

VPLIV TREH RAZLIČNIH KOLEN ZA PROTEZO NA FUNKCIONIRANJE MLADEGA ODRASLEGA PO AMPUTACIJI TREH UDOV - PRIKAZ PRIMERA

INFLUENCE OF THREE DIFFERENT PROSTHETIC KNEES ON FUNCTIONING OF A YOUNG ADULT AFTER AMPUTATION OF THREE LIMBS - CASE REPORT

Branko Zdovc, dipl. inž. ort. in prot., Janja Polenšek Ivančič, dipl. fiziot.,
prof. dr. Helena Burger, dr. med.

Univerzitetni rehabilitacijski inštitut Republike Slovenije - Soča

Izvleček

Izhodišča:

Dokazov o prednostih in pomanjkljivostih posameznih sestavnih delov za proteze in njihovem vplivu na funkcioniranje oseb po amputaciji je malo in so slabe kakovosti. Namen naše študije je bil ugotoviti vpliv različnih kolen za protezo na hojo in zadovoljstvo osebe s protezo po amputaciji treh udov.

Metode:

Štiriindvajsetletni moški s prirojeno obojestransko trans-femoralno amputacijo in levo trans-humeralno amputacijo je preizkusil tri različna kolena za proteze. Merili smo prehojeno razdaljo (6- minutni test hoje), hitrost hoje (test 10 metrov hoje) ter opazovali nepravilnosti med hojo. Opravili smo strukturiran intervju preiskovanca o hoji z različnimi koleni in o počutju. Zadovoljstvo s protezami smo ocenili z vprašalnikom QUEST.

Rezultati:

Klinična ocena hoje z različnimi koleni ni pokazala bistvenih razlik. Razdalja, ki jo je preiskovanec prehodil v šestih minutah, se je z dvema mikroprocesorskima kolenoma podaljšala (s 380 m na 420 m), hoja je bila tudi hitrejša. Preiskovanec je bil najbolj zadovoljen z

Abstract

Background:

There is not much evidence about advantages and disadvantages of different prosthetic components and their influence on functioning of persons after amputation, and the level of existing evidence is mainly low. The aim of our study was to assess the influence of different prosthetic knees on walking and walking confidence in a person after amputation of three limbs.

Methods:

Twenty-four year old man born with bilateral trans-femoral amputation and left trans-humeral amputation tested three different prosthetic knees. Six-minute and 10-metre walking test were performed and gait abnormalities were observed. We also performed a structured interview about walking and feelings with different prosthetic knees. Satisfaction with prosthesis was assessed using the QUEST questionnaire.

Results:

The gait pattern did not differ notably with the different prosthetic knees. Microprocessor knees on both sides increased the walked distance in six minutes from 380 m to 420 m, and faster walking was also observed on the 10 m

mikroprocesorskima kolenoma s sedmimi senzorji za nadzor faze zamaha in faze opore (Genium®). Z njima je najlažje hodil po stopnicah in pri hoji ni padel.

Zaključek:

Sklenemo lahko, da se je pri preiskovancu z uporabo mikroprocesorskih kolen s sedmimi senzorji za nadzor faze zamaha in opore (Genium®) izboljšal predvsem občutek varnosti pri hoji s protezo po različnem terenu ter da je uporaba teh kolen olajšala njegovo hojo po stopnicah.

Ključne besede:

mikroprocesorsko koleno za protezo, amputacija spodnjega uda, rehabilitacija, hoja

walking test. The participant was the most satisfied with microprocessor knees with seven sensors for control of swing and stance phase (Genium®). Using those prosthetic knees, climbing and descending stairs were the easiest for him and he did not fall at all.

Conclusion:

Microprocessor knees with seven sensors for control of swing and stance phase (Genium®) mainly increased walking safety and facilitated walking on different terrains and climbing stairs.

Key words:

microprocessor prosthetic knee, lower limb amputation, rehabilitation, walking

UVOD

Cilj rehabilitacije oseb po amputaciji je doseči posameznikovo čim boljše funkcioniranje in vključitev v družbo. To lahko dosežemo s prilagojenim in drugačnim načinom izvajanja posameznih dejavnosti, z različnimi pripomočki, vključno s protezami ter kombinacijo naštetih možnosti.

Večina oseb po amputaciji si za hojo želi uporabljati protezo. Kljub hitremu razvoju tehnologije v zadnjih letih pa tudi najboljše proteze še ne povrnejo funkcije amputiranega dela telesa v celoti. Kako uspešno je funkcioniranje posameznika s protezo, je odvisno od posameznika (od starosti, pridruženih bolezni, višine amputacije, gibljivosti v sklepih, mišične moči) (1 – 4), od proteze (njenih sestavnih delov (ležišča, proteznih sklepov, končnega nastavka) ter uravnave le-teh) (5 – 7) in učenja njene uporabe ter programa rehabilitacije (8 – 11).

Protežno koleno je pomemben del proteze za osebe po transfemoralni amputaciji. Na trgu je na voljo veliko različnih vrst proteznih kolen. Ena od možnih delitev proteznih kolen je predstavljena v Tabeli 1. Lastnosti in funkcijo proteznih kolen morajo poznati vsi člani rehabilitacijskega tima, obvezno pa zdravnik, fizioterapevt in diplomirani inženir ortotike in protetike – protetik. Diplomirani inženirji ortotike in protetike morajo poznati tudi vse tehnične možnosti. Za delo z nekaterimi proteznimi koleni potrebujejo tudi potrdilo izdelovalcev, da obvladajo njihovo aplikacijo. Pomembno vlogo v procesu rehabilitacije ima fizioterapevt, ki osebo po amputaciji uči hoje s protezo oziroma hoje z različnimi proteznimi koleni.

V večino študij o prednostih in pomanjkljivostih posameznih proteznih kolen so avtorji vključili le majhno število oseb. V študijah so proučevali zelo različne parametre (kinematiko, kinetiko, simetrijo hoje, hitrost hoje, hojo po različnih terenih in po stopnicah, porabo energije med hojo, spotikanje, padce, občutek varnosti, potreben miselni napor med hojo, zadovoljstvo uporabnika s protezo, kakovost življenja in stroške).

Ameriška akademija ortotikov in protetikov je v začetku novembra leta 2012 organizirala konferenco, na kateri so strokovnjaki predstavili vse do tedaj obstoječe dokaze o uporabi mikroprocesorskih proteznih kolenih (12, 13). Ugotovili so, da so si rezultati objektivnih meritev v študijah večinoma nasprotujoči, uporabniki pa subjektivno ocenjujejo, da so mikroprocesorska protezna kolena boljša od tistih brez mikroprocesorja (12). Samuelson in sodelavci (14) so v sistematičnem pregledu sicer zaključili, da obstajajo dokazi, da mikroprocesorska kolena izboljšajo kakovost življenja uporabnikov, čeprav sta le dve od treh vključenih študij to tudi potrdili.

Kliničnih študij o vplivu različnih proteznih kolen na funkcioniranje pri osebah po obojestranski transfemoralni amputaciji je prav tako malo (13). Ferguson (13) meni, da je glavna prednost uporabe mikroprocesorskih proteznih kolen za osebe po obojestranski transfemoralni amputaciji večja varnost hoje oziroma manjša nevarnost padca. V študiji smo zato želeli ugotoviti, kakšen je vpliv različnih proteznih kolen na hojo in zadovoljstvo s protezo pri osebi po amputaciji treh udov.

METODE

Preiskovanec

Štiriindvajsetletni moški se je rodil s prirojeno obojestransko transfemoralno amputacijo, levo transhumeralno amputacijo, izpah levega kolka in sindaktilijo prstov desnice. V starosti 17 mesecev je bil operiran. Naredili so repozicijo levega kolka in derotacijsko osteotomijo po Salterju. V starosti dveh let je dobil prvi protezi za spodnje ude. Nato so v starosti štirih let opazili ponovni izpah levega kolka, z verjetno nekrozo glave stegenice. Kljub temu je deček hodil in uporabljal obe protezi za spodnji ud. V starosti petih let so pri dečku ugotovili zmanjšano zmožnost krčenja levega kolka, ki je otežila pravilno sedenje. Ko je bil star sedem let, je dobil protezi, ki sta imeli gibljivi obe kolena. Točnega podatka o operaciji sindaktilije prstov desnice v medicinski dokumentaciji nismo našli.

Pri petih letih je dobil tudi prvo protezo za zgornji ud. Proteza je bila estetska. Dečka je proteza motila, saj je imel občutek, da se mu krivi hrbtenica. Leto dni kasneje je dobil hibridno protezo z mioelektrično protezno roko in funkcionalno mehanskim komolcem. Protezo je nosil skoraj ves dan, vendar si je z njo pri različnih opravilih bolj malo pomagal. V naslednjem letu je postal pri uporabi te proteze postopno bolj spreten. Pri testiranju s testom UNB (*angl.* University of New Brunswick Test of prosthetic function) je dosegel 36 od možnih 40 točk za spontanost uporabe in 34 od 40 točk za spretnost uporabe. Po dveh letih jo je zaradi teže in potenja krna ter težav pri upravljanju nehal uporabljati. Izdelali smo mu podaljšano ležišče (dolžine desne nadlahti) in mu nanj pritrdili otroško kljuko. Čeprav je bil tudi s tem pripomočkom spreten, ga ni uporabljal. Pri enajstih letih smo mu nehali izdelovati proteze za zgornji ud, stanje smo le redno sledili.

Protokol

Najprej smo opravili meritve in teste ob uporabi protez in kolen, ki jih je preiskovanec uporabljal že dve leti. Nato smo mu na levi zamenjali koleno s mikroprocesorskim kolonom za nadzor faze zamaha in faze opore z enim senzorjem (C-leg®). Po enem mesecu uporabe smo meritve in teste ponovili. Preiskovanec je nato en teden preizkušal in vadil hojo s protezama z mikroprocesorskim kolonom za nadzor faze zamaha in faze opore s sedmimi senzori (Genium® kolena). Zadnje meritve smo opravili po enem tednu uporabe protez. Ves čas je preiskovanec uporabljal isti ležišči in stopali na protezah.

Meritve

S 6-minutnim testom hoje smo izmerili prehojeno razdaljo in opazovali nepravilnosti med hojo. Hitrost hoje smo izmerili s testom 10 metrov hoje. S preiskovancem smo opravili tudi strukturiran intervju o hoji z različnimi kolena in počutju ob uporabi le-teh. Prosili smo ga, naj hojo oceni s številčno analogno lestvico (ocene od 0 – ne more hoditi, do 10 – najboljša možna hoja). Zadovoljstvo z uporabo protez pa smo ocenili z vprašalnikom QUEST (15).

REZULTATI

Tabela 2 prikazuje rezultate testov hoje in nepravilnosti, ki smo jih opazili med hojo. V Tabeli 3 so predstavljeni odgovori preiskovanca na vprašanja o različnih proteznih kolena, v Tabeli 4 pa odgovori na vprašalnik QUEST.

Tabela 2: Rezultati testov hoje in nepravilnosti med hojo.

Vrsta kolena	Večosno pnevmatsko levo/ samozaporno hidravlično desno	Mikroprocesorsko koleno z enim senzorjem (C-leg®) levo/ samozaporno hidravlično desno	Mikroprocesorski kolena s sedmimi senzori (Genium®)
Test			
6 minut hoje [m]	380 m	380 m	420 m
10 m hoje [sek]	9 s	8 s	7 s
Ritem hoje	pravilen	pravilen	pravilen
Dolžina korakov	enako dolgi koraki	enako dolgi koraki	enako dolgi koraki
Zamah	pravilen	pravilen	pravilen
Dostop	pravilen, na peto	pravilen, na peto	pravilen, na peto
Sredina opore	nagib trupa na desno stran	nagib trupa na desno stran	nagib trupa na desno stran

Tabela 3: Subjektivna ocena hoje.

Vrsta kolena	Večosno pnevmatsko levo/ samozaporno hidravlično desno	Mikroprocesorsko koleno z enim senzorjem (C-leg®) levo/ samozaporno hidravlično desno	Mikroprocesorski kolena s sedmimi senzorji (Genium®)
Klinična ocena hoje			
Hoja po ravnem	4 – 5, večkrat na dan se spotakne in pade	8, manj klecanja, 75 % manj padcev	9 – 10, le prva dva dneva se je nekajkrat spotaknil, padel ni, nato se ni več spotikal
Hoja po neravnem (makadam, trava)	3	ni hodil	9
Hoja navkreber in navzdol po klancu	3 – 4, gre bočno, levo koleno ves čas hoje iztegnjeno	navzgor 8, navzdol 5	9
Hoja po stopnicah	3	navzgor 8, navzdol 4	9

Tabela 4: Odgovori na vprašalnik QUEST.

Vrsta kolena	Večosno pnevmatsko levo/samozaporno hidravlično desno	Mikroprocesorsko koleno z enim senzorjem (C-leg®) levo/samozaporno hidravlično desno	Mikroprocesorski kolena s sedmimi senzorji (Genium®)
Vprašanja			
Kako ste zadovoljni z dimenzijami (velikost, dolžina, širina) svoje proteze?	4	4	4 višina proteze
Kako ste zadovoljni s težo proteze?	5	3	3 težje, potrebna večja telesna kondicija
Kako ste zadovoljni z enostavnostjo prilagajanja (pritrditvijo, pričvrstitvijo) delov svoje proteze?	5	5	5
Kako ste zadovoljni z varnostjo in zanesljivostjo svoje proteze?	2	4	5
Kako ste zadovoljni s trajnostjo (vzdržljivost, odpornost proti obrabi) svoje proteze?	5	premalo časa testiral	premalo časa testiral
Kako ste zadovoljni z enostavnostjo uporabe svoje proteze?	3	3 več razmišljati	3 več razmišljati
Kako udobna je vaša proteza?	4	4	5
Kako ste zadovoljni s primernostjo/učinkovito- stjo svojo proteze (stopnja, do katere proteza ustreza vašim potrebam)?	3	4	5
STORITVE			
Kako ste zadovoljni z dostavo (postopki, dobavnim časom) svoje proteze?	5	5	5
Kako ste zadovoljni s popravili in servisiranjem (vzdrževanjem), ki je na voljo za vašo protezo?	5	5	5
Kako ste zadovoljni s kakovostjo strokovnih storitev (informacije, pozornost), ki ste jo prejeli za uporabo svoje proteze?	5	5	5
Kako ste zadovoljni z nadaljnjimi storitvami in spremljanjem (podpora uporabniku) glede vaše proteze?	5	5	5

RAZPRAVA

Ugotovili smo, da je vzorec hoje z vsemi kolena pri klinični oceni približno enak. Razdalja, prehojena v 6 minutah, se je z mikroprocesorskima kolena s sedmimi senzorji za nadzor faze zamaha in faze opore podaljšala, hoja z njima je bila tudi hitrejša. Naše ugotovitve so podobne ugotovitvam Sawersa in sodelavcev (12), ki so ugotovili, da pri osebah po enostranski transfemorralni amputaciji obstaja

nizka kakovost dokazov, da mikroprocesorska kolena za nadzor faze zamaha in faze opore povečajo hitrost hoje, ne vplivajo pa na simetrijo hoje in dolžino korakov ter časovne parametre hoje.

Največjo razliko smo opazili pri preiskovančevi subjektivni oceni hoje in funkcioniranja. Že samo eno mikroprocesorsko koleno z enim senzorjem za nadzor faze zamaha in opore mu je zelo olajšalo hojo navkreber in po stopnicah navzgor ter močno zmanjšalo število padcev. Še vedno pa je imel

veliko težav pri hoji navzdol (Tabela 3). Obe kolena, ki sta imeli sedem senzorjev, sta olajšali tudi hojo navzdol, povečali varnost hoje in preprečili padce. Podobno so ugotovili tudi Sawers in sodelavci (12). Mikroprocesorska kolena za nadzor faze zamaha in faze opore izboljšajo občutek mobilnosti, objektivno izmerjeno hitrost hoje po neravnem terenu in vzorec hoje po stopnicah navzdol ter subjektivni občutek spotikanja, število padcev in varnost pri hoji pri osebah po enostranski transfemoralni amputaciji. Podobno kot mi so tudi Sawers in sodelavci (12) ugotovili, da imajo osebe po enostranski transfemoralni amputaciji raje mikroprocesorska kolena za nadzor faze zamaha in faze opore (12). Podobno kot Ferguson (13) je tudi naš preiskovanec menil, da je glavna prednost mikroprocesorskih proteznih kolen, predvsem tistih s sedmimi senzorji, ta, da je hoja bolj varna oziroma je nevarnost padca manjša.

Protezi, ki ju je uporabljala preiskovanec, ko je imel dve mikroprocesorski kolena, sta bili daljši, ker cevi nismo odrezali (kolena je le preskušal; kolena smo namestili na že obstoječi ležišči in ostale sestavne dele). Protezi z nameščenima mikroprocesorskima kolenoma sta bili težji, kar bi lahko povečalo porabo energije med hojo. Večina študij, v katerih so avtorji preiskovali osebe po enostranski transfemoralni amputaciji, je pokazala, da je poraba energije pri hoji z nemiroprocesorskimi kolena enaka ali celo nekoliko nižja (12). Čeprav so ugotovili, da imajo osebe po transfemoralni amputaciji raje lažje proteze (1), naš preiskovanec ni navajal, da je povečana teža proteze zelo moteča. V prvem tednu testiranja je opazil, da mora bolj misliti na samo hojo s protezama. Različne študije poročajo, da je čas privajanja posameznika na mikroprocesorsko protezno koleno od 30 minut (16) do 44 mesecev (17); večina avtorjev študij meri ta čas v mesecih (18). Highsmith (18) je tudi edini, ki je opozoril, da je osebo po namestitvi kolen potrebno naučiti njihove uporabe. Kljub kratkemu času uporabe in učenja uporabe proteze z mikroprocesorskim kolenom smo opazili nekatere pozitivne spremembe. Te so lahko posledica uporabe mikroprocesorskih kolen ali pa tudi le rezultat tega, da je bil preiskovanec med hojo nanjo bolj osredotočen. Glede na rezultate teh študij je pričakovati, da bi pozitivne spremembe z daljšo uporabo postale še bolj očitne, miselni napor pa bi se zmanjšal.

Glavne omejitve naše študije so: vključili smo lahko le enega preiskovanca, nismo merili kinetičnih in kinematičnih parametrov hoje, porabe energije med hojo ter potrebne pozornosti med hojo, samo preizkušanje predvsem mikroprocesorskih kolen s sedmimi senzorji za nadzor faze zamaha in opore (Genium®) pa je bilo kratkotrajno. Meritve kinetičnih in kinematičnih parametrov ter porabe energije med hojo niso bile mogoče, ker je preizkušanje mikroprocesorskih kolen s sedmimi senzorji za nadzor faze zamaha in opore (Genium®) potekalo v Nemčiji.

ZAKLJUČEK

Sklenemo lahko, da se je ob uporabi mikroprocesorskih kolen s sedmimi senzorji za nadzor faze zamaha in opore (Genium®) izboljšal predvsem preiskovančev občutek varnosti pri hoji s protezama po različnih terenih; tudi hoja po stopnicah je bila lažja.

ZAHVALA

Avtorji se za nasvete in pomoč pri izdelavi Tabele 1 zahvaljujemo Metki Zalar, dipl. fiziot., Dominiku Erzarju, dipl. ing. ortot. protet., Robertu Janežiču, dipl. ing. ortot. protet. in Maji Mlakar, dipl. ing. ortot. protet.

Literatura:

1. Cumming J, Barr S, Howe TE. Prosthetic rehabilitation for older dysvascular people following a unilateral transfemoral amputation (review). *Cochrane Database Syst Rev* 2009; (4): 1-18.
2. Van Velzen JM, Van Bennekom CAM, Polomski W, Sloopman JR, Van der Woude LHV, Houdijk H. Physical capacity and walking ability after lower limb amputation: a systematic review. *Clin Rehabil* 2006; 20: 999-1016.
3. Sansam K, Neumann V, O'Connor R, Bhakta B. Predicting walking ability following lower limb amputation: a systematic review of the literature. *J Rehabil Med* 2009; 41: 593-603.
4. Meulenbelt HEJ, Dijkstra PU, Jonkman MF, Geertzen JHB. Skin problems in lower limb amputees: a systematic review. *Disabil Rehabil* 2006; 28: 603-8.
5. Versluys R, Beyl P, Van Damme M, Dsomer A, Van Ham R, Lefeber D. Prosthetic feet: state-of-the-art review and the importance of mimicking human ankle-foot biomechanics. *Disabil Rehabil* 2009; 4: 65-75.
6. Klute GK, Berge JS, Orendurff MS, Williams RM, Czerniecki JM. Prosthetic intervention effects on activity of lower-extremity amputees. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87: 717-22.
7. Traballese M, Delussu AS, Aversa T, Pellegrini R, Paradisi F, Brunelli S. Energy cost of walking in transfemoral amputees: comparison between Marlo Anatomical Socket and Ischial Containment Socket. *Gait Posture* 2011; 34: 270-4.
8. Rau B, Bonvin F, de Bie R. Short-term effects of physiotherapy rehabilitation on functional performance of lower limb amputees. *Prosthet Orthot Int* 2007; 31: 258-70.

9. Pezzin LE, Dillingham TR, MacKenzie EJ. Rehabilitation and long-term outcomes of persons with trauma related amputations. *Arch Phys Med Rehabil* 2000; 81: 292-300.
10. Burger H, Marinček Č, Jaeger R. Prosthetic device provision to landmine survivors in Bosnia and Herzegovina: outcomes in 3 ethnic groups. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85: 19-28.
11. Durance JP, Warren WK, Kerbel DB, Stroud TWF. Rehabilitation of below-knee amputees: factors influencing outcome and costs in three programmes. *Int Disabil Stud* 1989; 11: 127-32.
12. Sawers AB, Hafner BJ. Outcomes associated with the use of microprocessor-controlled prosthetic knees among individuals with unilateral transfemoral limb loss: a systematic review. *J Prosthet Orthot* 2013; 25 (4S): P4-40.
13. Fergason J. Microprocessor knee use with the high-activity, bilateral amputation, and/or polytrauma patient: a military perspective. *J Prosthet Orthot* 2013; 25(4S): P56-9.
14. Samuelsson KA, Töytäri O, Salminen AL, Brandt A. Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review. *Prosthet Orthot Int* 2012; 36: 145-58.
15. Demers L, Weiss-Lambrou R, Ska B. Development of the Quebec User Evaluation of Satisfaction with assistive Technology (QUEST). *Assist Technol* 1996; 8: 3-13.
16. Blumentritt S, Schmalz T, Jarasch R. The safety of C-leg: biomechanical tests. *J Prosthet Orthot* 2009; 21: 2-17.
17. Seymour R, Engretson B, Kott K, et al. Comparison between the C-leg microprocessor-controlled prosthetic knee and non-microprocessor control prosthetic knees: a preliminary study of energy expenditure, obstacle course performance, and quality of life survey. *Prosthet Orthot Int* 2007; 31: 51-61.
18. Highsmith MJ. Microprocessor knees: considerations for accommodation and training. *J Prosthet Orthot* 2013; 25 (4S): P60-4.

Tabela 1: Protezna kolena.

Osnovna skupina	Število osi	Vrste kolen	Funkcija	Indikacije	Hoja	Tovarniško ime
Mehanična kolena	eno-osno	prosto gibljivo	Prosta fleksija in ekstenzija.	<ul style="list-style-type: none"> - popoln obseg giba v kolku na amputirani strani - optimalna moč obkolčnih mišic - sposobnost prenosa teže (premika težiščnice naprej) 	Zamah s fleksorji kolka, izteg kolena in nadzor v fazi opore z ekstenzorji kolka. Ko je proteza obremenjena, mora biti težiščnica pred osjo kolena.	3R38 (koleno za otroke), 3R15, če odvišeš zaporo in odstraniš vzmet za pomoč pri iztegovanju (obe Otto Bock)
		samo-zaporno	Možen dostop na rahlo skršeno koleno.	<ul style="list-style-type: none"> - ni ekstenzije kolka ali min. flektorna kontraktura - optimalna moč obkolčnih mišic - sposobnost prenosa teže (premika težiščnice naprej) 	Oseba lahko dostopi na rahlo skršeno koleno. Zapora prepreči nadaljnjo fleksijo, koleno je stabilno. Zamah naredi enako kot zgoraj, v opori dodatno stabilizira koleno z ekstenzorji kolka.	3R15, 3R49, 3R90, 3R93 (Otto Bock); 1M115, 1M149 (Proteor); GERIMAC/MINIMAC KNEE (Centri)
		z zaklepom (geriatrično)	Med hojo koleno ni gibljivo, oseba si ga »odkrene«, ko se usede, da se koleno skrči.	<ul style="list-style-type: none"> - ni ekstenzije kolka ali min. flektorna kontraktura - zmanjšana moč obkolčnih mišic (RMT = 3) - sposobnost prenosa teže (premika težiščnice naprej) - motnje ravnotežja 	Oseba naredi zamah s fleksorji kolka, v fazi opore aktivni ekstenzorji kolka (njihova aktivnost pripomore k stabilnosti in prenosu teže).	3R40, 3R41, 3R93 (Otto Bock); 1M01, 1M10, 1M01-P6 (Proteor); LKN12500-LOCKING KNEE (Ossür)
	več-osno	štiri-osno koleno	Prosta fleksija in ekstenzija, možna nastavitve kota, pri katerem se koleno skrči.	<ul style="list-style-type: none"> - ni ekstenzije kolka ali min. flektorna kontraktura - optimalna moč obkolčnih mišic - sposobnost prenosa teže (premika težiščnice naprej) 	Oseba naredi zamah s fleksorji kolka, v fazi opore so aktivni ekstenzorji kolka, katerih delo je olajšano z možnostjo nastavitve kota, pri katerem je koleno še stabilno.	3R20 (Otto Bock); 1M102, 1M03, 1M05 (Proteor); TOTAL KNEE, BALANCE KNEE (Ossür)

Osnovna skupina	Število osi	Vrste kolen	Funkcija	Indikacije	Hoja	Tovarniško ime
Hidravlična/ pnevmatična	enoosna	nadzor faze zamaha	V fazi zamaha hidravlika/pnevmatika izteguje podkolenski del proteze. Hitrost iztegovanja je prilagojena eni, največ dvema hitrostima hoje bolnika.	<ul style="list-style-type: none"> - ni ekstenzije kolka ali min. flektorna kontraktura - optimalna moč obkolčnih mišic - sposobnost prenosa teže (premika težiščne naprej) 	Pomemben je prenos težiščne naprej. Po dvigu prstov se sprostí blokada, fleksorji kolka lažje naredijo zamah.	3R92, 3R80, 3R95 (Otto Bock); 1P350 – BLACK JACK (Proteor)
		nadzor faze zamaha in faze opore	V fazi zamaha hidravlika/pnevmatika izteguje podkolenski del proteze. Hitrost iztegovanja je prilagojena optimalni hitrosti hoje bolnika. V fazi opore se ob obremenitvi proteze aktivira zaklep kolena. Aktiven je do dviga pete. Bolnik lahko dostopi na rahlo skrčeno koleno. Protetik nastavi kot, pri katerem se aktivira zaklep (največji možen kot je 30°)	<ul style="list-style-type: none"> - ni ekstenzije kolka ali min. flektorna kontraktura - zmanjšana moč obkolčnih mišic (RMT = 3 – 4) 	Po dvigu prstov se sprostí blokada, fleksorji kolka lažje naredijo zamah. Ob obremenitvi proteze se aktivira zaklep kolena, ki olajša stabilizacijo ekstenzorjem kolka.	MAUCH KNEE (Ossür); HYDRACADENCE (Proteor); NABTESCO NK-1 (Centri)
	večosna	nadzor faze zamaha	V fazi zamaha hidravlika/pnevmatika izteguje podkolenski del proteze. Hitrost iztegovanja je prilagojena optimalni hitrosti hoje bolnika.	<ul style="list-style-type: none"> - ni ekstenzije kolka ali min. flektorna kontraktura - zmanjšana moč obkolčnih mišic (RMT = 3 – 4) 	Pomagajo fleksorjem in ekstenzorjem kolka v fazi zamaha.	3R78, 3R106, 3R60, 3R55 (Otto Bock); TOTAL KNEE 2000, 2100 (Ossür)
		nadzor faze zamaha in faze opore	Enako kot pri enoosnem hidravličnem/ pnevmatičnem kolenu z nadzorom faze zamaha in faze opore.	<ul style="list-style-type: none"> - ni ekstenzije kolka ali min. flektorna kontraktura - zmanjšana moč obkolčnih mišic (RMT = 3 – 4) 	Pomagajo fleksorjem in ekstenzorjem kolka v fazi zamaha in ekstenzorjem kolka v fazi opore.	1P110-HYDEAL, 1P320-MATIK (Proteor); NABTESCO NK-6 (Centri)
Hidravlična/ pnevmatična z mikroprocesorjem	nadzor faze zamaha	nadzor faze zamaha	Senzor zazna popolno ekstenzijo kolena. Mikroprocesor na podlagi podatkov senzorja uravnava valvule in s tem hitrost zamaha.	<ul style="list-style-type: none"> - popoln obseg giba v kolku - zmanjšana moč obkolčnih mišic (RMT = 4) - dobra mediolateralna stabilnost (m. gluteus med.) - Sposobnost prenosa teže – zelo pomembno (premika težiščne naprej) 	Oseba protezo upravlja s fleksorji in ekstenzorji kolka.	Endolite Intelligent Prosthesis (Endolite); Seattle Limb System Power Knee (Seattle Limb Systems, Seattle WA?)
		nadzor faze zamaha in faze opore	Različni senzori zaznavajo hitrost hoje, pospeške, kote v posameznih sklepih. Mikroprocesor na podlagi podatkov senzorjev uravnava valvule in s tem hitrost zamaha in stabilen položaj v fazi opore.	<ul style="list-style-type: none"> - popoln obseg giba v kolku - zmanjšana moč obkolčnih mišic (RMT = 4) - dobra mediolateralna stabilnost (m. gluteus med.) - Sposobnost prenosa teže – zelo pomembno (premika težiščne naprej) 	Oseba protezo upravlja s fleksorji in ekstenzorji kolka.	C-leg, Genium (Otto Bock); 1P300-INTELLIGENT KNEE, 1P340-POLYCENTRIC INTELLIGENT KNEE, 1P360-HYBRID KNEE (Proteor); RHEOKNEE (Ossür); NABTESCO HIBRID KNEE, RELK (Centri)
Kolena z motorjem	nadzor faze zamaha in faze opore	Med hojo po stopnicah, vstajanjem in hojo motor proteznega kolena izteguje protezno koleno.	<ul style="list-style-type: none"> - popoln obseg giba v kolku - zmanjšana moč obkolčnih mišic (RMT = 3 – 4) - dobra mediolateralna stabilnost (m. gluteus med.) - Sposobnost prenosa teže (premika težiščne naprej) 	Oseba protezo upravlja s fleksorji in ekstenzorji kolka.	POWER KNEE (Ossür)	