



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ÚSTAV MECHANIKY TĚLES, MECHATRONIKY A BIOMECHANIKY

INSTITUTE OF SOLID MECHANICS, MECHATRONICS AND BIOMECHANICS

AUTOMATICKÉ PROTETICKÉ LŮŽKO

AUTOMATIC PROSTHETIC BED

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Kryštof Stojan

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Formánek

BRNO 2024

Zadání bakalářské práce

Ústav: Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky
Student: **Kryštof Stojan**
Studijní program: Mechatronika
Studijní obor: bez specializace
Vedoucí práce: **Ing. Martin Formánek**
Akademický rok: 2023/24

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č.111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma bakalářské práce:

Automatické protetické lůžko

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Práce se zabývá realizací samo–stahujícího protetického lůžka pro pacienty s transradiální amputací horní končetiny. Zejména u pacientů s oboustrannou amputací horních končetin je nasazení a manuální dotahování lůžka bez pomoci další osoby problematická činnost.

Nově navržené lůžko bude dotahováno motorem s převodovkou, přičemž kontrola dotažení bude zajištěna tenzometry a odčítáním proudu motoru. Student navrhne konstrukci, řídicí i výkonovou jednotku a vytvoří firmware pro nastavení míry utažení lůžka koncovým uživatelem. Práce s MYO senzory, které budou umístěny uvnitř lůžka, nebude součástí práce, ale navržená řídicí jednotka protetického lůžka bude umožňovat komunikaci s hlavní řídicí jednotkou celé myoelektrické protézy.

Cíle bakalářské práce:

1. Proveďte rešerši konstrukcí protéz horních končetin
2. Navrhněte mechanickou konstrukci protetického lůžka včetně převodovky navíjení utahovacího lanka protetického lůžka. Vyberte vhodné sensory pro měření proudu a přetvoření.
3. Navrhněte desku plošných spojů obsahující mikrokontrolér a výkonovou elektroniku pro řízení vybraného DC motoru.
4. Vytvořte řídicí program mikrokontroléru, který bude komunikovat s nadřazenou řídicí jednotkou a umožní nastavit míru dotažení lůžka.
5. Otestujte funkčnost navrženého systému.

Seznam doporučené literatury:

[1] Bella J. May EdD PT CEEAA FAPTA, Margery A. Lockard PT PhD. Prosthetics & Orthotics in Clinical Practice: A Case Study Approach. ISBN-10: 0803622570, ISBN-13: 978-0803622579.

[2] ASHOK MUZMADAR, Powered Upper Limb Prostheses: Control, Implementation and Clinical Application. ISBN-10: 3540404066 ISBN-13: 978-3540404064. Publisher: Springer; 1 edition (February 12, 2004).

Termín odevzdání bakalářské práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2023/24

V Brně, dne

L. S.

prof. Ing. Jindřich Petruška, CSc.
ředitel ústavu

doc. Ing. Jiří Hlinka, Ph.D.
děkan fakulty

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá návrhem a výrobou automatického protetického lůžka. Cílem je návrh lůžka, desky plošných spojů, mechanismu utahování a řídicího programu. Celý systém je nakonec s pacientem otestován.

Klíčová slova

Automatické protetické lůžko, DC motor, trans radiální amputace, 3D tisk

ABSTRACT

This thesis focuses on development and making of an automatic prosthetic socket. The aim is to design prosthetic socket, circuit board, closing mechanism and firmware. At the end the whole system is tested on a patient.

Key words

Automatic prosthetic socket, DC motor, transradial amputation, 3D print

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

STOJAN, Kryštof. *Automatické protetické lůžko*. Brno, 2024. Dostupné také z: <https://www.vut.cz/studenti/zav-prace/detail/157381>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky. Vedoucí práce Martin Formánek.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem *bakalářskou práci* na téma **Automatické protetické lůžko** vypracoval samostatně s použitím odborné literatury a pramenů, uvedených v seznamu, který tvoří přílohu této práce.

Datum

Jméno a příjmení

PODĚKOVÁNÍ

Děkuji tímto Ing. Martinu Formánkovi za cenné připomínky a rady, které mi poskytl při vypracování závěrečné práce. Dále bych rád poděkoval mé rodině a přátelům, kteří mě po celou dobu studia podporovali. Jmenovitě bych rád poděkoval Vítu Penkovi, za poskytnutý catering. V neposlední řadě bych rád poděkoval mé kočce, Emě, za mentální podporu v obtížných situacích, jakou by žádný člověk nedokázal.

OBSAH

1	Úvod.....	11
2	Rešerše	12
	2.1 Protézy horních končetin	12
	2.1.1 Způsoby fixace protetických končetin	12
	2.1.2 Výroba kompresního protetického lůžka	13
	2.1.3 Fixace protetické končetiny za kostní čep	15
	2.1.4 Fixace protetických končetin pomocí popruhů a korsetů	15
	2.2 Tenzometrie	16
	2.2.1 Výběr fóliového tenzometru dle aplikace	16
	2.2.2 Příprava povrchu	17
	2.2.3 Lepení tenzometru.....	17
3	Návrh automatického lůžka	18
	3.1 Vnitřní vložka a vnější lůžko	18
	3.2 Modul dotahování	20
	3.2.1 Výběr DC motoru.....	20
	3.2.2 Skříň modulu dotahování	22
	3.3 Senzor kontroly uvolnění.	23
	3.4 Deska plošných spojů.....	25
	3.4.1 Mikrokontroler	25
	3.4.2 Napájení	26
	3.4.3 Komunikace	26
	3.4.4 Zesílení a převod signálu senzoru uvolnění	27
	3.4.5 Řízení stejnosměrného motoru a odčítání proudu.....	28
	3.4.6 Rozložení komponent a vrstev desky.....	28
	3.4.7 Alokace pinů mikrokontroleru	29
4	Firmware	30
	4.1 Konfigurace mikrokontroleru STM32CubeMX	30
	4.1.1 Takt procesoru.....	30
	4.1.2 Časovač 1	30
	4.1.3 Časovač 2	30
	4.1.4 Analog–digitální převodník 1	30
	4.1.5 Komunikace	31
	4.2 Koncept	31
	4.3 HX711	32
	4.4 Zpracování příkazu	32
	4.5 Nastavení míry dotažení.....	33
	4.6 Utažení	33
	4.7 Uvolnění.....	34
	4.8 Kontrola míry dotažení	35
5	Otestování systému	37
	ZÁVĚR	40
	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	41

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ	43
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK	44
SEZNAM OBRÁZKŮ	45
SEZNAM TABULEK	46
SEZNAM PŘÍLOH	47

1 Úvod

Pacienti s amputací horní končetiny musí velmi často spoléhat na pomoc druhé osoby, a to na denní bázi. Tento problém, alespoň částečně, řeší náhradní protetické končetiny, které umožňují jistou míru samostatnosti, při vykonávání každodenních činností. U pacientů s oboustrannou amputací horních končetin však nastává k problému se samostatným nasazením zmíněných protéz.

Běžné protetické lůžko, dostupné pro trans radiální amputace, funguje na principu komprese pahýlu a aretace za loketní kloub. Tohoto je docíleno pomocí vtažení pahýlu do dutiny lůžka s menším objemem, než je objem samotné končetiny. Proces nasazení je značně náročný na jemnou motoriku, z důvodů dále rozvedených v sekci 2.2.

Dalším problémem je průběžná změna pahýlu. Protetická lůžka jsou spotřebním materiálem a je třeba je periodicky obměňovat či upravovat, kvůli fyziologickým změnám, nebo mechanickému opotřebení.

Tato práce je zaměřena na návrh a kompletaci 3D tištěného systému automatického protetického lůžka, pro pacienta s oboustrannou trans radiální amputací, s ohledem na jednoduchost nasazení. Celý utahovací systém je ve formě modulu, což umožní demontáž ze starého a montáž na nové lůžko na míru.

2 Rešerše

2.1 Protézy horních končetin

Protetické končetiny se dají rozdělit na dva typy, pasivní a aktivní. Pasivní protézy (Obr. 1) jsou z převážné části spíše kosmetickými doplňky, sloužící k zamaskování postižení, avšak jsou do určité míry i prakticky využitelné pro motoricky nenáročné činnosti. Mohou disponovat jednoduchým, manuálně ovládaným, mechanismem pro sevření a rozevření dvou či více prstů, nebo i otočným kloubem pro změnu natočení zápěstí.



Obr. 1: Pasivní protetická paže [1]

Aktivní protézy (Obr. 2) mají za účel co nejlépe nahradit schopnosti zdravé ruky. Jako rozhraní mezi mozkem a mechanikou mohou sloužit například myo elektrické senzory, snímající svalovou aktivitu. Na základě impulsů je uživatel schopen ovládat jednotlivé funkce, gesta a úchopy.



Obr. 2: Aktivní protetická paže firmy Z-Bionics S.R.O. [2]

2.1.1 Způsoby fixace protetických končetin

V současné době je v praxi používáno několik způsobů pro upevnění náhradní protetické končetiny k uživateli. Některé tyto metody jsou: pásy a popruhy, podtlakové uchycení, nebo připevnění k chirurgicky implantovanému kostnímu čepu. Nejčastějším způsobem je však forma protetického lůžka, fungujícího na principu komprese, a v případě trans radiální amputace horní končetiny ještě aretace za loketní kloub (Obr. 3). Jedná se totiž o dobrý kompromis mezi jednoduchostí, adekvátní fixací a cenou.



Obr. 3: Protetické lůžko pro trans radiální amputaci levé horní končetiny[3]

Narozdíl od implantovaného kostního čepu nedisponuje tak silnou fixací, avšak na druhou stranu se jedná o neinvazivní způsob bez nutnosti dodatečných chirurgických zákroků. Taky eliminuje nutnost postroje pro uchycení popruhů. Není sice třeba dodatečných zákroků, avšak při amputaci je nutno dbát na správné vytvarování pahýlu.

Nasazení tohoto stylu lůžka je však velice problematické, obzvláště pro pacienty s oboustrannou amputací. Vnitřní dutina má značně menší objem, než je objem uvolněného pahýlu, proto je za potřeby nejprve vsunout zbylou část končetiny do speciálního dvoustěnného pytle, jehož volný konec je provlečen skrz celou délku lůžka. Dále se tento konec uchytí například za kliku zavřených dveří. Zatažením za provlečenou část dochází k průběžnému stlačení a vtáhnutí do dutiny. Toto však znamená, že kdykoli chce pacient nasadit protetickou paži, musí u sebe mít zmíněný specializovaný pytel, jednu zdravou ruku pro provlečení volného konce a nejlépe i dveře.

2.1.2 Výroba kompresního protetického lůžka

Podkladem pro výrobu lůžka je sádrový odlitek pahýlu. Protetik pomocí sádrou naimpregnované gázy lehce stáhne pahýl, a následně nanáší další vrstvy. Po vytvrzení zaznačí místa krevních řečišť a vyčnívajících kostí. Tyto místa musí být odlehčena kvůli zamezení odkrvení končetiny nebo nepohodlného kontaktu s lůžkem. Výsledkem je forma pro odlití sádrové kopie (Obr. 4). Celé sádrování trvá zhruba 1 – 2 hodiny, než sádra zcela vytvrdne.



Obr. 4: Sádrový negativ a pozitiv pahýlu[3]

Na tento již získaný pozitiv je poté domodelováno prodloužení zbylé paže a následně je přetažený zahřátým plátem termoplastického materiálu (Obr. 5), který je dále upraven na konečné protetické lůžko.



Obr. 5: Sádrová kopie potažena termoplastem[3]

Tento proces může trvat pár týdnů, avšak někdy i déle, podle vytíženosti protetického centra. Při následné schůzce se s pacientem otestuje, zda má diagnostické lůžko správný tvar, popřípadě jsou zaznačeny místa pro dodatečné úpravy.

V případě lůžka pro myo elektrickou paži je po finalizaci tvaru na další schůzce zjištěna lokace pro elektrody, snímající svalové kontrakce. Elektrody jsou přitlačeny na biceps a triceps a pomocí testovacího kitu je zkontrolována síla signálu. Pokud nejsou impulsy dostatečně rozpoznatelné, je lokace elektrod pozměněna. Tento cyklus se opakuje do nalezení adekvátního umístění (

Obr. 6).



Obr. 6: Zaznačení polohy MYO senzorů

2.1.3 Fixace protetické končetiny za kostní čep

Dalším způsobem připevnění protetických končetin je fixace za titanový čep (Obr. 7), který je chirurgicky voperovaný do středu kosti. Při tomto zákroku je možná současná implantace elektrod na nervová zakončení, umožňující přímou komunikaci s náhradní paží, na rozdíl od myo sensorů, vyčítajících aktivitu svalů přes kůži.



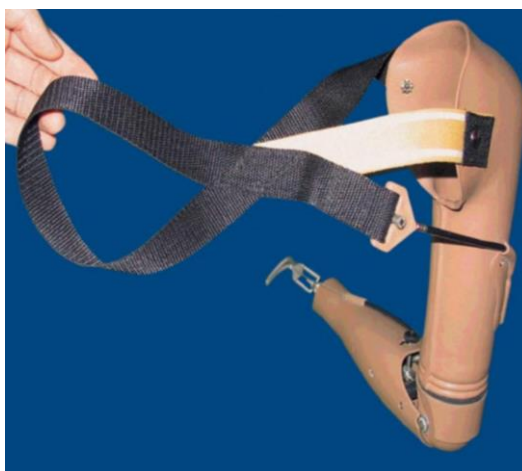
Obr. 7: Implantovaný kostní čep [4]

U pacientů s amputací pod loketním kloubem je nutnost implantace dvou separátních čepů. Kvůli vzájemnému pohybu vřeteních kostí je třeba využít pružné spojky, umožňující jejich relativní pohyb[5].

Kost je schopna prorůst skrz a kolem implantovaného čepu, avšak tkáň a kůže není schopna ránu zcela zacelit. Jedná se tedy i po zahojení o otevřenou ránu, což má za následek zvýšené riziko zánětu okolní tkáně a kvůli snadnému obnažení kosti hrozí i zánět kosti.

2.1.4 Fixace protetických končetin pomocí popruhů

U případů, kdy je horní končetina amputována skoro až u ramenního kloubu je kvůli velmi krátké délce pahýlu protetická paže přichycena pomocí popruhů obepnutých kolem trupu. (Obr. 8) Výroba samotného lůžka je velmi podobná, jako u kompresního lůžka. U tohoto způsobu fixace je běžné implementovat možnost ovládní náhradní paže pomocí táhla, které je vázané na pohyb druhé zdravé horní končetiny, či lopatek.[6]



Obr. 8: Fixace protetického lůžka horní končetiny pomocí popruhů [6]

2.2 Tenzometrie

Tenzometry jsou senzory určené pro měření přetvoření na povrchu měřených těles. Fungují na principu změny ohmického odporu v závislosti na deformaci. Jejich poměrně nízká cena a vysoká přesnost umožňuje široké spektrum využití, ať už to vyhodnocování bezpečnosti strojních součástí, měření hmotnosti, či snímání vibrací. [7]

Tenzometrie je nadřazený pojem, zaštiťující více různých druhů senzorů. Nejpoužívanější z nich jsou tenzometry kovové, polovodičové a fóliové.

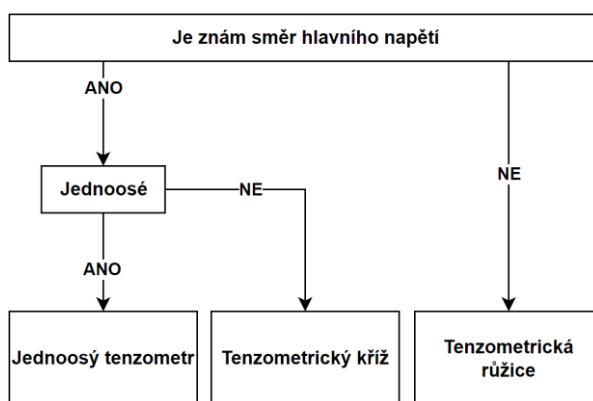
Kovové tenzometry jsou vyrobeny z odporového drátu, například z konstantanu, a mají podobu mnohonásobné vlásenky. Jejich výroba je poněkud náročná v případě, kdy se jedná o senzor přiložený, kdy je nutnost ručně namotat samotnou mřížku senzoru kolem keramických hřebínků. Výhoda tohoto přiloženého senzoru, oproti lepenému, je přímé přenesení deformace přímo na mřížku.[8]

Fóliové tenzometry jsou v praxi nejrozšířenější. Jsou dostupné v mnoha tvarech, konfiguracích a nominálních odporech. Jejich charakteristika je parabolická, avšak pro malé deformace, u mřížky vyrobené z konstantanu například do 150 000 $\mu\text{m/m}$, ji můžeme považovat za lineární, kdy odchylka změřeného a reálného přetvoření je zanedbatelná.[9]

Polovodičové tenzometry bývají vyrobeny z křemíku či germania. Mají mnohonásobně vyšší citlivost, rozsah měřeného odporu a silnější výstupní signál. Oproti fóliovým, či kovovým tenzometrům totiž nemění svůj odpor pouze v závislosti na změně geometrie, ale také díky piezodoporovému jevu, kdy PN přechod použitého polovodiče mnohem silněji mění odpor, což vede k vyššímu úbytku napětí.[8]

2.2.1 Výběr fóliového tenzometru dle aplikace

Fóliové tenzometry se vyrábí v mnoha různých kombinacích geometrií, počtu mřížek, jmenovitých odporů a k faktorů. Při výběru geometrie a počtu mřížek senzoru se dá postupovat podle následujícího diagramu. (Obr. 9)



Obr. 9: Výběr tenzometru dle očekávaného směru hlavního napětí[10]

Po výběru správného typu je třeba určit materiál mřížky a nosiče. Pro experimentální účely je vhodné použít mřížku z konstantanu s polyamidovým nosičem. Tyto tenzometry jsou robustní a pružné, umožňující použití i v náročnějších podmínkách. U výrobce HBK je tato řada označena jako „Y“.[10]

Jmenovitý odpor senzoru se pohybuje od 120Ω do $1k\Omega$. Nižší hodnoty podléhají menšímu rušení a změnám vodivosti izolace, vyšší hodnoty poskytují nižší vliv odporu vodičů a kontaktů na měřený signál s nižším odskokem teplot v důsledku vlastním ohřevu, jelikož proud samotným senzorem je díky vyššímu odporu snížen.[10]

2.2.2 Příprava povrchu

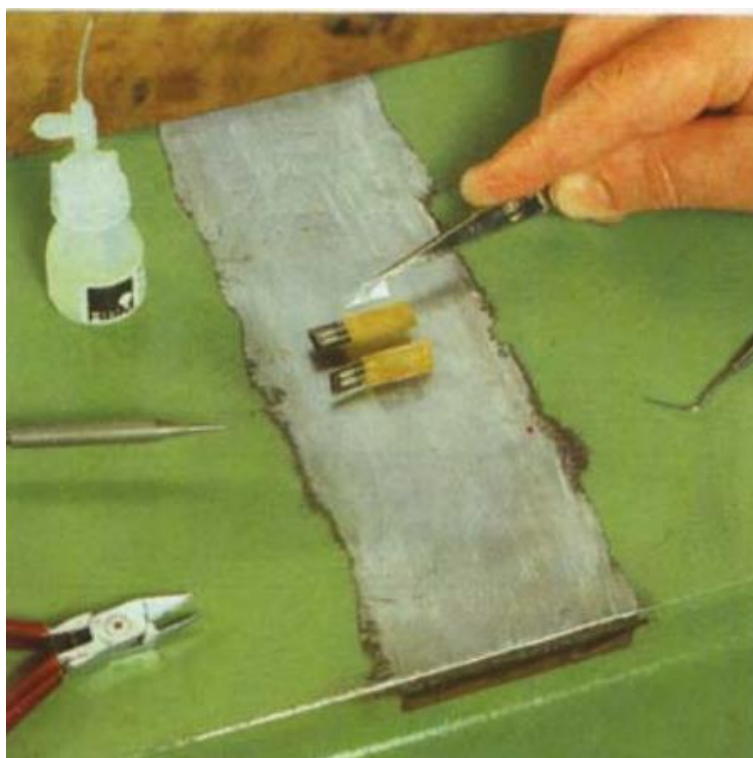
Prvním krokem je přichystání povrchu měřeného tělesa. Měřená oblast je zbavena laku, barvy či rzi. Případné nedokonalosti povrchu jako rýhy, škrábance či kavitace jsou potřeba vybrousit a zarovnat.

Po mechanické úpravě je povrch chemicky očištěn a odmaštěn. K těmto účelům je vhodné použít silná rozpouštědla jako například aceton, methylethylketon, toluen. Tyto čistidla nesmí po vypaření zanechávat žádná residua.

Pro lepší adhezi je povrch následně zdrsňen. Pokud je možno, je tento krok proveden pískováním, či chemickým leptáním, avšak v pracovních podmínkách postačí smirkový papír o zrnitosti 180-300. Následně je třeba opětovné čištění. Zdrsňení povrchu je provedeno krátce před nalepením, pro omezení oxidace.

2.2.3 Lepení tenzometru

Tenzometr je uložen na měřený povrch, kdy se i s integrovanými pájecími plochami přilepí lepicí páskou. Následně se tenzometry i s páskou odklopí tak, aby kousek pásky zůstal přilepený k povrchu tělesa (Obr. 10). Na požadované místo je nanášeno dostatečné množství lepidla, cca 0.5–0.8 mm. Tenzometr se s páskou opětovně přitiskne na původní místo a je přitisknut silou 10–20 N po dobu 20–30 min.[9]



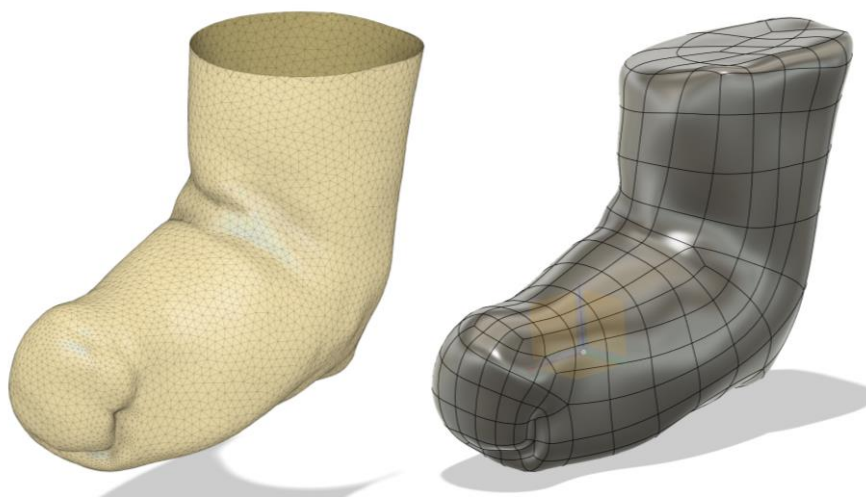
Obr. 10: Lepení tenzometru

3 Návrh automatického lůžka

3.1 Vnitřní vložka a vnější lůžko

Protetická část lůžka je rozdělena na dva díly, vnitřní vyjmutelnou vložku a vnější pevnou skořepinu. U běžných lůžek jsou tyto části pevně spojeny v jeden celek, avšak kvůli zjednodušení nasazování jsem se rozhodl je separovat.

Podkladem pro geometrii vnitřní vložky byl 3D sken pacientova pahýlu (Obr. 11) zhotoveném pomocí skeneru Shining 3D EinScan H2[11]. Výsledkem je síť, se kterou většina CAD programů neumí velice dobře pracovat, proto byla nutnost model nejprve převést na použitelný formát. K tomu byl využit doplňkový balíček „Design Extension“ v programu Fusion360, který umožňuje převedení organických síťových modelů na tělesa, vytvořená ze zakřivených ploch (Obr. 11). Jedná se o aproximaci, avšak zachovaná přesnost tvaru je adekvátní.



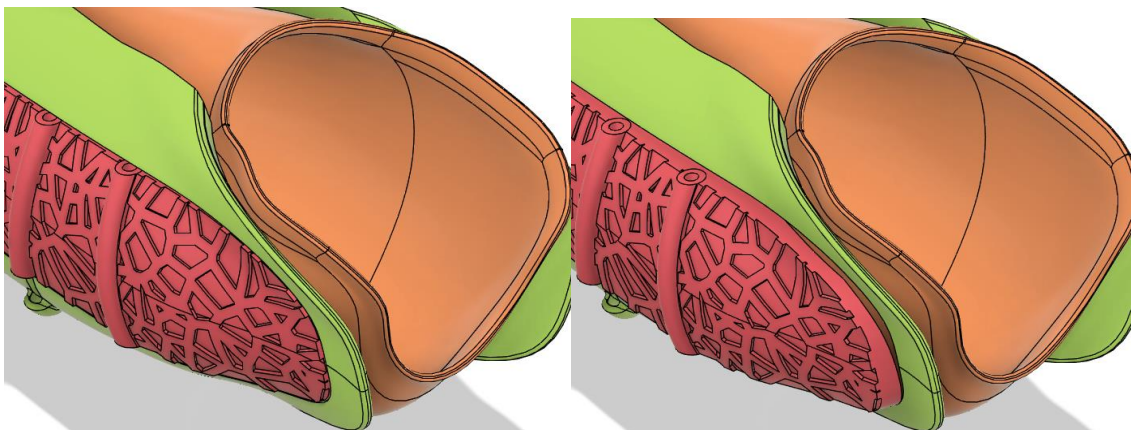
Obr. 11: 3D sken pahýlu a model stávající ze zakřivených ploch

Výsledná vnitřní vložka (Obr. 12) má přibližný tvar samotného pahýlu s lehce zmenšeným vnitřním objemem pro dobrý kontakt s pahýlem. Na straně původní vřetení kosti je umístěn čep, zajišťující společnou aretaci obou částí lůžka. Materiál byl zvolen TPE-90A. Pro jeho nezávadnost je často využíván pro výrobu hraček, medicínských zařízení a kuchyňských pomůcek.



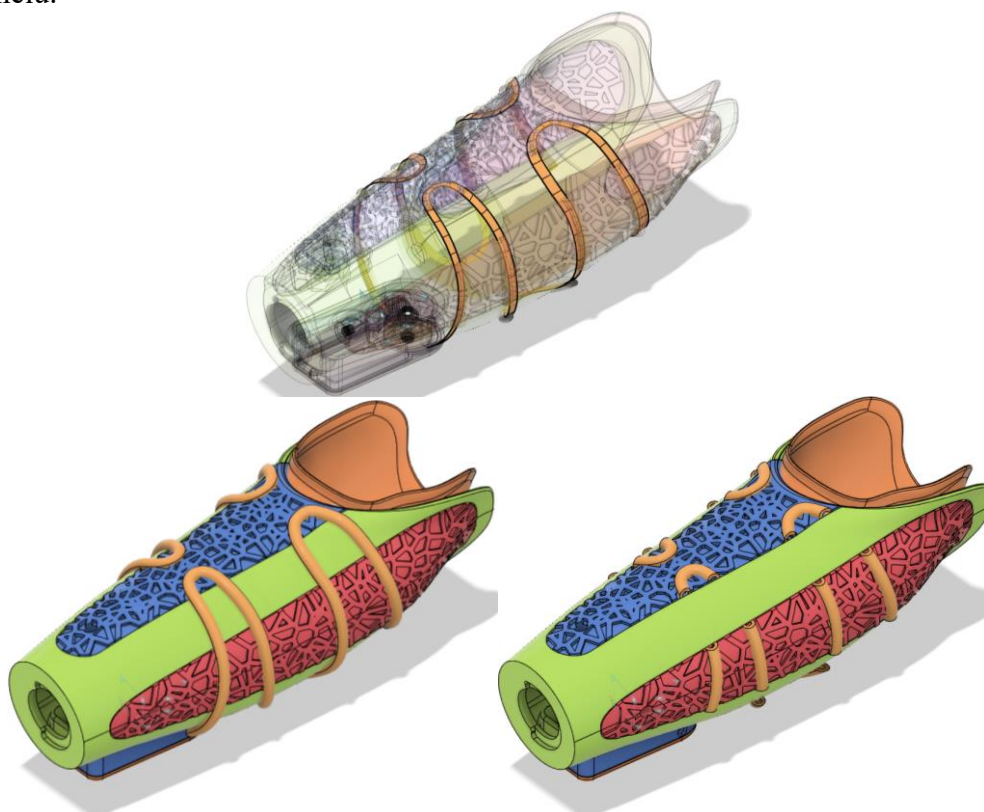
Obr. 12: 3D model vnitřní vložky

Tvar vnějšího lůžka (Obr. 14) vychází z geometrie vnitřní vložky a odhadované délky původní paže pacienta. Postranní kryty, zvýrazněné na obrázku červenou barvou, jsou pružné a díky vyklopení do stran umožňují snazší vložení vnitřní vložky, na obrázku zvýrazněna oranžově. (Obr. 13),



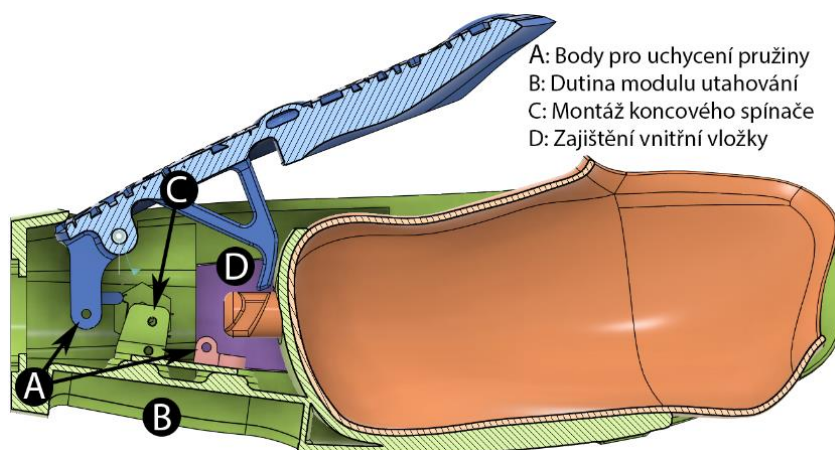
Obr. 13: Pružné bočnice vnějšího lůžka

Vodící tunely pro stahující lanko byly vytvořeny pomocí zakřivených ploch, objímající vnější povrch lůžka. Hrana této plochy byla využita jako vodící křivka trajektorie duté trubice, která byla následně rozdělena na jednotlivé segmenty (Obr. 14). Vnitřní dutina byla vytvořena s dostatečnou vůlí pro vložení teflonové hadičky, pro snížení tření mezi lankem a stěnou tunelu.



Obr. 14: Vytvoření vodících tunelů stahujících lanek

Horní kryt, zvýrazněný modře, plní tři funkce. Spolu s bočnicemi při dovršení vyvíjí pozitivní tlak na pahýl a zároveň hákem aretuje vnitřní vložku za dříve zmíněný čep (Obr. 15). Třetí funkcí je předpružení, které udržuje lanko napnuté v otevřené poloze lůžka, a tak zamezuje zamotání. Na spodní straně je umístěna dutina pro vložení utahovacího modulu. Spolu s ním je na místo upevněn i držák koncového spínače a očko pro uchycení pružiny předpružení horního krytu (Obr. 15).

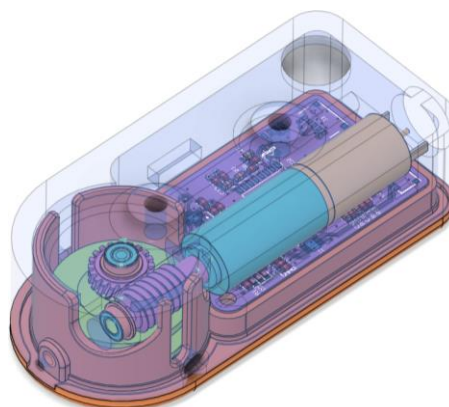


Obr. 15: Řez lůžkem

Nasazení uživatelem probíhá následovně. Vnitřní vložka je uchycena do podpaží levé ruky, načež je nasazena na pravý pahýl. Následně je pod mírným úhlem pravá paže i s vnitřní vložkou uložena do vnějšího lůžka a kompletně zatlačena. Na konec je spuštěna sekvence dotažení. Fixace je tedy při dotažení zajištěna lehkou kompresí pahýlu, uchycením vnitřního lůžka a aretací za loketní kloub.

3.2 Modul dotahování

Modul dotahování, jak vyplívá z názvu, utahuje ocelová lanka, která následně zavírají horní kryt vnějšího lůžka a zároveň k sobě svírají bočnice, což má za následek kompresi pahýlu a aretaci loketního kloubu. Modul obsahuje jak motor s převody, tak i řídicí desku. (Obr. 16)



Obr. 16: Modul dotahování

3.2.1 Výběr DC motoru

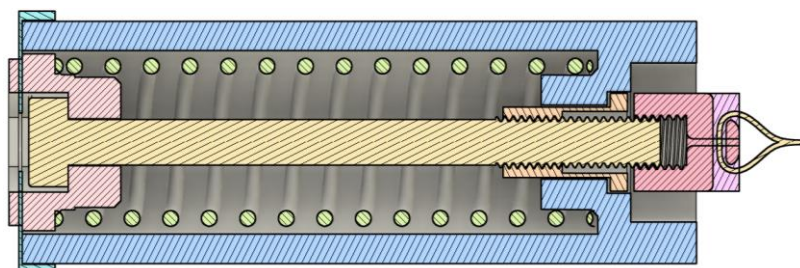
Při schůzce s pacientem byla experimentálně změřena potřebná míra dotažení pomocí prototypu lůžka (Obr. 17) s manuálním dotahováním a možností upevnění provizorního siloměru (Obr. 18).

Siloměr se skládá z vnějšího pouzdra, pružiny o známé tuhosti ($k = 2,03 \text{ N/mm}$) a jezdcе. Při dopínání lanka se jezdec pohybuje a stlačuje pružinu. Při už nepohodlné míře dotažení byla pružina jezdcem stlačena o $\Delta l_p = 32,5 \text{ mm}$, což odpovídá 66 N (1).

$$F = k \cdot \Delta l_p = 2,03 \cdot 32,5 = 66,016 \text{ [N]} \quad (1)$$



Obr. 17: Prototyp diagnostického lůžka s montáží na provizorní siloměr



Obr. 18: Provizorní siloměr

Motor jsem se rozhodl dimenzovat pro maximální tah 100 N , při rychlosti utahování 3 mm/s . Tato rychlost se zdá být nízká, avšak motor bude při této zátěži až na konci dotahování.

Koncové převodování je uskutečněno pomocí šnekového převodu, který je zvolen především kvůli jeho samosvornosti a otočením osy rotace o 90° . Převodový poměr byl volený co nejnižší, pro docílení co nejmenších ztrát. V katalogu firmy TEA-technik je nejmenší možná kombinace šnekového kola a jednochodého šneku v poměru $1:20$, tedy s převodovým poměrem $i_1 = 20[-]$ [12]. Odhadovaná účinnost pro tento poměr je okolo 60 až 80% [13]. Uvažuji tedy konzervativně účinnost $\eta_2 = 0,6[-]$.

Firma MAXON udává u svých dvoustupňových planetárních převodovek třídy HP (High-power) efektivitu 75% .

Tyto požadavky splňuje kombinace stejnosměrného motoru DCX12S-EB-SL-12-V a převodovky GPX12HP s převodovým poměrem $1:35$. Pro sestavu se špulkou navíjení o průměru bubnu 10 mm je maximální síla dotažení 118 N (Rov.(2) při rychlosti stahování 4 mm/s (Rov.(3)).

U_m	12 [V]
n_m	9020 [ot/min]
P_m	1,6 [W]
M_m	1.88 [mNm]
$C\Phi$	0.0123 [V·s]
K_{ot}	2890 [(ot/min) / mNm]

Tab. 1: Charakteristiky motoru DCX12S-EB-SL-12-V

Převodový poměr – i_1	1:35 [-]
Účinnost – η_1	0,75 [-]

Tab. 2: Charakteristiky převodovky GPX12HP

$$F = \frac{M_m \cdot i_1 \cdot i_2 \cdot \eta_1 \cdot \eta_2}{r_s} = \frac{1.88 \cdot 10^{-3} \cdot 35 \cdot 20 \cdot 0.75 \cdot 0.6}{0.005} = 118,44 \text{ [N]} \quad (2)$$

$$v_t = \frac{\omega}{i_1 \cdot i_2} \cdot r_s = \frac{\frac{K_{ot} \cdot M_m \cdot 2\pi}{60}}{i_1 \cdot i_2} \cdot r_s = \frac{\frac{2890 \cdot 1.88 \cdot 10^{-3} \cdot 2\pi}{60}}{35 \cdot 20} \cdot 0.005 = 4.06 \text{ [mm/s]} \quad (3)$$

Prototyp lůžka, použitý ke změření potřebné síly utažení, se ale značně liší od finální verze. Kromě delšího tunelu vodičího lanka je největší změnou oboustranné dotahování. Motor byl však objednan před těmito změnami a je tedy pro aktuální verzi poddimenzovaný. Kvůli vysoké ceně jsem se rozhodl neobjednávat další a použít již dodaný motor.

Výrobce udává moment při zastavení motoru roven 3,21 mNm. To je skoro dvojnásobná hodnota oproti jmenovitému momentu. Pokud tedy uvážím, že motor bude v provozu při nejvyšší zátěži pouze krátkou dobu, a to na úplném konci dotahování, bude maximální síla dotažení pro obě lanka 101 N ((4)). To je dostatečná hodnota pro správnou míru dotažení a otestování konceptu automatického lůžka.

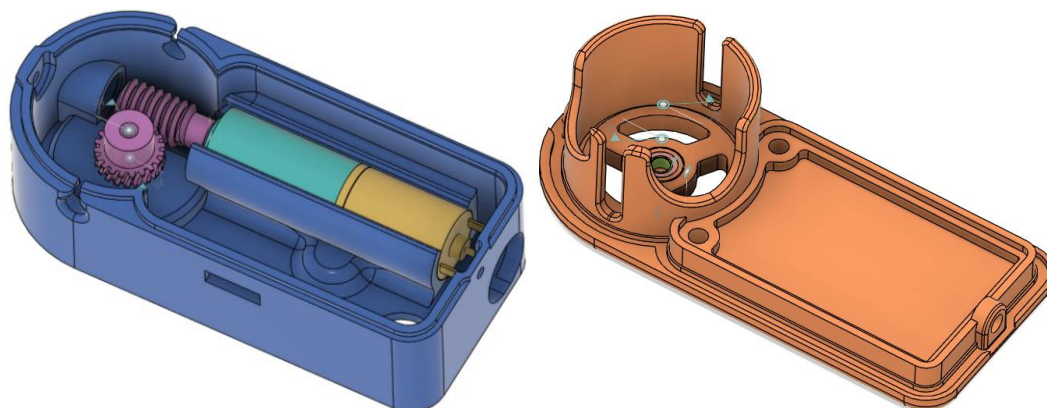
$$F = \frac{M_m \cdot i_1 \cdot i_2 \cdot \eta_1 \cdot \eta_2}{r_s} = \frac{3.21 \cdot 10^{-3} \cdot 35 \cdot 20 \cdot 0.75 \cdot 0.6}{0.005} = 101 \text{ [N]} \quad (4)$$

3.2.2 Skříň modulu dotahování

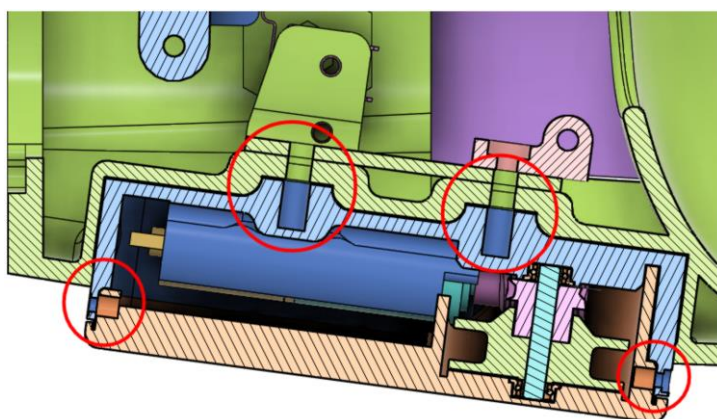
Každý pacient má dle zákona nárok na dvě protetická lůžka za rok, proto je vhodné mechanismus dotažení zpracovat jako relativně jednoduše demontovatelný modul, který se při přechodu na novější lůžko pouze přenese ze staré verze.

Rozměry skříně se odvíjely od velikosti motoru a převodů. Je rozdělena na dvě části. V jedné je osazen motor s převody, v druhé deska plošných spojů (Obr. 19). Do obou protikusů jsou vložena ložiska pro snížení tření osy. Pro montáž dvou dílů k sobě a celého modulu do dutiny lůžka jsem zvolil mosazné závitové vložky s metrickým závitem M3 (Obr. 20).

Podélný otvor, na boční straně (Obr. 19), slouží k provlečení kabelu pro připojení senzoru přetvoření. Komunikační a napájecí kabel je vedený kruhovou dírou do vnitřní dutiny lůžka.



Obr. 19: Části skříně modulu dotahování



Obr. 20: Umístění závitových vložek

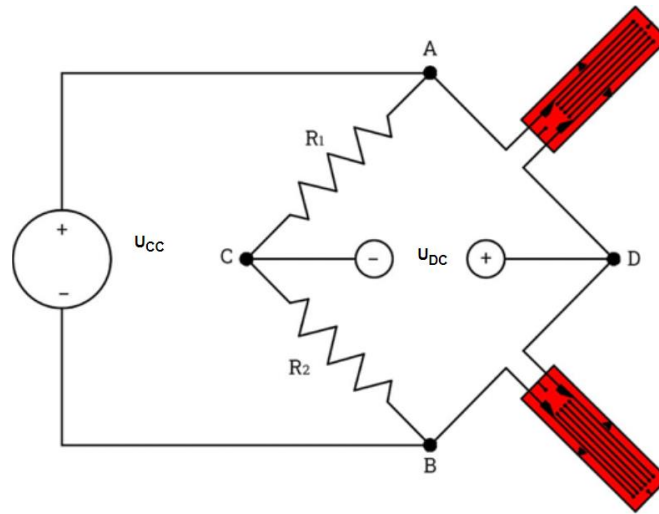
3.3 Senzor kontroly uvolnění.

Tento senzor bude používán pro zjištění případného uvolnění protetického lůžka. Je umístěn ze spodní strany, blízko loketního kloubu (Obr. 21). Na koncích ramen jsou upnuta lanka, která při dotažení způsobují prodloužení a ohyb hliníkového plíšku.



Obr. 21: Umístění senzoru kontroly uvolnění

Dva odporové tenzometry jsou umístěny proti sobě na opačných stranách hliníkového plíšku a spolu se dvěma odpory jsou zapojeny do polovičního wheatstounova můstku (Obr. 22). Tímto zapojením se kompenzuje vliv změny teploty a dvojnásobně se zvyšuje citlivost senzoru.



Obr. 22: Zapojení tenzometrů do polovičního můstku[8]

Při výběru tenzometru jsem se rozhodl pro levnější dovoz z Číny. Pro tuto aplikaci není třeba vysoké přesnosti měření, ani zaručení správnosti specifikací tenzometru samotného. Parametry vybraného tenzometru jsou uvedeny v následující tabulce (Tab. 3: Parametry použitých tenzometrů[14])

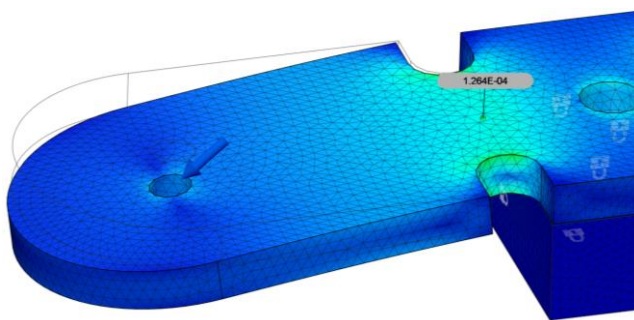
Označení:	BF350-3AA
Rozměry:	7.1 mm × 4.5 mm
Jmenovitý odpor:	(350 ± 0.1) Ω
k faktor:	2.0 - 2.20
Materiál mřížky:	Konstantan

Tab. 3: Parametry použitých tenzometrů[14]

Teoretické rozlišení měřitelného přetvoření, u kombinace zvoleného zapojení tenzometrů a HX711, je $4,656613 \cdot 10^{-10} [-]$ (zjištěno dosazením $HX711_{hodnota} = 1$ do (5)). Při návrhu geometrie senzoru cílím na hodnotu přetvoření řádově okolo $1 \times 10^{-4} [-]$.

$$\begin{aligned} \varepsilon &= \frac{2 \cdot U_{DC}}{k_{tenz} \cdot U_{cc}} = \frac{2 \cdot \frac{HX711_{hodnota}}{2^{24} \cdot HX711_{zesileni}} \cdot U_{cc}}{k_{tenz} \cdot U_{cc}} = \\ &= \frac{2 \cdot \frac{HX711_{hodnota}}{2^{24} \cdot 128} \cdot 3,3}{2 \cdot 3,3} = \frac{HX711_{hodnota}}{2^{24} \cdot 128} [-] \end{aligned} \quad (5)$$

Boční vybrání ramena senzoru (Obr. 23) koncentruje napětí deformaci v místě tenzometru a jeho hloubka byla volena největší možná, s ohledem na jeho nalepení. Délka ramena byla volena tak, aby co nejméně vyčnívala od povrchu lůžka a aby v místě vybrání docházelo při zátěži 6 N k deformacím řádově okolo 10^{-4} .

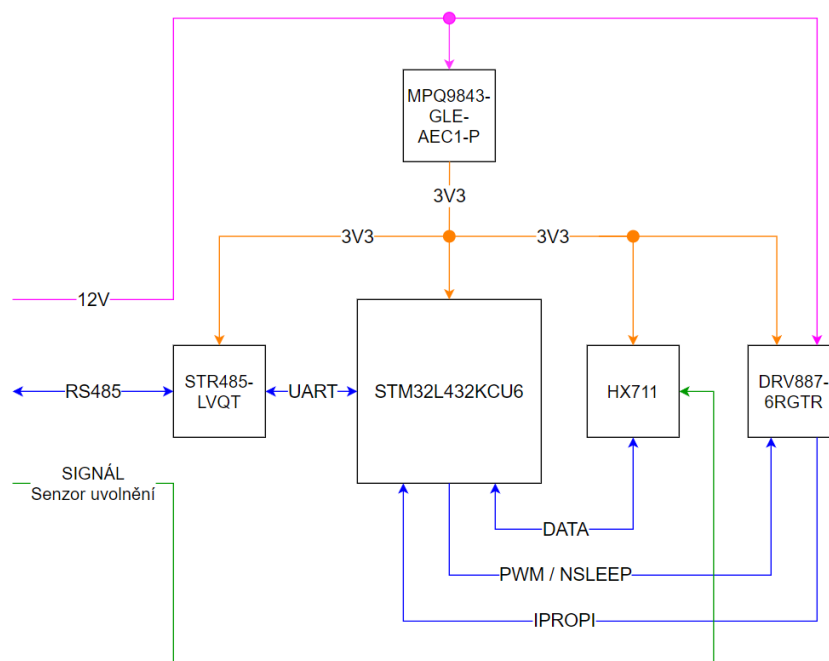


Obr. 23: Simulace deformace ramena senzoru při zatížení 6 N

3.4 Deska plošných spojů

Na desce je umístěna jak logická, tak výkonová část systému. (Obr. 24) Pro návrh tištěného spoje jsem zvolil program Fusion360. Díky rychlému generování 3D modelů desky a následně jednoduchému vložení do zbylé sestavy protetického lůžka bylo snadné zkontrolovat, zda nedochází ke kolizi osazených komponent a zbylých částí modulu dotahování.

Kvůli limitaci volného místa v modulu dotahování bylo hlavním kritériem pro výběr součástek velikost jejich dostupného balení. Jelikož se jedná o mobilní zařízení, je taky důležitá co nejnižší spotřeba jednotlivých komponent.



Obr. 24: Diagram desky plošných spojů

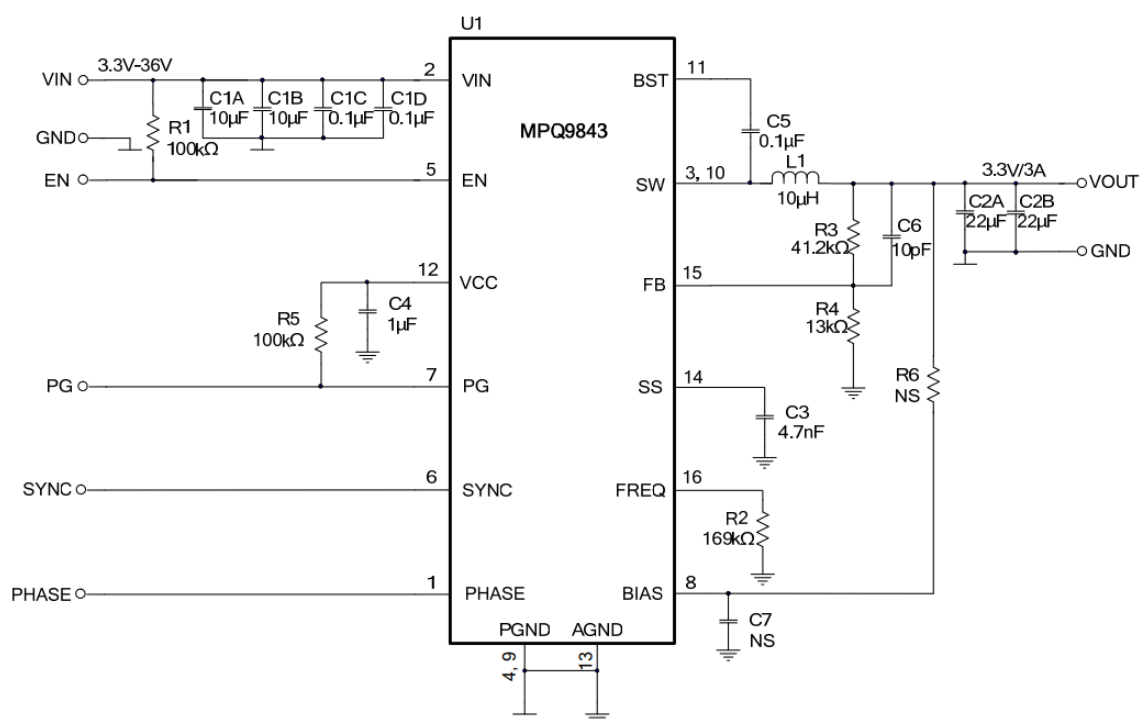
3.4.1 Mikrokontroler

Pro logiku systému jsem zvolil jedno jádrový mikrokontroler STM32L432KCU6. Disponuje relativně vysokým výkonem při malém odběru proudu, okolo 6,9 mA při frekvenci 64 MHz[15], dostatečným počtem GPIO pinů a možností komunikace přes UART. Dalším důvodem bylo uživatelsky přívětivé vývojové prostředí STM32CubeIDE. Toto prostředí jsem využil v kombinaci s STM32CubeMX, které poskytuje jednoduchou grafickou konfiguraci jednotlivých periferií a možností vygenerování inicializační části kódu.

Pro nahrávání a ladění kódu je použit externě připojený programátor ST-Link V2. Pro tyto účely byly všechny potřebné piny SWD vyvedeny na konektor Molex 78171-0005. Tento konektor není uživatelsky přístupný.

3.4.2 Napájení

System je navrhnout pro napájený ze sdílené baterie o napětí 12 V. Toto napětí je třeba snížit na 3,3 V pro napájení logické části. K tomuto účelu jsem zvolil snižující měnič MPQ9843GLE-AEC1-P. Je schopný pracovat se širokým interval vstupního napětí od 3.3-36V, což umožňuje případný přechod na baterii s vyšším napětím. Také disponuje velmi nízkým odběrem v nezátíženém stavu pohybujícím se okolo 14uA. Zapojení a výběr pasivních součástek byl volen dle doporučeného zapojení (Obr. 25), uvedeného v dokumentaci, stejně jako doporučené rozložení součástek[16].

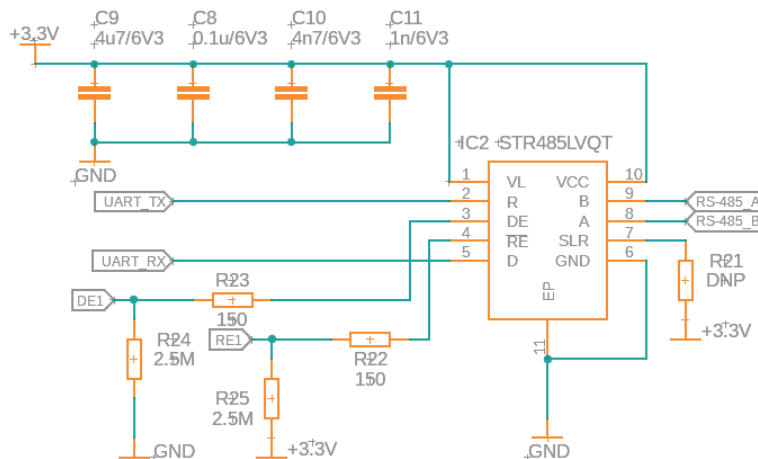


Obr. 25: Doporučené zapojení MPQ9843 pro výstupní napětí 3,3V[16]

3.4.3 Komunikace

Nadřazená řídicí jednotka komunikuje s deskou utahovacího modulu pomocí dvou vodičové komunikace RS485. Pro převod na UART jsem zvolil STR485LVQT. Při výběru převodníku jsem byl omezen možným napájecím napětím 3,3V, které mnou zvolený čip podporuje.

Díky negovanému RE pinu je možné směr komunikace ovládat pomocí jednoho GPIO pinu mikrokontroleru. Tato informace byla zjištěna až po výrobě DPS, proto jsou oba piny vedeny na separátní piny mikrokontroleru. (Obr. 26)



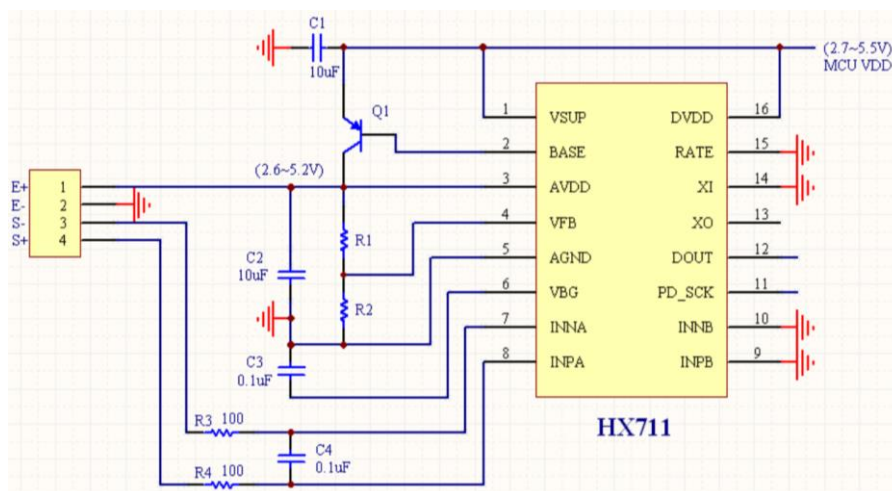
Obr. 26: Zapojení STR485LVQT

3.4.4 Zesílení a převod signálu senzoru uvolnění

Signál ze senzoru je analogový a velice slabý, proto je jej třeba zesílit a převést na digitální hodnotu. Pro tyto účely je použit předzesilovač a analog digitální převodník HX711. Se zesílením až 128x a 24bit převodníkem je jeho teoretické rozlišení 1,54nV ((6). Podporuje 3,3V vstup[17].

$$\Delta U = \frac{U_{cc}}{2^{24} \cdot HX711_{\text{zesílení}}} = \frac{3.3}{2^{24} \cdot 128} = 1,5 \text{ [nV]} \quad (6)$$

Zapojení a volba pasivních komponent bylo provedeno dle doporučení dokumentace[17] (Obr. 27).



Obr. 27: Doporučené zapojení HX711[17]

3.4.5 Řízení stejnosměrného motoru a odčítání proudu

Motor dotahování je řízen čtyř kvadrantovým měničem DRV8876RGTR. Je obsluhován dvěma vstupními piny pulsně šířkové modulace a logickým pinem „nSLEEP“, který řídí stav měniče mezi zapnutým a vypnutým, kdy má měnič minimální odběr proudu. Velkou výhodou je taky automatické řízení vypínací prodlevy, potřebné pro úplné uzavření tranzistoru, při změně směru motoru, aby nedošlo k zničení komponenty.

Maximální špičkový proud měničem je 3,5A[18]. Odpor vynutí motoru je dle dokumentace 46 Ω[19]. Nejvyšší očekávaný proud motorem je tedy roven 261 mA (Rov.(7), při zabrzdění motoru a plném napětí 12 V.

$$I_{max} = \frac{U_{CC}}{R_{cu}} = \frac{12}{46} = 0,261 [A] \quad (7)$$

Balení bylo zvoleno 16 – Pin VQFN. Oproti dostupnému 16–Pin HTSSOP je hůře osaditelné, ale má menší celkový rozměr.

Součástí měniče je i proudové čidlo se zesílením 1000uA/A.[18] Uzemňovací odpor tohoto pinu byl zvolen tak, aby maximální hodnota napětí na ADC mikrokontroleru byla okolo 3 V, při zabrzděném motoru a plném napětí (8).

$$R_{iProp} = \frac{U_{ADC}}{I_{prop}} = \frac{U_{ADC}}{\frac{M}{C\phi} \cdot K_{iProp}} = \frac{3}{\frac{3,21 \cdot 10^{-3}}{12,3 \cdot 10^{-3}} \cdot 10^{-3}} = 11495,33 [\Omega] \quad (8)$$

Odpor volím 11kΩ, maximální napětí na ADC bude tedy 2,87 V (9)

$$U_{ADC} = R_{iProp} \cdot I_{prop} = 11000 \cdot \frac{3,21 \cdot 10^{-3}}{12,3} \cdot 10^{-3} = 2,87V [V] \quad (9)$$

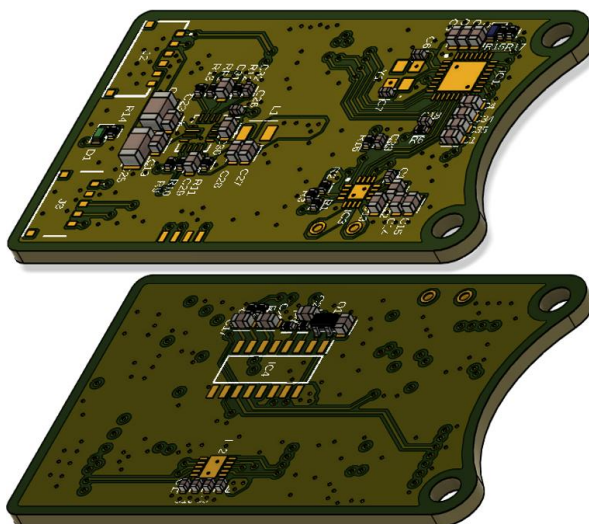
3.4.6 Rozložení komponent a vrstev desky

Rozměry desky jsou poměrně malé ,48x39mm, rozhodl jsem se tedy pro oboustranné osazení součástek. Ze stejného důvodu má deska 6 vrstev (Tab. 4), z důvodu snazšího vedení vodivých cest

Horní vrstva	Osazení součástek + signály
2. vrstva	GND
3. vrstva	signály
4. vrstva	3,3V + 12V
5. vrstva	GND
Spodní vrstva	Osazení součástek + signály

Tab. 4: Využití jednotlivých vrstev DPS

Deska byla vyráběna u dodavatele JLCPCB, který umožňuje u standartních objednávek osazení součástek pouze jedné strany. Z tohoto důvodu jsem nejhůře osaditelné komponenty umístil na horní stranu, společně s co nejvyšším počtem pasivních součástek. Na spodní straně je umístěn pouze předzesilovač/převodník HX711 spolu s převodníkem pro komunikaci RS485. (Obr. 28)



Obr. 28: 3D model DPS (nahore – horní strana; dole – spodní strana)

3.4.7 Alokace pinů mikrokontroleru

Piny mikrokontroleru byly přiřazeny pro jednotlivé funkce dle následující tabulky (Tab. 5).

PA2	UART_TX
PA3	UART_RX
PA4	UART_DE/RE
PA6	ADC – odčítání proudu měniče
PA7	Vstup pro data HX711
PB0	PWM výstup 1 pro řízení měniče
PB1	PWM výstup 2 pro řízení měniče
PB8	Vstup pro logický pin „nFAULT“ měniče
PB9	Výstup pro logický pin „nSLEEP“ měniče
PB12	Řídící pin HX711
PB13	SWDIO
PB14	SWCLK
PB3	SWO
PB4	RESET
PB5	Signalizační LED
PC14	Koncový spínač horního krytu lůžka

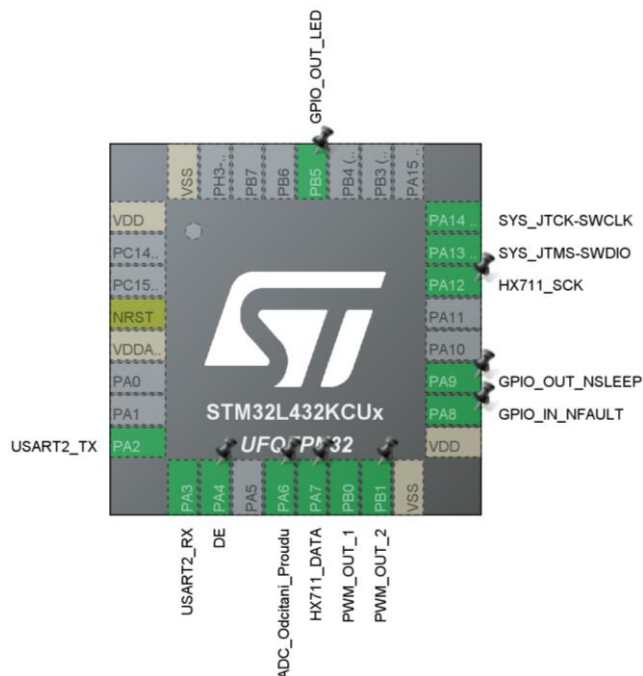
Tab. 5: Přidělené funkce pinů mikrokontroleru

Piny určené pro obsluhu DE a RE jsou na desce vedeny zvlášť, ale zpětně byly propojeny za účelem praktičtějšího ovládní ze strany kódu. To bylo možné díky inverznímu řízení RE pinu na straně RS485 převodníku.

Pin PC14 obsluhující koncový spínač byl původně určený jako vstup externího oscilátoru, ten nakonec nebyl využit.

4 Firmware

Pro psaní kódu jsem zvolil vývojové prostředí STM32CubeIDE v kombinaci s generátor inicializační části kódu STM32CubeMX, který umožňuje snadnou grafickou konfiguraci pinů mikrokontroleru (Obr. 29) a nastavení jednotlivých periférií.



Obr. 29: Grafické přiřazení pinů v STM32CubeMX

4.1 Konfigurace mikrokontroleru STM32CubeMX

4.1.1 Takt procesoru

Zdroj hodinového signálu byl zvolen vysokofrekvenční integrovaný oscilátor o frekvenci 16MHz s osminásobnou násobičkou a následnou dvojnásobnou děličko pro docílení taktu 64MHz.

4.1.2 Časovač 1

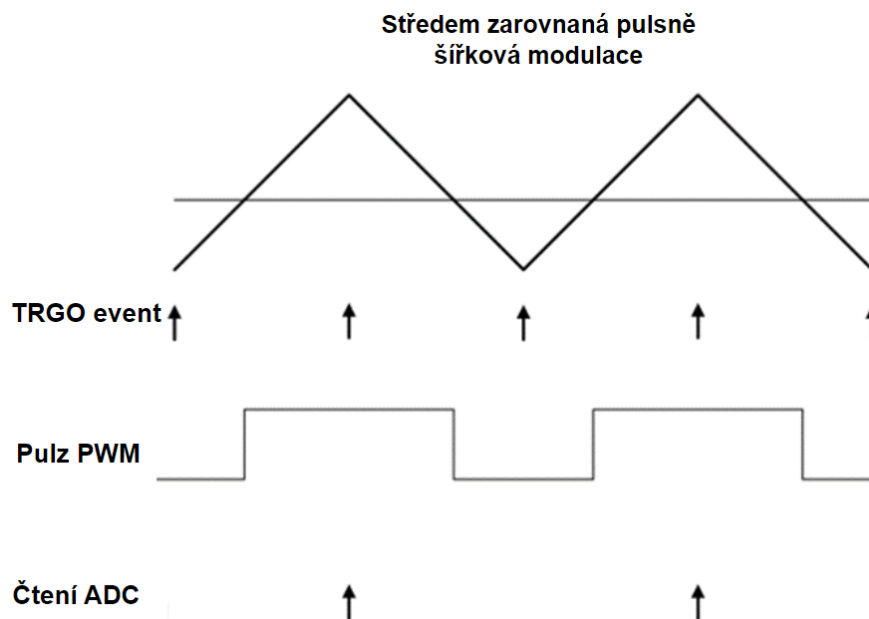
Časovač 1 je nastaven pro generování PWM signálu, ve středem zarovnaném módu, pro kanály 2N a 3N. Tyto kanály jsou použity pro ovládání měniče a tedy i výkonu a směru otáčení motoru modulu dotahování. Ve výchozím stavu jsou tyto kanály negované, jejich polarita tedy byla obrácena pro zachování standardního zadávání střídavy. Dále byla povolena funkce *TRGO* v módu *Update Event*, která umožní spouštět analog digitální převod ve středu pulsu PWM.

4.1.3 Časovač 2

Časovač 2 je nastaven pro periodu rovnou pěti sekundám, s povolením globálního přerušení. Slouží pro vyvolání kontroly uvolnění lůžka, pokud je tato funkce povolena nadřazenou jednotkou.

4.1.4 Analog–digitální převodník 1

U ADC1 je pro kanál 11 povolena funkce *External Trigger Conversion Source*. Umožňuje spuštění ADC převodu pomocí Časovače 1, ve středu pulsu PWM. (Obr. 30)



Obr. 30: Spouštění analog digitálního převodu ve středu pulzu PWM [20]

4.1.5 Komunikace

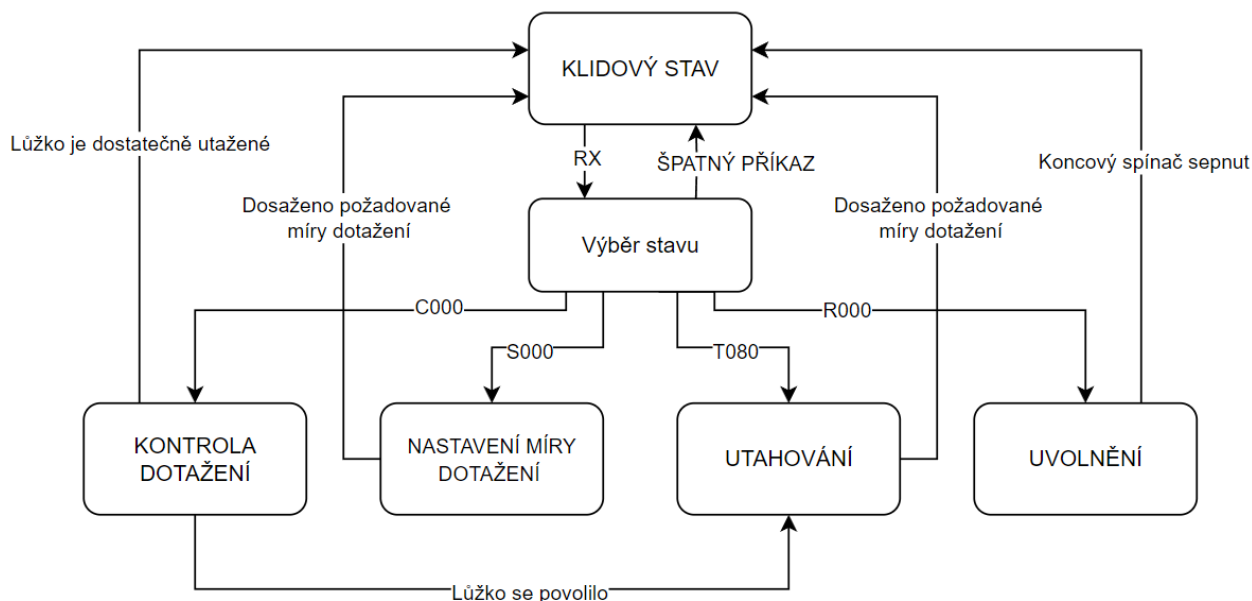
Pro komunikaci byl zprovozněn USART2 v asynchronním režimu. Přenosová rychlost byla nastavena na 115 200 Bits/s. Bylo nutno povolit softwarové prohození TX a RX pinu, z důvodu chybného propojení na desce plošných spojů. Pin PA4 byl nastaven jako GPIO výstup pro ovládání směru komunikace.

4.2 Koncept

Řídící program modulu utahování je stavový automat, o šesti stavech. (Obr. 31)

- Klidový stav
- Výběr stavu
- Nastavení míry dotažení
- Utažení
- Uvolnění
- Kontrola dotažení (periodicky opakujíc / jednorázová)

Modul pouze vykonává příkazy vyslané nadřazenou jednotkou. Ty jsou posílány přes RS485 a následně UART ve formě charakterového pole, ukončeného znakem „\n“. První znak udává požadovaný stav či akci a následující 3 znaky slouží pro předání hodnoty.



Obr. 31: Blokové schéma stavového automatu

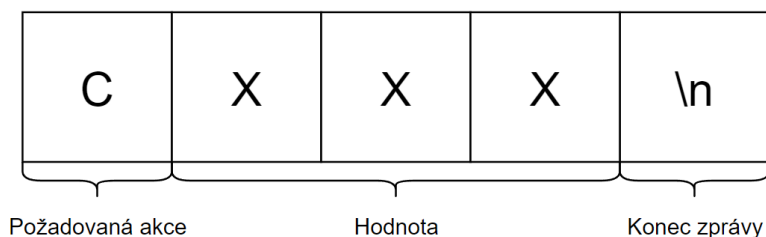
4.3 HX711

Pro komunikaci s HX711 a jeho konfiguraci je použita knihovna HX711-STM32-Library[21] Knihovna byla použita pouze pro nastavení zesílení kanálu A na hodnotu 128 a následné vyčítání hodnot převodníku.

Příchozí data jsou interpretována jako bezrozměrná hodnota odpovídající pro danou míru dotažení. Při spuštění mikrokontroleru a při každém uvolnění je odečtena hodnota senzoru v nezatíženém stavu. Ta je následně odčítána od měřené hodnoty v zatíženém stavu. Po dotažení lůžka, řekněme na 60 %, se odečtená hodnota senzoru a ta je podělena aktuální mírou dotažení, v tomto případě číslem 60. Získaná hodnota tedy reprezentuje jedno procento aktuální míry dopnutí.

4.4 Zpracování příkazu

Příkazy se skládají z 5 charakterů (Obr. 32). První Udává požadovanou akci, následující 3 předávají hodnotu a poslední znak `\n` ukončuje zprávu.



Obr. 32: Formát příkazů

Při příchodu nového znaku přejde kód do přerušení, uloží charakter do vyrovnávací paměti, přičte jedničku do indexu a opustí přerušení. Jakmile přijde znak „\n“, převede poslední 3 znaky na číselnou hodnotu a uloží ji do proměnné *value*. Následně pomocí funkce *switch-case* porovná 4. od konce uložený znak a ukládá podle něj příslušnou hodnotu do proměnné *mode*. Následně vymaže index, povolí další příjem dat a opustí přerušení. (Obr. 33)

Po návratu je pomocí dalšího *switch-case* spuštěn zvolený stav, ve kterém automat setrvává, dokud není vykonán požadovaný úkol, nebo není ukončen.

```
void HAL_UART_RxCpltCallback(UART_HandleTypeDef *huart){
    rx_buffer[UARTindex] = rx_char;
    UARTindex++;
    if(rx_char=='\n' && strchr("STCREH+-X",rx_buffer[UARTindex-5])!=NULL{

        sscanf(&rx_buffer[UARTindex - 4], "%d", &value);

        switch (rx_buffer[UARTindex-5]) {
            case 'S': //nastaveni miry dotazeni
                mode = 1;
                UARTindex = 0;
                HAL_UART_Receive_IT(&huart2, &rx_char, 1);
                return;

            case 'T': //utazeni luzka
                mode = 2;
                UARTindex = 0;
                .
                .
                .
        }
    }
}
```

Obr. 33: Zpracování příchozí zprávy

4.5 Nastavení míry dotažení

Stav je zvolen příkazem S000. Po zvolení tohoto stavu je lůžko ovládáno pomocí 4 příkazů. Pro zvyšování míry dotažení je příkaz +000, k uvolňování -000. Při zaslání příkazu H000 je motor v klidovém stavu. Stav je ukončen zasláním příkazu E000, nebo po dosažení maximální míry dotažení. Před návratem do klidového stavu je vyčtena hodnota senzoru uvolnění pro následné kontroly míry dotažení.

4.6 Utažení

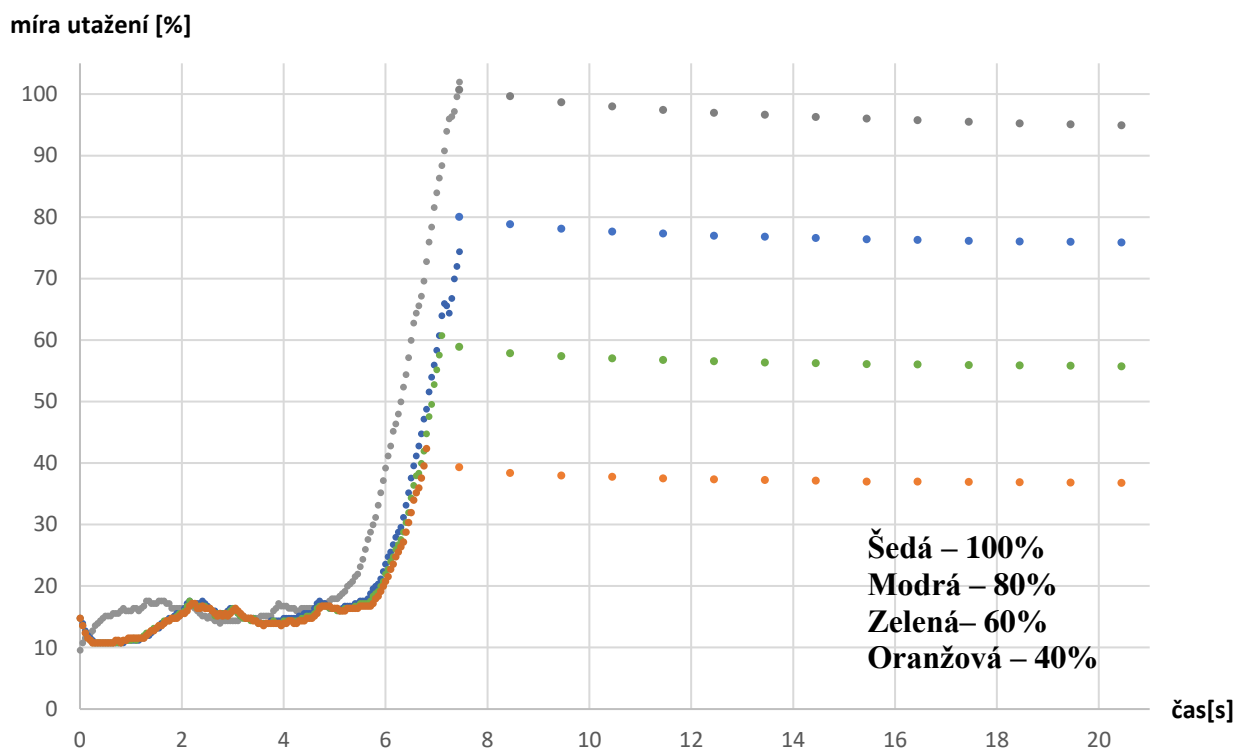
Akce je vyvolána příkazem TXXX, kdy předaná hodnota udává míru utažení v procentech. Lůžko se utahuje, dokud není dosaženo odpovídajícímu momentu, který je dopočítán pomocí odečteného proudu motorem. Proud je měřen ve středu pulsu PWM pomocí ADC1 a následně filtrován. (Obr. 34). Pokud požadovaná míra dotažení je nižší, než aktuální, lůžko se nejprve částečně uvolní a až poté dojde k opětovnému dopnutí.

$$M = I \cdot C\Phi = I \cdot 12,3 \cdot 10^{-3}[\text{Nm}] \quad (10)$$

```
void HAL_ADC_ConvCpltCallback(ADC_HandleTypeDef *hadc) {  
  
    float adc_val_unfiltered = ((HAL_ADC_GetValue(&hadc1) / 4096.00) * 0.3); // proud [A]  
    adc_val = Alpha * adc_val_unfiltered + (1 - Alpha) * yn1;  
    yn1 = adc_val;  
    moment = adc_val * 12.3; // moment motoru [mNm]  
    moment = (round(moment * 100) / 100); // zaokrouhlení  
}
```

Obr. 34: Přerušeni pro vyčtení hodnoty ADC s následnou dolní propustí

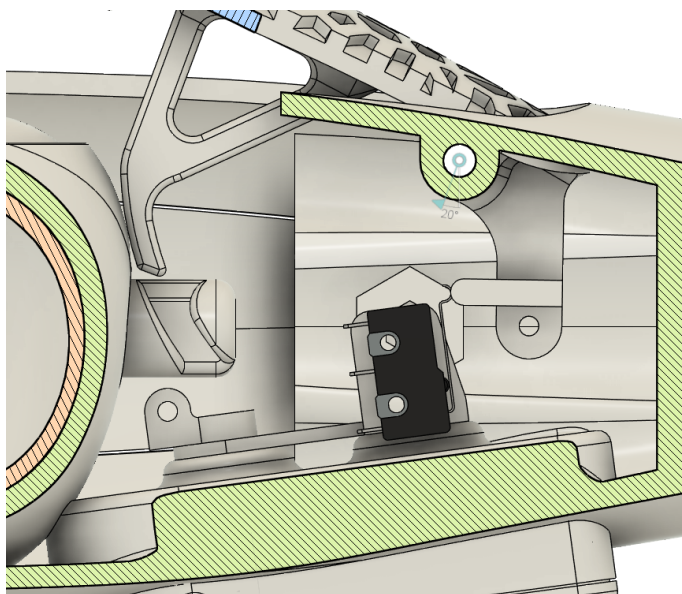
Po dotažení je odečtena hodnota senzoru uvolnění, pro případnou kontrolu míry dotažení. V následujícím grafu lze vidět průběh míry dotažení pro 100, 80, 60 a 40 %. Data první části grafu byla získána odčítáním proudu motorem. Pozvolně klesající část grafu jsou již data vyčtená pomocí senzoru uvolnění. (Graf 2)



Graf 1: Průběh míry utažení při vyvolání různých hodnot

4.7 Uvolnění

Uvolnění je spuštěno příkazem R000. Stav je ukončen sepnutím koncového spínače horního krytu umístěném v dutině lůžka (Obr. 35). Před odchodem ze stavu je odečtena hodnota senzoru uvolnění v nezátíženém stavu a je dále používána pro vynulování senzoru.



Obr. 35: Koncový spínač horního krytu lůžka

4.8 Kontrola míry dotažení

Hodnota senzoru uvolnění je interpretována jako procentuální hodnota míry dotažení. Jak bylo zmíněno v podkapitole 4.5, po utažení lůžka je vyčtena hodnota senzoru uvolnění. Ta je následně podělena aktuální hodnotou dotažení v procentech. Tímto získáme hodnotu odpovídající 1 % míry dotažení.

Pokud je pomocí příkazu C000 vyvolána kontrola dotažení, vyčte se aktuální hodnota ze senzoru uvolnění. Následně je podělena hodnotou odpovídající 1 % míry dotažení a je porovnávána s uloženou hodnotou míry dotažení při dopnutí lůžka. Pokud se tyto hodnoty liší o více jak 5 %, je lůžko mírně povoleno a následně vyvoláno opětovné dotažení na původní hodnotu. (Obr. 36) Tuto akci může nadřazená jednotka kdykoli vyvolat.

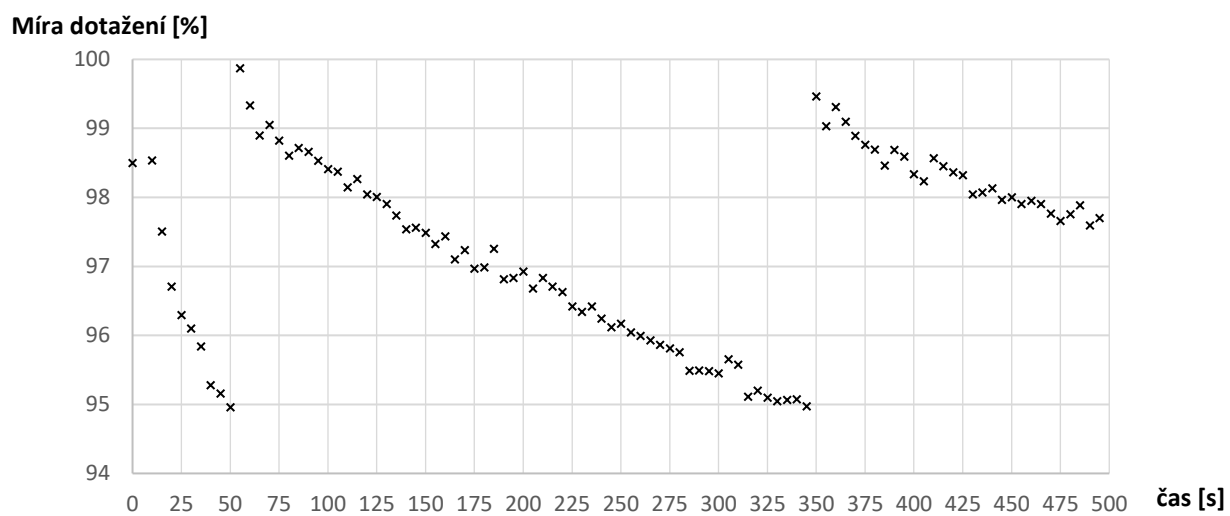
Při odeslání příkazu X000 se povolí přerušování od časovače, který každých 5 sekund vyvolá kontrolu míry dotažení popsanou v minulém odstavci. (Graf 2)

```
case 5: //kontrola dotažení lůžka
    float KontrolaSenzoruUvolneni = (read(&MyHX711, CHANNEL_A)-offset)/percent;

    snprintf(tx_buffer, sizeof(tx_buffer), "%f", KontrolaSenzoruUvolneni);
    int len = strlen(tx_buffer);
    tx_buffer[len] = '\n';
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_4, GPIO_PIN_SET); //odeslání aktuální hodnoty
    HAL_UART_Transmit(&huart2, (uint8_t *)tx_buffer, len + 1, 1000);
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_4, GPIO_PIN_RESET);

    if(KontrolaSenzoruUvolneni < (value-5)){//kontrola zda se lůžko uvolnilo o >5 %
        TIM1->CCR3 = 63999;
        HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_9, GPIO_PIN_SET); //castecne uvolneni lůžka
        HAL_Delay(1000);
        TIM1->CCR3 = 0;
        HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_9, GPIO_PIN_RESET);
        mode = 2;//spuštění opětovného dotažení
        break;
    }
```

Obr. 36: Kód kontroly uvolnění lůžka



Graf 2: Průběh uvolňování a automatického dotahování lůžka – data senzoru uvolnění

5 Otestování systému

Otestování lůžka proběhlo 25.4.2024. Pacient byl seznámen s postupem nasazení protetického lůžka a o užití pořízených fotografií v této práci.

Pacient byl schopný samostatného nasazení lůžka, bez jakékoli asistence. Prvním krokem bylo vložení pahýlu do vnitřní vložky lůžka (Obr. 37). Druhým krokem bylo nasazení vnějšího lůžka (Obr. 38)



Obr. 37: Nasazení vnitřní vložky



Obr. 38: Nasazení vnějšího lůžka

Kvůli vybité baterii bylo lůžko napájeno laboratorním zdrojem. Nadřazenou jednotku zastoupil notebook s připojeným USB – RS485 převodníkem (Obr. 39

Obr. 39). Po zadání příkazu T100 modul utahování uzavřel lůžko na maximální možnou míru a zafixoval pahýl. (Obr. 40) Následně byla vyvolána funkce X000, která periodicky kontroluje míru dotažení. Po dobu jedné minuty se lůžko 3x povolilo a opětovně dotáhlo na původní požadovanou míru.



Obr. 39: Propojení lůžka s notebookem



Obr. 40: Nasazené automatické protetické lůžko

Fixace při maximální míře utažení byla dostatečná, pro vyjmutí pahýlu bylo třeba vynaložit značnou sílu. Při testování nižších úrovní utažení bylo zjištěno, že minimální použitelná míra je 80 %, při nižších hodnotách nebylo dosaženo potřebné komprese.

Při volání příkazu R000 pro otevření došlo kvůli tření mezi osou horního krytu a vnějšího lůžka k zaseknutí, avšak po uvolnění došlo k úplnému otevření a pahýl byl i s vnitřní vložkou vyjmut bez značné námahy.

Pacient poukázal na možnou problematiku shromažďování potu při dlouhodobém užívání, jelikož vnitřní vložka nedisponuje drenáží. Dále zmínil preferenci vůči hladkému povrchu vnitřní vložky oproti hrubšímu povrchu zanechaném procesem 3D tisku.

ZÁVĚR

Obsahem této práce je návrh a konstrukce systému automatického protetického lůžka, zahrnující návrh protetického části lůžka, desky plošných spojů s logickou i výkonovou částí, návrh utahovacího mechanismu a vytvoření řídicího programu. Následně byl systém otestován s pacientem. Všechny body zadání byly splněny.

Úvodní část se věnuje rešerši konstrukcí protéz horních končetin, s bližším pohledem na konstrukci protetických lůžek horních končetin. Část rešerše je dále věnována tenzometrii, tenzometrickým senzorům a jejich aplikaci.

Praktická část popisuje výrobu kompletního systému, počínaje 3D návrhem vnitřní protetické vložky a vnějšího lůžka. Následuje sekce věnovaná výběru stejnosměrného motoru a návrhu modulu utahování. Poslední dvě kapitoly praktické části popisují návrh desky plošných spojů a řídicí program, ovládající modul utažení.

Finální kapitola obsahuje výsledky testování systému s pacientem, jeho poznatky a připomínky.

Zpracovaný systém plní svou požadovanou funkci, avšak je stále značné místo pro zlepšení. Při kompletaci a testování byly zjištěny následující nedostatky, ke kterým je následně uvedeno možné řešení.

Pasivní součástky na desce plošných spojů byly velice těžko osaditelné: Ve snaze co nejvíce minimalizovat rozměry jsem volil co nejmenší balení všech použitých součástek, což mělo za následek zbytečné komplikace pro kompletaci. Pro příští revizi navrhuji použití velikosti balení 0805 alespoň v místech desky, kde je to přípustné.

Trajektorie utahovacích lanek je příliš dlouhá: Pro uzavření a stažení lůžka by stačila pouze jedna smyčka, umístěná na straně loketního kloubu protetického lůžka. Tím by bylo docíleno nižšího tření a síla motoru by byla více koncentrována do stažení pružné části lůžka.

Shromáždění potu při dlouhodobém nošení: Vnitřní vložka nemá otvor/kanálek pro odvádění potu. Tento otvor by mohl být umístěn na dně vnitřní vložky, kde by přiléhal k tunelu ve vnějším lůžku, s vyústěním do vnějšího okolí.

SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- [1] *Prosthetics*. Online. ASTLEY AINSLIE HOSPITAL. SMART. © 2024. Dostupné z: <https://www.smart.scot.nhs.uk/service/prosthetics/>. [cit. 2024-05-13].
- [2] *Vyrábějí individualizované bionické paže na míru. Pomáhají už prvním uživatelům*. Online. SJ.News. 2023. Dostupné z: <https://sj.news/vyrabeji-individualizovane-bionicke-paze-na-miru-pomahaji-uz-prvnim-uzivatelum/>. [cit. 2024-04-15].
- [3] *Upper Extremity Prosthetics*. Online. HUMAN TECHNOLOGY INC. Human Technology Prosthetics and Orthotics. 2024 ©. Dostupné z: <https://humantechpando.com/prosthetic-products-upper/>. [cit. 2024-04-15].
- [4] *Osseointegration*. Online. Finding your Feet. © 2023. Dostupné z: <https://findingyourfeet.net/amputations/osseointegration/>. [cit. 2024-05-13].
- [5] *WIRED. How Mind-Controlled Bionic Arms Fuse To The Body*. Online. 2023. Dostupné z: https://www.youtube.com/watch?v=Ipw_2A2T_wg&t=133s&ab_channel=WIRED. [cit. 2024-05-13].
- [6] *INTERNATIONAL COMMITTEE OF THE RED CROSS. Trans-Humeral Prosthesis - Manufacturing Guidelines*. Online. INTERNATIONAL COMMITTEE OF THE RED CROSS. <https://www.icrc.org/>. © ICRC, September 2006. Dostupné z: <https://www.icrc.org/en/doc/assets/files/other/eng-trans-humeral.pdf>. [cit. 2024-05-19].
- [7] *CONTRIBUTORS, Wikipedia. Strain gauge*. Online. In: Wikipedia, The Free Encyclopedia. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Strain_gauge. [cit. 2024-05-17].
- [8] *INDUSTRIAL QUICK SEARCH. Strain Gauge*. Online. IQS - Industrial quick search. ©2024. Dostupné z: <https://www.iqsdirectory.com/articles/load-cell/strain-gauge.html>. [cit. 2024-05-17].
- [9] *VLK CSC., Doc. Ing. Miloš; HOUFEK, PH.D., Ing. Lubomír a HLAVOŇ, PH.D., Ing. Pavel. Experimentální mechanika*. Online. ÚMTMB. ÚMTMB. 2003. Dostupné z: http://ean2011.fme.vutbr.cz/img/fckeditor/file/opory/Experimentalni_mechanika.pdf. [cit. 2024-05-17].
- [10] *HOTTINGER BRÜEL & KJÆR. How to Find the Strain Gauge that Best Suits Your Application*. Online. HOTTINGER BRÜEL & KJÆR. HBK World. 2024. Dostupné z: <https://www.hbkworld.com/en/knowledge/resource-center/articles/strain-measurement-basics/strain-gauge-fundamentals/how-to-find-the-right-strain-gauge>. [cit. 2024-05-19].
- [11] *3DWISER. Shining 3D EinScan H2 3D skener*. Online. 3DWISER. Eshop.3dwiser.com. Copyright 2024. Dostupné z: https://eshop.3dwiser.com/3d-skenery/shining-3d-einscan-h2/?gad_source=1&gclid=CjwKCAjwoPOwBhAeEiwAJuXRhyKsnKdT2HOzh39vkIFQ_YKp-Ceai_kFooulcEEGH0t2JRKhIUjuxoChYMQAvD_BwE. [cit. 2024-04-15].
- [12] *TEATECHNIC S.R.O. Šneková soukolí katalogový list*. Online. T.E.A. TECHNIK S.R.O. T.E.A. TECHNIK s.r.o lineární vedení a pohony. © 2024. Dostupné z: <https://www.teatechnik.cz/typ/>. [cit. 2024-04-19].
- [13] *ORIENTAL MOTOR. Hypoid vs. Worm Gears: A More Cost Effective Right-Angle Reducer*. Online. ORIENTAL MOTOR USA CORP. Oriental motor. ©2024. Dostupné z: <https://www.orientalmotor.com/ac-motors-gear-motors/technology/hypoid-vs-worm->

- gears.html*. [cit. 2024-04-15].
- [14] FEIYANG. *Odporový tenzometr BF350-3AA*. Online. ALIEXPRESS. Aliexpress.com. ©2010-2024. Dostupné z: https://www.aliexpress.com/item/1005002980116535.html?src=ibdm_d03p0558e02r02&sk=&aff_platform=&aff_trace_key=&af=&cv=&cn=&dp=. [cit. 2024-04-17].
- [15] STMICROELEKTRINICS. *STM32L432KCU6 datasheet*. Online. STMICROELEKTRINICS. St.com. © 2024. Dostupné z: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32l432kc.html>. [cit. 2024-04-15].
- [16] MPS. *MPQ9843GLE-AEC1-Z datasheet*. Online. OCTOPART. Octopart. © 2024. Dostupné z: <https://octopart.com/datasheet/mpq9843gle-aec1-z-monolithic+power+systems-119054334>. [cit. 2024-04-15].
- [17] AVIA SEMICONDUCTOR. *HX711 datasheet*. Online. ALLDATASHEET. ALLDATASHEET.com. © 2024. Dostupné z: <http://html.alldatasheet.com/html-pdf/1132222/AVIA/HX711/689/6/HX711.html>. [cit. 2024-04-15].
- [18] TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. *DRV8876 datasheet*. Online. TEXAS INSTRUMENTS INCORPORATED. Wwww.ti.com. 2019. Dostupné z: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/drv8876.pdf?HQS=dis-mous-null-mouser-mode-dsf-pf-null-ww&ts=1696494612104&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.mouser.lu%252F. [cit. 2024-04-15].
- [19] MAXON. *DCX 12 S datasheet*. Online. MAXON. Maxongroup.com. © 2024. Dostupné z: https://www.maxongroup.com/medias/sys_master/root/8992244236318/EN-22-97.pdf. [cit. 2024-04-15].
- [20] STMICROELECTRONICS. *How to sample at the middle of a PWM signal - STM32G071*. Online. STMICROELECTRONICS. STMicroelectronics Community. 2020. Dostupné z: <https://community.st.com/t5/stm32-mcus-products/how-to-sample-at-the-middle-of-a-pwm-signal-stm32g071/td-p/272123>. [cit. 2024-04-24].
- [21] *HX711-STM32-Library*. Online. GITHUB, INC. GitHub: A simple library to provide control over the hx711 load cell module for STM32. 2021. Dostupné z: <https://github.com/PCov3r/HX711-STM32-Library>. [cit. 2024-04-22].

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ

Symbol	Veličina	Jednotka
Δl_p	Změna délky pružiny	m
$HX711_{hodnota}$	Naměřená hodnota HX711	–
$HX711_{zesílení}$	Hodnota zesílení HX711	–
I_{iProp}	Proporcionální proud	A
K_{iProp}	Proporční zesílení odčítání proudu	–
R_{cu}	Odpor vinutí motoru	Ω
R_{iProp}	Omický odpor	Ω
U_{ADC}	Napětí na ADC pinu	V
U_{cc}	Napájecí napětí	V
i_1	Převodový poměr převodovky	–
i_2	Převodový poměr šnekového soukolí	–
k_{tenz}	Konstanta tenzometru	–
r_s	Poloměr špulky navíjení	m
ΔU	Rozdíl napětí	V
$C\Phi$	Konstanta motoru	$V \cdot s$
F	Síla	N
K_{ot}	Konstanta závislosti otáček motoru na zátěžném momentu	–
M	Moment	Nm
M_m	Jmenovitý moment motoru	Nm
n_m	Jmenovité otáčky motoru	ot/min
P_m	Jmenovitý výkon motoru	W
U_m	Jmenovité napětí motoru	V
η_1	Účinnost převodovky	–
η_2	Účinnost šnekového soukolí	–
k	Tuhost pružiny	N/mm

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

Zkratka	Význam
<i>PWM</i>	Pulsně šířková modulace
<i>ADC</i>	Analog digitální převodník
<i>DC</i>	Stejnoseměrný
<i>UART</i>	Univerzální asynchronní přijímač vysílač
<i>TX</i>	vysílač
<i>RX</i>	přijímač
<i>SWD</i>	Serial Wire Debug – programovací a ladící rozhraní
<i>SWDIO</i>	Serial Wire Data Input Output – Oboustranně datový pin pro SWD
<i>SWCLK</i>	Serial Wire Clock – Zdroj hodinového signálu SWD při lazení
<i>SWO</i>	Serial Wire Out – Výstupní datový pin pro SWD
<i>GPIO</i>	General Purpose Input Output – univerzální vstupně výstupní pin
<i>nFAULT</i>	Logický pin měniče, signalizující chybný stav
<i>nSLEEP</i>	Logický pin měniče, ovládající stav zapnut/vypnut

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1: Pasivní protetická paže [1].....	12
Obr. 2: Aktivní protetická paže firmy Z-Bionics S.R.O. [2].....	12
Obr. 3: Protetické lůžko pro trans radiální amputaci levé horní končetiny[3].....	13
Obr. 4: Sádrový negativ a pozitiv pahýlu[3].....	13
Obr. 5: Sádrová kopie potažena termoplastem[3].....	14
Obr. 6: Zaznačení polohy MYO senzorů.....	14
Obr. 7: Implantovaný kostní čep [4].....	15
Obr. 8: Fixace protetického lůžka horní končetiny pomocí popruhů [6].....	15
Obr. 9: Výběr tenzometru dle očekávaného směru hlavního napětí[10].....	16
Obr. 10: Lepení tenzometru.....	17
Obr. 11: 3D sken pahýlu a model stávající ze zakřivených ploch.....	18
Obr. 12: 3D model vnitřní vložky.....	18
Obr. 13: Pružné bočnice vnějšího lůžka.....	19
Obr. 14: Vytvoření vodících tunelů stahujících lanek.....	19
Obr. 15: Řez lůžkem.....	20
Obr. 16: Modul dotahování.....	20
Obr. 17: Prototyp diagnostického lůžka s montáží na provizorní siloměr.....	21
Obr. 18: Provizorní siloměr.....	21
Obr. 19: Části skříně modulu dotahování.....	23
Obr. 20: Umístění závitových vložek.....	23
Obr. 21: Umístění senzoru kontroly uvolnění.....	23
Obr. 22: Zapojení tenzometrů do polovičního můstku[8].....	24
Obr. 23: Simulace deformace ramena senzoru při zatížení 6 N.....	25
Obr. 24: Diagram desky plošných spojů.....	25
Obr. 25: Doporučené zapojení MPQ9843 pro výstupní napětí 3,3V[16].....	26
Obr. 26: Zapojení STR485LVQT.....	27
Obr. 27: Doporučené zapojení HX711[17].....	27
Obr. 28: 3D model DPS (nahore – horní strana; dole – spodní strana).....	29
Obr. 29: Grafické přiřazení pinů v STM32CubeMX.....	30
Obr. 30: Spouštění analog digitálního převodu ve středu pulzu PWM [20].....	31
Obr. 31: Blokové schéma stavového automatu.....	32
Obr. 32: Formát příkazů.....	32
Obr. 33: Zpracování příchozí zprávy.....	33
Obr. 34: Přerušování pro vyčtení hodnoty ADC s následnou dolní propustí.....	34
Obr. 35: Koncový spínač horního krytu lůžka.....	35
Obr. 36: Kód kontroly uvolnění lůžka.....	35
Obr. 37: Nasazení vnitřní vložky.....	37
Obr. 38: Nasazení vnějšího lůžka.....	37
Obr. 39: Propojení lůžka s notebookem.....	38
Obr. 40: Nasazené automatické protetické lůžko.....	38

SEZNAM TABULEK

Tab. 1: Charakteristiky motoru DCX12S-EB-SL-12-V	22
Tab. 2: Charakteristiky převodovky GPX12HP	22
Tab. 3: Parametry použitých tenzometrů[14]	24
Tab. 4: Využití jednotlivých vrstev DPS	28
Tab. 5: Přidělené funkce pinů mikrokontroleru.....	29

SEZNAM PŘÍLOH

- 3D_modely: Model_Skrin_Prevodovky.step
- DPS: EL_dotah_PCB.fbrd; Elektricke_stahovani_luzka_Schematic.fsch
- MCU_Firmware