiálem [1]. Jeho nárůst exponenciálně zvyšuje nárůst teploty. S průměry převyšující 4 – 4,5 mm se dostává teplota nad kritických 47 °C, na rozdíl od vrtáku s menšími průměry okolo 2 – 3,5 mm, kde je teplota udržitelná pod kritickou mezí [6, 2].

Jak bylo řečeno, správný odvod třísky z vrtaného otvoru je důležitým faktorem pro snížení teploty. Větší průměry mají větší drážky, tedy zbytkový materiál z místa je rychleji odváděn. Avšak na rozdíl od vrtání do materiálů s vysokou tepelnou vodivostí - např. ocel  $16,2 W \cdot (m^{\circ}C)^{-1}$ ; kost  $0,54 W \cdot (m^{\circ}C)^{-1}$  - se neodvede třískami takové množství generovaného tepla. Zvýšené tření, způsobené větším průměrem vrtáku, tedy převládá nad správným odvodem třísky [1, 9].

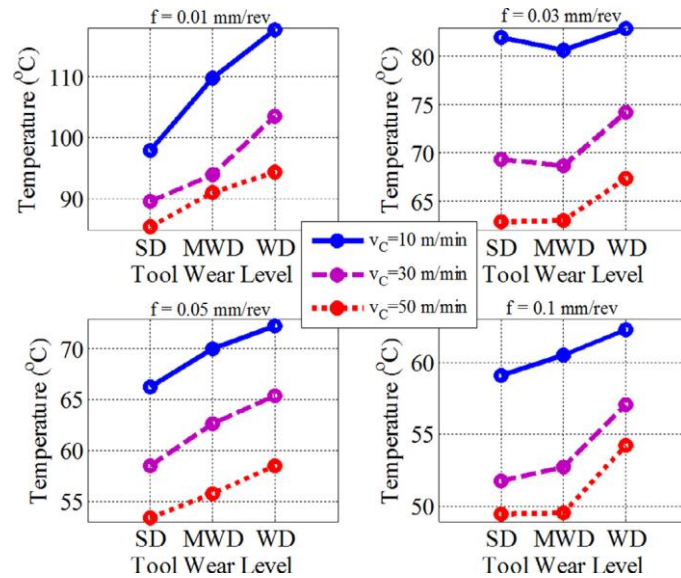
Větší průměr vyvrtaných otvorů také více snižuje pevnost kosti a v období rekonvalescence, která může trvat až 12 týdnů, vede ke zvýšenému riziku dalšího zranění. Nevýhoda malých průměrů vrtáku spočívá v tom, že může dojít k ohybu vrtáku a tím k nepřesnosti požadovaného otvoru. Odchylka od plánovaného bodu vrtu ke skutečnému se poté pohybuje v rozmezí až 10 mm, dle hloubky otvoru [1, 7, 8].

### 2.3.3 Materiál a opotřebení vrtáku

Opakované používání, sterilizace a další procesy způsobují opotřebení lékařských vrtáků. Je to nevyhnutelný a nevratný proces, který výrazně ovlivňuje vlastnosti vrtáku. Zhoršením povrchu vrtáku se zvyšuje tření mezi jeho povrchem a vrtaným materiálem, čímž se více energie převede na teplo. Opotřebením se zvyšují i řezné síly a jsou přítomny větší vibrace nástroje, což může vést k porušení či úplnému zničení vrtacího nástroje [1, 19].

Stejně jako měření teploty je i zkoumání opotřebení během vrtacích procesů zkomplikované nemožností přímého monitorování během vrtání. Studie od T. Udiljak [19] se zabývá problematikou opotřebení nástroje během vrtání do kosti. Měřily se

řezné síly pomocí triaxiálního piezoelektrického dynamometru a akustické emise. Byly využity 3 typy opotřebení vrtáku – ostrý, středně opotřeбенý a opotřeбенý –, za různých kombinací rychlosti posuvu a otáček. Dle očekávání byl zaznamenán signifikantní nárůst teploty s postupným opotřeбенím nástroje (viz Obrázek 2) [19].



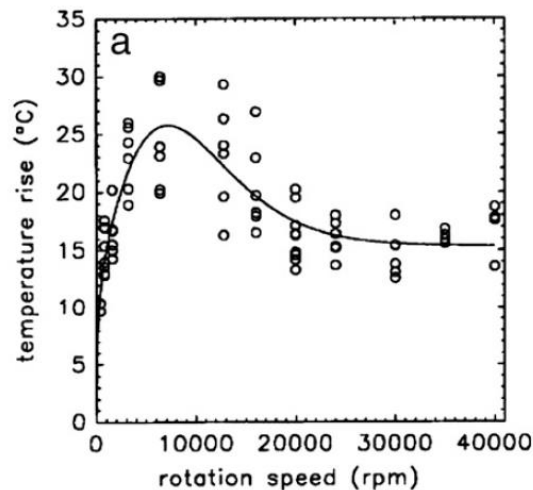
Obrázek 2 Vliv opotřeбенí na vývoj teploty [19]

#### 2.3.4 Rychlost vrtání

Vrtání můžeme obecně rozdělit dle rychlosti do dvou kategorií: vysokorychlostní a nízkorychlostní. Přesné rozdělení neexistuje, záleží na aplikaci, kterou se zabýváme. Pro účely této práce, tedy při využití ortopedických vrtáku, se považuje vrtání za nízkorychlostní přibližně do  $3\,000\text{ ot} \cdot \text{m}^{-1}$  [1, 9].

Studie zabývající se nízkorychlostním vrtáním ukazují, že rychlost jako jednotlivý parametr zvyšuje teplotu v místě vrtu. Pro jeden typ vrtáku a konstantní posuv se při zvyšování rychlosti dá očekávat téměř lineární nárůst teploty. Jak již bylo řečeno, veškeré parametry vrtání jsou vzájemně provázané a je třeba brát v potaz souvislosti mezi nimi. Studie [21] se zabývá vztahem mezi rychlostí vrtání spolu se zatížením vrtáku. Jednotlivé parametry, zatížení a rychlost, zvyšují teplotu při vrtání. Pro rychlost  $1800\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  a zatížení  $1,2\text{ kg}$  byly teploty srovnatelné jako při rychlosti  $2400\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  a zatížení  $2,4\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  [1, 4, 21].

Pro vysokorychlostní vrtání není závislost růstu teploty s počtem otáček lineární funkcí. Závislost dosahuje svého maxima okolo  $10,000 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ , ale pak již klesá na přibližně ustálenou hodnotu v rozmezí  $40,000 - 50,000 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  (viz Obrázek 3). Pro vyšší rychlosti se zvyšuje i nárok na stabilitu vrtacího nástroje. Není tedy vhodné pro ruční vrtání, ale se současným trendem automatizace a robotizace se predikuje větší zastoupení vysokorychlostního vrtání v medicíně [1, 11, 12, 13, 29].



Obrázek 3 Závislost průběhu teploty na rychlosti otáčení vrtáku [29]

### 2.3.5 Rychlost posuvu

S rostoucí rychlostí posuvu se zkracuje vrtací čas, tedy dochází k menšímu přestupu tepla do materiálu. Na druhou stranu se však zvyšuje axiální síla působící během vrtání a s tím se zvyšuje celkové tření, které vede ke zvýšení teploty. Je tedy důležité najít optimální rychlost posuvu tak, aby se snížil vrtací čas na minimum, ale zároveň nedošlo k razantnímu nárůstu tření [1, 14].

Při studiu posuvu jako jednotlivého parametru bylo ukázáno, že s jeho zrychlením roste téměř lineárně i teplota. Jeho vliv však není tak velký jako rychlost vrtání [4].

### 2.3.6 Chlazení

Rozdělení chladících systémů:

- 1) Vnitřní chladící systém
  - a. Uzavřený
  - b. Otevřený
- 2) Vnější chladící systém

U vnitřní chladících systémů proudí stlačený vzduch nebo kapalina skrz samotný vrták. U uzavřeného typu proudí chladící médium skrz systém trubic ve vrtáku až do jeho vrcholu a poté se vrací zpět do chladícího kontejneru. Nedochozí k přímému kontaktu média s materiálem. Chlazení je zprostředkováno pouze přestupem tepla z obvodu vrtáku do jeho středu. U otevřeného chladícího systému dochází k přímému kontaktu materiálu s chladičem, který vystupuje z konce vrtáku do operovaného místa [1].

Vnější chladící systém pracuje s médiem, které se dodává na vnější část vrtáku ze zařízení odděleného od samotného vrtáku. Chladící kapalina krom samotného chlazení napomáhá ke snížení tření mezi vrtákem a vrtaným materiálem a také usnadňuje odvod třísek z místa vrtu [1].

Studie G. Augustina a spol. ukazuje, že vnitřní otevřený chladící systém se zdá být nevhodnější v ortopedii/traumatologii. Mezi výhody oproti vnějšímu a uzavřenému systému patří: přímé snížení teploty řezné plochy kosti; lubrikace řezné plochy (snížení tření); vyšší účinnost odvodu odpadního materiálu vzniklého při vrtání (díky zpětnému proudu chladícího média skrz drážky vrtáku); a efektivnější doprava chladiče do místa vrtání (stačí tedy menší množství chladícího média) [5].

### 2.3.7 Předvrtání a hloubka vrtu

Předvrtání spočívá v postupném vrtání otvorů vrtáky se zvětšujícími se průměry. Díky tomu se dosáhne lepší disipace tepla, snížení tření a množství odpadního materiálu. Na druhou stranu se zvyšuje vrtací čas, prodlužuje se operace. U ručního vrtání je problém zachovat stejný směr předvrtaného otvoru. Maximální

teplota během postupného vrtání je však výrazně menší než při vrtání klasickém [1, 6].

S rostoucí hloubkou otvoru se prodlužuje čas vrtání. Zvyšuje se celkové tření a tím tedy i produkce tepla, což má za následek zvýšení konečné teploty [1].

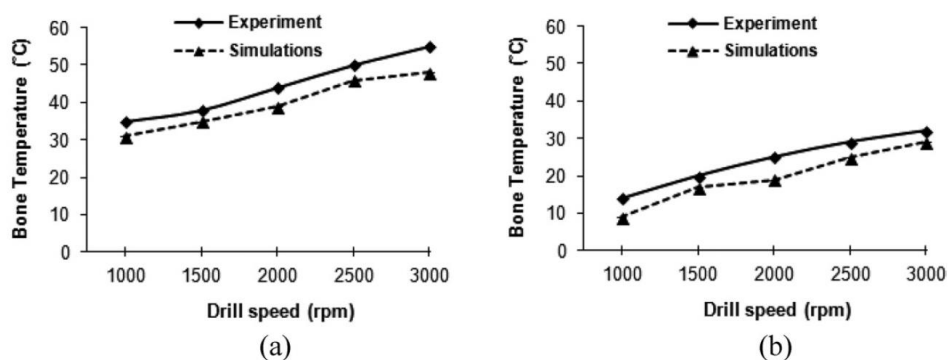
## 2.4 Klíčové práce

Tato část rešerše se týká vybraných studií, které se zabývají měřením teploty během vrtání a které pokládám za inspiraci pro náš experiment.

### 2.4.1 Khurshid Alam a spol.

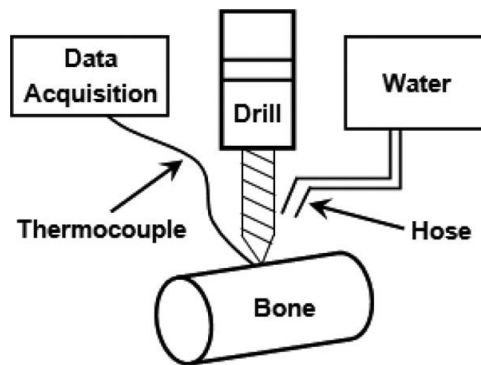
Tato studie se zabývá experimentální analýzou vybraných parametrů vrtání a porovnání výsledků s numerickým modelem. Byl použit standartní válcový vrták se šroubovými drážkami o průměru 4 mm [4].

Zkoumal se vliv rychlosti vrtání a teploty chladicího média (vody) za konstantních otáček a dále se analytickým postupem zkoumal vliv posuvu. Otáčky byly měřeny v intervalu  $1\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  až  $3\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  za konstantního posuvu  $50\text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$  a posuv v rozmezí  $30\text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$  až  $70\text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$  při stálých otáčkách  $2\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ . Hodnoty těchto parametrů se přibližují běžné praxi. Teplota chladicí vody byla  $25\text{ }^\circ\text{C}$  a  $5\text{ }^\circ\text{C}$ . Nakonec se měřila teplota v rozdílných vzdálenostech od břitu vrtáku od  $1\text{ mm}$  do  $5\text{ mm}$  při konstantních otáčkách ( $3\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ ) a posuvu ( $50\text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$ ). Na obrázku 4 jsou zobrazeny naměřené výsledky vlivu rychlosti vrtání při konstantním posuvu a porovnání s numerickou simulací [4].



Obrázek 4 Závislost rychlosti vrtání na naměřené teplotě: a) chlazeno vodou o teplotě  $25\text{ }^\circ\text{C}$ ; b) chlazeno vodou o teplotě  $5\text{ }^\circ\text{C}$  [4].

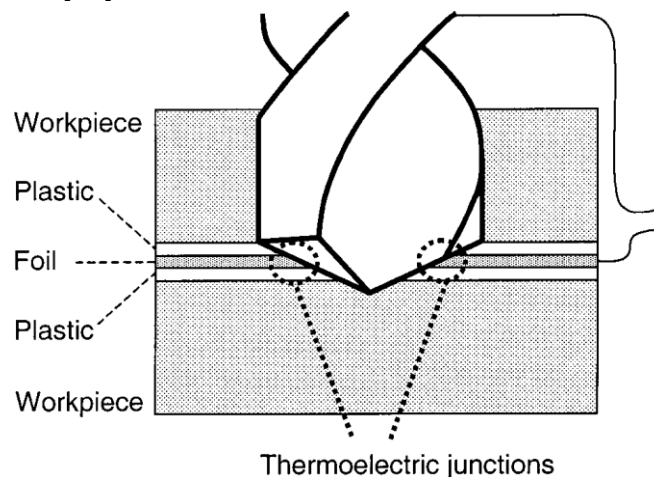
Měření probíhalo pomocí triaxiální CNC frézky a termočlánků typu K. Termočlánky byly umístěny přibližně 4 mm pod povrchem kosti a vzdáleny 1 mm od vrtu. Pro správnou funkci a pevné uchycení termočlánků byla použita tepelně vodivá pasta a otvor pro termočlánek byl zatřen voděodolnou pastou. Při opakování experimentu se postupně zvyšovala vzdálenost od vrtu o 1 mm až do 5 mm. Vnější chlazení bylo dopravováno k místu vrtu pomocí plastové trubice o konstantním průtoku  $200 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$  [4].



Obrázek 5 Instalace experimentu [4]

#### 2.4.2 Matthew Bono a Jun Ni

Tato práce je zaměřena na měření teploty podél břitu vrtáku pomocí termočlánků. Byl vyvinut systém, který spočívá v umístění tenké kovové fólie do vrtaného objektu. Při průchodu vrtáku skrz fólii vzniká termoelektrický spoj mezi vrtákem a fólií. Postupným průchodem nástroje se udržuje kontakt mezi fólií a břitem vrtáku a tím je naměřena teplota přímo na břitech. Pokud je vrtaný materiál vodivý, musí se fólie izolovat, aby vznikl uzavřený termoelektrický obvod pouze mezi vrtákem a kovovou vrstvou [22].

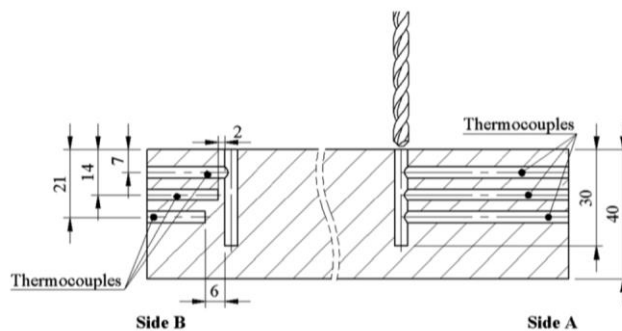


Obrázek 6 Měření teploty pomocí kovové fólie [20]

Výhodou tohoto systému je možnost kontinuálního měření teploty podél břitu vrtáku. Naměřené hodnoty byly porovnány s klasickým termočlánkem, který byl umístěn 1 mm od místa vrtu. Hodnoty spolu korespondovaly [22].

#### 2.4.3 M. G. Fernandes, E.M. Fonseca, R.N. Jorge

Tato studie se zabývá měřením teploty, která vzniká při vrtání do kostní tkáně. Experimentálně zjištěné hodnoty se poté porovnal s matematickým modelem. Pro správné sestavení matematického modelu je potřeba znát materiálové charakteristiky vrtaného objektu. Pro kost, která je tvořena organickými i anorganickými částmi, jsou přesné materiálové charakteristiky těžko zjistitelné. Tato studie proto pracuje s polyuretanovými kostkami, které se svými vlastnostmi podobají lidské kosti, ale jejich vlastnosti jsou známy. Vrtalo se s vrtákem o průměru  $\varnothing 4 \text{ mm}$ , rychlostí  $800 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  a posuvem  $50 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$ . Použitým chladicím médiem byl stlačený vzduch [26].



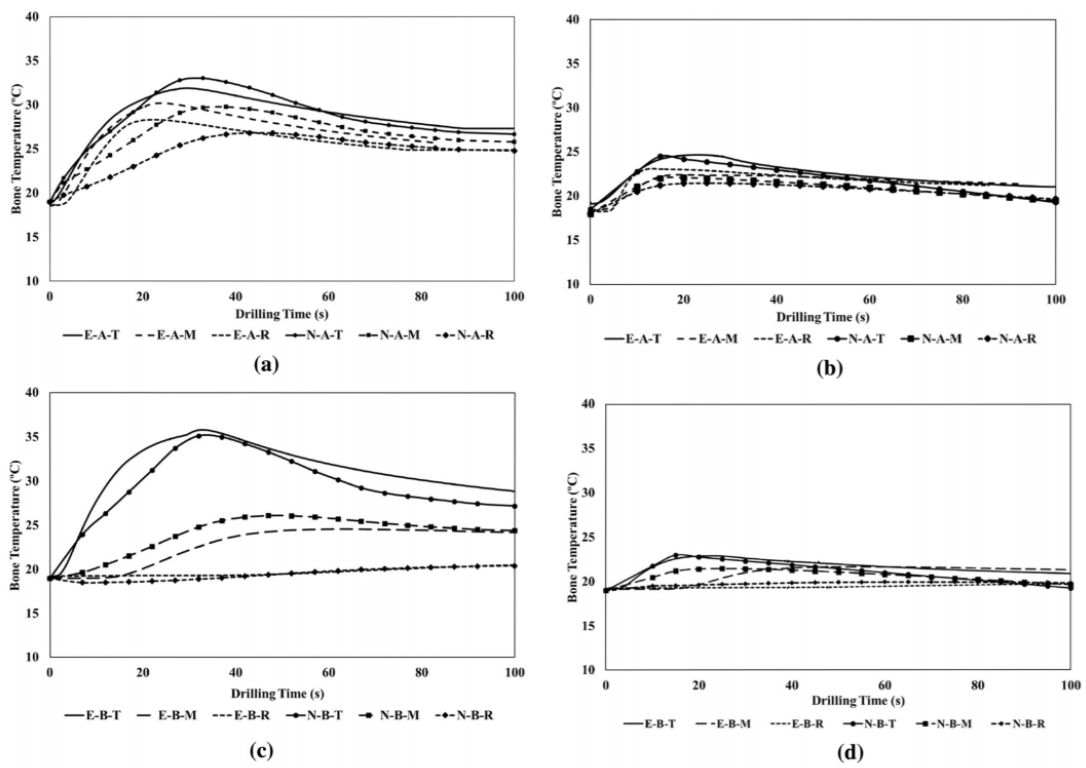
Obrázek 7 Schématický popis umístění termočlánků [26]

Teplota se zjišťovala dvojím způsobem. Za prvé pomocí termokamery, která byla umístěna 1,5 m od oblasti vrtání a snímala povrch PUR kostek a vrtáku před a těsně po vrtání. Zároveň se měřila teplota pomocí termočlánků typu K, které byly umístěny ve 2 protilehlých stranách PUR kostky v různých hloubkách, kolmo na směr vrtu (viz obrázek 7). Vrtání probíhalo pomocí automatického CNC stroje kolmo k ose PUR kostky. Naměřené teploty jsou zobrazeny na obrázku 8. Značení je uvedeno v tabulce 2 [26].



Tabulka 2 Značení termočlánků [26]

Termočlánek	Popis
A/B-T	Strana A nebo B; termočlánek v hloubce 7 mm
A/B-M	Strana A nebo B; termočlánek v hloubce 14 mm
A/B-R	Strana A nebo B; termočlánek v hloubce 21 mm



Obrázek 8 Experimentálně (E) naměřené teploty v porovnání s numerickou (N) simulací [26]

### 3 Cíle práce

Cílem této práce je vhodným způsobem naměřit teploty během vrtání do PUR kostek. Dále vyhodnotit vliv parametrů, které nejvýrazněji ovlivňují vývoj teploty během vrtání. Dle literatury je kritická teplota při vrtání do kosti 47 °C, poté nastává úmrtí kostních buněk, což může vést k pooperačním komplikacím [1]. Bylo by tedy příhodné najít takové hodnoty proměnných parametrů, aby se dalo považovat vrtání do kosti za bezpečné pro pacienta.

### 4 Použité přístroje

#### **CNC frézka FC 16 Mikronex**

FC 16 CNC se systémem Mikronex patří ke starším výukovým CNC frézám, k potřebám našeho projektu však bohatě postačila.



*Obrázek 9 FC 16 CNC frézka [24]*

Tabulka 3 Technické údaje FC16CNC [24]

Délka pracovního pohybu v ose	X	300 mm
	Y	160 mm
	Z	250 mm
Posuvy		4 až 3000 mm · min <sup>-1</sup>
Inkrement polohování		0,005 mm
Otáčky vřetene		100 až 3000 ot · min <sup>-1</sup>
Počet současně řízených os		3
Výkon motoru		1,5 kW
Maximální hmotnost obrobku		30 kg
Kuželová dutina vřetena		ISO 30
Řídicí systém		MIKROPROG F

### Termokamera FLIR E40



Obrázek 10 Termokamera FLIR E40 [25]

Tabulka 4 Technické údaje termokamery FLIR E40 [25]

Rozlišení senzoru	160 x 120 px
Teplotní citlivost	< 0,07 °C
Teplotní rozsah	-20 °C až + 650 °C
Zorné pole	25° x 19°

## Tenzometrická ústředna SPIDER 8



Obrázek 11 Tenzometrická ústředna SPIDER 8 [32]

Termoelektrické napětí měřené termočlánky bylo vyhodnocováno pomocí dvou tenzometrických jednotek SPIDER 8 a pomocí PC softwaru převedeno na teplotu.

### Termočlánky typu J (Fe-CuNi)

## Stomatochirurgická jednotka Implantmed SI 923



Obrázek 12 Stomatochirurgická jednotka Implantmed SI 923 [13]

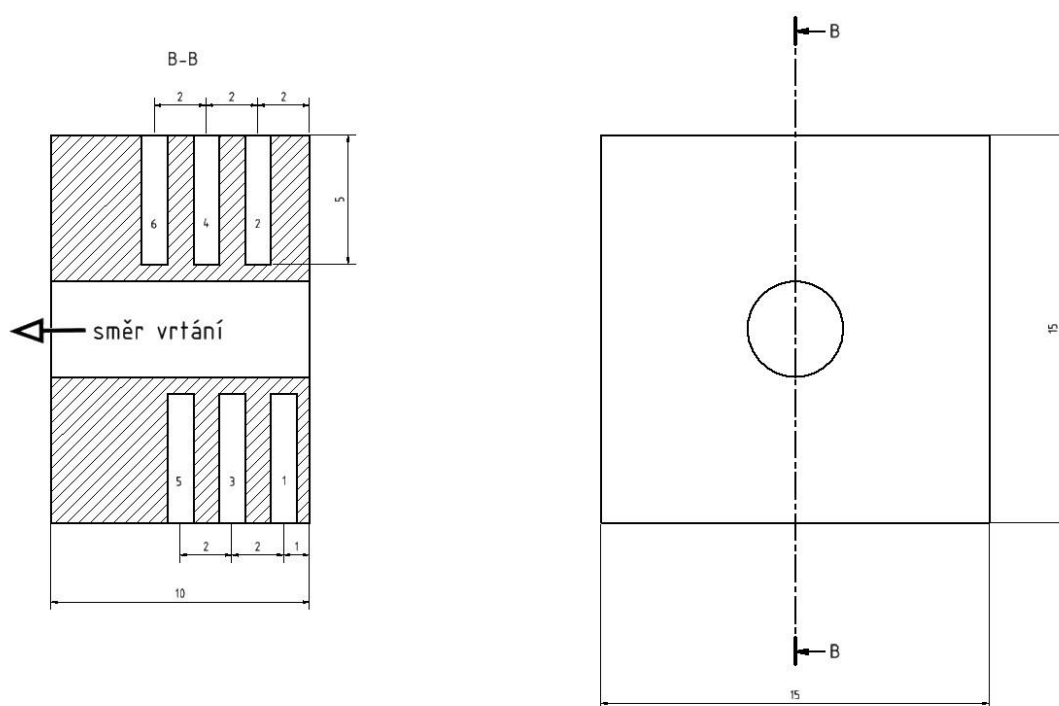
Tabulka 5 Technické údaje stomatochirurgické jednotky Implantmed SI 923 [13]

Max. točivý moment na rotačním nástroji	70 Ncm
Síťové napětí	220 – 240 V, 50/60 Hz
Max. mechanický výstupní výkon	70 W
Max. točivý moment motorku	5,5 Ncm
Rozsah otáček motorku v oblasti jmen. napětí	300 min – 1 až 40 000 min – 1
Objem průtoku chladicího média při 100 %	min. 90 ml/min

Zapůjčená stomatochirurgická jednotka obsahovala řídicí jednotku, motor s kabelem, nožní ovládání (pro ovládání motoru a zapínání/vypínání chlazení), nástavec na vrták a jednorázové hadičky pro chlazení. Použity byly 2 typy vrtáků od specializované firmy Medin ( $\varnothing 2,9 \text{ mm}$  a  $\varnothing 3,7 \text{ mm}$ ).

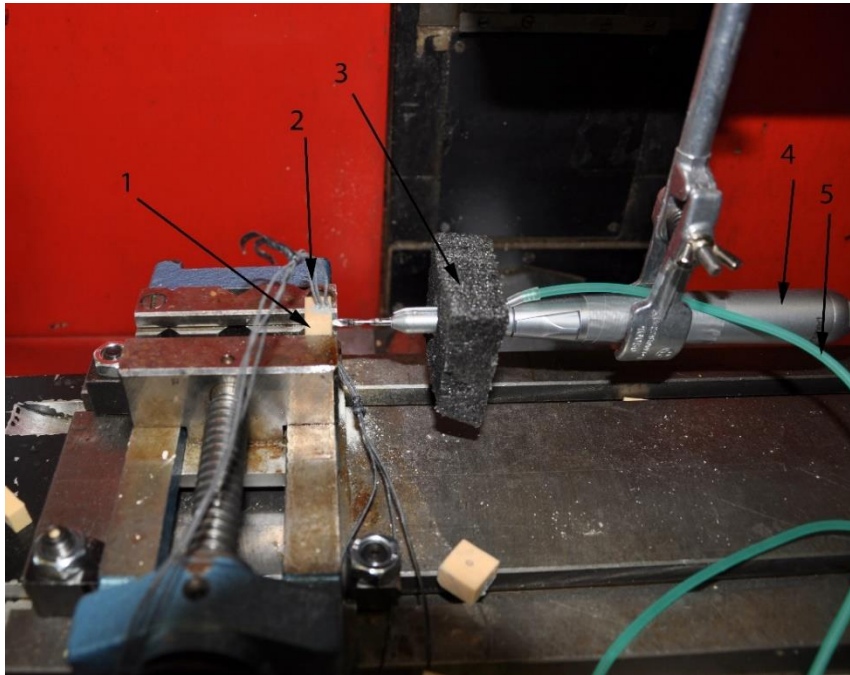
## 5 Metodika

Pro simulaci vrtání do kostní tkáně se využili kostky z PUR pěny od firmy Sawbone, které mají obdobné materiálové vlastnosti jako lidská kost. Tyto kostky byly o rozměrech  $15 \times 15 \times 10 \text{ mm}$ . V protilehlých stranách, kolmo na směr vrtání, měly vyvrtány otvory pro termočlánky v hloubce  $5 \text{ mm}$  a průměru  $\varnothing 1 \text{ mm}$  (viz Obrázek 10).



Obrázek 13 Polyuretanová pěnová kostka -  
rozložení termočlánků (1-6), směr vrtání, rozměry

Použil jsem sedm termočlánků typu J, šest z nich měřilo teplotu během vrtání a sedmý byl udržován za stálé pokojové teploty, tzv. referenční. Termočlánky byly zapojené do vícekanálové tenzometrické jednotky SPIDER 8. Pro lepší vedení tepla a správné uchycení termočlánků byly otvory vyplněny teplovodivou pastou. Měřil jsem tedy průběh teploty ve směru vrtání v konstantní vzdálenosti od místa vrtu.



Obrázek 14 Detail na umístění PUR kostky ve svěráku. 1 - PUR kostka; 2 – Termočláanky; 3 – Izolace; 4 – Vrtačka; 5 - Trubice na chlazení

Dále se měřila teplota vrtáku při výjezdu z materiálu. Toho se dosáhlo pomocí termokamery FLIR E40 a stativu MANFROTO. Termokamera byla umístěna za PUR kostkou a nastavena na bod výjezdu vrtáku. Pro zpřesnění měření byla na vrtací jednotku připevněna polystyrenová izolace, která eliminovala část záření, které emitovaly objekty za vrtákem.

K samotnému vrtání byla použita Stomatochirurgická jednotka Implantmed SI 923 (W&H), která byla pomocí sklíčidla a držáku připevněna k CNC Frézce. Pro CNC jednotku byl řídicím počítačem sestaven program, který měl za úkol přivést motor vrtačky s násadcem tak, aby vrták provrtal celou kostku. Po vyvrtání otvoru setrvala vrtačka po dobu několika sekund ve stejné poloze kvůli případnému nárůstu teploty. Stomatochirurgická jednotka byla uváděna do provozu pomocí nožního ovládání.

Hlavní část měření se zabývá běžnými vrtacími rychlostmi využívanými k ortopedickým účelům. Jako rychlost byla zvoleny  $800 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ ,  $3000 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  a  $5000 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ . Posuv byl zachován konstantní o hodnotě  $30 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$ . Vrtání probíhalo s chlazením i bez chlazení, přičemž chladícím médiem byla voda. Voda byla čerpána z nádoby, v tomto případě z plastové láhve, pomocí integrovaného čerpadla v stomatochirurgické jednotce. Láhev byla připevněna ke stativu, který je součástí jednotky, a dopravena do místa vrtu pomocí

sprejové hadice. Tato sestava využívá vnější systém chlazení. Dohromady bylo naměřeno 60 vzorků; pro každou kombinaci průměru vrtáku, otáček a chlazení bylo použito 5 vzorků.



Obrázek 15 Instalace experimentu: 1 - CNC frézka; 2 - Termokamera; 3 - Tenzometrická ústředna SPIDER 8; 4 - Stomatologická jednotka

Druhá část se zabývala vysokorychlostním vrtáním o rychlostech  $10\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ ,  $25\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  a  $40\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ . Použil se vrták o průměru  $\varnothing 2,9\text{ mm}$ , měřilo se s chlazením i bez chlazení. Pro každou kombinaci rychlostí a chlazení byli využity 2 vzorky.



## 6 Zpracování naměřených dat

Data naměřená pomocí termočlánků a tenzometrické ústředny SPIDER 8 byla vyhodnocena pomocí PC softwaru. Poté jsem tato data převedl do grafů v programu Microsoft Excel. Teploty naměřené termokamerou jsou uvedené v tabulce 5.

Tabulka 6 Data naměřena termokamerou

Teploty naměřené termokamerou						
Teplota při výjezdu vrtáku	800 $ot \cdot min^{-1}$		3000 $ot \cdot min^{-1}$		5000 $ot \cdot min^{-1}$	
	Bez chlazení [°C]	S chlazením [°C]	Bez chlazení [°C]	S chlazením [°C]	Bez chlazení [°C]	S chlazením [°C]
$\varnothing 2,9 \text{ mm}$	50,8	26,46	117,8	26,58	151,4	27
$\varnothing 3,7 \text{ mm}$	67,2	25,54	89,2	32,64	90,6	35,26

### 6.1 První sada vzorků

První sada obsahovala 60 vzorků. Použity byly rychlosti vrtání 800  $ot \cdot min^{-1}$ , 3 000  $ot \cdot min^{-1}$  a 5 000  $ot \cdot min^{-1}$ . Dále se využily dva průměry vrtáku  $\varnothing 2,9 \text{ mm}$  a  $\varnothing 3,7 \text{ mm}$ . První polovina měření probíhala za použití chlazení, druhá zasucha. Pro každou kombinaci bylo použito 5 vzorků.

#### 6.1.1 První sada – bez použití chlazení

V grafech, které jsou uvedeny v příloze A, je zaznamenám průběh teplot naměřených termočlánky pro první sadu vzorků bez využití chlazení. Na všech šesti grafech jsou teploty, které byly naměřené termočlánkem T2 vyšší než u ostatních termočlánků. Tuto odchylku mohla zapříčinit nepřesnost vyvrtaných otvorů pro termočlánky.

### 6.1.2 První sada – s použitím chlazení

Zbýlých 30 měření z první sady vzorků je zaměřeno na měření teploty při použití chlazení. Naměřené hodnoty byly shrnuty v příloze B. Teplotní vývoj měřený termočlánky T1 až T6 má téměř shodný průběh ve většině měření. Výjimkou je graf zobrazený v příloze B.2. pro rychlost  $5\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ , kde u termočlánků T1, T3 a T5 dochází k odchylkám od běžného průběhu teplot. Tyto termočlánky byly umístěny ve spodní části PUR kostky (viz obrázek 10). Domnívám se, že voda použitá pro chlazení mohla zatékat do otvorů pro termočlánky a tím způsobit zmíněné odchylky.

## 6.2 Druhá sada vzorků

V druhé sadě bylo využito 12 vzorků, pro každou kombinaci dvě měření. Všechna měření byla provedena pomocí vrtáku o průměru  $\varnothing 2,9\text{ mm}$ . Vyhodnocená data jsou zobrazena v příloze C. Záměrem těchto měření bylo prozkoumat nelineární nárůst teploty spolu s rychlostí vrtání při vysokorychlostním vrtání, rozvedeném v kapitole 2.3.2.

U rychlostí  $25\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  a  $40\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  (bez chlazení) vidíme, že není zaznamenán kompletní teplotní průběh. Po ukončení vrtání rostla teplota déle, než bylo předpokládáno a měření bylo zastaveno. Z průběhu grafu lze však říci, že teplotní vývoj je těsně před svým maximem.

## 7 Diskuze

Dle literatury se pro ortopedické účely využívá převážně nízkorychlostní vrtání. Proto je hlavní část experimentu věnována rychlostem do  $5\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ . Pro lepší přehlednost a porovnání vlivů vlastností vrtání jsem shrnul maximální naměřené teploty do dvou tabulek. V tabulce 6 jsou zaznamenány maximální naměřené teploty pro první sadu vzorků – tedy pro nižší otáčky do  $5\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ . V tabulce 7 jsou uvedeny maximální naměřené teploty při vysokorychlostním vrtání, jež bylo realizováno pouze s jedním průměrem vrtáku ( $\varnothing 2,9\text{ mm}$ ) a menší sadou vzorků. Všechna měření probíhala za konstantního posuvu ( $30\text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$ ).

Tabulka 7 Maximální naměřené teploty - první sada

Průměr vrtáků [mm]	Chlazení	Rychlost vrtání [ot · min <sup>-1</sup> ]	Max. naměřená teplota [° C]
Ø 2,9	S chlazením	800	26,99
		3 000	27,46
		5 000	33,51
	Bez chlazení	800	42,09
		3 000	51,29
		5 000	52,90
Ø 3,7	S chlazením	800	27,49
		3 000	29,33
		5 000	30,39
	Bez chlazení	800	43,23
		3 000	57,88
		5 000	51,19

Tabulka 8 Maximální naměřené teploty - druhá sada vzorků

Chlazení	Rychlost vrtání [ $ot \cdot min^{-1}$ ]	Max. naměřená teplota [ $^{\circ}C$ ]
S chlazením	10 000	28,37
	25 000	63,08
	40 000	73,05
Bez chlazení	10 000	48,11
	25 000	42,00
	40 000	44,58

## 7.1 První sada

Pro první sadu vzorků zaměřenou na nižší rychlosti otáčení byl předpokládán nárůst teploty s přibývajícím počtem otáček. Tato hypotéza byla potvrzena téměř u všech měření. Výjimkou bylo pouze měření při rychlosti otáčení  $5\,000\, ot \cdot min^{-1}$  s vrtákem o průměru  $\varnothing 3,7\, mm$  bez použití chlazení, kdy naměřená teplota byla o více než  $6\, ^{\circ}C$  nižší než při využití rychlosti  $3\,000\, ot \cdot min^{-1}$  za jinak stejných podmínek (viz tabulka 6). V kontextu použitých rychlostí se  $800\, ot \cdot min^{-1}$  v daném experimentu jeví jako nejvhodnější. I bez použití chlazení teplota nepřesáhla kritickou teplotu  $47\, ^{\circ}C$ , a to pro oba průměry vrtáků. Vyšší rychlosti vyžadují přítomnost chladicího média, vrtání za sucha už není vhodné.

V rozsahu rychlostí vrtání  $800$  až  $5\,000\, ot \cdot min^{-1}$  se ukázalo chlazení jako nejefektivnější parametr pro snížení teploty během vrtání, což je v souladu s nastudovanou literaturou. Maximální naměřené teploty nepřesáhly  $34\, ^{\circ}C$ . Jako chladící médium byla využita voda o teplotě  $20 \pm 2\, ^{\circ}C$ .

Výsledky experimentu jsou srovnatelné se studií A. Khurshide [4]. Autor pracuje s rozsahem rychlostí otáčení  $1\,000\, ot \cdot min^{-1}$  až  $3\,000\, ot \cdot min^{-1}$  při konstantním posuvu a použití dvou různých teplot chlazení. Teplotní vývoj měl obdobný průběh s hodnotami naměřenými v této práci. Ve studii byla použita vyšší rychlost posuvu ( $50\, mm \cdot min^{-1}$ ), větší průměr vrtáku ( $\varnothing 4\, mm$ ) a teplejší chlazení,

což má za následek celkově vyšší naměřené teploty oproti mnou prováděném experimentu (viz Obrázek 4a). Odchylka v teplotách mohla být zvýšena i rozdílem vrtaného materiálu, kdy ve studii A. Khurshida byla použita bovinní kortikální kost, kdežto v mém experimentu PUR pěna.

M. G. Fernandes a spol., jejichž práce je rozebrána v kapitole 2.4.3., se také zabývali vrtáním do PUR pěny. Výsledky měření jsou zobrazeny na obrázku 8. Autoři pracovali s větším průměrem vrtáku ( $\varnothing 4 \text{ mm}$ ) a vyšší rychlostí posuvu ( $50 \text{ mm} \cdot \text{min}^{-1}$ ) při rychlosti vrtání  $800 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ . Tyto výsledky jsou dobře porovnatelné s výsledky naší práce, uvedenými v přílohách A.2 a B.2, protože se využívá stejná rychlost vrtání a obdobný průměr vrtáku. Při využití chlazení byly maximální naměřené teploty v našem experimentu přibližně o  $3 \text{ }^\circ\text{C}$  vyšší, bez použití chlazení přibližně o  $7 \text{ }^\circ\text{C}$  vyšší. Zvýšení teplot je dle mého názoru zapříčiněno rozdílem v teplotách okolí. V podmínkách našeho experimentu byla teplota okolí v rozmezí  $25\text{-}28 \text{ }^\circ\text{C}$ , kdežto v práci M.G. Fernandese a spol. je uvedena teplota okolí  $20 \text{ }^\circ\text{C}$ .

V rozporu s nastudovanou literaturou nebyl při měření zaznamenán signifikantní rozdíl v nárůstu teploty při použití vrtáku o větším průměru. Je však nutno podotknout, že mezi průměry vrtáku byl rozdíl pouze  $0,8 \text{ mm}$  a oba byly svojí geometrií přizpůsobeny k lékařským aplikacím.

Data naměřená termokamerou dávají představu o teplotě vrtáku při výjezdu z vrtaného materiálu (shrnutá v tabulce 5). Teploty byly vyhodnocovány přímo z videí natočených termokamerou. Termokamerou nešel měřit kontinuální průběh teploty a výsledky měření jsou ovlivněny okolními přístroji, které vyzařovaly značné množství tepla. Tato naměřená data tedy nemají požadovanou přesnost.

## 7.2 Druhá sada

V této části experimentu bylo zkoumáno vysokorychlostní vrtání. Výsledky měření jsou uvedeny v tabulce 7. Kvůli nedostatku PUR kostek byly prováděny pouze dvě opakování pro každou kombinaci rychlosti vrtání a použití chlazení. Záměrem měření bylo získat představu o vývoji teploty při vysokorychlostním vrtání. Pro směrodatné výsledky je nutné provést více opakování.

Při zkoumání vysokorychlostního vrtání se ukazuje, že naměřené hodnoty jsou v souladu se studií Y. Reingeirtze a spol. Teplotní nárůst by měl mít své maximum okolo  $10\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  a pak již klesat na přibližně ustálenou hodnotu okolo  $40\,000 - 50\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  (viz obrázek 3). Při vrtání bez chlazení se tomuto trendu přibližují výsledky tohoto měření. Minimální naměřená teplota byla při  $25\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  ( $42\text{ }^\circ\text{C}$ ), při rychlosti  $40\,000\text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  byla o  $2,5\text{ }^\circ\text{C}$  vyšší.

Překvapivý byl velký nárůst teploty s počtem otáček při vysokorychlostním vrtání s využitím chlazení. Vrtáním za sucha se teplota s rostoucími otáčkami snížila až o  $4\text{ }^\circ\text{C}$ . Naopak za přítomnosti chladicího média byl teplotní nárůst až o nečekaných  $45\text{ }^\circ\text{C}$ . Domnívám se, že za takto vysokých otáček vrták nestačí svými drážkami odvádět zbytkový materiál z místa vrtu a kvůli přítomnosti vody tak dochází k ucpávání vrtáku horkými třískami, které poté zvyšují celkovou teplotu.

## 8 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo najít vhodný způsob měření teploty během vrtání a zhodnocení parametrů, jež se význačně podílejí na vývoji teploty během tohoto procesu. Oborem zájmu je vrtání při ortopedických operacích, při kterých může vlivem špatných podmínek vrtání dojít k narušení kostní tkáně a pooperačním komplikacím. Při překročení  $47\text{ }^\circ\text{C}$  dochází k úmrtí kostních buněk, k tzv. tepelné osteonekróze. Uzdravení pacienta může být zkomplikováno uvolňováním instalovaných implantátů, potažmo opakováním operací a dalšími komplikacemi. Snahou je tedy také najít takové nástroje a parametry vrtání, které udrží teplotu pod kritickými  $47\text{ }^\circ\text{C}$  [1].

Teoretickou část jsem rozdělil do čtyř kapitol. V první kapitole se zabývám fyzikálními principy vedení tepla a definicemi základních pojmů. Druhá a třetí kapitola je věnována metodám, jež jsou vhodné pro měření teploty během vrtání a dále parametrům, díky kterým lze ovlivnit vývoj teploty. Měření teploty během vrtání je oproti jiným operacím, při nichž dochází k odběru materiálu, náročné. Při vrtání nemáme přímý přístup ani k nástroji, který se zavrtává do materiálu, ani k ploše řezu. Poslední kapitolu jsem proto věnoval studiím, které se zabývají touto problematikou a poskytují inspiraci pro experimentální část.

Dále byly uvedeny použité přístroje a detailně popsána metodika experimentu. Naměřená data byla zpracována pomocí softwaru MS excel do přehledných grafů. Maximální naměřené teploty termočlánky jsou uvedeny v tabulkách 6 a 7. Hodnoty naměřené termokamerou jsou shrnuty v tabulce 5.

Hlavní část experimentu se zabývá analýzou rychlostí  $800 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ ,  $3\,000 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$  a  $5\,000 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ . V tomto rozmezí, při využití chlazení, se teploty pohybovaly výrazně pod kritickou teplotou. Nejvyšší naměřená teplota byla  $33,51 \text{ }^\circ\text{C}$  s vrtákem o průměru  $\varnothing 2,9 \text{ mm}$  a rychlosti otáčení  $5\,000 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ . Při vrtání za sucha se teploty pohybovaly pod hranicí  $47 \text{ }^\circ\text{C}$  pouze pro rychlost  $800 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ , a to pro oba průměry vrtáků. Překročením této rychlosti se teploty pohybovaly nad kritickou teplotou. Průměr vrtáku měl na vývoj teploty ze všech zkoumaných parametrů nejmenší vliv.

Druhá část experimentu je věnována vysokorychlostnímu vrtání. V této části jsem kvůli nedostatku vzorků prováděl jen dvě opakování, proto lze výsledky tohoto měření brát pouze orientačně. Záměrem této části bylo získání přehledu o teplotách vznikajících při vysokorychlostním vrtání. Y. Reingewirtz a spol. [13] ve své studii ukázali, že vývoj teploty s počtem otáček je nelineární funkce. V souladu s touto studií byly i výsledky naměřené při vysokorychlostním vrtání za sucha při našem experimentu. Dle tabulky 7 je možné pozorovat pokles teploty s narůstajícím počtem otáček. Opačného efektu se dosáhlo při vysokorychlostním vrtání za použití chlazení, kdy docházelo k velkému nárůstu teploty se zvyšující rychlostí vrtání a byla naměřena nejvyšší teplota  $73,05 \text{ }^\circ\text{C}$  při  $40\,000 \text{ ot} \cdot \text{min}^{-1}$ .

Práce je zakončena diskuzí, kde se zabývám nejlivnějšími parametry vedoucími ke snížení teploty během vrtání a porovnávám výsledky s vybranými studiemi.

## Literatura

- [1] AUGUSTIN, Goran et al. Cortical bone drilling and thermal osteonecrosis. *Clinical Biomechanics*. 2011;2012;; vol. 27, no. 4, s. 313-325. ISSN 0268-0033.
- [2] AUGUSTIN, Goran et al. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2008;2007;; vol. 128, no. 1, s. 71-77. ISSN 0936-8051.
- [3] MARLOW, Frank M. *Machine shop know-how: the tips & techniques of master machinists*. Huntington Beach, CA: Metal Arts Press, c2010. ISBN 9780975996348.
- [4] ALAM, Khurshid. Exploring thermal anisotropy of cortical bone using temperature measurements in drilling. *BioMedical Materials and Engineering*. 2016, vol. 27, no. 1, s. 39-48. ISSN 0959-2989.
- [5] AUGUSTIN, Goran et al. Temperature changes during cortical bone drilling with a newly designed step drill and an internally cooled drill. *International Orthopaedics*. 2012, vol. 36, no. 7, s. 1449-1456. ISSN 0341-2695.
- [6] KALIDINDI, Varahalaraju. *Optimization of drill design and coolant systems during dental implant surgery*: Lexington, Ky. : [University of Kentucky Libraries].
- [7] HÜFNER, T. et al. Accuracy Study of Computer-Assisted Drilling: The Effect of Bone Density, Drill Bit Characteristics, and Use of a Mechanical Guide. *Journal of Orthopaedic Trauma*. 2005, vol. 19, no. 5, s. 317-322. ISSN 0890-5339.
- [8] BECHTOL, Charles O. *Metals and engineering in bone and joint surgery*. United States: , 1959.



- [9] LEE, JuEun, Yoed RABIN a O. Burak OZDOGANLAR. A new thermal model for bone drilling with applications to orthopaedic surgery. *Medical Engineering and Physics*. 2011, vol. 33, no. 10, s. 1234-1244. ISSN 1350-4533.
- [10] LEE, JuEun, O. Burak OZDOGANLAR a Yoed RABIN. An experimental investigation on thermal exposure during bone drilling. *Medical Engineering and Physics*. 2012, vol. 34, no. 10, s. 1510-1520. ISSN 1350-4533.
- [11] ABOUZGIA, M. B. a D. F. JAMES. Temperature rise during drilling through bone. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1997, vol. 12, no. 3, s. 342. ISSN 0882-2786.
- [12] ABOUZGIA, Mustafa B. a J. M. SYMINGTON. Effect of drill speed on bone temperature. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*. 1996, vol. 25, no. 5, s. 394-399. ISSN 0901-5027.
- [13] W&H. Ústní chirurgie a implantologie. [Www.dentamechanik.cz](http://www.dentamechanik.cz) [online]. [cit. 2018-08-10].
- [14] MEDIOUNI, Mohamed et al. Optimal parameters to avoid thermal necrosis during bone drilling: A finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Research*. 2017, vol. 35, no. 11, s. 2386-2391. ISSN 0736-0266.
- [15] NOŽIČKA, Jiří a České vysoké učení technické v Praze. Strojní fakulta. *Základy termomechaniky*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2001. ISBN 9788001024096;8001024091;.
- [16] KREIDL, Marcel. *Měření teploty: senzory a měřící obvody*. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2005. ISBN 9788073001452;8073001454;.
- [17] REICHL, Jaroslav. *Encyklopedie fyziky*. [Fyzika.jreichl.com](http://fyzika.jreichl.com) [online]. [cit. 2018-08-10].

- [18] LE COZ, G. et al. Measuring temperature of rotating cutting tools: Application to MQL drilling and dry milling of aerospace alloys. *Applied Thermal Engineering*. 2012, vol. 36, s. 434-441. ISSN 1359-4311.
- [19] STAROVESKI, Tomislav, Danko BREZAK a Toma UDILJAK. Drill wear monitoring in cortical bone drilling. *Medical Engineering and Physics*. 2015, vol. 37, no. 6, s. 560-566. ISSN 1350-4533.
- [20] BASIAGA, Marcin et al. Numerical and experimental analyses of drills used in osteosynthesis. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2011, vol. 13, no. 4, s. 29. ISSN 1509-409X.
- [21] BRISMAN, D. L. The effect of speed, pressure, and time on bone temperature during the drilling of implant sites. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1996, vol. 11, no. 1, s. 35. ISSN 0882-2786.
- [22] BONO, Matthew a Jun NI. A Method for Measuring the Temperature Distribution Along the Cutting Edges of a Drill. *Journal of Manufacturing Science and Engineering*. 2002, vol. 124, no. 4, s. 921. ISSN 1087-1357.
- [23] AUGUSTIN, Goran et al. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 2008;2007;, vol. 128, no. 1, s. 71-77. ISSN 0936-8051.
- [24] IVÁNEK, Zdeněk. FC 16 CNC + SYSTÉM MIKROPROG. INVESTICE DO ROZVOJE VZDĚLÁVÁNÍ: Inovace oboru Mechatronik pro Zlínský kraj [online]. 2012 [cit. 2018-07-25]. Dostupné z: [coptkm.cz](http://coptkm.cz)
- [25] FLIR, Termokamera FLIR E40, FLIR E50 a FLIR E60. Oficiálny dodávateľ termokamier FLIR pre ČR a SK [online]. Dostupné z: [www.termokamery-flir.sk](http://www.termokamery-flir.sk)
- [26] FERNANDES, M. G. A., E. M. M. FONSECA a R. J. NATAL. Thermal analysis during bone drilling using rigid polyurethane foams: numerical and experimental methodologies. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. 2016, vol. 38, no. 7, s. 1855-1863. ISSN 1678-5878.

- [27] HALLIDAY, David et al. Fyzika. 2., přeprac. vyd. Brno: VUTIUM, 2013. ISBN 8021441232;9788021441231;.
- [28] ŠESTÁK, Jiří a František RIEGER. Přenos hybnosti, tepla a hmoty. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1993.
- [29] REINGEWIRTZ, Y., S. SZMUKLER-MONCLER a B. SENGER. Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology. *Clinical Oral Implants Research*. 1997, vol. 8, no. 3, s. 189-197. ISSN 0905-7161.
- [30] KADLEC, Karel. Teoretické základy bezdotykového měření teploty. *Automa*. 2014, 20, 13-15. ISSN 1210-9592.
- [31] KADLEC, Karel. Teoretické základy bezdotykového měření teploty. *Automa*. 2014, 20, 24-26. ISSN 1210-9592.
- [32] GMBH, Hottinger Baldwin Messtechnik. Spider8 Data sheet. [Http://www.hottinger.sk/](http://www.hottinger.sk/) [online]. [cit. 2018-08-10].

## Seznam obrázků

Obrázek 1 Geometrie nástroje [3] .....	12
Obrázek 2 Vliv opotřebení na vývoj teploty [19] .....	14
Obrázek 3 Závislost průběhu teploty na rychlosti otáčení vrtáku [29] .....	15
Obrázek 4 Závislost rychlosti vrtání na naměřené teplotě[4] .....	17
Obrázek 5 Instalace experimentu [4].....	18
Obrázek 6 Měření teploty pomocí kovové fólie [20] .....	18
Obrázek 7 Schématický popis umístění termočlánků [26] .....	19
Obrázek 8 Experimentálně (E) naměřené teploty v porovnání s numerickou (N) simulací [26].....	20
Obrázek 9 FC 16 CNC frézka [24] .....	21
Obrázek 10 Termokamera FLIR E40 [25] .....	22
Obrázek 11 Tenzometrická ústředna SPIDER 8 [32] .....	23
Obrázek 12 Stomatologická jednotka Impantmed SI 923 [13] .....	24
Obrázek 13 Polyuretanová pěnová kostka - .....	25
Obrázek 14 Detail na umístění PUR kostky ve svěráku .....	26
Obrázek 15 Instalace experimentu .....	27

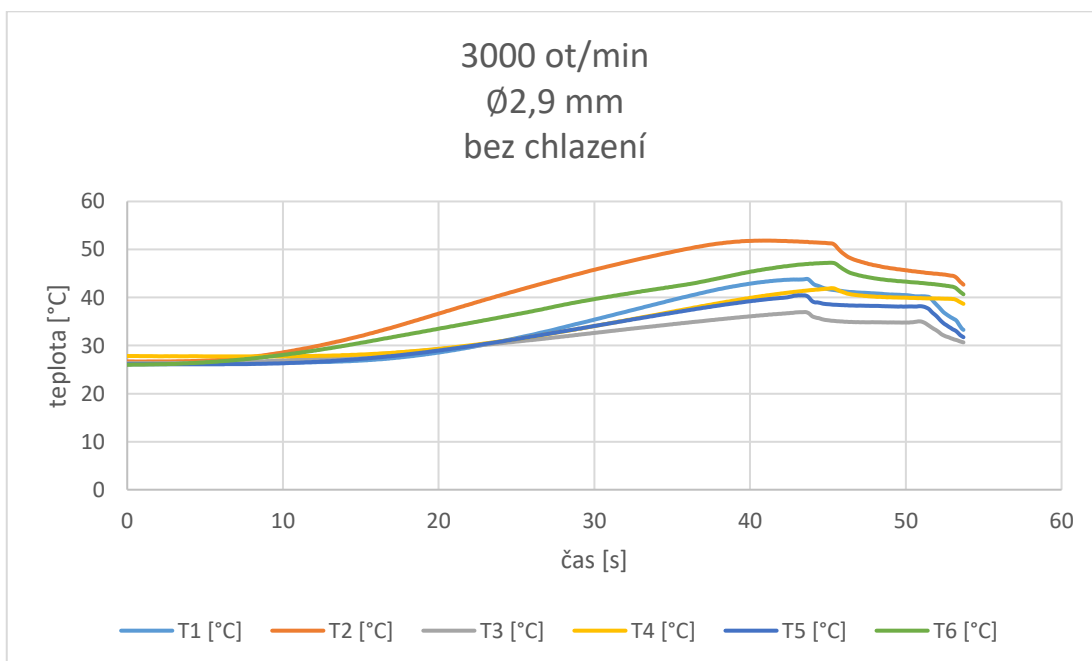
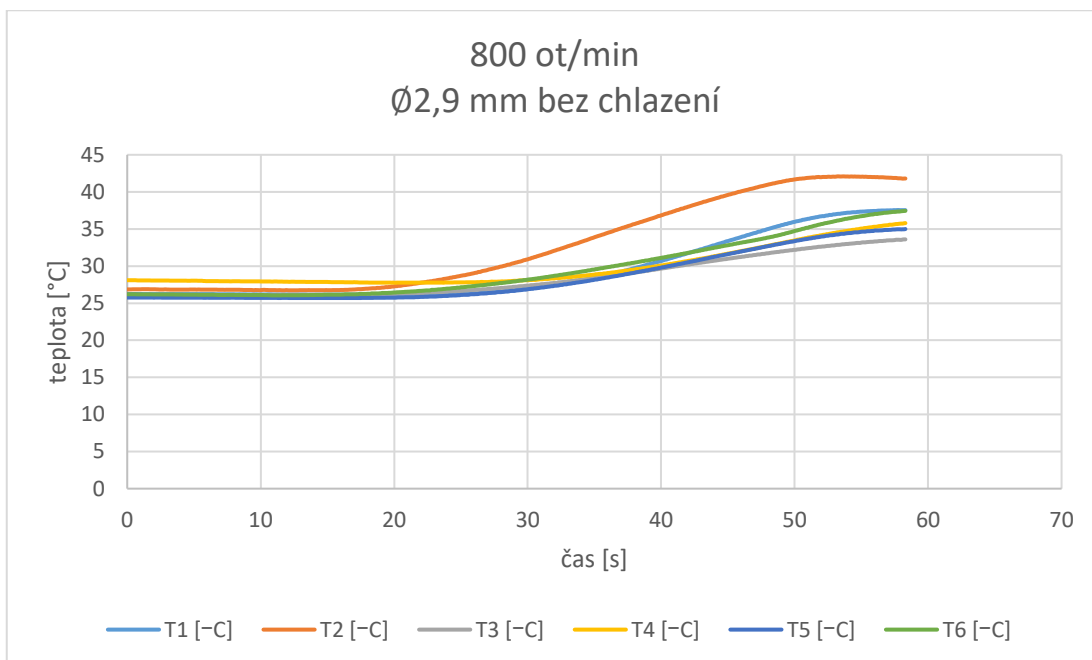
## Seznam tabulek

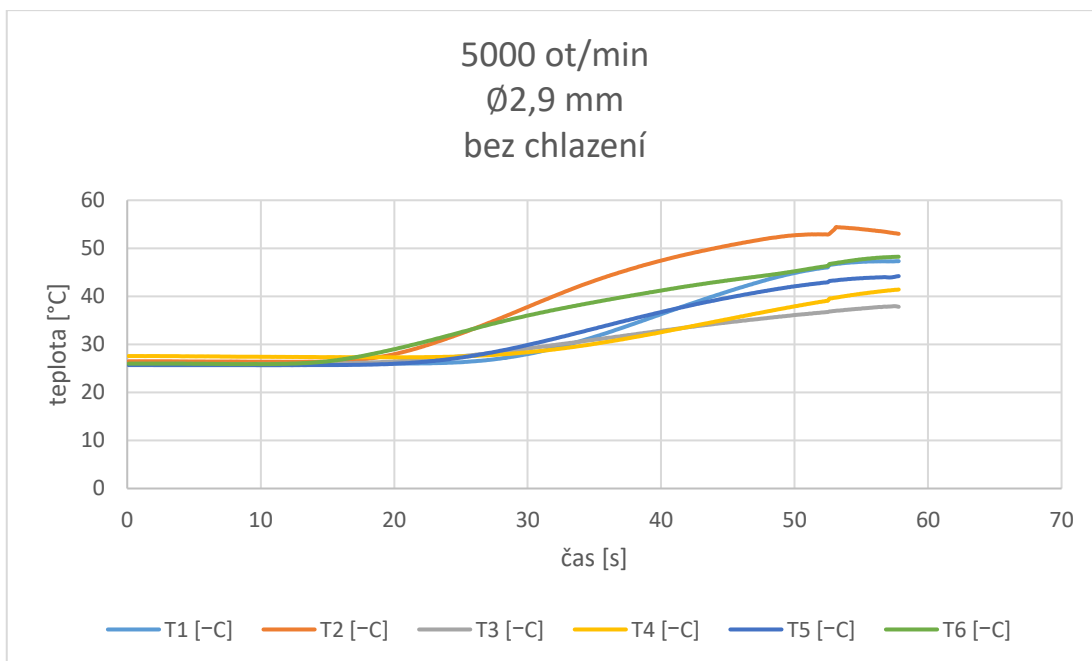
Tabulka 1 Přehled nejdůležitějších parametrů vrtání .....	11
Tabulka 2 Značení termočlánků [26] .....	20
Tabulka 3 Technické údaje FC16CNC [24] .....	22
Tabulka 4 Technické údaje termokamery FLIR E40 [25].....	22
Tabulka 5 Technické údaje stomatologické jednotky Impantmed SI 923 [13] ...	24
Tabulka 6 Data naměřena termokamerou .....	28
Tabulka 7 Maximální naměřené teploty - první sada .....	30
Tabulka 8 Maximální naměřené teploty - druhá sada vzorků .....	31

## Přílohy

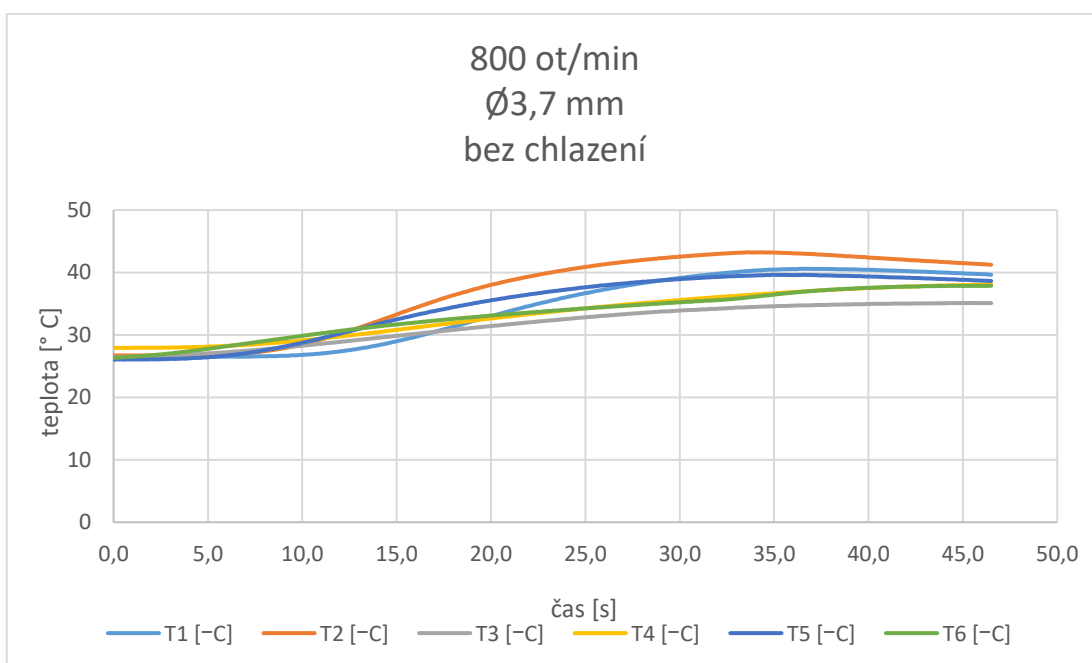
### A. První sada vzorků, bez použití chlazení

#### A.1. Vrták $\varnothing 2,9 \text{ mm}$ – bez chlazení

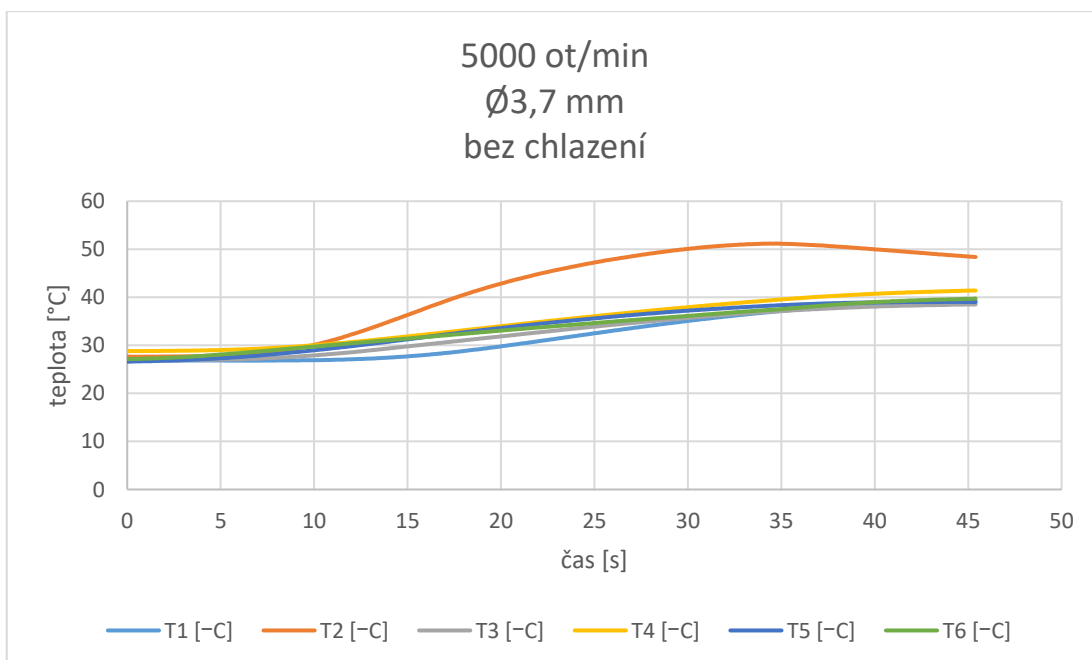
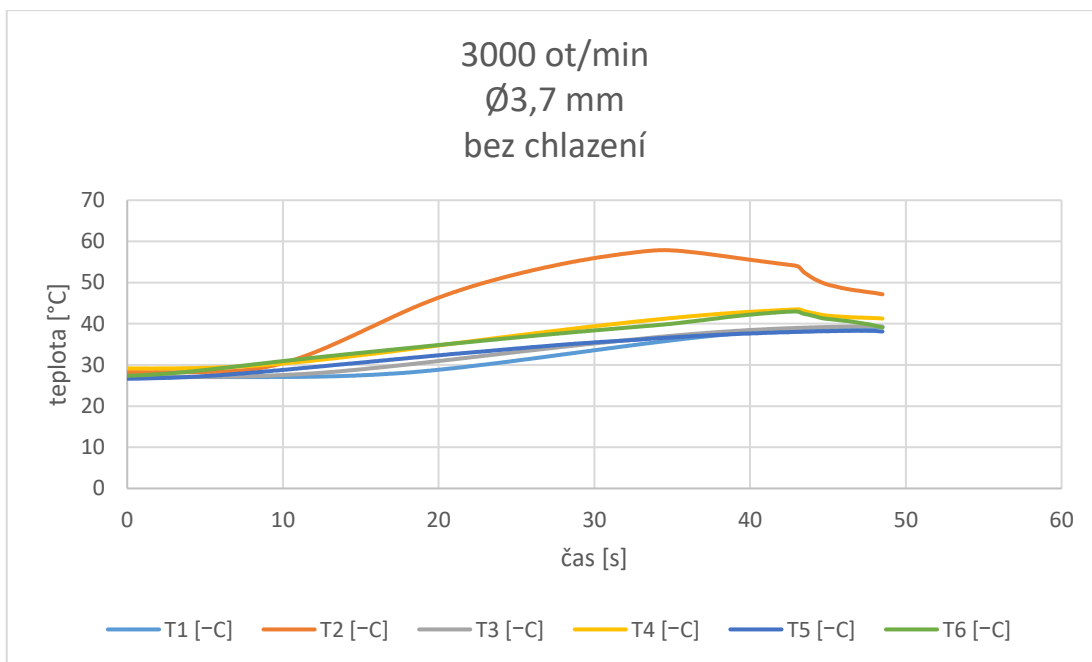




A.2. Vrták  $\varnothing 3,7$  mm – bez chlazení



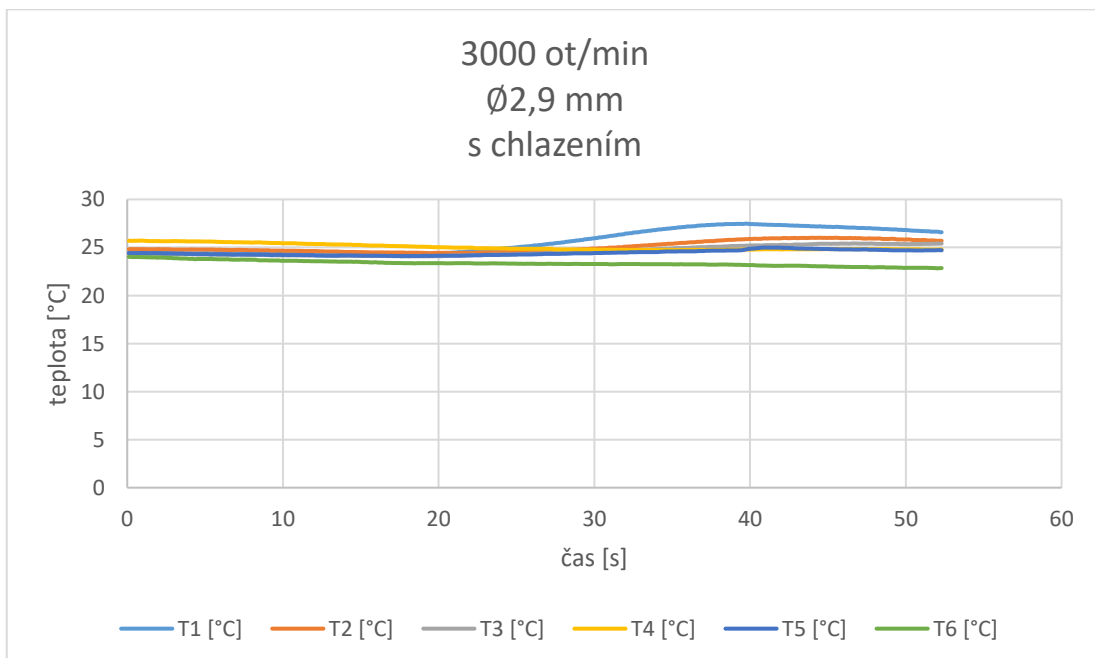
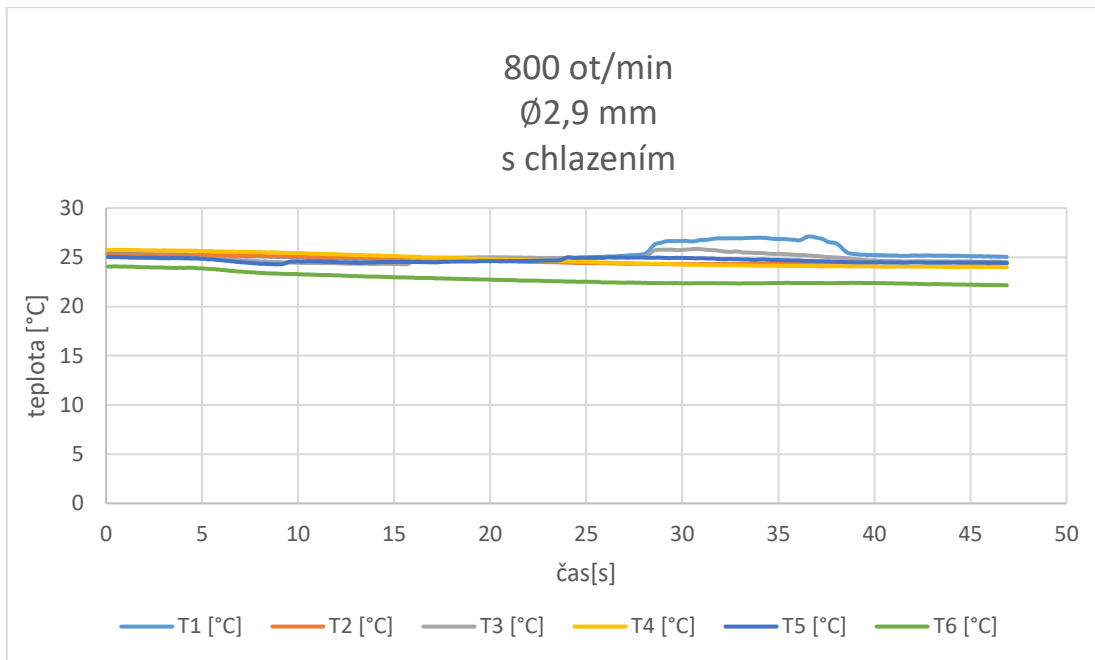
..

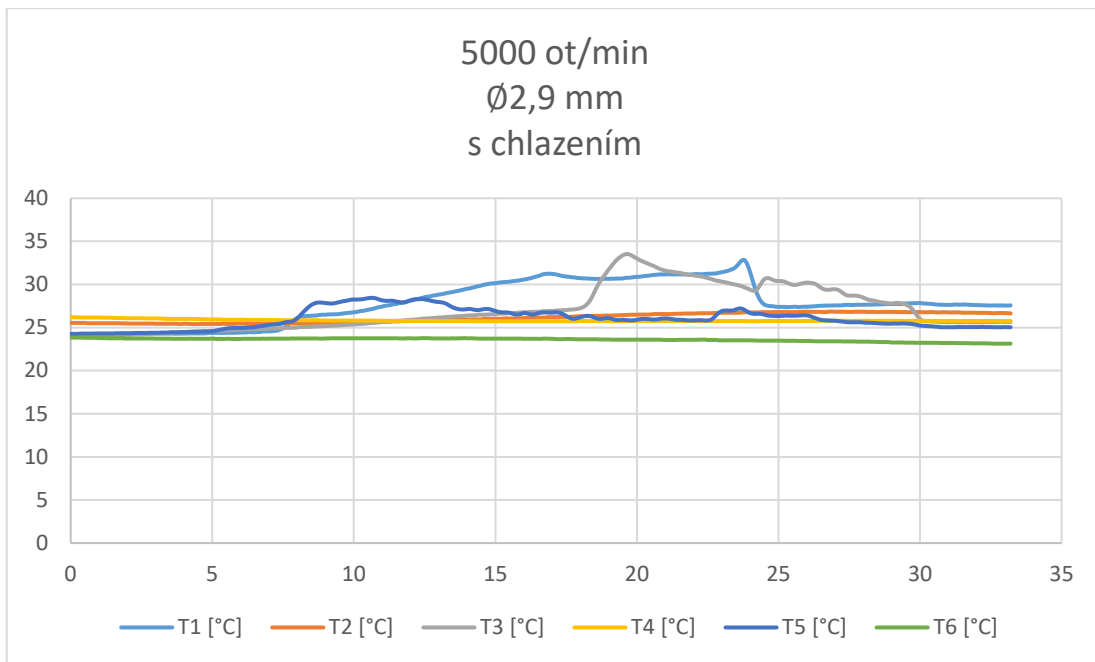




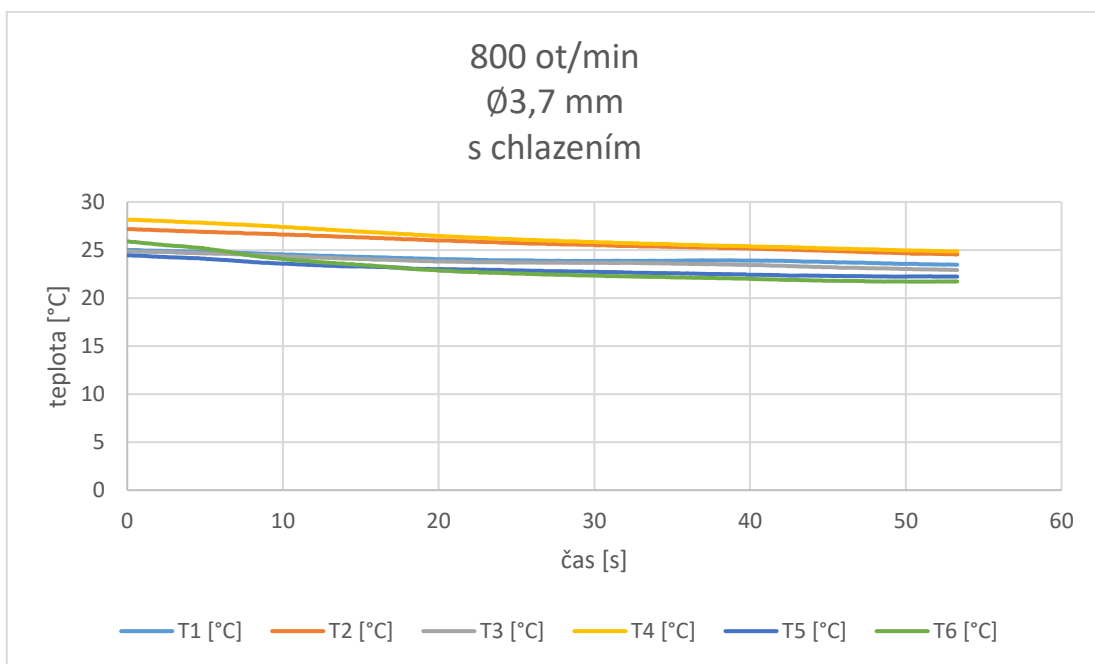
## B. První sada vzorků – s použitím chlazení

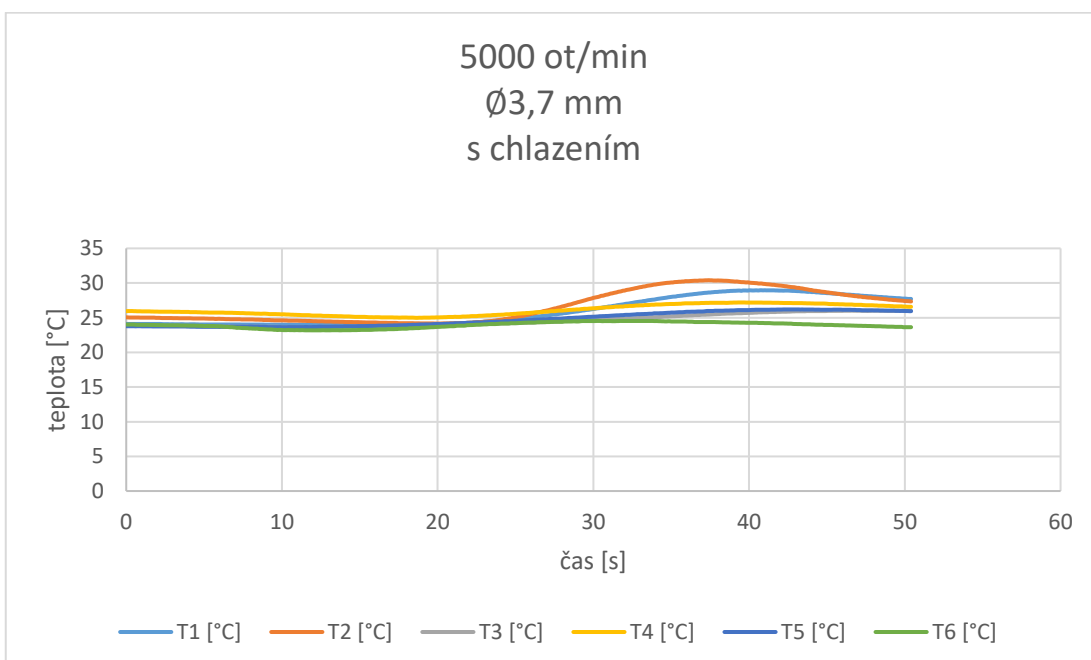
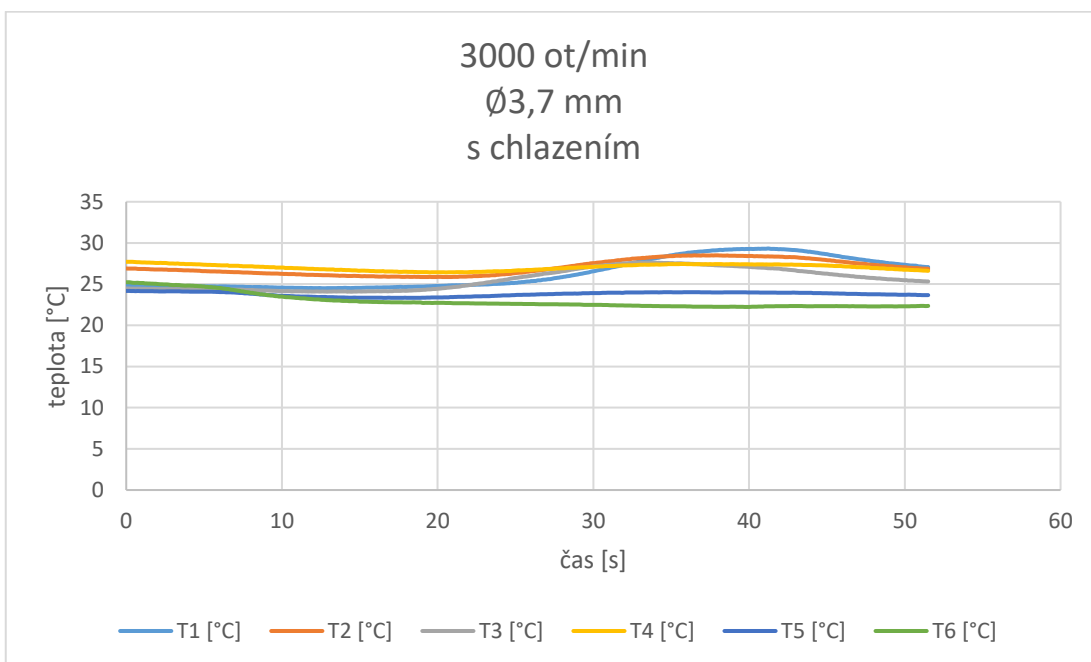
### B.1. Vrták Ø2,9 mm – použito chlazení





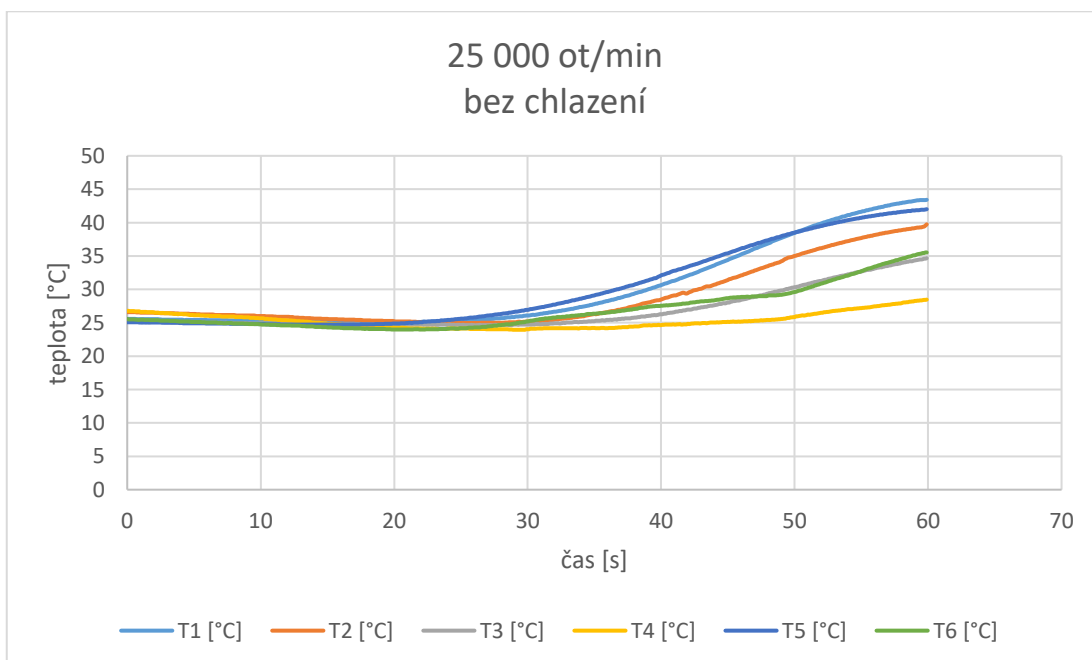
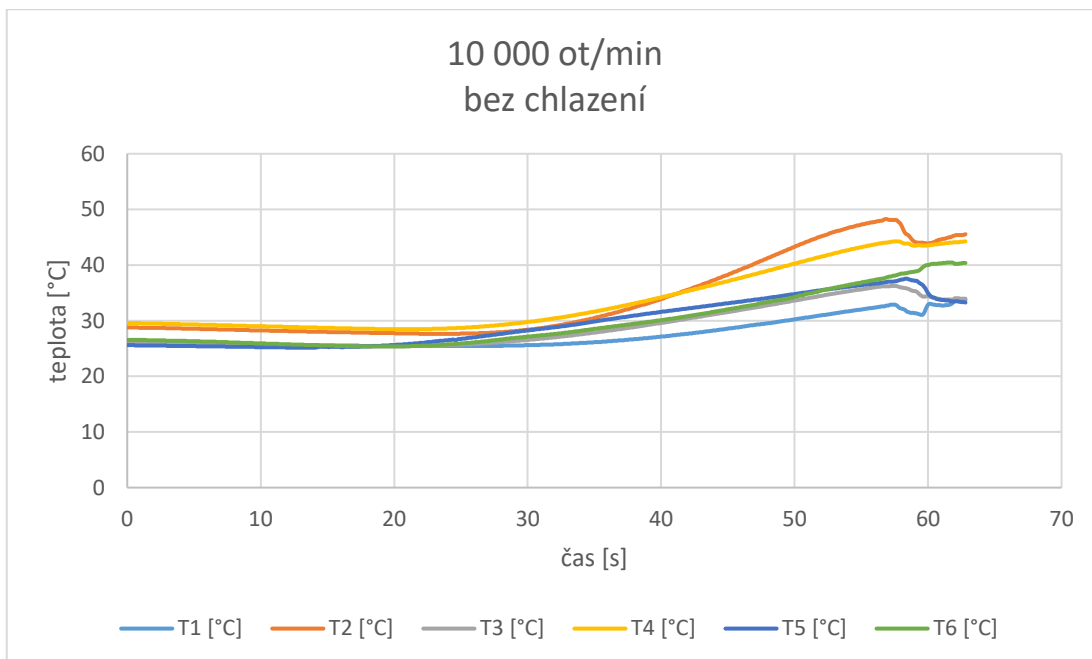
B.2. Vrták  $\varnothing 3,7$  mm – použito chlazení

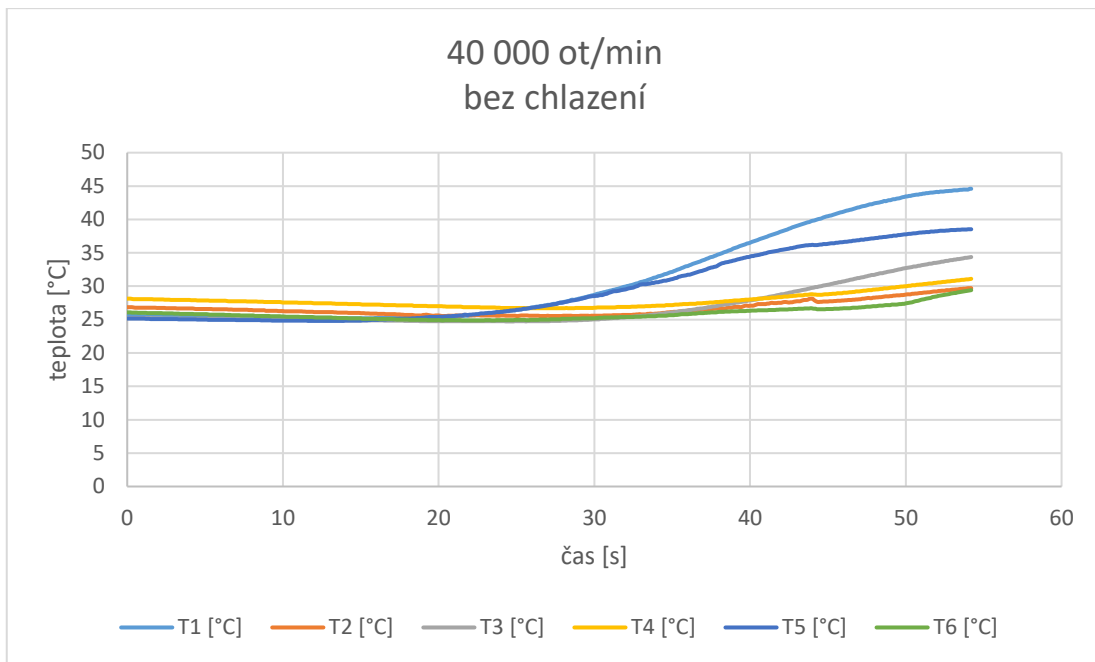




## C. Druhá sada vzorků

### C.1. Vysokorychlostní vrtání; vrták $\varnothing 2,9\text{ mm}$ ; bez chlazení





C.2. Vysokorychlostní vrtání; vrták  $\varnothing 2,9\text{ mm}$ ; s chlazením

