ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA STROJNÍ

Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Stanovení mechanických vlastností titanových dlah vyrobených aditivní technologií

Praha 2022 Říha Miroslav

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Říha** Jméno: **Miroslav** Osobní číslo: **492460**

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:

Stanovení mechanických vlastností titanových dlah vyrobených aditivní technologií

Název bakalářské práce anglicky:

The Mechanical Properties of Titanium Bone Plates Produced by Additive Technology

Pokyny pro vypracování:

1. Proveďte literární rešerši na téma kostní tkáně a její vlastnosti, biomateriály používané k výrobě dlah pro osteosyntézu dlouhých kostí a výroby aditivní technologií.
2. Navrhněte metodiku pro analýzu mechanických vlastností dlah vycházející z ASTM F382.
3. Realizujte statické a únavové zkoušky dlah vyrobených aditivní technologií a analyzujte jejich mechanické vlastnosti. Porovnejte je s dlahami vyrobenými konvenčními technologickými postupy.
4. Zpracujte a interpretujte získané výsledky, formulujte závěry.

Seznam doporučené literatury:

1. ČIHÁK, R. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2016. ISBN 978-80-247-3817-8.
2. RŮŽIČKA, Milan: Kritéria a postupy při posuzování únavové pevnosti a životnosti konstrukcí. Praha: ČVUT, 1992.
3. ASTM F382-17. Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates. West Conshohocken: ASTM, 2018.
4. MANIRUZZAMAN, Mohammed: 3D and 4D Printing in Biomedical Applications : Process Engineering and Additive Manufacturin., John Wiley & Sons, Incorporated, 2019.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Adam Kratochvíl odbor biomechaniky FS

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

Ing. Radek Sedláček, Ph.D. odbor biomechaniky FS

Datum zadání bakalářské práce: **07.04.2022** Termín odevzdání bakalářské práce: **14.08.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: _____

Ing. Adam Kratochvíl podpis vedoucí(ho) práce	doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc. podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry	doc. Ing. Miroslav Španiel, CSc. 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.

27.4. 2022
Datum převzetí zadání

Podpis studenta

© ČVUT v Praze, Design: ČVUT v Praze, VIC

Anotační list

Jméno autora: Miroslav Říha

Fakulta: Fakulta strojní

Zadávající ústav: Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky

Studijní program: Teoretický základ strojního inženýrství

Studijní obor: bez oboru

Rok: 2022

Název bakalářské práce: Stanovení mechanických vlastností titanových dlah vyrobených aditivní technologií

Název bakalářské práce anglicky: The mechanical properties of titanium bone plates produced by additive technology

Vedoucí práce: Ing. Adam Kratochvíl

Konzultant práce: Ing. Radek Sedláček, Ph.D.

Bibliografické údaje:

počet stran	46
počet obrázků	27
počet tabulek	9

Klíčová slova: osteosyntéza, kostní dlahy, čtyřbodový ohyb, 3D tisk

Key words: osteosynthesis, bone plates, four-point bending, 3D print

Anotace: Tato práce se zabývá testováním mechanických vlastností tibiálních titanových dlah. Pro zjištění experimentálních dat byla provedena statická a dynamická zkouška čtyřbodovým ohybem. Z dat, získaných zkouškami, byla dopočtena ohybová pevnost, tuhost a stanovena únavová křivka. Vlastnosti dlah vyrobených aditivní technologií byly porovnány s dlahami kovanými.

Abstract: This work deals with testing of the mechanical properties of tibial titanium bone plates. A static and dynamic four-point bending tests were carried out to determine the experimental data. From the data, obtained by the tests, the bending strength and stiffness were calculated, and the fatigue curve was determined. The properties of bone plates produced by additive technology were compared with the properties of forged ones.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval zcela samostatně a použil jsem pouze podklady uvedené v přiloženém seznamu.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze dne 28. 5. 2022 ……

Podpis

Poděkování

Rád bych poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Adamovi Kratochvílovi za jeho pomoc při provádění mechanických zkoušek, za cenné a odborné rady při zpracování této práce a za vstřícnost při zodpovídání dotazů. Dále bych chtěl poděkovat Ing. Radkovi Sedláčkovi, Ph.D. za odbornou konzultaci celé práce.

Obsah

1 Úvod 8
2 Teoretická část 9
2.1 Anatomie kosti 9
2.1.1 Kortikální (kompaktní) kost 9
2.1.2 Trabekulární (spongiózní) kost 10
2.1.3 Remodelace 11
2.1.4 Mechanické vlastnosti 11
2.1.5 Tibia (kost holenní) 13
2.2 Osteosyntéza dlouhých kostí 14
2.2.1 Historie 15
2.2.2 Hodnocení zlomenin 16
2.2.3 Typy osteosyntéz 17
2.3 Biomateriály 20
2.4 Aditivní technologie (3D tisk) 22
2.4.1 FFF (Fused filament fabrication) 23
2.4.2 PBP (Powder bed printing) 24
2.4.3 SLA (Stereolithographic printing) 26
2.4.4 SLS (Selective laser sintering) 27
3 Praktická část 29
3.1 Statická zkouška 32
3.1.1 Realizace experimentu 32
3.1.2 Vyhodnocení 32
3.2 Dynamická zkouška 35
3.2.1 Realizace experimentu 35
3.2.2 Vyhodnocení 35
4 Diskuse 37

5 Závěr 42

6 Zdroje 43

1 Úvod

Zlomeniny kostí jsou jedno z nejběžnějších zranění opěrné soustavy. Ať už se jedná o nekomplikované zavřené zlomeniny způsobené pádem, sportovním úrazem či otevřené zlomeniny s více fragmenty z dopravních nehod, vždy je nejdůležitější časné uzdravení a s tím spojená mobilizace postižené oblasti. Nedislokované zlomeniny lze léčit konzervativně bez operačních zákroků pomocí sádrové imobilizace či ortézami. U komplikovaných, otevřených zlomenin je nezbytná operační léčba, při které je třeba dislokované fragmenty kosti nejprve správně uspořádat a poté vnitřně nebo zevně zafixovat implantáty. Tato operativní léčba se nazývá osteosyntéza [1][2].

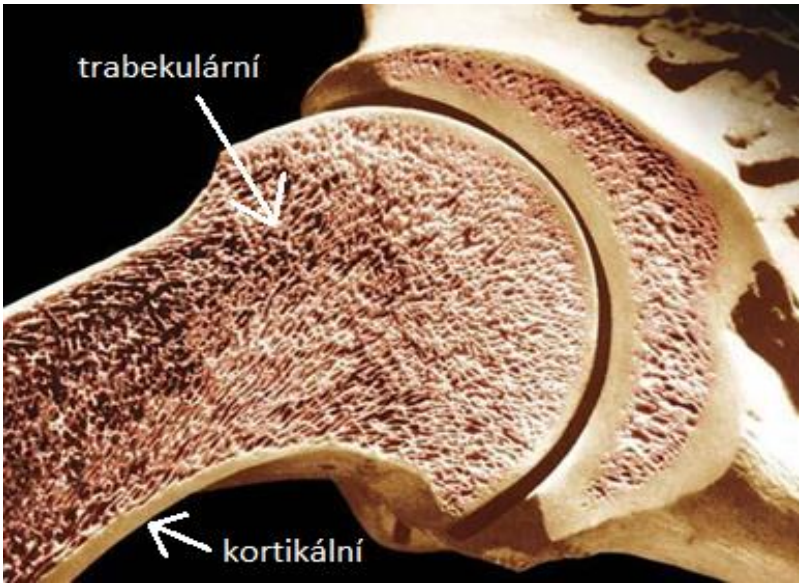
Během osteosyntézy jsou k fixaci používány různé druhy implantátů: dlahy, hřeby, dráty, šrouby. Všechny implantáty mají vysoké nároky na mechanické a biologické vlastnosti tzn. musí dobře odolávat cyklickému namáhání a musí být biokompatibilní. Hlavní výhodou léčby osteosyntézou je možnost brzké mobilizace, pomocí které lze předejít vzniku atrofií a dalším nemocem spojeným s inaktivitou postižené oblasti [1][2].

Cílem této práce je určit mechanické vlastnosti titanových dlah, jak ze statické zkoušky tzn. ohybová tuhost, pevnost, tak ze zkoušky dynamické tzn. únavovou pevnost. A následně je porovnat s titanovými, ocelovými dlahami vyrobenými konvenčním způsobem, tedy kováním [1][2].

2 Teoretická část

2.1 Anatomie kosti

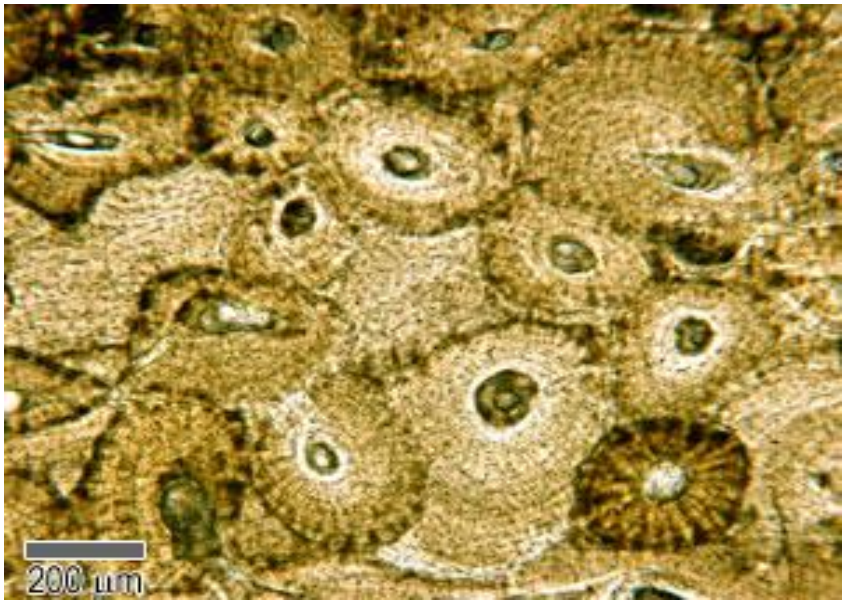
Kosti jsou základní stavební jednotkou kostry, poskytují mechanickou podporu pro klouby, šlachy a vazy, tvoří ochranu vnitřních orgánů a zároveň slouží jako zásobárna na minerály (vápník, fosfát, sodík a další). Kostní tkáň je složitá, hierarchicky uspořádaná struktura, složená z organické (40 %) a anorganické (60 %) matrice, a určuje veškeré mechanické vlastnosti kostí. Lze ji také rozdělit do dvou hlavních strukturálních typů: kortikální a trabekulární kosti (viz Obrázek 1). V kostech, jakožto v dynamické tkáni, dochází k neustálé obnově, opravě skrze kostní remodelaci, která v těle pomáhá udržovat minerální homeostázi (rovnováhu) [3][4].



Obrázek 1 Strukturální rozdělení kosti [5]

2.1.1 Kortikální (kompaktní) kost

Kost kortikální je hustě mineralizovaná tkáň, která v epifýzách, rozšířených koncích dlouhých kostí, obepíná kost trabekulární a lze ji také najít v diafýze, tedy střední části dlouhé kosti spojující epifýzy. Celkově tvoří až 80 % celé kostry a v porovnání s kostí trabekulární je pevnější a má vyšší Youngův modul pružnosti. Její základní stavební jednotkou jsou osteony. Každý osteon seskládá z centrálního Haversova kanálu, obsahujícího nervová vlákna, kapiláry, a jeho obalu, tvořeného pěti až sedmi vrstvami tubulárního lamelu. Trubicovité osteony obvykle běží rovnoběžně s dlouhou osou kosti, tzn. jsou orientovány ve směru sil procházejících kostí [4][6][7].

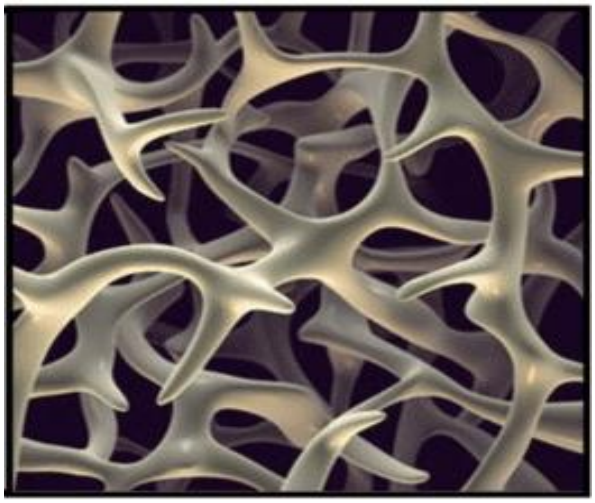


Obrázek 2 - Struktura kortikální kosti [8]

2.1.2 Trabekulární (spongiózní) kost

Trabekulární kost je lehká, porézní kost, obklopující četné prostory, které ji dávají houbovitý (spongiózní) vzhled. Tvoří zhruba 20 % celé kostry a poskytuje strukturální podporu a flexibilitu bez hmotnosti kosti kortikální. Kostní matrice je organizována do trojrozměrné mřížky z kostních výběžků nazývaných trabekuly. Ty jsou uspořádány kolem linií napětí a přestavují se ve směru těchto linií. Prostory mezi nimi jsou často vyplněny kostní dření a krevními cévami [9].

Tuto kostní strukturu najdeme ve většině oblastí kostí, které nejsou vystaveny velkému mechanickému napětí. Trabekulární kost tvoří velkou část epifýz a je hlavní součástí žeber, lopatek, plochých kostí lebky a různých malých, plochých kostí v těle. Obvykle je obklopena skořápkou z kosti kortikální, která poskytuje větší pevnost a tuhost. Otevřená struktura spongiózní kosti umožňuje tlumit náhlé napětí, např. při přenosu napětí skrze klouby. Různé proporce prostoru v kosti se mezi kostmi liší v závislosti na potřebné pevnosti nebo flexibilitě [9].



Obrázek 3 Struktura kosti trabekulární [5]

2.1.3 Remodelace

Kostra je metabolicky aktivní orgán, ve kterém během života dochází k neustálé remodelaci. Součástí kostní remodelace je odstranění mineralizované kosti osteoklasty a formování nové kostní matrice pomocí osteoblastů, které postupně mineralizují [10].

Cyklus remodelace seskládá ze tří po sobě jdoucích fází. Během první z nich, zvané resorpce, dochází k trávení staré kosti osteoklasty. Druhá fáze tvoří přechod mezi resorpcí a tvorbou nové kosti. Třetí a poslední fáze je formování nové kostní matrice, kdy se osteoblasty ukládají v místě odebrané tkáně, postupně mineralizují a zcela nahrazují původní starou kost [10].

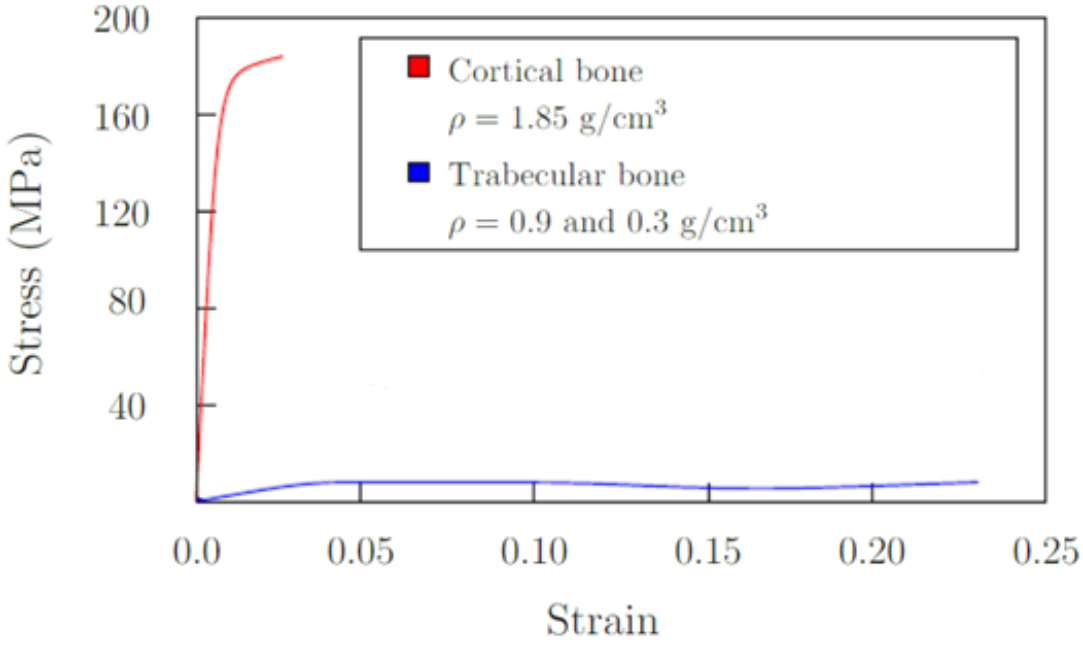
Remodelace slouží k přizpůsobení kostní struktury měnícím se mechanickým požadavkům. Zároveň pomáhá s opravou malých poškození a předchází akumulaci staré kostní tkáně. Rovnováha trávení kosti a tvorba nové matrice je velice důležitá pro udržování vápenaté homeostázy. Při nadměrné resorpci a nedostatečné tvorbě osteoblasty může docházet k osteoporóze, řídnutí kostí. Remodelace je základem Wolfova zákona, který říká, že se kosti zdravého člověka postupně přizpůsobují namáhání, kterému jsou vystaveny [10].

2.1.4 Mechanické vlastnosti

Kostní tkáň je organický materiál, ve kterém dochází k neustále přestavbě a obnově, její vlastnosti jsou ovlivněny mnoha vlivy, mezi které patří: věk, pohlaví, poloha v těle, minerální složení a další [11].

Kost lze považovat za kompozitní materiál, složený primárně ze dvou částí, kortikální a trabekulární kosti. Vlastnosti jednotlivých částí se velmi liší. Pro kortikální kost je typická

anizotropie, kde výrazně největšímu namáhání dokáže odolávat ve směru podélné osy. Rozdílnou má také pevnost v tahu a tlaku. Zároveň má v diagramu napětí – deformace velkou oblast elastické deformace (viz Obrázek 4). V porovnání s kostí trabekulární je znatelně tužší a pevnější, ale zároveň mnohem křehčí. Trabekulární kost se naopak chová nelineárně už při nízkých napětích. Při vyšších zatíženích, způsobujících velkou deformaci (až 5 %), si ale stále zachovává velkou část nosnosti. Avšak při těchto vysokých zatíženích v ní dochází k výrazné plastické deformaci, která může vést až ke kumulativní zlomenině [11].



Obrázek 4 Diagram napětí - deformace kortikální, trabekulární kosti [12]

Mechanické vlastnosti kosti jako celku jsou kombinací jejích výše zmíněných složek a závisí na jejich poměru, geometrii, ploše průřezu a mnoha dalších faktorech. Jejich přibližné hodnoty jsou vypsané v následující tabulce (viz Tabulka 1). Další důležitou vlastností je viskoelasticita, která popisuje změnu mechanického chování při změně rychlosti zatěžování. S rostoucí rychlostí zatížení roste pevnost a tuhost, zároveň však klesá možná deformace [11].

Tabulka 1 Mechanické vlastnosti lidské kosti [13]

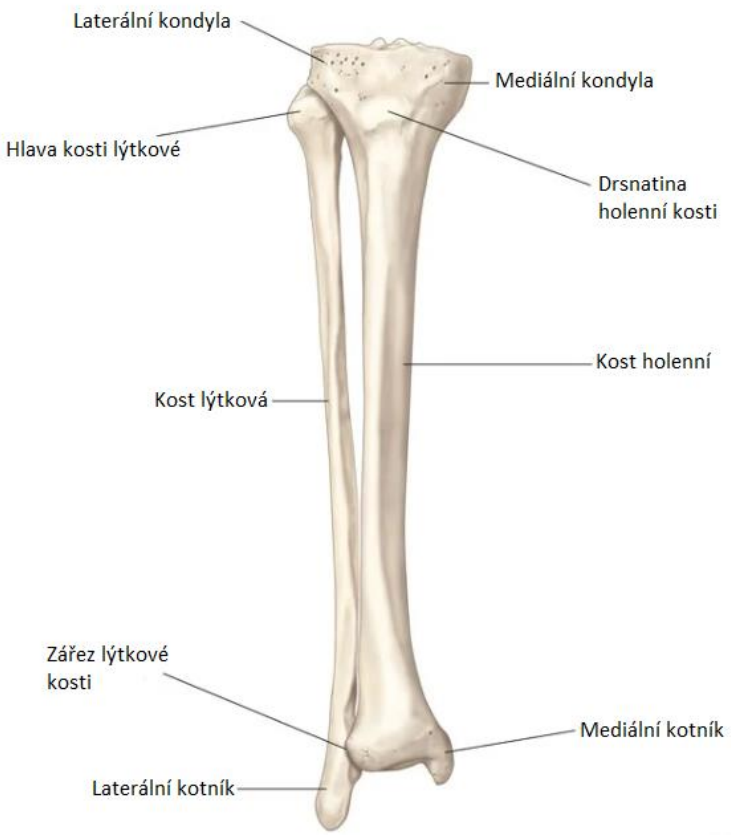
Mez pružnosti	v tahu	podélný směr	17,9 ± 3,9 GPa
		příčný směr	10,1 ± 2,4 GPa
Mez pevnosti	v tahu	podélný směr	135 ± 15,6 MPa
		příčný směr	53 ± 10,7 MPa
	v tlaku	podélný směr	205 ± 17,3 MPa
		příčný směr	131 ± 20,7 MPa

2.1.5 Tibia (kost holenní)

Tibia je dlouhá kost nohy. Má nosnou funkci, a proto je hned za stehenní kostí druhá největší kost v lidském těle. Společně s kostí lýtkovou tvoří kostru bérce. Dlouhé kosti jsou specifické svou stavbou. Podlouhlé tělo, tvořené silnou vrstvou kortikální kosti, obsahuje dutinu, ve které se nachází kostní dřeň. Ta je pro funkci celého těla velice důležitá, protože slouží jako krvetvorný orgán. Epifýza je na povrchu tvořena tenkou vrstvou kosti kortikální a uvnitř kostí spongiózní, uspořádanou do kostních trámců [14][15][16].

Proximální část holenní kosti je součástí kolenního kloubu, na kterém se nachází dva kondyly (*condylus medialis, condylus lateralis*), na kterých dochází ke styku s kondyly kosti stehenní. Upínají se zde svaly zajišťující pohyblivost stehna, bérce a jsou to především čtyřhlavý sval stehenní (*musculus quadriceps femoris*) a sval krejčovský (*musculus sartorius).* Distální část svým kostěným prodloužením, výběžkem vnitřního kotníku (*malleolus medialis*), tvoří část kloubu kotníku a zároveň slouží jako základ upnutí svalů zajišťujících pohyblivost bérce, nohy či prstů na noze [14][15][16].

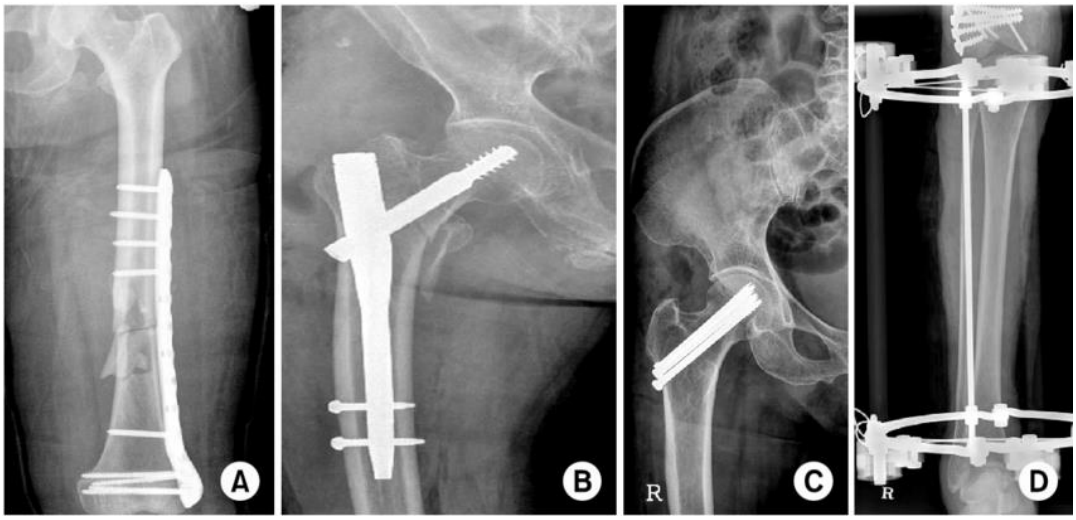
Tělo holenní kosti je jejím nejslabším místem. K jeho poškození dochází hlavně při autonehodách a při pádech z výšky. Jelikož jsou tyto dva druhy úrazu nejběžnějšími příčinami poranění, je tibie nejčastěji lámaná dlouhá kost v lidském těle. Její fraktura je spojená s neschopností chodit, protože zlomená kost nemůže plnit svou funkci nosiče tělesné váhy, a proto je její správné zhojení klíčové [14][15][16].



Obrázek 5 Rozdělení kostí bérce včetně důležitých anatomických prvků [17]

2.2 Osteosyntéza dlouhých kostí

Osteosyntéza je jedna z nejběžnějších operačních technik v ortopedické chirurgii, a to jak v elektivní ortopedii, tak v traumatologii. Spočívá ve spojení dvou nebo více kostních fragmentů, které byly předem správně srovnány a nasměrovány. Spojení je mechanicky stabilizováno pomocí šroubů, hřebů, dlah nebo několika dalších mechanismů, u kterých je kladen velký důraz na funkčnost po dobu hojení zlomeniny. U materiálů používaných při osteosyntéze jsou vyžadovány, jak mechanické vlastnosti, odpovídající zatížení v postiženém segmentu kosti, tak vlastnosti biologické, které by měli zařízení udržet v pozici s kostí po dobu hojení a neměli by ho narušovat ani brzdit, ale pokud možno podporovat [2].



Obrázek 6 Různé druhy osteosyntézy (RTG). (A) Dlahová. (B) Hřebová. (C) Šroubová. (D) Vnější fixátor [18]

2.2.1 Historie

Léčbou zlomenin se lékaři zabývali již v dobách starověkého Říma, Řecka. Léčilo se konzervativním způsobem, který spočívá ve vnější fixaci poraněné končetiny pomocí dlah a obvazů. První pokusy o operační stabilizování končetin, osteosyntézu, byly prováděny již ve 12. - 13. století. Ke stabilizaci byly používány různé dlahy a hřeby vyrobené z rozlišných materiálů (stříbro, železo, slonovina), ale kvůli neznalosti zásad asepse byly operace u velké části pacientů doprovázeny infekcemi a často končily smrtí pacienta kvůli celkové sepsi. Až na konci 19. století, kdy začaly být do praxe zaváděny zásady asepse, se začal počet úspěšných operací zvyšovat, a to vedlo ke zvyšování počtu pokusů o osteosyntézu [1].

Mezi první průkopníky dlahové osteosyntézy patří Carl Hansmann z Hamburku, který ve své práci z roku 1886 popisuje své zkušenosti s fixací 21 zlomenin pomocí kovových dlah. Za zmínku stojí také belgický chirurg Albin Lambotte, který v roce 1907 vydal první učebnici osteosyntézy. Popisuje v ní použití šroubů a rovných a tvarovaných dlah [1].

Krom vývoje dlahové osteosyntézy probíhal vývoj osteosyntézy nitrodřeňové, při které jsou implantáty umístěny přímo do dřeňové dutiny. Zde patří mezi první inovátory Američani bratři Rushové, kteří u zlomenin kosti pažní do dřeňové dutiny aplikovali kovové pruty. Asi největším průkopníkem tohoto druhu osteosyntézy byl profesor z Německa, Gerhard Küntscher. Ten jako první aplikoval nitrodřeňové hřeby při operaci zlomeniny stehenní kosti. Vyvinul předchůdce dnešních moderních implantátů, tzv. Y-hřeb určený k léčbě stehenní kosti. Dále se zasloužil o předchůdce nynějšího zajištěného nitrodřeňového hřebu, tzv. detenzní hřeb, který začal používat v roce 1968 [1].

Koncem 60. let vzniklo ve Švýcarsku uskupení AO (*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen),* které vytvořili čtyři chirurgové: M. E. Müller, R. Schneider, H. Willenegger, M, Allgöwer. Tato skupina se zabývala osteosyntézou, jejími možnostmi a hojením zlomenin a vytvořili principy osteosyntézy, které se používají dodnes. V roce 1969 vydali práci s názvem *Manual der Osteosynthese AO-Technik,* která je základem osteosyntézy [1].

2.2.2 Hodnocení zlomenin

Hodnocení a následná léčba zlomenin závisí na několika faktorech: celkový stav pacienta, dlouhodobé onemocnění, choroby a další. Závažnost poranění, je hodnocena na škále od monotraumat (poranění, co přímo neohrožují život) přes sdružená a mnohočetná poranění, až po polytraumata (poranění přímo ohrožující život) [1].

Typy zlomenin jsou klasifikovány dle Švýcarského uskupení AO. Dělí se dle počtu úlomků na jednoduché a víceúlomkové. Jednoduché, také označované jako Typ A, jsou poranění, kdy dojde k rozlomení kosti pouze na dvě části. Tento typ zlomeniny je relativně stabilní. Víceúlomkové se dále dělí na Typ B a Typ C. Oba se vyznačují vyšším počtem úlomků zlomeniny. U typu B jsou hlavní úlomky v kontaktu, ale je mezi nimi jeden nebo více menších fragmentů. Typ C je nejsložitější druh poranění, zlomenina je nestabilní a ani hlavní kostní úlomky nejsou v kontaktu [1].

Druh zlomeniny, který se určuje dle poškození kůže a přilehlých měkkých tkání, se dělí odlišně pro otevřené a uzavřené zlomeniny. Zavřené zlomeniny se hodnotí Tscherneho klasifikací do čtyř stupňů (G 0 - III).

- 0, zlomeniny vzniklé nepřímým násilím, nepatrné poranění okolních měkkých tkání
- I, zlomeniny vzniklé malým přímým násilím s pohmožděním a odlupováním kůže
- II, zlomeniny vzniklé větším přímým násilím s pohmožděním kůže a podkoží a částečné pohmoždění okolních svalů.
- III, nejvyšší stupeň poškození, zlomeniny tohoto typu vznikají velkým přímým násilím. Dochází k pohmoždění kůže, podkoží i k pohmoždění svalů. Hrozí riziko vzniku kompartment syndromu kvůli zvýšenému vnitřnímu tlaku.

Otevřené zlomeniny se hodnotí dle Gustillovy-Andersonovy klasifikace do čtyř stupňů (O I - IV).

- I, zlomenina zapříčiněná nepřímým násilím s malou kožní ránou, která vznikla

průnikem kostního fragmentu, který se následně vrátil pod kůži. Tento typ umožňuje pouze malou kontaminaci rány.

- II, zlomenina zapříčiněná přímým násilím s kožní ránou v úrovni zlomeniny. Kostní fragmenty mohou vyčnívat skrz kůži. Možnost malé kontaminace.
- III, zlomenina zapříčiněná velkým násilím, tento typ dále dělíme dle rozsahu poranění okolních měkkých tkání, nervových a cévních svazků kolem zlomeniny na O-III A až O-III C. Vyšší poškození měkkých tkání umožnuje vyšší kontaminaci.
- IV, zlomenina zapříčiněná velkým násilím s velkým poškozením okolní měkké tkáně, nervů, cév. U tohoto typu je velmi častá totální či subtotální amputace [1].

2.2.3 Typy osteosyntéz

Hřebová osteosyntéza

Používá se hlavně v intramedulárním (nitrodřeňovém) prostoru dlouhých kostí. Tato metoda zajišťuje dostatečnou možnost tvorby svalku důležitého pro hojení. Lze ji rozdělit na dva hlavní druhy dle způsobu usazení hřebu do kosti [1].

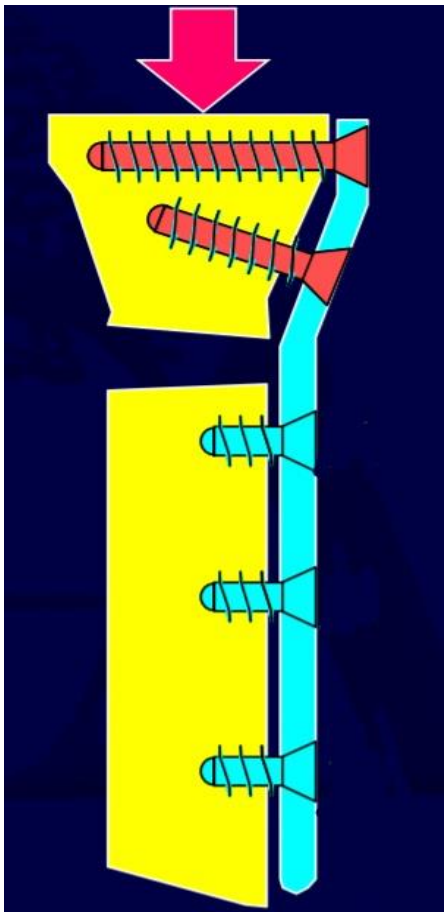
Předvrtané hřebování, hřeby se zavádí do předvrtané dutiny. Hlavní výhodou je zvýšená antirotační stabilita a zajištění většího kontaktu kosti s hřebem. Kvůli delšímu operačnímu času a větší traumatizaci tkání se předvrtání neprovádí u zlomenin s již poškozenými měkkými tkáněmi. Hlavní použití této metody je u zlomenin femuru a tibie typu G-0, G-I a O-I, O-II [1][19].

Hřebová osteosyntéza bez předvrtání, hřeby jsou usazovány dovnitř kosti bez jakéhokoliv předvrtání. V porovnání s předchozí metodou jsou hřeby tenčí, takže nedochází ke zvýšení nitrodřeňového tlaku. Hřeby bývají zajištěny pomocí šroubů. Díky krátkému operačnímu času a minimální traumatizaci lze tuto metodu použít i u zlomenin s vyšším poškozením měkkých tkání, tzn. všechny druhy zlomenin krom O-IV. Avšak kvůli menšímu prostoru v kostní dutině a z toho vyplývajících menších rozměrů hřebů je stabilita fixace menší než u předvrtání a také hrozí ohnutí či fraktura hřebu [1][19].

Obrázek 7 Hřebová OS-Původní zlomenina (vlevo), aplikace nitrodřeňových hřebů (vpravo) [20]

Dlahová osteosyntéza

Dlahová osteosyntéza slouží k extramedulárnímu (tzn. mimo kostní dřeň) přemostění zlomeniny a k její fixaci po provedení repozice. Rizika spojená s dlahováním jsou především možnost vzniku kostní nekrózy pod dlahou a také riziko infekce. Lze ji aplikovat u lehčích zlomenin typu G-0, G-I, O-I, O-II. Dlahy jsou ke kostem fixovány pomocí šroubů. Z geometrie zatěžování vyplývá, že vlastní tíha těla, která působí mimo osu dlahy, vyvolá hlavní typ zatížení, a to je ohyb (viz Obrázek 8). Dlaha musí vydržet jak statické, tak cyklické namáhání, a proto musí mít odpovídající mechanické vlastnosti. Mezi nejdůležitější z nich patří ohybová tuhost, určující odolnost dlahy proti ohybové deformaci [1][19][21].



Obrázek 8 Geometrie zatížení dlahy [21]

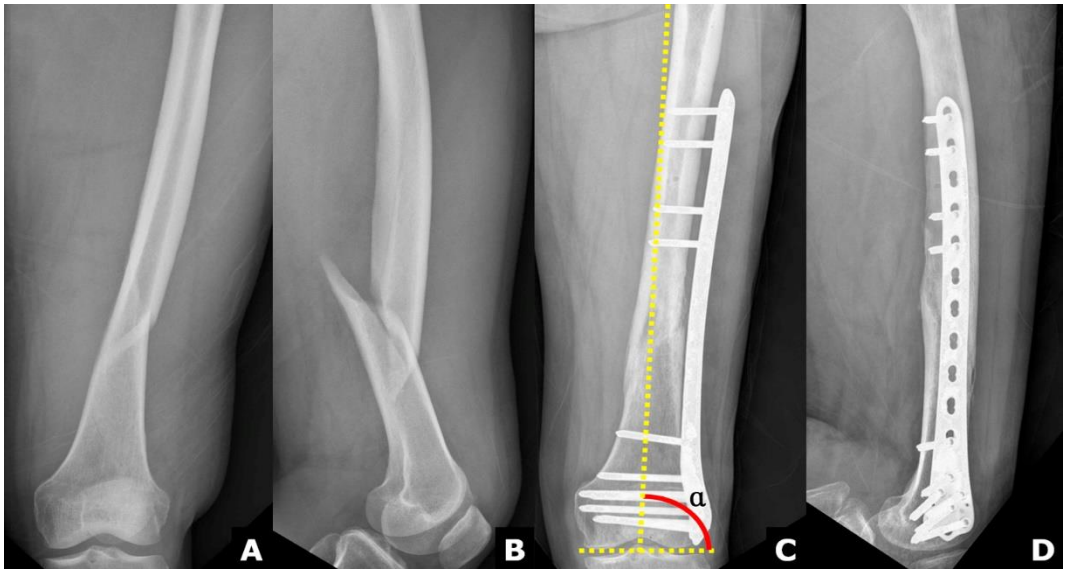
Dle charakteru fixace lze dlahovou osteosyntézu rozdělit na tři hlavní typy: neutralizační, kompresní a úhlově stabilní [1].

Neutralizační dlaha redukuje zatěžující síly napříč zlomeninou. Sama přenáší napětí a tím odlehčuje samotnému místu zlomeniny. Tento typ dlah nemá žádný speciální design nebo tvar a ani nezajišťuje kompresi, pouze drží polohu kosti a působí odpor vůči

kompresním a torzním silám. Samotná fixace je zajištěna pomocí šroubů a dlaha tuto fixaci pouze chrání [1][22].

Kompresní (konvenční) dlahu lze použít k působení komprese obvykle přes příčnou zlomeninu a také k zajištění stability fixace. Dlaha má otvory navržené tak, aby po zavedení správně excentricky umístěného šroubu působila kompresi v místě zlomeniny. První šroub slouží k fixaci dlahy k prvnímu kostnímu fragmentu, druhý šroub vytváří kompresi. Stabilita fixace kompresní dlahou závisí na pevnosti upevnění dlahy na kosti. Při zatížení se může mezi dlahou a kostí objevit velká smyková síla, což může vést k pohybu spojení. Na zabránění tohoto pohybu se mohou podílet dva mechanismy: ohybová tuhost šroubů nebo tření mezi šroubem a dlahou. V případě kompresních dlah je pohybu zabráněno třením, které závisí na axiální síle šroubu přitlačujícího dlahu. Rozhodující je kroutící moment aplikovaný na šrouby, který udává velikost přítlačné síly [23][24].

Úhlově stabilní kostní dlahy mají zásadně odlišný princip fungování ve srovnání s konvenčními dlahami. Konvenční dlahy jsou přitlačovány ke kosti šrouby a vzniklé tření stabilizuje úlomky. Při zatížení se síly přenášejí přímo z kosti na dlahu a šrouby musí odolávat především tahovým silám. Naproti tomu úhlově stabilní implantáty nevyvíjejí tlak ani tření mezi dlahou a kostí. Síly vycházející z kosti se nepřenášejí přímo na dlahu, ale musí procházet šrouby. Proto musí šrouby odolávat ohybovým silám a musí být přizpůsobeny tomuto odlišnému principu činnosti. Díky přenosu zatížení na spojení šroub-dlaha lze úhlově stabilní dlahy aplikovat i na méně kvalitní, osteoporotické kosti [1][25][26].



Obrázek 9 Dlahová OS – původní zlomenina (vlevo), aplikace dlahy (vpravo) [27]

Šroubová osteosyntéza

Nejčastěji se používá v kombinaci s dalšími typy osteosyntéz – kombinace s neutralizační dlahou. K dispozici jsou šrouby o různých rozměrech a délkách. Dělí se dle části, do které jsou aplikovány: kortikální, spongiózní [1].

Osteosyntéza zevní fixací

Používá se hlavně pro fixaci komplikovaných zlomenin. Využívá se u otevřených zlomenin, mnohočetných zlomenin, při prodlužování končetin nebo při stabilizaci pánve. Fixace se nachází mimo tělo, a proto umožňuje ošetření poškozené měkké tkáně. Zevní fixaci lze klasifikovat dvěma způsoby: dle fixace (Kirschnerovy dráty, Schanzovy šrouby…), dle tvaru (rámové, svorkové, vícerovinné…) [1].

Obrázek 10 Osteosyntéza zevní fixací [28]

2.3 Biomateriály

Materiály vyrobené za účelem interakce s lidským organismem se nazývají biomateriály. Díky jejich širokému využití v mnoha odvětvích jsou jedním z důležitých prvků dnešní medicíny. Lze je využít v oblasti kardiovaskulárního systému jako stenty či srdeční pumpy, v ortopedii z nich lze vyrobit různé druhy implantátů od zubních náhrad přes náhrady kloubní až po kostní hřeby stabilizující zlomeninu a v oblasti tkáňového inženýrství mohou sloužit například jako nosiče látek podporujících regeneraci tkáně. Protože jsou výrobky z biomateriálů přímo aplikovány do lidského těla, musí mít také odpovídající vlastnosti.

Jednou z nejdůležitějších vlastností je biokompatibilita, materiály aplikované do lidského těla nesmí vyvolávat alergické reakce, nesmí být karcinogenní ani jakkoliv toxické. Mechanické vlastnosti musí vždy odpovídat příslušnému typu aplikace, selhání implantátů z biomateriálů v lidském těle může mít fatální následky [29][30].

Biomateriály lze rozdělit do tří hlavních skupin: biokeramika, polymery, kovy a jejich slitiny. Mezi biokeramické materiály patří hydroxyapatit, fosforečnan vápenatý a další. Jsou využívány především v ortopedii jako součástí zubních a ortopedických kloubních implantátů, které jsou často pokryty biokeramickou vrstvou za účelem snížení opotřebení. Polymery mají v porovnání s ostatními biomateriály unikátní vlastnosti. Jsou lehké, vysoce odolné a lze je lehce vyrábět a tvarovat. Polymery, které v tělním prostředí nedegradují, jsou používány k výrobě náhrad měkké tkáně jako jsou například cévy nebo šlachy. Ty, které jsou biodegradovatelné, mají své využití jako dočasná zařízení. Mohou sloužit jako kostní šrouby, nosiče léků či lešení v tkáňovém inženýrství. Mezi nejpoužívanější polymerní materiály patří chitosan, PEEK (polyaryletheretherketon) a PLA (polyaktid). Jelikož se tato práci zabývá titanovými kostními dlahami, tak zde kovy popíšeme více [29][30].

Kovy a jejich slitiny

Kovy mají vysokou odolnost proti opotřebení, jsou pevné a nepoddajné, proto jsou vhodné k přenosu velkých zatížení bez vzniku trvalých deformací. Používají se především k nahrazování nebo fixaci kostních a dentinových tkání. V důsledku toho se kovy používají v širokém rozsahu aplikací lékařských zařízení jako je fixace zlomeniny kostními dlahami a šrouby, kloubní náhrady a stomatologická zařízení (rovnátka, implantáty zubního kořene). Avšak i kovy mají své nevýhody, především je to vysoká hustota, možnost koroze a náročná výroba. Biokompatibilní kovy lze rozdělit na tři hlavní skupiny: slitiny titanu, oceli a kobaltu [30].

Titanové slitiny jsou vysoce biokompatibilní a skvěle odolávají únavě. Díky tenké vrstvě oxidu titanu (TiO_2), která vzniká na povrchu těchto slitin, mají také výbornou korozivzdornost. Kvůli vysokým nákladům na zpracování jsou slitiny titanu drahé. Dále mají také nízkou odolnost vůči opotřebení, a proto je třeba speciální úpravy povrchu kloubních náhrad. Nejpoužívanější slitinou je Ti6Al4V, která má nízké hodnoty Youngova modulu (110 - 120 GPa) a díky tomu se lze při aplikaci v kostních implantátech vyhnout nežádoucímu jevu zvanému *stress shielding*. Při kterém kost, která obvykle přenáší celé zatížení, nyní nese jen malou část, protože většinu přenese výrazně tvrdší dlaha. V důsledku

nedostatečné zátěže kosti může docházet na základě Wolfova zákona k nežádoucí remodelaci a zeslabení kosti, které může vést k uvolnění a selhání implantátu [30].

Slitiny na bázi kobaltu mají vysokou odolnost vůči únavě, opotřebení a korozi. Korozivzdornost je zajištěna tenkou vrstvou oxidu chromu (Cr_2O_3) na povrchu implantátu. Proto se používají jako dříky protéz, součástky přenášející zatížení v kloubních náhradách a stomatologické odlitky. Lze je rozdělit na dva druhy dle typu výroby: odlévané a kované za tepla. Odlévané slitiny mají využití ve stomatologii a ve výrobě kloubních náhrad. Kované slouží jako dříky kolenních či kyčelních náhrad. Hlavními nevýhodami slitin na bázi kobaltu je vysoká hustota a vysoký Youngův modul (210 – 232 GPa), který může být ve srovnání s titanem až dvojnásobný a může mít za následek špatný přenos zatížení na kost při aplikaci kostních implantátů [30].

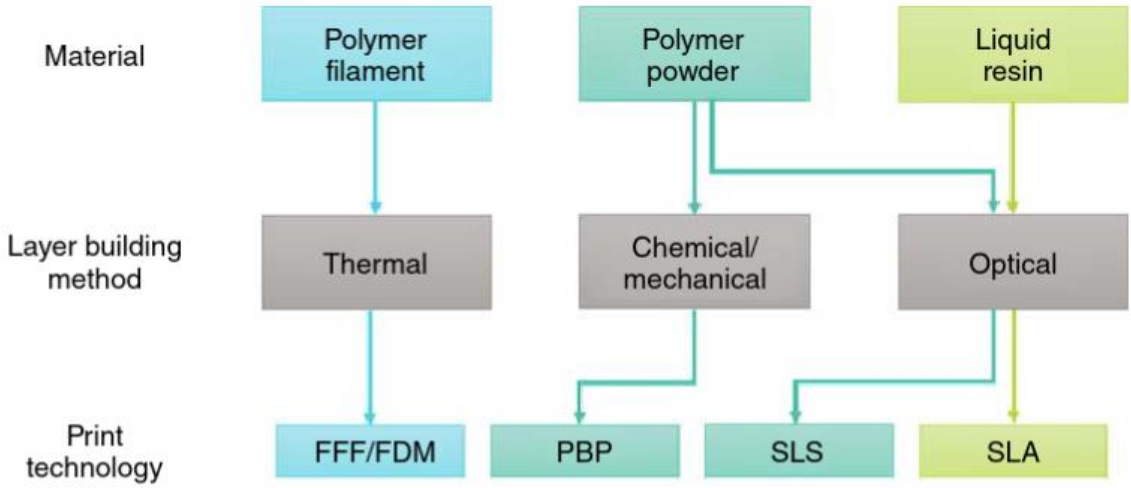
Nerezové oceli používané v biomedicínských aplikacích mají vysokou pevnost, jsou levné a pokud jsou alespoň ze 12 % tvořeny kobaltem, tvoří se na jejich povrchu tenký film, který je chrání proti korozi. Díky jejich ceně, dostupnosti a možnosti produkovat velkou škálu různých tvarů, jsou oceli používány k výrobě chirurgických nástrojů. Nerezové oceli, neobsahující nikl, který je pro lidské tělo nebezpečný, se používají v kostních dlahách, při fixaci páteře nebo jako součástky v kloubních náhradách [30].

2.4 Aditivní technologie (3D tisk)

3D tisk je jedna z metod aditivní výroby, která slouží k výrobě reálných objektů z digitálního modelu. Při tisknutí jsou používány různé druhy materiálů jako např. polymery či kovy. Materiál je postupně vrstven za účelem tvorby 3D objektu. V porovnání s tradičními způsoby, jako je například obrábění, kdy je materiál ubírán, dělá 3D tisk pravý opak.

Druhy technologií 3D tisku

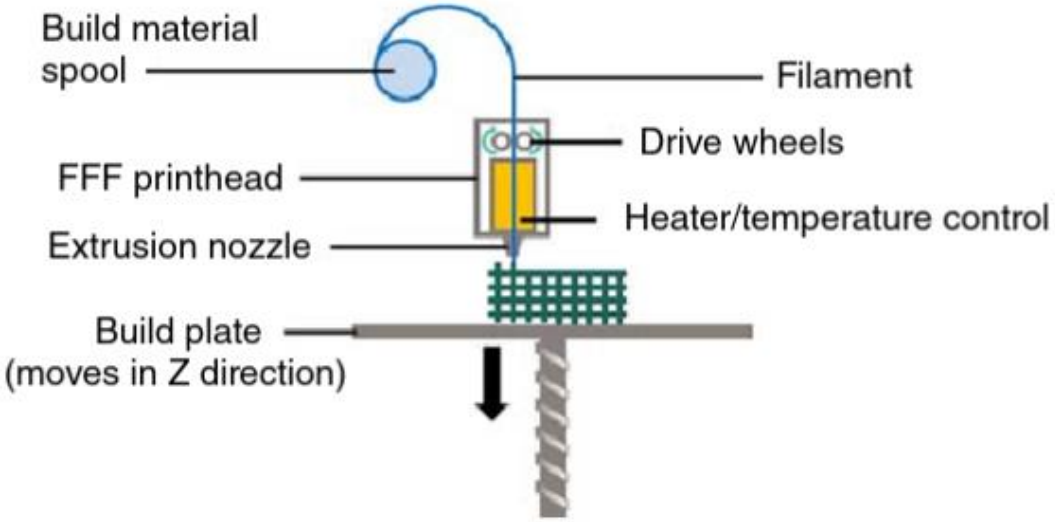
Přestože existuje velké množství technologií průmyslového 3D tisku, pouze některé z nich mají své využití v biomedicínské oblasti. Jsou to například metody založené na vytlačování nataveného vlákna, využití kapek chemického pojiva a metody využívající laserové systémy ke spékání či tavení materiálu. Každá ze zmíněných metod má své výhody a nevýhody, liší se cenou, přesností a výslednými mechanickými vlastnostmi a každá má uplatnění v jiné oblasti [31].



Obrázek 11 Přehled používaných metod ve 3D tisku [31]

2.4.1 FFF (Fused filament fabrication)

Metoda FFF, česky výroba tavenými vlákny, je technologie založená na principu vytlačování. Tiskárny používají vlákna, která jsou zahřáta nad teplotu tání, a následně jsou za stálého toku ukládána robotem, který se orientuje Kartézským souřadným systémem. Vždy když je daná vrstva v rovině *xy* dokončena, stavební plocha se sníží po ose *z* a proces ukládání se opakuje, dokud není zhotovena celá součást. V důsledku tepelné fúze se nanášený materiál spojí s vrstvou pod ním a vznikne trvalá vazba dvou sousedních vrstev. Aby bylo zlepšeno navázání vrstev, celý proces se odehrává v uzavřené komoře za konstantní teploty [31].



Obrázek 12 Schéma procesu FFF [31]

V tiskárnách technologie FFF lze použít více tiskových hlav, a proto je možné tisknout jeden objekt z více různých materiálů. Přídavná tisková hlava může být také použita k vytvoření dočasných podpůrných struktur pro komplexní objekty s dutinami či presujícími částmi. Podpůrné struktury slouží jako opora tištěného objektu a brání jeho kolapsu během procesu tisku. Podpory lze po dokončení stavebního procesu odstranit buď odlomením nebo rozpuštěním v lázni s horkou vodou [31].

Výhodou této metody je možnost úpravy porozity a velikosti pórů, možnost změny množství ukládaného materiálu, vzdálenosti mezi jednotlivými dráhami materiálu a výškou posuvu stavební plochy po ose z. Nejdůležitější materiálová kritéria pro metodu FFF jsou materiálové charakteristiky přenosu tepla a reologie. Vhodné polymerické materiály jsou termoplasty, které lze tavit při nízkých teplotách, obvykle nižších než 250 ºC. Také by měly chladnout dostatečně rychle, aby při tvrdnutí udržely původní tvar [31].

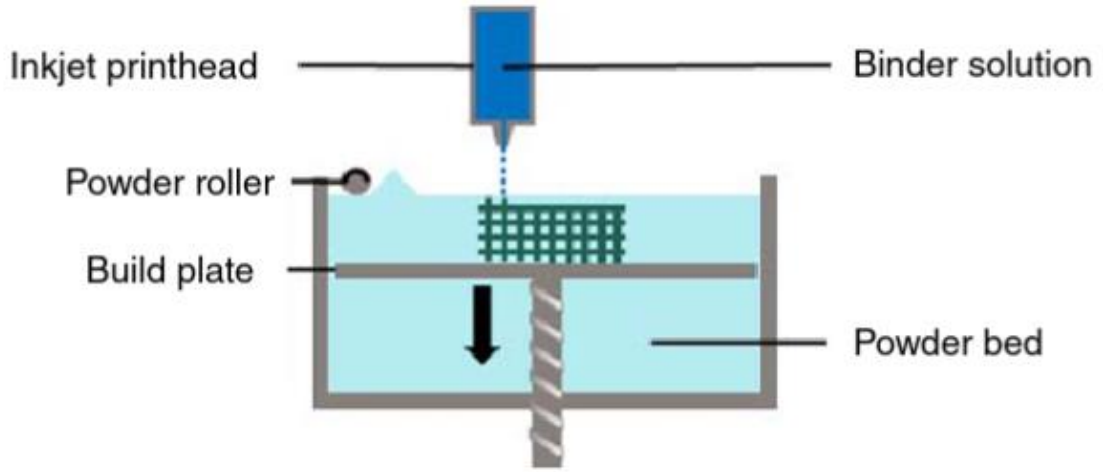
Aby bylo možné předpovědět mechanické chování tisknutých materiálů, je kritické porozumět materiálovým vlastnostem prvotních materiálů stejně tak porozumět efektu, který na tyto vlastnosti mají parametry procesu FFF. Existují různé možnosti změny zmíněných parametrů, které mohou výrazně ovlivnit výsledné vlastnosti tištěné součásti. Jsou to například: změna tloušťky vrstvy, orientace tisku, změna šířky a úhlu rastru [31].

Celkovou výhodou tisku metodou FFF je, že nevyužívá žádná toxická či organická činidla. Používá filament, který umožňuje plynulou, nízkonákladovou produkci s vysokou flexibilitou při manipulaci a zpracováním příslušného materiálu. Navzdory výhodám má tato metoda svá omezení. Jsou to restrikce dána materiálovými vlastnostmi filamentu, který je třeba neustále posouvat za pomocí válečků a trysky. Dále vykazují tištěné součásti v porovnání s ostatními metodami rozměrové nepřesnosti, způsobené parametry procesu, které je ovlivňují [31].

2.4.2 PBP (Powder bed printing)

Metoda PBP, v češtině prášková metoda, je založena na využití kapalného pojiva, který je dodáván tiskovou hlavicí. Proces začíná rovnoměrným rozložením vrstvy prášku na stavební podložku. Tloušťka této vrstvy se pohybuje kolem 200 mikronů a skládá se z práškových částic o rozměru mezi 50 – 100 mikrony. Následuje ukládání kapek pojiva pomocí tiskové hlavy na vrstvu prášku. Prášek za pomoci pojiva ztuhne v požadovaném tvaru průřezu dané vrstvy. Stavební podložka je následně snížena o rozměr tloušťky jedné vrstvy a je nanesena nová vrstva prášku a celý proces se opakuje, dokud není zhotoven celý

požadovaný objekt. Přesahující části tištěné součásti jsou během tisku podepírány nenavázaným práškem. Po dokončení je hotová součást vyjmuta z nevyužitého prášku a je očištěna od zbytků prášku nacházejících se v pórech či dutinách. U některých komplexních součástí je potřeba využít vzdušné pistole k odstranění veškerých zbytků [31].



Obrázek 13 Schéma procesu tisku metodou PBP [31]

Výsledný objekt vytvořený metodou PBP má často kvůli kapkám pojiva porózní strukturu, která může být vyhlazena za využití spékání, a to může vést ke zlepšení mechanických vlastností [31].

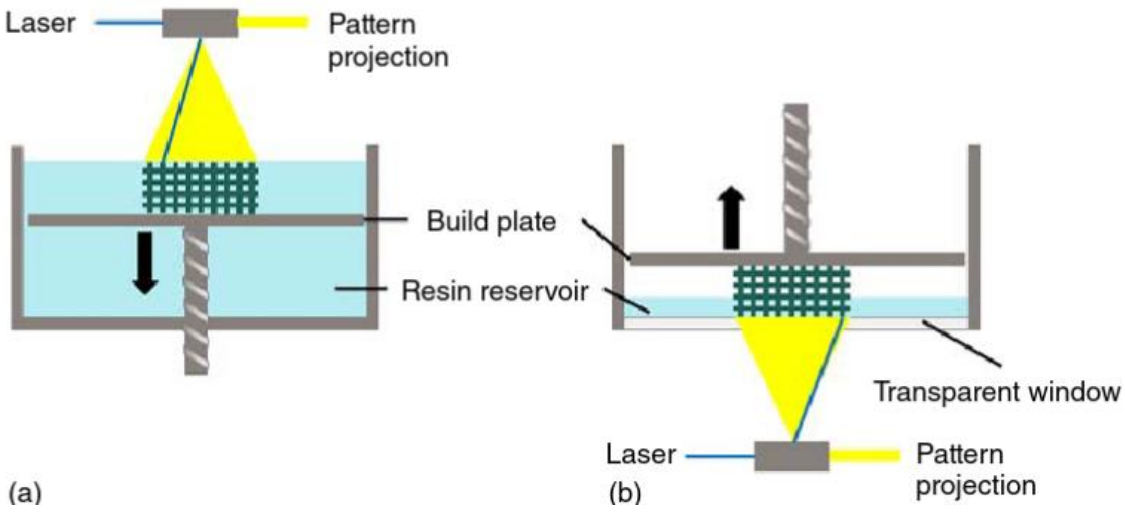
Metodu PBP lze rozdělit na dva hlavní koncepty. Jedním z nich je CIJ (*continuous ink jetting*), kdy je pojivo nanášeno v kontinuálním proudu nabitých kapek, které jsou usměrňovány elektrostatickými deskami na vrstvu prášku nebo do recirkulační linky odpadu. Druhý koncept se zkratkou DOD (*drop-on-demand*) nanáší pojivo pouze po kapkách, když je to vyžadováno a díky tomu je úspornější oproti tisku CIJ. Dále je koncept DOD přesnější a lze u něj nastavit objem jednotlivých kapek. Vznik kapek je zde zajištěn buď termálně nebo piezoelektrickou metodou. Termální tiskové hlavice se skládají z tenké vrstvy rezistoru, který se velmi rychle zahřeje po přivedení elektrického pulsu. Vytvoří se bublina přehřáté páry, která se rozpíná a vytlačí kapku z tiskové trysky. Následně se zhroutí a vytvoří částečné vakuum, do které je vtaženo další pojivo. Tvorba kapek za využití piezoelektrické tiskové hlavice je výsledkem tlakových vln, které jsou v kapalině indukovány, když je na okolní piezoelektrický měnič přivedeno napětí, což způsobuje jeho deformaci. Zásoba kapaliny je následně doplněna, když se piezoelektrický materiál vrátí do původního tvaru [31].

Pro tisk metodou PBP byl použit široký výběr prášků s příslušným pojivem, běžně používaných v lékařských aplikacích. Prášek musí mít odpovídající vlastnosti, aby bylo možno ho rovnoměrně rozprostřít na požadovanou tloušťku vrstvy. Dále musí být snadno odstranitelný z dutin a pórů dokončené součásti. Aby bylo možné úspěšně nanášet pojivo z tiskové hlavice, je potřeba kontrolovat jeho fyzikální a chemické vlastnosti. Například viskozita by měla být v rozmezí 5 – 20 Pa*s. Pokud je použito organické pojivo, je důležité zajistit jeho kompatibilitu s tiskovou hlavicí, některé organické kapaliny mohou rozpouštět polymery, ze kterých se hlavice vyrábí [31].

Existuje také možnost zahrnout přídavné komponenty do prášku či pojiva a tím zvýšit využití procesu PBP. Lze přidat aktivní farmaceutické složky pro dodávání léků nebo biologické činitele jako jsou například peptidy, proteiny nebo plazmidy DNA [31].

2.4.3 SLA (Stereolithographic printing)

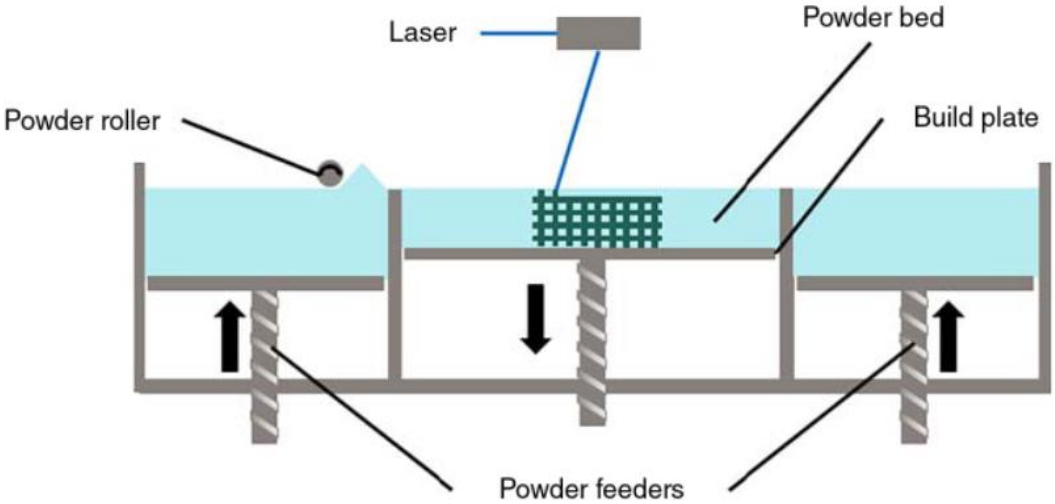
Metoda SLA využívá viditelné nebo UV světlo k tuhnutí kapalných polymerových pryskyřic, které lze vytvrdit světlem. Součásti jsou vystavěny postupným osvěcováním tenkých vrstev pryskyřice. Laserový paprsek buď následuje určený vzor nebo je vzor promítán digitálním projektorem, který vytvrzuje osvětlenou pryskyřici. 3D objekty lze zkonstruovat dvěma různými způsoby. Součást lze vytisknout postupně zdola nahoru osvětlováním vrstvy na vrchním povrchu lázně pryskyřice. Poté, co je daná vrstva dokončena, stavební podložka poklesne o tloušťku jedné vrstvy a lopatka nanese novou, hladkou vrstvu čerstvé pryskyřice. Druhý, alternativní způsob tisku je konstrukce součásti od shora dolů. V tomto případě je pryskyřice nanesena na základnu, vyrobenou z UV transparentního materiálu. Příslušná vrstva je osvětlena skrz průsvitnou základnu a ta je následně posunuta nahoru o tloušťku jedné vrstvy. Tekutá pryskyřice následně vyplní místo pod ztuhlou vrstvou a je následně osvětlena. Proces se opakuje, dokud není zhotoven požadovaný objekt. V obou případech je tloušťka materiálu prosvíceného laserem větší, než je tloušťka samotné vrstvy pryskyřice, a proto dochází ke spojení jednotlivých vrstev mezi sebou. Po dokončení tisku je přebytečná, nevyužitá pryskyřice odvedena a omyta. Objekt je naposledy vystaven UV záření, aby bylo zajištěno plné zreagování jednotlivých skupin polymeru [31].



Obrázek 14 Schéma procesu tisku SLA (a) postup zdola nahoru (b) postup seshora dolů [31]

2.4.4 SLS (Selective laser sintering)

Metoda SLS neboli metoda selektivního spékání laserem používá tenkou vrstvu pevně upěchovaných částic prášku, která je předehřáta těsně pod přechodovou teplotu tání. Vrstva je následně ozářena laserem, který následuje přesnou trajektorii k vykreslení příslušného průřezu dané vrstvy. Poté, co je dokončena první vrstva, se stavební podložka posune dolů o tloušťku jedné vrstvy tedy zhruba 100 – 200 mikronů a celý proces se opakuje, dokud není zhotovena celá součást. Po dokončení tisku je hotový produkt očištěn od nevyužitého prášku, který lze znovu použít k další výrobě [31].



Obrázek 15 Schéma procesu tisku metodou SLS [31]

Lokálního tepelného spékání částic prášku je dosaženo dodáním energie vysoce výkonným laserem oxidu uhličitého (CO_2). Během procesu tisku je celá výrobní komora

uzavřena a je v ní udržována výše zmiňovaná teplota těsně pod hranící tání prášku. Díky předehřátí stačí dodat pouze malé množství energie laserem, aby došlo ke spečení jednotlivých částic prachu dohromady [31].

U metody SLS je klíčové porozumění dílčím procesům, které se při tisku odehrávají. Odlišné vlastnosti materiálu a parametry procesu přímo ovlivňují strukturální a materiálové vlastnosti tištěného produktu. Proto je důležité najít rovnováhu mezi efektivním spékáním a degradací materiálu u polymerů. Degradace může být způsobena přehříváním prášku kvůli výkonu laseru a hustotě dodané energie. Parametry, které lze nastavit dle použitého prášku a dle požadavků na kvalitu tisku, jsou teplota uvnitř tiskové komory, tloušťka vrstev prachových částic, výkon laseru, čas mezi tvorbou jednotlivých vrstev nebo rychlost chladnutí výrobku [31].

Běžně používané materiály jsou práškové formy plastů, keramiky či slitin kovu, které potřebují vysokou teplotu a vysoce výkonné lasery ke spečení. Kvůli specifickým tiskovým podmínkám této metody je její využití převážně v oblasti výroby lékařských nástrojů a implantátů nebo zařízení, určených k podávání léků [31].

Použitím technologie tisku SLS lze tisknout složité 3D struktury. Výhodou je možnost tisknout jakýkoliv materiál ve formě prášku, který se nerozloží pod laserovým paprskem. Příkladem využití je tisk nevstřebatelných implantátů pro tkáňové inženýrství z materiálu PEEK (polyetheretherketon). Mezi možné nevýhody patří špatná rozměrová a povrchová přesnost a s tím spojené povrchové úpravy [31].

3 Praktická část

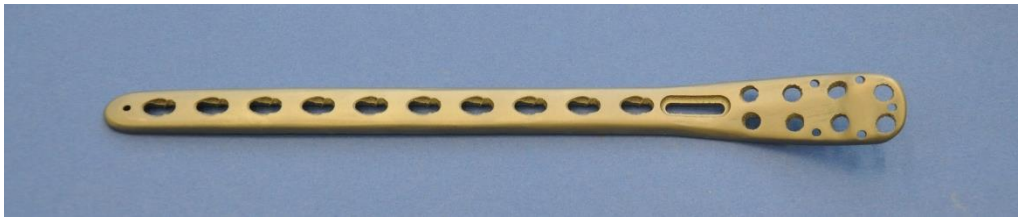
Experimentální část je zaměřena na mechanické testování a jeho vyhodnocení. Testovaným prvkem byly tibiální distální mediální dlahy, které byly zatěžovány čtyřbodovým ohybem, jak staticky, tak dynamicky, přičemž cílem bylo stanovit jejich mechanické ohybové vlastnosti. Testování probíhalo v akreditované laboratoři mechanických zkoušek na strojní fakultě ČVUT pod vedením Ing. Adama Kratochvíla.

Všechny mechanické zkoušky byly prováděny v souladu s normou ASTM F382 – 17, *Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates*, která přesně určuje, jak definovat a klasifikovat vlastnosti kostních dlah [32].

Vzorky

Dlahy, použité při mechanických zkouškách, dodala firma Medin, a.s., která se zabývá vývojem, výrobou a distribucí lékařských nástrojů a implantátů. A patří mezi největší evropské výrobce zdravotnických prostředků.

Testované dlahy byly vyrobeny technologií 3D tisku a jsou tvořeny slitinou titanu, hliníku a vanadu (Ti6Al4V). Zmíněná slitina má výborné mechanické vlastnosti zaručující fixaci a také statickou i dynamickou výdrž. Avšak při porovnání s kostí (viz Tabulka 2) jsou v hodnotách patrné rozdíly, které mohou záporně ovlivnit fungování samotné dlahy. Kvůli rozdílu může docházet k *stress shieldingu* [33].



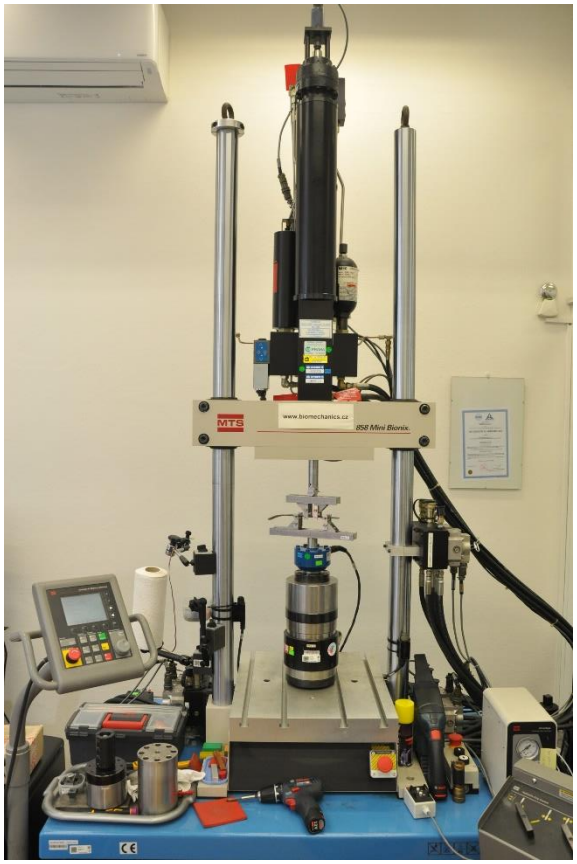
Obrázek 16 Tibiální úhlově stabilní dlaha

Tabulka 2 Mechanické vlastnosti kostí a slitiny Ti6Al4V [34][35]

	Modul pružnosti v tahu [GPa]	Mez pevnosti v tahu [MPa]
Kortikální kost	17	140
Slitina Ti6Al4V	114	950

Testovací zařízení

Všechny zkoušky čtyřbodovým ohybem probíhaly s využitím testovacího zařízení MTS 858 Mini Bionix (viz Obrázek 17). Pro dosažení co nejpřesnějšího výsledku měření je vhodné použít snímač zatížení, který se svým rozsahem co nejvíce blíží maximální aplikované síle. Zároveň však aplikovaná síla nesmí překročit jeho horní hranici, aby nedošlo k poškození. Na základě výše uvedené myšlenky byl pro statickou zkoušku vybrán siloměr o rozsahu 5 kN s relativní chybou měření 0,136 %. Protože u zkoušky dynamické bylo dosahováno výrazně menších hodnot zatížení, byl zvolen siloměr s rozsahem 2,5 kN a relativní chybou 0,112 %.

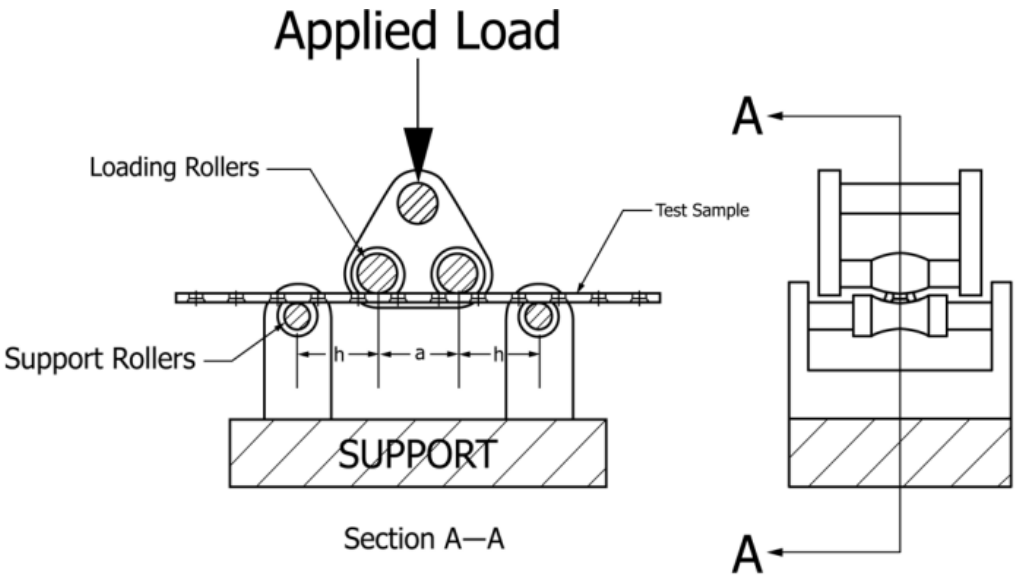


Obrázek 17 Testovací zařízení MTS 858 Mini Bionix

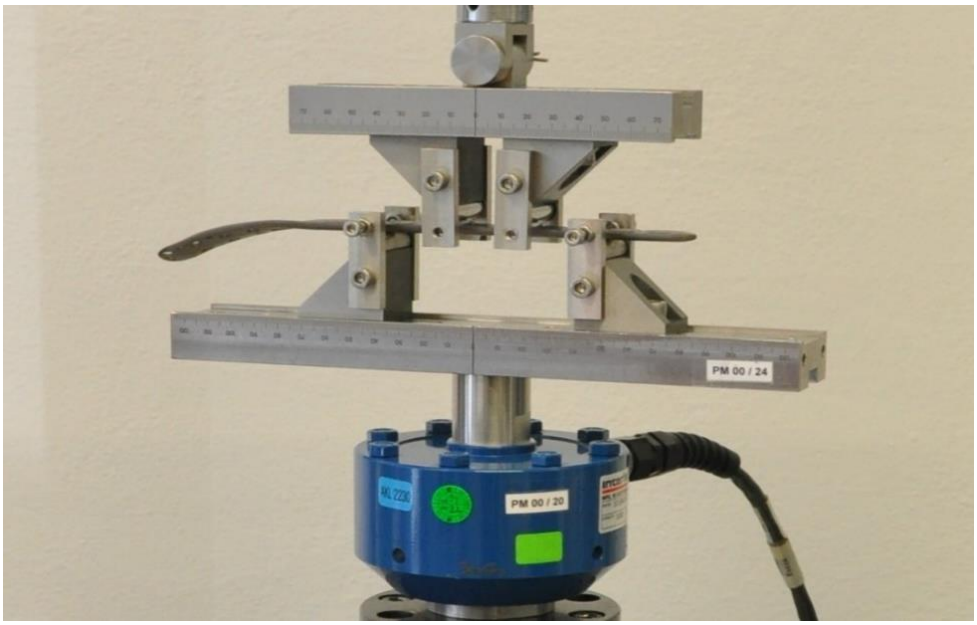
Konfigurace zkoušky

Dle normy by zatížení mělo být přenášeno skrze válečky o stejném průměru, který nepřesáhne vzdálenost dvou sousedních otvorů na dlaze. Zatížení by mělo být rovnoměrně přenášeno oběma válečky. Toho bylo v našem případě dosaženo pomocí kloubu, který rovnoměrně přenáší zátěž na dva zátěžné válečky (viz Obrázek 18). Zatěžující válečky byly umístěny tak, aby mezi nimi byly dva otvory pro šrouby. Podpůrné válečky se nachází ve

stejné vzdálenosti od přilehlých zátěžných válců a také se mezi nimi nachází dva otvory pro šrouby. Z nároků normy, popsaných v předešlých řádcích vyplývá, že se rozměry *h, a* rovnají a jejich velikost je 29 mm [32].



Obrázek 18 Schéma konfigurace zkoušky[32]



Obrázek 19 Konfigurace experimentu

Realizace zkoušky

Zátěžné válečky na testovacím přípravku byly nastaveny na vzdálenost 29 mm odpovídající vzdálenosti třech otvorů, support s podpornými válečky na trojnásobek této

vzdálenosti tj. 87 mm. Poté byla kostní dlaha umístěna do testovacího přípravku tak, aby zatěžující válečky byly v kontaktu s povrchem dlahy v místě, kde na ni působí kost. Díky symetrii dlahy bylo možné dlahu umístit tak, aby dva otvory nejvíce uprostřed byly přesně mezi zátěžnými válečky. Bylo zkontrolováno, že nedochází ke kontaktu zátěžného válečku a místa s otvorem. V našem případě měla dlaha ideální počet otvorů, a proto bylo také možné zajistit, aby se podporné válečky nedotýkaly dlahy v místě s otvorem. Podélná osa dlahy byla nastavena kolmo na osy válečků. Byla spuštěna zkouška a přístroj aplikoval buď postupně se zvyšující napětí nebo napětí pulzující a zaznamenával závislost zatížení na vertikálním průhybu [32].

3.1 Statická zkouška

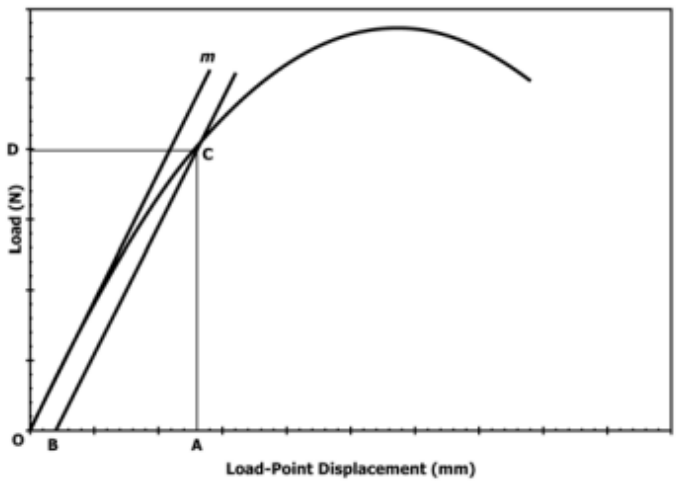
Během experimentu byla pomocí 5kN siloměru zaznamenávána zatěžující síla a vertikální posuv zátěžných válečků. Z těchto naměřených hodnot byla dle normy určena: ohybová pevnost, ohybová tuhost K, ohybová strukturální tuhost El_e a maximální síla F_{max}.

3.1.1 Realizace experimentu

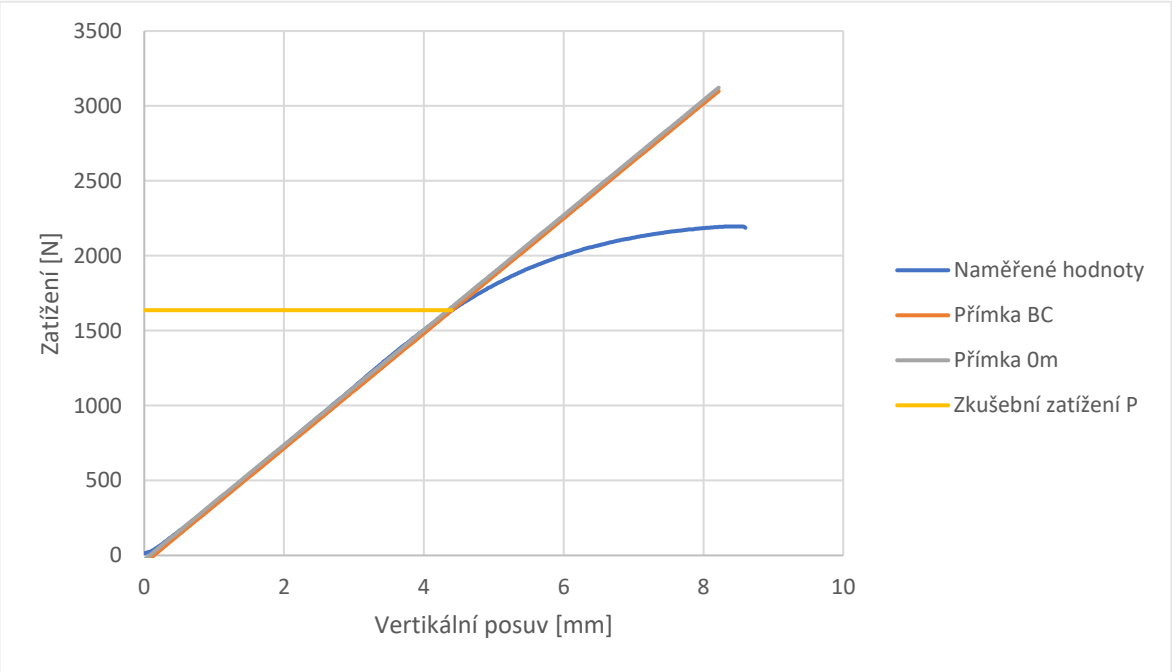
Celkem bylo čtyřbodovému ohybu podrobeno pět titanových vzorků. Zatížení bylo aplikováno konstantní rychlostí 30 mm/min až do bodu, kdy došlo k porušení soudržnosti materiálu vzorku.

3.1.2 Vyhodnocení

Z naměřených hodnot byla vytvořena grafická závislost zatížení na vertikálním průhybu a určena ohybová pevnost, tuhost, strukturální tuhost dle následujících metod, vztahů [10]. V grafické závislosti byla vykreslena přímka *0m*, která nejlépe vystihuje počáteční lineární část křivky zatížení. Stanovení lineární části bylo provedeno pomocí lineární regrese v programu MS Excel. Aby bylo možné u všech vzorků spolehlivě stejně určit lineární část, bylo stanoveno, že hodnota koeficientu determinace dané regrese musí být vyšší než 0,999 a při vyhodnocení bylo dosaženo hodnot vyšších něž 0,9997. Tato hodnota popisuje rozptyl či podobnost skutečných hodnot od hodnot regrese, tedy čím blíže k 1 tím je odhad přesnější.



Obrázek 20 Diagram ilustrující metodu stanovení ohybových vlastností [32]



Obrázek 21 Grafická závislost pro vzorek D1

Po vyhodnocení grafů a stanovení lineárních regresí byla určena **ohybová tuhost *K***, která je rovna sklonu přímky *0m*.

Ohybová strukturální tuhost El_e byla dopočítána z následujícího vztahu:

$$El_e = \frac{(2h + 3a) * Kh^2}{12} \tag{1}$$

kde *K* je ohybová tuhost, *a* střední rozteč a *h* je rozteč zatížení.

Dále byl spočten **0,2 % posuv *q*** z výrazu:

$$q = 0{,}002 * a \tag{2}$$

kde a je střední rozteč.

Následně byl do diagramu zatížení vynesen posuv q a skrz něj vykreslena přímka *BC*, která je rovnoběžná s přímkou *0m*. Hodnota odečtená v místě průniku přímky *BC* a grafické závislosti zatížení je právě hodnota **zkušebního zatížení *P***, pomocí které se dopočítala **ohybová pevnost**:

$$ohybová\ pevnost = \frac{P * h}{2} \tag{3}$$

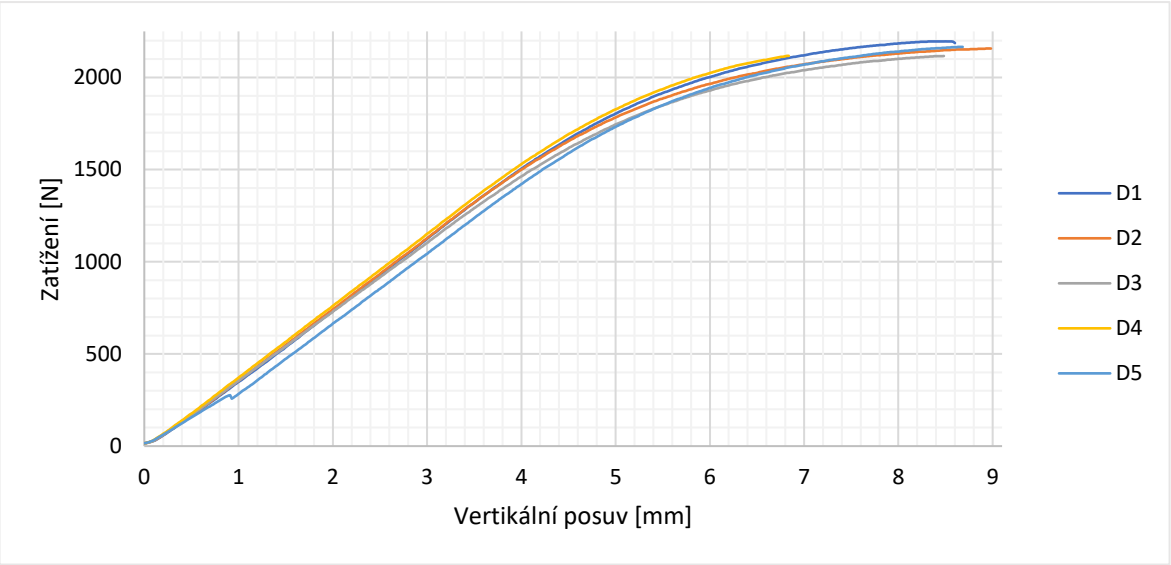
kde P je právě zkušební zatížení a h rozteč zatížení.

Maximální síla F_{max} byla určena jako největší naměřená síla.

Všechny dopočítané hodnoty byly zprůměrovány. Společně s jejich odchylkami jsou v následující tabulce [32].

Tabulka 3 Vyhodnocení statické zkoušky

Dlaha	Zkušební zatížení P [N]	Ohybová pevnost [Nm]	Ohybová tuhost K	Ohybová strukturální tuhost [Nm^2]	Maximální síla Fmax [N]
D1	1637	23,74	383,4	3,896	2196
D2	1564	22,68	382,7	3,889	2157
D3	1526	22,12	372,0	3,780	2117
D4	1618	23,47	387,7	3,940	2117
D5	1553	22,51	381,6	3,878	2166
Průměr	**1580**	**22,90**	**381,5**	**3,877**	**2151**
Směrodatná odchylka [N]	42	0,60	5,2	0,053	30
Relativní odchylka [%]	2,64	2,64	1,36	1,36	1,41



Obrázek 22 Zatěžovací křivky pro všechny vzorky

3.2 Dynamická zkouška

Při dynamickém (únavovém) testování byly vzorky podrobeny cyklickému namáhání o sinusoidním průběhu až do porušení součásti či do dosažení požadovaného počtu cyklů. Hlavní určující parametr je poměr asymetrie cyklu *R*. Ten je určen jako poměr mezi minimální a maximální hodnotou ohybového momentu.

Cílem únavové ohybové zkoušky bylo získat M–N diagram a hodnotu zatížení, pro kterou dlahy vydrží 250 000 cyklů. Dále vykreslit Wöhlerovu křivku, která charakterizuje obecný trend únavového chování zkoušeného prvku. Z normy je doporučeno dlahu testovat na třech různých hladinách odpovídajících 75, 50 a 25 % ohybové pevnosti, stanovené statickou zkouškou. Minimální počet vzorků na každé hladině jsou tři.

3.2.1 Realizace experimentu

Celkem bylo při únavových zkouškách testováno 10 vzorků. Koeficient asymetrie cyklu *R* byl zvolen 0,1 a zatížení probíhalo v pulzujících cyklech. Kvůli úspoře času byla zvolena maximální frekvence zatěžování dovolená normou a to 5 Hz. Hladiny, na kterých byly prováděny zkoušky, byly určeny dle předchozích zkušeností laboratoře mechanických zkoušek.

3.2.2 Vyhodnocení

Aplikované **maximální momenty M_{max}** byly dopočítány dle geometrie (viz Obrázek 18) z následujícího vztahu:

$$M_{max} = F * \frac{a}{2}, \tag{4}$$

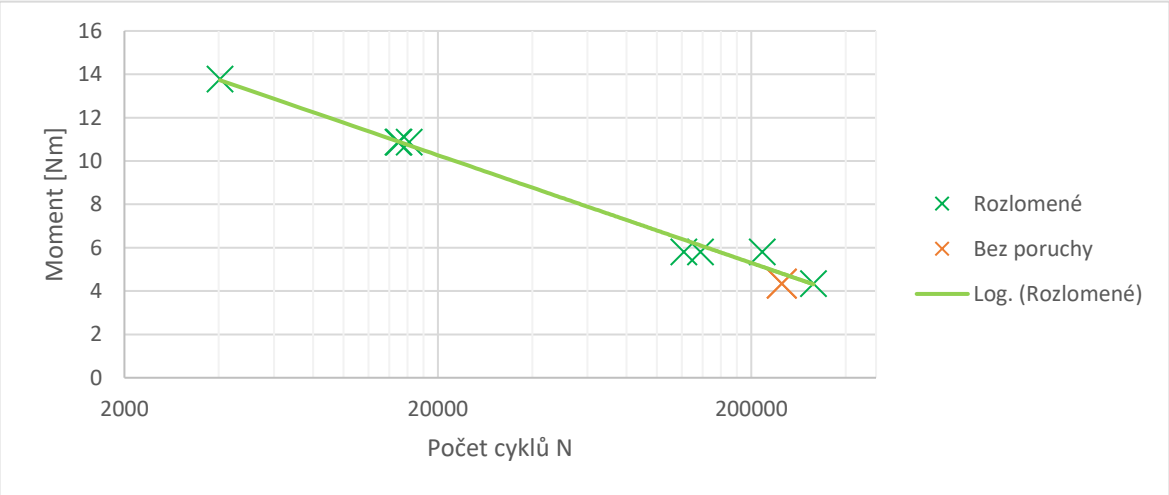
Kde F je maximální zatěžující síla dané hladiny a rameno síly je a tedy střední rozteč.

Zatěžovací síla a její procentuální vyjádření ze zkušební síly P je společně s dopočítanými momenty, počty cyklů a výsledkem zkoušky uvedeno v následující tabulce.

Tabulka 4 Výsledky únavové zkoušky

Dlaha	Zatížení F [N] (% z P)	Maximální moment [Nm]	Počet cyklů n	Výsledek
D6	950 (60,1 %)	13,78	4037	rozlomení
D7	750 (47,5 %)	10,88	15035	rozlomení
D8	750 (47,5 %)	10,88	14902	rozlomení
D9	750 (47,5 %)	10,88	16199	rozlomení
D10	400 (25,3 %)	5,80	137608	rozlomení
D11	400 (25,3 %)	5,80	216524	rozlomení
D12	400 (25,3 %)	5,80	121853	rozlomení
D13	300 (19,0 %)	4,35	315855	rozlomení
D14	300 (19,0 %)	4,35	250020	bez poruchy
D15	300 (19,0 %)	4,35	250000	bez poruchy

Momenty, společně s počty cyklů a únavovou křivkou, jsou zaneseny do následujícího semi-logaritmického diagramu.

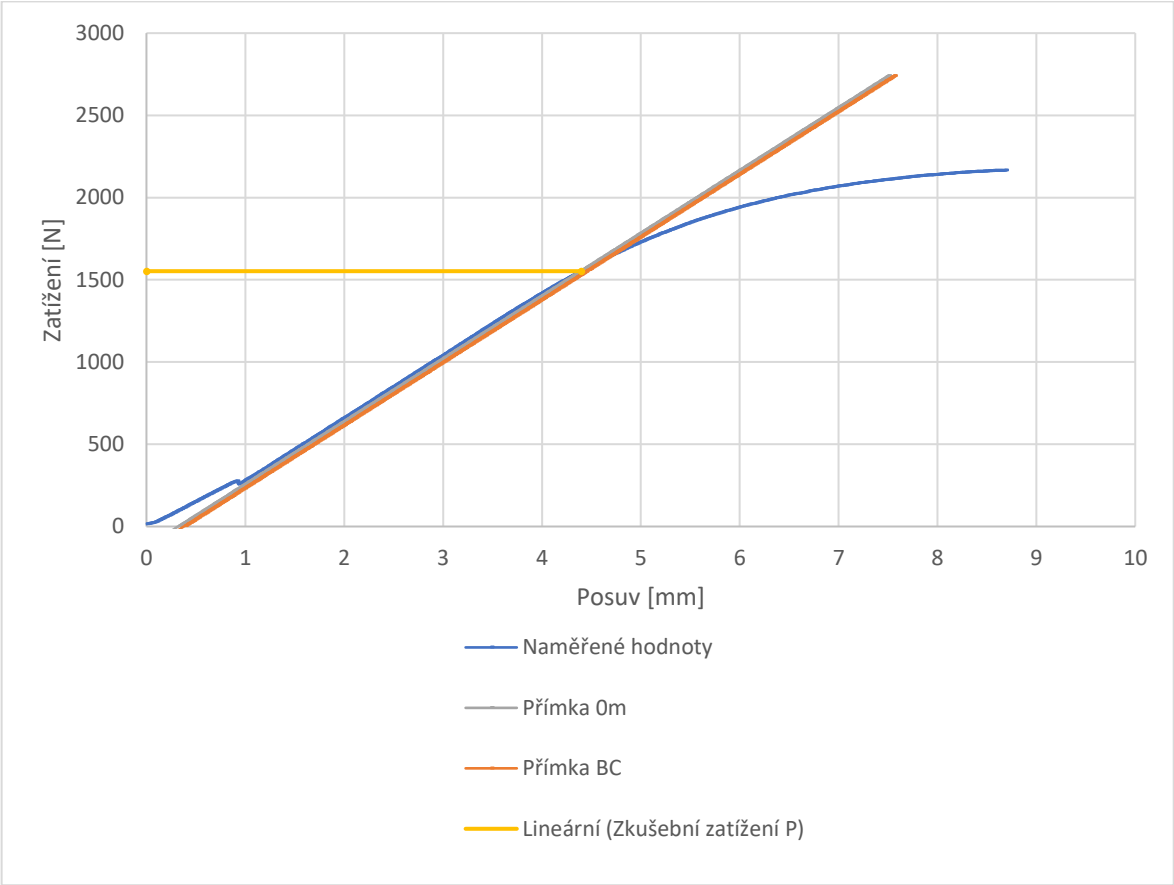


Obrázek 23 Únavová křivka

4 Diskuse

Po provedení zkoušek a po jejich vyhodnocení je vhodné okomentovat výsledky. K tomu jsou určeny následující řádky.

Výsledky statické zkoušky se pro všech 5 vzorků téměř nelišily. Za zmínku stojí pouze vzorek D5, u kterého jsme při zkoušce pozorovali náhlý propad zatížení (viz Obrázek 24). Propad mohl být způsoben vnitřní strukturou dlahy, která se srovnala až při vyšším zatížení. Protože se tento artefakt nacházel na začátku lineární části grafu, mohli jsme jemu předcházející data vynechat a zpracovat zbylou část grafu.



Obrázek 24 Grafická závislost pro vzorek D5

Porovnání s kovanými dlahami

V následujících odstavcích je srovnání mechanických vlastností námi testovaných titanových dlah vyrobených 3D tiskem a vlastností dlah ocelových, titanových vyrobených konvenčně, tedy kováním. Kované dlahy byly testovány v laboratoři mechanických zkoušek v roce 2021 doktorem Sedláčkem [36].

V tabulce (viz Tabulka 5) jsou zapsány dopočítané statické mechanické vlastnosti i s jejich odpovídajícími standardními odchylkami. Ty vypovídají, o kolik se hodnoty jednotlivých vzorků průměrně liší od střední hodnoty. Čím nižší jsou jejich hodnoty, tím víc si jsou jednotlivé vzorky podobné, a naopak s jejich rostoucí hodnotou se diverzita zvyšuje. Za povšimnutí stojí odchylka u ocelových dlah, kde se její hodnota pohybuje až kolem 8 %. To může být zapříčiněné nepřesnou výrobou nebo nejednotnými vlastnostmi materiálu.

Při srovnání statických mechanických vlastností titanových dlah je patrné, že obě metody výroby dosahují podobných výsledků s mírně vyššími hodnotami u dlah vyrobených aditivní technologií. Rozdíly mezi jednotlivými vlastnostmi jsou v rozmezí patnácti procent. Vyšší ohybové pevnosti dosahují dlahy tisknuté, a to s rozdílem 12,6 %. Podobně je tomu u ohybové tuhosti, kde se rozdíl oproti kovaným dlahám pohybuje kolem 10,6 %.

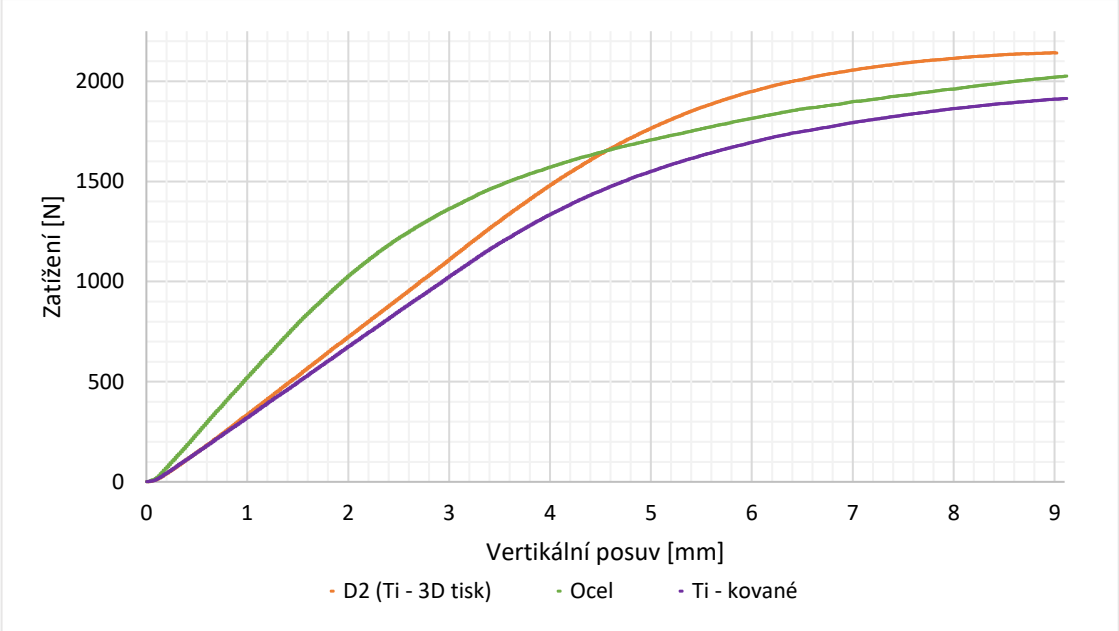
Tabulka 5 Mechanické vlastnosti dlah z různých materiálů

Materiál	Zkušební zatížení P [N]	Ohybová pevnost [Nm]	Ohybová tuhost K	Ohybová strukturální tuhost [Nm^2]
titan - 3D tisk	1580	22,9 ± 0,60 (2,6 %)	382 ± 5 (1,4 %)	3,88 ± 0,05 (1,4 %)
titan - kované	1332	20,0 ± 0,65 (3,3 %)	341 ± 13 (3,8 %)	3,84 ± 0,14 (3,7 %)
ocel	1048	15,7 ± 0,82 (5,2 %)	531 ± 43 (8,1 %)	5,97 ± 0,49 (8,2 %)

Pozn. Čísla uvedená za samotnou hodnotou jsou směrodatné odchylky, v závorce odchylky relativní.

Pokud bychom srovnali obecně titanové dlahy s ocelovými, je hned na první pohled jasný rozdíl mezi všemi hodnotami. Tyto rozdíly jsou viditelné i při porovnání grafických závislostí jednotlivých skupin (viz Obrázek 25). Z nižší hodnoty zkušebního zatížení je zřejmá menší lineární oblast, oblast elastické deformace. Ocelové dlahy také dosahují menší ohybové pevnosti, tzn. k porušení soudržnosti materiálu dochází při nižších hodnotách ohybových momentů. Z grafů vyplývá, že rameno působení síly při testování ocelových vzorků bylo kratší v porovnání s titanovými vzorky, protože hodnota maximální zatěžovací síly oceli je vyšší.

Hodnota ohybové tuhosti udává, jak moc se dlaha brání deformaci. V grafu je proto vidět rozdíl ve strmosti stoupání lineárních částí, kde nejstrměji stoupá právě ocel s nejvyšší hodnotou tuhosti.



Obrázek 25 Grafické závislosti zatížení na posuvu pro různé materiály

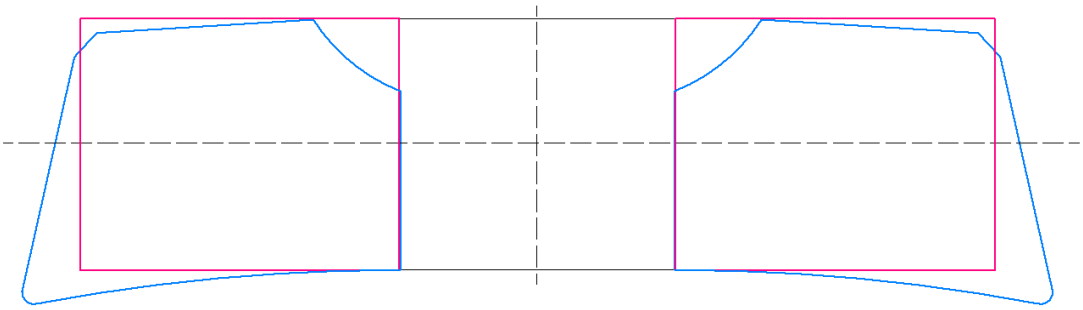
Aby bylo možné porovnat výsledky únavové zkoušky, bylo potřeba přepočítat působící momenty na napětí, protože se kované dlahy lišily od tištěných geometrií, měly jiný průřez.

Pro přepočet ohybového momentu na napětí byl použit následující vzorec:

$$\sigma = \frac{M_{omax}}{W_o} \tag{5}$$

Ve kterém je M_{omax} největší působící ohybový moment a W_o modul průřezu v nejslabším místě působení tohoto momentu, tedy v místě s dírou.

Jelikož je tvar průřezu dlah tištěných a kovaných téměř stejný a liší se pouze obsahem, bylo provedeno jeho zjednodušení. Z původního tvaru průřezu byl vytvořen obdélník (viz Obrázek 26) tak, aby se jeho obsah blížil obsahu původního průřezu.



Obrázek 26 Zjednodušení tvaru průřezu (původní modře, finální tvar červeně)

Po provedení zjednodušení byly hodnoty modulů průřezu dopočítány z následujicího vzorce pro obdélník a jsou uvedeny v tabulce:

$$W_O = 2 * \frac{B * H^2}{6} \tag{6}$$

Ve kterém je H svislá strana obdélníka a B strana vodorovná. Vzorec je přenásoben dvojkou, protože se profil skládá právě ze dvou obdélníků.

Tabulka 6 Moduly průřezu jednotlivých dlah

Dlaha	H [mm]	B [mm]	W_O [mm^3]
3D tisk	3,5	4,5	18,38
kovaná	3,5	3,2	13,07

Po použití výše zmíněného vzorce (5) byla dopočítána ohybová napětí. Ta jsou společně s počty cyklů a výsledky zkoušek uvedena v následujicích tabulkách.

Tabulka 7 Únavové vlastnosti 3D tištěných titanových dlah

Dlaha	Ohybové napětí [MPa]	Počet cyklů n	Výsledek
D6	749,7	4037	rozlomení
D7	591,8	15035	rozlomení
D8	591,8	14902	rozlomení
D9	591,8	16199	rozlomení
D10	315,6	137608	rozlomení
D11	315,6	216524	rozlomení
D12	315,6	121853	rozlomení
D13	236,7	315855	rozlomení
D14	236,7	250020	bez poruchy
D15	236,7	250000	bez poruchy

Tabulka 8 Únavové vlastnosti kovaných, titanových dlah [36]

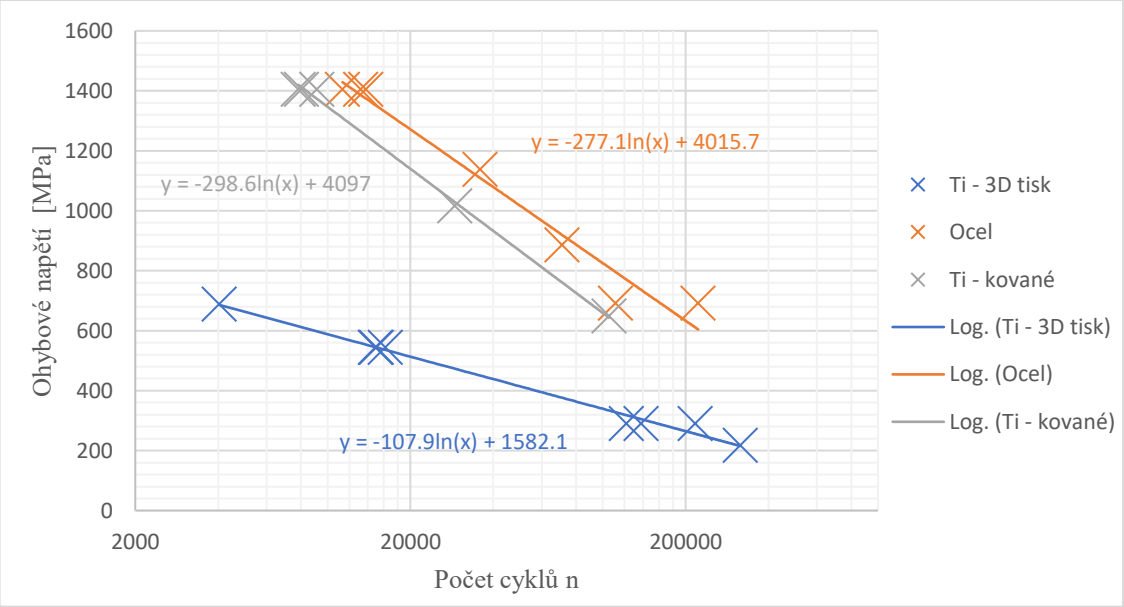
Dlaha	Ohybové napětí [MPa]	Počet cyklů n	Výsledek
6	1492,3	8035	rozlomení
7	1492,3	7828	rozlomení
8	1492,3	9143	rozlomení
9	1079,1	29013	rozlomení
10	688,8	105401	rozlomení
11	688,8	250020	bez poruchy
12	688,8	250020	bez poruchy
13	619,9	250020	bez poruchy
14	619,9	250020	bez poruchy
15	619,9	250020	bez poruchy

Tabulka 9 Únavové vlastnosti kovaných, ocelových dlah [36]

Dlaha	Ohybové napětí [MPa]	Počet cyklů n	Výsledek
6	1209,2	35772	rozlomení
7	1492,3	13763	rozlomení
8	1492,3	13171	rozlomení
9	1492,3	11323	rozlomení
10	941,3	71145	rozlomení
11	734,7	250020	bez poruchy
12	734,7	111114	rozlomení
13	734,7	222124	rozlomení
14	596,9	250020	bez poruchy
15	596,9	250020	bez poruchy
16	596,9	250020	bez poruchy

Grafické závislosti ohybového napětí na počtu cyklů byly vykresleny do následujicího grafu (viz Obrázek 27). Rovnice daných logaritmických přímek jsou označeny barvou korespondující s danou přímkou.

Z tabulek a grafu jsou patrné výrazné rozdíly mezi dlahami kovanými a 3D tištěnými. Mez únavy, tj. napětí, pro které dlaha vydrží teoreticky nekonenčý počet cyklů, kovaných implantátů může mít více než dvojnásobnou hodnotu oproti implantátům 3D tištěným.



Obrázek 27 Wöhlerovi křivky pro různé materiály

5 Závěr

Cílem této práce bylo stanovit mechanické vlastnosti 3D tištěných titanových tibiálních dlah a následně je porovnat s vlastnostmi stejného typu dlah vyrobených kováním z titanu a oceli.

Byly provedeny mechanické zkoušky čtyřbodovým ohybem dle mezinárodní normy ASTM F382. U statické zkoušky byla zaznamenávána závislost síly na deformaci a vyhodnocené parametry byly: zkušební napětí, ohybová pevnost, ohybová tuhost a strukturální ohybová tuhost. Na základě výsledků statické zkoušky byla provedena zkouška dynamická, ve které jsme hledali zatížení, při kterém dlaha vydrží 250 000 cyklů.

Při porovnání výsledků statické zkoušky byl nepatrný rozdíl mezi titanovými dlahami, kdy 3D tištěné dosahovaly lehce vyšších hodnot u všech vlastností oproti kovaným. Také zde byl vidět výrazný rozdíl mezi dlahami titanovými a ocelovými, kdy ocelové dlahy dosahují vyšší tuhosti, ale také nižší pevnosti. Z výsledků dynamické zkoušky je patrný největší rozdíl mezi výrobou 3D tiskem a kováním. Dlahy vyrobené aditivní technologií zde dosahovaly sotva polovičních hodnot zatížení oproti dlahám kovaným.

6 Zdroje

[1] Léčení zlomenin dlouhých kostí. Sanquis [online]. 2002, 2002(22), 52 [cit. 2021-11-28]. Dostupné z: https://www.sanquis.cz/index2.php?linkID=art701

[2] Bone Repair Biomaterials [online]. Woodhead: Woodhead Publishing, 2009 [cit. 2021-11-28]. ISBN 978-1-84569-385-5. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9781845693855500131

[3] Bone structure and metabolism. Medicine [online]. 2021, 49(9), 567-571 [cit. 2021-11-07]. ISSN 13573039. Dostupné z: doi:10.1016/j.mpmed.2021.06.009

[4] BLACK, Jonathon DJ. a Baha John TADROS. Bone structure: from cortical to calcium. Orthopaedics and Trauma [online]. 2020, 34(3), 113-119 [cit. 2021-11-07]. ISSN 18771327. Dostupné z: doi:10.1016/j.mporth.2020.03.002

[5] PHILIP, Cardiff. Development of the Finite Volume Method for Hip Joint Stress Analysis. Research Gate [online]. 2012 [cit. 2021-11-28]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/262772501_Development_of_the_Finite_Volume_Method_for_Hip_Joint_Stress_Analysis

[6] MIRZAALI, Mohammad J., J. Jakob SCHWIEDRZIK, Suwanwadee THAIWICHAI, James P. BEST, Johann MICHLER, Philippe K. ZYSSET a Uwe WOLFRAM. Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly. Bone [online]. 2016, 93, 196-211 [cit. 2021-11-07]. ISSN 87563282. Dostupné z: doi:10.1016/j.bone.2015.11.018

[7] Haversian canal. International congress of oral implantologists [online]. 2019 [cit. 2021-11-07]. Dostupné z: https://www.icoi.org/glossary/haversian-canal/

[8] Compact bone. University of Leeds [online]. Leeds [cit. 2021-11-07]. Dostupné z: https://www.histology.leeds.ac.uk/bone/bone_types.php

[9] Britannica, The Editors of Encyclopaedia. "cancellous bone". Encyclopedia Britannica [online]. 16 Apr. 2015 [cit. 2021-12-05]. Dostupné z: https://www.britannica.com/science/cancellous-bone.

[10] Hadjidakis DJ, Androulakis II. Bone remodeling. Ann N Y Acad Sci. [online] 2006, [cit. 2022-02-28]. Dostupné z: doi: 10.1196/annals.1365.035. PMID: 17308163.

[11] MORGAN, Elise F., Ginu U. UNNIKRISNAN a Amira I. HUSSEIN. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. Annual Review of

Biomedical Engineering [online]. 2018, [cit. 2022-02-28]. ISSN 1523-9829. Dostupné z: doi:10.1146/annurev-bioeng-062117-121139

[12] ARSHAD, Rizwan. Modelling of the inhomogeneities within the human intervertebral disc [online]. 2004, [cit. 2022-02-28]. Dostupné z: doi:10.13140/RG.2.2.18788.37761

[13] MORGAN, Elise F., Ginu U. UNNIKRISNAN a Amira I. HUSSEIN. Bone Mechanical Properties in Healthy and Diseased States. Annual Review of Biomedical Engineering [online]. 2018, 20(1), 119-143 [cit. 2022-05-26]. ISSN 1523-9829. Dostupné z: doi:10.1146/annurev-bioeng-062117-121139

[14] Tibia: anatomy and clinical notes. Kenhub [online]. 2022 [cit. 2022-04-10]. Dostupné z: https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/tibia

[15] ČIHÁK, Radomír. Anatomie. Třetí, upravené a doplněné vydání. Ilustroval Ivan HELEKAL, ilustroval Jan KACVINSKÝ, ilustroval Stanislav MACHÁČEK. Praha: Grada, 2016 [cit. 2022-04-10]. ISBN 978-80-247-3817-8.

[16] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. Memorix anatomie. 4. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton, 2017 [cit. 2022-04-10]. ISBN 978-80-7553-420-0.

[17] Britannica, The Editors of Encyclopaedia. Tibia. Encyclopedia Britannica [online]. 16 Apr. 2015 [cit. 2021-12-05]. Dostupné z: https://www.britannica.com/science/tibia

[18] SHON, Oog-Jin, Ji-Wan KIM a Beom-Jung KIM. Updated Basic Principles of Internal Fixation of Fracture. Journal of the Korean Fracture Society [online]. 2013, 26(1) [cit. 2021-12-12]. ISSN 1225-1682. Dostupné z: doi:10.12671/jkfs.2013.26.1.81

[19] Zásady osteosyntézy. OrtoPortal [online]. 2021 [cit. 2021-12-17]. Dostupné z: https://www.ortoportal.cz/ot/2-C

[20] Interlocking contoured intramedullary nail fixation for selected diaphyseal fractures of the forearm in adults. Semantic Scholar [online]. 2008 [cit. 2021-12-17]. Dostupné z: https://www.semanticscholar.org/paper/Interlocking-contoured-intramedullary-nail-fixation-Lee-Lee/84c3556096679a3d9d6dfd5f371dc1a9f3617810#citing-papers

[21] TOAN LE, Theodore. Biomechanics of fractures and fixation [online]. In: . 2004, s. 72 [cit. 2021-12-21]. Dostupné z: https://ota.org/sites/files/2018-

06/G08_Biomechanics-%20Edited%20with%20Questions%20%5BCompatibility%20Mode%5D.pdf

[22] Neutralisation plate. Surgical-art [online]. 2021 [cit. 2021-12-17]. Dostupné z: http://www.surgical-art.com/ch-4/

[23] Compression plate. Surgical-art [online]. 2021 [cit. 2021-12-17]. Dostupné z: http://www.surgical-art.com/ch-5/

[24] CORDEY, J, M BORGEAUD a S.M PERREN. Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone. Injury [online]. 2000, 31, 21-92 [cit. 2021-12-20]. ISSN 00201383. Dostupné z: doi:10.1016/S0020-1383(00)80028-5

[25] REIF, Ullrich. Angle-stable bone plates [online]. 2013 [cit. 2021-12-17]. Dostupné z: doi:10.2377/0023-2076-58-399

[26] Dlahy tibiální distální mediální úhlově stabilní. Medin [online]. 2021 [cit. 2021-12-17]. Dostupné z: https://www.medin.cz/dlahy-tibialni-distalni-medialni-uhlove-stabilni

[27] Malalignment after minimally invasive plate osteosynthesis in distal femoral fractures. Injury journal [online]. 2017 [cit. 2021-12-17]. Dostupné z: https://www.injuryjournal.com/article/S0020-1383(17)30019-0/fulltext#relatedArticles

[28] Osteosyntéza a její principy. Wikiskripta [online]. 2021 [cit. 2021-12-17]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Osteosynt%C3%A9za_a_jej%C3%AD_principy

[29] Biomaterials. National institute of biomedical imaging and bioengineering [online]. 2017 [cit. 2022-05-02]. Dostupné z: https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/biomaterials

[30] Rohman, G: Materials Used in Biomaterial Applications. In Biomaterials [online]. 2014 [cit. 2022-05-02] Dostupné z: https://doi.org/10.1002/9781119043553.ch3

[31] MANIRUZZAMAN, Mohammed: 3D and 4D Printing in Biomedical Applications: Process Engineering and Additive Manufacturin., John Wiley & Sons, Incorporated, 2019 [cit. 2022-04-12]. ProQuest Ebook Central. Dostupné z: http://ebookcentral.proquest.com/lib/cvut/detail.action?docID=5612867

[32] Standard Specification and Test Method for Metallic Bone Plates. 13.01. West Conshohocken, USA: ASTM international, 2017.

[33] RIDZWAN, M.I.Z., Solehuddin SHUIB, A.Y. HASSAN, A.A. SHOKRI a M.N. MOHAMAD IB. Problem of Stress Shielding and Improvement to the Hip Implant Designs: A Review. Journal of Medical Sciences [online]. 2007, [cit. 2022-02-23]. ISSN 16824474. Dostupné z: doi:10.3923/jms.2007.460.467

[34] REILLY, Donald a Albert BURSTEIN. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. Journal of Biomechanics [online]. 1975, 8(6), 393-405 [cit. 2021-05-07]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(75)90075-5

[35] LI, Huaizhong a Jun WANG. An experimental study of abrasive waterjet machining of Ti-6Al-4V. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology [online]. 2015, 81(1-4), 361-369 [cit. 2022-02-23]. ISSN 0268-3768. Dostupné z: doi:10.1007/s00170-015-7245-5

[36] SEDLÁČEK, R. et al. Ohybové zkoušky tibiální distální mediální dlahy – statika, únava, predikce životnosti. [Výzkumná zpráva] Praha: ČVUT FS. Ústav mechaniky, biomechaniky a mechatroniky, 2021. Zpráva č. 12105/21/18.