

Dizajn a vývoj antropomorfného valivého kľbu pre bionické protézy horných končatín

Marek Hromada
ŠpMNDaG
SOČ 2025/2026

Abstrakt

Toto SOČ sa zameriava na zásadný problém v oblasti robotických protéz: nízku životnosť kíbov. Identifikovaným problémom sú miniaturizované klasické rotačné kíby v bionických rukách, ktoré sú náchylné na mechanické zlyhanie a opotrebovanie. Ich zbytočne komplexná montáž a nízka odolnosť voči bočnej záťaži výrazne obmedzujú funkčnosť a spoľahlivosť protézy. Navyše, protézy so spoľahlivými kíbmi sú často cenovo nedostupné.

Cieľom výskumu je navrhnúť, vyrobiť a experimentálne overiť nový typ antropomorfného valivého kíbu (AVK), ktorý prekoná existujúce riešenia z pohľadu odolnosti a modularity. Výskumná hypotéza predpokladá, že navrhnutý AVK vykáže štatisticky významne vyššiu mechanickú odolnosť a dlhšiu životnosť pri zaťažení v porovnaní so štandardným rotačným kíbom za identických podmienok testovania.

Hlavným cieľom projektu bolo vyvinúť bionickú ruku, ktorá čo najvernejšie napodobňuje ľudskú ruku a zároveň je finančne dostupná ako potenciálna bionická protéza riadená pomocou EMG senzorov. Počas vývoja sa preukázalo, že klasické rotačné kíby ani základné metódy ovládania prstov nedosahujú potrebnú spoľahlivosť, silu či životnosť. Vyžadujú množstvo presných a nákladných súčiastok, pričom kvalita výsledného produktu zostáva diskutabilná.

Riešením sa stal koncept kontaktných antropomorfických valivých kíbov, inšpirovaný nielen ľudským telom, ale aj ďalšími biologickými systémami. Navrhnutý AVK je nový typ týchto kíbov, ktorý počas testovania preukázal lepšiu kontrolu pohybu a vyššiu odolnosť voči sile, tlaku i stresu. Tento dizajn som následne implementoval do konštrukcie bionickej ruky.

Navyše som vyvinul systém ovládania prstov s použitím kladiek, ktorý chráni ovládacie prvky, umožňuje nastavenie impedancie podľa uhlu kíbu a poskytuje nastaviteľný rozsah pohybu. Hardvér ruky pozostáva zo servomotorov SG90 a MG996R, mikrokontroléra ESP32, 3D tlačených dielov a rybárskeho lanka. Tento prístup umožňuje jednoduchú a cenovo nenáročnú výrobu.

Ovládanie ruky aktuálne zabezpečuje Python program s využitím computer vision a knižnice Mediapipe, pričom sa plánuje prechod na EMG senzory pre ešte vyššiu úroveň funkcionality. Projekt prezentuje praktické výhody kontaktných valivých kíbov v robotike a prináša nový dizajn bionickej ruky – dostupnej, ľahko zostaviteľnej a vhodnej nielen ako funkčná protéza, ale aj ako výskumný nástroj.

Protezy dnes

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.

(Lara Borsdorf, 2024)

Fyziologické základy pohybu ruky

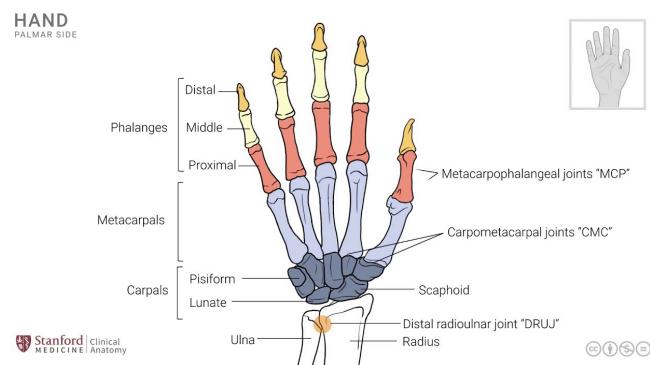
Pohyb pevného telesa v priestore sa určuje pomocou stupňov voľnosti (DOF).

Rozlišujeme medzi translačnými pohybmi (posun v priestore) a rotačnými pohybmi (otáčanie okolo osi). Pevné teleso má šesť stupňov voľnosti: tri translácie a tri rotácie.

Kíby zápästia

Na báze ruky sú dva hlavné kíby, ktoré umožňujú pohyb ruky vzhľadom na predlaktie:

- Proximálny zápästný kíb (medzi predlaktím a proximálnym radom zápästných kostí) je elipsoidný a má dva stupne voľnosti (palmarna flexia/dorzálna flexia a ulnárna/radiálna abdukcia).
- Distálny zápästný kíb (medzi radmi zápästných kostí) je blokový kíb s jedným stupňom voľnosti (flexia/extendzia).



Hoci tieto pohyby zápästia nie sú predmetom tejto práce, dôležitejšie sú pronácia a supinácia predlaktia, kde sa vretenná a lakťová kost krížia alebo sú paralelné. Tieto pohyby umožňujú spoluprácu lakťového, proximálneho a distálneho radioulnárneho kíbu.

Zápästný kíb teda zvláda flexiu/extendziu, abdukcii/addukciu a – ak započítame aj pronáciu/supináciu – má teoreticky tri stupne voľnosti a pripomína tvarovo guľovitý kíb.

Kíby prstov

- Karpo-metakarpálny kíb palca má dva hlavné stupne voľnosti (addukcia/abdukcia, flexia/extendzia), rotačný pohyb počas opozície pridáva tretí stupeň voľnosti.
- Metakarpofalangeálne kíby (MCP) medzi záprstnými koščami a prvými článkami prstov sú guľové, ale kvôli vazivám reálne umožňujú iba dva stupne voľnosti (flexia/extendzia, abdukcia/addukcia). U palca má MCP funkčne len jeden stupeň voľnosti (flexia/extendzia).

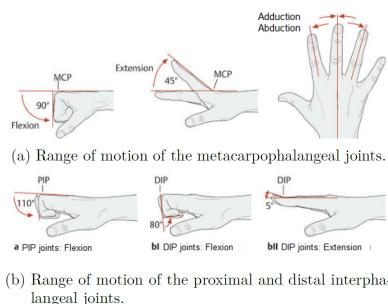


Figure 2.5: Range of motion of the finger joints (adapted from [76]).

- Proximálne (PIP) a distálne (DIP) interfalangeálne kíby sú kíbové kíby s jedným stupňom voľnosti – umožňujú ohyb a vystretie.

Týmto je pohyb ľudskej ruky veľmi komplexný a vyžaduje pri návrhu protéz dôkladné poznanie anatómie a biomechaniky.

(Lara Borsdorf, 2024)

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 hneď 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 zabudnutia 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 šeparátne 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. Vrámcí 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 kíbom, 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.

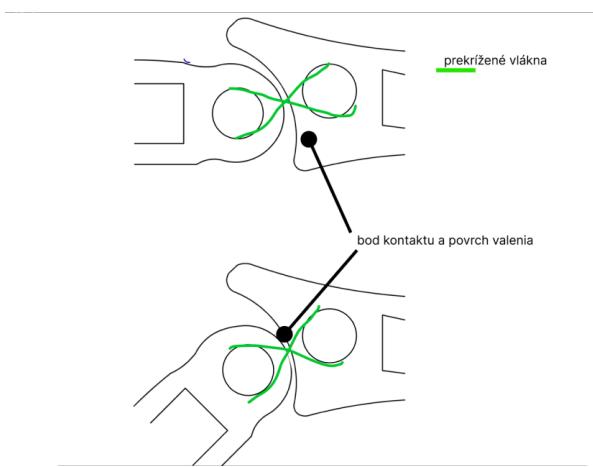
Princíp fungovania valivých kíbov v už existujúcich protézach

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. Narozenie 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 zjednoduší manipuláciu s rozsahom pohybu. Záleží ale na tom, ako bude usporiadane vrámcie 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 stačili 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 ovládacích ligamentov.

Keďže sa nylónové vlákna chovajú ináč, ako pásové ligamenty vo Faive hand alebo články vstavané v konštrukcií 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 oddelené, 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 žiadane rozloženie sí na dosiahnutie požadovaného rozsahu pohybu. Pri ťahu lanka sa pohyblivý článok kíbu klíže 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 kľboch 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 krvke“ s nízkym uhlom sklonu;

takáto zmena znižuje 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 znižuje 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 $A_{\text{min}} \approx 1,121 \times 10^{-6}$ m², teda približne 1,12 mm². Keď zohľadníme použitý bezpečnostný faktor SF = 3, projektovaná kontaktná plocha pre praktické nasadenie $A_{\text{design}} = SF \cdot A_{\text{min}}$ sa pohybuje okolo $3,36 \times 10^{-6}$ m², čo je približne 3,36 mm². Ak predpokladáme, že kontaktná drážka bude mať pozdĺžny kontaktný úsek dĺžky $L \approx 3$ mm (rozsah reálneho kontaktu pozdĺž valivej drážky pre drobný antropomorfín prst), potom z uvedenej plošnej potreby vyplýva šírka pásu $w = A_{\text{design}} / L \approx 1,12$ 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.

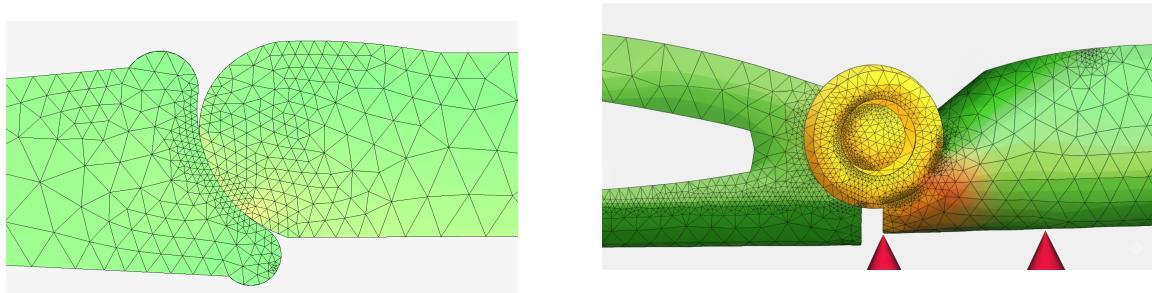
Citlivosť návrhu na hodnotu koeficientu trenia demonštruje, že aj pri relatívne nízkom $\mu = 0,20$ by sa A_{design} zväčšila na približne 5,89 mm² (šírka pásu $\sim 1,96$ mm pre $L = 3$ mm), zatiaľ čo pri priaznivejšom $\mu = 0,50$ by sa A_{design} znížila na približne 2,35 mm² (šírka pásu $\sim 0,78$ mm). Tieto hodnoty potvrdzujú, že tvrdenie „potrebná plocha je veľmi malá“ je kvantitatívne podložené: rad možných μ vedie k plošným potrebám v jednotkách mm², teda do prakticky realizovateľných rozmerov pre mikrogeometriu prstových kíbov. Práve preto je umiestnenie plug-drážky pri približne 2/3 polomeru efektívnym kompromisom: zmenou lokálneho uhla kontaktného profilu sa zvýši normálna zložka kontaknej 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 obstála 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 mm je splniteľná s bežnými tryskami a vrstvením, a plošná potreba v jednotkách 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 μ 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 vykľibení 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

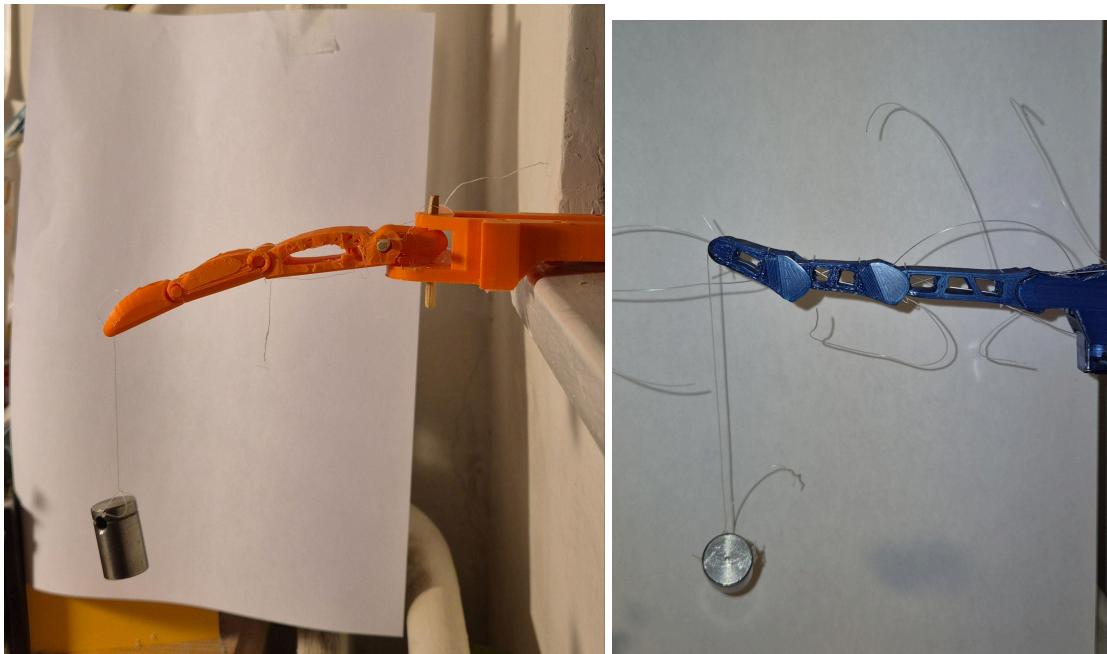
Vlastnosti AVK

Najlepšia vlastnosť AVK je lepšie rozloženie sily pod stresom, konkrétnie pri tlaku. Pomocou Von misses stresovej analýzy si vieme všimnúť, pri rotačných kíboch je veľká časť váhy situovaná v strede kíbu, na tyčke, ktorá je základom kíbu. 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 prešmykovanie, nie trvalá deformácia kíbu.

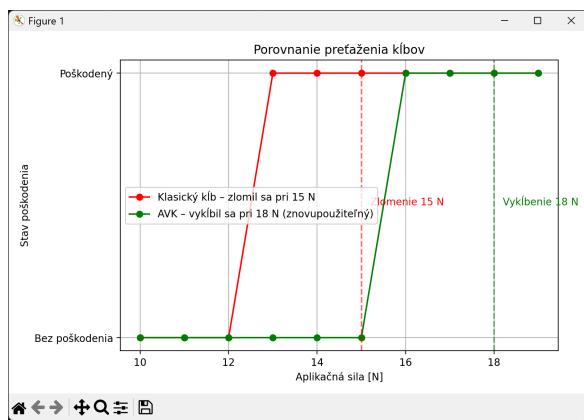


Porovnanie AVK s konvencionálnymi kíbmi

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 záťažach, pričom záťaž bola aplikovaná na distálnu falangu prsta s ventrálnej stranou orientovanou nahor, pričom oba prsty mali zachovať pozíciu zodpovedajúcu neutrálnej (rovnej) polohe prsta.



Z pozorovania vyplýva, že AVK má väčšiu nosnosť ako klasický rotačný kľb. 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 kľbu do pôvodného stavu po vykíbení a opakovaným zaťažovaním, pričom pokles výkonu neboli viditeľné. Zatiaľ čo sa rotačný kľb zlomí, AVK sa iba vykíbi pokial sa 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 kľbov, v našom prípade PLA s 30 percentnou výplňou.

AVK je taktiež spôsobuje menšie trenie v kľboch, čím zefektívňuje efektivitu prenosu sily. Oproti klasickému pántovému kľbu je AVK flexibilnejší, čo môže byť vnímané ako negatívna vlastnosť, keďže 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 kĺb, čo môže predlžiť životnosť motora.

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

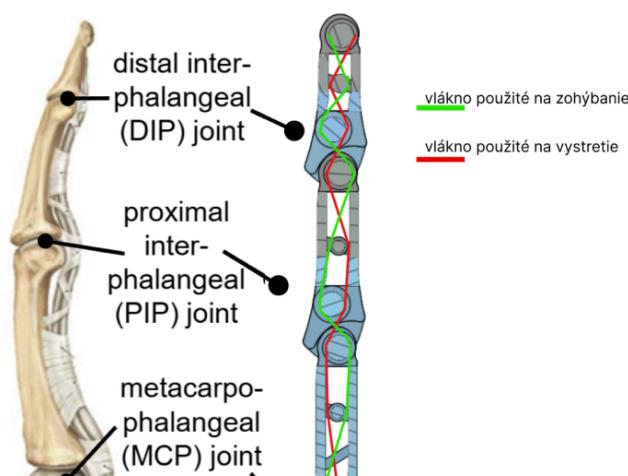
Palec, ako špecifický prípad, disponuje troma stupňami voľnosti: ohyb a extenzia v MCP kĺbe, opozícia a repozícia v CMC kĺbe, a rotácia v IP kĺbe. Pre tento účel bol navrhnutý AVK dizajn s rozšíreným uhlovým rozsahom (-20° až $+130^\circ$) a s pridanou rotačnou zložkou v CMC, umožňujúcou realistickú 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 časti 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 antropomorfных 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 viacero uhlov voľnosti.



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 zobraňá

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 rovnometerné rozloženie sily medzi jednotlivé kíby, pričom "stiffness" jednotlivých kíbov sa dá kontrolovať pomocou zvýšenia napäťa spájacích 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 funkcionality. 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 palec a zápästie.

Technické špecifikácie hardvéru

Cca 300g - 3D tlač PLA 30% infill

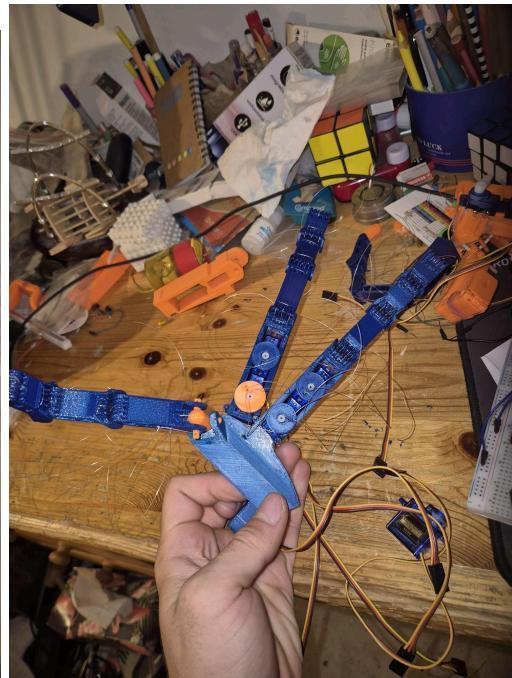
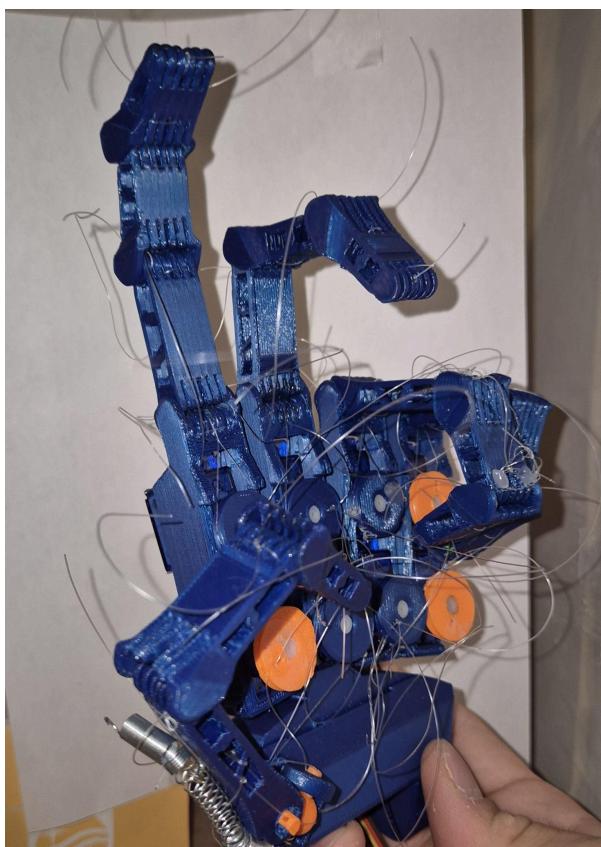
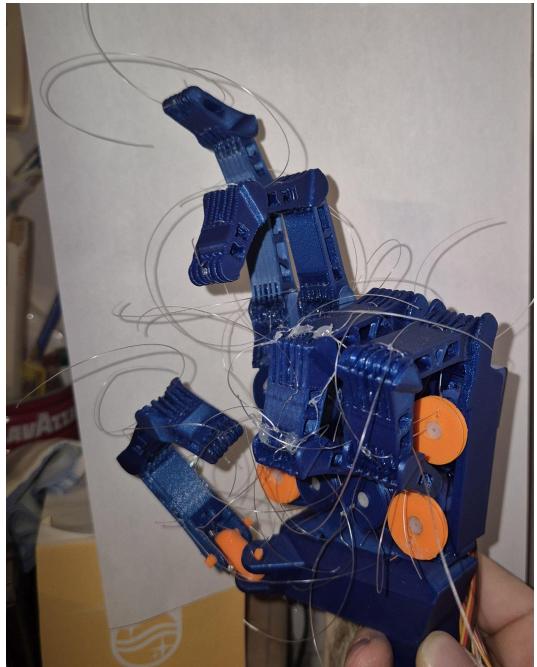
7 servo motorov sg90 - kontrola prstov, umiestnené v metakarpáloch

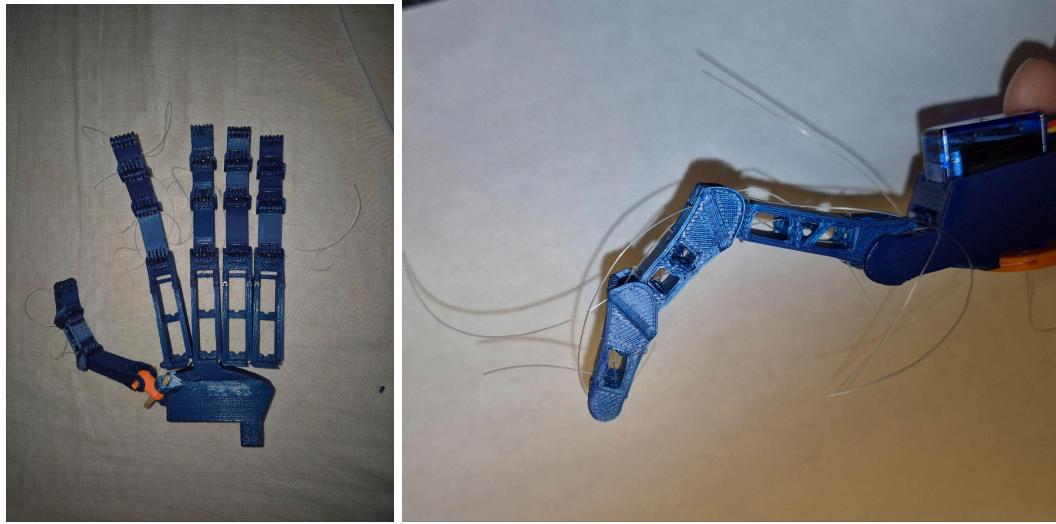
Mg996r - kontrola zápästia = budúca implementácia

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

Ceny komponentov:

súčiastka	množstvo	cena(ks, kg, 100 m)	celková cena
servo motor	7,00	3,20	22,40
PLA filament	330 g	7,50	2,48
esp32 s3	1,00	3,50	3,50
dc-dc buck converter	1,00	2,30	2,30
nylonovy monofilament	300 cm	1,50	0,45
emg sensor	3,00	5,10	15,30
dokopy ruka			31,13
cena proteza(ruka+emg)			47,50





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°).

- 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

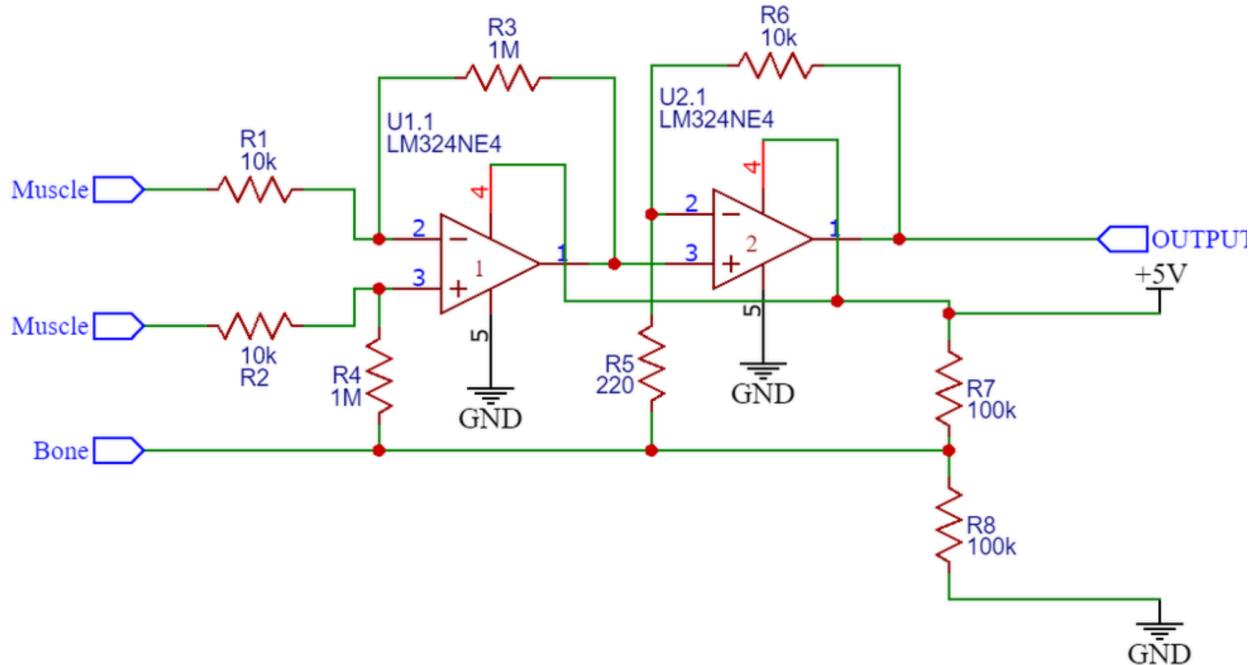
- Tento typ riadenia sa používa pri konštrukcii robotických rúk, prototypov, alebo iných mechanických systémov, kde je dôležité presné a synchronizované ovládanie viacerých servomotorov .
- Je univerzálny pre rôzne modely serv a jednoducho rozšíriteľný podľa počtu dostupných pinov a požadovaných stupňov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



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 (2×2),
- 1 plne prepojenú Dense vrstvu (128 neurónov, ReLU aktivácia),
- výstupnú Softmax vrstvu s piatimi triedami.

Vstupom siete je matica veľkosti 4×200 (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 I²C, 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° , systém automaticky uvoľní servo a opäťovne zarovná polohu po odťahčení. 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