

# Návrh, testovanie a validácia antropomorfného valivého kľbu pre bionické protézy horných končatín

Marek Hromada  
ŠpMNDaG

## Abstrakt

- Tento výskum sa zameriava na zásadný problém v robotických protézach: nízku životnosť kíbov.
- **Identifikovaný Problém:** Miniaturizované klasické rotačné kíby v bionických rukách sú náchylné na mechanické zlyhanie a opotrebovanie. Ich zbytočne komplexná montáž a nízka odolnosť voči bočnej záťaži obmedzujú funkčnosť a spoľahlivosť protézy, zároveň sú protézy so spoľahlivými kíbmi ľahko cenovo dostupné.
- **Ciel:** Navrhnúť, vyrobiť a experimentálne overiť nový typ antropomorfného valivého kíbu (AVK), ktorý prekoná odolnosť a modularitu existujúcich riešení.
- **Výskumná Hypotéza:** Navrhnutý antropomorfný valivý kíb (AVK) vykáže štatisticky významne vyššiu mechanickú odolnosť a dlhšiu životnosť pri zaťažení v porovnaní so štandardným rotačným kíbom v identických podmienkach testovacej platformy.  
Hlavným cieľom môjho projektu bolo vyvinúť bionickú ruku, ktorá čo najvernejšie napodobňuje ľudskú ruku a zároveň je cenovo dostupná ako potenciálna bionická protéza ovládaná prostredníctvom EMG senzorov.  
Počas vývoja som zistil, že jednoduché rotačné kíby ani základné metódy ovládania prstov neposkytujú dostatočnú spoľahlivosť, silu ani životnosť. Vyžadujú množstvo presných a nákladných súčiastok, pričom výsledok je často nekvalitný. Riešenie som našiel v koncepte \*\*kontaktných antropomorfných valivých kíbov\*\*, inšpirovaných nielen ľudským telom, ale aj inými biologickými systémami. Navrhnutý nový typ takéhoto kíbu a jeho testovanie ukázalo lepšiu kontrolu pohybu, vyššiu odolnosť voči sile, tlaku a stresu. Tento dizajn som následne implementoval do konštrukcie bionickej ruky.  
Okrem samotných kíbov som navrhol aj systém ovládania prstov používajúci kladky. Tento systém, chráni ovládacie prvky, umožňuje kontrolu impedancie v závislosti od uhla kíbu a poskytuje nastaviteľný rozsah pohybu. Hardware ruky je postavený na servomotoroch SG90 a MG996R, mikrokontroléri ESP32, 3D tlačených dieloch a rybárskom lanku. Takáto kombinácia robí výrobu jednoduchou a finančne nenáročnou. Ovládanie momentálne prebieha pomocou Python programu využívajúceho computer vision a knižnicu Mediapipe, pričom do budúcnosti sa plánuje prechod na EMG senzory.  
Projekt demonštruje praktickosť a výhody kontaktných valivých kíbov v robotike a prináša nový dizajn bionickej ruky, ktorá je cenovo dostupná, nenáročná na zostavanie a vhodná nielen ako funkčná protéza, ale aj ako výskumný nástroj.

## Protezy teraz = summary z Lara Borsdorff, 2024

Protézy pomáhajú ľuďom s telesným postihnutím viesť produktívnejší a samostatnejší život tým, že nahradzajú stratené funkcie a zlepšujú pohyblivosť. Napriek tomu má podľa WHO prístup k potrebným pomôckam len približne 1 z 10 ľudí, čo vedie k sociálnemu vylúčeniu a chudobe. Odhaduje sa, že asi 0,5 % svetovej populácie (35–40 miliónov ľudí) potrebuje protetické alebo

ortotické služby, pričom tento počet rastie v dôsledku starnutia populácie a chorôb ako cukrovka.

Horné končatinové protézy môžu byť exoskeletové (pevné a odolné) alebo endoskeletové (nastaviteľné, s vnútornou kostrou). Existujú pasívne, telesne ovládané, myoelektrické, hybridné a špeciálne aktivity protézy.

- **Pasívne** sú najľahšie a najlacnejšie, slúžia najmä na estetické účely a stabilizáciu.
- **Telesne ovládané** protézy využívajú systém káblov a popruhov, ktorými sa ovláda hák či kĺb pohybom ramena.
- **Myoelektrické** protézy snímajú svalové impulzy a umožňujú prirodzené, aktívne pohyby.
- **Hybridné** spájajú obe technológie,
- **Špecifické** sú určené na konkrétné aktivity (napr. plávanie, golf).

Cena závisí od typu a rozsahu amputácie – pasívna protéza stojí 3 000–5 000 USD, telesne ovládaná približne 10 000 USD a myoelektrická 20 000–30 000 USD. Výroba trvá od jedného týždňa do troch mesiacov.

Životnosť protézy závisí od materiálu, úrovne aktivity a údržby. Protézy horných končatín vydržia 3–5 rokov, dolných 1–3 roky. U detí je potrebné častejšie prispôsobovanie, približne každých 6 mesiacov až 2 roky.

## Fyziologická analýza - lara borsdorf a aj nejakz iny z tych zdrojob summary

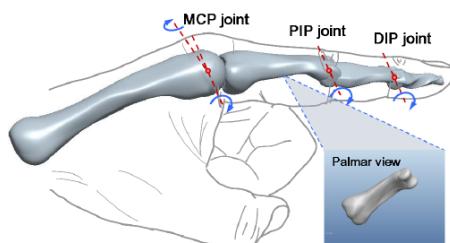
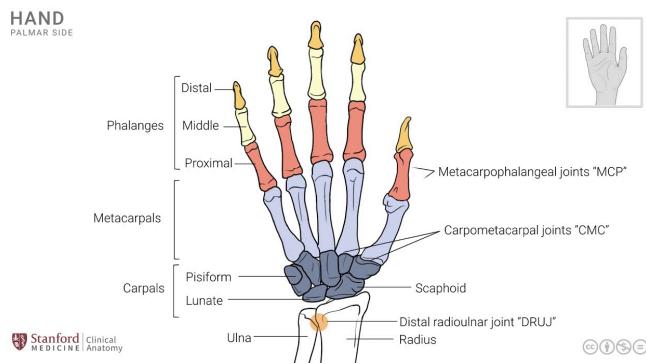


Fig. 2. 3D model of the laser-scanned human index finger.

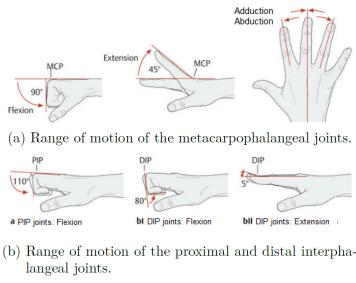


Figure 2.5: Range of motion of the finger joints (adapted from [76]).

## MCP PIP DIP - ROM

Klb fungovanie, cross ligamentov

### Medical Background

#### 2.1.1 Degrees of Freedom of the Different Hand and Finger Joints

The movement of a rigid body in space is described using DOFs. A distinction is made between two types of movements: translational movements and rotational movements. The rigid body has a total of six DOFs, which are shown in Figure 2.1, using a ball in space as an example. Figure 2.1(a) shows the translational DOFs, and Figure 2.1(b) the rotational DOFs [76].

Figure 2.1: Degrees of freedom for a ball in space marked as red arrows (own figure based on [76]).

4

### 2 Theoretical Part

The DOFs are present in various degrees across the various joints of the body. The range of motion of a joint is determined by the shape of the articulating bones as well as by the muscular and ligamentous structures. A distinction is made between uniaxial joints with one DOF, biaxial joints with two DOFs, and triaxial joints with three DOFs. An example of a triaxial joint would be the shoulder joint [72].

The joints that enable the hand and fingers to move are described in the following paragraph.

There are two main joints at the base of the hand that allow the hand to move in relation to the forearm: the proximal and distal wrist joints [39]. The proximal wrist joint, which is located between the forearm and the proximal row of carpal bones, is an ellipsoid joint with two DOFs. This includes palmar flexion and dorsiflexion as well as ulnar abduction and radial abduction. In contrast, the distal wrist joint, which lies between the proximal and distal row of carpal bones, is an interlocking ginglymoid joint with a single DOF.

This joint enables palmar flexion and dorsiflexion. The wrist movements can be seen in Figure 2.2 [76]. However, these movements will not be carried out by the prosthesis in this work.

Figure 2.2: Range of motion of the proximal and distal wrist [76].

Pronation and supination of the forearm are of more importance, as these are intended to be performed by the prosthesis. These motions can be seen in Figure 2.3.

5

### 2 Theoretical Part

Figure 2.3: Supination and pronation of the forearm (adapted from [76]).

Figure 2.3 shows in (a) the supination position, in which the forearm bones are aligned parallel to each other, while in (b) it shows the pronation position, in which the radius crosses the ulna. The supination position of the hand can be seen in (c), whereas (d) shows the pronation position of the hand. In both (c) and (d), the elbow is flexed and the perspective is frontal [76]. The pronation and supination are made possible by the humeroradial, the proximal radioulnar, and the distal radioulnar joint, in which the radius moves around the ulna.

In simple terms, the wrist joint as a whole can perform flexion and extension as well as adduction and abduction movements. As pronation and supination movements are performed in one axis to the wrist, these form a theoretical third DOF of the wrist.

Simplified, the mobility of the wrist joint therefore corresponds to that of a spheroid joint [39].

The number of DOFs in the individual joints of the fingers varies depending on the type of joint. Morphologically speaking, the carpometacarpal joint of the thumb has two DOFs that allow movements of the thumb around two vertically superimposed axes. These two axes can be seen in Figure 2.4(b). In Figure 2.4(a), the neutral zero position of the thumb is shown. The two axes allow the joint not only to adduct and abduct

6

## 2 Theoretical Part

(see Figure 2.4(c)), but also to flex and extend (see Figure 2.4(d)). Since the metacarpal bone of the thumb can also rotate around its longitudinal axis during the opposition movement (see Figure 2.4(e)), the carpometacarpal joint of the thumb has three DOFs from a functional point of view [39].

Figure 2.4: Movements in the carpometacarpal joint of the thumb (adapted from [70]). Among the finger joints, a distinction is made between metacarpophalangeal, proximal interphalangeal, and distal interphalangeal joints. The metacarpophalangeal joints are located between the metacarpal bones and the proximal phalanges. From a morphological point of view, the metacarpophalangeal joints are spheroid joints. However, due to their tight ligamentous apparatus, they only have two DOFs, namely flexion and extension as well as abduction and adduction [76]. The movements of the metacarpophalangeal joints can be seen in Figure 2.5(a). The metacarpophalangeal joint of the thumb has a different structure, which is functionally similar to a hinge joint and only allows considerable extension and flexion [39].

7

## 2 Theoretical Part

The other joints in the fingers are classified as interphalangeal joints, which in turn are subdivided into proximal and distal interphalangeal joints. The proximal interphalangeal joints are located between the proximal and middle phalanges, while the distal interphalangeal joints are located between the middle and distal phalanges. In general, these joints are ginglymoid joints with a DOF limited to flexion and extension. Figure 2.5(b) shows the movement of these joints [76].

(a) Range of motion of the metacarpophalangeal joints.

(b) Range of motion of the proximal and distal interphalangeal

joints.

Figure 2.5: Range of motion of the finger joints (adapted from [76]).

## Antropomorfné valivé kontaktné kíby (AVK)

Antropomorfné valivé kíby sa dajú definovať, ako typ kíbu, ktorý viero hodne napodobňuje ľudské kíby, zároveň na prenos pohybu nepoužíva rotáciu, ale valenie. Toto má v robotike hned' niekoľko teoretických benefitov. Jedným z nich je možnosť používať takéto kíby v malých pohyblivých častiach, kde môže byť veľkosť kíbov limitovacím faktorom. Pri malých rotačných kíboch totiž zameňame veľkosť za výdrž a limitujúcim faktorom je taktiež priemer valivých ložísk, ktoré sa používajú v rotačných kíboch na zníženie trenia. Taktiež sa redukuje odpor, keďže sa minimalizuje vďaka valeniu trenie, medzi benefity patrí aj väčšia odolnosť voči stresu a tlaku vyvíjaného na kíby.

### História AVK a existujúce prototypy

Kontaktné valivé kíby sú koncept, ktorý bol prvý krát uvedený do povedomia, ako možnosť kíbu na použitie v protézach v roku 1975 autormi J. S. O'Leary, J. M. O'Connor a B. M. Hillberry v diele Mechanism and Machine Theory. Ich valivý kíb však zabudol do забуднuta a znova sa objavil v roku 2010, kde sa ho Alexander Henry Slocum, Jr. pokúsil použiť na dizajn kíboch v protézach na koleno.

Aktuálnejšie za začal objavovať aj v rôznych biomimetických rukách, ktoré začali používať vlastné a iné dizajny valivých kíbov. Najkomplexnejšie a najlepšie ovládateľné a motorické ruky sa podarili vyprodukovať na ETH Zurich v rámci projektu Faivehand v roku 2023. Pričom obe ruky mali 12 uhlov voľnosti pohybu (DOF) a 12 aktuátorov. Mechanika týchto rúk sa delila na prstoch 1 až 5 na ovládanie šepártne na MCP kíbe a kombinované na PIP a DIP kíboch, pričom palec mal 3 DOF, z čoho 2 DOF boli v dvojsmernom kíbe (nevalivý) v CMC kíbe a jeden DOF v palcových MCP kíboch.

Ďalší zaujímavý koncept priviedli Yong-Jae Kim, Hyun-ah Bae a Seok Woo Hong v roku 2023, ktorí sa pokúsili použiť svoj vlastný dizajn AVK ako implantát PIP kíbu, namiesto rotačných kíbov, ktoré sa v zdravotníctve stále používajú. Svoj dizajn porovnali so štandardným implantátom PIP kíbu. Vŕamci ich výsledkov zistili, že AVK lepšie znáša stres, na základe Missesovho diagramu ho lepšie rozkladá a má väčšiu výdrž, takže sa opotrebuje po dlhšom čase. Výsledky ich meraní uvádzam v grafoch nižšie s krátkymi vysvetleniami.

### Dizajn AVK

Na použitie v bionickej ruke sú rotačné kíby sice možnosťou, kladú však jasné medze sile kíbu a vyžadujú použitie silnejších a drahších materiálov a komplexnejšie systémy. V rámci tohto projektu sa však zameriavame na výrobu bionickej ruky, ktorá je jednoduchá na výrobu, pričom potrebujeme použiť minimum externých súčiastok ako sú napríklad ložiská. Valivé kíby z predošlých štúdií sice nemajú problém sily, väčšina z nich však tiež vyžaduje na výrobu využitie

materiálov, ako sú kovy či ohybné plasty(napr. TPU), s ktorými práca môže byť náročná a nie úplne dostupná. AVK navrhnutý v tejto práci teda musí mať všetky vlastnosti valivých kíbov, teda valenie a lepšie znášanie stresu, zároveň však musí byť vyrobený čisto pomocou 3D tlače a kommerčne jednoducho dostupných materiálov, s ktorými nie je ľahké zaobchádzať. Tento kíb bude mať rozsah pohybu zodpovedajúci uhlom rozsahu PIP, DIP a MCP kĺbom, s miernymi modifikáciami pri každom z uvedených kíbov. Celý prst bude vystavený záťaži najviac 1200 g. Na základe aproximácie a uváženia kladkového efektu prsta by to znamenalo, že jeden kíb bude podstupovať záťaži najviac 200 g.

Princíp fungovania valivých kíbov v už existujúcich protézach

Faive hand

Yon-Heoun-Segun dizajn

Bližšie popísané kíby a reálne kíby v ľudskom prste používajú na spájanie dvoch častí do kíbu rovnaký princíp. Je to princíp prekríženia ligamentov v rovine otáčania častí. Preto som sa rozhodol aplikovať rovnaký princíp. Naroďol od spomínaných prototypov valivého kíbu použijeme rybárske nylónové vlákno. Toto lanko má maximálnu záťaž bez deformácie 50 kg. Keďže jeden kíb bude v prípade bionickej ruky vystavený ľahovej záťaži najviac 1,2 kg , znamená to, že lanko by sa nemalo pri bežnom používaní signifikatne deformovať. Lanko nám sice neponúka možnosť použiť pásovité ligamenty, ako vo Faive hand, ktoré robia kíb odolnejšie voči prešmykovaniu, dáva nám však možnosť zvýšiť odolnosť voči deformácii, pretrhnutiu kíbu a vykľbeniu a zjednodušuje manipuláciu s rozsahom pohybu. Záleží ale na tom, ako bude usporiadane vrámcí kíbu. Používanie prekrížovania ligamentov, teda nášho lanka, vyžaduje prekríženie vnútri kíbu, taktiež potrebujem použiť najmenej tri lanká, dve v rámci jednej diagonály a jedno v rámci druhej diagonály. Pri použití dvoch lanič by hrozilo vykľbenie veľmi jednoducho bez použitia externej podpory. Pri použití troch musíme zachovať symetriu, aby sme minimalizovali risk pretočenia a vykľbenia kíbu do strany, tým pádom musia byť dve lanká na prvej diagonále na stranách a jedného lanka na druhej diagonále presne v strede kíbu. Na použitie kde nie je potrebné umyselné ovládanie uhla kíbu, tak by nám stačily 3 lanká. Keďže je ale potrebné zakonponovať ovládací prvok, čo budú v prípade bionickej ruky dva ligamenty na ovládanie ohybu prsta, tieto lanká potrebujú prechádzať cez stred prsta, aby sa zachovala symetria a došlo k ideálnemu prenosu sily. To znamená, že bude potrebné použiť aspoň 4 lanká, aby bola zachovaná symetria po pridaní ovládaciých ligamentov.

Keďže sa nylónové vlákna chovajú ináč, ako pásové ligamenty vo Faive hand alebo články vstavané v konštrukcii Yon-Heoun-Segun dizajn, musíme použiť iný spôsob zavedenia takýchto drážok. Bude teda použitý systém pomocou drážok a kladiek, ktorý bude dve časti pomocou kríženia lanič spájať dokopy. Povrch valenia bude pritom fungovať oddelene, resp. Nebude ovplyvnený týmto systémom. Toto je jeden veľmi podstatný rozdiel oproti existujúcim modelom, keďže teraz je možné tvar valivých povrchov vymodelovať nezávisle od ligamentov, čo robí reguláciu rozsahu pohybu oveľa jednoduchšiu.

Na zavedenia vlákna, ako ligamentov, aby zároveň nezasahoval do valivého povrchu, musíme vytvoriť 4 drážky na tieto ligamenty, a jednu drážku na zavedenie ovládacieho ligamentu.

Navrhnutý AVK kíb teda pozostáva z dvoch vzájomne pohyblivých článkov spojených valivým drážkovým mechanizmom. Povrch kíbu obsahuje päť rovnobežných drážok, pričom stredná drážka je vybavená dvomi malými kladkami, cez ktoré vedú ovládacie lanká, a bočné drážky usmerňujú dve nylonové lanká vedené krížovým spôsobom. Valivý povrch pri tom napodobňuje tvar kíbu v ľudskom prste, pričom berie do ohľadu geometriu kíbu a žiadané rozloženie síl na dosiahnutie požadovaného rozsahu pohybu. Pri ťahu lanka sa pohyblivý článok kíbu klže po zaoblenom povrchu pevného článku, čím vzniká valivý kontakt medzi časťami. Znamená to, že lanká udržujú články pri kontakte a zároveň umožňujú, aby sa po uvoľnení vrátili do východiskovej polohy. Takýto systém napodobňuje štruktúru svalovo-šľachového aparátu a umožňuje hladký, adaptívny pohyb bez ostrých hraníc.

## Prispôsobenie AVK pre použitie v kíboch prsta bionickej ruky

V tejto podkapitole kvantitatívne posudzujeme modifikáciu valivého kontaktného kíbu, ktorá spočíva v zavedení „plug-drážok“ umiestnených približne v úrovni dvoch tretín polomeru základného polkruhu. Cieľom tejto úpravy je lokálne znížiť sklon kontaktného profilu tak, aby sa kontaktná plocha správala bližšie k mierne zakrivenej „rovnej krivke“ s nízkym uhlom sklonu; takáto zmena znížuje riziko prešmykovania bez nutnosti výrazného zväčšenia celkovej geometrie kíbu. Na potrebu takejto modifikácie poukazuje pozorovaná prudká súpažnosť doterajších blokujúcich plôch a istá pretrvávajúca inkonzistencia v rozložení normálnych síl – geometrická rána v 2/3 polomere umožňuje vykryštalizovať kompromis medzi valivým prenosom sily a lokálnym zväčšením normálnej reakcie bez zvyšovania tlaku nad bezpečné limity materiálu.

Pre kvantifikáciu bezpečnosti proti prešmyku zvolíme reprezentatívny „worst-case“ scénar: zaťažovací moment bude simulovaný jednou vertikálnou silou zodpovedajúcou váhe predmetu 0,200 kg pôsobiaceho na distálnu falangu (táto hodnota zodpovedá bežnému ľahkému predmetu a bola použitá v pôvodnom návrhu ako testovací prípad). Prepočítané gravitačné zaťaženie je  $W = m \cdot g = 0,200 \times 9,81 = 1,962$  N. Kritická podmienka proti prešmyku vyjadruje rovnosť trennej sily a tangenciálnej zložky pôsobiacej sily, teda  $\mu \cdot N \geq F_{\text{tang}}$ ; ak normálnu silu N reprezentujeme ako súčin priemernej kontaktné tlaku P a plochy A, platí  $\mu \cdot P \cdot A \geq W$ . Pri návrhovom prístupe berieme za hornú prípustnú hodnotu kontaktného tlaku konzervatívne  $P_{\text{allow}} = 5,0$  MPa. Toto číslo zohľadňuje skutočnosť, že diely sú 3D-tlačené s 30 % infill a vrstvenou štruktúrou, čo znížuje efektívnu miestnu únosnosť oproti homogénnemu odliatku; preto je použitie nižšej hodnoty bezpečné a realistické pre prototypové podmienky. Koeficient statického trenia pre kontakty PLA na PLA pri bežných tlačových povrchoch sa v literatúre pohybuje široko (približne 0,2–0,5); pre numerickú ukážku zvolíme konzervatívnu strednú hodnotu  $\mu = 0,35$  a navyše použijeme bezpečnostný faktor SF = 3, ktorý pokrýva variabilitu povrchovej kvality, vlhkosti a tolerancií tlače.

Z rovnice  $A_{\text{min}} = W / (\mu \cdot P_{\text{allow}})$  vyplýva pre zvolené parametre numerický výsledok  $A_{\text{min}} \approx 1,121 \times 10^{-6}$  m<sup>2</sup>, teda približne 1,12 mm<sup>2</sup>. Keď zohľadníme použitý bezpečnostný faktor SF = 3, projektovaná kontaktná plocha pre praktické nasadenie  $A_{\text{design}} = SF \cdot A_{\text{min}}$  sa

pohybuje okolo  $3,36 \times 10^{-6} \text{ m}^2$ , čo je približne  $3,36 \text{ mm}^2$ . Ak predpokladáme, že kontaktná drážka bude mať pozdĺžny kontaktný úsek dĺžky  $L \approx 3 \text{ mm}$  (rozsah reálneho kontaktu pozdĺž valivej drážky pre drobný antropomorfný prst), potom z uvedenej plošnej potreby vyplýva šírka pásu  $w = A_{\text{design}} / L \approx 1,12 \text{ mm}$ . Táto šírka je v praxi ľahko realizovateľná 3D tlačou a zároveň dostatočná na to, aby pri zozname povrchových parametrov minimalizovala riziko náhodného prešmyknutia pri úchopoch bežných predmetov.

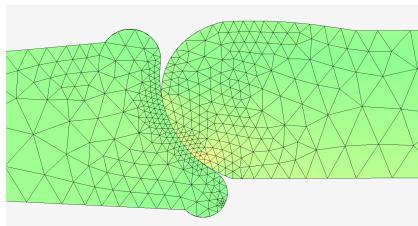
Citlivosť návrhu na hodnotu koeficientu trenia demonštruje, že aj pri relatívne nízkom  $\mu = 0,20$  by sa  $A_{\text{design}}$  zväčšila na približne  $5,89 \text{ mm}^2$  (šírka pásu  $\sim 1,96 \text{ mm}$  pre  $L = 3 \text{ mm}$ ), zatiaľ čo pri priažnivejšom  $\mu = 0,50$  by sa  $A_{\text{design}}$  znížila na približne  $2,35 \text{ mm}^2$  (šírka pásu  $\sim 0,78 \text{ mm}$ ). Tieto hodnoty potvrdzujú, že tvrdenie „potrebná plocha je veľmi malá“ je kvantitatívne podložené: rad možných  $\mu$  vedie k plošným potrebám v jednotkách  $\text{mm}^2$ , teda do prakticky realizovateľných rozmerov pre mikrogeometriu prstových kľbov. Práve preto je umiestnenie plug-drážky pri približne 2/3 polomeru efektívnym kompromisom: zmenou lokálneho uhla kontaktného profilu sa zvýši normálna zložka kontaktnej reakcie bez významného zvýšenia lokálnych špičkových tlakov, čo znižuje požiadavku na koeficient trenia pri preserveovaní integrity 3D-tlačeného materiálu.

Návrhové rozhodnutia – konkrétnie zvolené hodnoty  $W = 1,962 \text{ N}$ ,  $\mu = 0,35$ ,  $P_{\text{allow}} = 5,0 \text{ MPa}$ ,  $SF = 3$  a  $L = 3 \text{ mm}$  – sú uplatnené ako konzervatívne, experimentálne overiteľné predpoklady. Hlavným dôvodom pre takéto konzervativizmy je snaha zabezpečiť, aby konštrukcia obstala nielen pri ideálnych laboratórnych podmienkach, ale aj pri reálnej variabilite výroby a používania (rôzne nastavenia 3D tlače, drobné nerovnosti povrchu, zmena vlhkosti, drobné opotrebenie). Z praktického hľadiska sú uvedené rozmery implementačne výhodné: šírka pásu okolo  $1,1 \text{ mm}$  je splniteľná s bežnými tryskami a vrstvením, a plošná potreba v jednotkách  $\text{mm}^2$  nepredstavuje zásadný negatívny vplyv na konštrukčnú robustnosť prstového článku.

Na záver je potrebné zdôrazniť, že tieto analytické výsledky sú návrhovými odhadmi a musia byť doplnené experimentálnymi meraniami. Odporúčame zaradiť do metodiky štandardizované tribologické testy na stanovenie presného  $\mu$  pre konkrétnie tlačové nastavenie, meranie lokálnych kontaktných tlakov (napríklad pomocou tenkých tlakových snímačov alebo korelácie s FEA), a cyklické testy zaťaženia na overenie dlhodobej opakovateľnosti správania pri vykľbení a návrate do dráhy. Implementácia plug-drážky pri 2/3 polomeru, v kombinácii s navrhovanými plošnými parametrami a bezpečnostným faktorom, poskytuje robustný a prakticky realizovateľný dizajnový kompromis medzi valivou efektivitou a odolnosťou proti prešmyku v kontexte bionickej ruky.

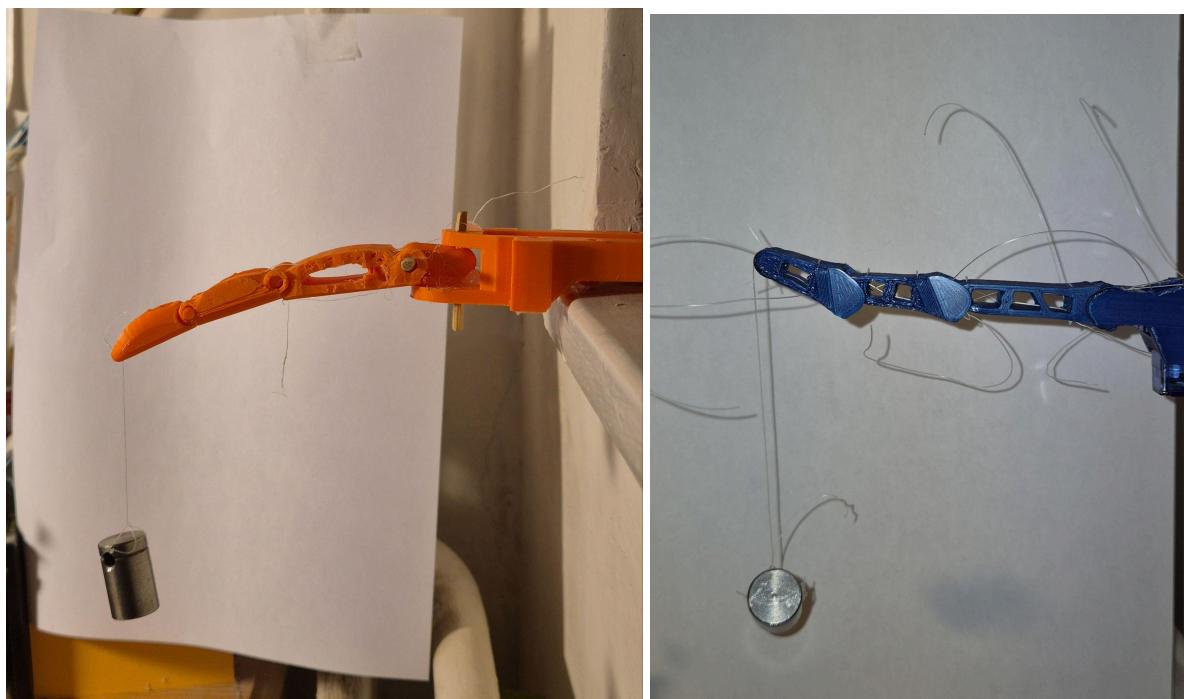
## Vlastnosti AVK

Najlepšia vlastnosť AVK je lepšie rozloženie sily pod stresom, konkrétnie pri tlaku. Pomocou Von Misses stresovej analýzy si vieme všimnúť, pri rotačných kľoboch je veľká časť váhy situovaná v strede kľbu, na tyčke, ktorá je základom kľbu. Táto tyčka je ale v našom prípade veľmi tenka, čo znamená že sa ľahko láme. Zároveň si vieme ale všimnúť, že AVK váhu rozkladá oveľa lepšie, a to najhoršie čo sa môže stať je trenie, nie trvalá deformácia kľbu.

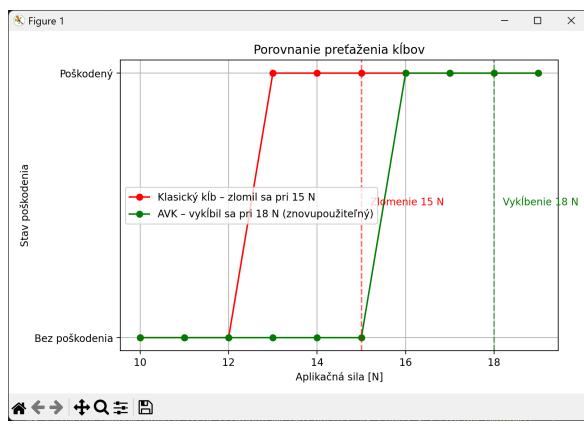


## Porovnanie AVK s konvenčionálnymi kíbmi

Pre otestovanie a riadne porovnanie AVK s rotačnými kíbmi boli vytvorené dva bionicke prsty s rovnakými dimenziami - dĺžkami jednotlivých prstových článkov - pričom jeden z týchto prstov využíva čisto rotačné kíby a druhý používa valivé kíby.



Následne sa testovala ich maximálna nosnosť a pozorovalo sa ich správanie pri rozličných záťažiach, pričom záťaž bola aplikovaná na distálnu falangu prsta s ventrálnej stranou orientovanou nahor, pričom oba prsty mali zachovať pozíciu zodpovedajúcu neutrálnej (rovnej) polohе prsta.



Z pozorovania vyplýva, že AVK má väčšiu nosnosť ako klasický rotačný kíb. Taktiež si vieme všimnúť jednu veľmi podstatnú vlastnosť navrhovaného AVK dizajnu, ktorou sa od viacerých spomínaných AVK odlišuje.

Navrhovaný AVK sa pri záťaži 18 N vykíbil, no po odstránení záťaže sa dá AVK vrátiť do drážky čo umožňuje jeho opakované používanie, pričom sa uchováva kvalita ak nedojde k trvalej deformácii ligamentu. Znovupoužiteľnosť bola otestovaná nasadením kíbu do pôvodného stavu po vykíbení a opakovaným zaťažovaním, pričom pokles výkonu neboli viditeľný. Zatiaľ čo sa rotačný kíb zlomí, AVK sa iba vykíbi pomocou externej sily nevráti do pôvodného stavu, dochádza k dočasnej deformácii. Maximálna nosnosť závisí od typu stresu, ak sa jedná o ťažný stres, ako v prípade vykonávaného experimentu, tak maximálna nosnosť pred deformáciou závisí od nosnosti lanka použitého na spojenie falangeálov. Pri tlakovom strese záleží zase na nosnosti materiálu kíbov, v našom prípade PLA s 30 percentnou výplňou. AVK je taktiež spôsobuje menšie trenie v kíbach, čím zefektívňuje efektivitu prenosu sily. Oproti klasickému pántovému kíbu je AVK flexibilnejší, čo môže byť vnímané ako negatívna vlastnosť, kedže nie je fixovaný v jednej polohe, keďže je aplikovaná externá sila, taktiež to však znamená, že zátaž, ktorá by mohla poškodiť motor je prenesená na kíb, čo môže predísť životnosť motoru.

## Dizajn bionickej ruky s použitím AVK

Antropomorfné valivé kontaktné kíby (AVK) boli navrhnuté s cieľom vytvoriť biomechanicky realistický model bionickej ruky, ktorý by čo najvernejšie napodobňoval ľudskú ruku z hľadiska rozsahu pohybu, prenosu sily a pružnosti. Fyziologická analýza ľudskej ruky ukazuje, že každý prst disponuje jedinečnou kombináciou stupňov voľnosti (DOF), ktorých funkcia je kľúčová pre prirodzené uchopovanie a manipuláciu s objektmi.

Pre prsty 1 až 4 (ukazovák, prostredník, prsteník a malíček) sú rozsahy pohybu nasledujúce:

- MCP:  $-45^\circ$  až  $+90^\circ$
- PIP:  $-5^\circ$  až  $+110^\circ$
- DIP:  $-5^\circ$  až  $+80^\circ$

Palec, ako špecifický prípad, disponuje tromi stupňami voľnosti: ohyb a extenzia v MCP kíbe, opozícia a repozícia v CMC kíbe, a rotácia v IP kíbe. Pre tento účel bol navrhnutý AVK dizajn s rozšíreným uhlovým rozsahom ( $-20^\circ$  až  $+130^\circ$ ) a s pridanou rotačnou zložkou v CMC, umožňujúcou realistickú opozíciu voči ostatným prstom.

[CAD sketch of full hand with AVK joints]

AVK dizajn umožňuje jednoduché riadenie a údržbu, keďže všetky prsty využívajú rovnaký princíp valivého pohybu, pričom iba geometria socket a plug častí je prispôsobená konkrétnemu rozsahu pohybu. To umožňuje výrobu pomocou 3D tlače s vysokou modularitou a minimálnym počtom komponentov. Každý prst je vybavený aktuátorom, ktoré ovládajú MCP, PIP a DIP kíby cez sústavu nylonových ligamentov.

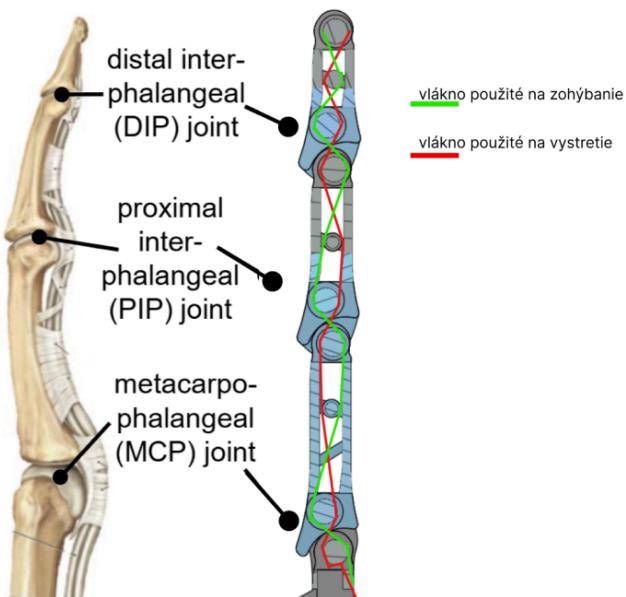
## Dizajn antropomorfických prstov

Prvý až štvrtý prst je z mechanického hľadiska rovnaký, resp. DIP a PIP kíby sú na všetkých prstoch rovnaké, MCP kíby na prvom až štvrtom prste sú rovnaké a MCP kíb na palci je jediný rozdielny, keďže vyžaduje viac uhlôvoľnosť.

Dizajn prstov 1 až 4 (ukazovák, prostredník, prsteník, malíček) a DIP, PIP kíbov palca

Pri dizajne dimenzií a dĺžok jednotlivých falangov a umiestnenia valivých kíbov bola do uváhy zobrazená fyziológia prsta, na prenos sily z aktuátorov do jednotlivých kíbov a zároveň ich kontrolu bol navrhnutý kladkový ligamentový systém.

Pri ohybe prsta zelené lanko ťahá prst smerom k dlani (flexia) a červené lanko ho ťahá opačným smerom (extenzia). To zabezpečuje rovnoramenné rozloženie sily medzi jednotlivé kíby, pričom "stiffness" jednotlivých kíbov sa dá kontrolovať pomocou zvýšenia napäťia spájajúcich ligamentov v jednotlivých AVK prsta.



## Dizajn MCP kíbu palca

Pri MCP kíbe palca bol použitý mechanizmus založený na rotačných kíboch. Je to kvôli tomu, že navrhovaný AVK je zatiaľ iba v jednej dimenzií a preto bol použitý dvojaxiálny robustný rotačný dizajn, ktorý drasticky neubrál ruke na odolnosti a funkcionálite. Tento kíb je kontrolovaný dvoma servomotormi pričom každý kontroluje pohyb palca v jednej axiále.

Jednotlivé prsty sú následne uchytené na jednotlivé základy so servomotormi, ktoré funkčnosťou napodobňujú metakarpálne kosti, tie sú následne upevnené na jeden hub, ktorý bude prepájať metakarpály všetkých štyroch prstov, napájať na ne palec a zápästie.

## Technické špecifikácie hardvéru

Cca 300g - 3D tlač PLA 30% infill

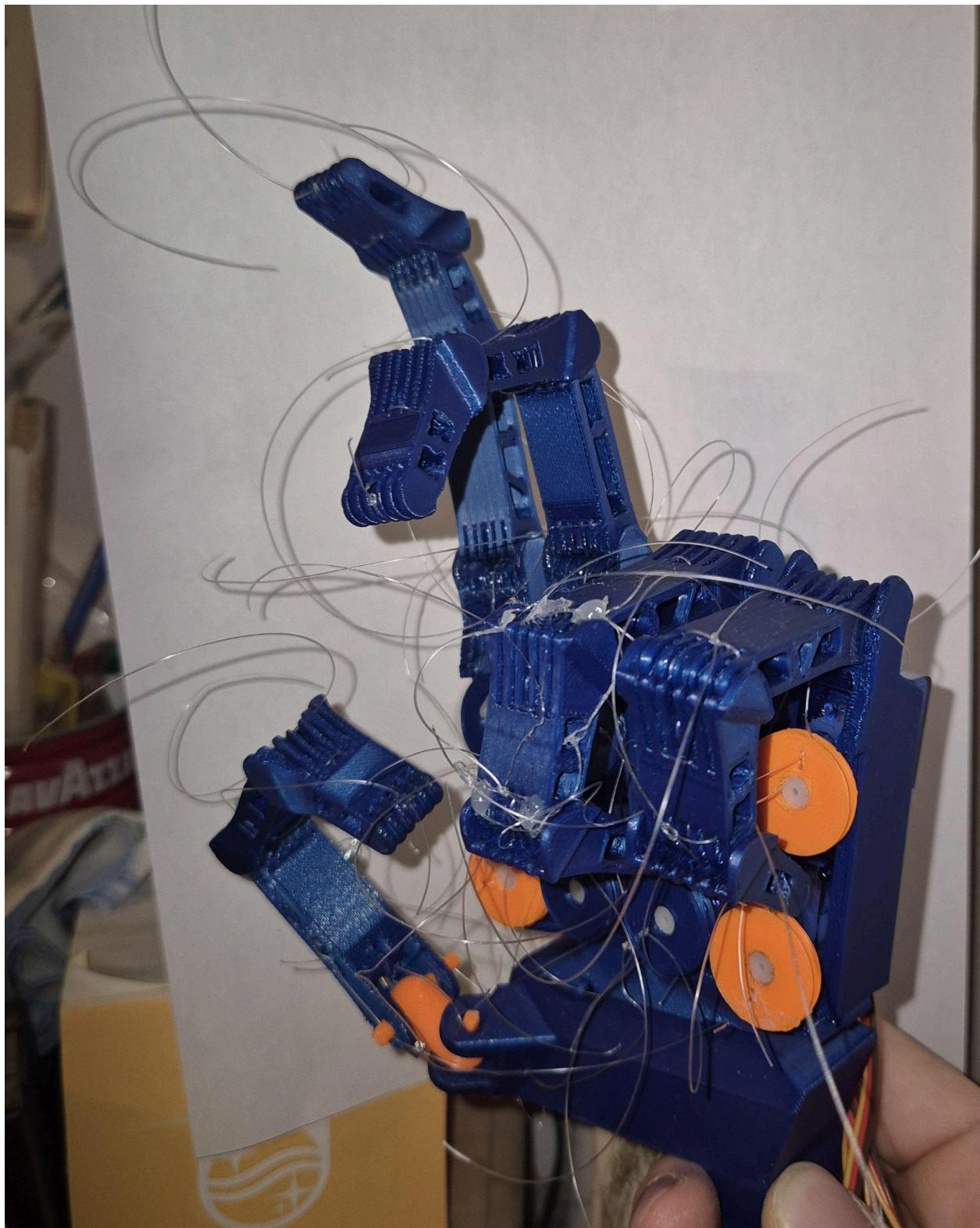
7 servo motorov sg90 - kontrola prstov, umiestnené v metakarpáloch

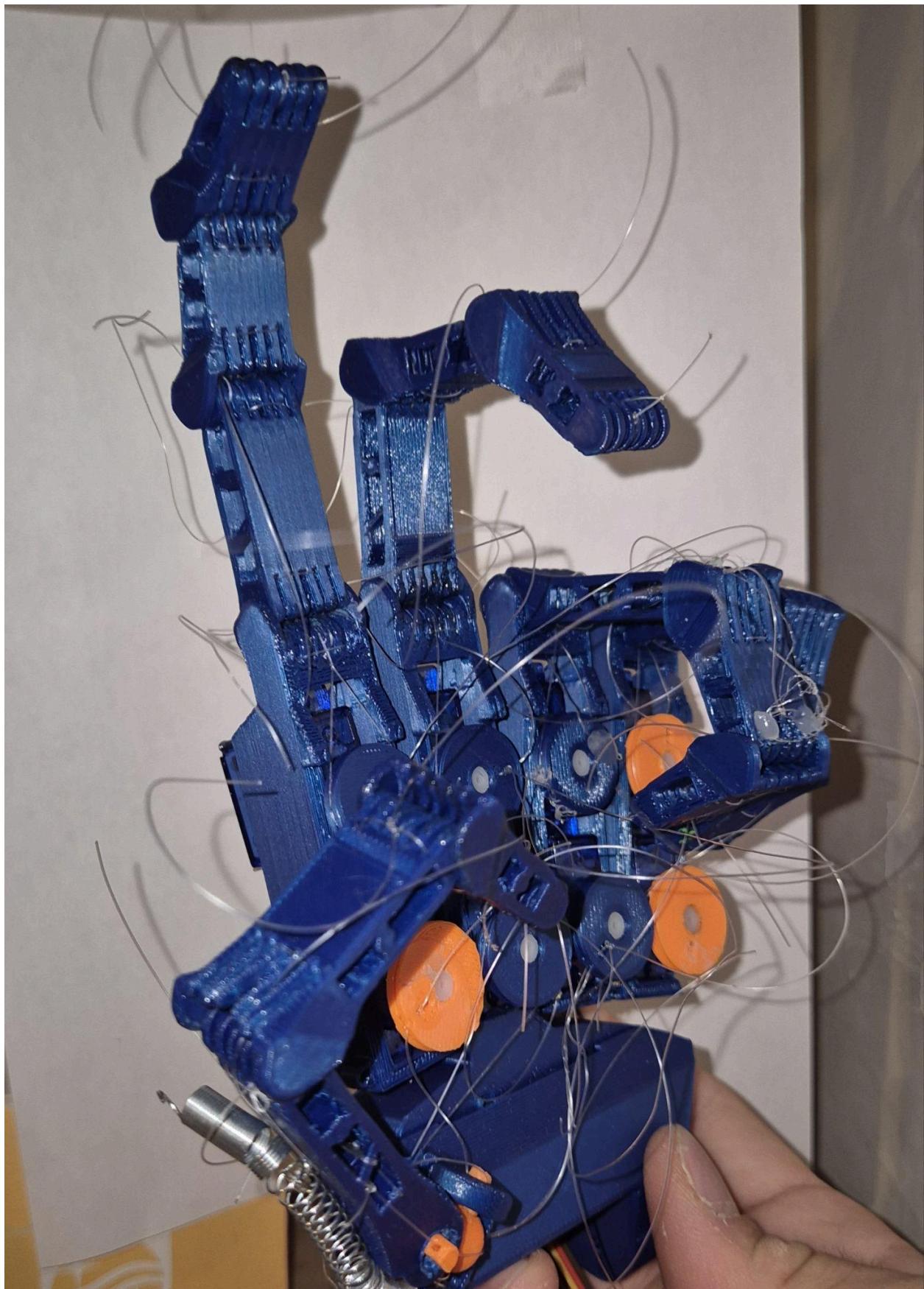
Mg996r - kontrola zápästia = budúca implementácia

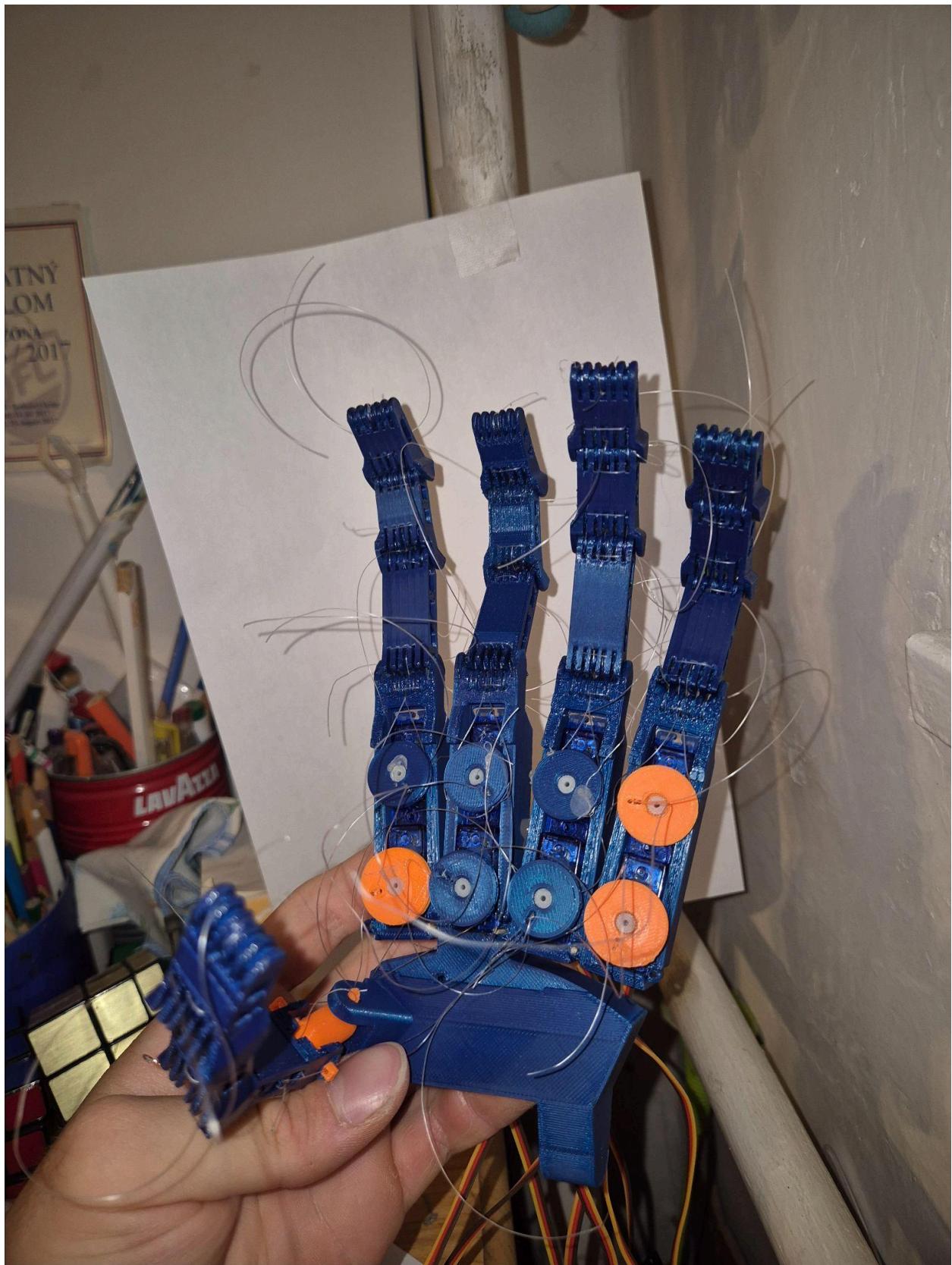
Esp32 s3 - výkonný mikrokontrolér, teraz na spracovanie údajov z cv2 programu a ovládanie servo motorov, dosť silný na runovanie CNN na kvalifikáciu EMG signálov a ovládanie servomotorov zároveň.

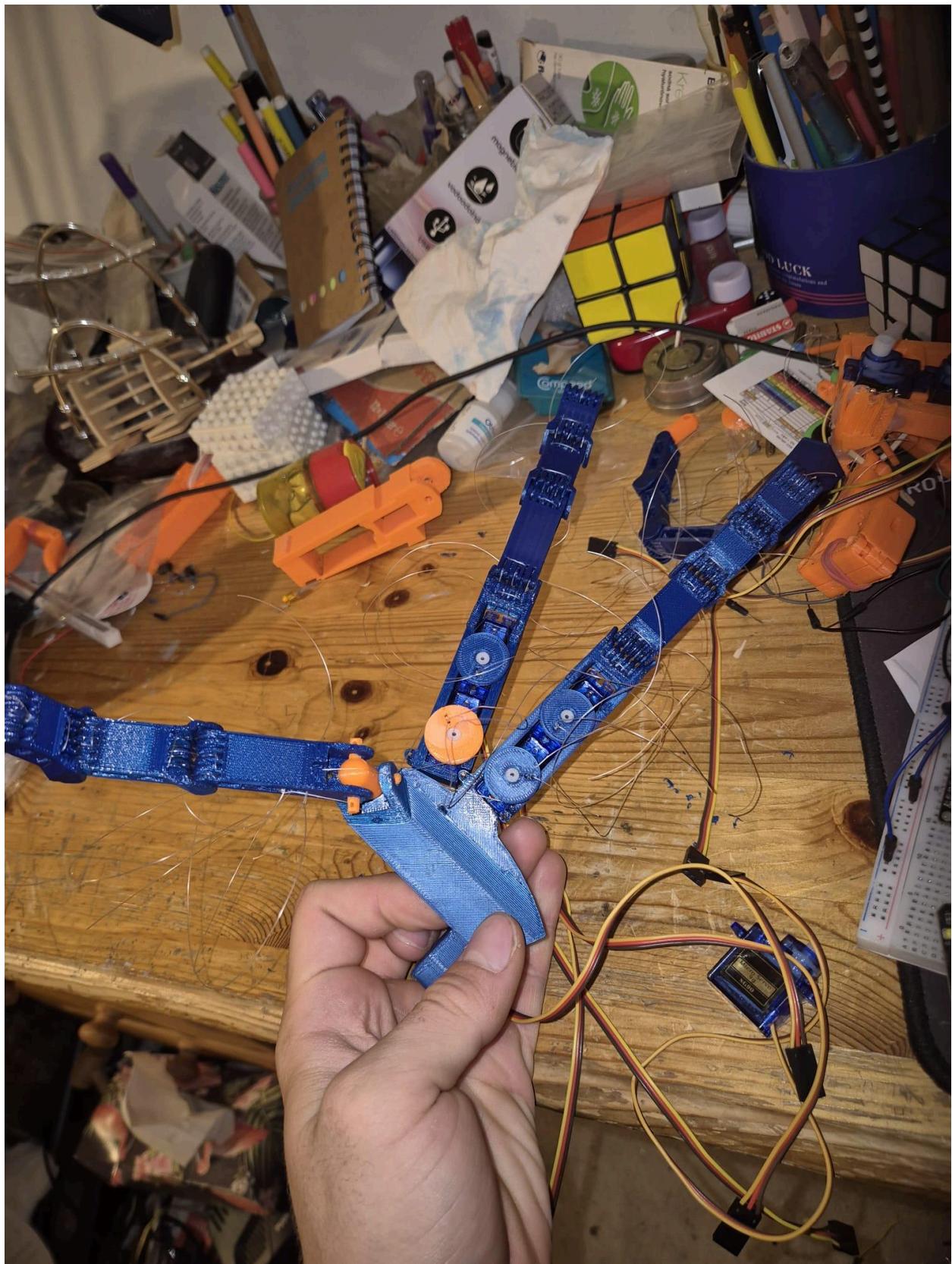
Tabuľka s cenami komponentov

Obrazky z montáže ruky a zostavenej ruky

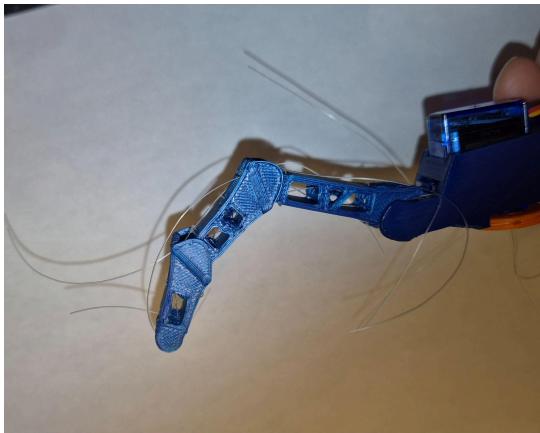












## Kontrolné systémy

Softvér založený na pythone s použitím Opencv

Opis tohto kodu a ako funguje.

Kód najdete na githube. Aj tak tu ale uvádzam vysvetlenie ako funguje v skratke:  
niekoľko častí: triedu Servo, inicializáciu motorov, a hlavný slučkový cyklus obsluhujúci príkazy.

Vysvetlenie kódu

### 1. Trieda Servo

- Účel: Trieda slúži na abstrakciu servomotora. Zahŕňa všetko potrebné pre jeho nastavenie, konverziu uhla na hodnotu PWM signálu a samotný pohyb motora.
- Dôležité parametre:
  - Frekvencia PWM, minimálna a maximálna "duty" hodnota, rozsah podporovaného uhla.
- Metódy:
  - `__init__()`: Inicializuje servo pripojené na konkrétny pin.
  - `update_settings()`: Aktualizuje parametre podľa typu serva alebo požiadavky.
  - `move(angle)`: Nasmeruje servo na zadaný uhol pomocou výpočtu správnej PWM hodnoty.
  - `__angle_to_u10_duty()`: Prepočíta požadovaný uhol na konkrétnu PWM hodnotu.
  - `__initialise()`: Inicializuje PWM a potrebné prevodné koeficienty.

### 2. Inicializácia motorov

- Funkcia: Asociačné pole (slovník) s názvami prstov a číslami pinov, na ktoré sú servá pripojené.
- Pre každý pin je vytvorená inštancia Servo, ktorá sa inicializuje do počiatočnej polohy ( $0^\circ$ ).
- Kód tlačí na konzolu informácie o úspešnej inicializácii jednotlivých serv v rámci celého systému.

### 3. Hlavný cyklus - obsluha príkazov

- Sériový vstup: Program neustále čaká na vstup z konzoly či iného zariadenia cez sériovú linku.
- Spracovanie vstupu:
  - Ak príde JSON (napr. `{"index": 90, "middle": 45}`), všetky prsty sa naraz presunú do zadaných uhlov.
  - Ak príde jednoduché číslo, predpokladá sa, že sa riadi iba ukazovák ('index').
  - Nesprávne vstupy alebo neznáme prsty sú označené ako chyba.
- Paralelnosť pohybu: V prípade viacerých prstov sa príkazy pošlú naraz.
- Poskytuje spätnú väzbu o realizácii pohybov alebo o vznikutej chybe.

#### Typické využitie a aplikácie

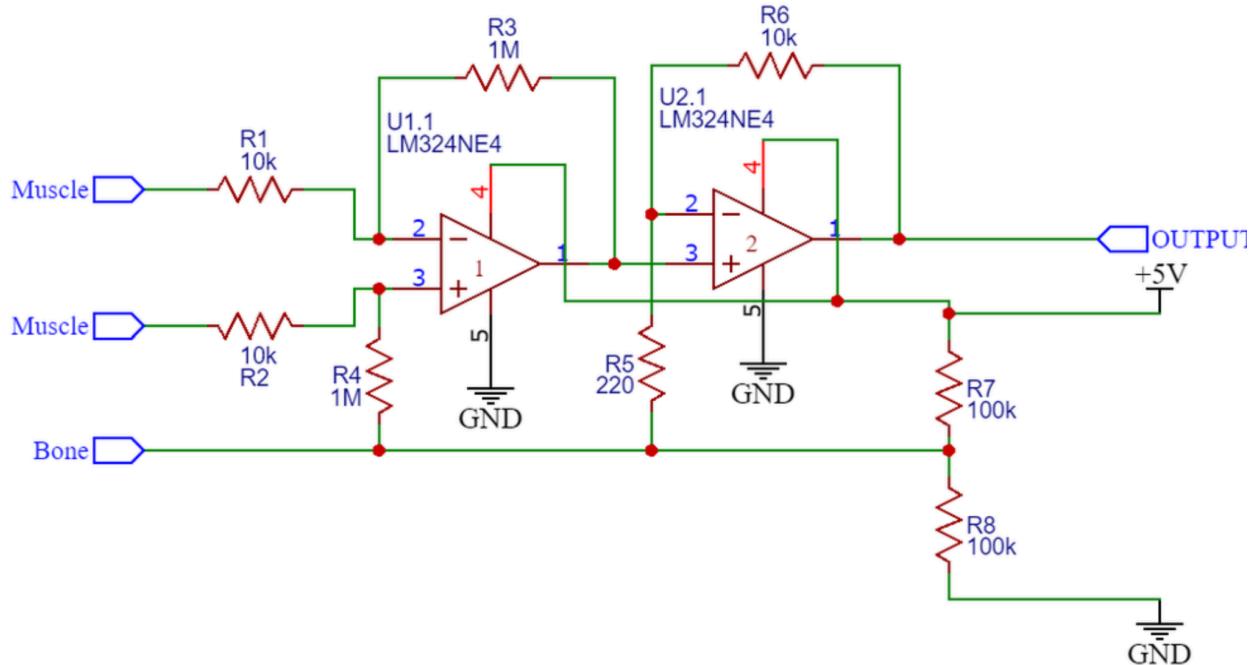
- Tento typ riadenia sa používa pri konštrukcii robotických rúk, prototypov, alebo iných mechanických systémov, kde je dôležité presné a synchronizované ovládanie viacerých servomotorov .
- Je univerzálny pre rôzne modely serv a jednoducho rozšíriteľný podľa počtu dostupných pinov a požadovaných stupňov voľnosti.

#### Bezpečnostné a optimalizačné poznámky

- Kód zahŕňa jednoduché ošetrenie výnimiek, čím sa predchádza samovoľnému zastaveniu programu v prípade nesprávneho vstupu .
- Program ukladá aktuálny uhol každého serva a nepošle signál, ak by sa servo malo zopakovať do tej istej polohy – šetrí tak energiu a mechanické opotrebovanie.
- Drobna časová medzera (`sleep_ms(5)`, `sleep(0.01)`) pomáha zabrániť nechcenému chveniu serv alebo príliš častému zbytočnému opakovaniu povelov

EMG senzor implementacia do buducna

Naplánovaná je implementácia troch separátnych emg senzorov s nasledovnou schematickou:



EMG budú umiestnené na obvode predlaktia, outputové signály pôjdu na ADC piny ESP32 S3. Na ESP32 S3 bude bežať CNN, ktorá bude rozoznávať nasledujúce gestá(mali by sa dať podľa Lara Bornsdorf, ktorá robila niečo podobné).

Predspracované EMG signály sú analyzované pomocou konvolučnej neurónovej siete (CNN), ktorá je implementovaná v TensorFlow Lite a optimalizovaná pre mikrokontroléry. Architektúra siete obsahuje:

- 3 konvolučné vrstvy (16, 32 a 64 filtrov, veľkosť jadra 3),
- 2 vrstvy MaxPooling ( $2 \times 2$ ),
- 1 plne prepojenú Dense vrstvu (128 neurónov, ReLU aktivácia),
- výstupnú Softmax vrstvu s piatimi triedami.

Vstupom siete je matica veľkosti  $4 \times 200$  (štyri kanály, 200 vzoriek na okno). Každá konvolučná vrstva extrahuje priestorovo-časové príznaky, ktoré umožňujú klasifikovať gesto s vysokou presnosťou. Výstupom siete je pravdepodobnostný vektor piatich gest:

1. **Päst' (Fist)**
2. **Otvorená dlaň (Open hand)**

### **3. Úchop troch prstov (Pinch three fingers)**

### **4. Úplný úchop (Grab all fingers)**

### **5. Rock gesto (Rock gesture)**

Este nebola natrenovaná a emg nebol zostavený, no schematika by na základe simulácií v softveri Opencircuit mala fungovať a gesture recognition by mal byť možný na základe Lara Borsdorfa a Nokia Bell Laboratories.

## 4.6 Softvérová implementácia a mapovanie gest

Implementácia klasifikačného modulu je založená na MicroPython/TensorFlow Lite Micro. Po rozpoznaní gesta je výstupný vektor premapovaný na motorické príkazy, ktoré definujú cieľové uhly jednotlivých klíbov:

Gesto	MCP [°]	PIP [°]	DIP [°]	Palec CMC [°]	Palec MCP [°]
Päst	+90	+110	+80	+60	+80
Otvorená dlaň	0	0	0	0	0
Úchop troch prstov	+60	+90	+60	+45	+70
Úplný úchop	+80	+100	+70	+55	+85
Rock	+80	+100	+70	0	0

Synchronizácia medzi gestom a pohybom aktuátorov je riadená PID slučkou s  $K_p = 1.2$ ,  $K_i = 0.4$ ,  $K_d = 0.05$ . Spätná väzba sa realizuje pomocou Hallových snímačov umiestnených pri každom klíbe, ktoré sledujú aktuálnu polohu prsta s rozlíšením  $0,5^\circ$ .

## 4.7 Integrácia riadenia s mechanickým systémom ruky

Integrácia senzoricko-riadiaceho systému s mechanickou konštrukciou bionickej ruky je klúčovým krokom pre zabezpečenie plynulého a presného pohybu. EMG modul komunikuje so zbernicou I<sup>2</sup>C, pričom klasifikácia gesta spúšťa sadu príkazov pre jednotlivé servá, ktoré prostredníctvom nylonových ligamentov aktivujú AVK klíby.

Aby sa zabránilo poškodeniu motorov pri nadmernom zaťažení, implementovaný je algoritmus detektie preťaženia, ktorý porovnáva odchýlku medzi očakávaným a reálnym uhlom v čase. Ak táto odchýlka prekročí  $10^\circ$ , systém automaticky uvoľní servo a opäťovne zarovná polohu po odľahčení. Tento mechanizmus predĺžuje životnosť aktuátorov a znižuje riziko deformácie klíbu.

Do budúcnosti sa plánuje implementácia hmatovej spätej väzby pomocou piezorezistívnych senzorov v končekoch prstov, ktoré by umožnili používateľovi cítiť tlak a textúru. V kombinácii s adaptívnym učením CNN by tak bionická ruka dokázala nielen reagovať na EMG signály, ale aj adaptívne optimalizovať svoj úchop podľa tvaru a tvrdosti objektu.

## Záver

Testovanie a výpočty ukázali, že navrhnutý AVK je odolnejší ako klasické rotačné kĺby a dokáže pri použití v bionickej ruke urobiť rovnako komplexné úkony, ako ruka s rotačnými kĺbmi

Vyvinutá „AVK“ bionická ruka je cenovo dostupná(150 – 200 €, oproti dnešným kvalitným protézam 20000 – 45000€) a vďaka AVK aj odolná a silná

Oproti rotačnému kĺbu je znova použiteľný, pri preťažení sa vykíbi, po vrátení kĺbu do pôvodného stavu je znova použiteľný, čo je obrovská výhoda oproti rotačnému kĺbu ale aj oproti iným dizajnom VK(napr. Faive hand z roku 2025)(poznámka:znova sa nedá použiť pokiaľ nepríde k plastickej deformácii ligamentov, pričom k signifikantnej deformácii dochádza pri sile cca 500 N, k čomu sa pri každodennom použití dostaneme ľažko)

Plán do budúcnia – implementácia 3 EMG senzorov s gesture recognition

## Použitá literatúra

1. J. S. O'Leary, J. M. O'Connor a B. M. Hillberry, Mechanisms and machine theory, 1975
2. Yong-Jae Kim, Hyun-ah Bae a Seok Woo Hong, Biomechanical comparative finite element analysis between a conventional proximal interphalangeal joint flexible hinge implant and a novel implant design using a rolling contact joint mechanism, 2023
3. Yasunori Toshimitsu, Benedek Forrai, Barnabas Gavin Cangan, Ulrich Steger, Manuel Knecht, Stefan Weirich, Robert K. Katzschatmann, Getting the Ball Rolling: Learning a Dexterous Policy for a Biomimetic Tendon-Driven Hand with Rolling Contact Joints, 2023
4. Lara Borsdorf, Development of a 3D-Printed Myoelectric Arm Prosthesis with a Rotational Wrist Joint, 2024, university of applied sciences hamburg
5. Hisham Mohamad Desa and team, Development of EMG circuit for detection of leg movement, May 2016
6. Alexander Henry Slocum, ROLLING CONTACT ORTHOPAEDIC JOINT DESIGN, Jr., 2010, MIT
7. Advances in Ergonomics in Design - Proceedings of the AHFE 2017 International Conference on Ergonomics in Design, Editors: Francisco Rebelo, Marcelo Soares, 2017
8. Surface Electromyography as a Natural Human-Machine Interface: A Review, Authors: Mingde Zheng\*, Michael Crouch\*, Michael S. Eggleston, Nokia Bell Laboratories. 600 Mountain Ave, New Providence, NJ, 07974 United States

