

**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE  
FAKULTA STAVEBNÍ**

**KATEDRA MECHANIKY**



**BIOMECHANICKÁ ANALÝZA DÍLČÍCH ČÁSTÍ  
ZEVNÍCH FIXÁTORŮ DLOUHÝCH KOSTÍ**

**BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

**Vypracovala:**

**Diana Al-Jawahiri**

**Vedoucí práce:**

**Ing. Aleš Jíra, Ph.D.**

**2019/2020**

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

### I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: Al-Jawahiri Jméno: Diana Osobní číslo: 459026  
 Zadávající katedra: Katedra mechaniky  
 Studijní program: Stavební inženýrství  
 Studijní obor: Konstrukce pozemních staveb

### II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce: Biomechanická analýza dílčích částí zevních fixátorů dlouhých kostí

Název bakalářské práce anglicky: Biomechanical analysis of individual parts of long bones external fixators

Pokyny pro vypracování:

Práce bude obsahovat:

- základní popis hojení zlomenin dlouhých kostí a vliv mechanických účinků na rychlost regenerace
- rozbor funkčního působení základních vnějších fixátorů (Ilizarov vs. jednoranný)
- ověření stability dílčích částí fixátoru pomocí cyklického mechanického zatěžování
- ověření stability celého systému fixátor-kost a analýza přenosu zatížení mezi fixátorem a kostí

Seznam doporučené literatury:

Disertační práce Ing. Ing. arch. F. Denka, Ph.D. (FSv ČVUT v Praze)

odborné články a publikace dostupné v databázích WoS a Scopus

Jméno vedoucího bakalářské práce: Ing. Aleš Jíra, Ph.D.

Datum zadání bakalářské práce: 18.2.2019 Termín odevzdání bakalářské práce: 17.5.2020

Údaj uveďte v souladu s datem v časovém plánu příslušného ak. roku

  
Podpis vedoucího práce

  
Podpis vedoucího katedry

### III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

*Beru na vědomí, že jsem povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je nutné uvést v bakalářské práci a při citování postupovat v souladu s metodickou příručkou ČVUT „Jak psát vysokoškolské závěrečné práce“ a metodickým pokynem ČVUT „O dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací“.*

20.1.2020

Datum převzetí zadání

  
Podpis studenta(ky)

## Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou práci vypracovala samostatně, a že veškeré použité informační zdroje jsou uvedeny v příloženém seznamu literatury.

V ..... dne ..... podpis: .....

## Poděkování

Především chci poděkovat vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Aleši Jírovi, Ph.D. za veškerou pomoc, vstřícnost a trpělivost. Také děkuji rodině a spolužákům za jejich dlouhodobou podporu a morální pomoc.

## Abstrakt

V této práci je proveden celkový přehled současného stavu problematiky distrakční osteogeneze a hojení dlouhých kostí po jejich zlomu, zejména pomocí zevních fixačních aparátů. Práce obsahuje základní popis současných „fixátorů“, jejich nevýhod, a návrh modifikace těchto aparátů, a to přidáním elektronicky řízené jednotky. Ta umožní regulaci procesů prolongace a hojení pomocí distrakčního cyklu. V praktické části práci jsou otestovány komponenty modifikovaného fixačního aparátu typu „Ilizarov“, a to provedením různých měření pro ověření jejich stability a pevnosti.

## Klíčová slova

zevní fixace, dlouhé kosti, hojení zlomenin, Ilizarův aparát, jednostranný fixační aparát, distrakční osteogeneze

## **Abstract**

This thesis contains a general overview of the current status of the issue of distraction osteogenesis and the healing of fractured long bones, particularly using devices for external fixation. The thesis contains a basic description of the modern "fixators", their disadvantages and a design of modification of these devices by adding an electronically controlled unit, that enables the regulation of the prolongation and healing processes by a distraction cycle. In the practical part of the thesis the components of the modified Ilizarov apparatus are tested by performing different measurements for the verification of their stability and strength.

## **Keywords**

external fixation, long bones, fracture healing, Ilizarov apparatus, unilateral fixation apparatus, distraction osteogenesis

# Obsah

<b>1 Úvod</b>	<b>7</b>
<b>2 Hojení zlomenin dlouhých kostí</b>	<b>8</b>
2.1 Stavba dlouhých kostí . . . . .	8
2.2 Hojení zlomenin dlouhých kostí . . . . .	10
2.3 Vliv mechanických účinků na rychlost regenerace . . . . .	12
<b>3 Rozbor působení vnějších fixátorů</b>	<b>15</b>
3.1 Současné fixační aparáty . . . . .	15
3.2 Nově navržené aparáty . . . . .	16
3.2.1 Řešení jednotlivých komponent . . . . .	18
3.2.2 Konstrukční řešení elektroniky . . . . .	21
3.2.3 Konstrukční řešení celého aparátu . . . . .	22
<b>4 Ověření stability dílčích části fixátoru</b>	<b>26</b>
4.1 Mechanické testování motoru pro Ilizarův aparát . . . . .	26
4.1.1 Průběh dynamického testu . . . . .	26
4.2 Výsledky . . . . .	29
4.2.1 Fáze 1 - cyklické vysunutí motoru s konstantní silou . . . . .	29
4.2.2 Fáze 2 - rovnoměrné vysouvání s konstantní silou . . . . .	32
4.2.3 Fáze 3 - simulace pohybu cyklickou změnou síly při klidovém stavu zařízení . . . . .	32
<b>5 Vyhodnocení a závěr</b>	<b>37</b>
<b>6 Výhled do budoucna a pokračování</b>	<b>38</b>
<b>Literatura</b>	<b>39</b>

# 1. Úvod

Se zlomením kostí se v běžném životě pravidelně setkáváme, a to buď z osobní zkušenosti, nebo se to stalo někomu v našem okolí. Většinou jsou takové, že pro jejich zahojení stačí fixace sádrovým obvazem. Někdy jsou však zlomeniny velmi komplikované a vyžadují chirurgický zákrok s následnou zevní fixací. Fixace se provádí speciálními aparáty, které zajistí dostatečnou stabilitu kostních fragmentů pro správné zahojení. Některé takové fixační aparáty byly navrženy tak, aby umožňovaly provádění korekce polohy kostních fragmentů, a případně jejich oddálení - distrakce, a následně i prodlužování kosti. Tyto aparáty se nazývají také „distraktory“ nebo „prolongátory“. Obvykle se používají pro léčení defektu růstu kostí, a to jak přirozeného (obvykle u dětí), tak i získaného. To může vzniknout například po nesprávném zahojení zlomeniny, ale může se použít i pro prodloužení obou dolních končetin, kdy se může přidat až 10 cm k délce kosti.

Tato práce popisuje proces hojení zlomenin a vliv mechanických sil na jeho průběh, se zaměřením na získání znalostí pro vytvoření elektronicky ovládaného distrakčního aparátu, který zkvalitní a urychlí proces regenerace kostní tkáně. Jedná se o modifikaci současných zevních fixačních aparátů, a to jejím rozšířením na mechanicky buzenou oscilaci. Dále v je práci provedeno testování jednoho motoru různými zatěžovacími zkouškami pro ověření jeho stability a funkčnosti. V dalších fázích vývoje se důkladně otestuje celkový systém fixátoru ve spolupůsobení s kostí.

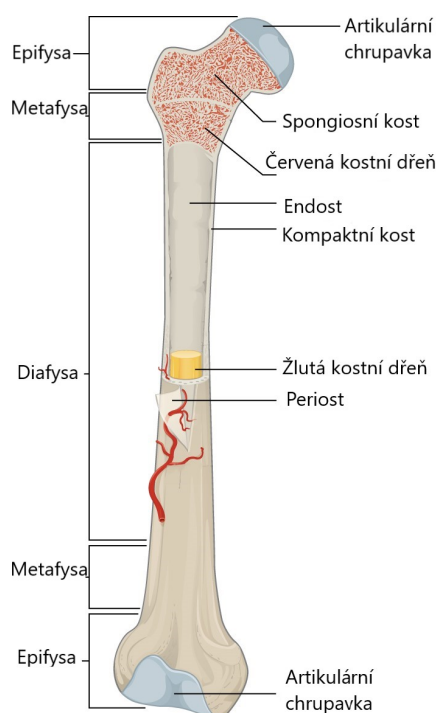


## 2. Hojení zlomenin dlouhých kostí

### 2.1 Stavba dlouhých kostí

Dlouhé kosti jsou součástí kostry horních a dolních končetin. K nim patří například kost stehenní - femur, nebo kost holenní - tibia.

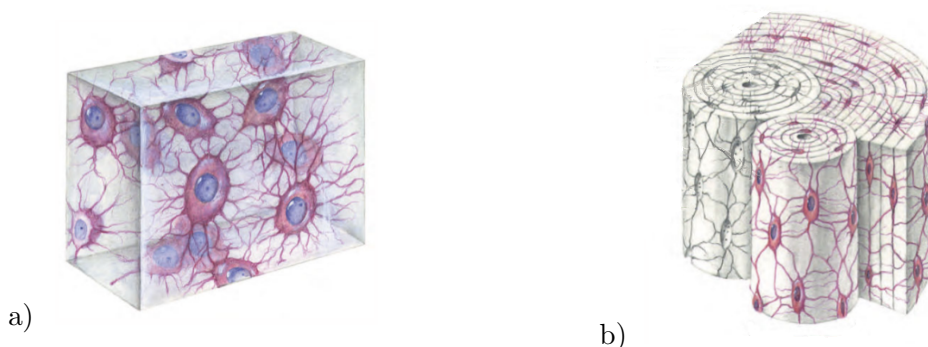
Tělo kosti se nazývá diafýsa, a kloubní úseky na koncích epifýsy. Dlouhá kost má tvar trubky, a uvnitř dutiny se nachází kostní dřeň, což je orgán krevotvorby. Vnitřní povrch „trubky“ tvoří substantia spongiosa (spogiosní kost), která se skládá z tenkých trámečků. Na vnějším povrchu je substantia kompakta (kompaktní kost) - hutnější kostní tkáň. Kost je zevně obalená periostem - tuhou vazivovou vrstvou, a vnitřní povrchy pokrývá endost (Obr. 2.1). [1] [2]



Obr. 2.1: Stavba typické dlouhé kosti [3]

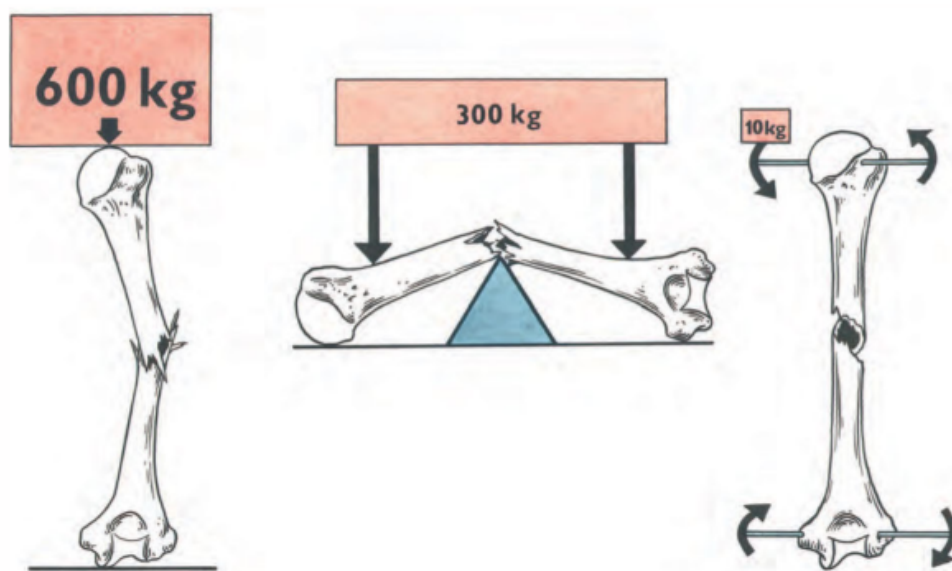
Kost je tvořena kostní tkání, která se skládá z buněk a mezibuněčné hmoty. Osteoblasty jsou buňky tvořící kostní tkáň. Osteoklasty naopak kostní tkáň odbourávají. Pomocí těchto buněk se kost stále přestavuje. Osteocyty jsou bývalé osteoblasty, které se obklopily kostní mezibuněčnou hmotou, a už novou tkáň nevyrábějí. Mezibuněčná hmota obsahuje organické složky - kolagenní fibrily, a anorganické složky jako například krystalky hydroxyapatitu. [1] Během života se poměr organických a neorganických složek mění - zvětšuje se podíl minerálních látek, a kvůli tomu se kosti stávají více křehké. [2]

Při tvorbě kosti vzniká na začátku kost fibrální (vláknitá), která je tvořena navzájem propletenými kolagenními fibrily (Obr. 2.2a). Potom se kost remodeluje, mezibuněčná hmota se pomalu uspořádá do lamel, a kost se přetvoří do kosti lamelární (vrstevnaté) (Obr. 2.2b). Vlákenné kosti se vyskytují v normálních podmínkách jen u dětí do pěti let. Poté kostra už žádné vláknité kosti neobsahuje. Výjimkou je její vznik v procesu hojení kostních zlomenin. Lamelární kost má lépe uspořádanou strukturu, což ji dělá mechanicky hodnotnější, ale potřebuje hodně času pro modelaci, na rozdíl od vláknité kosti, která se vytváří relativně rychle. [4] Ve spongiózní kosti jsou lamely vrstvené plošně, jelikož se kompaktní kost sestavuje z lamelových systémů. Základním systémem kompakty je Haversův systém, ve kterém se lamely uspořádají kolem Haversových kanálků, kudy prochází cévy. Taková jednotka s jedním kanálkem a 15–20 lamely okolo tvoří osteon. Na průběh remodelace mohou mít velký vliv mechanické účinky. V závislosti na směru namáhání se změní struktura kostní tkáně tak, aby odpovídala směru siločar. Takto se kost přizpůsobí stavu, ve kterém se bude za běžných podmínek nacházet, a zajistí v těchto směrech maximální pevnost s minimální potřebou materiálu. Případně se po dlouhodobé změně stavu a směru zatížení, například po zlomu, může struktura kostní tkáně změnit. [2] [1]



Obr. 2.2: a) Fibrální kostní tkáň, b) lamelární kostní tkáň [1]

Aby kost splňovala své podpůrné a ochranné funkce, musí být schopná snášet velkou námahu. Pevnost kosti je ovlivněna poměrem organických a minerálních složek. Díky tomu, že kolagenní fibrily jsou pevné v tahu, a minerální krystaly jsou pevné v tlaku, kost má dobrou pevnost i v ohybu, což je velice podobné principu konstrukce železobetonu. [1] Z experimentů plyne, že největší pevnost ale má ve směru své dlouhé osy. Například tibia je schopna unést zatížení kolem 13,5 kN v tlaku, a ještě větší namáhání v tahu. V ohybu je únosnost skoro dvakrát menší, a nejhorší únosnost má v kroucení. Například fibula přenáší ve zkrutu maximálně 0,06 kN (Obr. 2.3). Zároveň máme počítat s tím, že u živých organismů na kost působí zatížení od svalů. Proto pevnost, kterou získáme z experimentu, bude mít větší hodnotu než ta správná. [2]

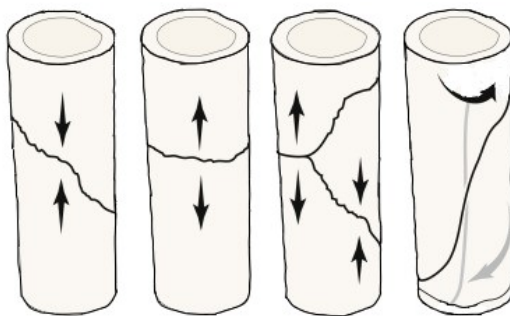


Obr. 2.3: Pevnost a) v tlaku, b) v ohybu, c) v kroucení [2]

## 2.2 Hojení zlomenin dlouhých kostí

Když namáhání kosti překračuje její pevnost, dojde ke prasknutí nebo zlomu kosti. Zlomy můžeme třídit například podle typu namáhání, kde rozlišujeme zlomy vyvolané tlakem, tahem, ohybem nebo kroucením (Obr. 2.4). [5]

Po vzniku zlomu začíná proces hojení, který závisí na různých interních a externích faktorech, jako například kvalita kosti, cévní zásobení, umístění zlomu, věk pacienta, jeho nutriční stav, a zdali kouří nebo užívá léky. [5]

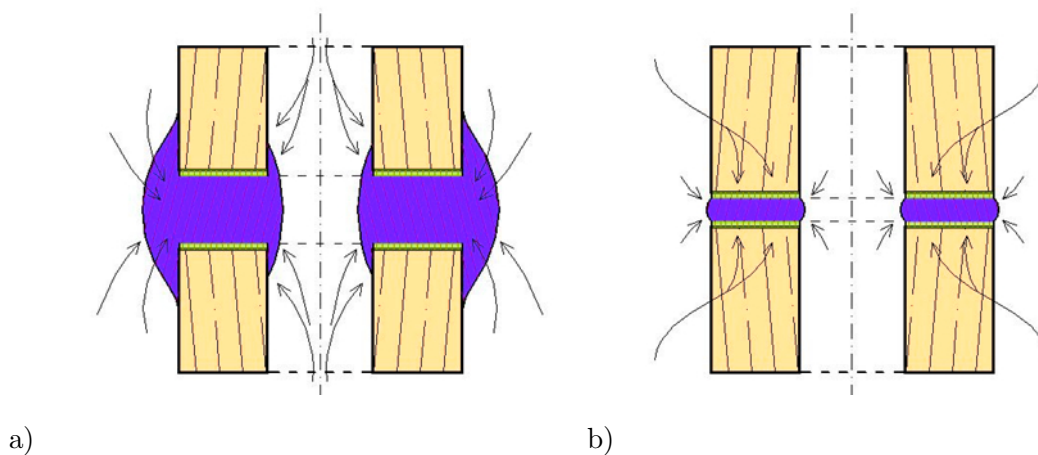


Obr. 2.4: Zlomy způsobené a) tlakem, b) tahem, c) ohybem, d) kroucením [5]

Rozlišujeme dva základní typy hojení (Obr. 2.5):

**Hojení přímé** – probíhá v případě, když je mezi úlomky dost malá vzdálenost, a konstrukce je absolutně stabilní. Je možné přímé propojení kostní tkáně a cévních kanálů obou konců mezi sebou.

**Hojení nepřímé** – nastává, když je konstrukce relativně stabilní a koná se pomocí vytvořeného svalku. Je to nejběžnější typ, a proces je podobný embryonálnímu vývoji kosti. [6]



Obr. 2.5: a) Nepřímé hojení, b) přímé hojení. [7]

Pro přímé hojení je potřeba mít zajištěnou absolutní stabilitu, kost se musí interně chirurgicky zafixovat, což je většinou zbytečné. Proto se preferuje hojení svalkem, kde pro dosažení relativní stability stačí fixace sádrovým obvazem nebo vnějším fixátorem.

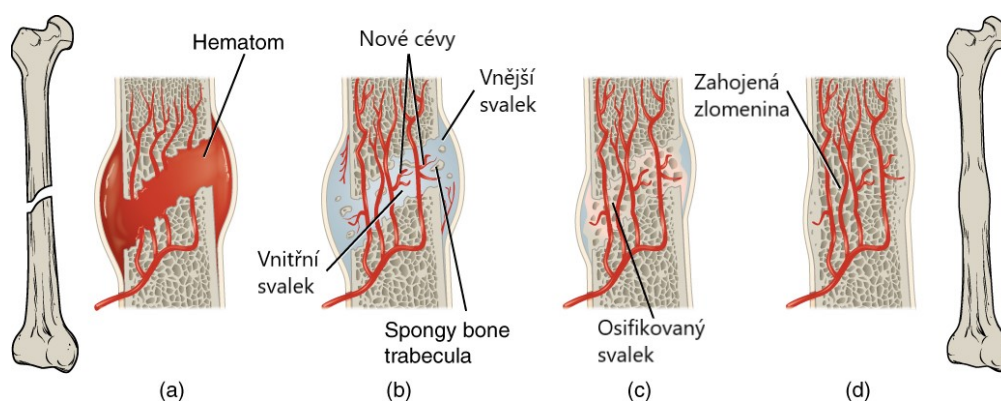
Hojení svalkem probíhá ve čtyřech fázích (Obr. 2.6).

**Proliferace:** první týden po zlomu. Na začátku vznikne hematoma. K místu zlomu se přistěhují mezenchymální buňky, které rychle proliferují a začíná se vyvíjet primární svalek, kam se následně dostanou krevní buňky. Buňky tvořící kostní tkáň se zaktivují, a osteoklasty vyčistí mezeru mezi fragmenty.

**Diferenciace:** začíná se endochondrální proces. Uvnitř svalku se z mezenchymálních buněk vytváří chrupavčitá tkáň, a na povrchu vzniká tkáň vazivová. Díky tomu, že vytvářejí se krevní cévy, se zvyšuje průtok krve.

**Osifikace:** postupně se svalek přetváří v kostní tkáň. Tam, kde se vyvinula chrupavka, probíhá chondrogení osifikace. Na vnějším povrchu svalku vznikne vláknitá kost. Nová kostní tkáň se spojí s volnými konci kostních fragmentů, a v průběhu 3–4 měsíců se vytvoří téměř plnohodnotná kost.

**Remodelace:** několik měsíců až rok se kost přestavuje pod vlivem mechanického namáhání na něj působící a určující strukturu lamelární kosti, která se vytvoří místo kosti vláknité. Osteoklasty resorbují zbytky svalku. [5]



Obr. 2.6: Hojení svalkem. a) Proliferace, b) diferenciace, c) osifikace, d) remodelace. [3]

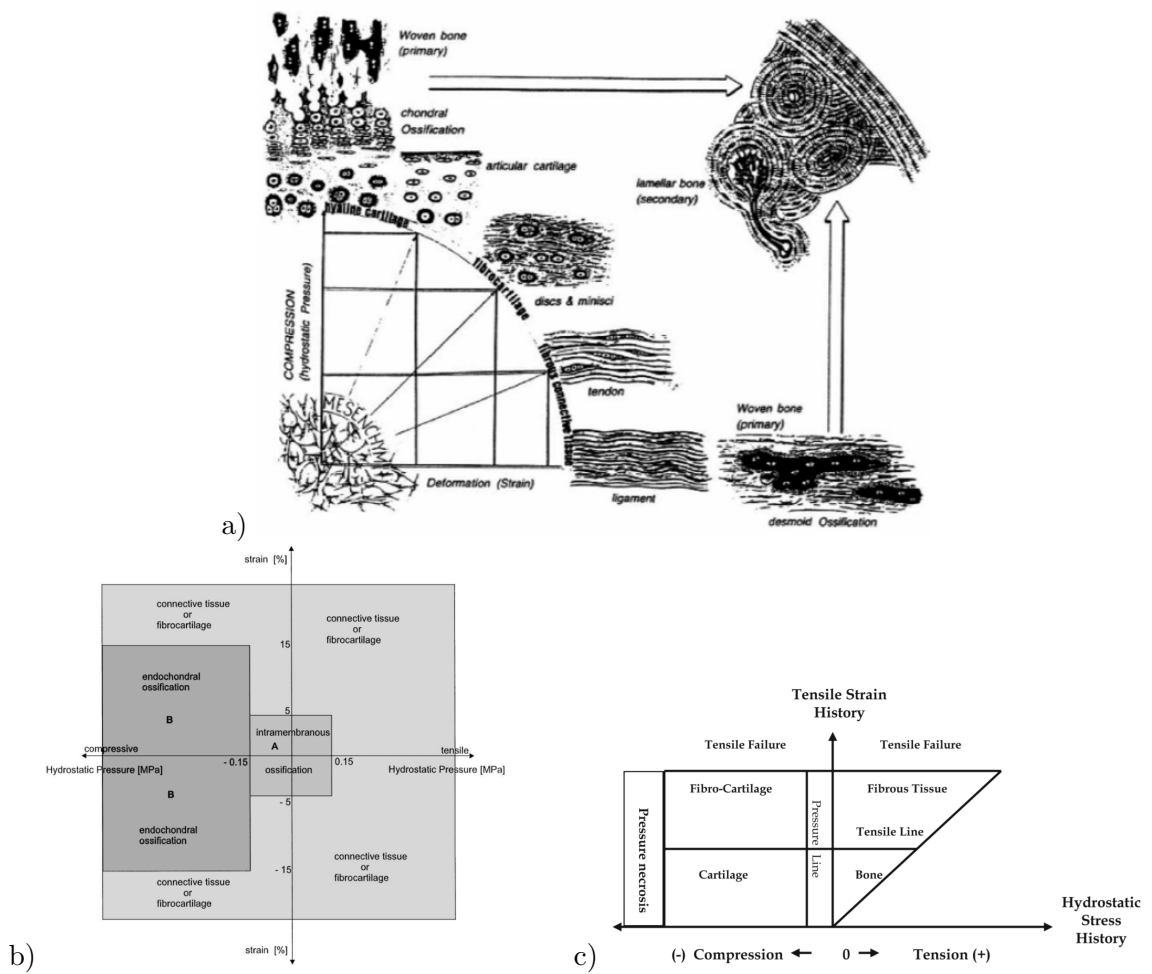
### 2.3 Vliv mechanických účinků na rychlost regenerace

Jak bylo dříve uvedeno, mechanické účinky mají významný vliv na stanovení struktury nové kosti. Existuje řada teorií o tom, jak přesně ovlivní průběh regenerace. Většina se shoduje na tom, že v každé fázi se jejich působení liší. Například podle Pauwelse různé druhy zatížení vyvolávají vznik různých typů tkání. Při namáhání tahem se tvoří vazivová tkáň. Chrupavčitá tkáň vzniká tak, kdy je mezenchem zatížen tlakem, a poté, při

relativním mechanickém klidu, se vytvoří kostní tkáň. Na bázi Pauwellové teorie Carter a kol. rozpracovali algoritmus, ve kterém je vidět schéma hojícího procesu a diferenciace tkáně vztahované k mechanické stimulaci. [8] Podle Perrena diferenciace tkáni závisí na její tuhosti. Jeho teorie se nazývá „Interfragmentary strain theory“. Další model byl vyvinut Claesem a Heigelem. Jejich teorie zní, že diferenciace je určena rozsahem deformace a hydrostatického tlaku ve svalku (Obr. 2.7). [9]

Po velkém množství různých experimentů lze říct, že mikropohyby konců úlomků v určitých rozmezech urychlí proces regenerace. V první fázi hojení mikropohyby zvětší objem svalku, vytvoří se více tkání, a čím větší je svalek, tím je pevnější, což následně dává vzniklé kosti větší pevnost. Navíc zvětšení objemu svalku způsobí redukci tahových normálových napětí na jejím vnějším povrchu, což v důsledku reguluje účinky ohybových momentů. Tím, že se zvětšuje i tuhost svalku, dochází k eliminaci účinků posouvajících sil působících nežádoucí smyková napětí. Podruhé mikropohyby vyvolávají zmenšení vzdálenosti mezi úlomky, což také proces hojení urychlí. Však jestli pohyby překročí určité rozmezí frekvenci a síly, může dojít k pseudoartróze - úlomky se od sebe naopak vzdálí, a přeruší se proces regenerace. [7] [10] [11]

Opíráme se o tyto znalosti biomechaniky kostí proto, aby postupně došlo ke zkvalitnění metody ošetřování zlomenin.

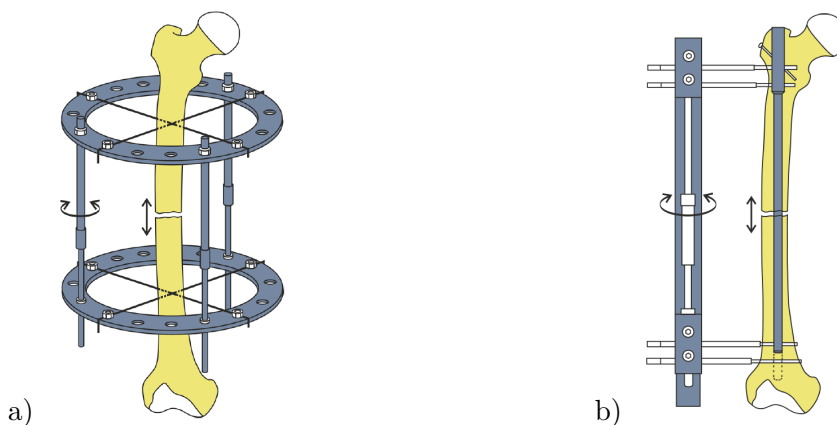


Obr. 2.7: a) Pauwelsová teorie, b) Claesová teorie, c) Carterová teorie [9]

## 3. Rozbor působení vnějších fixátorů

### 3.1 Současné fixační aparáty

Vnější fixace se u zlomenin dlouhých kostí používala od konce 19. století. Fixátor té doby byl se skládán z dlahy umístěné zevně a ze šrouby, které procházely dlahou do kosti. Současný klasický fixátor byl vyvinut sovětským chirurgem G. A. Ilizarovem ve druhé polovině dvacátého století (Obr. 3.1a). Ilizarův fixační aparát je tvořen dvojicí distrakčních kruhů, které jsou spojeny závitovými tyčemi. Do kosti je upevněn dráty z nerezové oceli. Pomocí závitových tyčí je umožněn rovnoběžný pohyb kruhů a náklon horního, a to je pro řízení procesu léčení a případné korekce polohy kostních fragmentů. V současnosti existuje několik různých modelů fixátorů kromě klasického Ilizarova. Nejvíce používaný je jednostranný zevní fixátor (Obr. 3.1b), jehož vnější část je rovnoběžná ošetřovanou kostí, a ze dvou stran je k ní připojena pomocí kostních šroubů. [12]



Obr. 3.1: a) Ilizarův fixační aparát, b) jednostranný fixační aparát [12]

V některých informačních zdrojích se může používat pro pojmenování těchto aparátů i název „distraktor“ nebo „prolongátor“, a to je tím, že se fixační aparáty mohou používat i pro prodloužení končetin. Technika prodloužování dlouhých kostí pomocí distrakčních



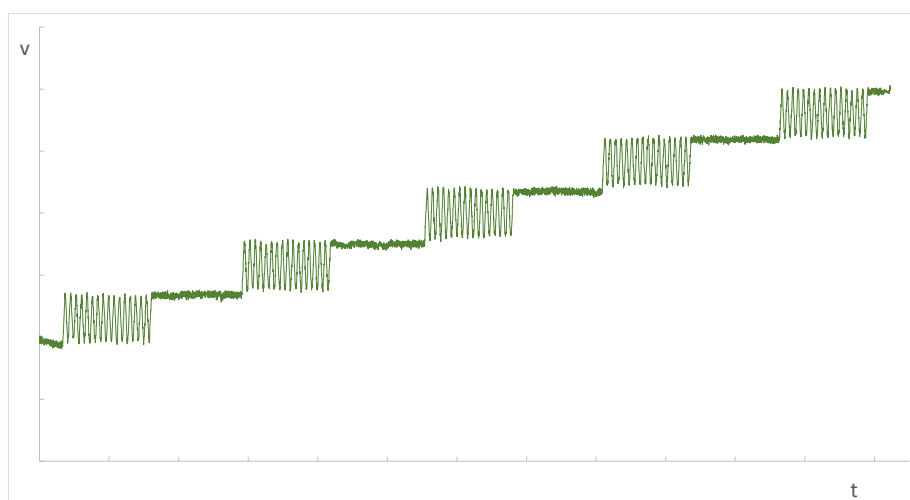
aparátů se nazývá distrakční osteogenézi. Princip procesu spočívá v provedení osteotomie na prodlužované kosti, oddálení vzniklých fragmentů od sebe a jejich fixaci. Tento postup zajistí prodloužení kosti (po zahojení) o vzdálenost přibližně rovné původnímu oddálení. Postup hojení svalkem je stejný jako u hojení zlomenin, vyžadující však vnější fixaci.[12] Distrakční aparát tak musí zvládat plnit funkci ditraktuoru i fixátoru. Při návrhu nových řešení je tedy potřeba zvažovat obě tyto základní funkce a konstrukci uzpůsobit.

Přestože využití zevních fixátorů bylo velkým pokrokem v léčení složitých zlomenin, současné aparáty jsou nedokonalé a mají mnoho nevýhod. Mezi základní nevýhody patří nutnost pravidelných návštěv lékaře za účelem nastavení prodloužení (probíhá denně rotací aretačních šroubů). Mezi další nevýhody řadíme to, že v okolí fixačních šroubů dost často vznikne infekce. Navíc může dojít k oslabení kosti, ztuhnutí kloubů, nervové paralýze, hypertenzi, svalové atrofii atd. [13] [14] Tyto nevýhody bohužel neodstraňuje ani nově navrhované řešení. Další nevýhodou je zdlouhavost léčení a minimální prostor pro případné směrové korekce. Tyto nevýhody se již eliminovat dají s využitím znalostí novotvorby kostní tkáně, která urychluje růst v důsledku mechanických stimulací vnášených do kostních fragmentů budícím zařízením, které je umístěno v těle „prolongátoru“. Konstrukční úpravy základních dílců rovněž umožní provádění směrových korekcí v průběhu léčby, bez nutnosti operačního zásahu.[15]

## 3.2 Nově navržené aparáty

Ve spolupráci z firmou ProSpon spol. s.r.o., zabývající se vývojem a výrobou implantátů a nástrojů pro ortopedii, traumatologii a chirurgii, bylo navrženo rozšíření existujících fixátorů - klasického Ilizarovo aparátu a jednostranného zevního fixátoru - o elektronicky řídicí jednotku, která umožní regulace procesů prodlužování a hojení pomocí naprogramovaného distrakčního cyklu (Obr. 3.2). Pro zajištění bezpečného přenosu zatížení mezi fixátorem a kostí je nutné zajistit a v průběhu vývoje dostatečně ověřit mechanickou únosnost těla, motoru a dílčích částí fixačního zařízení. Tento nový aparát je na rozdíl od současných schopen nasimulovat přirozené namáhání kostí, což eliminuje značné nevýhody současných fixátorů a urychluje novotvorbu, a tedy i hojení kostní tkáně ve svalku. Princip jeho fungování spočívá v pozvolném oddalování protilehlých fragmentů diafýzy v kombinaci s mikrooscilacemi ve směru distrakce, které je shodné se směrem hlavních napětí kosti při přirozeném fyziologickém zatížení. To zajistí optimální formaci kostního regenerátu s

ohledem na orientace vláken pojivové tkáně. Pro urychlení hojícího procesu a vytvoření kvalitního svalku obsahuje automatický proces distrakční kroky, fáze oscilačního buzení a biomechanicky klidová období. Pro každou etapu léčby jsou stanoveny frekvenční rozsahy a velikosti amplitud, aby byly vhodné pro každou jednotlivou fázi a s ohledem na stav pacienta. Nespornou výhodou je, že pacient může díky automatizaci činnosti zařízení a nepotřebnosti časté přítomnosti lékaře zůstat v domácím prostředí. [16]



Obr. 3.2: Příklad zatěžovacího cyklu

Jednou z podmínek řešení je, že se v návrhu konstrukce zařízení využijí v nejvyšší možné míře komponenty současné produkce firmy ProSpon spol. s.r.o.

PH-FIX    UNI-FIX    HYBRID    MP-FIX    (ILIZAROV)



Obr. 3.3: Současné zevní fixační aparáty vyráběné firmou ProSpon [16]

Jako základní prvky jsou v návrhu řešení využívány zejména komponenty systému UNI-FIX a ILIZAROV, kombinované se systémem HYBRID (Obr. 3.3). Jedná se především o využití spojovacích prvků, kulových kloubů a nosičů hřebů.

Navržené řešení musí splňovat níže uvedené mechanické požadavky, a část těchto požadavků je testována v rámci této práce. Souhrnné požadavky jsou zejména:

- Mechanická stabilita, dostatečná tuhost, přenášení statického zatížení do 500 N
- Minimální hmotnost
- Návrh ve dvou velikostech - dětský s nosností do 50 kg, a dospělý s nosností do 100 kg
- Technické požadavky na pohonnou jednotku: maximální axiální zátěž pohybového šroubu 500N, převodový poměr převodovky minimálně 850:1, napájení motoru 12V
- Použití akumulátoru s vhodným poměrem kapacita/hmotnost a možnost řízení nabíjení
- Schopnost realizovat i malé amplitudy pohybů,  $\mu\text{m}$
- Zajištění zpětné vazby pohonu
- Vzdálený přístup pro lékaře a záznam dat

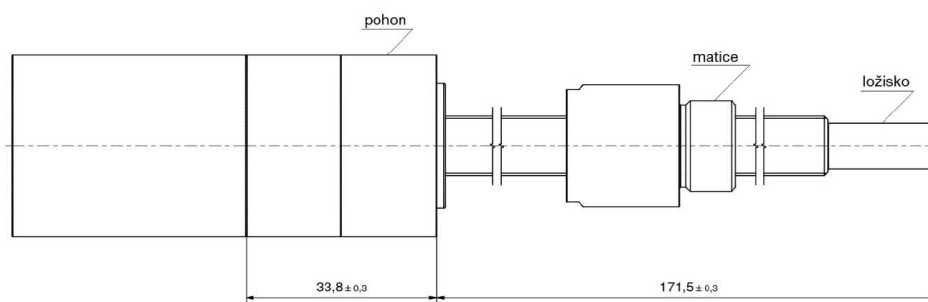
S ohledem na definované požadavky byl vybrán systém firmy Faulhaber, který je schopen drobných konstrukčních úprav na svých jednotkách, a zaručit minimální únosnost dílčích částí.[16]

### 3.2.1 Řešení jednotlivých komponent

Pohonná jednotka se skládá z motoru, který je doplněn o převodovku a encodér, a vodícího kuličkového šroubu. Na základě toho, že se Ilizarův aparát a jednostranný fixační aparát liší svým mechanickým působením, byl pro každou z těchto variant proveden zvláštní návrh. Pro zařízení typu "Ilizarov" bylo navrženo řešení s třemi pohony - jeden na každý prut (Obr. 3.6), a pro jednostranný fixátor jeden pohon (Obr. 3.4). Uspořádání samotných pohonných jednotek se také liší, a je to dáno tím, že jsou ve variantě s jedním pohonem vyšší nároky na únosnost výstupního ložiska. Proto byly provedeny úpravy tak, aby sílu přenášelo ložisko a matice.

#### **Varianta uspořádání zařízení typu "jednostranný fixátor":**

Kvůli speciálním požadavkům na pohonné jednotky bylo nutno provést zakázkové úpravy matic, mezikusů a límců motorů ve spolupráci s firmou Routech s.r.o.



Obr. 3.4: Schéma uspořádání matice a kuličkového šroubu pro variantu z jedním motorem [16]

Základní parametry:

- Motor 2224 U 006 SR

Jmenovité napětí: 12V, rychlost bez zatížení: 6.400 otáček/minutu, krouticí moment: 32mNm, průměr 26mm, délka 42mm.

- Magnetický tříkanálový enkodér IE3-128/3C/Digital

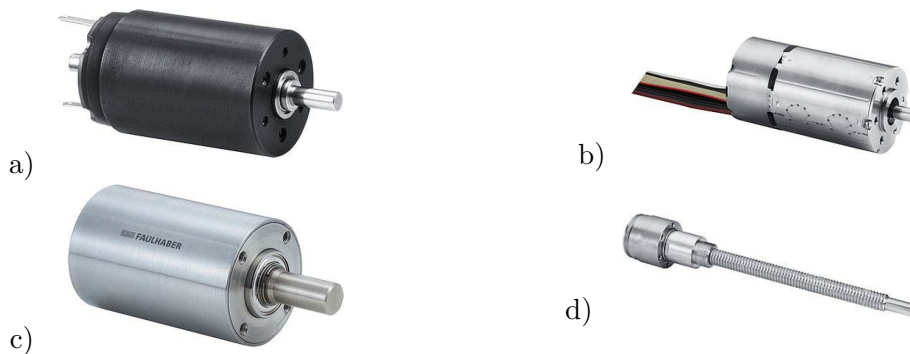
Počet řádků na otáčku: 128, počet kanálů: 3.

- Modifikovaná převodovka 32/3R 989:1

Počet rychlostních stupňů: 5, trvalý otáčivý moment: 7Nm, přerušovaný otáčivý moment: 10Nm, redukční poměr: 989:1.

- Kuličkové ložisko BS32-2.0

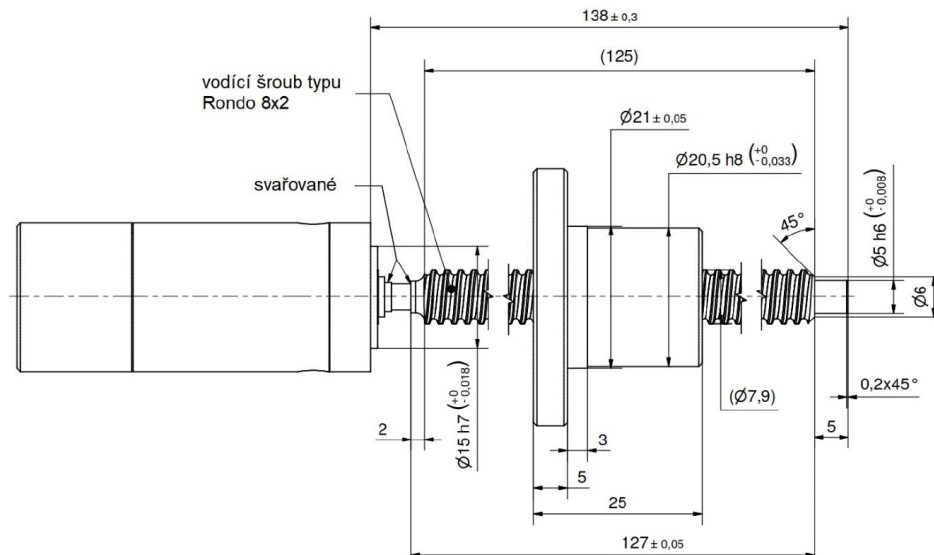
Materiál: nerezová ocel, kontinuální axiální zatížení: 176N, přerušované axiální zatížení: 887N, rozteč: 2mm.



Obr. 3.5: a) Motor 2224 U 006 SR, b) Magnetický tříkanálový enkodér IE3-128/3C/Digital, c) Modifikovaná převodovka 32/3R 989:1 , d) Kuličkové ložisko BS32-2.0 [16]

**Varianta uspořádání zařízení typu „Ilizarov“:**

Používají se standardní jednotky.



Obr. 3.6: Schéma uspořádání matice a kuličkového šroubu pro variantu z třemi motory [17]

Základní parametry:

- Motor 2224 U 006 SR

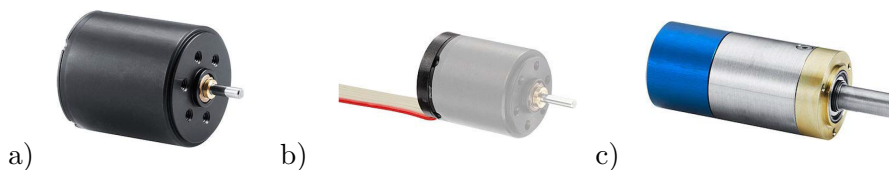
Jmenovité napětí: 6V, rychlost bez zatížení: 8.200 otáček/minutu, kroutící moment: 21,2mNm, třecí moment: 4,5mNm, průměr 22mm, délka 24,2mm.

- Magnetický dvoukanálový enkodér IEH2-128/2C/Digital

Počet řádků na otáčku: 128, počet kanálů: 2.

- Převodovka se zesíleným výstupním ložiskem 22/7-989:1

Počet rychlostních stupňů: 5, trvalý otáčivý moment: 700mNm, přerušovaný otáčivý moment: 1000mNm, redukční poměr: 989:1.



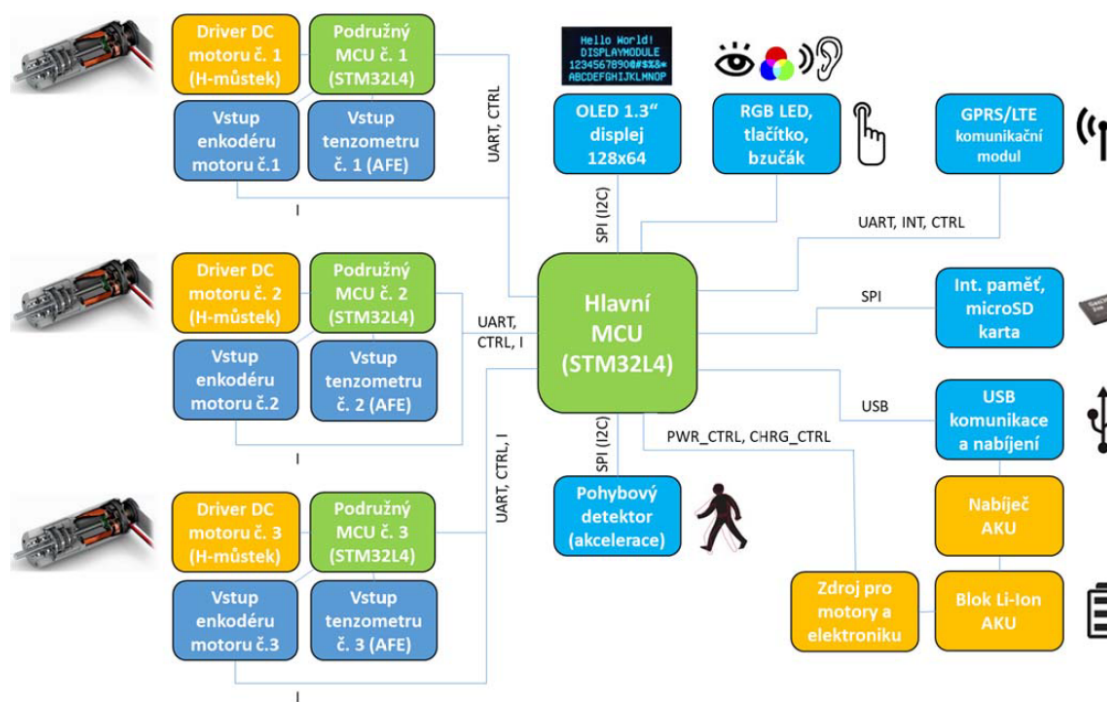
Obr. 3.7: a) Motor 2224 U 006 SR , b) Magnetický dvoukanálový enkodér IEH2-128/2C/Digital, c) Převodovka se zesíleným výstupním ložiskem 22/7-989:1 [16]

### 3.2.2 Konstrukční řešení elektroniky

Účelem navrhovaného zařízení je spravování všech funkcí fixačního aparátu, a to je řízení pohybů, hlídání mechanického napětí, sběr a odesílání dat na vzdálený server atd. (Schéma viz. Obr. 3.8). Mechanismus je poháněn jedním nebo třemi, v závislosti na typu zařízení, DC motory s převodovkou a vodícím kuličkovým šroubem. Multiprocesorová elektronika obsahuje jeden hlavní mikrokontrolér, který řídí důležitější funkce, jako je časování pohybů, kontakt s uživatelem, řízení dobíjení interního akumulátoru apod., nebo také komunikace s třemi podružnými mikrokontroléry, které mají za úkol řízení pohybů třech samostatných motorů, a také snímání zpětné vazby přes enkodéry a snímání mechanického napětí tenzometrů. Současně návrh elektroniky jako multiprocesorové, zajišťuje bezpečnost zařízení z hlediska zabránění nechtěných pohybů. Je to tím, že hlavní a podružné mikrokontroléry registrují signály z enkodéru každý samostatně, a při jakémkoliv rozporu mezi těmito nezávislými hodnotami se pohyb zastavuje.

Napájení zařízení je blokem z akumulátorů Li-Ion, Li-Pol nebo LiFePO<sub>4</sub>. Je předpokládán velmi nízký proudový odběr proto, aby byla snížena spotřeba výsledného zařízení. Je navrženo použití řízených spínačů napěťových větví, sleep módy mikrokontrolérů apod. Nabíjení je navrženo přes USB rozhraní, což je pro dnešního uživatele velmi vhodné. Vzhledem k tomu, že zařízení se bude muset rychle nabít, jsou použita řešení pro výběr nejvyššího možného dobíjecího proudu a umožnění použití nabíjecího zařízení s vyšším výstupním napětím.

Z hlediska uživatelského rozhraní je vybavení zařízení maximálně jednoduché - displej pro zobrazení základních stavů při provozu, nabíjení apod., akustický bzučák, LED a minimální množství ovládacích tlačítek. Pro nastavení parametrů a výpis pamětí bude používáno USB rozhraní. Je také umožněn dálkový přístup přes GSM komunikační modul, ale z bezpečnostních důvodů není umožněno nastavení zásadních parametrů vzdáleně. Používá se především k analýze dat a případně k jejich reprezentaci na webových stránkách, nebo také ve speciálních aplikacích. Veškerá informace bude také zaznamenávána v textové formě na SD kartu. Snímání a logování dat bude pravděpodobně probíhat v určitých intervalech, a předpokládá jejich využití k diagnostickým účelům. [16]



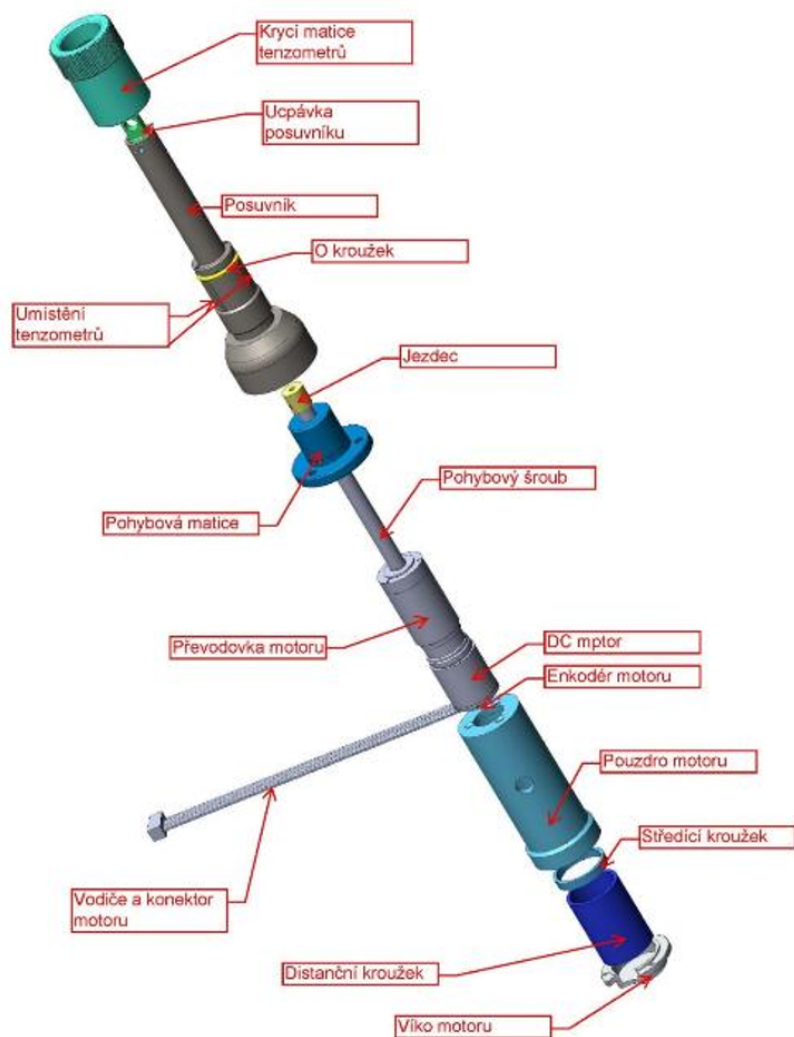
Obr. 3.8: Schéma navrhovaného elektronického zařízení [16]

### 3.2.3 Konstrukční řešení celého aparátu

#### Fixační aparát typu „Ilizarov“

Jedná se o modifikaci klasického aparátu. Výsledná konstrukce (Obr. 3.11) se skládá z třech posuvníků, které jsou spojené s horním kruhem rotačními vazbami, a s dolním kruhem dvěma pevnými a jednou rotační vazbou. Všechny pohyby přístroje jsou zajištěny posuvníky (Obr. 3.9), součástí kterých jsou pohonné jednotky popsané v předchozí kapitole. Dalšími prvky posuvníků jsou krycí matice tenzometrů, pouzdro motoru, středící kroužek, distanční kroužek, víko motoru a jezdec, který tvoří spolu s posuvníkem kluznou dvojici. Posuvný pohyb je zajištěn pomocí pohybové matice, třech šroubů, které spojují matici s tělem posuvníku, a dírou pro pohyb jezdce. Těla posuvníků jsou vyrobená ze slitiny Ti6Al4V. Jezdec a krycí matice tenzometrů jsou vyrobeny z PEEKu, a ostatní prvky jsou z Duralu. [17] [18]

Horní a dolní kruhy se také musely upravit (Obr. 3.10). V první řadě, byly pro uchycení posuvníků na spodní kruh umístěny tři otvory. Pak bylo pro redukci hmotností navrženo odlehčení uvnitř jejich průřezů, a místo původního řešení výroby kruhů ze slitiny titanu bylo rozhodnuto, že jejich výroba bude z PEEKu. [17] [18]



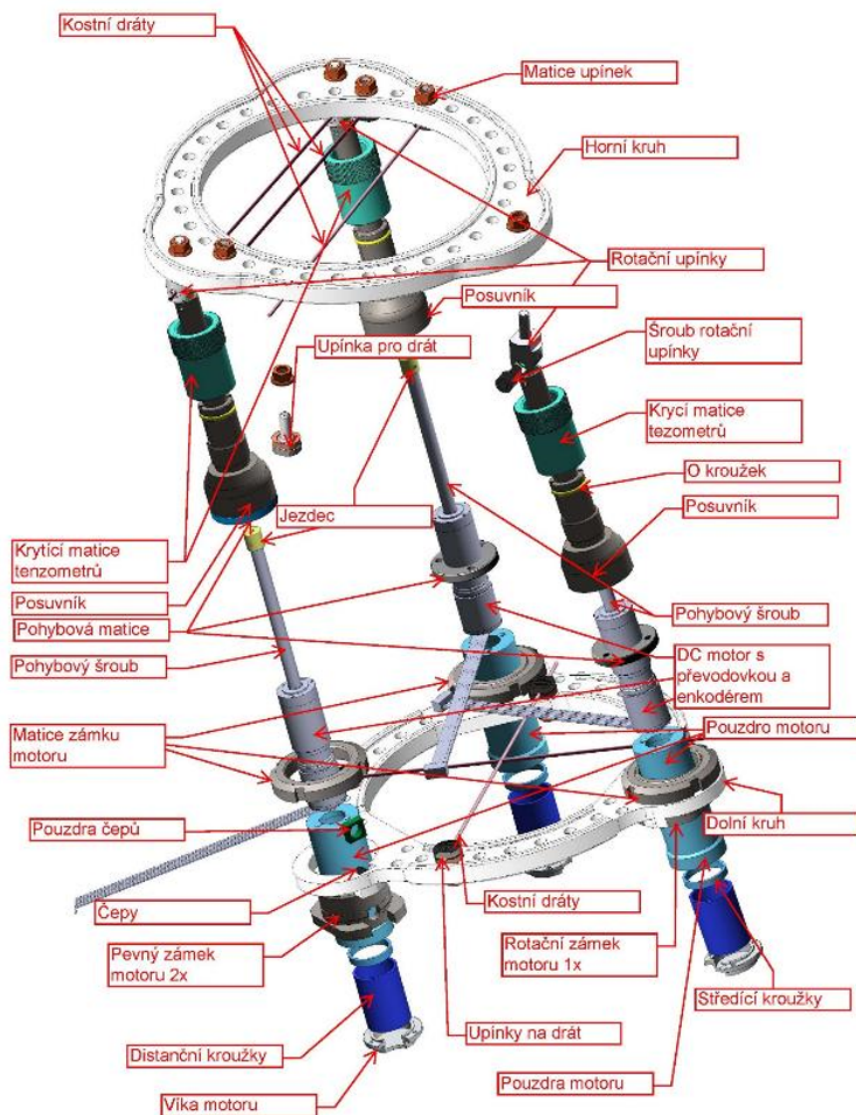
Obr. 3.9: Schéma posuvníku [18]



Obr. 3.10: Konečný návrh distrakčních kruhů [18]



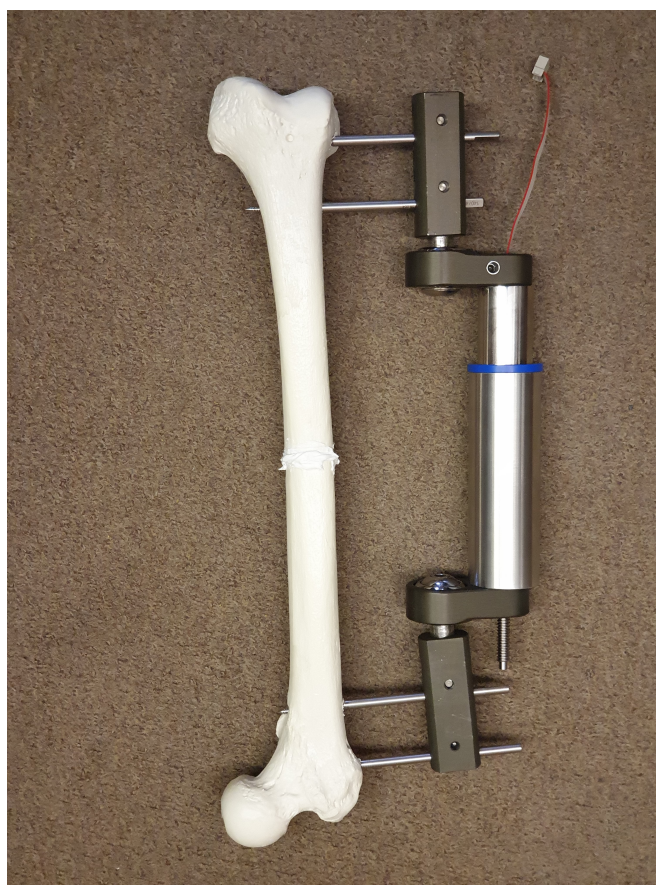
Uložení motorů ve spodním kruhu je zajištěno zámkem s ocelovými čepy a pouzdry. Pro pevné uložení dvou motorů a rotačního uložení třetího jsou použity různé typy pouzder. Pro zajištění správné polohy a stability zámku slouží matice zámku motoru. Ostatní prvky aparátu jako upínka pro drát, rotační upínky, matice upínek, šroub rotační upínky a K drát jsou používány standardní z modulárních systémů UNI-FIX a HYBRID.



Obr. 3.11: Schéma celého „prolongátoru“ [18]

### Jednostranný fixační aparát

Je také modifikací klasického aparátu. Výsledná konstrukce se skládá ze dvou duralových trubek s různými průměry. Mezi nimi je pohybový samosvorný šroub, který je připojen k pohonné jednotce popsané v předchozí kapitole, a který umožňuje vzájemné posouvání trubek. K jejím vnějším koncům jsou připojeny držáky pro uchycení na kosti pomocí šroubů.



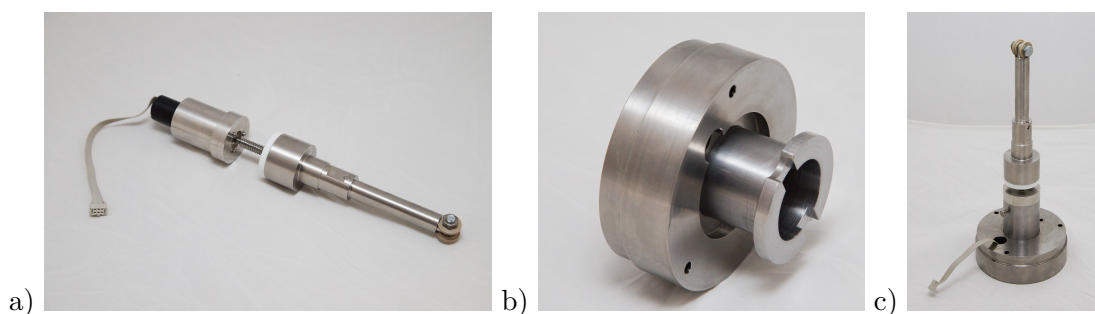
Obr. 3.12: Funkční vzor jednostranného fixačního aparátu [18]

Funkční vzorek jednostranného aparátu pro následné testování byl již vyroben (Obr. 3.12), ale v rámci této práce budou otestovány komponenty pro fixační aparát typu „Ilizarov“.

## 4. Ověření stability dílčích části fixátoru

### 4.1 Mechanické testování motoru pro Ilizarův aparát

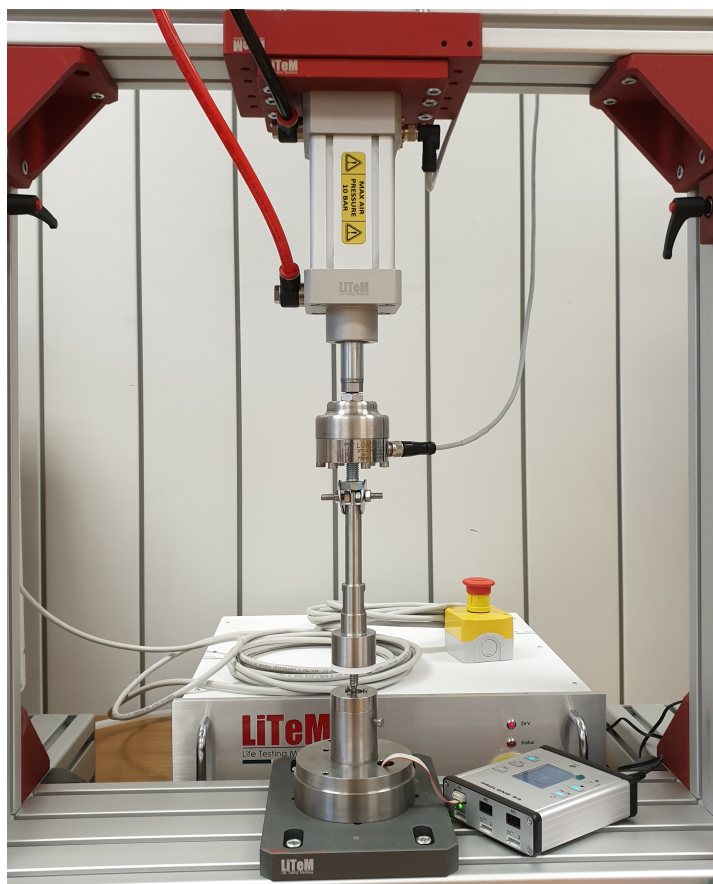
Jedním ze základních cílů práce bylo ověření funkčnosti a odolnosti spojení motoru s převodovkou pro aparát typu Ilizarov. Funkční vzorek pro testování, včetně kovového pouzdra motoru odpovídajícímu finálnímu provedení, byl vyroben ve spolupráci s firmou ProSpon spol s.r.o. Pro stabilizaci motoru po dobu zatěžování byl dodatečně vyroben fixační modul (Obr. 4.1).



Obr. 4.1: a) Motor zapuštěný do speciálního pouzdra, b) fixační modul pro stabilizaci, c) kompletní systém připravený k zatěžování

#### 4.1.1 Průběh dynamického testu

Vlastní měření probíhalo v laboratoři biomechaniky při katedře mechaniky na stavební fakultě ČVUT v Praze. Zkouška byla provedena na vertikálním dvousloupkovém zatěžovacím stroji LiTeM Vertical Double Column VDC A-6 s pneumatickým válcem AA63-50 se silovým snímačem. Zkušební stroj odpovídá ISO 7500-1 a umožňuje posuv příčnicku konstantní rychlostí. Řízení a průběh testu byly vedeny prostřednictvím SW RTC 9001 od dodavatele LiTem. K doplňkovému zaznamenání rozměrů bylo použito digitální posuvné měřítko Festa a digitální vnitřní teploměr/vlhkoměr.



Obr. 4.2: Umístění testovaného systému v zatěžovacím stroji LiTeM

Měření bylo rozděleno do několika fází. Všechny fáze probíhaly prostřednictvím osového zatížení na hlavici šroubovice vycházející z motoru (Obr. 4.2). První fáze měření simulovala odolnost celého systému vůči zatížení při spuštění cyklování a současném konstantním zatížením silou o rozsahu 100 - 300 N. Pro každou ze zvolených sil (volba byla provedena s ohledem na očekávané zatížení jednoho motoru v reálném nasazení) bylo provedeno celkem pět opakování. Opakováním je rozuměno pětkrát se opakující rytmus 60 sekund samotného cyklování, následované 60 sekundami pauzy. Jednotlivé cykly byly:

- zatížení 100 N, amplituda cyklování 400  $\mu\text{m}$ ,
- zatížení 150 N, amplituda cyklování 400  $\mu\text{m}$ ,
- zatížení 200 N, amplituda cyklování 400  $\mu\text{m}$ ,
- zatížení 250 N, amplituda cyklování 400  $\mu\text{m}$ ,
- zatížení 300 N, amplituda cyklování 400  $\mu\text{m}$ .

Druhá fáze měla za úkol ověřit stabilitu celého systému při cyklickém zatěžování z pohledu pevnosti a možných poklesů soudržnosti v dílčích částech. Byl proveden test s konstantním zatížením 300 N a nepřerušovanou amplitudou cyklování motoru 200  $\mu\text{m}$  po dobu 20 minut. Před začátkem zkoušky byly upraveny parametry stroje pro eliminování velkých výchylek síly při změnách výsuvu, které se projevíly v předchozím měření. Parametry cyklu byly:

- zatížení 200 N, amplituda cyklování 200  $\mu\text{m}$ .

Třetí fáze byla zaměřena na simulaci chůze s nasazeným zařízením na dolní končetině. V tomto testu bylo zadáno přístrojem LiTeM nucené kmitání síly v určitých rozmezích. Rozsah měření byl volen tak, aby odpovídal běžnému klidnému pohybu až po extrémní zatížení, které by v reálném stavu za běžných podmínek nemělo nastat. Jednotlivé cykly byly:

- mezní zatížení max. 250 N - min. 150 N, frekvence 0,5 Hz, počet cyklů 100,
- mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 0,5 Hz, 100 cyklů,
- mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 2 Hz, 1000 cyklů,
- mezní zatížení 450 N - 350 N, frekvence 5 Hz, 1000 cyklů,
- mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 1 Hz, 3600 cyklů,
- mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 0,5 Hz, 3600 cyklů,
- mezní zatížení 500 N - 300 N, frekvence 5 Hz, 10000 cyklů,
- mezní zatížení 450 N - 150 N, frekvence 1 Hz, 11000 cyklů.

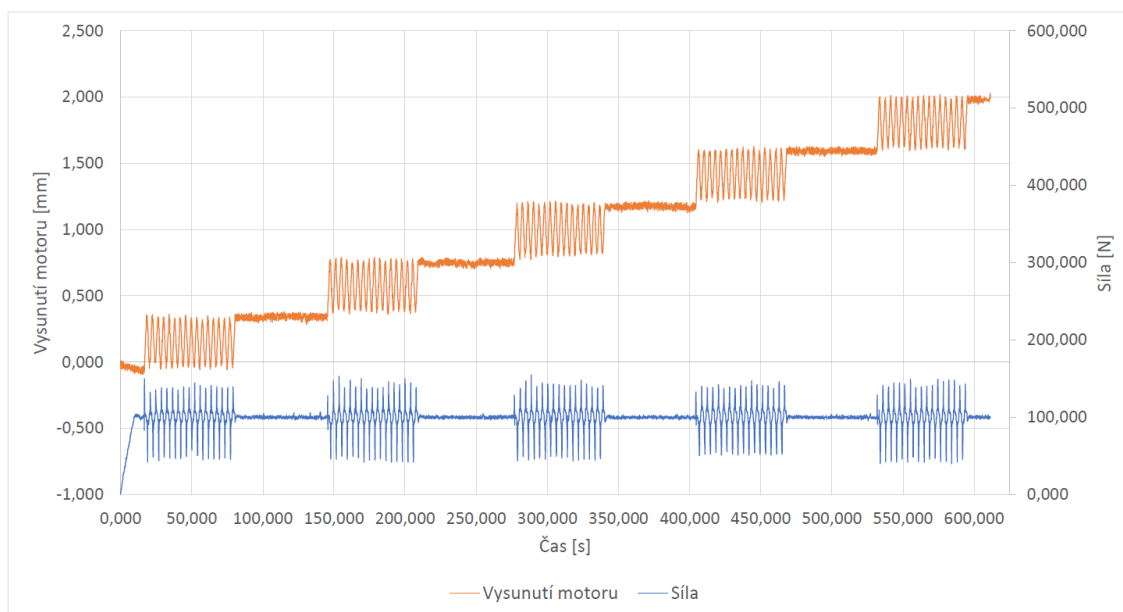
Je potřeba zmínit, že některé zatěžovací stavy ve všech fázích nevycházejí z reality. Cílem testování bylo nejen simulace pravděpodobného pohybu, ale i ověření maximální únosnosti zařízení. Během testování byly dva motory zničeny - v obou případech došlo k destrukci převodovky.

## 4.2 Výsledky

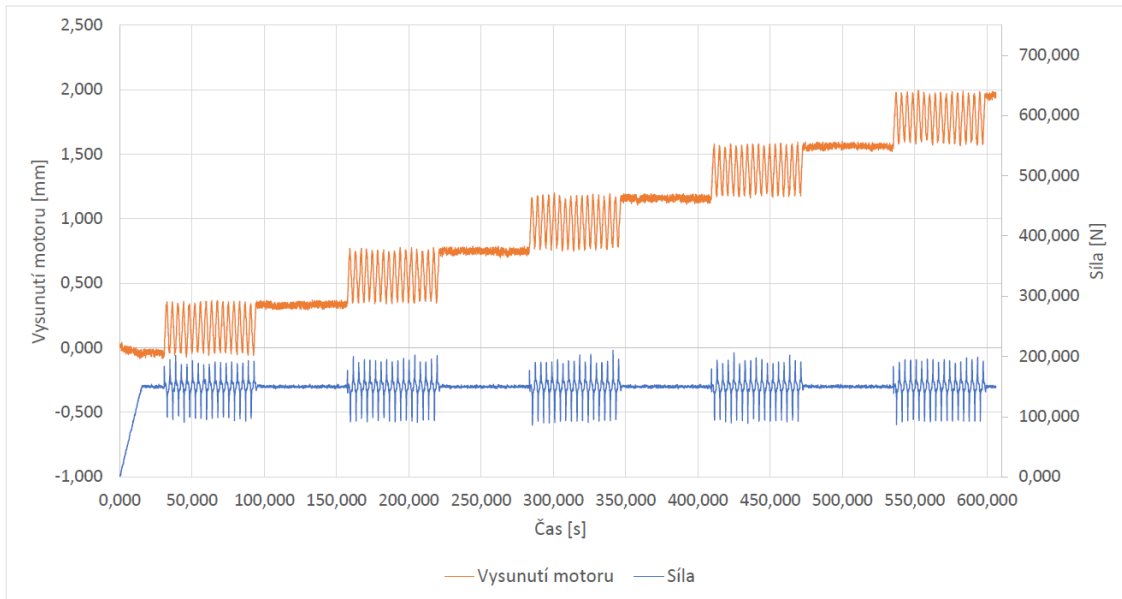
Záznam měření vytvořený pomocí SW RTC 9001 v podobě textového souboru byl zpracován v tabulkovém programu MS Excel a vyhodnocen v podobě grafů.

### 4.2.1 Fáze 1 - cyklické vysunutí motoru s konstantní silou

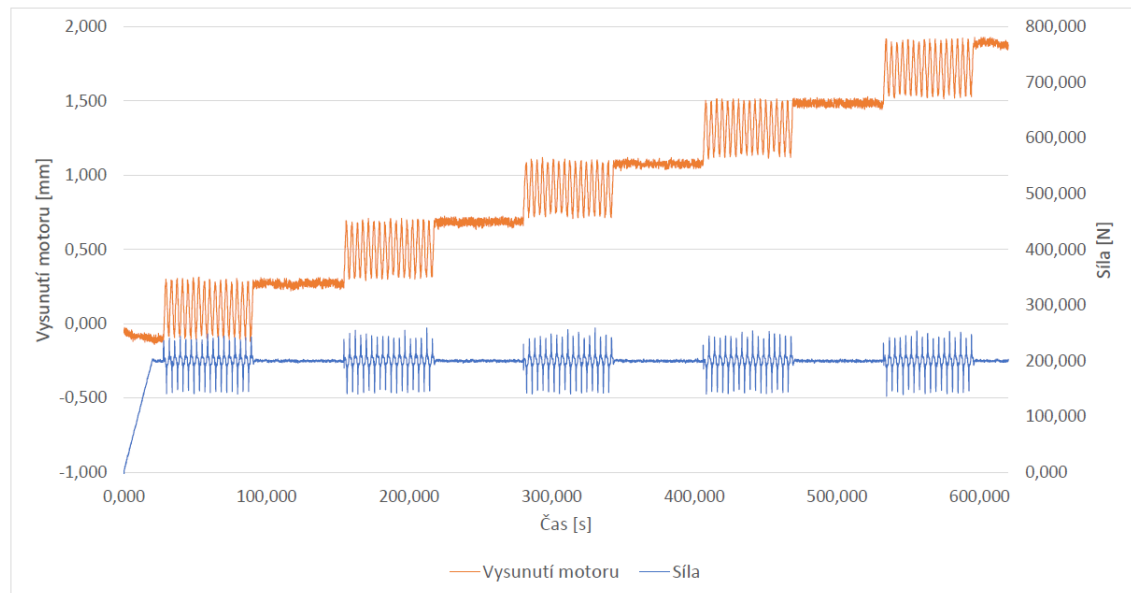
Všechny provedené analýzy v této části testování prokázaly spolehlivost systému z pohledu nežádoucích ztrát při postupném vysouvání. Nebyl prokázán viditelný pokles jednotlivých částí, a motor zvládal rovnoměrné vysouvání i při vyšším zatížení. Na grafech je patrný mírný rozptyl síly v časech cyklování - to je způsobeno zpožděním zatěžovacího stroje při cyklických změnách vyvolaných motorem prolougátoru. V dalších experimentálních fázích bylo tomuto jevu předcházeno úpravou PID parametrů predeterminujících rychlost změn při očekávaných výkyvech.



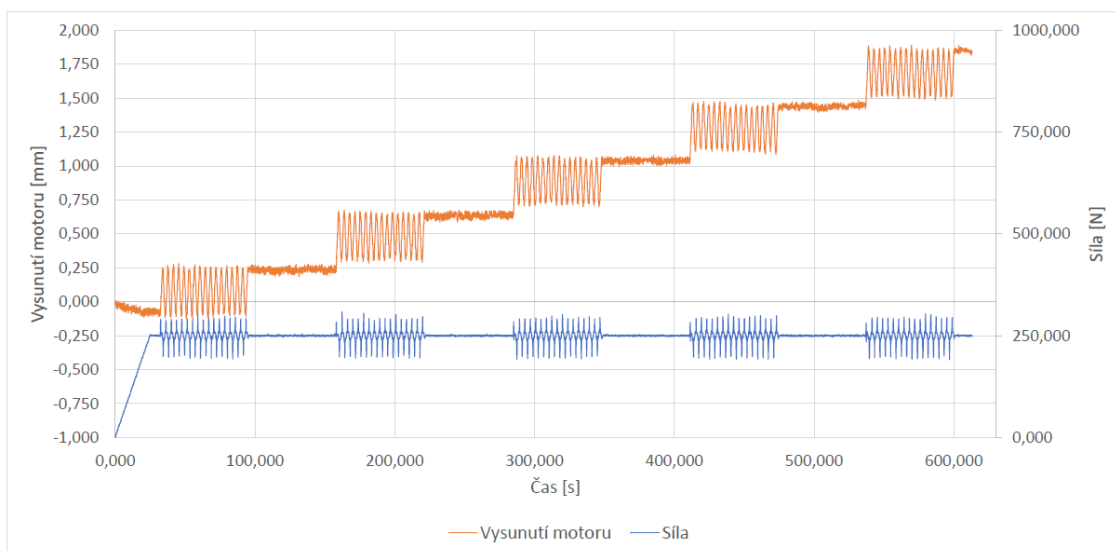
Obr. 4.3: Grafické zpracování odezvy systému při konstantním zatížení silou 100 N a cyklickém vysouvání motoru



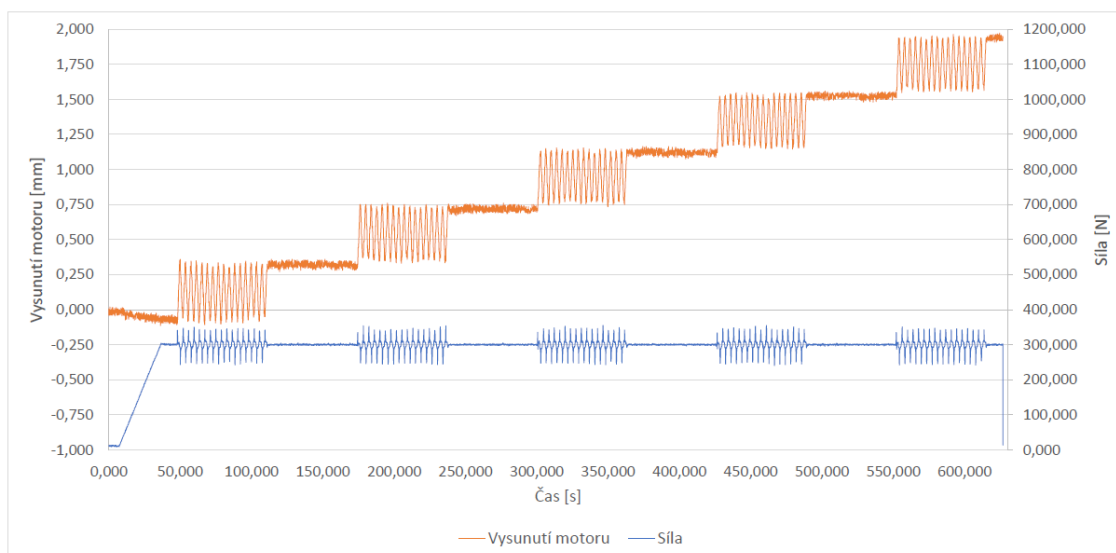
Obr. 4.4: Konstantní zatížení silou 150 N a cyklické vysouvání motoru



Obr. 4.5: Konstantní zatížení silou 200 N a cyklické vysouvání motoru



Obr. 4.6: Konstantní zatížení silou 250 N a cyklické vysouvání motoru

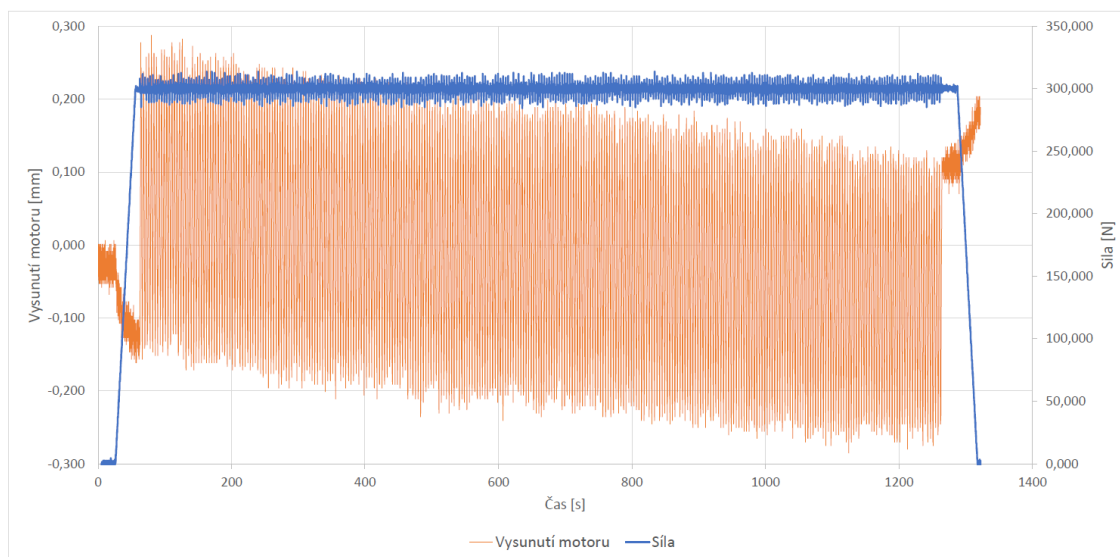


Obr. 4.7: Konstantní zatížení silou 300 N a cyklické vysouvání motoru



### 4.2.2 Fáze 2 - rovnoměrné vysouvání s konstantní silou

Zpracování střednědobého měření v délce 20 minut mělo za cíl odhalit nežádoucí vůle v celém systému. Na grafu vygenerovaném z měření (Obr. 4.8) je patrný mírný pokles deformace při konstantní síle. To je způsobeno právě mírnými vůlemi mezi jednotlivými dílci celého systému uchycení motoru a zároveň může hrát roli fakt, že při hodnotě 300 N jsme na horní hranici únosnosti motoru (dle parametrů výrobce). Při detailním ohledání je ale rovněž nutné konstatovat, že onen pokles odpovídá ztrátě cca 0,1 mm, což je v konečném důsledku zanedbatelná hodnota. Přesto je dobré s touto informací dále pracovat a při dalších optimalizacích minimalizovat případné konstrukční vůle.

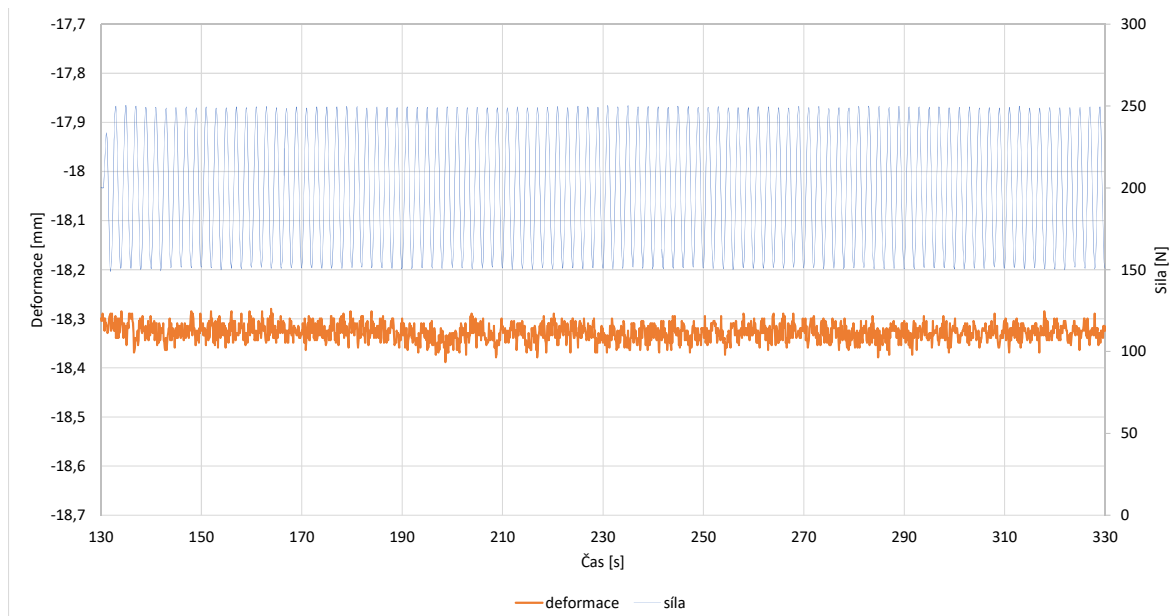


Obr. 4.8: Grafické zpracování odezvy systému při konstantním zatížení silou 300 N a rovnoměrnou cyklickou změnou deformací vyvozené zatěžovacím strojem

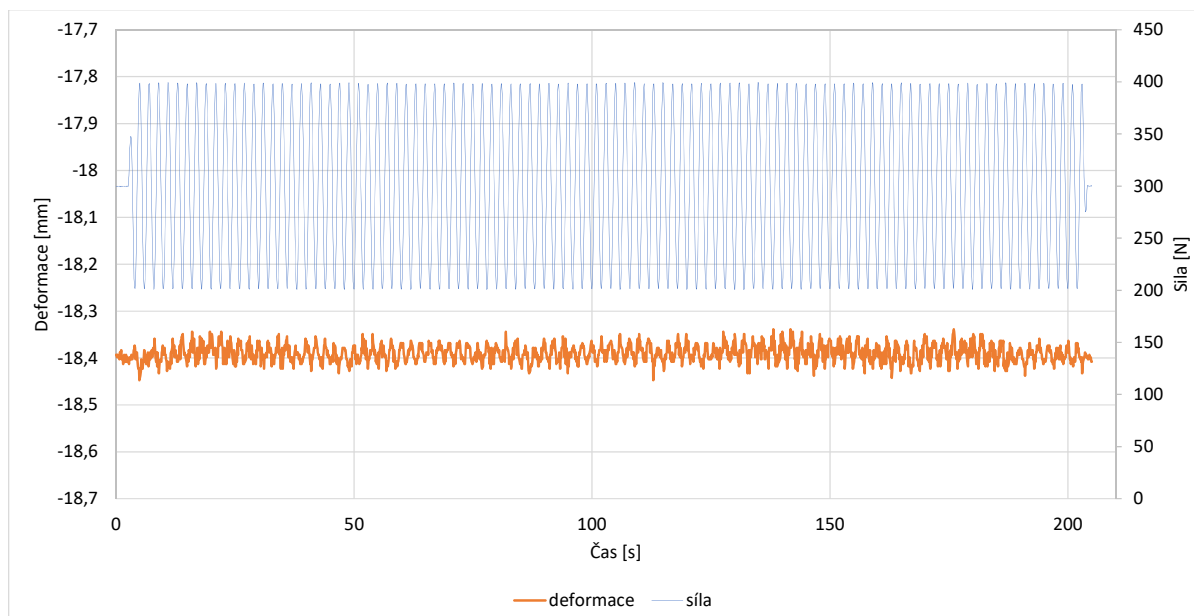
### 4.2.3 Fáze 3 - simulace pohybu cyklickou změnou síly při klidovém stavu zařízení

Třetí fáze v několika různých krocích prověřovala systém motoru s využitím cyklické změny síly, na rozdíl od předchozích dvou fází, kde bylo namáhání vyvoláno cyklickou změnou posunutí. Parametry měření byly záměrně nastavovány do absurdních limitů tak, aby byl přístroj důkladně otestován. Jak je patrné z grafů prezentovaných v této kapitole, systém motoru se choval velmi konzistentně bez výrazných posunů deformací při déle trvajícím

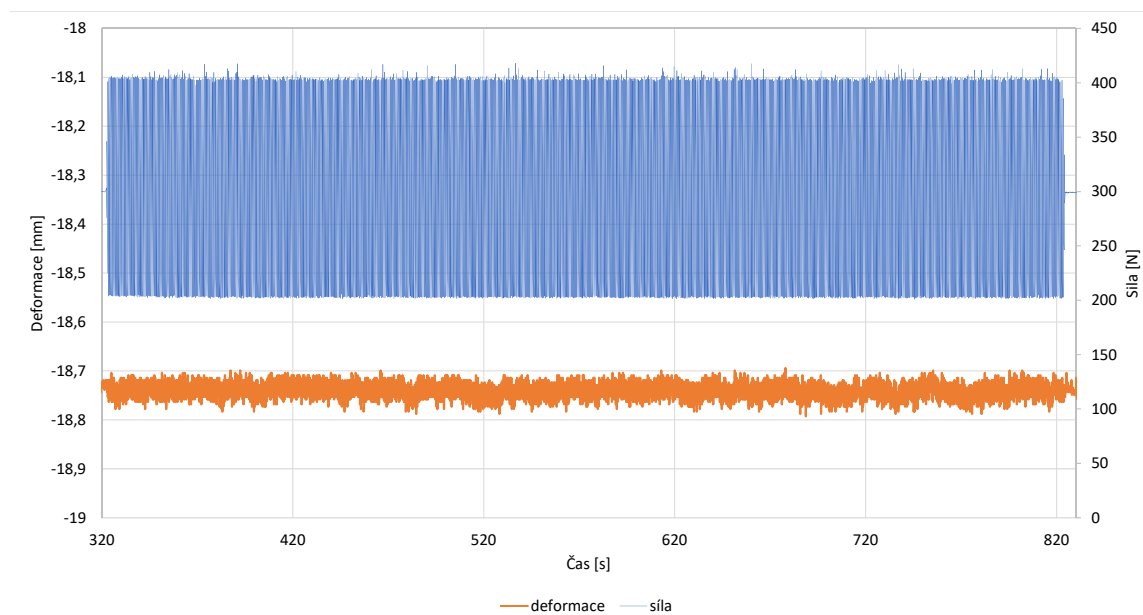
zatížení. Na odolnost systému neměl vliv rozsah maximální a minimální síly, délka měření ani frekvence s jakou bylo zatížení měněno.



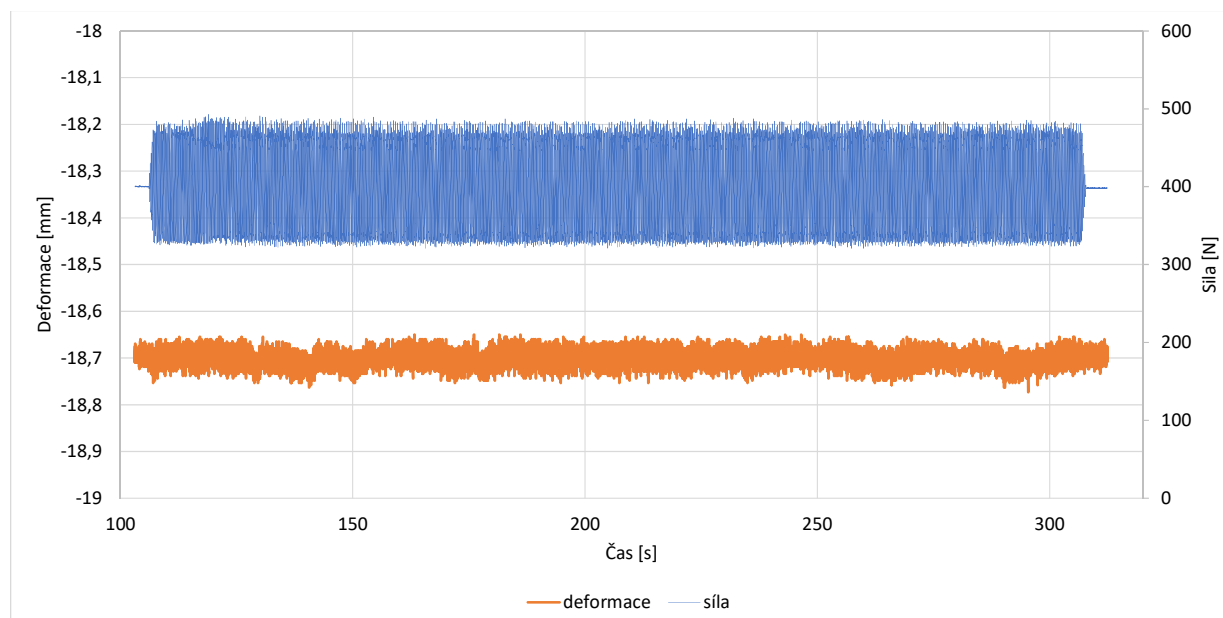
Obr. 4.9: Grafické zpracování odezvy systému při mezních zatíženích 250 N - 150 N, frekvenci 0,5 Hz, počtu cyklů 100



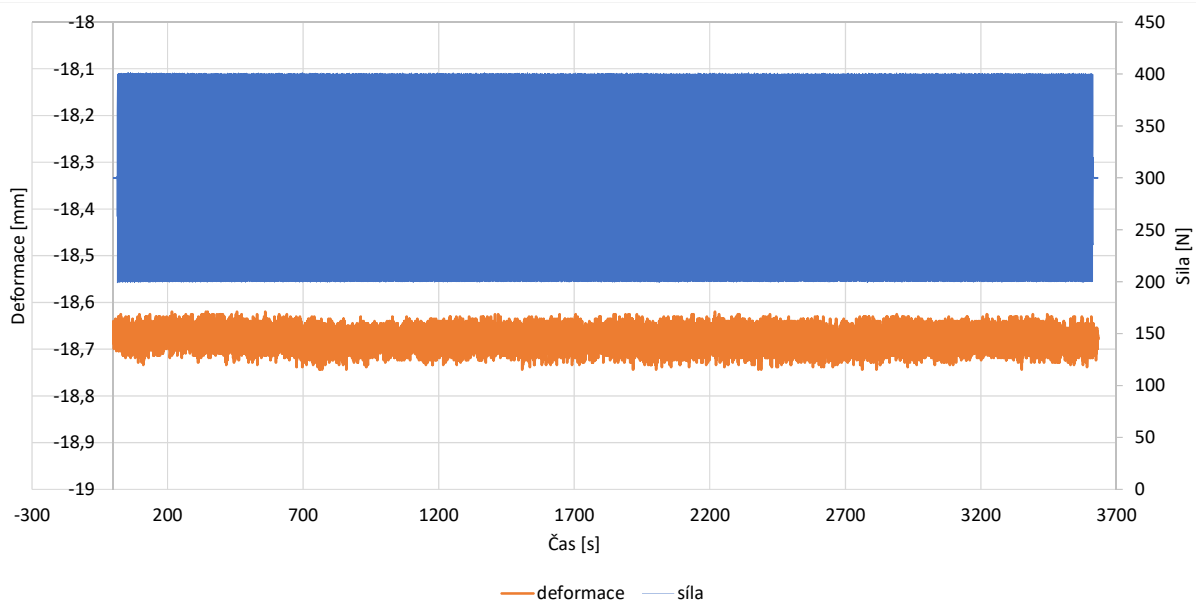
Obr. 4.10: Mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 0,5 Hz, 100 cyklů



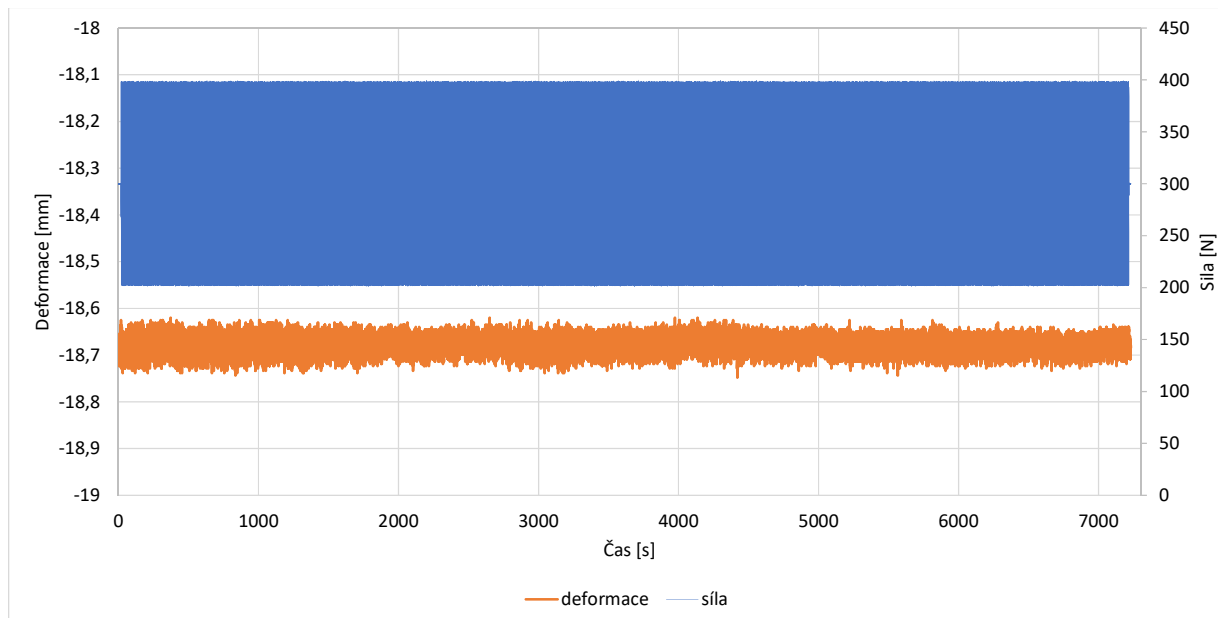
Obr. 4.11: Mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 2 Hz, 1000 cyklů



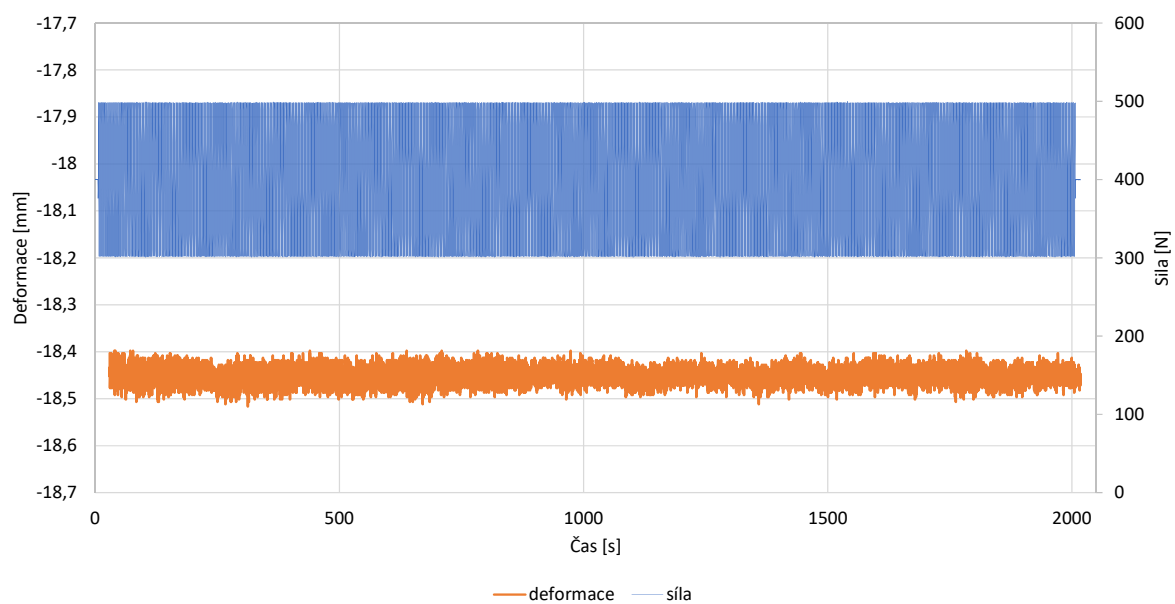
Obr. 4.12: Mezní zatížení 450 N - 350 N, frekvence 5 Hz, 1000 cyklů



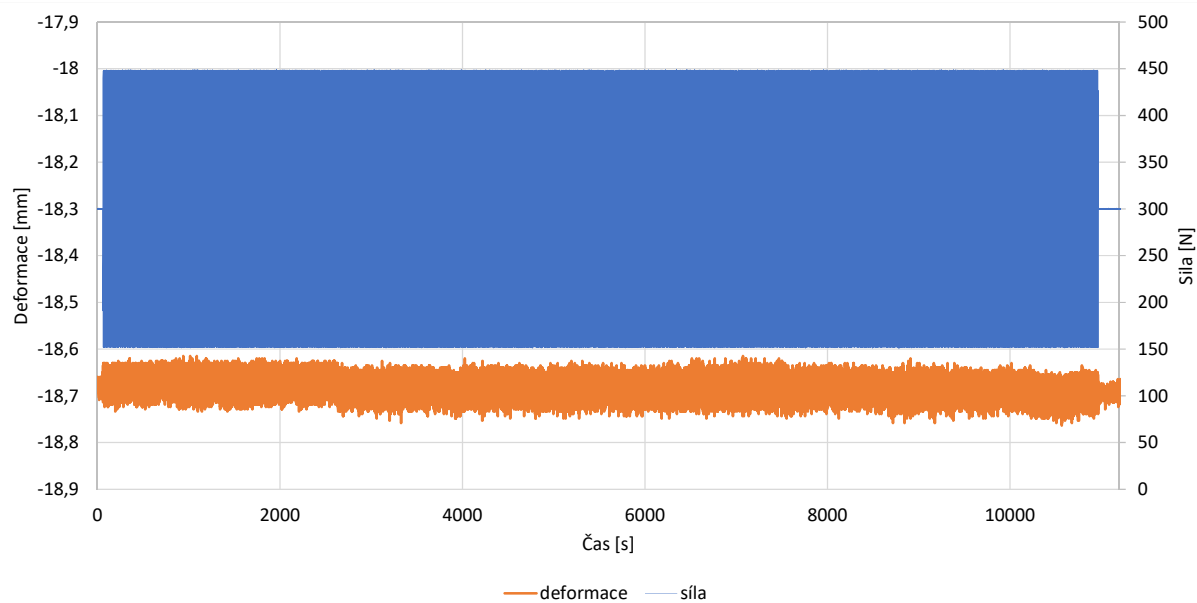
Obr. 4.13: Mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 1 Hz, 3600 cyklů



Obr. 4.14: Mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 0,5 Hz, 3600 cyklů



Obr. 4.15: Mezní zatížení 500 N - 300 N, frekvence 5 Hz, 10000 cyklů



Obr. 4.16: Mezní zatížení 450 N - 150 N, frekvence 1 Hz, 11000 cyklů

## 5. Vyhodnocení a závěr

Pro návrh kompletního funkčního fixačního aparátu je potřeba uvažovat klinické potřeby a současné konstrukční možnosti. Rychlý vývoj technologií, přesného 3D obrábění na moderních CNC strojích a elektrotechniky umožňuje komplexní řešení v jakékoliv oblasti. V této práci je popsán návrh elektronicky řízeného fixátoru, pro jehož vytvoření byly použity také znalosti principů tvorby kostní tkáně a vlivu mechanických účinků na její modelaci a remodelaci. Tento aparát urychlí proces hojení kostních zlomenin pomocí dynamicky buzených mikropohybů generovaných elektromotory, vystavěných do fixátoru.

V rámci této práce jsou otestovány dílčí komponenty nového fixačního aparátu. V laboratorích katedry mechaniky na stavební fakultě ČVUT byly provedeny různé zkoušky pro ověření funkčnosti, stability a pevnosti elektromotoru osazeného do speciálního kovového pouzdra.

Vyhodnocením výsledků lze říct, že systém je dostatečně odolný a je připraven k následnému testování kompletního zařízení. Jediným problémem bylo mírné zatlačení motoru vlivem dlouhodobějšího konstantního zatížení, což lze vysvětlit poddajností spojení převodovka-motor-závitová tyč, a v konstrukčních vřících při osazení motoru do fixačních částí. Při výrobě finálního zařízení tak bylo přikročeno k minimalizaci nepřesností a konstrukčních limitů (tento rozdíl je patrný v úpravách těla nosiče motoru na Obr. 4.1 a Obr. 6.1).

## 6. Výhled do budoucna a pokračování

Cílem této práce bylo provedení celkového přehledu problematiky a ověření stability jak částí fixačního aparátu, tak i celého systému. Testování jednoho motoru pro Ilizarův aparát bylo dokončeno, ale v důsledku pandemie nemoci COVID-19 a s tím vzniklých omezení nebylo možné pokračovat testování v plném rozsahu. V následující fázi bude testován prototyp finálního zařízení pro řízenou osteogenezi (Obr. 6.1).



Obr. 6.1: Prototyp zevního fixátoru typu Ilizarov osazený trojicí motorů s možností směrové korekce a dynamického buzení posunutí.

Prototyp je osazen dvojicí „kruhů“, které spojují tři motory. Koncové členy motorů jsou osazeny kyvnými klouby na konci šroubovice tak, aby bylo možné samostatným vy-

souváním jednotlivých motorů naklánět rovinu „kruhu“. Tyto náklony umožní korekce polohy kostních fragmentů a správný vývoj nově vzniklého svalku.

Další kroky v oblasti testování budou směřovány na simulace spolupůsobení fixátoru s kosti a okolními tkáněmi. Budou do něj osazeny duralové tyče spojené tažnou pružinou definované tuhosti. Tyče budou s fixačními kruhy spojeny pomocí K-drátů, jenž budou dodatečně předepruty pro zvýšení jejich tuhosti. V této fázi bude zatížení směřováno do duralových tyčí, k vyhodnocování bude zejména útlum celého systému a rozdíl napjatosti na úrovni pružiny a napjatosti v pouzdrech motorů (měřeno tenzometricky a pomocí  $\mu$ DIC).



## Literatura

- [1] LÜLLMANN-RUACH, Renate. *Histologie*. Třetí vydání. Praha: GRADA Publishing, 2012. ISBN 978-3-13-129243-8
- [2] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. Třetí vydání. Praha: Grada Publishing, 2011. ISBN 978-80-247-3817-8
- [3] BETTS, J.Gordon, Kelly A.YOUNG, James A.WISE, Eddie JOHNSON, Brandon POE, Dean H.KRUSE, Oksana KOROL, Jody E.JOHNSON, Mark WOMBLE, Peter DESAIX. *Anatomy and Physiology* [online]. Houston, Texas: OpenStax, 2013. Dostupné z: <https://openstax.org/books/anatomy-and-physiology/pages/1-introduction>
- [4] DOBLARÉ, M., J.M.GARCÍA, a M.J.GÓMEZ. Modelling bone tissue fracture and healing: a review. *Engineering Fracture Mechanics* [online]. Zář 2004, 71(13-14),1809–1840. Dostupné z: doi: 10.1016/j.engfracmech.2003.08.003
- [5] JONES, Matt S. a Ben WATERSON. Principles of management of long bone fractures and fracture healing. *Surgery (Oxford)* [online]. Únor 2020, 38(2),91–99. Dostupné z: doi: 10.1016/j.mpsur.2019.12.010
- [6] MARONGIU, Giuseppe, Andrea DOLCI, Marco VERONA a Antonio CAPONE. The biology and treatment of acute long-bones diaphyseal fractures: Overview of the current options for bone healing enhancement. *Bone Reports* [online]. Červen 2020, roč.12. Dostupné z: doi: 10.1016/j.bonr.2020.100249
- [7] LÍŠAL, Jaroslav. *Adaptace artikulární chrupavky na biomechanické účinky*. Praha, 2011. Disertační práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta stavební.

- [8] CARTER, Denis R., Gary S. BEAUPRT, Nicholas J. GIORI a Jill A. HELMS. Mechanobiology of Skeletal Regeneration. *Clinical orthopaedics and related research*. Říjen 1998, roč.355,41–55.
- [9] CLOOTS, R.J.H. *Simulation of Tissue Differentiation during Fracture Healing: Investigation of the importance of modelling cell migration as tissue type dependent in finite element analysis*. NECHÁPU CO TO JE. Technische universiteit Eindhoven, Faculty of Biomedical Engineering, 2005.
- [10] AMIR, Lisa R., Vincent EVERTS a Antonius L.J.J. BRONCKERS. Bone regeneration during distraction osteogenesis. *Odontology*. Červenec 2009, 97(2):63-75. Dostupé z: doi: 10.1007/s10266-009-0101-z.
- [11] LACROIX, Damien. *Simulation of tissue differentiation during fracture healing*. Dublin, 2000. Disertační práce. The University of Dublin, Department of Mechanical Engineering.
- [12] KONVALINKA, Jan. *Deformačně napětová analýza femuru s distračním intramedulárním hřebem*. Brno, 2017. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství.
- [13] САМУСЕНКО, Д.В., А.Г. КАРАСЕВ, И.И. МАРТЕЛЬ, В.В. ШВЕДОВ, С.П. БОЙЧУК. Метод Илизарова в этапном лечении пострадавших с сочетанной травмой и множественными переломами. *Политравма*. Вреzen 2014, č.1. Dostupné z: <https://cyberleninka.ru/article/n/metod-ilizarova-v-etapnom-lechenii-postradavshih-s-sochetannoy-travmoy-i-mnozhestvennymi-perelomami>
- [14] ШУКУРОВ, Э.М. Аппараты внешней фиксации в системе лечения множественных переломов костей нижних конечностей. *Гений ортопедии*. 2011, č.4. Dostupné z: <https://cyberleninka.ru/article/n/apparaty-vneshney-fiksatsii-v-sisteme-lecheniya-mnozhestvennyh-perelomov-kostey-nizhnih-konechnostey>
- [15] DENK, František. *Vliv biomechanických účinků na regulaci syntézy extracelulární matrix v interfragmentálním svalku při prodlužování dlouhých kostí*. Praha, 2014. Disertační práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta Stavební.
- [16] ČEJKA, Zdeněk, Tomáš GOLDMANN, František DENK a Aleš JÍRA. *Odborná zpráva o postupu prací a dosažených výsledcích za rok 2017*. Projektu „Modulární zevní

- fixační aparát pro elektronickou distrakci a permanentní biomechanickou stimulaci urychlující novotvorbu kostní tkáně“. Výzkumná zpráva pro TAČR. Praha, 2017.
- [17] ČEJKA, Zdeněk, Tomáš GOLDMANN, František DENK a Aleš JÍRA. *Odborná zpráva o postupu prací a dosažených výsledcích za rok 2018*. Projektu „Modulární zevní fixační aparát pro elektronickou distrakci a permanentní biomechanickou stimulaci urychlující novotvorbu kostní tkáně“. Výzkumná zpráva pro TAČR. Praha, 2018.
- [18] ČEJKA, Zdeněk, Tomáš GOLDMANN, František DENK a Aleš JÍRA. *Odborná zpráva o postupu prací a dosažených výsledcích za rok 2019*. Projektu „Modulární zevní fixační aparát pro elektronickou distrakci a permanentní biomechanickou stimulaci urychlující novotvorbu kostní tkáně“. Výzkumná zpráva pro TAČR. Praha, 2019.

## Seznam obrázků

2.1	Stavba kosti . . . . .	8
2.2	Kostní tkáň . . . . .	9
2.3	Orientační mezní zatížení pažní kosti . . . . .	10
2.4	Typy zlomů . . . . .	11
2.5	Typy hojení . . . . .	11
2.6	Fáze hojení svalkem . . . . .	12
2.7	Vliv mechanických účinků na hojení kostí . . . . .	14
3.1	Současné aparáty: Ilizarův a jednostranný . . . . .	15
3.2	Příklad zatěžovacího cyklu . . . . .	17
3.3	Současné fixátory vyráběné firmou ProSpon . . . . .	17
3.4	Schéma pohonu pro jednostranný fixátor . . . . .	19
3.5	Komponenty pro jednostranný fixátor . . . . .	19
3.6	Schéma pohonu pro Ilizarův aparát . . . . .	20
3.7	Komponenty pro Ilizarův aparát . . . . .	20
3.8	Schéma navrhovaného elektronického zařízení . . . . .	22
3.9	Schéma posuvníku . . . . .	23
3.10	Konečný návrh distrakčních kruhů . . . . .	23
3.11	Schéma celého Ilizarova aparátu . . . . .	24
3.12	Funkční vzor jednostranného fixačního aparátu . . . . .	25
4.1	Přípravek pro testování . . . . .	26
4.2	Umístění testovaného systému v zatěžovacím stroji LiTeM . . . . .	27
4.3	Grafické zpracování odezvy systému při konstantním zatížení silou 100 N a cyklickém vysouvání motoru . . . . .	29
4.4	Konstantní zatížení silou 150 N a cyklické vysouvání motoru . . . . .	30

4.5	Konstantní zatížení silou 200 N a cyklické vysouvání motoru . . . . .	30
4.6	Konstantní zatížení silou 250 N a cyklické vysouvání motoru . . . . .	31
4.7	Konstantní zatížení silou 300 N a cyklické vysouvání motoru . . . . .	31
4.8	Grafické zpracování odezvy systému při konstantním zatížením silou 300 N a rovnoměrnou cyklickou změnou deformací vyvozené zatěžovacím strojem .	32
4.9	Grafické zpracování odezvy systému při mezních zatíženích 250 N - 150 N, frekvenci 0,5 Hz, počtu cyklů 100 . . . . .	33
4.10	Mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 0,5 Hz, 100 cyklů . . . . .	33
4.11	Mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 2 Hz, 1000 cyklů . . . . .	34
4.12	Mezní zatížení 450 N - 350 N, frekvence 5 Hz, 1000 cyklů . . . . .	34
4.13	Mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 1 Hz, 3600 cyklů . . . . .	35
4.14	Mezní zatížení 400 N - 200 N, frekvence 0,5 Hz, 3600 cyklů . . . . .	35
4.15	Mezní zatížení 500 N - 300 N, frekvence 5 Hz, 10000 cyklů . . . . .	36
4.16	Mezní zatížení 450 N - 150 N, frekvence 1 Hz, 11000 cyklů . . . . .	36
6.1	Prototyp zevního fixátoru typu Ilizarov . . . . .	38