

Postavitev eksperimenta za vrednotenje kolenskega eksoskeleta JSI-KneExo

Ana Gabriela Kostanjevec, Tilen Breclj, Tadej Petrič

Laboratorij za kolaborativno robotiko CoBoTaT
Odsek za avtomatiko, biokibernetiko in robotiko
Institut "Jožef Stefan", Jamova cesta 39, 1000 Ljubljana
E-pošta: tilen.breclj@ijs.si

Experimental setup for the evaluation of the JSI-KneExo knee exoskeleton

Abstract. Exoskeletons are wearable robotic devices designed to enhance the physical capabilities of healthy individuals or assist those with impaired limb functionality. This study presents a methodological framework to evaluate the effectiveness of the quasi-passive, pneumatic knee exoskeleton JSI-KneExo during squat exercises. The evaluation combines measurements of muscle activity (via EMG of three quadriceps muscles: rectus femoris, vastus medialis, and vastus lateralis), oxygen consumption (VO_2), and selected kinematic parameters captured with the OptiTrack motion capture system. A pilot study on a single participant confirmed the feasibility of the measurement protocol and demonstrated the exoskeleton's operating principles, controlled through a Simulink-based program that regulates the actuator stiffness by switching solenoid valves. The results provide a basis for further investigations into the energy-saving potential and biomechanical assistance offered by the JSI-KneExo.

1 Uvod

Eksoskeleti so roboti, ki jih nadenemo nase. Uporabljajo se za povečanje zmogljivosti zdravih ljudi ali pomoč gibalno oviranim osebam [1] bodisi zaradi bolezni ali poškodb. Eksoskeleti delujejo po principu dostavljanja mehanske moči za premikanje določenih sklepov, njihovi aktuatorji pa so lahko električni, hidravlični ali pnevmatski. V zadnjem času se vse pogosteje pojavljajo tudi mehki eksoskeleti oziroma eksoskeletne obleke, ki se na telo pritrdijo s pomočjo tekstila. Navor na sklepe prenašajo prek nateznih sil, ki potekajo po zunanji strani telesa vzporedno z mišicami, medtem ko kostna struktura služi kot opora za tlačne obremenitve. Eksoskeleti so lahko osredotočeni na en sam sklep ali pa pokrivajo več sklepov hkrati. Med eksoskeleti za spodnje okončine poznamo eksoskelete za gleženj, koleno in kolk ter kombinacije le-teh. Med najbolj pomembne lastnosti eksoskeletov spada prenosnost, na katero pomembno vpliva teža eksoskeleta.

Po zasnovi eksoskeleta je ključno njegovo objektivno ovrednotenje. Obstajajo različni postopki ocene zmanjšanja energijske porabe človeka pri uporabi eksoskeleta. Z

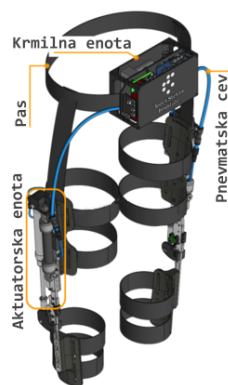
elektromiografijo, krajše EMG, lahko merimo aktivnost mišic, ki sodelujejo pri določeni aktivnosti [2]. Presnovni strošek se lahko oceni z merjenjem porabe kisika, hitrostjo srčnega utripa ter preskrbljenostjo krvi s kisikom [1]. Koristno je pridobiti tudi podatke o kinematiki in kinetiki, kar lahko naredimo s sistemi za zajem gibanja ter različnimi senzorji sil, ki jih uporabimo za merjenje sil v sklepih ali merjenje reakcijske sile podlage.

V tem prispevku predstavljamo metodološki okvir za vrednotenje učinkovitosti kolenskega eksoskeleta JSI-KneExo pri izvedbi počepov. V okviru meritev bomo analizirali mišično aktivnost treh mišic kvadricepsa (rectus femoris - RF, vastus medialis - VM in vastus lateralis - VL) po vzoru [3], porabo kisika (VO_2) ter izbrane kinematične parametre, zajete s sistemom za sledenje gibanja (OptiTrack, NaturalPoint). Predstavili bomo tudi rezultate pilotne študije, izvedene na enem udeležencu.

2 Metodologija

Za ovrednotenje učinkovitosti eksoskeleta smo izbrali nalogo izvajanja počepov, saj gre za aktivnost z majhnim številom spremenljivk, ki jo je enostavno reproducirati v laboratorijskem okolju. Poleg tega zahteva relativno velik mišični napor, kar v primerjavi s hojo omogoča lažje zaznavanje morebitnega zmanjšanja energijske porabe.

2.1 Kolenski eksoskelet JSI-KneExo



Slika 1: JSI-KneExo z označenimi sestavnimi deli, povzeto po [4].

JSI-KneExo je lahek, pnevmatski, popolnoma nesamozaporen (angl. fully backdrivable), kvazi-pasiven eksoskelet za podporo kolenskega sklepa [4]. Kvazi-pasivnost označuje lastnost sistema, da za delovanje porablja električno energijo zgolj za preklapljanje ventilov. Masa celotnega sistema znaša 3,9 kg, eksoskelet pa omogoča obseg gibanja kolena od 0° (polna ekstenzija) do 135° fleksije.

Sistem, na sliki 1, sestavlja dva pnevmatska aktuatorja (za levo in desno nogo) ter krmilna enota z mikroročunalnikom Arduino Mega 2560, ki jo uporabnik

This work was supported by the grant P2-0076 and the Slovenian Research Agency grant J2-60036

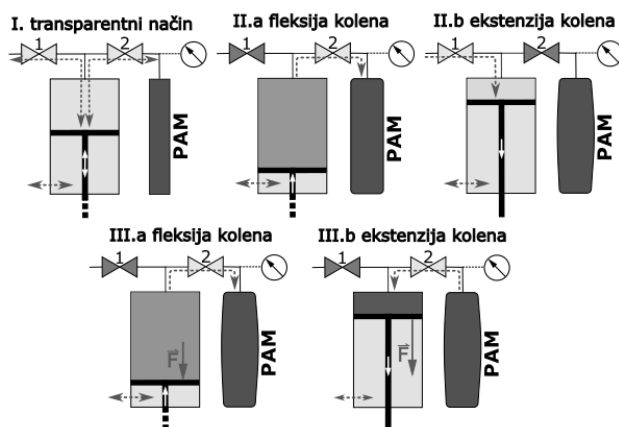
nosi pripeto okoli pasu. Vsak aktuator vključuje pnevmatski valj oz. cilindar in pnevmatsko umetno mišico (angl. pneumatic artificial muscle), v nadaljevanju PAM, ki se med krajšanjem in daljšanjem giblje vzdolž linearnega ležaja. Na obeh pnevmatskih aktuatorjih sta nameščena po dva solenoidna zračna ventila – eden nadzoruje pretok zraka med cilindrom in PAM, drugi pa dovod zraka v batno komoro cilindra iz okolice.

Za zaznavanje sklepne kota sta na obeh kolenskih sklepih nameščena rotacijska enkoderja. Pnevmatiski mišici sta povezani med seboj z merilnikom tlaka. Delovanje eksoskeleta upravljamo z računalniškim programom Simulink na osebnem računalniku, ki je fizično povezan s krmilno enoto. Kadar sta odprta oba ventila, prikazano na sliki 2I., je eksoskelet v transparentnem delovanju, tj. ne omejuje prostega gibanja človeka, razen z omejitvami mehanske strukture.

2.2 Delovanje krmilnega programa v okolju Simulink

Delovanje pnevmatskega aktuatorja lahko modeliramo kot vzmet z določeno togostjo, ki je sorazmerna pritisku v pnevmatskem cilindru. Prednost JSI-KneExo je, da s preklapljanjem ventilov ter uporabo PAM omogoča spreminjanje togosti in s tem večanje ali manjšanje pomoči, ki jo nudi eksoskelet.

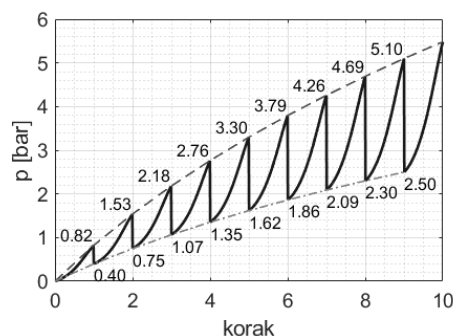
Načelo delovanja temelji na regulaciji pretoka zraka med batno komoro pnevmatskega cilindra in mišico PAM, shematski prikaz je na sliki 2. V začetnem stanju, ko človek stoji, je mišica prazna. Med počepanjem se najprej zapre ventil 1, ki omogoča dostop zunanjega zraka do batne komore, ter odpre ventil 2 med cilindrom in PAM, kar omogoči prehod zraka iz cilindra v mišico, primer II.a na sliki 2. Na ta način se mišica postopoma polni.



Slika 2: Slika prikazuje načine delovanja eksoskeleta. Postavitev vključuje pnevmatski cilindar, PAM, ventil 1 (med batno komoro in okolico), ventil 2 (med PAM in cilindrom) ter senzor tlaka. Odprti ventili so prikazani s svetlo sivo barvo, zaprti pa s temno sivo. Svetlejši odtenek sive v pnevmatskem cilindru označuje nižji zračni tlak, temnejši pa višjega.

Ko oseba doseže najnižjo točko počepa, se ventil med cilindrom in mišico zapre, s čimer se zadrži tlak v mišici. Istočasno se odpre ventil, ki povezuje batno komoro z zunanostjo, da v njej, med vračanjem v začetni položaj,

ne nastane podtlak, ki bi oviral gibanje, primer II.b na sliki 2.



Slika 3: Simulacija višanja pritiska v PAM, če gre v vsakem počepu koleno od 0° do 120° in se ventili idealno preklaplajo ob mejnih kotih. Ob lokalnih maksimumih in minimumih je zapisana vrednost tlaka.

Ko sistem doseže želeni tlak, ki smo ga v našem primeru nastavili na 2 bara, se izklopi dotok zraka iz zunanosti in odpre ventil med PAM in cilindrom, da se tlak med komponentama izenači, primera III.a in III.b na sliki 2. V tej konfiguraciji deluje eksoskelet kot pasivni elastični sistem s konstantnim profilom togosti, vse dokler se tlak zaradi puščanja ne zniža pod 2 bara, kar pa se zgodi šele po dolgem času, saj komponente dobro tesnijo.

Simulacija delovanja, v kateri vsak počep poteka od 0° do 120° z idealnim preklapljanjem ventilov pri omejenih mejnih kotih, kaže, da je mogoče želeni tlak doseči v petih zaporednih korakih (slika 3). Tlak po vsakem lokalnem maksimumu pri 0° pade, ker se del zraka iz PAM pretoči nazaj v cilindar. Zgornja krivulja povezuje lokalne maksimume, spodnja pa minimume. Na koncu se krivulji ustalita in dosežemo teoretični maksimum, ker je količina zraka, ki ostane v batni komori ob kotu 120° pod takratnim pritiskom, enaka količini zraka, ki jo spustimo v batno komoro pri 0° in atmosferskem tlaku - torej v PAM ne dovajamo več novega zraka.

2.3 Mišična aktivnost

Mišično aktivnost bomo merili z brezžičnimi EMG senzorji (Trigno Avanti, DELSYS). Zaradi velike medosebne variabilnosti je treba EMG podatke za vsakega posameznika normalizirati, kar se običajno izvede z deljenjem izmerjenih vrednosti z največjo prostovoljno kontrakcijo (angl. maximal voluntary contraction - MVIC), ki jo bomo pred začetkom drugih meritev izmerili pri nespremenjenem kotu sklepa.

Za merjenje MVIC bomo EMG senzorje namestili na tri mišice kvadricepsa: RF, VM in VL, enako kot pri nadaljnjih meritvah. Kolenski sklep bo pri izvedbi MVIC postavljen v fleksijo pod kotom 60° , kar je bilo identificirano kot optimalen položaj za generiranje največje izometrične sile [5]. Namestitev senzorjev na mišici VM in VL bo izvedena skladno s protokolom iz [6], za mišico RF pa po navodilih iz [7].

Izvedli bomo tri zaporedne poskuse, trajajoče 3 s, v katerih bo oseba poskušala, ob verbalni spodbudi, proizvesti največji možni navor. Med vsakim poskusom bo 30 s počitka.

Podatki iz EMG senzorjev so vzorčeni s frekvenco 1145 Hz, rektificirani in filtrirani s pasovno prepustnim Butterworthovim filtrom z mejnimi frekvencami 20 Hz, kar odstrani šum zaradi premikanja elektrod, in 450 Hz. Nato je z nizkoprepustnim filtrom z mejno frekvenco 10 Hz izdelana ovojnica, ki ima tri vrhove zaradi treh zaporednih poskusov, najvišji od njih je izbran za MVIC. Enak postopek obdelave signalov bo uporabljen tudi pri EMG meritvah med počepanjem. Celotno mišično aktivnost bomo dobili kot uteženo povprečje prispevkov merjenih mišic glede na fiziološko prečno površino mišice, določeno v [8].

2.4 Maska za merjenje porabe kisika

Porabo kisika bomo merili z obrazno masko za merjenje porabe kisika (VO₂ Mask, Hans Rudolph [9]). Maska zajema podatke o vdihnem kisiku in izdihanem ogljikovem dioksidu. Na podlagi teh podatkov izračunamo količino kisika, VO₂, ki jo telo porabi. Lahko jo podamo v absolutni obliki ali pa relativno na kilogram telesne mase.

2.5 Zajem gibanja z OptiTrack sistemom

Za namene analize drže med počepanjem smo se odločili zajeti tudi kinematične parametre, in sicer kote sklepov v sagitalni ravnini. Uporabili smo sistem za zajem gibanja OptiTrack s programsko opremo Motive:Body verzije 2.2. Za sledenje telesnim segmentom smo izbrali biomehanski set markerjev Rizzoli Body Protocol (37) [10], razvit na Istituti Ortopedici Rizzoli, ki omogoča izgradnjo skeleta v programu Motive:Body in sledenje ključnim segmentom telesa.

Spremljali bomo orientacije naslednjih segmentov: goleni, stegna, medenice in prsnega koša. Iz orientacij teh segmentov bomo izračunali kote v naslednjih sklepih: kolenski sklep, ki je definiran med golenjo in stegnom; kolčni sklep, med stegnom in medenico; ter kot v ledvenem predelu hrbtenice med medenico in prsnim košem.

Na podlagi določenega števila prej zajetih meritev bomo za izbrane sklepe določili povprečne trajektorije kotov v odvisnosti od drugih sklepov, npr. trajektorijo kota kolka v odvisnosti od kota v kolenu, ter izračunali standardni odklon s faktorjem razširitve negotovosti $k=2$. Med izvajanjem naloge bomo po vsakem počepu izračunali nove trajektorije in jih prikazali na zaslonu. V primeru, da bo ena izmed trenutnih trajektorij presegla območje, določeno s standardnim odklonom, bo sistem uporabnika samodejno opozoril na odstopanje.

2.6 Predvidena eksperimentalna naloga

Pred začetkom meritev bomo udeležence seznanili s pravilno izvedbo naloge, tj. počepa z utežjo. Po potrebi jih bomo med izvajanjem opozarjali na ustrezno držo in tehniko.

Postopek pravilnega počepa je sledeč: udeleženec drži utež z obema rokama pred seboj, ob sredini prsnega koša in stoji v razkoraku, pri čemer je razdalja med stopali nekoliko večja od širine bokov. Ob začetku giba potisne boke nazaj, kot bi želel sesti na navidezno klop, in hkrati

vdihne. Stopali ostajata v celoti na tleh, teža je enakomerno razporejena med prsti in petami. Trup je vzravnal, pogled usmerjen naprej. Počep se izvede do višine, pri kateri so stegna vzporedna s tlemi, ali nižje, če to dopušča gibljivost posameznika.

Navodila bomo med meritvijo prikazovali tudi vizualno na zaslonu. Vsak udeleženec bo izvedel 20 ponovitev počepa.

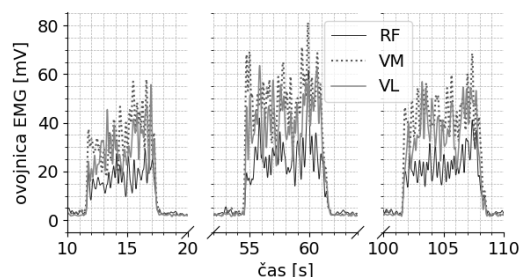
2.7 Predvideni merilni protokol

Eksperimentalni protokol bo vključeval več zaporednih faz. Najprej bodo udeleženci izvedli dinamično ogrevanje, osredotočeno predvsem na mišice kvadricepsa, povzeto po [11]. Nato bomo namestili površinske EMG senzorje in izvedli meritve maksimalne prostovoljne izometrične kontrakcije (MVIC) za namen normalizacije EMG signalov. Sledila bo namestitvev eksoskeleta ter markerjev sistema OptiTrack po protokolu Rizzoli Body Protocol (37), zatem pa vsaj 10-minutni počitek pred začetkom meritev.

Meritve bodo vključevale izvajanje počepov z ali brez mehanske pomoči eksoskeleta, pri čemer bo redosled določen naključno. Pri meritvah brez pomoči bo eksoskelet sicer še vedno nameščen, vendar bo deloval v transparentnem načinu, kar pomeni, da bo mehanski upor minimalen in posledica predvsem trenja pnevmatskega cilindra. Med poskusoma bo zagotovljen vsaj 30-minutni počitek, s čimer bomo zmanjšali vpliv utrujenosti na rezultate.

3 Rezultati

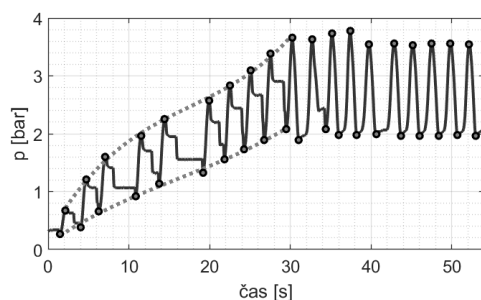
Izvedli smo nekaj testnih meritev z namenom preverjanja delovanja celotne merilne opreme in časovne usklajenosti zajema podatkov, saj so bili podatki zbirani hkrati na dveh ločenih računalnikih. Oba računalnika smo časovno sinhronizirali prek istega NTP strežnika ter zabeležili čas začetka poskusa. Najprej smo na testni osebi namestili površinske EMG senzorje in izvedli meritve MVIC. Opravili smo tri ponovitve MVIC, katerih rezultati so prikazani na sliki 4. Nato smo namestili eksoskelet in reflek-



Slika 4: Graf prikazuje ovojnico filtriranega in rektificiranega EMG signala ene meritve MVIC. Prikazani so signali za mišice RF, VM in VL.

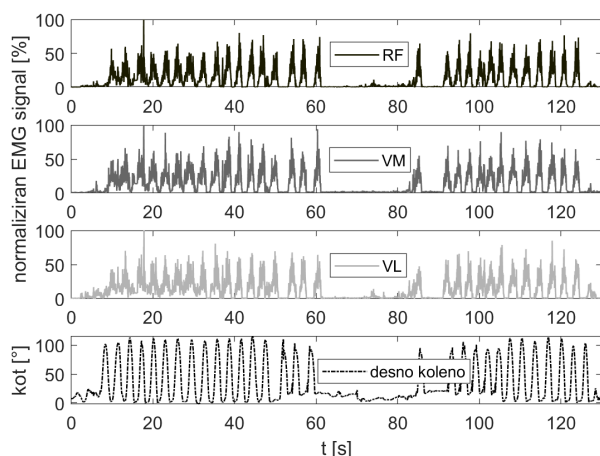
tivne markerje, ki so omogočili zajem gibanja z OptiTrack sistemom. Meritve z masko za merjenje porabe kisika smo zaradi omejenosti s časom v pilotni študiji izpustili. Prikaz enega izvedenega počepa z vso uporabljeno opremo je na sliki 7.

Meritve tlaka v PAM so prikazane na sliki 5. V desetih korakih smo uspeli tlak povečati na 2 bara, nato



Slika 5: Tlak v pnevmatski mišici med meritvijo. S pikčasto črto sta narisani s polinomom tretje stopnje prilagani krivulji za spodnji in zgornji tlak med polnjenjem PAM.

pa lahko vidimo, da je aktuator začel delovati kot pasivni element - vzmet, kar lahko vidimo iz konstantnih vrednosti spodnjega in zgornjega tlaka. Na sliki 6 so predstavljeni normalizirani podatki EMG in kot kolenskega sklepa, zajeti z OptiTrack-om. Ugotovili smo, da se



Slika 6: Prvi trije grafi, od zgoraj navzdol, prikazujejo ovojnice filtriranega in rektificiranega EMG signala, na zadnjem grafu pa je časovno usklajen kot v desnem kolenskem sklepu v sagitalni ravnini, ki smo ga zajeli z OptiTrack-om.



Slika 7: Primer enega počepa z utežjo, pri čemer ima oseba na sebi eksoskelet, EMG senzorje, ter reflektivne markerje za zajem gibanja.

snovnega stroška uporabnika. Podrobno smo opisali merilne postopke in uporabljeno opremo, ki vključuje povr-

vzorci EMG aktivacije mišic ujemajo s spremembami kotov kolena med izvajanjem giba.

S testno meritvijo smo tako pokazali, da je eksperiment za validacijo eksoskeleta JSI-KneExo pripravljen za izvedbo.

4 Zaključek

V delu smo prikazali princip delovanja in vodenja kvazipasivnega kolenskega eksoskeleta s spremenljivo togostjo. Predstavili smo pristop za oceno učinkovitosti eksoskeleta, ki temelji na analizi mišične aktivnosti ter presnovnega stroška uporabnika. Podrobno smo opisali merilne postopke in uporabljeno opremo, ki vključuje povr-

šinske EMG senzorje, OptiTrack sistem za zajem gibanja ter masko za merjenje porabe kisika. V pilotni študiji smo merili tlak v PAM, EMG aktivnost treh mišic kvadricepsa (RF, VM, VL) ter kinematične podatke kolenskega sklepa. Rezultati kažejo, da je možno v desetih korakih doseči tlak 2 bara v pnevmatskem aktuatorju in da meritve EMG dobro odražajo aktivacijo kvadricepsnih mišic med počepanjem. Izvedene meritve so se izkazale kot ustrezne za vrednotenje eksoskeleta JSI-KneExo, eksperiment pa je pripravljen za izvedbo z večjim številom udeležencev.

Literatura

- [1] A. Gams, T. Petrič, T. Debevec, and J. Babič, "Effects of robotic knee exoskeleton on human energy expenditure," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 6, pp. 1636–1644, 2013.
- [2] H. Woo, K. Kong, and D.-w. Rha, "Lower-limb-assisting robotic exoskeleton reduces energy consumption in healthy young persons during stair climbing," *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 2021, no. 1, p. 8833461, 2021.
- [3] N. V. Divekar, G. C. Thomas, A. R. Yerva, H. B. Frame, and R. D. Gregg, "A versatile knee exoskeleton mitigates quadriceps fatigue in lifting, lowering, and carrying tasks," *Science Robotics*, vol. 9, no. 94, p. eadr8282, 2024.
- [4] L. Mišković, E. Tricomi, X. Zhang, F. Missiroli, K. Krstanović, T. Petrič, and L. Masia, "Hybrid rigid-soft and pneumatic-electromechanical exoskeleton for multi-joint lower limb assistance," *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 6, no. 3, pp. 1180–1189, 2024.
- [5] J. W. Matheson, T. W. Kernozek, D. C. Fater, and G. J. Davies, "Electromyographic activity and applied load during seated quadriceps exercises," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 33, no. 10, pp. 1713–1725, 2001.
- [6] H. Lotfi, A. N. Moghadam, and M. Shati, "Electromyography activity of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscles during lower limb proprioceptive neuromuscular facilitation patterns in individuals with and without patellofemoral pain syndrome," *Physical Therapy Research*, vol. 24, no. 3, pp. 218–224, 2021.
- [7] R. A. Ekstrom, R. W. Osborn, H. M. Goehner, A. C. Moen, B. M. Ommen, M. J. Mefferd, T. R. Bergman, T. B. Molencamp, and S. A. Kelsey, "Electromyographic normalization procedures for determining exercise intensity of closed chain exercises for strengthening the quadriceps femoris muscles," *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 26, no. 3, pp. 766–771, 2012.
- [8] T. D. O'Brien, N. D. Reeves, V. Baltzopoulos, D. A. Jones, and C. N. Maganaris, "In vivo measurements of muscle specific tension in adults and children," *Experimental physiology*, vol. 95, no. 1, pp. 202–210, 2010.
- [9] Rudolph KC, <https://www.rudolphkc.com/>, dostopano: 2025-07-04.
- [10] OptiTrack, "Rizzoli markersets — optitrack documentation," <https://docs.optitrack.com/markersets/rizzoli-markersets>, dostopano: 2025-07-04.
- [11] K. S. Collins, L. A. Klawitter, R. W. Waldera, S. J. Mahoney, and B. K. Christensen, "Differences in muscle activity and kinetics between the goblet squat and landmine squat in men and women," *The Journal of Strength & Conditioning Research*, vol. 35, no. 10, pp. 2661–2668, 2021.