



**ČESKÉ
VYSOKÉ
UČENÍ
TECHNICKÉ
V PRAZE**

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

**Experimentální stanovení teplotního pole
uvnitř kolenní náhrady za různých podmínek**

**Experimental assessment of temperature field in the
knee replacement under various conditions**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2018/2019

Jan Pluhař

Studijní program: (B2342) Teoretický základ strojního inženýrství

Studijní obor: (2301R000) bez oboru

Vedoucí práce: Ing. Jakub Kronek, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem: „Experimentální stanovení teplotního pole uvnitř kolenní náhrady za různých podmínek“ vypracoval samostatně pod vedením Ing. Jakuba Kronka, Ph.D. a s použitím literatury uvedené na konci mé bakalářské práce v seznamu použité literatury.

V Praze 9. 8. 2019

Jan Pluhař

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych velmi rád poděkoval svému vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Jakubu Kronkovi, Ph.D. za odborný dohled, konzultace, vedení a čas, který mi věnoval, a které mi značně pomohly k vypracování této bakalářské práce.

ANOTAČNÍ LIST

Jméno autora:	Jan Pluhař
Název BP:	Experimentální stanovení teplotního pole uvnitř kolenní náhrady za různých podmínek
Anglický název:	Experimental assessment of temperature field in the knee replacement under various conditions
Rok:	2019
Studijní program:	Teoretický základ strojního inženýrství
Ústav:	Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky
Vedoucí BP:	Ing. Jakub Kronek, Ph.D.
Bibliografické údaje:	Počet stran 43 Počet obrázků 33 Počet tabulek 3 Počet příloh 0
Klíčová slova:	kolenní kloubní náhrada, teplota, nárůst teploty, otěr, UHMWPE, tvrdost, životnost, experiment
Keywords:	knee replacement, temperature, temperature rise, wear, UHMWPE, hardness, lifespan, experiment
Anotace:	Bakalářská práce se zabývá teplotou a nárůstem teploty uvnitř kolenních kloubních náhrad a jejich vliv na životnost endoprotéz. V práci jsou popsány hlavní faktory, které nárůst teploty ovlivňují. Největší vliv na životnost kolenních kloubních náhrad má otěr UHMWPE, který je teplotou značně ovlivněn a který představuje nejčastější příčinu jejich selhání.
Annotation:	Bachelor thesis deals with temperature and temperature rise in knee replacements and their influence on the lifetime of prostheses. Main factors influencing the temperature rise are described. The lifetime of knee replacements is mostly influenced by the wear of UHMWPE. The wear is significantly influenced by temperature and represents the main reason of knee replacements failure.

OBSAH

1. Úvod	1
2. Kolenní kloub	2
2.1. Anatomie kolenního kloubu	2
2.2. Mechanika kolenního kloubu	2
3. Kolenní kloubní náhrady	4
3.1. Dělení kolenních kloubních náhrad podle způsobu implantace	4
3.2. Dělení kolenních kloubních náhrad podle typu konstrukce	4
3.3. Materiály používané v kolenních kloubních náhradách	5
3.3.1. Kobalt-chromové slitiny	6
3.3.2. Titan a titanové slitiny	6
3.3.3. Tantal	6
3.3.4. Polyetylén	6
4. Teplota v kolenních kloubních náhradách	7
4.1. Nárůst teploty v kolenních kloubních náhradách	11
4.1.1. Závislost teplotního růstu na relativní rychlosti	12
4.1.2. Závislost teplotního růstu na normálovém zatížení	13
4.1.3. Závislost teplotního růstu na lubrikaci	14
4.1.4. Nárůst teploty v závislosti na tloušťce UHMWPE destičky	15
4.2. Vliv teploty na vlastnosti UHMWPE	18
4.2.1. Závislost tečení na teplotě	18
4.2.2. Vliv teploty na tlakový diagram UHMWPE	18
4.2.3. Vliv teploty na tvrdost UHMWPE	19
4.2.4. Vliv teploty na otěr UHMWPE	20
5. Experimentální část	26
5.1. Úvod	26
5.2. Simulátor pohybu	27
5.3. Průběh experimentu	27
5.4. Princip měření teploty	28
5.5. Princip vyhodnocení výsledků	30
5.6. Nastavené podmínky pro experimenty	31
5.7. Výsledky	31
5.8. Rozložení teplotního pole na povrchu UHMWPE vložky	34
5.9. Diskuze	34
6. Závěr	37
Seznam zkratk a cizích pojmů	40
Seznam použitých veličin	40
Seznam použité literatury	41
Seznam obrázků	42
Seznam tabulek	43

1. Úvod

Má smysl zabývat se teplotou v umělém kolenním kloubu? Narůstá při pohybu teplota v kolenní kloubní náhradě? A jak vysokých hodnot nárůst teploty dosahuje? Může teplotní nárůst ovlivnit funkčnost a životnost kolenních endoprotéz? Tyto otázky formulují hlavní myšlenku, která vedla ke vzniku této bakalářské práce.

Lidské tělo stárne a s tím souvisí opotřebením jednotlivých částí těla. Jednou z nejvíce namáhaných částí lidského těla je koleno a kolenní kloub. Jak říká MUDr. Milan Pastucha: „Naše klouby jsou jako dálnice zničená přetíženými kamiony.“ Existují hlavní dva důvody, kvůli kterým dochází k poškození kolenního kloubu do takové míry, že je nutné přistoupit k operaci a zdravé koleno nahradit umělým. Jsou jimi nadváha a nadměrná fyzická zátěž při sportu nebo fyzické práci způsobující nemoc kloubů zvanou artróza. [1]

Množství pacientů, kteří trpí artrózou a potřebují podstoupit operaci náhrady kolenního kloubu, každým rokem přibývá. Podle [2] bylo v roce 2015 v České republice provedeno 126 operací výměny kolenního kloubu připadajících na 100 000 obyvatel. Věk pacientů, kteří potřebují operaci podstoupit, se čím dál více snižuje. Proto jsou vyvíjeny stále větší nároky na kvalitu a životnost kolenních endoprotéz.

Tato bakalářská práce se zabývá tím, jaké faktory ovlivňují nárůst teploty v kolenních kloubních náhradách a jakých hodnot může teplotní nárůst v závislosti na těchto faktorech dosahovat. V návaznosti na to se práce zabývá tím, jak zvýšená teplota ovlivňuje vlastnosti kolenní kloubní náhrady, zejména UHMWPE materiálu, ze kterého je vyráběna dosedací vložka tibiální (lýtkové) komponenty artikulující proti femorální (stehenní) části kloubní náhrady.

Náplní experimentální části práce je in vitro změřit nárůst teploty, ke kterému v rámci kolenní kloubní náhrady dochází při různých typech zátěže. Cílem je dosáhnout takových podmínek, které se budou co nejvíce přibližovat reálným podmínkám v lidském těle.

Cílem této práce je schopnost odpovědět na úvodní otázky, zda v kolenní endoprotéze dochází k nárůstu teploty a zda je tento nárůst teploty tak významný, že by mohl ovlivňovat životnost kolenních náhrad. Cílem je tyto odpovědi odůvodnit a určit, zda je do budoucna smysluplné se teplotou v kolenních kloubních náhradách zabývat.

2. Kolenní kloub

Kolenní kloub je největší a nejsložitější kloub v lidském těle. Jedná se o synoviální kloub závěsného typu, který je složený z kostí, chrupavek, šlach, vazů a menisků a který dovoluje především flexi a extenzi dolní části nohy. Kromě toho také dovoluje malé stupně zevní a vnitřní rotace.

2.1. Anatomie kolenního kloubu

Kolenní kloub je obvykle označován jako složený kloub skládající se ze tří částí. První částí je patelo-femorální kloubní spojení, které se skládá z čéšky (pately) a stehenní kosti (femuru). Na přední straně stehenní kosti se nachází patelární drážka umožňující čéšce se po ní klouzat. Druhé dvě části jsou mediální a laterální tibiofemorální kloubní spojení mezi stehenní a holenní kostí, která vytvářejí hlavní část kloubu.

Pro absorbování nárazů a předcházení kontaktu kostí jsou kosti překryty chrupavkami, které jsou jemné, tvrdé a kluzké. V kolenním kloubu se nacházejí dvě chrupavky nazvané mediální a laterální meniskus. Fungují jako jemný povrch umožňující kloubu pohyb.

Kolenní kloub je obklopen kloubním pouzdem a vazy. Kloubní pouzdro je tvrdý vláknitý materiál. Jeho vnitřní vrstva se nazývá synoviální membrána, která vytváří a uvolňuje synoviální tekutinu zajišťující lubrikaci kloubu. Vazy jsou krátké provazce silného vláknitého materiálu spojující kosti a pomáhající kloubu držet pohromadě. V kolenním kloubu jsou přítomny dva druhy vazů. Prvním typem jsou zkřížené vazy, které jsou dva a nazývají se přední a zadní. Druhým typem vazů jsou postranní kolenní vazy.

Pod čéškou se nacházejí tíhové váčky, tzv. synoviální burzy. Jsou to malé váčky naplněné synoviální tekutinou, která v místech tření pomáhá lubrikovat kolenní kloub. Objem synoviální tekutiny v kolenu je 2-4 ml.

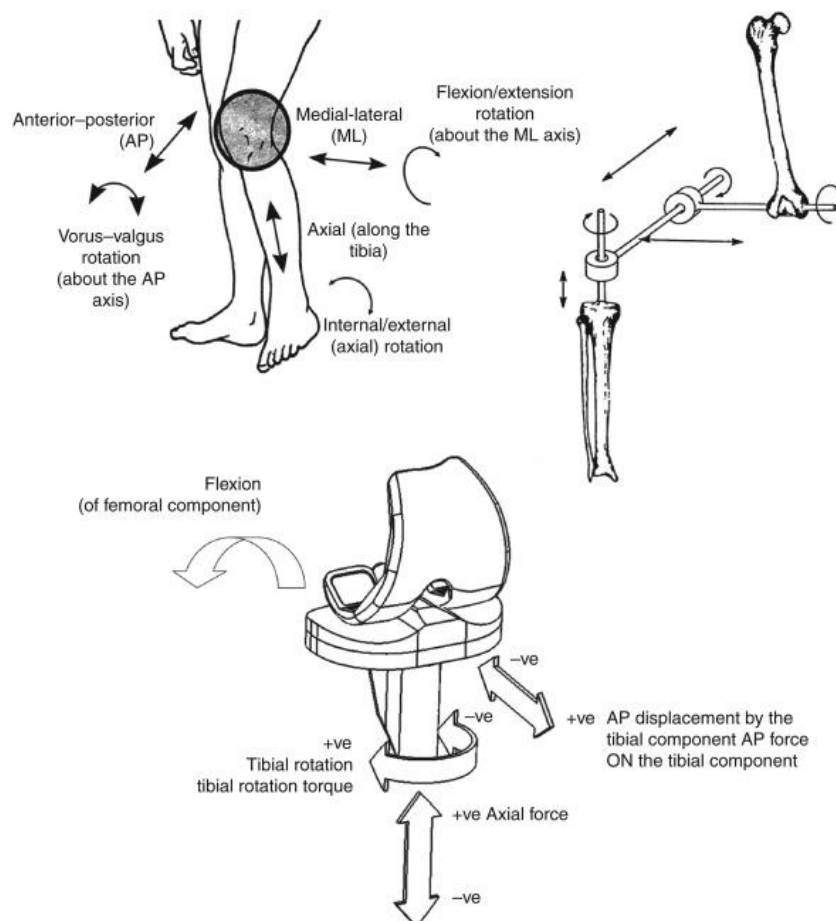
Pohyb kolene je zajišťován velkými stehenními svaly. O ohyb kloubu se starají svaly zadní strany steh, tzv. hamstringy, zatímco svaly přední strany stehenní nohy napínají. Ve stehně jsou přítomny také další specifické svaly zajišťující jemnou rotaci kolene.

2.2. Mechanika kolenního kloubu

Kolenní kloub (zdravý nebo s kolenní náhradou) představující těleso v prostoru má šest stupňů volnosti, které mohou být omezeny různými anatomickými podmínkami nebo

částmi kolenní náhrady. Stehno vůči holeni vykonává tři posuvné a tři rotační pohyby. Pro popis pohybu je potřeba zavést vhodný systém os. Kartézský souřadný systém umístěný v prostoru není pro kolenní kloub příliš vhodný a výhodnější je umístit souřadný systém k jedné z kostí, nejčastěji ke kosti holenní. Pohyb ostatních kostí se následně vztahuje vůči této kosti.

Souřadný systém, který se nejčastěji používá v kolenních simulátorech, byl navržen Groodem a Suntayem a je znázorněn na obrázku 1. Tento systém je kinematický řetězec skládající se ze čtyř článků. Prvním je holenní kost a posledním je kost stehenní. Tyto dva články představují osy spojené s tělem, ke kterým jsou připojeny dvě osy imaginární představující druhý a třetí člen řetězce.



Obrázek 1: (A) Osový systém založený na anatomii a stupně volnosti lidského kolenního kloubu,
 (B) Schéma znázorňující souřadný systém podle Grooda a Suntaye,
 (C) Aplikace tohoto souřadného systému na totální kolenní endoprotézu [3]

Jak již bylo zmíněno, kolenní kloub má šest stupňů volnosti, které mohou být omezené. Vliv na omezení pohybu kloubu mají shodnosti povrchu v místě střetávání se holenní a stehenní kosti, křížové a podélné vazy a další měkká tkáň. Nejvíce omezenými pohyby jsou axiální a medial-lateral posuvy a Varus-Valgus rotace a jejich rozsahy jsou minimální. Hlavním pohybem, který kolenní kloub poskytuje, je flexe a extenze. Rozsah rotace je zhruba -5° až 140° . Při vysokých úhlech flexe dochází vlivem váhy těla k nárůstu momentu kolem medial-lateral osy. K jeho vyvážení pomáhá anterior-posterior posuv, jehož rozsah je $\pm 10\text{mm}$.

3. Kolenní kloubní náhrady

Pro náhradu poškozeného kolenního kloubu lze použít široké množství chirurgických postupů, které jsou uzpůsobeny speciálním potřebám pacienta. Kolenní kloubní náhrady lze rozdělit podle způsobu implantace a podle typu konstrukce.

3.1. Dělení kolenních kloubních náhrad podle způsobu implantace

Podle způsobu implantace se kloubní náhrady dělí na cementované, necementované a hybridní. V případě hybridních náhrad je tibiální komponenta cementovaná, zatímco femorální komponenta je necementovaná.

3.2. Dělení kolenních kloubních náhrad podle typu konstrukce

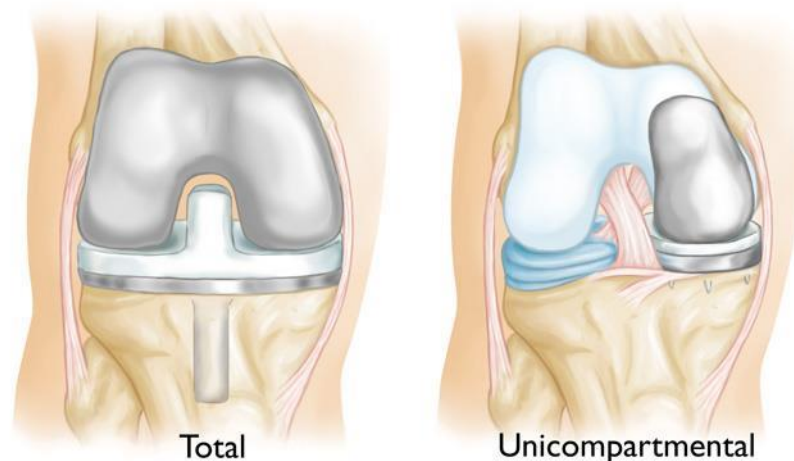
Základní kloubní náhrada se sestává ze tří základních částí, tj. femorální, tibiální a patelární.

Kovová femorální komponenta bývá nejčastěji vyrobena z kobalt-chromových nebo titanových slitin a nahrazuje konec femuru (stehenní kosti). Je navržena tak, aby tvarově odpovídala femorálním kondylům, které jsou částí kolenního kloubu. Femorální kondyly jsou dva, a sice mediální a laterální. V komponentě je vytvořena drážka umožňující pohyb číšky nebo patelární komponenty.

Tibiální komponenta nahrazuje horní část tibie (holenní kosti). Sestává se ze dvou částí. Spodní část je kovová kotvící část s dřínkem vyráběná z titanové slitiny, nad kterou se nachází odnímatelná artikulační vložka vyráběná z polyetylénu.

Patelární komponenta nahrazuje zadní část pately (česky). Komponenta se pohybuje v drážce vytvořené ve femorální komponentě a je vyráběná z polyetylénu podobně jako artikulační vložka tibiální komponenty.

Podle toho, jaké části kolene je potřeba nahradit, dělíme kolenní endoprotézy do dvou skupin na částečné a totální. Částečná kloubní náhrada se používá v případě, že česka není poškozena a není potřeba nahradit oba kondyly, ale pouze jeden. Takové kloubní náhradě se také říká unikondylární. Její výhodou oproti totální kloubní náhradě je to, že zdravé části kolene jsou zachovány a pomáhají udržovat přirozenější funkci kolene. Totální kloubní náhrada je použita v případě, že oba kondyly jsou poškozeny a je potřeba je nahradit. V případě extrémních podmínek se používá závěsná pantová endoprotéza, která umožňuje pouze flexi a extenzi.



Obrázek 2: Rozdíl mezi totální (vlevo) a částečnou (vpravo) kolenní endoprotézou [4]

3.3. Materiály používané v kolenních kloubních náhradách

Návrh materiálů, ze kterých jsou kolenní endoprotézy vyráběny, je zaměřen především na kvalitní funkčnost endoprotéz. Dalším, neméně důležitým, faktorem pro návrh materiálu je životnost kolenních náhrad. Ta může být ovlivněna několika materiálovými vlastnostmi. Mezi ty nejdůležitější patří otěr, tečení a oxidace. Kombinace kovu a polyetylénu pohybujících se proti sobě zajišťuje poměrně malé koeficienty tření, čímž je dosaženo menšího otěru, než kdyby se používala kombinace dvou kovových komponent.

3.3.1. Kobalt-chromové slitiny

Kobalt-chromové slitiny jsou tvrdé, pevné a biokompatibilní kovy, které vykazují vysokou odolnost vůči korozi. Ve slitinách se často nachází také nikl a uhlík, které pomáhají proti poměrně malé tažnosti a zlepšují jejich mechanické vlastnosti. Kobalt-chromové slitiny jsou jedním z nejčastějších materiálů používaných pro výrobu kloubních náhrad. V kolenních kloubních náhradách se z nich vyrábí femorální komponenty.

3.3.2. Titan a titanové slitiny

Čistý titan je používán pouze v případech, kde není zapotřebí vysoké pevnosti. Používá se například k vytvoření vrstvy kovových vláken, které se připojí k povrchu implantátu, a buď dovolují kosti vrůstat do implantátu, nebo pomáhají zlepšit fixaci cementu.

Titanové slitiny kromě titanu běžně obsahují také vanadové nebo hliníkové příměsi. Nejběžněji používaná titanová slitina pro kolenní endoprotézy je Ti_6Al_4V .

Titanové materiály mají dobré korozivzdorné vlastnosti. Oproti jiným kovům používaným pro kolenní náhrady mají titan a titanové slitiny menší hustotu a elastické vlastnosti. Díky tomu se chování titanových implantátů více přibližuje k chování původních kloubů a snižuje se riziko komplikací.

3.3.3. Tantal

Tantal je typ čistého kovu mající výborné fyzikální a biologické vlastnosti. Jedná se především o pružnost, ohebnost a odolnost vůči korozi. Používá se pro výrobu tzv. Trabecular Metal materiálu, což je trojrozměrný porézní materiál pomáhající vrůstání kosti do implantátu. Jeho vlastnosti z něj dělají jeden z nejvíce biokompatibilních materiálů.

3.3.4. Polyetylén

Z polyetylénu se vyrábí tibiální a patelární komponenty. Nejčastěji používaným polyetylénovým materiálem je tzv. Ultra High Molecular Weight PolyEthylene (UHMWPE). Jeho opotřebení bývá jednou z nejčastějších příčin pro opravu nebo výměnu kolenních kloubních náhrad. Vlastnosti tohoto materiálu a jejich závislost vůči teplotě bude popsána v následujících kapitolách.

4. Teplota v kolenních kloubních náhradách

V lednu 2006 vyšla studie [5] zabývající se měřením teploty v kolenní kloubní náhradě. Cílem této studie bylo zjistit, zda kolenní endoprotézy produkují více tepla než zdravé klouby. Měření, které probíhalo in vivo, se zúčastnilo 25 pacientů. Pomocí senzorů umístěných v kolenech pacientů byla měřena teplota synoviální tekutiny. Teplota byla zaznamenávána ve třech různých okamžicích. Nejprve byla měřena před začátkem testování, následně po dvaceti minutách chůze rychlostí 3-4 km/h na běžecím pásu a nakonec po dalších dvaceti minutách jízdy na rotopedu při udržování výkonu 55 wattů a 60 otáček za minutu. Výsledky jsou zobrazeny v Tabulce 1. Rozdíly v naměřených teplotách mezi jednotlivými pacienty se stejnou endoprotézou nepřesahovaly 1°C. Za názvem typu kolene je v závorce uveden počet pacientů s danou kloubní náhradou, kteří se zúčastnili měření. Z výsledků vyplývá, že teplotní nárůst v kloubních náhradách je několikanásobně vyšší, než teplotní nárůst ve zdravém koleni. Zatímco teplota zdravého kolene před začátkem testování byla 31°C a v průběhu testování vzrostla pouze o 2°C, teplota závěsné pantové endoprotézy po 20 minutách chůze a 20 minutách cyklistiky dosahovala hodnoty 44°C.

V diskuzi studie [5] se odhaduje, že více tepla se v koleni produkuje během chůze než během jízdy na kole podobně, jako je tomu u kyčelního kloubu.

Typ kolene a počet testovaných pacientů	Teplota před začátkem testu (°C)	Nárůst teploty po 20 minutách chůze (°C)	Nárůst teploty po 20 minutách chůze a 20 minutách jízdy na kole (°C)
Zdravé koleno (5)	31	1	2
Artritické koleno (6)	31	2	3
Částečná protéza (3)	32	2	3
Keramická femorální protéza (4)	33	3	4
Protéza zachovávající oba zkřížené vazy (7)	33	4	5
Rotující platforma (3)	33	5	6
Protéza zachovávající zadní zkřížený vaz (6)	34	5	6
Zadně stabilizovaná protéza (6)	34	5	7
Středový čep (7)	34	5	7
Rotační závěsná protéza (3)	35	7	9

Tabulka 1: Naměřené teploty v závislosti na druhu kolenní protézy [5]

Jedním z hlavních důvodů selhání kloubních náhrad je opotřebení UHMWPE destičky v tibiální komponentě. Vlastnostmi tohoto materiálu v závislosti na teplotě se zabýval Galetz ve studii [6]. Zkoumal jeho vlastnosti v podmínkách, v jakých se materiál nachází v kolenní kloubní náhradě. Pro měření byla použita tzv. wheel-on-flat konfigurace, která je znázorněná na obrázku 3. Nárůst teploty je popisován jako funkce závislá na době a

velikosti zatěžování, rychlosti vzájemného pohybu komponent, typu materiálu, koeficientu tření a způsobu lubrikace. Vliv může mít také přítomnost otěrových částic.

Galetz nejprve vycházel ze studie [7], podle které lze tepelný tok vznikající v místě dotyku dvou těles, představujících femorální komponentu a polyetylenovou vložku, vyjádřit rovnicí:

$$\dot{Q}_{total} = \dot{Q}_{wheel} + \dot{Q}_{inlay} = \mu F_n v_{rel} \quad (1)$$

\dot{Q}_{total} představuje energii vznikající třením, kterou lze vyjádřit pomocí normálového zatížení F_n , relativní rychlosti v_{rel} a koeficientu tření μ . \dot{Q}_{inlay} je tepelný tok pronikající do polyetylenové vložky. Pro to, aby bylo možné stanovit, jak velká část tepelného toku do polyetylenové vložky proniká, je zaveden participační faktor ε , který je definován jako:

$$\varepsilon = \frac{\dot{Q}_{inlay}}{\dot{Q}_{total}} \quad (2)$$

Jeho velikost lze spočítat podle tepelné vodivosti jednotlivých materiálů:

$$\varepsilon_{inlay} = \frac{\lambda_{UHMWPE}}{\lambda_{UHMWPE} + \lambda_{CoCrMo}} \quad (3)$$

Tento způsob výpočtu ovšem Galetz [6] uvažuje jako nepřesný a vypočtenou teplotu za příliš nízkou. Galetz [6] dále uvádí druhou teorii založenou na Blokové teorii pohybujících se tepelných zdrojů [8], která je dále rozvinuta Jaegerem a Carslowem [9]. Podle nich je dělení tepla závislé na Pecletově čísle, které je bezrozměrné a závisí na rychlosti posuvu $v_{inlay/wheel}$, tepelné difuzivitě χ a šířce kontaktu b . Pecletovo číslo může být spočteno podle rovnice:

$$Pe_{inlay/wheel} = \frac{v_{inlay/wheel} * b}{2\chi} \quad (4)$$

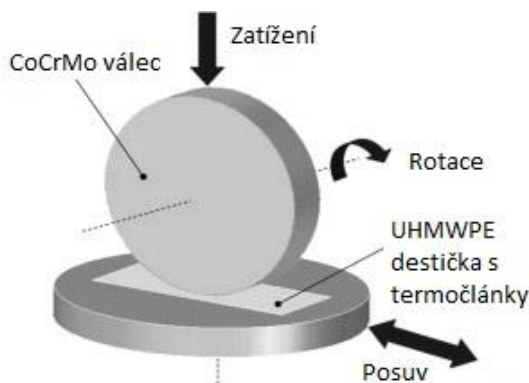
Pro wheel-on-flat konfiguraci lze rozměr kontaktu b vypočítat podle Hertzovi rovnice:

$$b = \sqrt{\frac{F_n r_{wheel}}{l \pi E^*}} \quad (5)$$

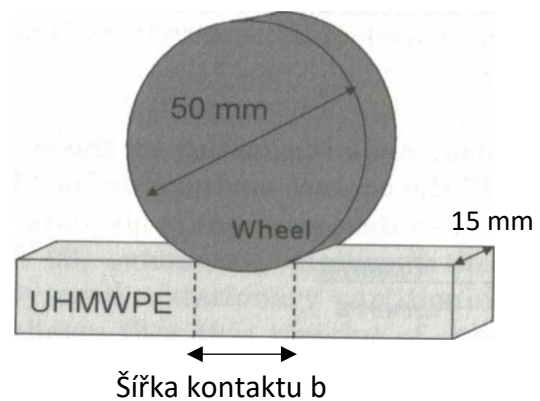
F_n představuje normálové zatížení, r_{wheel} poloměr kola, l délku kontaktu a E^* je kontaktní modul, jenž se definuje rovnicí:

$$\frac{1}{E^*} = \frac{1 - \nu_{CoCr}^2}{E_{CoCr}} + \frac{1 - \nu_{UHMWPE}^2}{E_{UHMWPE}} \quad (6)$$

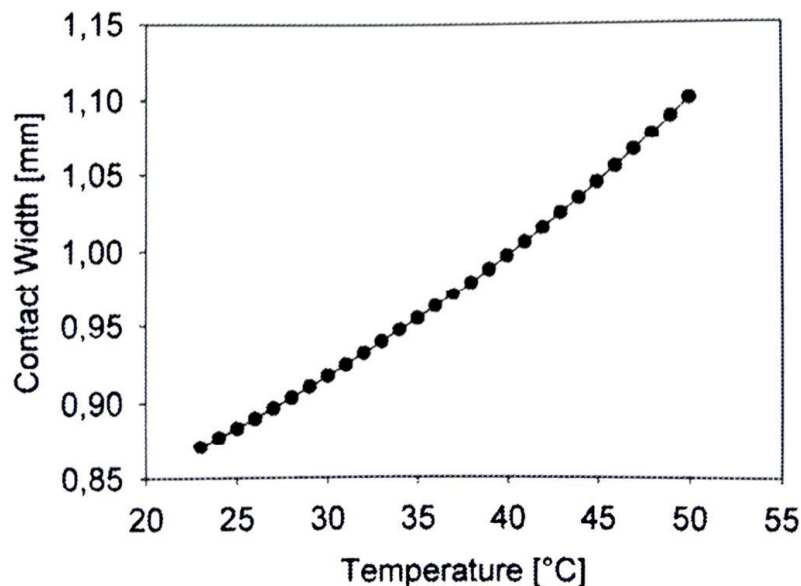
Vzhledem k tomu, že vlastnosti UHMWPE jsou závislé na teplotě, bude se v závislosti na teplotě měnit také kontaktní šířka. Tato závislost je vidět v grafu na obrázku 5. Hodnoty byly naměřeny pro wheel-on-flat testovací zařízení znázorněné na obrázku 3. Na obrázku 4 je potom znázorněno, co je kontaktní šířka na wheel-on-flat konfiguraci. Pro tento test bylo použito zatížení 1,3 kN.



Obrázek 3: Wheel-on-flat konfigurace [6]



Obrázek 4: Kontaktní šířka na wheel-on-flat simulátoru [6]



Obrázek 5: Vypočtená kontaktní šířka jako funkce teploty [10]

Za předpokladu, že maximální teploty obou povrchů jsou stejné, je pro Pecletova čísla větší než jedna možné spočítat participační faktor ε vyjadřující podíl tepelné energie v UHMWPE podle rovnice:

$$\varepsilon = \frac{1}{1 + \frac{\lambda_{CoCr} \sqrt{Pe_{CoCr}}}{\lambda_{UHMWPE} \sqrt{Pe_{UHMWPE}}}} \quad (7)$$

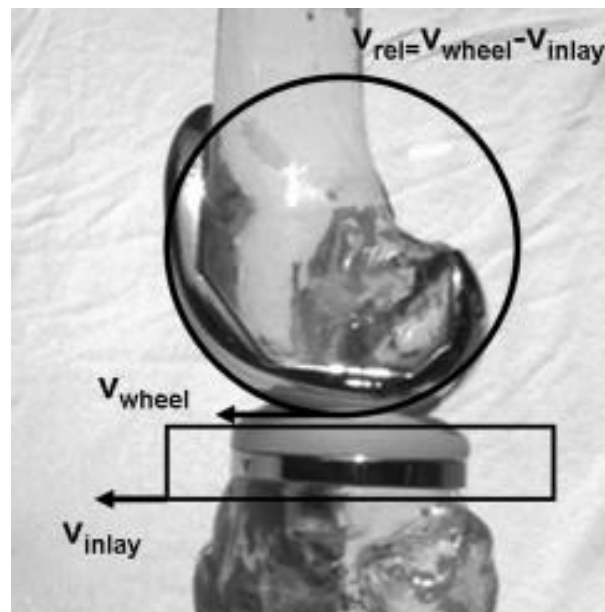
Pro obě relativní rychlosti lze spočítat průměrný nárůst teploty podle [9]:

$$\Delta T = \frac{4\varepsilon \dot{Q}_{total} b}{3A \lambda_{UHMWPE} \sqrt{\pi Pe_{UHMWPE}}} \quad (8)$$

Nevýhodou této teorie je, že neumožňuje obousměrný skluz, tedy reciprokační pohyby tam a zpět, ale je vhodná pouze pro skluz v jednom směru a udává nárůst teploty v místě kontaktu pouze v jednom cyklu.

4.1. Nárůst teploty v kolenních kloubních náhradách

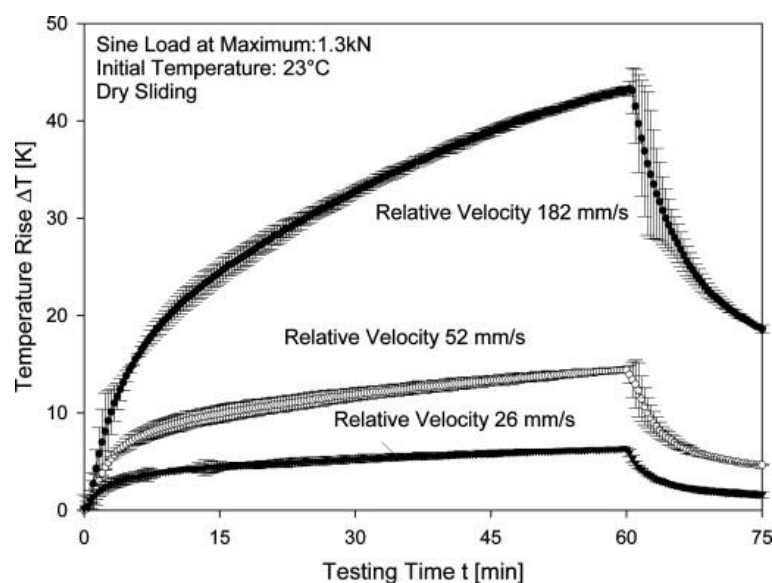
Galetz [6] provedl řadu testů, které řeší problematiku nárůstu teploty v kolenní kloubní náhradě a vlivu teploty na vlastnosti UHMWPE. Tyto testy se zabývaly čtyřmi tématy, a sice vlivem relativní rychlosti, zatížení, typem lubrikace a tloušťkou destičky na teplotní růst a koeficient tření. Pro svůj výzkum použil již zmíněný wheel-on-flat simulátor se třemi stupni volnosti. Tento typ simulátoru je popisován v [11]. Porovnání tohoto simulátoru s kolenním kloubem je vidět na obrázku 6. V testech bylo použito válce z $CoCr_{28}Mo_6$ a dvou destiček z UHMWPE. Použité zatížení mělo sinusový průběh, které reprezentuje chůzi, a bylo nastaveno na 1,3 kN tak, aby představovalo jeden kondyl. Tato hodnota se rovná polovině hodnoty požadované podle normy ISO 14243. UHMWPE destička byla zatížena 60% času. Relativní rychlost kola v místě dotyku s destičkou byla nastavena tak, aby se její hodnota v závislosti na úhlu měnila v rozmezí od ± 182 mm/s. UHMWPE destička se pohybovala posuvným posuvem o amplitudě 10 mm a dosahovala maximální rychlosti 26 mm/s. Teplota byla měřena termočlánky usazenými v UHMWPE destičce 4 mm pod povrchem nejvíce zatěžovaného místa.



Obrázek 6: Umělý kolenní kloub v porovnání s wheel-on-flat konfigurací a popis rychlostí [6]

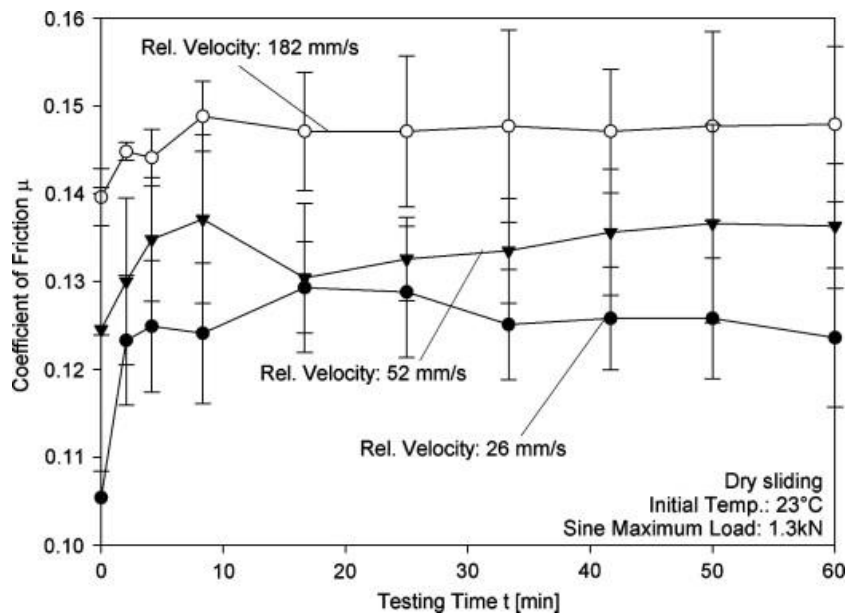
4.1.1. Závislost teplotního růstu na relativní rychlosti

První test, který Galetz [6] provedl, se zabýval tím, jak je nárůst teploty závislý na relativní rychlosti mezi destičkou a válcem. Tato závislost je znázorněna na obrázku 7. Nárůst teploty byl naměřen 4mm pod povrchem polyetylénové destičky pro tři různé relativní rychlosti: 26 mm/s, 52 mm/s a 182 mm/s. Počáteční teplota soustavy byla 23°C, maximální hodnota sinusového zatížení 1,3 kN a pro měření nebylo použito žádného lubrikantu. Zatěžování trvalo 60 minut.



Obrázek 7: Graf závislosti nárůstu teploty na testovacím čase při různých relativních rychlostech [6]

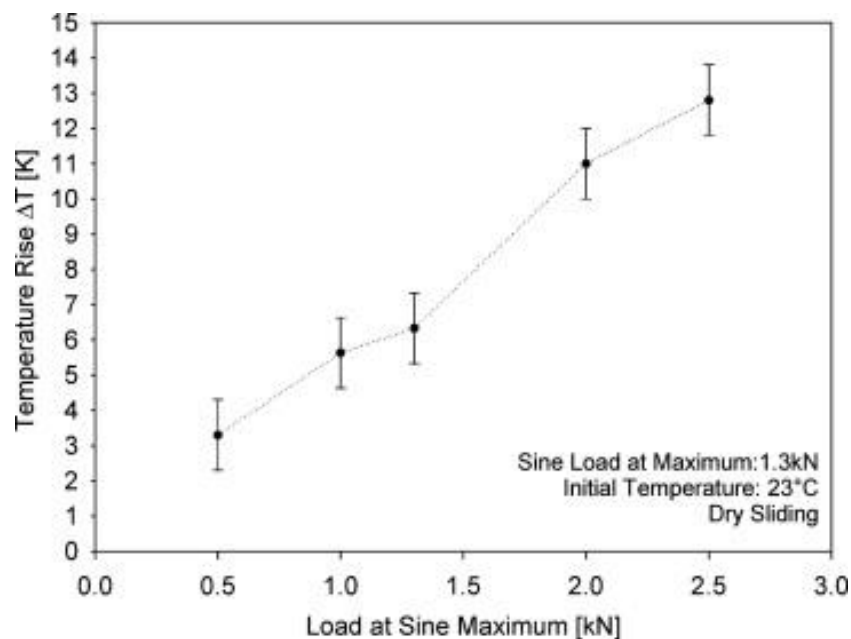
Jelikož teplota má vliv na velikost koeficientu tření, má také relativní rychlost vliv na velikost koeficientu tření. Tato závislost je znázorněna v grafu na obrázku 8, přičemž podmínky měření byly stejné jako pro předchozí graf. Je vidět, že hodnota koeficientu tření je při vyšších hodnotách relativní rychlosti také větší.



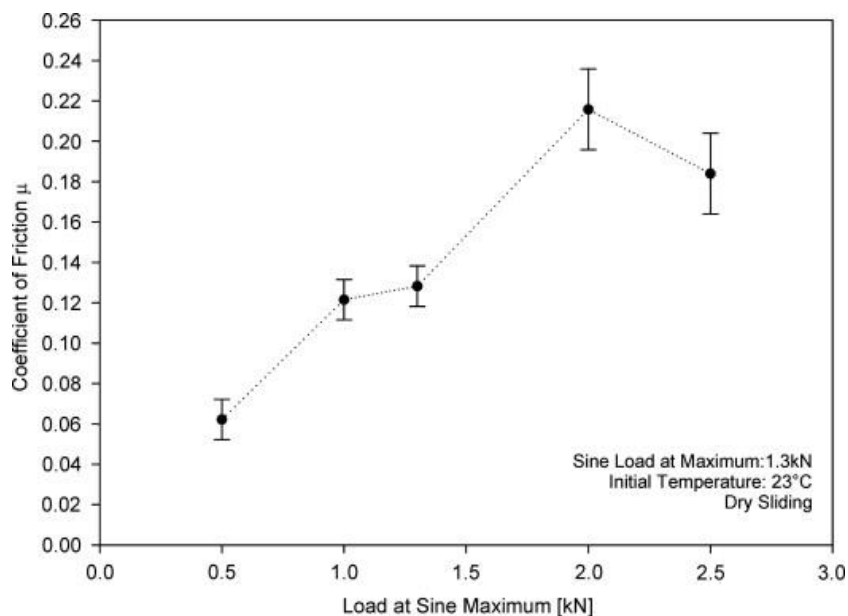
Obrázek 8: Graf závislosti koeficientu tření na testovacím čase při různých relativních rychlostech [6]

4.1.2. Závislost teplotního růstu na normálovém zatížení

Podle druhého testu, který Galetz [6] provedl, vyplývá, že čím se zvyšuje maximální normálové zatížení, tím větší je také nárůst teploty v UHMWPE destičce. Se zvyšujícím se maximálním normálovým zatížením roste také hodnota koeficientu tření, avšak po dosažení určité hodnoty maximálního normálového zatížení dochází k jejímu poklesu. Při testu nebylo použito žádného lubrikantu a počáteční teplota byla 23°C.



Obrázek 9: Graf závislosti nárůstu teploty na použitém zatížení [6]

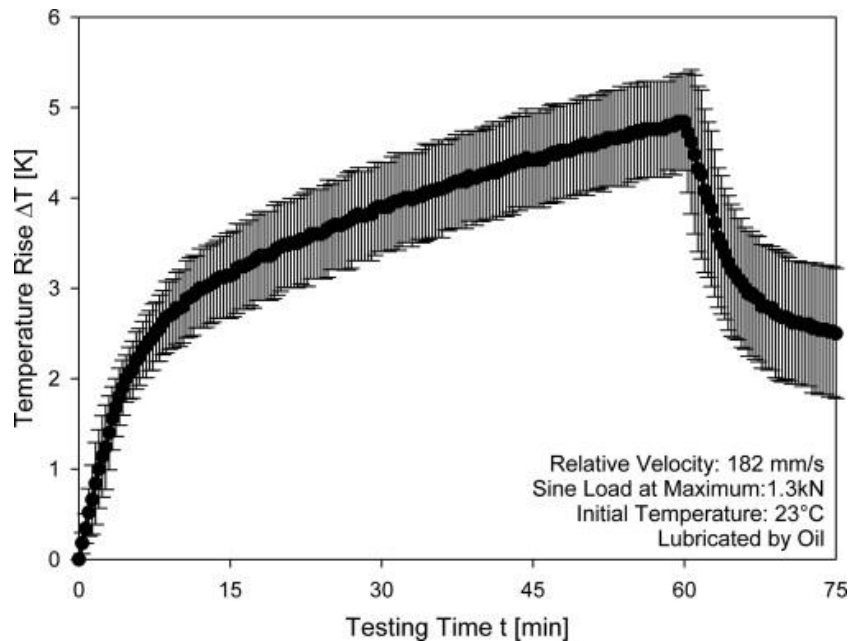


Obrázek 10: Graf závislosti koeficientu tření na použitém zatížení [6]

4.1.3. Závislost teplotního růstu na lubrikaci

Třetím tématem, kterým se Galetz [6] ve svých testech zabýval, byl vliv lubrikace na nárůst teploty. Při testech byla relativní rychlost 182 mm/s a maximální normálové zatížení 1,3 kN. Počáteční teplota byla 23°C. Zatímco v předchozím měření, při kterém nebyla žádná lubrikace použita, byl nárůst teploty 43°C, po použití 100 ml kapaliny (deionizované vody nebo séra obsahujícího směs telecího séra s deionizovanou vodou) byl po šedesáti minutách

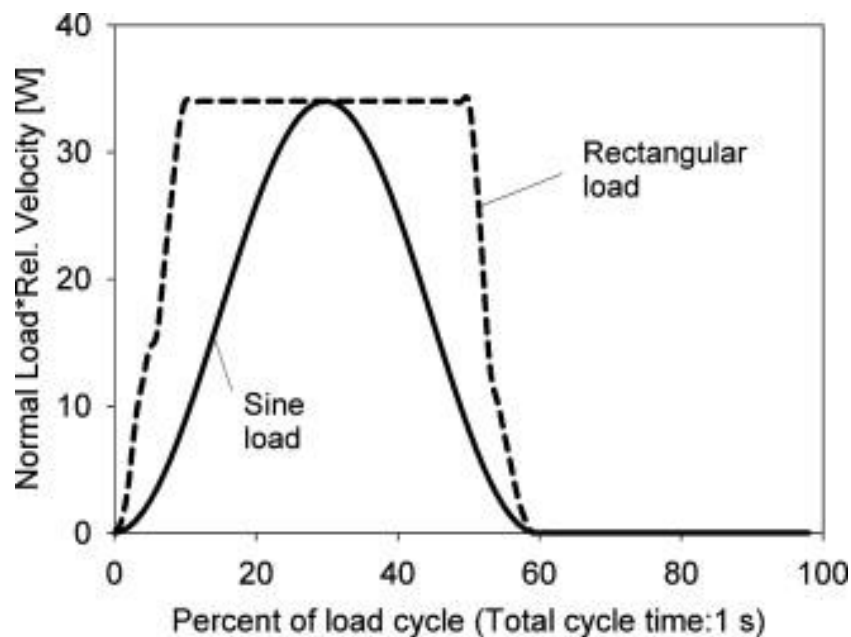
nárůst teploty pouze 1°C. Při opakování měření s objemem kapaliny 250 ml nebylo detekováno žádné zvýšení teploty. Hodnota koeficientu tření při použití séra byla $\mu_{\text{serum}} = 0.03 \pm 0.01$ a při použití vody $\mu_{\text{water}} = 0.02 \pm 0.01$. Podobných hodnot koeficientu tření dosahuje také parafínový olej ($\mu_{\text{oil}} = 0.015 \pm 0.005$), u kterého ovšem dochází k teplotnímu nárůstu 4-5°C.



Obrázek 11: Graf závislosti nárůstu teploty na testovacím čase. Jako lubrikant bylo použito 100 ml oleje [6]

4.1.4. Nárůst teploty v závislosti na tloušťce UHMWPE destičky

Čtvrtý test, který Galetz [6] provedl, se zabýval teplotním gradientem uvnitř UHMWPE destičky. Měření probíhalo dvě hodiny při obdélníkovém zatížení, které bylo použito z toho důvodu, že sinusový profil používaný v předchozích testech neumožňuje dříve zmiňovanou analytickou kalkulaci participačního faktoru. Rozdíl mezi zatížením sinusového a obdélníkového charakteru je patrný z obrázku 12.



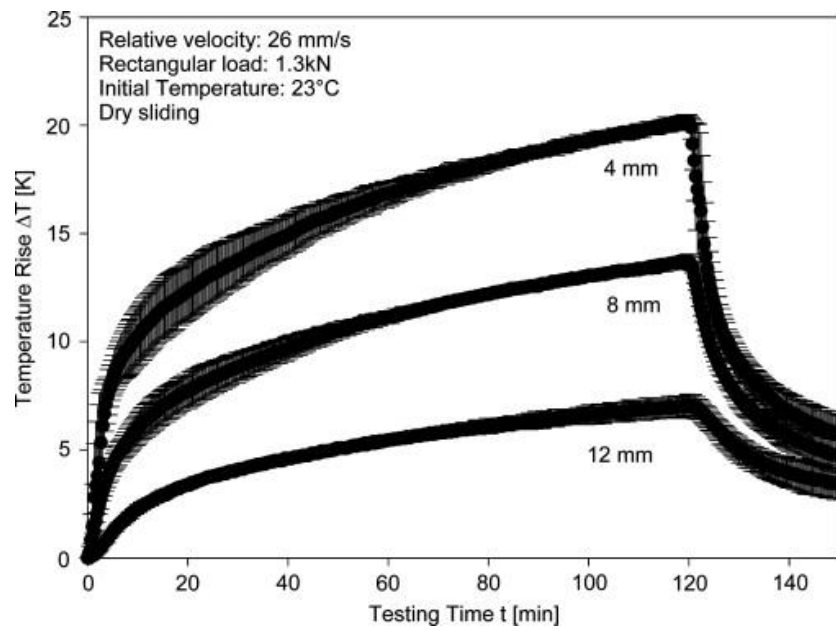
Obrázek 12: Rozdíl mezi zatížením obdélníkového a sinusového charakteru. Sinusové zatížení je znázorněno plnou čarou, zatímco obdélníkové je čárkované. Osa x představuje procenta z jednoho cyklu, který trvá 1s. Osa y reprezentuje součin normálového zatížení a relativní rychlosti [6]

Nárůst teploty v různých hloubkách pod povrchem je patrný z obrázku 13, přičemž hodnota relativní rychlosti byla 26 mm/s, velikost obdélníkového zatížení byla nastavena na 1,3 kN a počáteční teplota byla 23°C. Měření probíhalo bez použití lubrikantu. Obrázek 14 znázorňuje, jak velký je nárůst teploty v závislosti na hloubce měření. Zatímco pro rychlost 26 mm/s lze pozorovat, že nárůst teploty v závislosti na hloubce měření vykazuje lineární průběh, u rychlosti 78 mm/s tento vztah mezi hloubkou a nárůstem teploty není vidět.

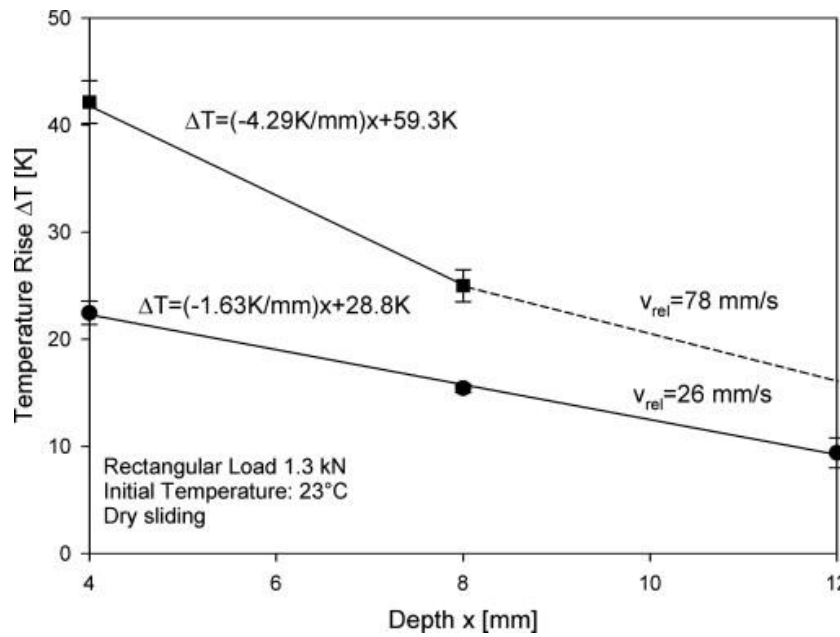
V případě lineárního průběhu grafu je možné zjistit tepelný tok proudící do polyetylénové vložky podle rovnice:

$$\dot{q}_{inlay} = \frac{p_{inlay} \dot{Q}_{total}}{A} = -\lambda \frac{\Delta T}{\Delta x} \quad (9)$$

\dot{q}_{inlay} vyjadřuje část celkové energie vznikající třením \dot{Q}_{total} , která je disipována do polyetylénové vložky, vztažená na jednotku plochy destičky A a jednotku času. λ je tepelná vodivost UHMWPE destičky a $\frac{\Delta T}{\Delta x}$ představuje teplotní gradient závislý na hloubce pod jejím povrchem.



Obrázek 13: Graf závislosti nárůstu teploty na testovacím čase v hloubce 4, 8 a 12 mm pod povrchem [6]



Obrázek 14: Graf závislosti nárůstu teploty na hloubce pod povrchem při relativních rychlostech 26 a 78 mm/s [6]

4.2. Vliv teploty na vlastnosti UHMWPE

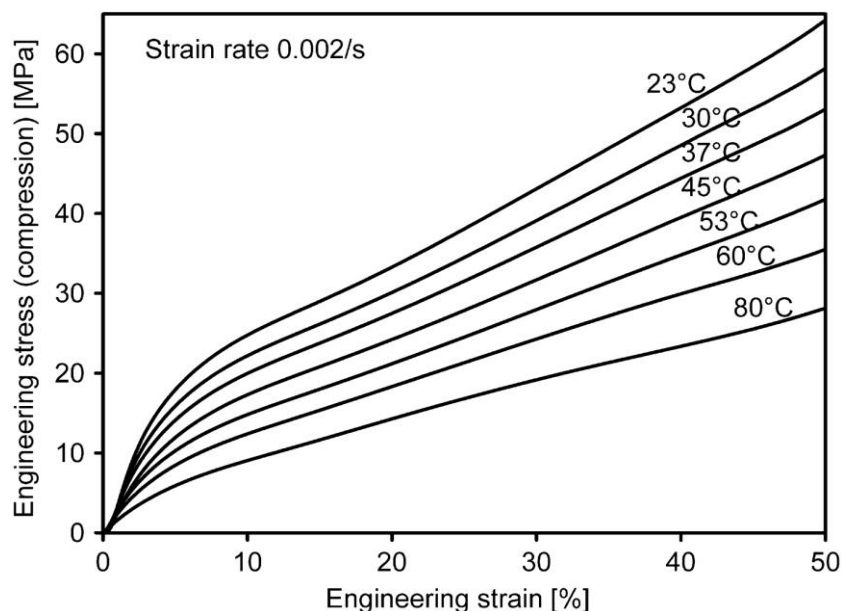
4.2.1. Závislost tečení na teplotě

Teplota 80°C se pro UHMWPE nazývá teplota měknutí, při které dochází k výraznému změkčování UHMWPE. Pokud v kolenní kloubní náhradě teplota narůstá přes 37°C, může docházet k urychlenému tečení a poškození tibiální komponenty z UHMWPE destičky. [12]

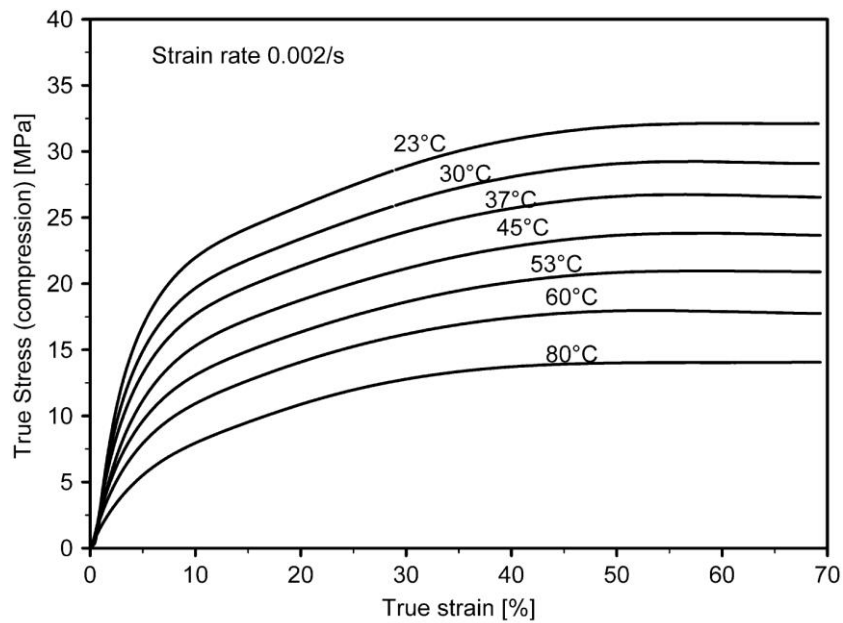
Tečení vede ke změnám formy a rozměrů tibiální vložky, které ovlivňují kinematiku kolenního kloubu a proto také tribologické chování. [12]

4.2.2. Vliv teploty na tlakový diagram UHMWPE

Z tlakového diagramu závislosti napětí na relativním prodloužení vyplývá, že s rostoucí teplotou při stejně velkém prodloužení klesá napětí v materiálu. Při tahovém namáhání UHMWPE bylo zjištěno, že zhruba při pěti procentech relativního prodloužení dochází k poklesu zatěžující síly a zúžení průřezu vzorku. Tento bod lze nazvat mezí kluzu. Při tlakovém namáhání žádný takový výrazný bod pozorován nebyl a vzorky se deformovaly rovnoměrně. Na obrázku 15 je znázorněn smluvní tlakový digram, který lze přepočítat na skutečný tlakový diagram znázorněný na obrázku 16. [12]



Obrázek 15: Smluvní diagram závislosti napětí na relativním prodloužení v tlaku jako funkce testovací teploty (Rychlost zatěžování: 5 mm/min) [12]

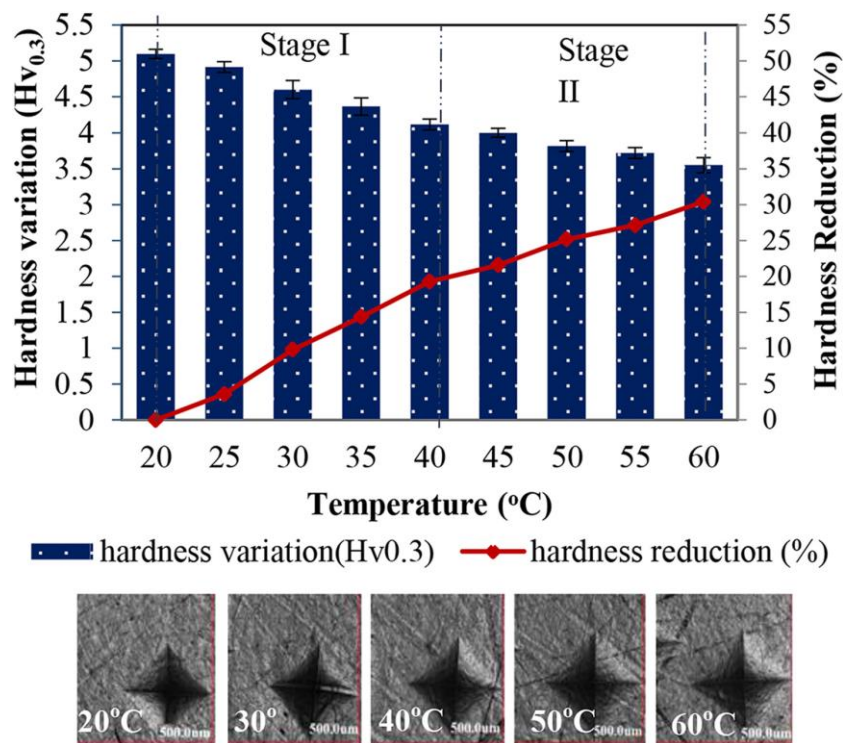


Obrázek 16: Skutečný diagram závislosti napětí na relativním prodloužení v tlaku jako funkce testovací teploty (Rychlost zatěžování: 5 mm/min) [12]

4.2.3. Vliv teploty na tvrdost UHMWPE

Tvrdost materiálu je mechanická vlastnost, která je definovaná jako odpor materiálu proti vnikání cizího tělesa. Tvrdost tělesa ovlivňuje mnoho faktorů. Mezi hlavní faktory ovlivňující tvrdost materiálu patří vlastnosti materiálu tělesa, jehož tvrdost měříme, stejně jako vlastnosti materiálu tělesa, které do měřeného tělesa vniká. Jedním z dalších důležitých faktorů ovlivňujících tvrdost materiálu je i teplota, při které měření probíhá.

Vlivem teploty na tvrdost UHMWPE se zabývá studie [13]. Tvrdost byla měřena pro teplotu UHMWPE vzorku v rozmezí od 20°C do 60°C. Průměr vzorku byl 30 mm a jeho tloušťka byla 7 mm. Jako protikus byla použita kulička z nerezové oceli AISI 316 tvrdosti 193 HV₃₀. Teplota protikusu byla na hodnotě pokojové teploty. Z výsledku testování je patrné značné snížení tvrdosti vlivem rostoucí teploty. Při teplotě 60°C dochází k poklesu tvrdosti UHMWPE až o 30% oproti tvrdosti při teplotě 20°C. Z testování lze vypočítat, že změny tvrdosti v závislosti na teplotě mohou být rozděleny do dvou fází podle rychlosti klesání tvrdosti. Zatímco v první fázi tvrdost UHMWPE klesá tempem zhruba -0,0492 HV_{0,3}/°C, ve druhé je tempo poklesu tvrdosti -0,0283 HV_{0,3}/°C. K této změně dochází zhruba při 40°C.



Obrázek 17: Graf znázorňující závislost tvrdosti na teplotě. Sloupce, jejichž stupnice se nachází na levé straně, představují tvrdost HV_{0,3} při různých teplotách (°C). Červená čára představuje procentuální úbytek tvrdosti oproti tvrdosti při teplotě 20°C. V grafu je vidět rozdělení na dvě fáze (Stage I a Stage II) [13]

4.2.4. Vliv teploty na otěr UHMWPE

Otěr a odezva kloubní náhrady na otěrové částice je jednou z nejčastějších příčin selhání kloubní náhrady. Obecně je proto důležité se otěrem v kloubních náhradách zabývat a kloubní endoprotézy optimalizovat pro co nejdelší životnost. Pro zkoumání otěru existuje velká řada přístupů, simulátorů a experimentálních metod.

Jedním z nejjednodušších přístupů pro zkoumání otěru jsou tzv. pin-on-disk nebo pin-on-plate konfigurace. Pomocí těchto konfigurací je možné měřit otěr nejen na sucho, ale také s použitím lubrikantu. Otěr se podle této metody hodnotí pomocí otěrového faktoru K , který je možné vypočítat podle rovnice:

$$K = \frac{W}{LS} \quad (10)$$

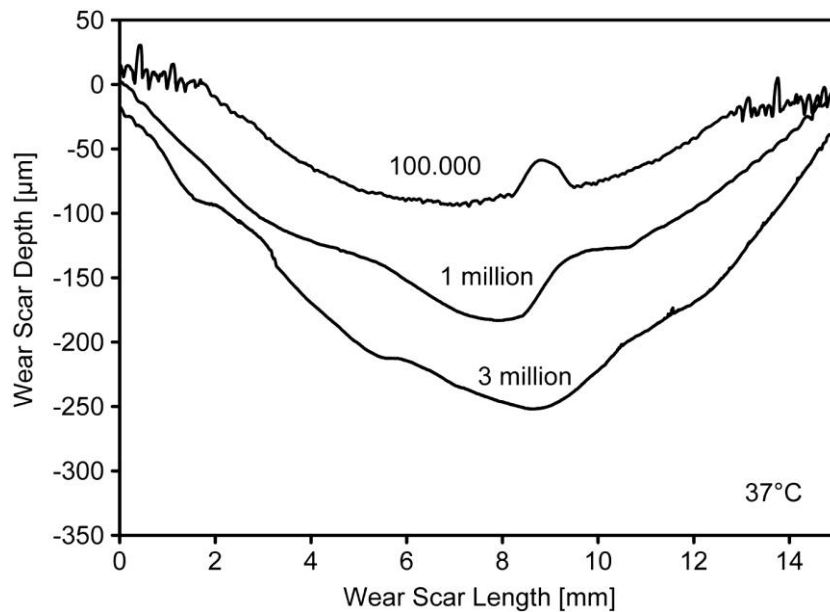
Otěrový faktor K lze vypočítat ze znalosti tlaku, který do rovnice vstupuje v podobě použitého přitlačného zatížení L , skluzové vzdálenosti S a množství objemového otěru W . Pro polyetylén byla popsána alternativní rovnice vyjadřující objemový otěr W . Tato

formulace není závislá na použitém zatížení a tlaku, ale pouze na skluzové vzdálenosti S , otěrovém povrchu A a na bezrozměrném otěrovém koeficientu C :

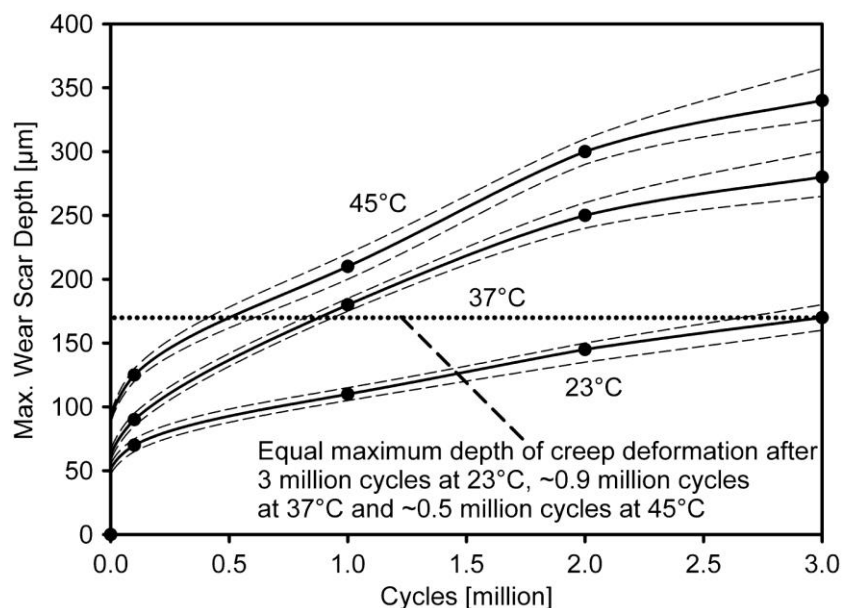
$$W = CAS \quad (11)$$

Pin-on-disk a pin-on-plate simulátory jsou velmi užitečné pro počáteční rozhodování o vlastnostech materiálů používaných pro výrobu endoprotéz. Pro dosažení přesnějších podmínek, které se více přibližují podmínkám v lidském těle, byly vyvinuty víceosé simulátory, které dokáží simulovat pohyby chůze, běhu, apod. V těchto simulátorech lze přímo použít kloubních náhrad. Zkoumání otěru (a dalších vlastností) je možné na sucho i za použití lubrikantů. Otěr kloubních náhrad lze měřit několika způsoby. Nejjednodušší způsob je, že se porovnává váha endoprotézy před začátkem experimentu s váhou po jeho skončení. Mezi další způsoby, jak určit otěr, patří použití kontaktních nebo bezkontaktních sond.

Testováním vlivu teploty na množství otěru se zabývalo několik studií. Poškození způsobené na UHMWPE po určitém počtu cyklů je vidět na obrázku 18, který znázorňuje otěrový profil po 100 000, 1 a 3 milionech cyklů při teplotě 37°C. Tvar profilu se mění v závislosti na teplotě. Při vyšších teplotách vzniká v UHMWPE destičce hlubší otěrová drážka. Při teplotě 23°C vzniká po 3 milionech cyklů stejná deformace jako při teplotě 37°C po 900 000 cyklů. Při teplotě 45°C tato deformace vzniká dokonce již po 500 000 cyklech. Závislost maximální hloubky otěrové drážky na teplotě je znázorněna na obrázku 18. Testy [12], ze kterých byly vyhodnoceny tyto výsledky, byly prováděny na tzv. wheel-on-flat simulátoru a kolo bylo vyrobeno z CoCrMo.



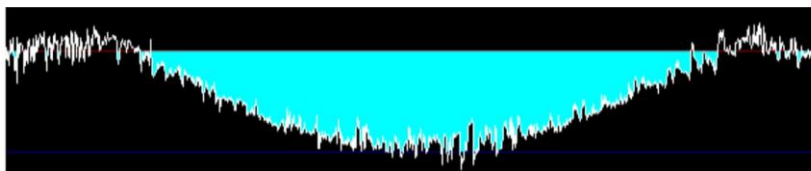
Obrázek 18: Otěrový profil po 100 000, 1 a 3 milionech cyklů, testováno při teplotě 37°C. Na ose x je délka otěrové drážky a na ose y je hloubka otěrové drážky [12]



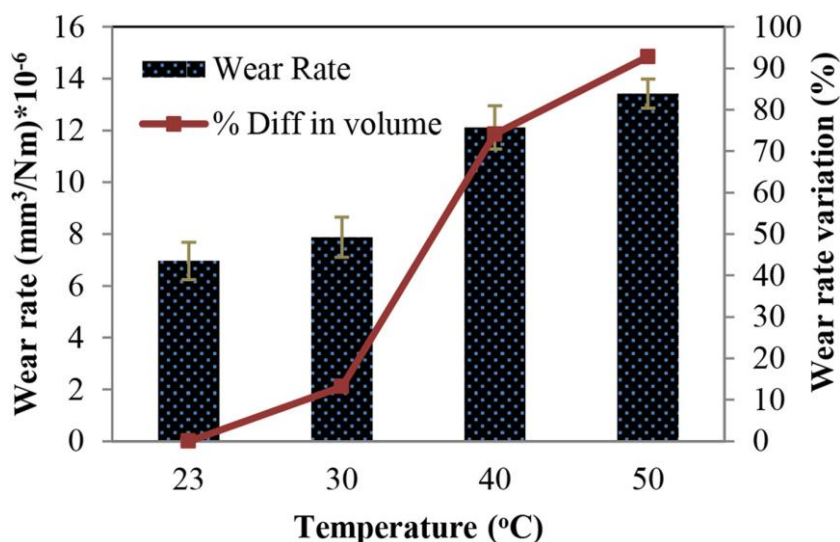
Obrázek 19: Porovnání maximální hloubky otěru (vyznačený na ose y) v centru profilu v závislosti na počtu cyklů (na ose x) pro tři různé teploty. Čárkované linky vyznačují odchylku třech provedených testů. Tečkovaná linka porovnává, jaký je potřebný počet cyklů k dosažení hloubky deformace 170 µm při různých teplotách [12]

Podobný otěrový profil byl zjištěn také ve studii [13]. Jeho tvar je zobrazen na obrázku 20. V této studii byl otěr UHMWPE zkoumán pro teploty od 20°C do 50°C. Jako protikus pro reciprokační pohyb na tribometru bylo použito kuličky z nerezové oceli AISI 316. Frekvence pohybu při zatížení 6,5 N byla nastavena na 1,5 Hz a velikost skluzové rychlosti byla 60 mm/s. Zkouška probíhala po dobu pěti hodin, přičemž za tuto dobu bylo vykonáno zhruba

30 000 cyklů. Výsledek testování je vidět na obrázku 21. Z něho je patrné, že při teplotě 50°C dochází až k dvakrát většímu otěru než při pokojové teplotě (23°C). K nejvýraznějšímu nárůstu otěru dochází v intervalu od 30°C do 40°C. Zatímco při teplotě 30°C je velikost otěru o 10% větší než při pokojové teplotě, při 40°C je velikost otěru oproti pokojové teplotě větší o 74%.



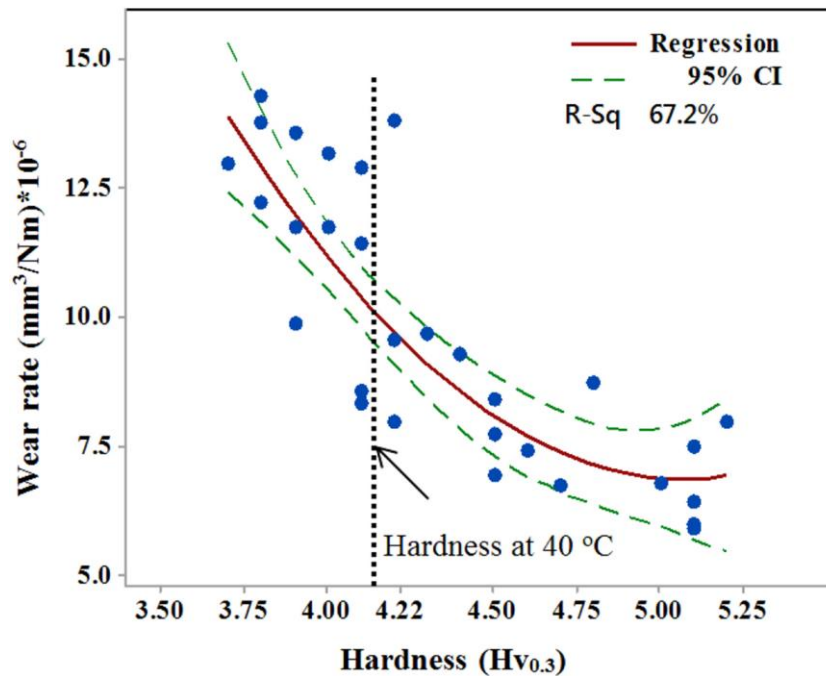
Obrázek 20: Tvar profilu otěrové drážky [13]



Obrázek 21: Graf znázorňující závislost otěru (vyjádřen pomocí otěrového faktoru K) na teplotě. Sloupce, jejichž stupnice se nachází na levé straně, představují otěrový faktor K ($(\text{mm}^3/\text{Nm}) \cdot 10^{-6}$) při různých teplotách (°C). Červená čára představuje procentuální zvýšení otěru oproti otěru při teplotě 23°C [13]

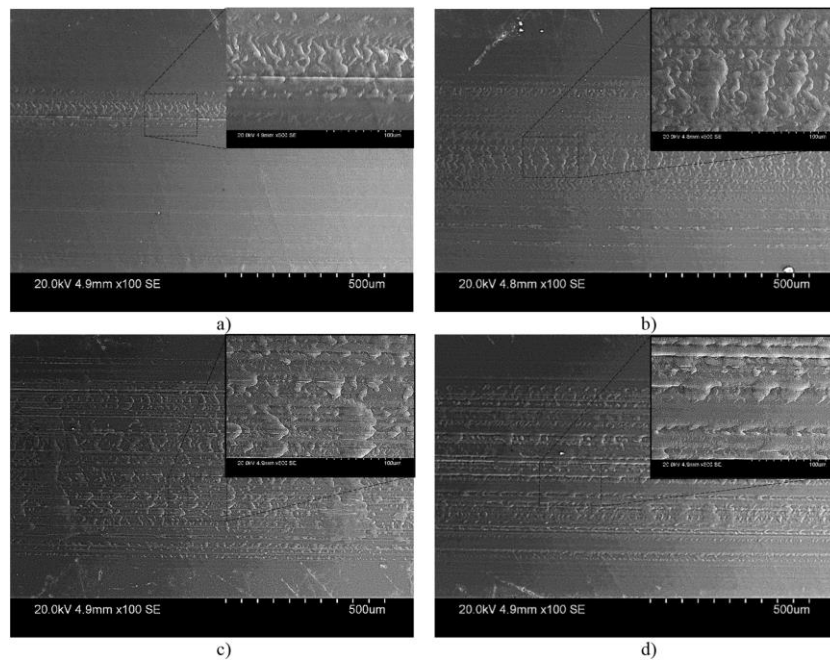
Studie [13] se zabývala tím, jak spolu otěr a tvrdost vzájemně souvisí. Výsledky testů otěru a tvrdosti v závislosti na teplotě byly statisticky analyzovány. Bylo ukázáno, že s rostoucí teplotou roste také rozptyl v naměřených hodnotách otěru. To samé pro tvrdost neplatí. Také bylo ukázáno, že při náhlém nárůstu otěru v rozmezí od 30°C do 40°C byla hodnota tvrdosti v rozmezí 4,6 až 4,12 $\text{HV}_{0,3}$. Z těchto poznatků bylo usouzeno, že po poklesu tvrdosti na určitou hodnotu přestane být její vliv na otěr významně důležitý a že jiné faktory způsobující prudký nárůst množství otěru se stanou důležitějšími. Hodnota této krajní tvrdosti byla odhadnuta na 4,2 $\text{HV}_{0,3}$. Na obrázku 22 je znázorněn graf představující

vztah mezi tvrdostí a množstvím otěru. Modré body jsou naměřené hodnoty. Je vidět, že pro nižší hodnoty tvrdosti došlo k většímu rozptylu naměřených hodnot.

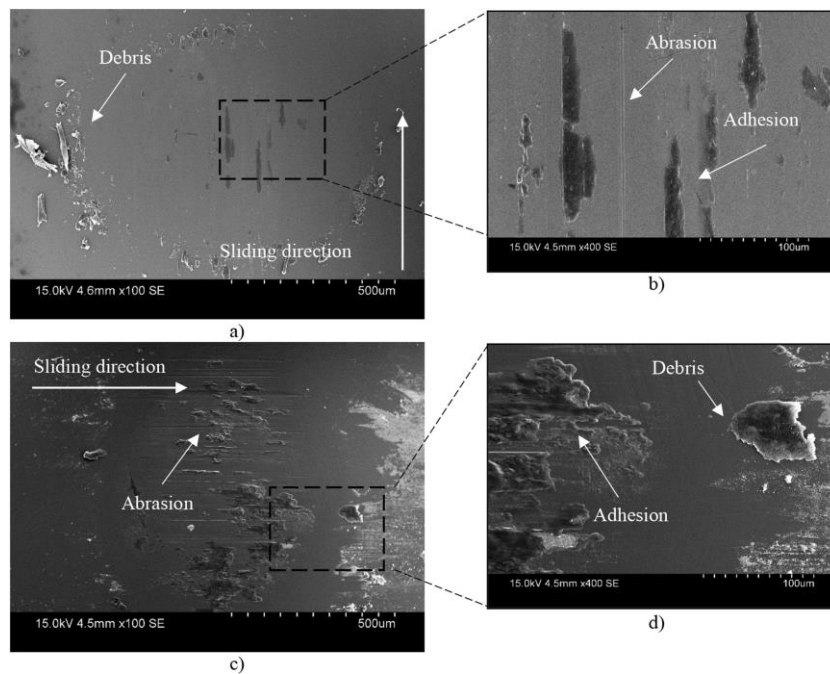


Obrázek 22: Bodový graf závislosti otěru ($(\text{mm}^3/\text{Nm}) \cdot 10^{-6}$) na tvrdosti ($\text{HV}_{0,3}$). Červená křivka je regresní křivka. Zeleně čárkové křivky představují interval spolehlivosti 95%. Černá tečkovaná čára znázorňuje tvrdost při teplotě 40°C ($4,12 \text{ HV}_{0,3}$) [13]

S teplotním růstem se zvyšuje množství otěru a dochází k větší plastické deformaci a abrazi (mechanickému obrušování) v místech kontaktu. Plastická deformace sama o sobě nezpůsobuje ztrátu materiálu, avšak při cyklickém namáhání přispívá ke vzniku otěrových částic. Je to způsobeno tím, že v materiálu dochází k postupnému navyšování plastické deformace až do doby, kdy je dosaženo meze pevnosti a dojde k uvolnění částic z materiálu. Při vyšších hodnotách bylo pozorováno, že otěrové částice jsou větší než při nižších teplotách. Na obrázku 23 je vidět, jak vypadal tvar otěrové drážky v závislosti na teplotě po zkouškách ve studii [13]. Na otěrových drážkách nebyla pozorována výraznější adheze. Avšak byla pozorována adheze na nerezové kuličce použité jako protikus. Na obrázku 24 je vidět, že při vyšší teplotě bylo na povrchu kuličky pozorováno větší množství otěrových částic a adheze.



Obrázek 23: Povrch otěrové drážky UHMWPE při teplotách a) 23°C, b) 30°C, c) 40°C a d) 50°C. Fotky byly pořízeny pomocí SEM (rastrového elektronového mikroskopu) při zvětšení 100x a 500x [13]



Obrázek 24: Snímky povrchu ocelové kuličky po otěrových testech při pokojové teplotě (a, b) a při teplotě 50°C (c, d) [13]

5. Experimentální část

5.1. Úvod

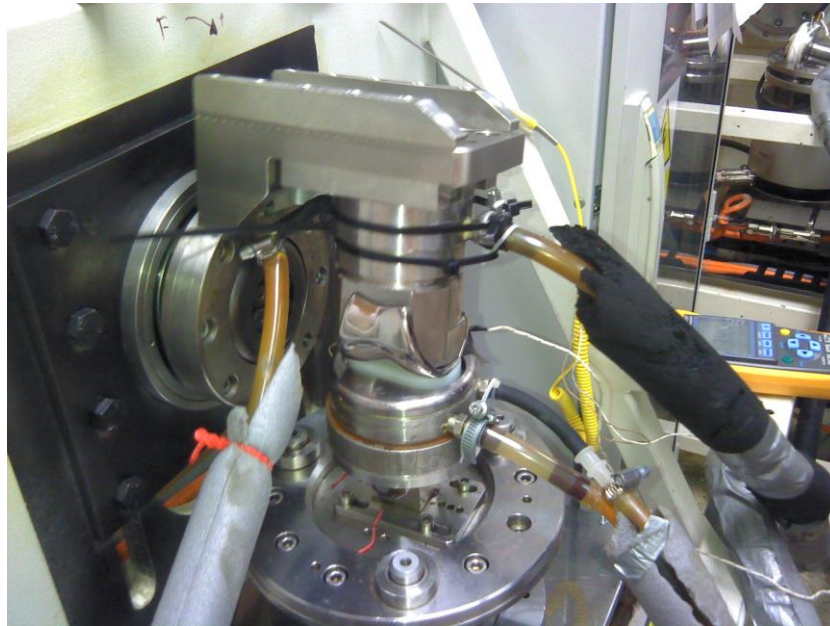
Experimentální část práce se sestávala ze čtyř testů, jejichž účelem bylo zjistit, zda se při pohybu zvyšuje teplota v kolenní kloubní náhradě, především pak uvnitř tibiální komponenty vyrobené z UHMWPE. Cílem měření bylo zjistit, jak velkých hodnot může nárůst teploty dosahovat při různě nastavených parametrech pohybu.

Měření probíhalo in vitro na simulátoru pohybu, který se nachází v Laboratoři biomechaniky člověka na FS ČVUT. Simulátor se skládá ze tří samostatných hnacích motorů, které zajišťují pohyb jednotlivých komponent. Snahou bylo vytvořit podmínky tak, aby se přibližovaly podmínkám v lidském těle. Jednotlivé testy se mezi sebou lišily v nastavené frekvenci cyklů. Ostatní vstupní veličiny zůstaly stejné pro všechny testy. Teplota byla měřena pro frekvenci pohybu 0,5 a 1 Hz.

Pro experiment bylo použito femorální části totální kolenní náhrady vyrobené z kobalt-chromové slitiny artikulující proti polyetylenové tibiální vložce z UHMWPE. Obě komponenty o velikosti 68 byly pevně připojeny k simulátoru pohybu tak, aby se nemohly samovolně pohybovat. Pohyb simulátoru byl nastaven podle normy ISO 14243 s rozdílem v průběhu použitého zatížení.

První tři testy byly provedeny za přítomnosti lubrikantu, jímž byla směs bovinného séra. Teplota při těchto testech byla měřena pomocí termočlánků pod povrchem komponent. Čtvrtý test byl prováděn na sucho a teplota byla snímána pomocí termokamery pouze na povrchu tibiální komponenty. Foto z termokamery pomáhá pro lepší představu rozložení teplotního pole na povrchu UHMWPE vložky.

5.2. Simulátor pohybu



Obrázek 25: Simulátor pohybu kolenního kloubu v Laboratoři biomechaniky člověka na FS ČVUT

Měření probíhalo na simulátoru, který je zobrazený na obrázku 25. Tibiální vložka a femorální komponenta jsou pevně uchyceny k simulátoru tak, aby proti sobě artikulovaly stejným způsobem, jako je tomu v lidském těle. Horní část simulátoru, ke které je připevněna femorální komponenta, zajišťuje flexi a extenzi. Tibiální vložka je upevněná k dolní části simulátoru. Ta umožňuje axiální rotaci a anterior-posterior posuv. Dolní část simulátoru se může posouvat také v axiálním směru. Příklad komponent a možnost regulace axiální síly jsou zajištěny pomocí hydraulického pístu.

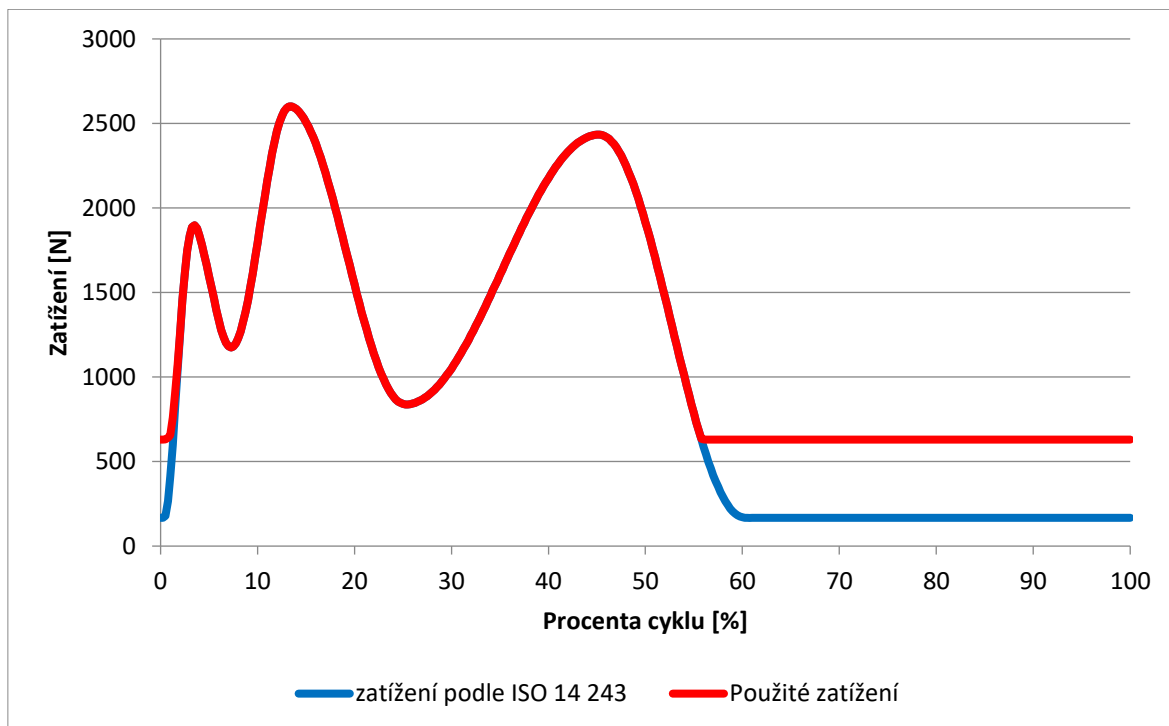
K simulátoru jsou připojeny hadičky, kterými proudí voda. Teplotu vody je možné regulovat termostatem. Voda proudí do horní i dolní části simulátoru. Díky tomu je možné ohřívat komponenty a jejich okolí a nastavit tak teplotu, na kterou budou před začátkem experimentu zahřáty.

Pro experimenty s použitím lubrikace se prostor mezi horní a dolní částí simulátoru obalí latexovým obalem, do kterého se následně nalije lubrikant.

5.3. Průběh experimentu

Kolenní kloubní náhrada připevněná v simulátoru byla cyklicky zatěžována při vykonávání cyklického pohybu, který simuluje normální lidskou chůzi. Působící síla a vykonávaný pohyb byly s drobnými výjimkami nastaveny podle normy ISO 14243.

Největší odchylka od normy byla provedena v nastavení průběhu zatěžující síly. Při zatížení nastaveném podle normy by na použitém simulátoru pohybu mohlo docházet k přerušení kontaktu mezi komponentami kolenní náhrady. Z toho důvodu byl průběh zatížení nastaven tak, že hodnota zatěžující síly neklesala pod 630 N. Rozdíl mezi průběhem zatížení definovaným podle normy ISO 14 243 a použitým zatížením je vidět na obrázku 26.



Obrázek 26: Rozdíl mezi průběhem zatěžující síly v jednotlivých fázích cyklu podle ISO 14 243 a mezi zatížením použitým pro měření

Norma udává, že frekvence pohybu má být nastavena na 1 Hz. Cílem měření bylo určit, zda se nárůst teploty bude lišit při různě zadaných podmínkách, proto při některých testech byla frekvence pohybu nastavena na 0,5 Hz.

Podle normy má být teplota vody proudící hadičkami do simulátoru nastavena na $37 \pm 2^\circ\text{C}$. V prvním testu byl přívod vody do simulátoru zastaven, aby bylo možné rozhodnout, jakým způsobem se teplota kloubní náhrady zvyšuje při teplotě okolí a bez ohledu na teplo přiváděné vodou z termostatu.

5.4. Princip měření teploty

Pro měření teploty bylo použito termometru OMEGA HH147, který umožňuje připojení čtyř termočlánku různého typu. Pro měření byly použity termočlánky typu K, pro něž je na termometru možné nastavit měřicí rozsah od -50°C do 100°C . Termometr zobrazuje

hodnotu teploty na jedno desetinné místo. Nepřesnost měření pro tento typ rozlišení je $\pm 0,7^{\circ}\text{C}$, přičemž je to základní nepřesnost termometru, která nezahrnuje nepřesnost termočlánků.

Teplota byla měřena na třech místech kolenní endoprotézy. Dva termočlánky snímaly teplotu UHMWPE destičky tak, že do ní byly navrtané dva otvory, do kterých se termočlánky vložily. Otvory byly navrtány každý z jiné strany tak, aby bylo možné měřit teplotu pod oběma kondylly zhruba 4 mm pod povrchem. První termočlánek byl umístěn pod vnější kondyl a druhý termočlánek byl umístěn pod vnitřní kondyl. Třetí termočlánek byl umístěn do prostoru mezi vrchní část femorální komponenty a nástavec, který jí upíná do simulátoru. Čtvrtý termočlánek byl použit pro snímání teploty v okolí. Umístění prvních tří termočlánků uvnitř kolenní endoprotézy je vidět na obrázcích 27 a 28.



Obrázek 27: Umístění termočlánků v tibiální vložce



Obrázek 28: Umístění termočlánku mezi femorální komponentu a upínací nástavec

Při měření teploty nebylo možné dosáhnout takových podmínek, aby se teplota dala měřit spojitě v průběhu pohybu simulátoru. Při pohybu simulátoru docházelo k velkým výkyvům měřené teploty. Proto byl pro měření teploty simulátor vždy po určitém počtu cyklů zastaven a teplota byla z termometru odečtena ve stavu, kdy se simulátor nepohyboval a kdy na kolenní náhradu nepůsobilo žádné zatížení.

Při měření teploty termokamerou byla teplota snímána na povrchu UHMWPE a do vyhodnocení měření byla zanesena teplota v nejteplejším místě UHMWPE vložky. Při

měření nebyla známá emisivita UHMWPE. Na termokameře byla emisivita nastavena na hodnotu $\varepsilon_{0,98} = 0,98$ a výsledky byly následně přepočteny pro emisivitu UHMWPE $\varepsilon_{skutečná} = 0,74$ (hodnota použita z [13]) podle vzorce:

$$T_{skutečná} = T_{0,98} \cdot \sqrt[4]{\frac{\varepsilon_{0,98}}{\varepsilon_{skutečná}}} \quad (12)$$

Teplota $T_{0,98}$ představuje teplotu, která byla naměřena při nastavení emisivity na hodnotu $\varepsilon_{0,98}$.

5.5. Princip vyhodnocení výsledků

Teplota v každém okamžiku měření byla z termometru odečtena třikrát, vždy po zhruba dvou vteřinách. Tyto tři hodnoty byly následně zprůměrovány. Výsledky byly vyneseny do grafů.

Pro interpretaci výsledků byla použita úvaha, že teplota v kolenní kloubní náhradě nemůže růst do nekonečna a bude konvergovat k určité hodnotě. Bylo uvažováno, že v kolenní náhradě nárůst teploty v závislosti na čase probíhá podle rovnice:

$$T(t) = T_C + (T_0 - T_C) \cdot e^{-kt} \quad (13)$$

Tato rovnice vychází z Newtonova zákona chlazení. Lze jí použít pro ohřev stejně jako pro chlazení. $T(t)$ představuje teplotu v čase t , T_0 je počáteční teplota v čase $t = 0$ a k značí konstantu, která určuje exponenciální průběh nárůstu teploty. Výsledná teplota, ke které bude teplota v kloubní náhradě konvergovat, je značena T_C .

Naměřené hodnoty byly podrobeny analýze v programu MATLAB. Pomocí metody nejmenších čtverců byly vypočteny hodnoty konstanty k a výsledné teploty T_C . Tyto hodnoty byly následně dosazeny do rovnice (13), která v grafech naměřených hodnot (obrázky 29 až 31) představuje regresní křivku.

Rozdíl mezi výslednou teplotou T_C a počáteční teplotou T_0 je značen ΔT a představuje výsledný nárůst teploty. Spočítá se podle rovnice:

$$T_C - T_0 = \Delta T \quad (14)$$

5.6. Nastavené podmínky pro experimenty

Čtyři testy, které byly provedeny, probíhaly podobným způsobem. Odlišnosti jednotlivých experimentů spočívaly v nastavených parametrech a ve způsobu měření teploty. Rozdíly v nastavení jednotlivých testů jsou popsány v tabulce 2.

Parametry	Test č. 1	Test č. 2	Test č. 3	Test č. 4
Frekvence	0,5 Hz	0,5 Hz	1 Hz	1 Hz
Ohřev vodou z termostatu	Žádný	37,5°C	37,5°C	37,5°C
Lubrikace bovinným sérem	50 ml	50 ml	50 ml	Bez lubrikace
Teplota okolí	25,8 - 27,8 °C	25,7 - 27,5 °C	26,8 - 28,6 °C	Nebyla měřena
Způsob měření teploty	Termočlánky po 60 cyklech (2 minutách)	Termočlánky po 120 cyklech (4 minutách)	Termočlánky po 240 cyklech (4 minutách)	Termokamerou po 240 cyklech (4 minutách)

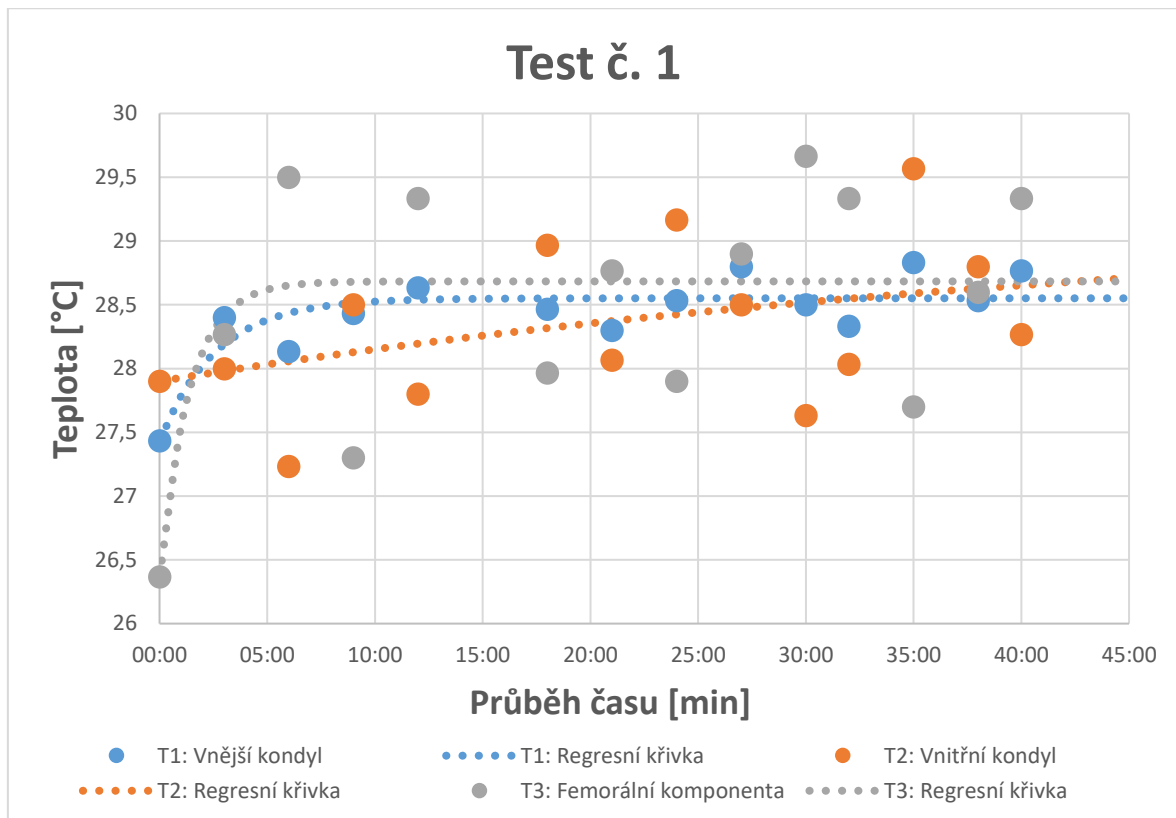
Tabulka 2: Nastavené podmínky jednotlivých experimentů a způsob měření

5.7. Výsledky

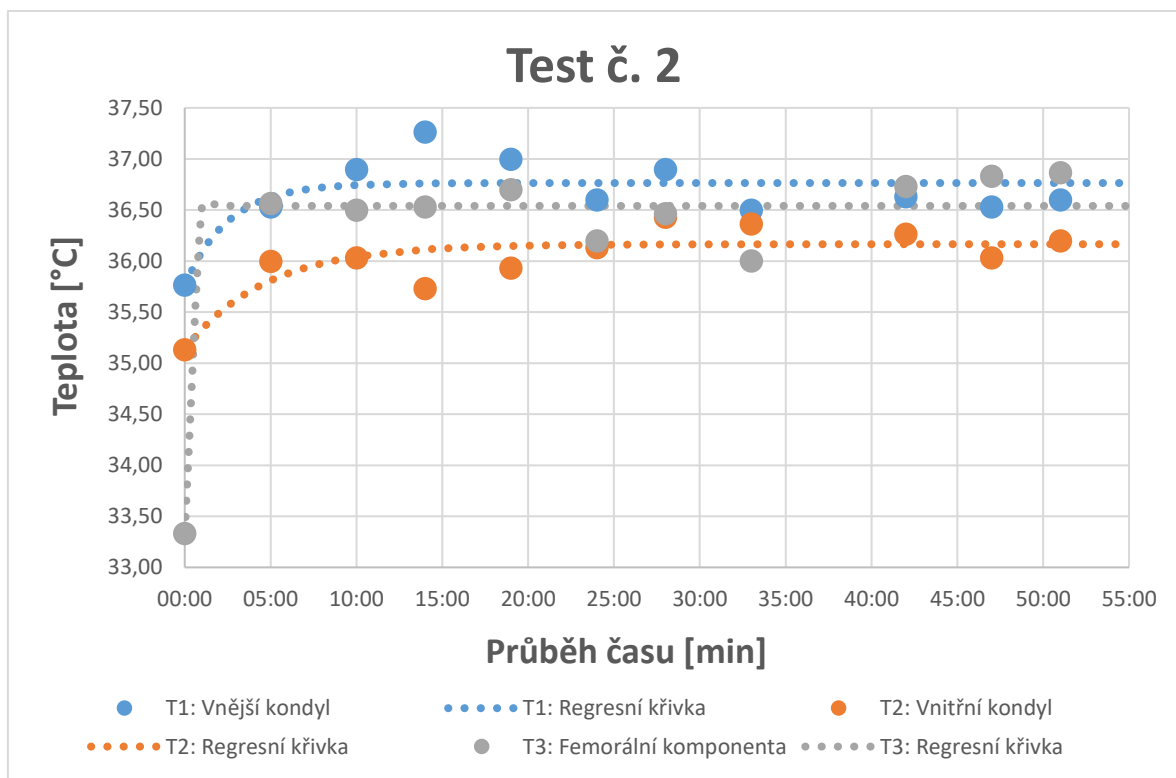
Vypočtené výsledné teploty T_C a nárůst teploty ΔT v místech měření jsou pro jednotlivá měření znázorněna v tabulce 3. Na obrázcích 29 až 32 jsou potom graficky znázorněny průběhy teplot v závislosti na čase.

Výsledky	T_{C1} : vnější kondyl	ΔT_1 : vnější kondyl	T_{C2} : vnitřní kondyl	ΔT_2 : vnitřní kondyl	T_{C3} : femorální komponenta	ΔT_{C3} : femorální komponenta
Test č. 1	28,6°C	1,1°C	29,1°C	1,2°C	28,7°C	2,3°C
Test č. 2	36,8°C	1°C	36,1°C	1°C	36,5°C	3,2°C
Test č. 3	37,2°C	1,7°C	36,4°C	1,1°C	36,6°C	1,4°C

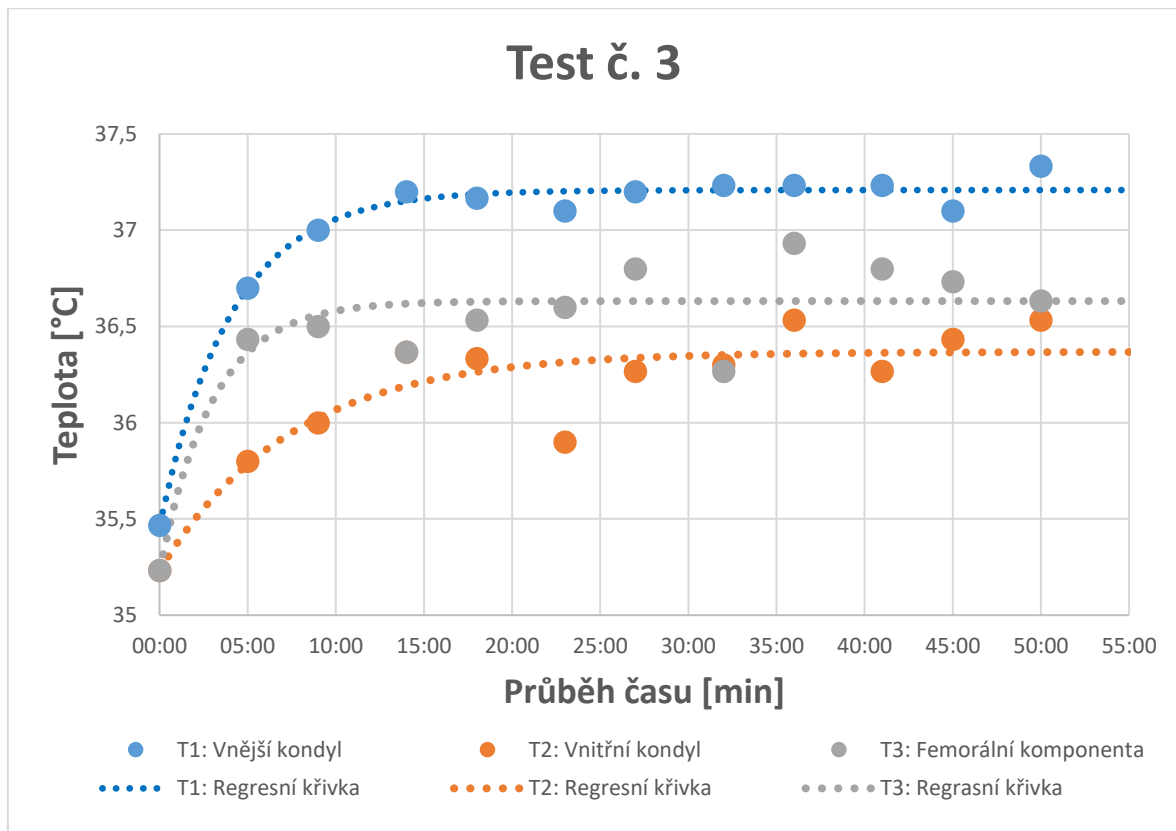
Tabulka 3: Shrnutí výsledků - T_C je výsledná teplota po ustálení teploty a ΔT je nárůst teploty



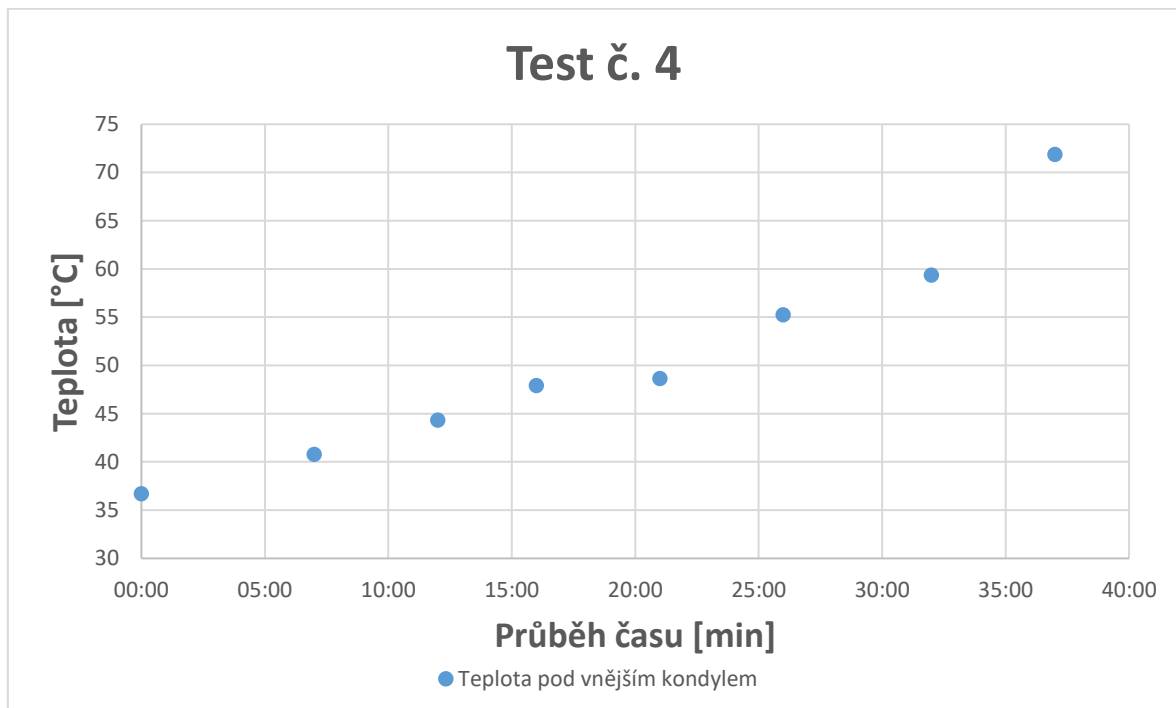
Obrázek 29: Graf závislosti teploty na čase: 0,5 Hz, bez ohřevu, stop po 60 cyklech



Obrázek 30: Graf závislosti teploty na čase: 0,5 Hz, ohřev vodou, stop po 120 cyklech



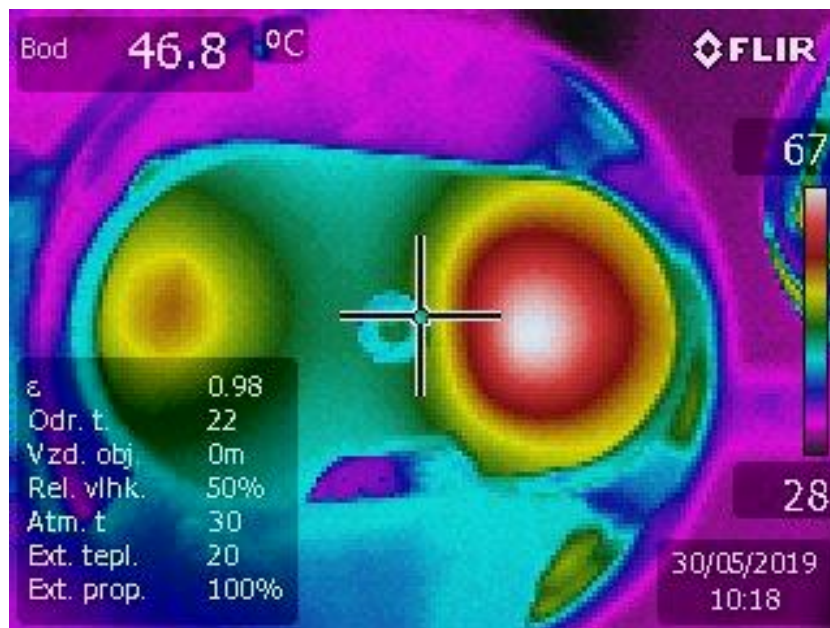
Obrázek 31: Graf závislosti teploty na čase: 1 Hz, ohřev vodou, stop po 240 cyklech (pozn.: Naměřená hodnota teploty v čase 14:00 je stejná pro T2 i T3)



Obrázek 32: Graf závislosti teploty na čase: 1 Hz, ohřev vodou, stop po 240 cyklech, měřeno termokamerou v nejteplejším místě na povrchu (pod vnějším kondylem)

5.8. Rozložení teplotního pole na povrchu UHMWPE vložky

Teplota povrchu tibiální komponenty z UHMWPE byla při čtvrtém testu snímána termokamerou. Rozložení teploty po povrchu je vidět na obrázku 33. Stav teplotního pole, které je na obrázku vidět, bylo dosaženo po 1680 cyklech, tedy po zhruba 37 minutách od začátku měření. Po přepočtení teploty podle vzorce (12) byla v nejteplejším místě naměřena hodnota zhruba 72 °C.



Obrázek 33: Rozložení teplotního pole na povrchu tibiální vložky z UHMWPE. Vlevo je vnitřní kondyl a vpravo je vnější kondyl

5.9. Diskuze

Bylo provedeno in vitro měření nárůstu teploty v kolenní kloubní náhradě. Z naměřených hodnot byla vypočtena výsledná teplota T_c , které by bylo dosaženo po ustálení. Nárůst teploty v UHMWPE v daných podmínkách při použití lubrikantu bylo zhruba 1 – 1,7 °C. Ze snímku z termokamery je vidět, že při pohybu narůstá v kolenní endoprotéze nejvíce teploty pod vnějším kondylem.

Ze srovnání prvního a druhého měření, která probíhala při stejné frekvenci, je patrné, že nárůst teploty v UHMWPE nebyl závislý na ohřevu komponent. Během obou měření došlo k nárůstu teploty v UHMWPE zhruba o 1°C. Z výsledků třetího měření je vidět, že při zvýšení frekvence se také zvýšil nárůst teploty pod vnějším kondylem. Hodnota nárůstu teploty pod vnějším kondylem byla 1,7°C, zatímco pod vnitřním kondylem byl nárůst

teploty podobný jako v předchozích měřeních. To koresponduje s rozložením teplotního pole při čtvrtém měření. Na obrázku 33 je vidět, že při frekvenci 1 Hz teplota více narůstá pod vnějším kondylem.

Snahou měření bylo dosáhnout podmínek, které by se co nejvíce blížily podmínkám v lidském těle. Pohyby a zatížení simulátoru byly nastaveno podle normy ISO 14 243 s drobnými změnami. Tento režim představuje pohyb a zatížení kolene při chůzi.

Přívod tepla z okolních tkání byl simulován pomocí přívodu vody z termostatu, jejíž teplota byla 37°C. Tkáně v lidském těle však mají jiné tepelné vlastnosti než kovové části simulátoru, ke kterým byla kolenní endoprotéza upnuta. Podobný problém se dá najít u způsobu odvodu tepla z kolenní náhrady.

Pro první tři experimenty bylo použito lubrikace bovinným sérem. Množství lubrikantu bylo vždy 50 ml. Kolenní náhrada je v těle lubrikována synoviální tekutinou. Její objem v těle je zhruba 2 – 4 ml, což představuje značný rozdíl oproti testům. Přítomnost lubrikantu v místě tření je důležitá pro snížení koeficientu tření. Z porovnání nárůstu teploty během testů, při kterých bylo použito lubrikantu (testy č. 1, 2 a 3), a nárůstu teploty během čtvrtého testu, jenž probíhal bez použití lubrikantu, je vidět, že nárůst teploty při testu bez lubrikantu je několikrát vyšší. Lze předpokládat, že množství lubrikantu nemá zásadní vliv na velikost koeficientu tření, je však pravděpodobné, že větší množství lubrikantu více odvádí teplo do okolí a tím snižuje naměřené hodnoty.

Naměřené hodnoty v testu č. 4 nejsou proloženy regresní křivkou. Je to z toho důvodu, že měření probíhalo příliš krátkou dobu pro ustálení teplot a naměřené hodnoty v této době nevykazují exponenciální průběh. Nebylo tak možné vypočítat výslednou teplotu T_C ani průběh regresní křivky.

Provedené měření přináší také poznatky, na které nebylo zpočátku práce cíleno. Výsledky měření odráží podmínky, které byly nastaveny pro měření na daném simulátoru. Toho může být využito do budoucna pro další výzkum kolenních kloubních náhrad na použitém simulátoru. Jako příklad může být uvedeno měření otěru UHMWPE vložky. Otěr UHMWPE je obvykle měřen po velkém počtu cyklů v řádu stotisíců až milionů. Díky znalostem z provedených testů lze určit, jakých teplot bude v UHMWPE vložce dosaženo. Z výsledků vyplývá, že se teplota v UHMWPE vložce zvýší zhruba o 1 – 2 °C. Podle toho, jaká

bude požadovaná teplota pro měření, lze také určit, jakou teplotu nastavit na termostatu regulujícím teplotu vody, která ohřívá komponenty.

Problémem experimentů byl způsob měření teploty pomocí termočlánků. Při běhu simulátoru docházelo k velkým výkyvům teplot zobrazovaných na termometru. Pro odečet teploty proto musel být simulátor vždy zastaven. To mohlo vést k ochlazení a nárůst teploty tak mohl dosahovat nižších hodnot, než by dosahoval bez zastavování. Nebylo zjištěno, čím byly způsobeny výkyvy teplot. Jednou z možných příčin může být elektromagnetické rušení od motoru simulátoru.

6. Závěr

Smyslem této bakalářské práce bylo provést výzkum na téma teploty v kolenních kloubních náhradách. Hlavním cílem bylo zjistit, zda při pohybu dochází k nárůstu teploty v endoprotéze a jak může tento nárůst teploty ovlivnit dlouhodobé používání a životnost endoprotézy. Z tohoto mělo být určeno, zda má smysl se dále zabývat problematikou teploty v umělém kolenním kloubu.

Nejprve byl proveden průzkum dostupné literatury a již provedených měření na dané téma. Nebyl nalezen žádný zdroj, který by se přímo věnoval tomu, jak moc teplota ovlivňuje životnost kolenních náhrad, a jaké faktory ovlivňují nárůst teploty a odvod tepla v rámci kolenních endoprotéz.

Jedním z opěrných bodů pro tuto práci se stal výzkum J. W. Pritchetta [5], který prováděl in vivo měření teploty v různých kolenních náhradách. Pritchett měřil teplotu synoviální tekutiny. Bylo zjištěno, že v závislosti na typu kloubní náhrady může teplota dosahovat vysokého nárůstu teploty. Nejvyšší teplota po dvaceti minutách chůze a dvaceti minutách jízdy na rotopedu byla zjištěna u závěsné pantové endoprotézy. Hodnota teploty byla 44°C, zatímco naměřená teplota v klidovém stavu v částečné endoprotéze byla 32°C. Jedná se o velký rozdíl teploty a lze předpokládat, že při namáhavějších aktivitách by nárůst teploty v kloubních náhradách mohl dosahovat ještě vyšších hodnot.

K nárůstu teploty uvnitř kolenních endoprotéz dochází vlivem tření mezi tibiální a femorální komponentou. V sekci 4.1 jsou popsány tři hlavní faktory, které ovlivňují nárůst teploty v UHMWPE. Jsou jimi použité zatížení, rychlost pohybu a vliv lubrikace. Množství nárůstu teploty bylo zkoumáno na wheel-on-flat simulátoru, jehož pohyb lze přirovnat k pohybu kolenního kloubu. Bylo zjištěno, že v závislosti na zatížení a rychlosti může teplota narůstat až o desítky stupňů Celsia. Nárůst teploty lze eliminovat použitím lubrikantu. V jednom z testů [6] bylo ukázáno, že zatímco bez lubrikace teplota vzrostla až o 43°C, při zachování stejných podmínek a použití 100 ml lubrikantu byl nárůst teploty v UHMWPE destičce pouze 1°C. Problematika při posuzování vlivu lubrikace v rámci kolenní endoprotézy spočívá v tom, že objem synoviální tekutiny v kolenu je 2 - 4 ml. S takto malým množstvím tekutiny se v laboratorních podmínkách špatně pracuje a není proto snadné určit, jaký vliv na nárůst teploty může toto množství mít.

Jak již bylo zmíněno, nebyly nalezeny žádné studie, které by se zabývaly tím, jak moc nárůst teploty ovlivňuje životnost kolenních kloubních náhrad. Ze studií [10], [12], [13] však lze zjistit, jaký vliv má teplota na vlastnosti UHMWPE. Z tohoto materiálu je vyráběna vložka tibiální komponenty, která v kloubní náhradě artikuluje proti femorální komponentě obvykle vyráběné z titanových nebo kobalt-chromových slitin. Opotřebení tibiální vložky bývá uváděno jako jeden z nejčastějších důvodů pro selhání kolenní endoprotézy. Podle výzkumu [14] je otěr UHMWPE důvodem pro selhání totálních kolenních náhrad až ve 44,1% případů.

Bylo ukázáno, že otěr a tvar otěrové drážky UHMWPE jsou závislé na teplotě. Platí, že čím vyšší je teplota UHMWPE, tím je vyšší množství otěru. Bylo také zpozorováno, že při vyšších teplotách se zvětšuje objem otěrových částic. Z výsledků in-vivo výzkumu J. W. Pritchetta [5] vyplývá, že teploty synoviální tekutiny se během testování v různých kolenních náhradách pohybovaly v rozmezí zhruba 30 – 40 °C. Ze studie [13] vyplývá, že právě v rozmezí těchto hodnot dochází k nejvyššímu procentuálnímu nárůstu otěru. Zatímco při teplotě 30°C je množství otěru oproti otěru při 23°C vyšší o 10%, při teplotě 40°C procentuální nárůst množství otěru oproti teplotě 23°C již dosahuje 74%. Při dalším zvyšování teploty tento nárůst již není tak prudký.

Výrazný nárůst otěru v rozmezí teplot od 30 do 40°C zřejmě lze spojit s tvrdostí UHMWPE. Bylo zjištěno, že tvrdost materiálu také závisí na teplotě, ovšem tato závislost není tak výrazná jako u otěru. Pokles tvrdosti při teplotě 60°C oproti tvrdosti při 20°C je 30%. Pokles tvrdosti v rozmezí těchto hodnot lze rozdělit do dvou fází, přičemž v obou fázích tvrdost klesá poměrně lineárně. V souvislosti s otěrem byla odhadnuta kritická hodnota tvrdosti 4,2 HV_{0,3}, jíž je dosaženo v rozmezí od 35 do 40°C. Při této hodnotě dochází k tomu, že tvrdost přestává mít významný vliv na otěr a jiné faktory se stávají mnohem důležitějšími. Následkem toho je, že při měření otěru pod kritickou hodnotou vzniká větší rozptyl v naměřených hodnotách otěru.

Ve výše zmíněných in vitro studiích zabývajících se nárůstem teploty v UHMWPE nebylo přímo cíleno na zkoumání teploty v kolenních kloubních náhradách. Buď bylo použito zjednodušení v podobě wheel-on-flat konfigurace ([6], [10], [12]), nebo byly zkoumány pouze vlastnosti UHMWPE materiálu ([13]).

Smyslem série in vitro testů, které byly provedeny v rámci experimentální části, bylo použití kolenní kloubní náhrady, nastavení podmínek, které se budou blížit podmínkám v lidském těle, a zjištění, zda v kolenní endoprotéze při pohybu dochází k nárůstu teploty.

Experimenty bylo zjištěno, že k nárůstu teploty dochází. Nárůst teploty se v UHMWPE vložce během experimentů pohyboval v rozmezí zhruba 1 – 2 °C. Tyto hodnoty je potřeba vnímat v rámci podmínek in vitro měření, které se lišily od podmínek v lidském těle. Jako hlavní odlišnosti lze vnímat použité množství lubrikantu a nepřítomnost tkání v lidském těle, případně jejich nahrazení kovovými komponentami. Způsob měření by byl potřeba zlepšit a zpřesnit. Zastavování simulátoru pro odečet teploty mohlo vést k nižším naměřeným hodnotám a k výchybkám v naměřených hodnotách. Výsledky experimentů mají také velký přínos do budoucna pro další měření na použitém simulátoru pohybu.

V provedených experimentech se nárůst teploty v UHMWPE vložce pohyboval v rozmezí 1 – 2 °C. Po zlepšení a zpřesnění způsobu měření by bylo možné očekávat, že by nárůst teploty dosahoval o něco vyšších hodnot. Z in vivo měření [5] vyplývá, že při pohybu se teplota synoviální tekutiny v kolenních kloubních náhradách pohybuje v rozmezí 30 – 40 °C, což je rozmezí teplot, během kterého dochází k nejrychlejšímu nárůstu otěru. Otěr je nejčastějším důvodem pro selhání kolenních kloubních náhrad, a to až ve 44,1 % případů. Z těchto poznatků vyplývá, že teplota může hrát významnou roli v opotřebení a tedy v životnosti kolenních kloubních náhrad. Odpovědí na úvodní otázku tedy je, že má smysl zabývat se teplotou v kolenních kloubních náhradách a do budoucna by bylo dobré tuto problematiku rozvinout.

SEZNAM ZKRATEK A CIZÍCH POJMŮ

ISO 14 243	Mezinárodní norma popisující způsob měření na strojích pro měření otěru s kontrolou zatížení a popisující odpovídající životní podmínky pro testy
<i>in vitro</i>	Odborný termín: experimentální prostředí v laboratoři
<i>in vivo</i>	Odborný termín: v přirozeném prostředí, respektive v organismu
UHMWPE	Ultra-high-molecular-weight polyethylen (polyethylenová vlákna s ultravysokou molekulární vahou)
tibie/tibiální	lýtka/lýtková
femur/femorální	stehno/stehenní
patela	česka
HV _{0,3}	Tvrдость podle Vickerse při zatížení 0,3 kp (kilopondů)

SEZNAM POUŽITÝCH VELIČIN

\dot{Q}	[W]	Tepelný tok
μ	[-]	Koeficient tření
F_n	[N]	Normálové zatížení
v_{rel}	[ms ⁻¹]	Relativní rychlost
v	[ms ⁻¹]	Rychlost posuvu
ε	[-]	Participační faktor
λ	[Wm ⁻¹ K ⁻¹]	Tepelná vodivost
Pe	[-]	Pecletovo číslo
b	[m]	Šířka kontaktu
χ	[m ² s ⁻¹]	Tepelná difuzivita
r	[m]	Poloměr
l	[m]	Délka kontaktu
E^*	[Pa]	Kontaktní modul
A	[m ²]	Povrch
T	[°C]	Teplota
K	[mm ³ N ⁻¹ m ⁻¹]	Otěrový faktor
L	[N]	Přítlačné zatížení
S	[m]	Skluzová vzdálenost
W	[mm ³]	Objemový otěr
C	[-]	Otěrový koeficient
ε	[-]	Emisivita
T_C	[°]	Výsledná teplota po ustálení systému
T_0	[°]	Počáteční teplota
t	[s]	Čas

Seznam použité literatury

- [3] KURTZ, Steven. UHMWPE Biomaterials Handbook: Ultra High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement and Medical Devices [online]. Third. US: William Andrew, 2016. ISBN 9780323354011;0323354017;.
- [5] PRITCHETT, James W. Heat Generated by Knee Prostheses. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2006, vol. 442, s. 195-198. ISSN 0009-921X.
- [6] GALETZ, Mathias C. et al. Determination of the temperature rise within UHMWPE tibial components during tribological loading. *Acta Biomaterialia*. 2010, vol. 6, no. 2, s. 552-562. ISSN 1742-7061.
- [7] SAWYER, W. G. et al. Temperature Modeling in a Total Knee Joint Replacement Using Patient-Specific Kinematics. *Tribology Letters*. 2003, vol. 15, no. 4, s. 343-351. ISSN 1023-8883.
- [8] BLOK H., "Theoretical study of temperature rise at surfaces of actual contact under oiliness lubricating conditions", *Proc. General Discussion on Lubrication Inst. Mech. Eng*, vol. 2, pp. 222-235, 1937.
- [9] CARSLAW, H. S. a J. C. JAEGER. *Conduction of heat in solids*. Oxford: Clarendon Press, 1948.
- [10] GALETZ, Mathias. *Influence of temperature on friction and deformation mechanisms in artificial knee joints: ProQuest Dissertations Publishing*, 2009.
- [11] SCHWENKE, T. et al. The influence of slip velocity on wear of total knee arthroplasty. *Wear*. 2005, vol. 259, no. 7, s. 926-932. ISSN 0043-1648.
- [12] GALETZ, Mathias Christian a Uwe GLATZEL. An activated energy approach for accelerated testing of the deformation of UHMWPE in artificial joints. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2010, vol. 3, no. 4, s. 331-338. ISSN 1751-6161.
- [13] BAENA, Juan-Carlos a Zhongxiao PENG. Mechanical and tribological performance of UHMWPE influenced by temperature change. *Polymer Testing*. 2017, vol. 62, s. 102-109. ISSN 0142-9418.
- [14] KIM, Kyung Tae et al. Causes of Failure after Total Knee Arthroplasty in Osteoarthritis Patients 55 Years of Age or Younger. *Knee Surgery & Related Research*. 2014, vol. 26, no. 1, s. 13-19. ISSN 2234-0726.
- [15] CHHAJER, Bimal. *Knee Pain*. New Delhi: fusion books, 2006. ISBN 81-8419-181-2.

Internetové zdroje

- [1] Pravda o endoprotézách: I nejlepší kloubní náhradu dostanete zadarmo. *Ordinace.cz* [online]. Pears Health Cyber, 2011 [cit. 2019-07-24]. Dostupné z: <https://www.ordinace.cz/clanek/pravda-o-endoprotezach-i-nejlepsi-kloubni-nahradu-dostanete-zadarmo/>
- [2] OECD (2017), "Hip and knee replacement", in *Health at a Glance 2017: OECD Indicators*, OECD Publishing, Paris, https://doi.org/10.1787/health_glance-2017-65-en.
- [4] Illustrations of total knee replacement and unicompartmental knee replacement. In: *OrthoInfo* [online]. Rosemont: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2016 [cit. 2019-05-17]. Dostupné z: <https://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/unicompartmental-knee-replacement/>

Seznam obrázků

Obrázek 1: (A) Osový systém založený na anatomii a stupně volnosti lidského kolenního kloubu, (B) Schéma znázorňující souřadný systém podle Grooda a Suntaye, (C) Aplikace tohoto souřadného systému na totální kolenní endoprotézu [3]	3
Obrázek 2: Rozdíl mezi totální (vlevo) a částečnou (vpravo) kolenní endoprotézou [4]	5
Obrázek 3: Wheel-on-flat konfigurace [6]	10
Obrázek 4: Kontaktní šířka na wheel-on-flat simulátoru [6]	10
Obrázek 5: Vypočtená kontaktní šířka jako funkce teploty [10]	10
Obrázek 6: Umělý kolenní kloub v porovnání s wheel-on-flat konfigurací a popis rychlostí [6]	12
Obrázek 7: Graf závislosti nárůstu teploty na testovacím čase při různých relativních rychlostech [6]	12
Obrázek 8: Graf závislosti koeficientu tření na testovacím čase při různých relativních rychlostech [6]	13
Obrázek 9: Graf závislosti nárůstu teploty na použitém zatížení [6]	14
Obrázek 10: Graf závislosti koeficientu tření na použitém zatížení [6]	14
Obrázek 11: Graf závislosti nárůstu teploty na testovacím čase. Jako lubrikant bylo použito 100 ml oleje [6]	15
Obrázek 12: Rozdíl mezi zatížením obdélníkového a sinusového charakteru. Sinusové zatížení je znázorněno plnou čarou, zatímco obdélníkové je čárkované. Osa x představuje procenta z jednoho cyklu, který trvá 1s. Osa y reprezentuje součin normálového zatížení a relativní rychlosti [6]	16
Obrázek 13: Graf závislosti nárůstu teploty na testovacím čase v hloubce 4, 8 a 12 mm pod povrchem [6]	17
Obrázek 14: Graf závislosti nárůstu teploty na hloubce pod povrchem při relativních rychlostech 26 a 78 mm/s [6]	17
Obrázek 15: Smluvní diagram závislosti napětí na relativním prodloužení v tlaku jako funkce testovací teploty (Rychlost zatěžování: 5 mm/min) [12]	18
Obrázek 16: Skutečný diagram závislosti napětí na relativním prodloužení v tlaku jako funkce testovací teploty (Rychlost zatěžování: 5 mm/min) [12]	19
Obrázek 17: Graf znázorňující závislost tvrdosti na teplotě. Sloupce, jejichž stupnice se nachází na levé straně, představují tvrdost HV _{0,3} při různých teplotách (°C). Červená čára představuje procentuální úbytek tvrdosti oproti tvrdosti při teplotě 20°C. V grafu je vidět rozdělení na dvě fáze (Stage I a Stage II) [13]	20
Obrázek 18: Otěrový profil po 100 000, 1 a 3 milionech cyklů, testováno při teplotě 37°C. Na ose x je délka otěrové drážky a na ose y je hloubka otěrové drážky [12]	22
Obrázek 19: Porovnání maximální hloubky otěru (vyznačený na ose y) v centru profilu v závislosti na počtu cyklů (na ose x) pro tři různé teploty. Čárkované linky vyznačují odchylku třech provedených testů. Tečkovaná linka porovnává, jaký je potřebný počet cyklů k dosažení hloubky deformace 170 μm při různých teplotách [12]	22
Obrázek 20: Tvar profilu otěrové drážky [13]	23
Obrázek 21: Graf znázorňující závislost otěru (vyjádřen pomocí otěrového faktoru K) na teplotě. Sloupce, jejichž stupnice se nachází na levé straně, představují otěrový faktor K ((mm ³ /Nm)*10 ⁻⁶) při různých teplotách (°C). Červená čára představuje procentuální zvýšení otěru oproti otěru při teplotě 23°C [13]	23
Obrázek 22: Bodový graf závislosti otěru ((mm ³ /Nm)*10 ⁻⁶) na tvrdosti (HV _{0,3}). Červená křivka je regresní křivka. Zeleně čárkové křivky představují interval spolehlivosti 95%. Černá tečkovaná čára znázorňuje tvrdost při teplotě 40°C (4,12 HV _{0,3}) [13]	24
Obrázek 23: Povrch otěrové drážky UHMWPE při teplotách a) 23°C, b) 30°C, c) 40°C a d) 50°C. Fotky byly pořízeny pomocí SEM (rastrového elektronového mikroskopu) při zvětšení 100x a 500x [13]	25
Obrázek 24: Snímky povrchu ocelové kuličky po otěrových testech při pokojové teplotě (a, b) a při teplotě 50°C (c, d) [13]	25
Obrázek 25: Simulátor pohybu kolenního kloubu v Laboratoři biomechaniky člověka na FS ČVUT	27

Obrázek 26: Rozdíl mezi průběhem zatěžující síly v jednotlivých fázích cyklu podle ISO 14 243 a mezi zatížením použitým pro měření.....	28
Obrázek 27: Umístění termočlánků v tibiální vložce	29
Obrázek 28: Umístění termočlánku mezi femorální komponentu a upínací nástavec	29
Obrázek 29: Graf závislosti teploty na čase: 0,5 Hz, bez ohřevu, stop po 60 cyklech	32
Obrázek 30: Graf závislosti teploty na čase: 0,5 Hz, ohřev vodou, stop po 120 cyklech.....	32
Obrázek 31: Graf závislosti teploty na čase: 1 Hz, ohřev vodou, stop po 240 cyklech (pozn.: Naměřená hodnota teploty v čase 14:00 je stejná pro T2 i T3)	33
Obrázek 32: Graf závislosti teploty na čase: 1 Hz, ohřev vodou, stop po 240 cyklech, měřeno termokamerou v nejteplejším místě na povrchu (pod vnějším kondylem)	33
Obrázek 33: Rozložení teplotního pole na povrchu tibiální vložky z UHMWPE. Vlevo je vnitřní kondyl a vpravo je vnější kondyl	34

Seznam tabulek

Tabulka 1: Naměřené teploty v závislosti na druhu kolenní protézy [5].....	8
Tabulka 2: Nastavené podmínky jednotlivých experimentů a způsob měření	31
Tabulka 3: Shrnutí výsledků - TC je výsledná teplota po ustálení teploty a ΔT je nárůst teploty.....	31