

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ
KATEDRA TEORIE OBVODŮ



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Motorizovaná rehabilitační dlaha
horní končetiny

Michal Zelený

Lékařská elektronika a bioinformatika

2021

Vedoucí práce: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Zelený** Jméno: **Michal** Osobní číslo: **483533**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Motorizovaná rehabilitační dlahu horní končetiny

Název bakalářské práce anglicky:

Rehabilitation Arm Splint

Pokyny pro vypracování:

- 1) Seznamte se s problematikou mechanických rehabilitačních pomůcek pro rehabilitaci horních končetin, zvláště pak s motorizovanými rehabilitačními pomůckami.
- 2) Navrhněte a realizujte mechanickou motorizovanou rehabilitační dlahu a řídicí jednotku pro její ovládání. Při návrhu vycházejte z projektu dříve řešeného v Management Center Innsbruck.
- 3) Ověřte použitelnost realizované dlahy v praxi.

Seznam doporučené literatury:

- [1] P. Maceira-Elvira, T. Popa, A.-C. Schmid, and F. C. Hummel, "Wearable technology in stroke rehabilitation: towards improved diagnosis and treatment of upper-limb motor impairment," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 16, no. 1, p. 142, 2019.
- [2] H. S. Lo and S. Q. Xie, "Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: state of the art and future prospects," *Medical engineering & physics*, vol. 34, no. 3, pp. 261–268, 2012.
- [3] S. Seewald, S. Deiser, 'Low cost splint with haptic feedback as a training and assessment device to improve deflection of upper limb.', Bachelor Thesis, Management Center Innsbruck, 2020.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Jan Havlík, Ph.D., katedra teorie obvodů FEL

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

Datum zadání bakalářské práce: **11.02.2021** Termín odevzdání bakalářské práce: **21.05.2021**

Platnost zadání bakalářské práce: **30.09.2022**

Ing. Jan Havlík, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

doc. Ing. Radoslav Bortel, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

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

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

Poděkování

Za odbornou pomoc, rady při vytváření mechaniky převodu, pomoc při návrhu a vytváření desky plošných spojů a vstřícné vedení celým projektem děkuji panu Ing. Janu Havlíkovi, Ph.D.

Dále děkuji za odbornou konzultaci motorů a budičů krokových motorů panu Ing. Janu Bauerovi, Ph.D. Za odbornou konzultaci biomechaniky loketního kloubu a možností mechanického provedení motorizované dlahy děkuji panu prof. RNDr. Mateji Danieli, Ph.D.

V neposlední řadě děkuji své rodině za podporu během studia.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval(a) samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne

.....
Michal Zelený

Abstrakt

Rehabilitace pacientů po mozkové příhodě se po ukončení jejich pobytu v léčebném zařízení přesouvá do domácího prostředí. Část rutinní práce terapeutů může být nahrazena pomocí rehabilitačních zařízení. Ukazuje se, že robotická rehabilitační zařízení mají velký potenciál. Exoskeletony horní končetiny pomáhají pacientovi znovunabýt některé ze ztracených schopností a přispět tak ke kvalitě života po cévní mozkové příhodě. V rámci rehabilitačních cvičení je uplatňována neuronová plasticita – odumřelé mozkové buňky jsou částečně zastoupeny okolní mozkovou tkání. Práce obsahuje rozbor řešení problematiky návrhu a konstrukce motorizované rehabilitační dlahy. Ta využívá krokového motoru jako svého pohonu. Pomocí vhodného převodu je moment síly přenášen na předloketní část dlahy. Její pohyb lze ovládat pomocí tlačítek na řídicí jednotce. Řídicí jednotka je realizována s využitím vývojové platformy Arduino, řízení motoru je řešeno s využitím integrovaného budiče motoru. Funkčnost sestavené motorizované rehabilitační dlahy byla ověřena v laboratorních podmínkách.

Klíčová slova: mozková mrtvice, rehabilitace, krokový motor, motorizovaná rehabilitační dlaha, Arduino Nano

Vedoucí práce: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

Abstract

Rehabilitation after a stroke begins in a treatment facility and after some time, it moves to the home environment. Part of the routine work of therapists can be replaced by rehabilitation devices. It turns out that robotic rehabilitation devices have great potential. Upper limb exoskeletons help patients regain some of their lost abilities and contribute to quality of their lives after the stroke. Neuroplasticity is utilized in rehabilitation exercises - dead brain cells are partially substituted by the surrounding brain tissue. This thesis contains an analysis of solutions to the design and construction of a motorized rehabilitation splint. It uses a stepper motor as its drive. It is necessary to get a suitable transmission, the torque is transmitted to the forearm part of the splint. Its movement is controlled using the buttons on the control unit. The control unit uses the Arduino development platform, the motor control is solved by using an integrated motor driver. The functionality of the assembled motorized rehabilitation splint was evaluated in laboratory conditions.

Keywords: stroke, rehabilitation, stepper motor, motorized rehabilitation splint, Arduino Nano

Title translation: Rehabilitation Arm Splint

Supervisor: Ing. Jan Havlík, Ph.D.

Obsah

Seznam obrázků	11
Seznam tabulek	12
1. Úvod.....	13
2. Teoretická část.....	15
2.1. Mrtvice a akutní léčba.....	15
2.2. Rehabilitace po mrtvici	16
2.3. Rehabilitace pomocí robotických zařízení	17
2.4. Rehabilitační motorizované zařízení pro loketní kloub	21
2.4.1. Moment tíhové síly	21
2.4.2. Materiál pro motorizovanou dlahu a ortézy	22
2.4.3. Měření úhlu v loketním kloubu	23
2.5. Mikrokontroler Arduino Nano	23
2.6. Motor	24
2.6.1. Krokové motory	24
2.6.2. Mikrokrokování a budič DRV8825.....	26
2.7. Kód a bezpečnostní zastavení	28
2.8. Převody	29
2.9. Tlačítka	31
3. Cíle práce.....	33
4. Praktická část	35
4.1. Motor	35
4.1.1. Rychlost otáčení motoru.....	36
4.2. Zdroj napětí pro motor, mikrokontroler a větrák	37
4.3. Převod	37
4.4. Schéma a návrh plošného spoje	41
4.5. Ovládací tlačítka	43
4.6. Ovládací software	43
4.7. Bezpečnostní zastavování a ortéza.....	45
5. Závěr.....	47
6. Reference.....	49
7. Přílohy	55

Seznam obrázků

Obr. 1 – (a) typ end-effector, (b) typ exoskeleton; převzato: [19]	18
Obr. 2 – Armeo Power, Hocoma, převzato z: [25].....	18
Obr. 3 – mPower 1000; převzato z [26], upraveno.....	19
Obr. 4 – Hand Mentor, Kinetic Muscles Inc., převzato z: [27]	19
Obr. 5 – Exoskeleton HAL-5 (vlevo); převzato z [31].....	20
Obr. 6 – Tíhová síla působící na předloktí (F_p), ruku (F_r) a předloketní část dlahy (F_d). 22	
Obr. 7 – Suprakondylární zlomenina při hyperextenzi v loketním kloubu; převzato z: [57]	28
Obr. 8 – Ortéza OR 4C společnosti Ortika, pohyb v loketním kloubu je s limitovaným rozsahem; převzato z [58]	29
Obr. 9 – Náskres kaskády ozubených kol pro převodní poměr 20:1	30
Obr. 10 – Zapojení tlačítka ve smyslu pull-up (a) a pull-down (b), převzato z [60], upraveno.	31
Obr. 11 – Uspořádání při deklaraci svorky jako INPUT_PULLUP, převzato z [62], upraveno.	32
Obr. 12 – Výsledná podoba funkčního vzorku motorizované rehabilitační dlahy loketního kloubu.....	35
Obr. 13 – Prvotní uspořádání šnekového převodu.....	38
Obr. 14 – Druhotná konstrukce převodu – obalení převodu obálkou.....	39
Obr. 15 – Nová obálka převodu, disponující 3 distančními vložkami uvnitř.....	39
Obr. 16 – Převod je v těsné obálce, nežádoucí posun kol je znemožněn pomocí 4 distančních vložek	40
Obr. 17 – Výsledné mechanické uspořádání převodu	41
Obr. 18 – Schéma zapojení v návrhovém prostředí EAGLE (Fusion 360).....	41
Obr. 19 – Deska plošných spojů. Vlevo: po vyfrézování, uprostřed: po osazení, vpravo: zapájené kontakty po osazení	42
Obr. 20 – Schéma desky plošných spojů pro frézování, vytvořeno pomocí software EAGLE (Fusion 360)	55
Obr. 21 – Osazovací plán pro desku plošných spojů, vytvořeno pomocí software EAGLE (Fusion 360).....	55

Seznam tabulek

Tab. 1 – Mikrokování pomocí budiče DRV8825, zdroj: [54].....	28
Tab. 2 – Naměřené hodnoty při hledání minimální mezní doby kroku.....	36

1. Úvod

Cévní mozková příhoda je život ohrožující událost. Každoroční incidence v ČR je 283 osob na 100 000 obyvatel ⁽²⁰¹⁷⁾[1]. Pokud je odborná pomoc poskytnuta včas, šance na přežití pacienta je vysoká. O kvalitě následného života nicméně rozhoduje především dlouhotrvající rehabilitace.

Ta je vykonávána jak v akutní fázi ve specializovaných centrech, tak v subakutní fázi a dlouhodobě v domácích podmínkách. Moderní přístupy k domácí rehabilitaci využívají i robotická rehabilitační zařízení. Tato zařízení jsou schopná pacientovu rekonvalescenci podpořit a pomoci tak znovunabýt některé ze ztracených schopností, ať už motorických, řečových nebo jiných.

Nápad na téma mé bakalářské práce vychází z projektu, na kterém jsem pracoval během půlročního studijního pobytu na univerzitě MCI v rakouském Innsbrucku. Zadáním projektu bylo opravit nedostatky prototypu rehabilitační dlahy, která vznikla jako bakalářská práce. Spolu se dvěma rakouskými studenty jsme pracovali na projektu „*Rehabilitation Arm Splint*“. Naším cílem bylo vylepšit již obhájenou bakalářskou práci. Jednalo se o prototyp motorizované dlahy horní končetiny. Ta se sestávala z šesti kusů vytištěných na 3D tiskárně, sešroubovaných dohromady. Pohyb předloketní části je umožněn díky motoru, který je umístěn v blízkosti ramena. Motor navíjí ocelové lanko, které vede vnitřkem dlahy a je přišroubováno k předloketní části. Mezi díly dlahy je umístěn senzor mechanického napětí. V úrovni loketního kloubu je připevněn potenciometr.

Tato motorizovaná dlaha disponovala množstvím nedostatků. Ocelové lanko se zařezávalo do plastu v blízkosti loketního kloubu. Lanko bylo přivázáno do šroubu, časem se ale uvolňovalo a těžko se s upevněním lanka manipuluje. Senzor mechanického napětí je do mechanické struktury vsazen, jeho funkčnost ale není prokázána. Potenciometr snímající aktuální úhel ohnutí umělého loketního kloubu je příliš velký a není v ose loketního kloubu – ohnutí v předloktí je přenášeno pomocí dvojice ozubených plastových kol na potenciometr. V poslední řadě, elektronika byla pospojována na nepájivém poli a často docházelo k nechtěnému vytržení vodičů ze zdírek.

Prototyp motorizované dlahy byl inspirací, zdálo se, že je příhodné vytvořit vlastní motorizovanou rehabilitační dlahu, u které budou některé nedostatky eliminovány. Viděl jsem prostor ke změně v ovládní dlahy a v řízení pohybu, spočívající v návrhu nové ovládací jednotky, a dále v úpravě mechanického provedení spočívající ve vynechání ocelového lanka a použití motoru přímo u kloubu.

2. Teoretická část

2.1. Mrtvice a akutní léčba

Pokud dojde k nedostatečnému krevnímu zásobení mozku krví, je řeč o cévní mozkové příhodě neboli o mrtvici. Mozek přestává být zásoben kyslíkem a jednotlivé mozkové buňky – neurony – začnou po přibližně 5 minutách odumírat. Proto je důležité, pokud k zastavení krevního zásobení dojde, co nejdříve obnovit přívod krve, a tedy i kyslíku k postiženému místu v mozku.^[2]

Ve valné většině případů mrtvice je na vině trombóza (krevní sraženina, která vznikla v daném místě) nebo embolie (vmetek – bublina vzduchu či tuku, plodová voda, anebo jakákoliv cizorodá částice, která putuje krevním řečištěm až do místa, kudy už neprojde a ucpe zde cévu). V takovém případě dojde k ucpání tepny a mozková příhoda se označuje jako ischemická. Pokud se podaří krevní sraženinu rozpustit do jedné hodiny od ucpání tepny, pacient má 70% šanci na úplné uzdravení.^{[2][3][4]}

Oproti tomu hemoragická mrtvice je způsobena prasknutím cévy v mozku, což znamená krvácení do mozku, ať už do plen mozkových (tj. subarachnoidální krvácení – krev uniká do prostoru mezi arachnoideou a pia mater) či přímo uvnitř mozku (tj. intracerebrální krvácení). Hemoragická mozková příhoda bývá způsobena neléčeným vysokým krevním tlakem. Škody, které tento typ mozkové příhody způsobí jsou často závažnější. Pokud dojde k utlačení center pro dýchání nebo srdeční činnost, nastává smrt. Hemoragické mrtvice tvoří přibližně 20 % mozkových příhod.^[5]

Posledním druhem mrtvice, který bývá vymezován, je malá mrtvice. Ta nastává, pokud je mozek po určitou dobu nedostatečně prokrvován. Pokud jde o příznaky, může nastat krátkodobý výpadek jedné poloviny zorného pole anebo může být vidění dvojité či zamlžené. Dále se může dostavit brnění končetin a neschopnost končetinami pohybovat – často jen na jedné polovině těla. Příznakem může být i neschopnost normální řeči. Pokud se jedná o malou mozkovou příhodu, tyto stavy nejpozději do 24 hodin zmizí. Výše popsané projevy by neměly být ignorovány – mohou být varovným signálem, protože malá mozková příhoda může předcházet mrtvici v plném rozsahu.^{[2][6][7]}

Statický výskyt mozkových příhod v České republice nezní příliš optimisticky – jedná se o druhou nejčastější příčinu smrti. V průměru každý den postihne mrtvice 82 osob a z toho 28 jich zemře.^{[1][2]}

Od začátku projevů se každá minuta počítá a právě tento čas rozhoduje o závažnosti následků mozkové příhody. Nejčastějším problémem je pozdní příjezd do nemocnice.^[4]

Pokud se jedná o ischemickou mrtvici, je potřeba co nejrychleji podat trombolytika, které způsobí rozpuštění trombu. Úspěšnost této metody závisí na tom, jak starý trombus je.^[8] Trombolytika musí být podány nejpozději do tří hodin od začátku projevů příznaků.^[9] Alternativou k trombolýze je trombektomie. Trombus či embolus je vysát (katetrová trombektomie) anebo rozbita na menší kousky (mechanická trombektomie).^[10]

2.2. Rehabilitace po mrtvici

Pokud člověk mozkovou příhodu přežije, kvalita jeho života od této chvíle závisí na rychlosti poskytnuté péče. V momentu, kdy už je obnoveno krevní zásobení nedokrvané tkáně, je potřeba začít s rehabilitací. Ta začíná v ideálním případě již během několik dní po mrtvici. Rehabilitace mají v tuto chvíli na starosti hlavně iktová centra a neurologická oddělení.^{[11][12]} Tyto centra jsou obvykle speciální oddělení v rámci neurologického oddělení nemocnice a mají obvykle 4-8 míst. Předností těchto iktových center je interdisciplinární tým. Díky tomu je možná rychlá a přesná diagnóza rozsahu poškození v důsledku mrtvice, o což se postarají přítomní neurolog, intervenční radiolog a internista. V iktových centrech bývá vybavení pro akutní trombolytickou a miniinvazivní léčbu.^{[12][13]}

Přestože mrtvé mozkové buňky již „oživit“ nijak nelze, lze využít fenoménu „plasticity nervové soustavy“. Funkce, které dřív zajišťovaly nyní již odumřelé neurony jsou převzaty okolními neurony. Tato nervová plasticita se projeví pouze pokud začne rehabilitace v brzké době.^[11] V návaznosti na diagnózu je tedy zapotřebí, aby i léčba začala v co nejkratším čase. Po diagnóze rozsahu poškození a léčbě přichází na řadu rehabilitace.^[13]

Schopnosti, které jsou po mozkové příhodě ztraceny lze znovu obnovit pomocí rehabilitační terapie. Nejdříve je nutná diagnóza, na základě které je pak vykonávána multioborová rehabilitace zahrnující mj. fyzioterapii, logopedii, ergoterapii, psychoterapii. Potřební jsou především rehabilitační terapeuti.^{[11][14]} Poškození mozku může znamenat poruchy pohybu, řečové poruchy, kognitivní deficity, apod.^[15] Fyzioterapeut pomáhá postiženému pomocí fyzioterapeutických cvičení, při kterých je třeba dbát na to, aby nebyly svaly a klouby přetěžovány. Cílem fyzioterapie je zvýšení použitelnosti postižené poloviny těla.^[15] U přibližně třetiny pacientů po cévní mozkové příhodě se projeví zhoršená schopnost řeči – to je způsobeno zasažením Broccova centra řeči. Kompenzace řečových vad a poruchy polykání má na starosti logoped.^{[13][15]} Další osoby, které mohou postiženému zlepšit kvalitu

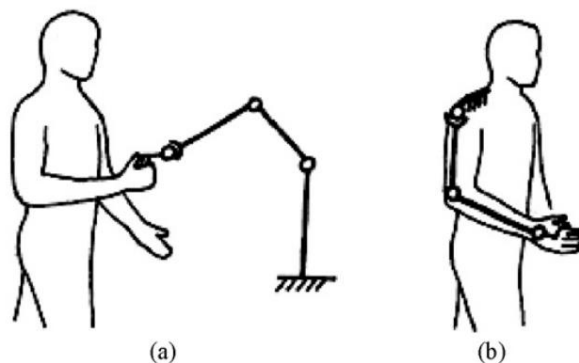
života po mozkové příhodě jsou ergoterapeut (pro nácvik každodenních činností a kognitivní rehabilitaci) a neuropsycholog.^[16]

Raná rehabilitace trvá okolo tří týdnů.^[11] Na začátku, v akutní fázi, je potřeba provádět pohyby v kloubech, jednak aby nedošlo ke kontrakturám (křečovitě sevření svalů) a také aby se mohla uplatňovat neuroplasticita. K tomuto se používají pneumatické anebo dynamické dlahy.^[13] Dále je potřeba pacienta minimálně každé dvě hodiny polohovat, aby nedošlo k proleženinám (= dekubitus; v principu se jedná o zhoršenou mikrocirkulaci a tedy o nedostatečný přísun kyslíku k buňkám).^[17] Následně, v subakutní fázi, kdy je stále potřeba pravidelná rehabilitace, se ale stává, že není místo. Pacient je nucen z tohoto důvodu na nutnou péči čekat. V takovém případě je nezbytné, aby pacient rehabilitoval, jak je to jen možné.^[11] Rehabilitaci má smysl provádět, dokud se schopnosti pacienta zlepšují. Nakonec, dlouhodobá rehabilitace – aby se pacientovy schopnosti nezhoršovaly.^[18]

2.3. Rehabilitace pomocí robotických zařízení

Pro rehabilitaci horní končetiny lze využít pomoc robotických zařízení. Jedním ze způsobů provedení těchto zařízení jsou tzv. end-effector zařízení. Princip tohoto typu je, že pacient je držěn za zápěstí nebo předloktí. End-effector typ není vhodný pro rehabilitaci izolovaného pohybu jednoho kloubu. End-effector má nevýhodu, že nedokáže vytvářet izolovaný pohyb v jediném kloubu. Namísto toho vytváří kombinaci pohybů ve více kloubech zároveň (v případě paže tedy v zápěstí, v lokti, i v rameni). Tento typ je levnější na výrobu a je jednodušší jej nastavit na fyziologické rozměry pacienta.^[19] Jsou k dispozici klinické výsledky, které poskytují silnou podporu pro příznivé působení end-effector rehabilitačních zařízení na znovuzískání motorických funkcí.^{[19][20]}

Exoskeletony horní končetiny mají klouby podobně jako člověk a osy jejich kloubů jsou v osách kloubů horní končetiny. V ideálním případě dokážou kopírovat všechny její pohyby. Díky tomu naléhají na paži a mohou být upevněny na vícero místech k paži. Horní končetina má celkem 9 stupňů volnosti, pokud nejsou počítány stupně volnosti prstů. Rameno jich má samo o sobě 5. Ramenní kulový kloub má 3 stupně volnosti – abdukce/addukce, flexe/extenze a mediální/laterální rotace. Další 2 stupně volnosti zajišťuje sternoklavikulární kloub, které umožňuje elevaci/depresi a také protrakci/retrakci ramene. Další 2 stupně volnosti jsou na úrovni předloktí – flexe/extenze loketního kloubu a pronace/supinace předloktí. Poslední 2 stupně volnosti připadají na pohyb v zápěstí – ulnární/radiální dukce a palmární/dorzální flexe.^{[19][21][22][23]}



Obr. 1 – (a) typ end-effector, (b) typ exoskeleton; převzato: [19]

V poslední době se vývoj rehabilitačních robotických zařízení začal ubírat více směrem exoskeletonů.^[19] Exoskeleton je určen pouze pro určité rozmezí velikostí jednotlivých kostí a oproti end-effector typu tedy není tak univerzální vůči uživatelům. Je možné přesně určovat polohu a úhly jednotlivých kloubů. Díky tomu je možné cílit jednotlivá cvičení na procvičování určitých svaly. Pomocí výpočtů dochází k určení momentů sil v jednotlivých kloubech exoskeletonu. Oproti end-effector typu poskytuje tento typ větší paletu cvičení, které lze s horní končetinou provádět.^[19]

Armeo Power od švýcarské společnosti Hocoma je aktivní exoskeleton horní končetiny. Kompenzuje tíhu paže a aktivně vede paži, zatímco pacient obnovuje své motorické schopnosti hraním interaktivních her. Armeo Power poskytuje celkem 7 stupňů volnosti.
[24][25]



Obr. 2 – Armeo Power, Hocoma, převzato z: [25]

mPower 1000 pocházející od bostonské společnosti Myomo Inc. je motorizovaná ortéza na paži, která poskytuje 1 stupeň volnosti – ohyb v lokti. Používá EMG signál z bicepsu a tricepsu k výpočtu potřebného pomocného momentu síly v lokti pro flexi nebo extenzi. Vypadá jako rukáv, který si pacient dokáže jednoduše navléct. Díky tomu, že snímá pacientovu tendenci vykonat extenzi nebo flexi a posiluje tento pohyb, je pacient více motivovaný. Pozitivní zpětná vazba, kterou dostává, je důležitá pro rehabilitaci. Zařízení může být používáno jako aktivní pomoc, tedy nejen v rané fázi rehabilitace. ^{[19][26]}



Obr. 3 – mPower 1000; převzato z [26], upraveno.

Hand Mentor od arizonské společnosti Kinetic Muscles Inc. je nositelné rehabilitační zařízení. Rehabilituje zápěstí a prsty. Ohýbá v zápěstí ve směru dorzální nebo palmární flexe, má tedy 1 stupeň volnosti. Povrchový EMG senzor zajišťuje zpětnou vazbu. Rehabilitační cvičení s pomocí Hand Mentoru probíhá tak, že pacient se snaží ohnout zápěstí jak to jen jde. Pokud už dál nemůže, Hand Mentor zapne pneumatický aktuátor (pneumatický umělý sval, PAM; popsáno blíže v kap. 2.4) a pomůže v zápěstí k plnému ohnutí. Navíc, zařízení protahuje ruku, což pomáhá v případě ztuhlých svalů. ^{[19][27]}



Obr. 4 – Hand Mentor, Kinetic Muscles Inc., převzato z: [27]

Japonská společnost Cyberdyne, Inc. má s vývojem exoskeletonů bohaté zkušenosti. Vývoj **HAL** (*Hybrid Assistive Limb*) začal již v roce 1989. Zpočátku, do roku 1993, se soustředil vývoj pouze na dolní končetinu. Certifikované zařízení HAL-3 pro rehabilitaci dolní končetiny se začalo půjčovat od roku 2008, pouze na území Japonska. V roce 2012 byl dokončen vývoj kompletního exoskeletonu HAL-5. V roce 2013 získala společnost globální bezpečnostní certifikát na motorizovaný exoskeleton jako první na světě. HAL-5 je používán i zdravými osobami ke zvýšení síly. Zařízení používá měření povrchového EMG k získání informace o tendenci pohybu svalů uživatele. Čtení EMG signálu je velmi důmyslné – jsou čteny signály o velikosti 10 μV až 1 mV. Moderní HAL-5 váží pouze 10 kg včetně baterie a počítače. ^{[19][28][29][30]}



Obr. 5 – Exoskeleton HAL-5 (vlevo); převzato z [31]

Dalším krokem v rehabilitaci je aplikace her. To vede k vyšší motivaci pacientů. ^[19]

Pro snímání tendencí pacienta lze uplatnit tenzometry. Ty, pokud by byly upevněny v dlazi, jsou ale náchylné na jakýkoliv pohyb a neodpovídají přesně úmyslu pacienta k pohybu v daném kloubu. Myoelektrické systémy dokáží snímat elektrické signály z nervové soustavy, které za normálních okolností ovládají svaly. Povrchová elektromyografie (sEMG) je neinvazivní snímání těchto signálů. Amplituda těchto signálů zpravidla není vyšší než desetiny mV. Proto je snímání těchto signálů složité na výrobu, což se projevuje i v ceně takových senzorů. ^{[32][33]} Čím více senzorů je zastoupeno, tím přesnější data při rehabilitaci jsou. ^[34]

2.4. Rehabilitační motorizované zařízení pro loketní kloub

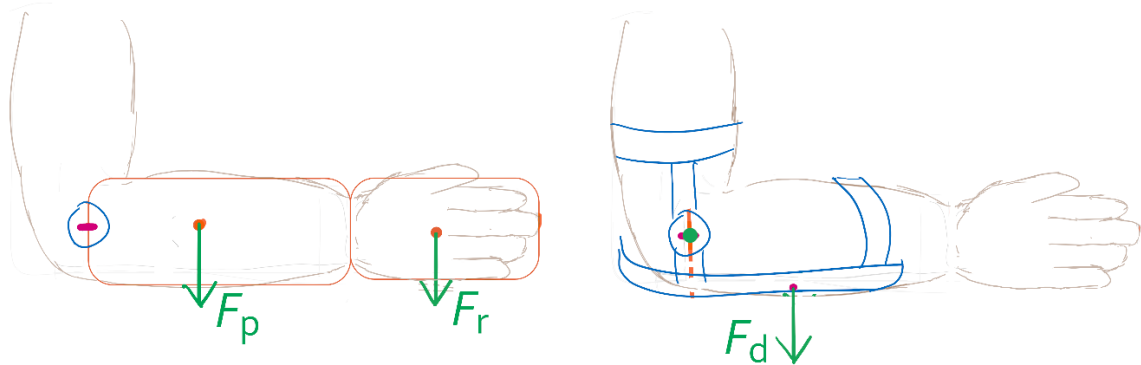
V loketním kloubu dochází k flexi/extenzi předloktí – má tedy 1 stupeň volnosti. Ovládání pohybu motorizované dlahy je možné realizovat hlavními dvěma cestami, buď pomocí motoru anebo pomocí pneumatického umělého svalu (PAM). V posledních letech je pneumatický umělý svalový rychle rozvíjející se technologií, která poskytuje možnost ovládání umělých kloubů. Poměr hmotnosti ku výkonu je výrazně nižší u PAM než u motoru. Pneumatický umělý sval dokáže vyvolávat sílu pouze kontrakcí, nikoliv roztažením sebe. Proto je zapotřebí použít dva umělé svaly pro plnou ovladatelnost jednoho stupně volnosti.^{[19][35][36]} Při realizaci motorizované rehabilitační dlahy loketního kloubu není její vyšší hmotnost takový problém. Motor je jen potřeba umístit co nejbližší k rameni, aby tíhová síla působící na něj nezatěžovala pacientovu paži.

V případě použití motoru lze například použít motor, který bude navíjet ocelové lanko a způsobovat tak flexi předloketní části dlahy v loketním kloubu. Zpětnou extenzi by zajišťovala gravitační síla. Lanko je potřeba navíjet na bubínek o vhodném poloměru a vhodnou rychlostí. Závislost rychlosti navíjení na změně úhlu není lineární. V takovém případě provedení by ale lanko natažené vzduchem bylo potenciálně nebezpečné. Proto je vhodnější použít motor, který by byl umístěn přímo v místě loketního kloubu nebo v jeho blízkém okolí a nebylo by potřeba ocelové lanko žádným způsobem používat.

2.4.1. Moment tíhové síly

Pro výpočet potřebného točivého momentu motoru by mělo být počítáno s tíhovou silou působící na předloktí a ruku. Pro výpočet tohoto momentu síly potřebujeme znát hmotnost a umístění hmotných středů těchto částí těla. Společné těžiště distální části paže, tedy předloktí a ruky, určíme následovně: Známe fyziologicky poměr hmotnosti předloktí k hmotnosti lidského těla (1,5-1,6 %) a poměr hmotnosti ruky vůči hmotnosti těla (0,5 %). Známe také polohu hmotných středů těchto segmentů lidského těla (předloktí, ruka). Ty jsou určeny svou relativní vzdáleností od proximálního konce daného segmentu těla vůči své délce. Předloktí má svůj hmotný střed ve vzdálenosti 42-45 % délky předloktí od loketního kloubu. Ruka má svůj hmotný střed v relativní vzdálenosti 45-48 % od zápěstí, vztaženo k délce ruky (od zápěstí po špičky prstů). Délka předloktí dospělých osob se pohybuje mezi 23-30 cm. Délka ruky dospělého může je průměrně 19,3 cm.^[22] Pro odhad tělesné hmotnosti pacienta 80 kg je tedy hmotnost předloktí přibližně 1,2-1,3 kg a ruka váží přibližně 400 g. Těžiště předloktí a ruky dohromady nyní spočítáme pomocí momentové rovnice dílčích těžišť ruky a předloktí.

Moment síly působící na předloktí je 1,3-1,5 Nm. Moment síly působící na ruku je 1,36-1,38 Nm. Výsledný moment tíhové síly působící na předloktí a ruku je tedy v nejhorším případě 2,9 Nm.



Obr. 6 – Tíhová síla působící na předloktí (F_p), ruku (F_r) a předloketní část dlahy (F_d)

Pro výpočet potřebného točivého momentu motoru budeme potřebovat ještě moment síly samotné dlahy, resp. její předloketní části. V případě 3D tisku lze pro jednoduchost uvažovat kvádr o objemu $0,5 \text{ dm}^3$. Nejpoužívanější materiály pro 3D tisk jsou PLA, PETG, ABS, ASA – max. o hustotě $1,5 \text{ g/cm}^3$.^[37] Pro výplň 70 % objemu plastem dostáváme výsledek hmotnosti dlahy 700 g. Těžiště uvažme ve vzdálenosti 11 cm od loketního kloubu. Moment tíhové síly působící na dlahu by tedy byl přibližně 0,76 Nm.

Celkové tíhová síla, kterou musí motor být schopný překonat je tedy 3,66 Nm. Po zahrnutí bezpečnostního koeficientu 1,4 je zapotřebí, aby motorizovaná dlahu byla poháněna motorem o točivém momentu alespoň 5 Nm. Toto bude zohledněno při výpočtu potřebného převodního poměru v kapitole 2.8.

2.4.2. Materiál pro motorizovanou dlahu a ortézy

Před výrobou motorizované dlahy je potřeba zvážit, který materiál použít. Pro prvotní realizaci by bylo vhodné použít technologie 3D tisku k rychlé výrobě dílů z plastu. Vniká by otázka pevnosti takové dlahy. Pokud by byl volen kov jako materiál, je potřeba vyšší hmotnost dlahy zahrnout do výpočtu potřebného točivého momentu motoru. Kromě možnosti 3D tisku či konstrukce z kovových součástí je možné využít již existujících pohyblivých ortéz. Ortéza slouží ke stabilizaci kloubů či limitaci jejich pohybu, chrání a podporují muskuloskeletální systém.^[38] Ortézy jsou buď ohebné, anebo jsou vyztužené pevnou (např. kovovou) konstrukcí.^[39] Vhodnou konstrukci ortézy má na starosti ortotik. Je třeba zvolit vhodný materiál pro danou aplikaci. Na výběr jsou nízkoteplotní plasty (aquaplasty),

vysokoteplotní plasty (PE, PP, CPP), kovy, kůže anebo textil.^[40] Ortézy se dělí také podle toho, na které klouby jsou používány. Ortézy horní končetiny, které chrání a podporují loketní kloub, jsou označovány jako EO (*elbow ortosis*). Může se jednat o statické anebo o dynamické pevné ortézy. Ty mohou mít volný nebo limitovaný rozsah.^[41] Jednou z vhodných variant pro konstrukci motorizované rehabilitační dlahy je ortéza loketního kloubu s limitovaným rozsahem od společnosti Ortika, a.s.: „OR 4C – ortéza loketního kloubu s limitovaným rozsahem pohybu“.

2.4.3. Měření úhlu v loketním kloubu

Aktuální úhel ohybu v kloubu je měřen pomocí potenciometrů anebo enkodérů. Toto je přesná metoda měření tohoto úhlu. Na vnější svorky je připojeno stejnosměrné napětí. Otočné potenciometry uplatňované při měření úhlu v kloubu fungují tak, že posuvný jezdec, který se otočením posouvá po odporové vrstvě a tím mění odpor v potenciometru mezi prostřední a krajní svorkou. Změna odporu se projeví jako odporový dělič napětí a na prostřední svorce je měřeno v čase proměnlivé napětí – to lze jednoduchým výpočtem převést zpět na úhel, o který je otočná část potenciometru pootočena. Úhel otočení otočné části potenciometru je přímo úměrný rozdílu napětí mezi prostřední svorkou potenciometru a jednou z vnějších svorek. U potenciometru záleží, pro jaký maximální úhel otočení byly vyrobeny.^[42]

Je třeba dbát na náležitě ukotvení obou vzájemně otočných částí, každá k jedné straně kloubu (např. otočná část k ulně a statická k humeru, či naopak). Dále je potřeba potenciometr náležitě chránit, tak, aby nedošlo k samovolnému poškození vazby a tím pádem k nežádoucí manipulaci s rotační částí potenciometru.^[34]

2.5. Mikrokontroler Arduino Nano

Pro ovládání je potřeba zvolit a naprogramovat mikrokontroler, který dodává instrukce bez připojení k počítači. Mikrokontroler je sám o sobě počítačem. Častou volbou jsou mikroprocesory Arduino. Jako ovládací mikrokontroler byl vybrán Arduino Nano. Jeho rozměry jsou 45 mm na délku a 13 mm na šířku. Není těžký, váží pouhých 7 gramů. Může se zdát, že Arduino Nano je méně výkonné a má menší paměť než populární Arduino Uno, jedná se ale o téměř totožné mikrokontrolery, co se většiny parametrů týče. Kromě svých rozměrů a hmotnosti se liší počtem analogových výstupů (Uno jich má 8, zatímco Nano pouze 6), tvarem USB konektoru – Uno používá USB-B (typický konektor u tiskáren) a Nano používá Mini USB. Napájení mikrokontroleru Arduino Nano lze zvolit v rozsahu 1,8 až 5,5 V a připojit jej na vstupní svorku „5 V“. Druhou variantou je připojit napájecí napětí v rozsahu 7

až 12 V na vstupní svorku „V_IN“. V takovém případě je napětí převáděno na 5 V pomocí usměrňovače, přičemž vzniká teplo. Pro napájení lze tedy použít USB anebo libovolný zdroj stejnosměrného napětí v daných rozsazích. Používá mikrořadič ATmega328P navržený společností Atmel. Při zápisu kódu na mikrokontroler v rámci prostředí Arduino IDE je potřeba rozlišit, zda používá procesor starý nebo nový zavaděč – špatné určení vede k neschopnosti nahrání kódu. Flash paměť má velikost 32 kB. Frekvence procesoru u Arduino Nano je 16 GHz.^{[43][44]}

2.6. Motor

Při výběru typu motoru je potřeba zvážit, v jakých otáčkách má pracovat a jaký točivý moment má poskytovat. První volba by mohla padnout na běžná tzv. modelářská serva. Modelářské servomotory mívají obvykle úhlový rozsah 180°, což by pro potřeby motorizované loketní dlahy jistě stačilo. Přestože točivý moment servomotorů je vysoký ve statickém momentu, s rostoucí rychlostí otáčení rychle klesá. To znemožňuje možnost uvolnění motoru v případě potřeby.^[45] Točivý moment generovaný motorem lze zvýšit použitím převodu. Použití převodu je prakticky nemožné, protože servomotory nelze otáčet kolem dokola. Servomotory mají vnitřní enkodér či potenciometr, který zajišťuje zpětnou vazbu pro udržení požadované polohy v případě tendence motor vychylovat. Tato informace o poloze ale zůstává uvnitř motoru a jeho řídicí jednotky. Pro získávání aktuálního úhlu natočení motoru by bylo potřeba použít externí potenciometr nebo enkodér. Servomotory se nemohou otáčet dokola, běžně mají úhlový rozsah 180°. Z tohoto důvodu není prakticky možné je dále převodovat.

Pro potřebu motorizované loketní dlahy je potřeba vytvořit přídržný točivý moment o velikosti 5 Nm, jak bylo zmíněno v kapitole 2.4.1.

2.6.1. Krokové motory

Krokové motory se na rozdíl od servomotorů mohou otáčet dokola. Jedná se o točivý stroj, využívající elektromagnetické indukce a magnetismu. Krokový motor je synchronní vícepólový motor. Skládá se ze statoru, který je tvořen několika elektromagnety rozmístěnými v kruhu, a rotoru, který je tvořen permanentním magnetem ve středu motoru, který se může otáčet a je spojen s hřídelí motoru. Stator je řízen proměnlivým elektrickým proudem ve dvou nebo více fázích vinutí. Rotor kolem sebe vytváří permanentní magnetické pole a protože se může otáčet, má tendenci se natočit tak, aby byl v magneticky klidové poloze a v takovém stavu zůstává zaaretovaný. Pro posun rotoru o jeden krok je přivedena

příčinná napětí na dané fáze statoru a rotor je pootočen o velikost jednoho kroku. Jednou z častých konstrukčních variant motoru je taková, při které je velikost kroku rovna $1,8^\circ$ - typicky krokové motory NEMA 17. Mezi výhody krokových motorů patří to, že nepotřebují komutátor, jsou bezkartáčové a proto nejiskří. Třecí síly jsou malé oproti kartáčovým motorům – jediné třecí síly vznikají v ložisku mezi státorem a rotorem. Krokové motory mají delší životnost oproti kartáčovým motorům. Mezi nevýhody krokových motorů patří neschopnost monitorování aktuální polohy – je znám pouze počet vykonaných kroků, ten se ale může od aktuální polohy lišit. Stane se tak ve chvíli, kdy moment síly působící na motor je v nějakou chvíli větší, než je točivý moment motoru a dojde tak ke ztrátě kroku. V takovém případě je nutné opětovně nastavení nulové polohy. Pokud je opravdu potřeba měřit polohu motoru, je potřeba externě připevnit enkodér či potenciometr. Krokové motory dále nejsou vhodné pro extrémně vysoké rychlosti otáčení (jak vysoké, to záleží na daném krokovém motoru). Krokové motory se vzájemně liší zejména výkonem, vhodnými otáčkami, velikostí a hmotností. Krokové momenty, které dokáží vytvořit velký točivý moment jsou velmi těžké a velké. ^[46]

Motor je možné napájet baterií anebo přímo ze zdroje napětí, který je připojen do zásuvky. Baterie může představovat zbytečnou zátěž. Pro potřebu rehabilitace izolovaného loketního kloubu, která bývá prováděna doma, není problém aby Arduino, budič motoru i motor byly pod napětím ze sítě. ^{[47][48]}

Motor by měl být volen pro otáčky, ve kterých bude řádově operovat. Krokový motor určený pro nízké rychlosti, který by operoval ve vysokých otáčkách bude mít menší točivý moment. Stejně tak pokud bychom použili krokový motor určený pro vysoké otáčky používali pro řádově nižší. Na toto je třeba brát zřetel již od začátku, počítat s převodem a jeho vlivem na rychlost otáček. Pokud nastane nesoulad v setrvačnosti zátěže a motoru, motor má problém akcelarovat. Systém může také rezonovat, vytvářet hluk, pohyb může být nejistý a může docházet k přeskokování kroků. ^[48] Krokové motory jsou standardizovány americkou asociací NEMA (*National Electrical Manufacturers Association*). Rozměry plochy kolmé k hřídeli krokových motorů jsou dle standartu čtvercové s délkou strany. Nesou označení NEMA DD, kde DD je číslo popisující velikost délky strany (desetinásobek délky v palcích). Vyrábějí se ve velikostech s označením 8, 11, 14, 17, 23, 24, 34, 42 či 66. Např. krokový motor Nema 17 má rozměry čelní strany $1,7'' \cdot 1,7''$ (šířka i délka motoru je tedy 4,318 cm). Dále díky standartu NEMA známe velikost kroku daného krokového motoru. Krokové motory NEMA 17 mají velikost kroku $1,8^\circ$ - mají tedy 200 kroků na celou otáčku. ^[49]

2.6.2. Mikrokrokování a budič DRV8825

Mikrokrokování, známé také jako microstepping, umožňuje plynulejší chod motoru. Při použití mikrokrokování dochází k překryvu spínání fází a ve fázi se tak vytváří průběh napětí, který se víc podobá harmonické funkci – kroky nejsou tak velké a aproximace sinusoidy není tak „zubatá“. Výkon motoru se použitím mikrokrokování nemění. Při výběru motoru je v některých aplikacích důležité vědět na jakou úroveň mikrokrokování dokáže budič jít. Použití mikrokrokování neznamena rozdělání původních kroků na vícero menších, stejně velkých dílků, že rozdělí krok na stejné dílky.^[48]

Krokové motory jsou řízeny pomocí budičů (= driverů) krokových motorů. Mikrokontroler je potřeba nejprve propojit s budičem motoru a ten řídí samotný proud ve fázích motoru. Je potřeba vybrat vhodnou kombinaci motoru a budiče k němu. Špatná volba budiče k danému krokovému motoru může vést k nižšímu výkonu motoru či ke zničení motoru a/nebo budiče.^[50] Dva důležité parametry budiče jsou maximální napětí a maximální proud, které může motoru dodávat. Specifikace motoru zahrnují proud fází a odpor fáze. Pro zjištění potřebného napětí použijeme Ohmův zákon v diferenciálním tvaru $U = R \cdot I$ a zjistíme napětí potřebné na fázi. Budiče krokových motorů jsou trvale pod napětím. Mají možnost krokový motor uvolnit, což může být v určitých aplikacích užitečné. Lze takto např. nastavit nulovou polohu a od té měřit počet kroků určitým směrem. Je potřeba hlídat el. proud jdoucí z budiče do fáze motoru. U motoru nesmí dojít k překročení mezního jmenovitého proudu ve fázi. Ten lze u některých budičů omezovat. Jinak je potřeba řešit vhodným zdrojem napětí – dostatečně malým.^[48]

Velkým distributorem kompaktních budičů krokových motorů typu NEMA je výrobce elektroniky Pololu. Běžnou volbou je budič A4988.^[51] Tento budič umožňuje mimo jiné nastavovat maximální proud fáze a poskytuje možnost mikrokrokování až do rozlišení 1/16. Odběr proudu fází motoru smí být maximálně 1 A a dokáže pracovat při napájecím napětím až 35 V.^[52] Alternativou k tomuto budiči je DRV8825, který se liší zejména možností vyššího odběru proudu fází motoru – 1,5 A, dále ale také umožňuje mikrokrokování v rozlišení až do 1/32 a dokáže také pracovat až do napětí 45 V.^[53] Budič krokového motoru DRV8825 je náchylný k poškození, pokud dojde k prudkému zvýšení napětí (z důvodu použití keramických kondenzátorů, které mají nízkou hodnotu ESR). Pokud by tyto napěťové špičky přesáhly hodnotu 45 V, může dojít k trvalému poškození budiče, případně i motoru. Před tímto je možné bránit se dvěma způsoby. Jedním z nich je zapojení vhodného kondenzátoru o kapacitě alespoň 47 μF (lépe 100 μF) mezi póly napájecího napětí. Pokud by se na zdroji

napěťová špička objevila, kondenzátor tuto rychlou změnu propustí a nedojde k poškození budiče, ani motoru.^[54]

Rozměry budiče jsou 15 mm x 20 mm. Budič umožňuje měnit proud do fáze pomocí trimru. Také se automaticky vypne při přehřátí.^[55] Vstupní a výstupní svorky na budiči DRV8825 jsou postupně: *VMOT* (zdroj napájecího napětí pro motor v rozsahu 8,2 až 40 V), *GND* (zem, 0 V), *B1 & B2* (výstupy první cívky v krokovém motoru), *A1 & A2* (výstupy druhé cívky v krokovém motoru), *FAULT* (indikace příliš velkého proudu či při přílišném zahřátí budiče, pak je na svorce *FAULT* hodnota LOW), *GND* (zem, podruhé), *DIR* (směr kroku motoru – při HIGH dělá motor kroky jedním směrem, při LOW druhým, přičemž záleží, jak je motor do budiče zapojen), *STEP* (slouží pro příjem informace „udělej krok“ – každá náběžná hrana, tj. změna z LOW na HIGH znamená příkaz budiči k vykonání jednoho kroku), *SLEEP* (slouží k „uspání motoru“ – pokud je na tuto svorku přivedeno LOW, vykonává příkazy dle instrukcí, pokud je na něj ale přivedeno HIGH, motor je odpojen od napájecího napětí – neklade odpor a je možné s ním libovolně otáčet), *RESET* (slouží k restartu budiče), *M2, M1 a M0* (svorky pro mikrokrokování; přivedení patřičné trojice hladin napětí – LOW/HIGH na každou z těchto tří svorek – způsobí zvolené mikrokrokování), *ENABLE* (zakáže posílání pulzů pokud je na něj přivedeno HIGH – budič brání motoru v pohybu a motor je tak tedy zabrzděn).^[53]

Čip by se začal přehřívat při průchodu proudem většího než 1,5 A na fázi motoru. Pro proud vyšší než 1,5 A na fázi je vyžadováno použití chladiče či jiné chladicí metody (např. aktivní chlazení pomocí ventilátoru).^[54] Budič DRV8825 obsahuje v balení zpravidla malý chladič. Je doporučováno ho na mikročip aplikovat před použitím. Na budiči DRV825 se nachází malý trimr, který slouží k nastavení proudového limitu. Je žádoucí tento limit nastavit tak, aby byl menší nebo roven jmenovitému proudu motoru. První metoda je měřit napětí mezi trimrem a zemí (vpravo dole) – platí že proudový limit je toto napětí násobeno dvěma. Víme, jaký je maximální proud motorem. Druhá metoda spočívá v zapojení motoru přes ampérmetr. Začíná se s trimrem v extrémní poloze – je otočený co nejvíce ve směru proti směru hodinových ručiček. V katalogovém listu krokového motoru se nalezne informace o maximální velikosti jmenovitého proudu fázi, k této hodnotě je možné se přiblížit postupným pozvolným zvyšováním maximálního proudu fázi – tedy otáčením trimru ve směru hodinových ručiček.

Jak bylo zmíněno v předchozím odstavci, pro nastavení mikrokrokování používá budič DRV8825 tři svorky. Na každou z nich se přivádí buď „HIGH“ nebo „LOW“. Budič rozlišuje celkem 6 úrovní mikrokrokování.^[54]

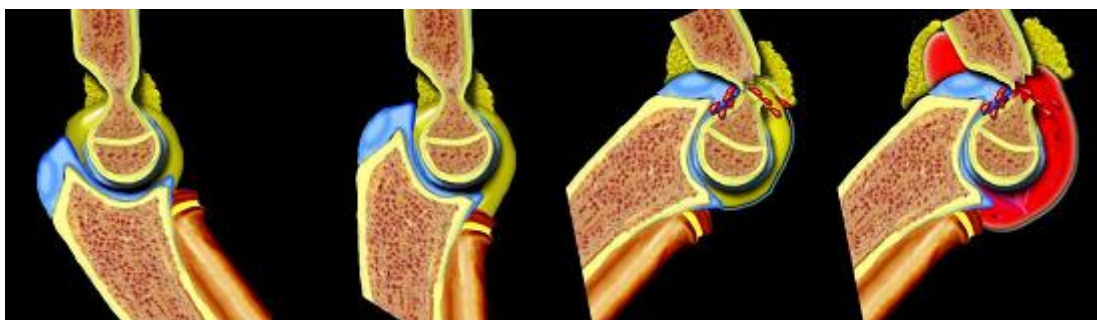
Svorky budiče DRV8825			Rozlišení
M0	M1	M2	mikrokrokování
Low	Low	Low	Celý krok
High	Low	Low	½ kroku
Low	High	Low	1/4 kroku
High	High	Low	1/8 kroku
Low	Low	High	1/16 kroku
High	Low	High	1/32 kroku
Low	High	High	1/32 kroku
High	High	High	1/32 kroku

Tab. 1 – Mikrokrokování pomocí budiče DRV8825, zdroj: [54]

2.7. Kód a bezpečnostní zastavení

Centrálním řídicím prvkem motorizované dlahy je mikrokontroler Arduino Nano. Ten musí řídit pohyb motoru a zároveň přijímat a vyhodnocovat informace o stisku tlačítek. Rychlost motoru je přímo úměrná frekvenci pulzů, které mikrokontroler posílá dále do budiče motoru. Je potřeba počítat s převodem a zahrnout, pokud bude motor používat mikrokrokování.

Motorizovaná dlaha je elektrické zařízení, které dokáže člověku nejen pomoci, ale i ublížit. Pokud by se motor nezastavil včas, mohl by mít tendenci působit v loketním kloubu do úhlu, který není přirozený. V extrémním případě dochází v takovémto způsobu namáhání k hyperextenzi a nejčastěji dojde k suprakondylární zlomenině, popř. může dojít ke fraktuře olecrana ulnae.^[56]



Obr. 7 – Suprakondylární zlomenina při hyperextenzi v loketním kloubu; převzato z: [57]

Z tohoto důvodu je vhodné, aby byla implementována ochrana před tímto potenciálním rizikem. Je možné zapojit tlačítko k zastavení či uvolnění motoru, tak, aby nepůsobil již dále v případě jakékoliv chyby. Další možností je mechanické zastavení – použití zářezek, které by nedovolili příliš velkou extenzi předloktí. Toto určité ortézy umožňují. Například již výše zmíněná ortéza OR 4C má možnost omezení rozsahu pohybu pro flexi i extenzi. Rozsah pohybu v loketním kloubu je limitován pomocí zářezek, kterými lze nastavit dorazy. S rozlišením 10° je možné zvolit limit pro maximální možnou flexi: 0° (bez ohnutí) až 110° (paže v lokti velmi pokrčena); a limit pro extenzi: 0° (paži lze úplně napnout) až 90° (paže je v lokti trvale pokrčena).^[58]



Obr. 8 – Ortéza OR 4C společnosti Ortika, pohyb v loketním kloubu je s limitovaným rozsahem; převzato z [58]

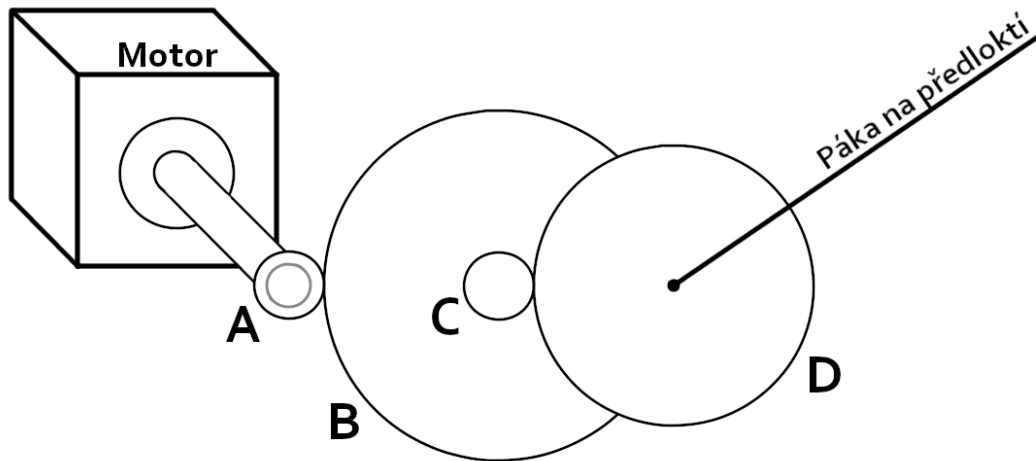
2.8. Převody

Z výpočtu potřebného momentu síly v kapitole 2.4.1 vychází, že motor by měl být schopen vytvořit točivý moment o velikosti alespoň 5 Nm. Hmotnosti takových krokových motorů se pohybují okolo 3 kg. Tak těžký motor by bylo jen stěží možné v motorizované rehabilitační dlaze použít. Vzniká tedy potřeba převodu. Pro motor o točivém momentu 0,28 Nm je potřeba převodního poměru 20:1, aby mohl na páku působit moment síly 5,6 Nm.

Pro přímý převod, ve kterém jedno velké ozubené kolo naléhá na druhé, malé, 20krát menší. Velké ozubené kolo by pravděpodobně velmi přesahovalo a mohlo by dojít k poškození převodového mechanismu při nárazu do ozubeného kola.

Další možností je použít kaskádu ozubených kol. Lze si představit takovýto případ: Motor je pevně spojen hřídelí s malým ozubeným kolem (*kolo A*), které má 5x méně zubů než kolo, se kterým je spojeno. Toto větší kolo (*kolo B*) je pevně spojeno osičkou s druhým malým

ozubeným kolem (*kolo C*). Toto kolo má 4x méně zubů než druhé velké ozubené kolo (*kolo D*), které na něj naléhá. Tímto vzniká celkový převodový poměr 20. Je potřeba si uvědomit, že v takovémto případě vzniká více třecích ploch. Také je potřeba více materiálu, minimálně pro upevnění os jednotlivých ozubených kol.



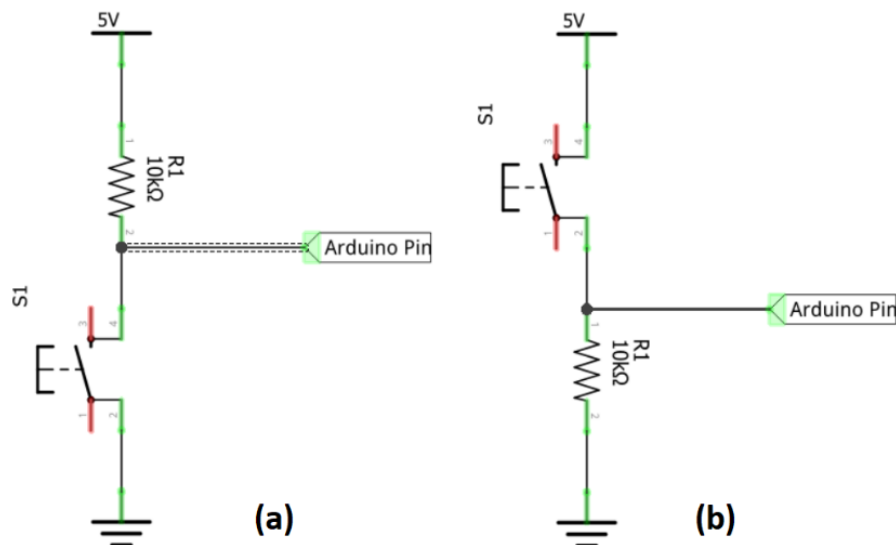
Obr. 9 – Náskres kaskády ozubených kol pro převodní poměr 20:1

Alternativou je použití šnekového převodu. Spojením ozubeného kola a šnekového pastorku (zkráceně: šnek) vzniká velký převodový poměr. Každá otáčka šnekového pastorku kolem své osy způsobí otočení ozubeného kola přesně o jeden zub. Převodový poměr šnekového soukolí je tedy roven počtu zubů na ozubeném kolu v tomto soukolí. Každá otáčka hřídele motoru, a tedy i šneka, způsobí otočení ozubeného kola přesně o jeden zub, tedy o úhel $360^\circ/n$, kde n je počet zubů na ozubeném kole. Ztráty v přenosu energie se projevují přeměnou mechanické energie na teplo. To je vhodné odvádět pomocí maziva nebo oleje, který cirkuluje v chladícím oběhu. Výhodou šnekových převodovek je, že mají možnost poskytnout velký převodový poměr (např. 100) i při malé hmotnosti soukolí. Pokud by bylo potřeba tak velký převodový poměr realizovat pomocí ozubených kol, bylo by zapotřebí vícestupňového převodu. Šnekové převodovky jsou samosvorné – to je způsobeno tím, že koeficient statického tření mezi ozubeným kolem a šnekovým pastorkem je dostatečně velký. Koeficient statického tření závisí na použitých materiálech, na mazivu mezi převodními koly a také na hladkosti povrchu kol – hladký povrch ozubení má menší koeficient statického tření, než pokud by byl povrch drsný. V důsledku tohoto je ale šnekový převod schopný přenášet moment síly jen směrem ze šnekového pastorku na ozubené kolo, ale nikoliv naopak.^[59]

Ve šnekovém převodu přeměňuje tření mechanickou energii na teplo. Při aplikaci šnekového převodu jsou osy rotace šnekového pastorku a ozubeného kola na sebe kolmé. Tohoto lze docílit i v případě přímého převodu – použitím kuželového soukolí.

2.9. Tlačítka

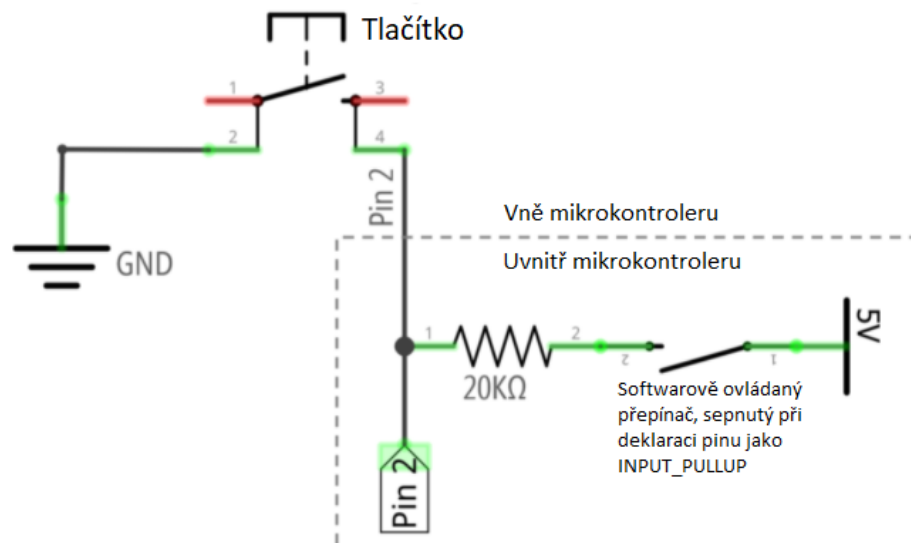
Pro ovládání motorizované rehabilitační dlahy je možné použít tlačítka. Ty jsou zapojeny tak, aby mikrokontroler detekoval jejich stisk a podle toho adekvátně změnil povahu vysílaných povelů do budiče motoru. Pokud by byl vstup do mikrokontroleru zapojen přímo k tlačítku, které by svým stiskem sepnulo s určitou úrovní napětí, mohlo by docházet v rozepnutém stavu tlačítka ke kolísání hodnoty napětí v místě čtení. Proto se používá pro tlačítka zapojení pull-up nebo pull-down. Princip pull-down lze demonstrovat následujícím způsobem zapojení: Tlačítko je připojeno mezi zdrojem napětí (např. 5 V) a uzlem, ve kterém je měřeno napětí a na tlačítko navazuje rezistor. Na druhém konci rezistoru je připojena zem (0 V). Pokud je tlačítko rozpojeno, v místě měření napětí je 0 V. Pokud je tlačítko sepnuto, v místě měření je hodnota napětí rovna hodnotě napětí na zdroji (např. 5 V). Princip pull-up je vlastně jen prohozením vodičů 5 V a 0 V. Potom v místě měření je při rozpojeném (nestisknutém) tlačítku 5 V a při stisku 0 V.^[60]



Obr. 10 – Zapojení tlačítka ve smyslu pull-up (a) a pull-down (b), převzato z [60], upraveno.

Mikrokontroler Arduino poskytuje možnost definovat daný vstup jako Input Pull-up, čímž dojde k internímu sepnutí dané svorky k 5 V a zpřístupnění interního rezistoru. Velikost těchto vnitřních odporů je v rozmezí 20 až 50 kΩ. Pokud zapojíme tlačítko k dané svorce, definované jako Input pull-up, druhý konec tlačítka musí být připojen k zemi (0 V). Pak

pokud je tlačítko rozepnuté, svorka čte hodnotu přivedeného napětí (5 V) a pokud je sepnuté, je čtena hodnota napětí 0 V. Definovat takto lze libovolnou vstupní svorku, digitální i analogovou. Výjimkou je digitální vstupní/výstupní svorka 13, kterou není vhodné definovat jako Input pull-up (z důvodu připojených LED a rezistor, které tento zatěžují a které nelze odebrat – jsou připájeny přímo na desce mikrokontroleru). Pokud by bylo nutné tuto svorku pro čtení použít, je lepší provést to tak, že je zapojen externí rezistor jako pull-down. Tento rezistor by měl mít hodnotu řádově 10 k Ω .^[61]



Obr. 11 – Uspořádání při deklaraci svorky jako INPUT_PULLUP, převzato z [62], upraveno.

3. Cíle práce

Na základě teoretického rozboru je vidět, že motorizovanou rehabilitační dlahu lze zkonstruovat. Pomocí mikrokontroleru lze řídit budič, který má v režii proud fázemi krokového motoru. Tak je možné ovládat pohyb předloketní části dlahy.

Cílem práce je návrh a realizace funkčního vzorku motorizované dlahy, který umožní pacientovi samostatnou rehabilitaci izolovaného pohybu v lokti, a to včetně návrhu a realizace řídicí jednotky a implementace potřebného firmwaru.

Nakonec bude ověřena funkčnost tohoto vzorku. Bude vyzkoušena správnost elektronického zapojení a pomocí zkušebních kódů budou testovány různé rychlosti ohýbání předloketní části.

4. Praktická část



Obr. 12 – Výsledná podoba funkčního vzorku motorizované rehabilitační dlahy loketního kloubu

4.1. Motor

Jako motor byl vybrán bipolární krokový motor NEMA 17 – 17HS3401. Jeho přídržný moment je 0,28 N/m a aretační moment je 1,6 N/cm.^{[63][64]} Tento krokový motor má 2 fáze – je potřeba zapojit 4 vodiče. Je třeba dbát na správné zapojení fází, špatné zapojení vede k neschopnosti pohybu motoru anebo v lepším případě k chodu motoru v opačném směru.

Cílem je vytvořit co největší možný moment síly daného motoru. To lze ovlivnit zvýšením povoleného proudu, který do něj teče pomocí trimru na budiči. Zároveň je ale třeba dbát, aby nebyla překročena hranice jmenovitého proudu fází motoru. Pro krokový motor 17HS3401 se jedná o 1,3 A.^{[63][64]} Pokud by byl tento limit překročen, docházelo by k přílišnému zahřívání motoru. Proudové omezení bylo zvýšeno tak, že při napájecím napětím 12 V byl odběr proudu ze zdroje 0,98 A (po odpojení větráku 0,90 A), tedy v toleranci do 1,3 A. Při vyšším napětí je proud nižší. Při hodnotě 18 V byla hodnota proudu 0,55 A a při 23,6 V to bylo 0,44 A. Je vidět, že výkon $P = U \cdot I$ je téměř konstantní. Odhad výkonu je: $P = I \cdot U = 11,2356$ W (hyperbolická regrese, výpočet: [65]). Čistý výkon motoru je o něco nižší.

4.1.1. Rychlost otáčení motoru

Bylo zkoušeno prakticky, jak rychle by měla být dlaha schopná se pohybovat. Vychází, že by měla být schopná ohnout paži v předloktí z nataženého stavu do stavu pokrčení 90° za 1,8 s. Celá otáčka odpovídá době 7,2 s a při převodovém poměru 20:1 to odpovídá rychlosti motoru 2,78 otáček za sekundu. Doba mezi kroky motoru je 1,8 ms pro tuto rychlost.

Byl aplikován malý chladič na budič DRV8825. Při prvotním provozu opravdu pomohl – byl zahřát a ochránil tak čip před příliš velkou teplotou.

Je potřeba, aby motor dosáhl rychlosti alespoň 556 kroků/s. V prvotním programu byla upravována frekvenci pulzů, které mikrokontroler posílal přes digitální výstup do budiče motoru a bylo sledováno, zda se motor točí dle požadované frekvence (viz. tab. 2). Ukázalo se, že se motor nedokáže otáčet rychleji než rychlostí 1 ot. / 7 s. Tedy že doba minimální doba mezi kroky je přibližně 2,5krát větší, než kolik by bylo potřeba.

Požadovaná doba kroku [ms]	Počet kroků [-]	Naměřená doba [ms]	Naměřená průměrná doba kroku [ms]
0,01	4000	141048	35,26
1	2000	69156	34,58
10	2500	94033	37,61
30	3000	113666	37,89
40	2500	102512	41,00
100	1000	101041	101,04

Tab. 2 – Naměřené hodnoty při hledání minimální mezní doby kroku

Následně byl kód zjednodušen jen na nejnútnejší příkazy a měření bylo provedeno znovu. Došlo jen k mírnému snížení minimální naměřené doby kroku.

Dalším krokem byl přechod z digitálního výstupu na analogový. Nejprve bylo toto zkoušeno pomocí PWM výstupu, ten má ale konstantní frekvenci. Konkrétně se jedná o 490,20 Hz na svorkách *D3*, *D9*, *D10* a *D11*, anebo o 976,56 Hz na svorkách *D5* a *D6*.^[66] Frekvenci PWM je možné změnit použitím knihoven jako *TimerOne.h* či *TimerInterrupt.h*. Toto by ale poskytovalo konstantní frekvenci motoru. Proměnlivost rychlosti motoru je ale jednou z vlastností, kterou by měla motorizovaná rehabilitační dlaha umožňovat, jak bylo stanoveno v cílech práce.

Přístup byl zvolen následovně: každou mikrosekundu je volána funkce bez ohledu na stav hlavní smyčky, to je možné díky knihovně *TimerOne.h*. při inicializaci se nastaví název

funkce která má být pravidelně volána a s jakou periodou. Ukázka kódu je v kapitole 4.6. Po úspěšné implementaci proměnlivé rychlosti motoru bylo dosaženo frekvence pulzů 1000 Hz (kroků/s). Délka pulzů byla postupně snižována. Limitem je délka pulzu 4,4 μ s – tak dlouho trvá vykonání příkazu. To bylo změřeno pomocí osciloskopu.

4.2. Zdroj napětí pro motor, mikrokontroler a větrák

Je potřeba také zvážit způsob napájení elektrických zařízení. Jednou z možností je použít akumulátor, který by byl při rehabilitaci upevněn na zádech pacienta. U takového systému je potřeba rozmyslet nabíjení akumulátoru. V případě rehabilitace izolovaného pohybu v loketním kloubu, která je prováděna doma, není potřeba, aby pacient byl za každou cenu mobilní – může sedět a napájení elektroniky a motoru může probíhat pomocí elektrického vedení zapojeného do zásuvky.

Počítačový zdroj poskytuje ve svých sběrnicích napětí 4,9 V na červených vodičích a 13,3 V na žlutě označených vodičích. Po zapojení do sítě – 230 V – je třeba aktivovat elektroniku: spojením zeleného vodiče na 24pinové sběrnici s 0 V dojde k aktivaci elektroniky. Mimo jiné se v tomto momentu spustí integrovaný větrák a usměrňovač napětí. Na sběrnicích se tedy v tomto momentě objeví napětí 13,3 a 4,9 V. Díky použití počítačového zdroje není třeba používat v externím obvodu měnič napětí, který by bylo možná také chladit – namísto toho je toto zařízení již uvnitř zdroje, který má své vlastní chlazení. Větrák, jehož jmenovité napětí je 12 V je možné připojit na 13,3 V, aniž by došlo k jeho poškození. 4,9 V je připojeno na 5V vstup mikrokontroleru Arduino Nano, to je v pořádku, důležité je, že je toto napětí v rozmezí 1,8 až 5,5 V. Napětí 13,3 V ze zdroje je zároveň použito pro napájení motoru.

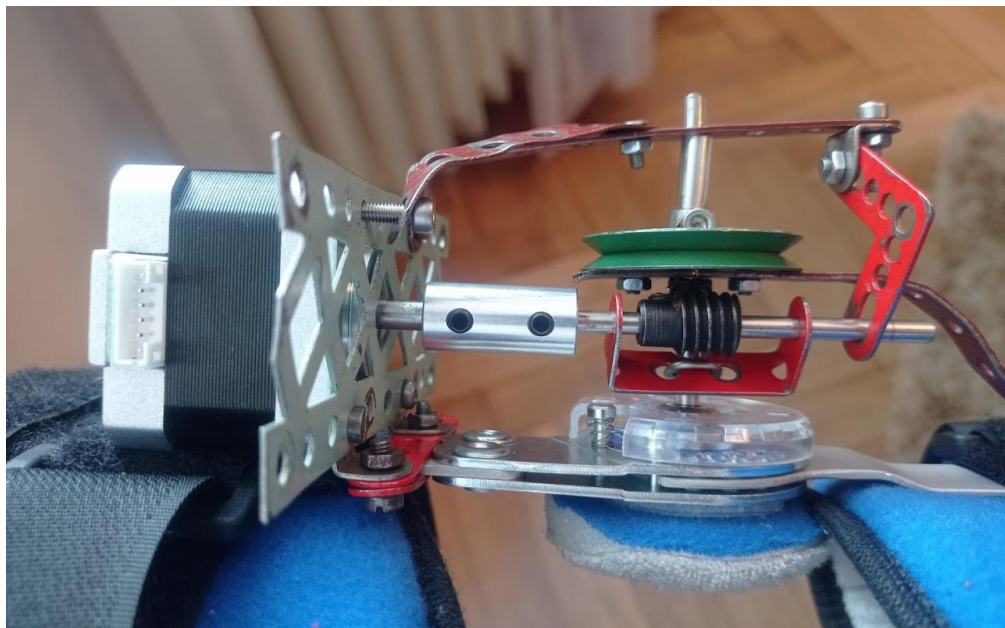
4.3. Převod

Byl zvolen šnekový převod s převodním poměrem 20:1. Je použito šnekové kolo spojené s hřídelí motoru, na které naléhá ozubené kolo s 20 zuby. Moment motoru je potřeba převést nejprve ke šnekové převodovce. Hřídel motoru má tvar válce o průměru 5 mm, který je na jedné straně seříznutý. Osička šnekového pastorku je tyčka o průměru 4 mm. Spojení hřídele motoru s touto osičkou je realizováno pomocí kovové spojky hřídelí 5.0/4.0 mm o vnějším průměru 12 mm. Každá otočka šneka kolem své osy způsobí otočení ozubeného kola o jeden zub, tedy o $360^\circ/20 = 18^\circ$. Uprostřed otvoru v kloubu ortézy je díra o průměru 3,2 mm, do té je zasunuta tyčka o průměru 3 mm a přes krátkou kovovou trubičku zajišťuje osu rotace 4mm tyčky s ozubeným kolem ve stejné ose. Na konci této tyčky je uchyceno kovové kolo (viz.

např. na Obr. 17 – Výsledné mechanické uspořádání převodu – zelené kolo), které je spojeno šroubkou s pákou, která je dále připevněna k předloketní části ortézy.

Tento způsob provedení převodu je kompaktní, do malého prostoru podél ortézy se tento převod bezpečně vejde, nezabírá mnoho prostoru a jeho hmotnost není výrazná. Protože šnekový převod poskytuje pouze jednosměrný přenos momentu síly, nedovoluje možnost hýbat s předloktím samovolně – jediná možnost ohnutí v loketním kloubu je pomocí motoru.

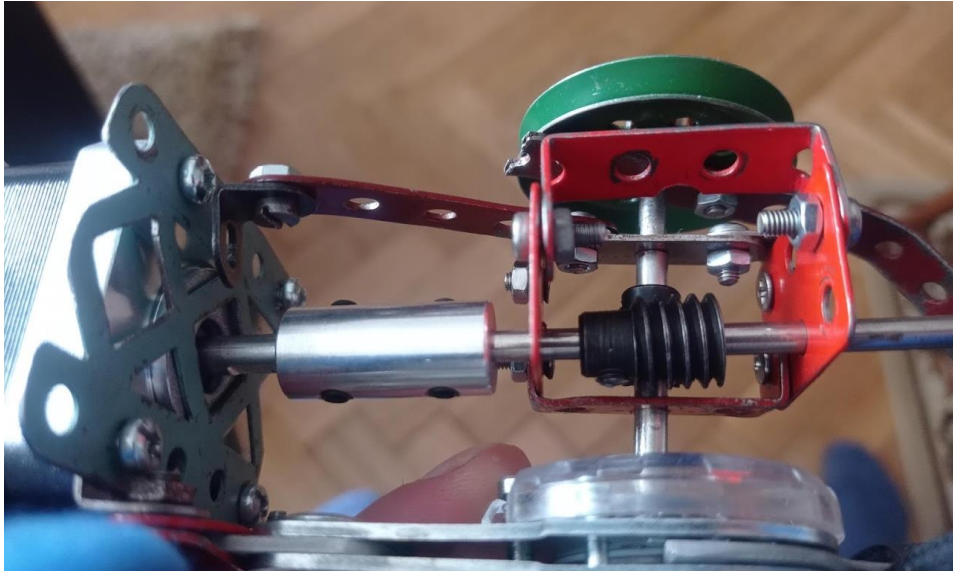
Osičky, které přenáší momenty sil jsou zbrušeny tak, aby stavěcí šrouby na ně dobře doléhaly a předešlo se tak možnosti protáčení objímky vůči vnitřní osičce.



Obr. 13 – Prvotní uspořádání šnekového převodu

Ukázalo se, že takovéto provedení nedokáže být dostatečně pevné. Při zatížení ozubeného kola dochází k odtahování šnekového pastorku od ozubeného kola a tím pádem k přeskokování kroků.

Z tohoto důvodu bylo potřeba realizovat převod důmyslněji. Ozubené kolo a šnekový pastorek je potřeba semknout co nejvíce k sobě a zamezit možnosti odtahování se od sebe. Převod byl tedy sevřen do co nejmenší obálky. To pomohlo – bez zatížení byl chod velmi plynulý.



Obr. 14 – Druhotná konstrukce převodu – obalení převodu obálkou

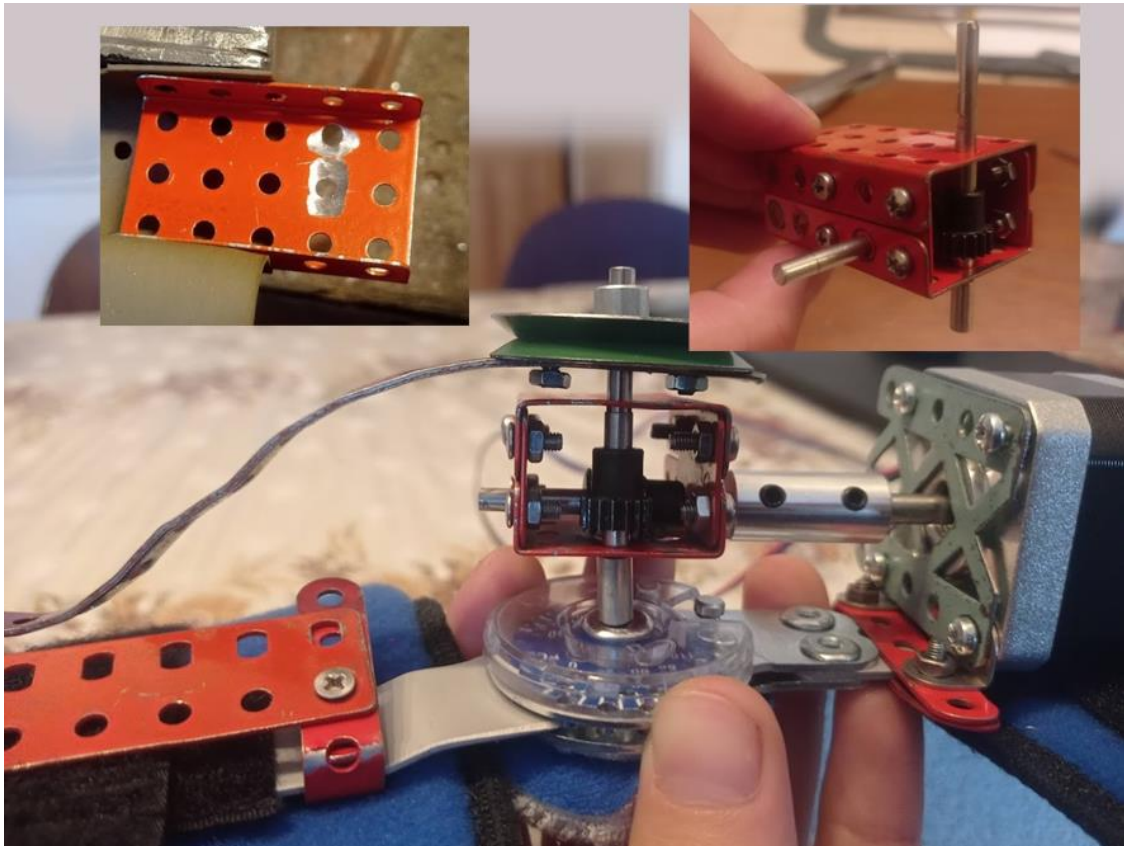
Bohužel ani toto provedení nedokázalo efektivně moment síly motoru převádět a při zatížení páky začne docházet k ujíždění šnekového pastorku do strany a ozubené kolo vyjíždí nahoru. Byly vloženy 3 distanční vložky – přesně uříznuté kovové trubičky, které držely správnou vzdálenost uvnitř obálky a znemožnily tak ujíždění převodových kol po svých osách.



Obr. 15 – Nová obálka převodu, disponující 3 distančními vložkami uvnitř

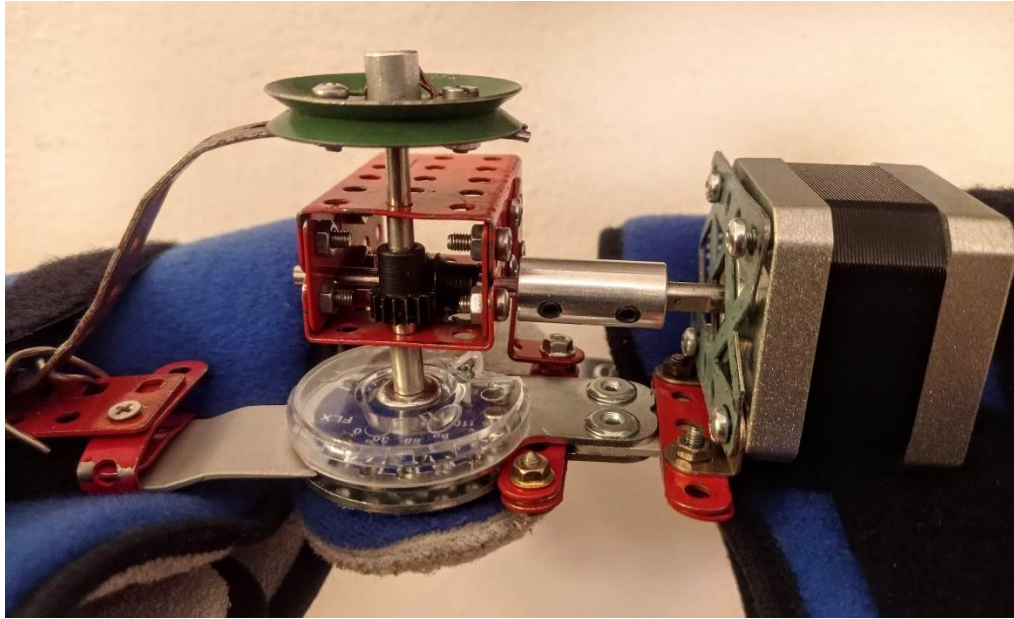
Tento krok zajistil, že kola neujíždí po svých osičkách. Bohužel ale ani nyní nelze předloketní část rozpohybovat. Při zatížení páky dochází k přeskokování zubů. Při podrobnějším zkoumání je zřejmé, že na vině je nedostatečná pevnost pouzdra, které se při dostatečně velké zátěži mírně zkosí, což znamená odtažení převodových kol, a v důsledku přeskočení zubu.

Bylo potřeba zkonstruovat pevnější a těsnější pouzdro. Proto byly zvoleny takové součástky Merkur, aby žádný pohyb součástek pouzdra vůči sobě nebyl možný. Také bylo potřeba vybrousit plochu jedné ze součástek, aby se mohl šnekový pastorek bez tření otáčet. Spolu s tímto jsou všechny osičky vybroušeny tak, aby poskytovaly dostatečnou oporu pro stavěcí šrouby. Byla vložena ještě čtvrtá distanční vložka, takže nyní má každá osička uvnitř pouzdra dvě tyto vložky. Je tak zajištěna neschopnost ujetí jednoho převodového kola vůči druhému.



Obr. 16 – Převod je v těsné obálce, nežádoucí posun kol je znemožněn pomocí 4 distančních vložek

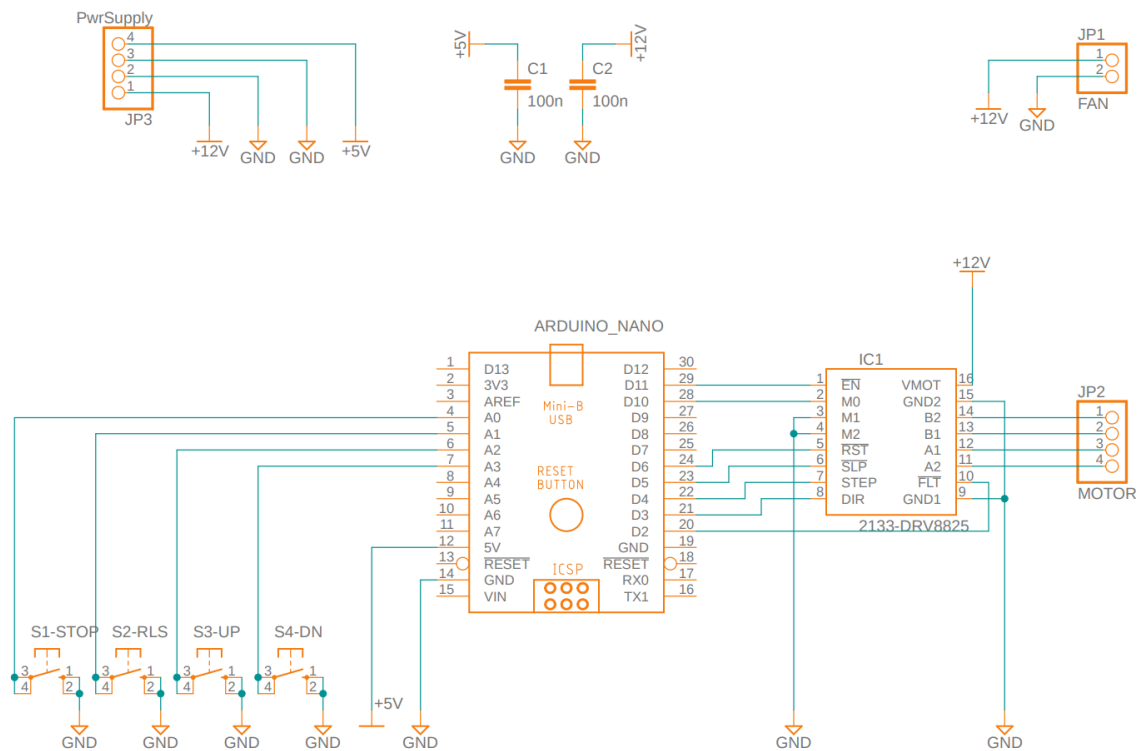
Ohýbání předloktí je zajištěno pomocí páky, která má společnou osičku jako ozubené kolo. Bohužel, již méně, ale stále dochází k nedokonalému přenosu momentu síly na páku. V dalším kroku byla 3mm osička připevněna lepidlem na kov, tak, aby se nemohla vůči 3,2mm díře, ve které leží, hýbat. Převodové soukolí bylo namazáno technickým olejem pro snížení tření. Předloketní část se podařilo rozhybat. Přesto, občas dochází k přílišnému zatížení a motor nedokáže předloktím otáčet.



Obr. 17 – Výsledné mechanické uspořádání převodu

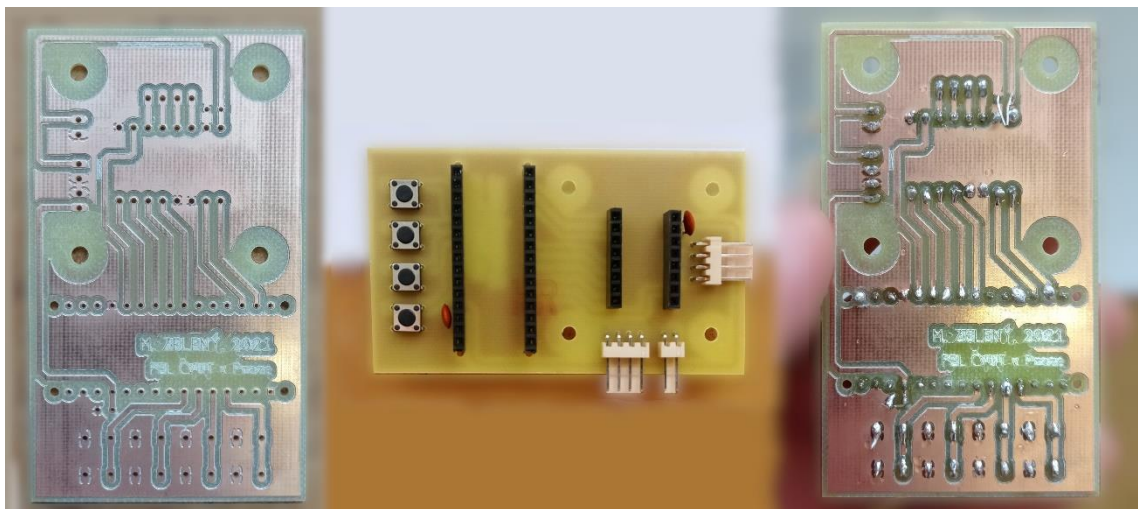
4.4. Schéma a návrh plošného spoje

Schéma zapojení bylo následně zakresleno pomocí software Eagle, součástí balíku Fusion 360 od společnosti Autodesk (viz. níže – Obr. 18 – Schéma zapojení v návrhovém prostředí EAGLE (Fusion 360)).



Obr. 18 – Schéma zapojení v návrhovém prostředí EAGLE (Fusion 360)

Po přepnutí do režimu návrhu destičky plošných spojů bylo potřeba komponenty rozmístit tak, aby se jednotlivé vodiče nepřekrývaly a aby mezi vodivými vrstvami byla dostatečná mezera. Nakonec dojde k vylití potenciálu země do míst, kde vodiče nevedou (není potřeba, aby fréza tato místa obráběla). Jsou umístěny 4 díry pro uchycení nožiček větráku, pod kterým bude umístěn budič. Mikrokontroler je zčásti chlazen také. Tlačítka jsou přístupná – nenachází se pod větrákem. Dva kapacitory o hodnotách 100 nF jsou umístěny co nejbližší komponentům. Jeden je mezi 5 V a 0 V (GND), hned vedle mikrokontroleru Arduino Nano. Chrání tak mikrokontroler před případnými napěťovými špičkami na vstupu, které mohou vzniknout ve zdroji napětí, popř. by mohly být indukovány na vedení. Druhý kapacitor je umístěn ze stejného důvodu při vstupu do budiče DRV8825 a je zapojen mezi 12 V a 0 V. Nakonec dojde k vyplnění volných prostor vodivou vrstvou, která má stejný el. potenciál jako GND. Není potřeba aby fréza později tyto oblasti odfrézovala. Vytvořené schéma pro frézování je k nahlédnutí – viz. Obr. 20 – Schéma desky plošných spojů pro frézování, vytvořeno pomocí software EAGLE (Fusion 360). Frézka nejprve vytvoří obrysy pomocí jemného vrtáku. Opakovaně je potřeba měnit vrtáky na postupně větší. Následně se shora zasunou součástky do děr podle osazovacího plánu (viz. Obr. 21 – Osazovací plán pro desku plošných spojů, vytvořeno pomocí software EAGLE (Fusion 360)) a zespoda se připájí. Výsledek je vidět na Obr. 19 – Deska plošných spojů. Vlevo: po vyfrézování, uprostřed: po osazení, vpravo: zapájené kontakty po osazení. Nakonec bylo potřeba ještě připravit konektory pro kvalitní zapojení napájecího napětí, větráku a motoru.



Obr. 19 – Deska plošných spojů. Vlevo: po vyfrézování, uprostřed: po osazení, vpravo: zapájené kontakty po osazení

4.5. Ovládací tlačítka

V zařízení jsou použita celkem 4 tlačítka. První z nich je *STOP* – slouží k okamžitému zastavení pohybu motoru. Tlačítko je připojeno mezi GND a digitálním vstupem 3 na mikrokontroleru. Čtení stavu tlačítek probíhá pomocí analogových vstupů A0 až A3 deklarovaných jako Input pull-up. Dalším z tlačítek je *Release* („Uvolni“). Toto tlačítko, pokud je stisknuto, znamená, že motor nemá klást odpor – má být uvolněný. Mikrokontroler vyhodnotí stisk tohoto tlačítka a na vstupní svorku *SLEEP* budiče přivede logickou nulu. Z důvodu použití šnekového převodu není možné uvolnění předloktí uplatnit – šnekový převod je pouze jednosměrný. Dalšími dvěma tlačítky je dvojice *Up* a *Down*. Ty jsou určeny pro ovládání motoru a tím pádem ohybu předloktí v lokti. Stisknutí daného tlačítka způsobí změnu úhlu v loketním kloubu o 18° (0,4 s při rychlosti motoru 900°/s, tj. 45 °/s po převodu), daným směrem (*Up* znamená flexi, *Down* znamená směrem extenzi).

4.6. Ovládací software

Ve funkci *loop* (viz. níže) běží kód ve smyčce. Pokud by chtěl člověk naivně implementovat v této funkci HIGH / LOW změnu na STEP pin budiče motoru, program by byl příliš pomalý a nezvládal by rychle měnit hodnotu na tomto pinu spolu s čtením stavu tlačítek, apod. Bylo proto potřeba zvolit přístup, který dokáže pseudo-multithreading. Díky zahrnutí knihovny *TimerOne* lze přisvojit jeden ze tří časovačů na mikrokontroleru dané funkci, tak, že je tato funkce s předem definovanou periodou volána.

Funkce *motor_pulse*, která je volaná každou milisekundu (viz. funkce *setup* níže). Proměnná *t* je zvyšována o 1 při každém průběhu funkce, tedy každou milisekundu. Pokud je v danou chvíli celočíselným násobkem proměnné *p* a zároveň pokud má být otáčení motoru umožněno, dojde k vykonání jednoho kroku. Vytvořením pulzu na daném pinu je vyslán povel budiči. Pulz trvá 4,4 μs. Tato funkce musí být definovaná ještě před funkcí *setup*.

```
void motor_pulse() {
  if (disable == false && releaseMotor == false && t%p == 0) {
    digitalWrite(StepPin, HIGH); // vykonání příkazu trvá 4,4 μs
    digitalWrite(StepPin, LOW);
    num_steps++;
  }
  t++;
}
```

Funkce *setup* je v pořadí druhou funkcí. Proběhne inicializace sériové komunikace mezi počítačem a mikrokontrolerem Arduino o rychlost přenosu 9600 bit/s. Použité svorky jsou

definované jako vstup nebo výstup, podle své funkce. Svorky sledující stav tlačítek jsou definované jako input pull-up. Na ovládacích svorkách budiče motoru jsou přivedeny takové hodnoty napětí, aby bylo možné s motorem otáčet. Je inicializován časovač s dobou periody 1 ms, který volá funkci *motor_pulse*.



```
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(StepPin, OUTPUT);
  ...
  pinMode(StopButton, INPUT_PULLUP);
  ...
  digitalWrite(ResetPin, HIGH);
  digitalWrite(EnablePin, LOW);
  digitalWrite(MicrostepPin, HIGH);
  ...
  Timer1.initialize(1000); // časovač je nastaven tak, že doba periody je 1000 μs
  Timer1.attachInterrupt(motor_pulse); // časovač bude volat funkci motor_pulse
}
```

Ve funkci *loop* probíhá čtení stavu tlačítek. Zároveň zde probíhá vyhodnocování stavu tlačítek a podle toho jsou měněny proměnné *p* (pro rychlost chodu motoru), *dir* (pro směr chodu motoru), *disable* (pro znemožnění pohybu motoru) a *releaseMotor* (pro uvolnění motoru), jejichž změnu registruje funkce *motor_pulse* a změní podle toho adekvátně chování motoru. V této funkci probíhalo testování rychlostí a směru chodu motoru a použití tlačítek. Pokud je hodnota pinu čtecího napětí daného tlačítka LOW, dané tlačítko je v daném momentě stisknuto.

Ukázka funkce *loop*:

```
StButVal = digitalRead(StopButton);
...
DnButVal = digitalRead(DnButton);

if (StButVal == LOW) {disable = true; } //Tlačítko STOP je nyní stisknuté
else {disable = false; }
if (RlButVal == LOW) {releaseMotor = true; } // Tlačítko Release je nyní stisknuté
else {releaseMotor = false; }

if (UpButValPrev == HIGH && UpButVal == LOW) //Tlačítko Up bylo 
  {MakeUp = true; dir = true; StartTime = millis(); } // právě nyní stisknuto.
if (DnButValPrev == HIGH && DnButVal == LOW) //Tlačítko Down bylo 
  {MakeDn = true; dir = false; StartTime = millis(); } // právě nyní stisknuto.

StButValPrev = StButVal;
...
DnButValPrev = DnButVal;
```

```

if (releaseMotor) {digitalWrite(SleepPin, LOW); } //uvolnit motor
else {digitalWrite(SleepPin, HIGH); }

if (MakeUp || MakeDn) {
  p = 2; //odpovídá rychlosti 500 kroků/s (tj. 45°/s po převodu 20:1)
  CurrentTime = millis();
  if (CurrentTime-StartTime > 400) { //Up nebo Dn pohyb se konal 400 ms
    MakeUp = false;
    MakeDn = false;
  }
} else {
  switch (BicepsActivity) { //příprava pro ovládání pomocí EMG senzoru
    case 0:
      if (TricepsActivity == 0) {dir = true; p = 100000; disable = true;
      } else if (TricepsActivity == 1) {dir = false; p = 50; }
      else if (TricepsActivity == 2) {dir = false; p = 5; }
      break;
    case 1: dir = true; p = 50; break;
    case 2: dir = false; p = 5; break;
    case 3: dir = true; p = 2; break;
    default: break;
  }
}

if (dir) {digitalWrite(DirPin, HIGH); } //směr chodu motoru odpovídá flexi
else if (not dir) {digitalWrite(DirPin, LOW); } //extenze

```

4.7. Bezpečnostní zastavování a ortéza

Ortéza OR 4C, která je použita pro přenos momentu síly z motoru na paži, má možnost nastavení rozsahu pohybu. Zarážky pro omezení rozsahu pohybu byly nastaveny tak, že limit pro extenzi je 0° (úplné napnutí) a pro flexi: 110° (tedy maximální možné pokrčení v lokti). Tyto limity lze v případě potřeby jednoduše upravit před rehabilitací.

Zarážky v daných místech poskytují dostatečně velkou ochranu proti přílišnému ohnutí paže v lokti v případě poruchy motoru a předcházejí tak případnému zranění.

Pro ještě větší bezpečnost, ale i pro ochranu převodu je implementováno zastavovací tlačítko. Motor je možné zastavit stiskem tlačítka *STOP* anebo *Release*. Tlačítko *STOP* slouží k okamžitému zastavení chodu motoru a tlačítko *Release* funguje jako spojka – odpojí motor od zdroje elektřiny a jeho hřídel je možné volně otáčet. Tlačítko *Release* má v tomto mechanickém provedení tu nevýhodu, že přesto že motor je uvolněn, šnekový převod nedovolí zpětný převod momentu síly a předloktí je tak fixně ve svém úhlu. V každém případě, stisk libovolného z těchto dvou tlačítek vede k zastavení otáčení motoru.

5. Závěr

Podářilo se zhotovit funkční vzorek motorizované rehabilitační dlahy horní končetiny. Oproti projektu *Rehabilitation Arm Splint*, který byl popsán v úvodu, je tento prototyp menší a mechanicky jednodušší.

Mechanická konstrukce se sestává z ortézy loketního kloubu, mechanické převodovky realizované pomocí součástek ze stavebnice Merkur a krokového motoru. Pro řízení krokového motoru byla navržena řídicí jednotka využívající mikrokontroleru Arduino Nano a budiče krokových motorů.

Pro ověření funkčnosti ovládání motoru byl implementován testovací kód, kterým bylo zkoušeno ovládání změn rychlosti a směru chodu motoru. Následně bylo ověřováno ovládání těchto parametrů pomocí tlačítek.

V průběhu testování byly identifikovány některé dílčí nedostatky, především v oblasti mechanické konstrukce. Motorizovanou dlahu je možné pomocí tlačítek ovládat, někdy ale dochází k přetížení motoru a motor již nedokáže zátěž utáhnout.

Pro plně funkční motorizovanou dlahu by proto bylo zapotřebí použít motor s větším točivým momentem, případně upravit převodový poměr a použít profesionálně vyrobenou převodovku.

Do budoucna by pro lepší použitelnost motorizované rehabilitační dlahy bylo vhodné provést i některé další úpravy, například použít potenciometr, který by snímal aktuální úhel ohnutí v loketním kloubu. Díky tomu by bylo možné jít směrem zrcadlové terapie. Zajímavé by bylo implementovat EMG senzor, jehož signál by bylo nutné dále filtrovat a v reálném čase zpracovávat. Poté by motorizovaná loketní dlahu měla pravou rehabilitační podstatu.

6. Reference

- [1] NÁRODNÍ ZDRAVOTNÍ INFORMAČNÍ SYSTÉM (NZIS). Incidence – mozková mrtvice. *Ústav zdravotnických informací a statistiky České republiky* [online]. 2017 [cit. 2021-3-14]. Dostupné z: <https://reporting.uzis.cz/cr/index.php?pg=statisticke-vystupy--morbidity--incidence-dle-diagnoz--incidence-mozkova-mrtvice>
- [2] CEREBROVASKULÁRNÍ SEKCE ČESKÉ NEUROLOGICKÉ SPOLEČNOSTI ČLS JEP, Č. s. *Čas je mozek > O Mrtvici* [online]. Dostupné z: <https://www.casjemozek.cz/>
- [3] Cévní mozková příhoda. *Wikipedie* [online]. c2020 [citováno 7. 5. 2021]. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Cévní mozková příhoda&oldid=19111883](https://cs.wikipedia.org/w/index.php?title=Cévní_mozková_příhoda&oldid=19111883)
- [4] BURTON, T. M. New Research on Strokes Extends Window for Treatment. *The Wall Street Journal*. 2017.
- [5] BRUST, J. C. M. Current diagnosis and treatment, *Neurology*. 2. vydání. Singapore., 2012. ISBN 9780071326957.
- [6] JPO. TIA neboli malá mozková mrtvice. *penzista.net* [online]. 2016, [cit. 09.05.2021]. Dostupné z: <https://penzista.net/zdravi/tia-neboli-tranzitorni-ischemicka-ataka-riziko-mozkove-mrtvice>
- [7] Cévní mozkové příhody. *WikiSkripta* [online]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Cévní_mozkové_příhody_p%C5%99%C3%ADhody
- [8] Fibrinolytika. *WikiSkripta* [online]. c2021 [citováno 13. 05. 2021]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Fibrinolytika&oldid=447489>
- [9] CEREBROVASKULÁRNÍ SEKCE ČESKÉ NEUROLOGICKÉ SPOLEČNOSTI ČLS JEP. Česká republika je na evropské špičce v léčbě mozkové mrtvice. Odborníkům to ale nestačí a uzdravených pacientů chtějí ještě víc. Pomoci jim v tom má nová kampaň. *Cévní mozková příhoda (CMP)*. 2015. Dostupné z: https://www.mozkovaprihoda.cz/jnp/cz/lecba_cmp/ceska_republika_je_na_evropske_spicce_1.html
- [10] TÝM REHABILITACE.INFO. Trombektomie – co je to a kdy se provádí? Co je embolus vs trombus? In: *Rehabilitace.info* [online]. [cit. 2021-5-4]. Dostupné z: <https://www.rehabilitace.info/zdravotni/trombektomie-co-je-to-a-kdy-se-provadi-co-je-embolus-vs-trombus/>
- [11] GESUNDHEIT.GV.AT. *Cévní mozková příhoda: rehabilitace* [online]. Dostupné z: <https://www.nzip.cz/clanek/988-cevni-mozkova-prihoda-rehabilitace>

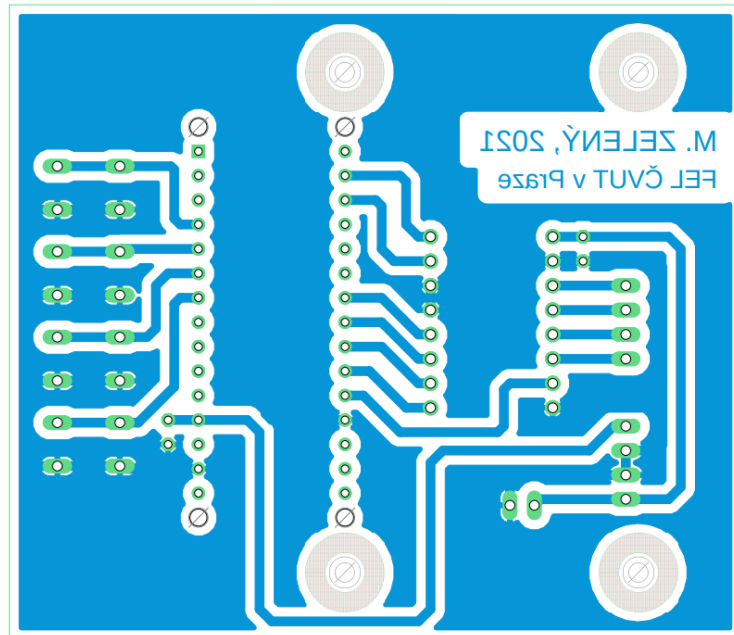
- [12] TEASELL R. W., KALRA L. What's new in stroke rehabilitation: back to basics. *Stroke*. 2005 Feb;36(2):215-7. doi: 10.1161/01.STR.0000153061.02375.04. Epub 2005 Jan 6. PMID: 15637318.
- [13] GESUNDHEIT.GV.AT. *Cévní mozková příhoda: iktové centrum* [online]. [cit. 04.05.2021] Dostupné z: <https://www.nzip.cz/clanek/986-cevni-mozkova-prihoda-iktove-centrum>
- [14] KEILOVÁ, N. *Rehabilitace po cévní mozkové příhodě: Jak probíhá v jednotlivých stádiích léčby?* [online]. 13.03.2018. [cit. 10.05.2021] Dostupné z: <https://www.mojezdрави.cz/zdravy-zivotni-styl/rehabilitace-po-cevni-mozkove-prihode-jak-probiha-v-jednotlivych-stadiich-lecby-4070.html>
- [15] GESUNDHEIT.GV.AT. *Cévní mozková příhoda: obory rehabilitace* [online]. Dostupné z: <https://www.nzip.cz/clanek/989-cevni-mozkova-prihoda-obory-rehabilitace>
- [16] VOTAVA, J. *Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě*. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2001/04/06.pdf>
- [17] Přispěvatelé WikiSkript, Decubitus. *WikiSkripta* [online], c2018, Poslední revize 5.3.2018. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Decubitus&oldid=398888>
- [18] MINARČÍKOVÁ, I. *Rehabilitace po cévní mozkové příhodě* [online]. [cit. 2021-5-15]. Dostupné z: <https://www.lekarnickekapky.cz/leky/aktuality/rehabilitace-po-cevni-mozkove-prihode.html>
- [19] LO H. S. a XIE S. Q., “Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: state of the art and future prospects,” *Medical engineering & physics*, vol. 34, no. 3, pp. 261–268, 2012.
- [20] REAZ M.B.I., HUSSAIN M.S., MOHD-YASIN F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biol Proced Online*. 2006;8(1):11–35.
- [21] GRIM, M., DRUGA, R., et al. *Základy anatomie: Obecná anatomie a pohybový systém*. ISBN 80-7492-418-1. – Základy anatomie a fyziologie I na UK FTVS.
- [22] DANIEL, M. Biomechanika pro bakaláře na ČVUT FS.
- [23] TONDU B. Estimating shoulder-complex mobility. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2007. 4:19–29.
- [24] HOCOMA AG. Armeo®Power. *Hocoma Knowledge* [online]. [cit. 09.05.2021] Dostupné z: <https://knowledge.hocoma.com/product/armeo-power/>

- [25] HOCOMA AG. Armeo®Power. *Hocoma Solutions* [online]. [cit. 09.05.2021]
Dostupné z: <https://www.hocoma.com/solutions/armeo-power/>
- [26] *mPower 1000: Where Stroke Rehab Meets Robotics, Android and Gaming* [online]. 2011. [cit. 06.05.2021] Dostupné z:
https://www.medgadget.com/2011/04/mpower_1000_where_stroke_rehab_meets_robotics_android_and_gaming.html
- [27] GENES N., *Hand Mentor for Stroke Patients* [online]. 2005. Dostupné z:
https://www.medgadget.com/2005/06/hand_mentor_for.html
- [28] HAL (robot). *Wikipedia* [online]. Dostupné z: [en.wikipedia.org/wiki/HAL_\(robot\)](https://en.wikipedia.org/wiki/HAL_(robot))
- [29] MOORE, Elizabeth Armstrong. HAL-5: The exoskeleton robot 'to suit you'. *C-net* [online]. 2011. Dostupné z: www.cnet.com/news/hal-5-the-exoskeleton-robot-to-suit-you/
- [30] CYBERDENE Inc. What's HAL. *Cyberdyne* [online]. Dostupné z:
<https://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/index.html>
- [31] JURVETSON, S. *Zdroj obrázku: Wikimedia Commons*. Dostupné z:
- [32] PRAKASH, A., SHARMA, S., & SHARMA, N. (2019). A compact-sized surface EMG sensor for myoelectric hand prosthesis. *Biomedical engineering letters*, 9(4), 467–479. doi:10.1007/s13534-019-00130-y. Dostupné z:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6859146/>
- [33] VAVRINSKY, E., DONOVAL, M., DARICEK, M., HORINEK, F., POPOVIC, M., HANIC, M., JAGELKA, M. (2014). Monitoring of EMG to force ratio using new designed precise wireless sensor system. *Lékař a Technika*. 44. 17-22. Dostupné z:
https://www.researchgate.net/publication/288135294_Monitoring_of_EMG_to_force_ratio_using_new_designed_precise_wireless_sensor_system
- [34] P. Maceira-Elvira, T. Popa, A.-C. Schmid, and F. C. Hummel, “Wearable technology in stroke rehabilitation: towards improved diagnosis and treatment of upper-limb motor impairment,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 16, no. 1, p. 142, 2019.
- [35] DAERDEN, F. a LEFEBER, D. *Pneumatic Artificial Muscles: actuators for robotics and automation* [online]. Vrije Universiteit Brussel. Dostupné z:
http://lucy.vub.ac.be/publications/Daerden_Lefebber_EJMEE.pdf
- [36] NAJMUDDIN, W. S. W. A. a MUSTAFFA M. T. *A study on contraction of pneumatic artificial muscle (PAM) for load-lifting* [online]. 2017. Dostupné z:
<https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1742-6596/908/1/012036/pdf>
- [37] TOMČIAK, Marek. *Konzultace materiálů používaných při 3D tisku*. ČVUT FA.

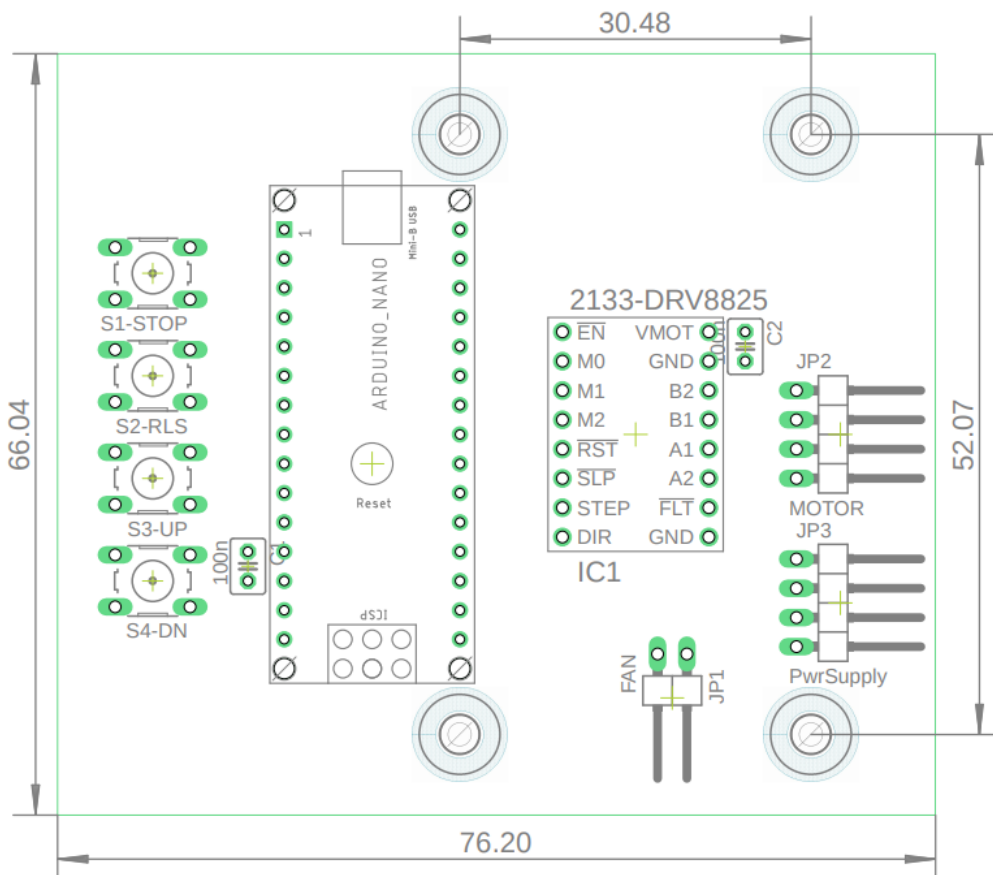
- [38] OTTOBOCK. *Co jsou ortézy a bandáže?* [online]. Dostupné z:
<https://www.ottobock.cz/ortotika/co-jsou-ortezy-a-bandaze/>
- [39] ŘEHOŘOVÁ, K. *Ortýza – nenahraditelná fixační pomůcka* [online]. 2007.
Dostupné z: <https://mineralfit.cz/clanek/orteza-nenahraditelna-fixacni-pomucka>
- [40] KUBEŠOVÁ, K. a ZABYSTRZANOVÁ, E. *Individuálně zhotovené ortézy HK*
[online]. 2014 [cit. 2021-5-02]. Dostupné z:
https://projekty.osu.cz/Jesenius/dokumenty/KurzCH/KurzCH_BUL.pdf
- [41] Příspěvatelé WikiSkript, Ortotika. *WikiSkripta* [online], c2019, Datum poslední
revize 17. 03. 2019, [citováno 11. 05. 2021]. Dostupné z:
<https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Ortotika&oldid=423452>
- [42] RIVERGLENNAPTS. *Was ist ein Potentiometer. RiverGlennapts* [online].
Dostupné z: <https://riverglennapts.com/potentiometer/670-what-is-potentiometer.html>
- [43] Arduino Nano. *Arduino Store* [online]. Dostupné z: store.arduino.cc/arduino-nano
- [44] Arduino Nano. *Components101* [online]. 2018. Dostupné z:
<https://components101.com/microcontrollers/arduino-nano>
- [45] LACKEY, B. What's the Difference Between Servo and Stepper Motors? *Machine Design* [online]. 2018. Dostupné z: <https://www.machinedesign.com/mechanical-motion-systems/article/21836868/whats-the-difference-between-servo-and-stepper-motors>
- [46] BAUER, J. *Konzultace krokových motorů*. ČVUT FEL
- [47] ŠIMEK, M. *Řízení krokových motorů* [online]. 2011. Dostupné z:
<https://theses.cz/id/tk83b4/1172241>
- [48] GOODIN, D., ABBASSIAN, K., CHAMBERLAIN, J., WOLKE, D., STEPHENS L., HOLT, G. & HUNG, E. Specifying stepper drives. *Machine Design* [online]. 2009.
Dostupné z: <https://www.machinedesign.com/motors-drives/article/21826672/top-10-tips-specifying-stepper-drives>
- [49] NEMA Motor. *RepRap* [online]. Dostupné z: https://reprap.org/wiki/NEMA_Motor
- [50] Matching the Driver to the Stepper. *Adafruit Learn* [online]. 5.5.2014. Datum
poslední úpravy: 17.5.2021. [cit. 2021-5-18]. Dostupné z: <https://learn.adafruit.com/all-about-stepper-motors/matching-the-driver-to-the-stepper>
- [51] *Specifikace budičů od výrobce Pololu: Stepper Motor Drivers*. Dostupné z:
<https://www.pololu.com/category/120/stepper-motor-drivers>
- [52] *Katalogový list budiče A9888*, dostupné z: <https://www.pololu.com/product/1182>
- [53] *Katalogový list budiče DRV8825*. Datasheet and information of DRV8825 Stepper
Motor Driver Carrier. *Pololu* [online]. Dostupné z: www.pololu.com/product/2133

- [54] Control Stepper Motor with DRV8825 Driver Module & Arduino. *Last Minute Engineers* [online]. [cit. 2021-4-9]. Dostupné z: <https://lastminuteengineers.com/drv8825-stepper-motor-driver-arduino-tutorial/>
- [55] CHOUDHARY, A. *Control a NEMA 17 Stepper Motor with Arduino and DRV8825* [online]. 29.08.2019 [cit. 2021-4-13]. Dostupné z: <https://circuitdigest.com/microcontroller-projects/control-nema-17-stepper-motor-with-arduino-using-drv8825-stepper-motor-driver>
- [56] VANĚČKOVÁ, J. *Konzultace loketní hyperextenze*, UK FTVS.
- [57] PALSULE, N. *Zdroj obrázku: Physiopedia*. Hyperextension Injury, 2011. Dostupné z: https://www.physio-pedia.com/File:Hyperextension_Injury.png
- [58] Ortéza loketního kloubu léčebná s limit. rozsahem pohybu [online]. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <http://www.ortika.cz/ortezy/loket-4/or-4c-25>
- [59] COLLINS, D. *When are worm gears self-locking, and where is this useful* [online]. 2017 [cit. 2021-5-13]. Dostupné z: <https://www.motioncontroltips.com/when-are-worm-gears-self-locking-and-where-is-this-useful/>
- [60] CARRASCO, D. *Arduino – Pull up resistors* [online]. 2020 [cit. 2021-5-1]. Dostupné z: <http://www.electrosoftcloud.com/en/arduino-pull-up-pull-down-resistors/>
- [61] Digital Pins – Arduino. *Arduino Tutorial* [online]. Datum poslední revize: 5.2.2018. [cit. 2021-4-12]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/en/Tutorial/Foundations/DigitalPins#pullup-resistors-with-pins-configured-as-input>
- [62] *Zdroj obrázku: Arduino Internal pull-up resistor configuration, Physical computing*. [online]. Dostupné z: <https://makeabilitylab.github.io/physcomp/arduino/buttons.html>
- [63] *Specifikace krokového motoru 17HS3401. Laskarduino* [online]. [cit. 2021-3-9]. Dostupné z: <https://www.laskarduino.cz/krokovy-motor-nema-17-17hs3401-0-28nm/>
- [64] *Katalogový list krokového motoru 17HS3401. DatasheetsPDF* [online]. [cit. 2021-5-14]. Dostupné z: <https://datasheetspdf.com/pdf-file/928656/MotionKing/17HS3401/1>
- [65] Function approximation with regression analysis. *Zdroj výpočtu: Planet Calc* [online]. Dostupné z: <https://planetcalc.com/5992/>
- [66] *Arduino function analogWrite* [online]. Datum poslední revize: 7.9.2020. [cit. 2021-5-11]. Dostupné z: <https://www.arduino.cc/reference/en/language/functions/analog-io/analogwrite/>

7. Přílohy



Obr. 20 – Schéma desky plošných spojů pro frézování, vytvořeno pomocí software EAGLE (Fusion 360)



Obr. 21 – Osazovací plán pro desku plošných spojů, vytvořeno pomocí software EAGLE (Fusion 360)