26
listopad 2024

Ortopedická protetika

Odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů

Odborné články

Informace

Nové výrobky

BIOSTEP®

Powered with patented NRG Technology™

ALPS®

Řada ALPS® BioStep® je průlomová novinka mezi dynamicky reagujícími protetickými chodidly. Aktivní uživatel ocení vysokou dynamickou odezvu v kombinaci s plynulým krokem a stabilitou v každém terénu. Řada ALPS® BioStep® powered with patented NRG™ Technology je založena na biomimetickém designu, který umožňuje dynamickým pacientům provádět širokou škálu činností s použitím jenom jednoho protetického chodidla.

NRG™ Technology

Inspired by Nature. Empowered by Technology.

NRG™ – Natural Reactive Gait – patentovaná inovativní technologie dynamické odezvy nohy, která je navržena tak, aby kopírovala přirozený pohyb lýtkových a holenních svalů.

HLAVNÍ CHARAKTERISTIKY

Jedinečná vícevrstvá konstrukce

Exkluzivní a patentovaná konstrukce reverzní holeně

Moderní pružný ergonomický design

HLAVNÍ VÝHODY

- Fyziologická a energeticky účinná chůze
- Plynulé přetáčení během celého cyklu chůze
- Vysoká dynamická odezva podporující aktivní životní styl
- Možnost vykonávat širokou škálu činností pouze s jedním chodidlem
- Přizpůsobení se podkladu a stabilita v každém terénu
- Omezení sekundárních problémů díky vyváženějšímu držení těla a symetrické chůzi
- Nízké nároky na údržbu; nízká hmotnost
- Waterproof: odolné vůči sladké, slané i chlorované vodě

Plynulý krok s trvalou dynamickou odezvou

OBSAH

Úvodní slovo **4**
Vladan Princ

Vzpomínka na MUDr. Jiřího Hrabáka **6**
Tomáš Sýkora

Jak dopadl tenisový FOPTO Cup 2024? **7**
Tomáš Hajský

Paralympijské hry Historie a současnost **8**
Vladimír Voděra

Důležitost neziskových sdružení věnujících se sportovním a sociálním aktivitám uživatelů ortéz a protéz a jejich spolupráce s ortotiky-protetiky **10**
Dominik Mašek, Hana Kohoutová

Ortopedická protetika na Novém Zélandu **12**
Jakub Daněk

Komplexní pohled na terapii u pacientů se spastickou parézou po mozkových příhodách **16**
Jana Hůlovcová

Klinická studie zaměřená na dětské plochonoží **20**
Nicola Michalíková

Toulavá protéza – komiks **30**
Michaela Dolejšová

Vývoj a výroba dětského cyklistického adaptéru pro horní končetiny pomocí 3D tisku **32**
Barbora Kopová, Martin Bakeš, Adam Horký, Martin Čížek, Josef Dvořák, Karel Ráž, Zdeněk Chval

Vliv hydraulického kotníku na zdravotní stav a mobilitu uživatele **44**
Monika Sommerová, Bruce Matheson Ryttray

Využitelnost 3D tisku v ortotice **50**
Sára Beránková, Rita Firýtová

Ponsetiho metoda a správné dlahování v léčbě golfové nohy **58**
Monika Frydrychová

Centrální pohybové poruchy a kompresivní terapie **66**
Petra Poková, Iva Hereitová

Vliv protézového kolenního kloubu na ergonomii chůze u ultra krátkých stehenních amputací **70**
Tomáš Benčík

Pravidelná setkání uživatelů systému MeDES **76**
Pavel Němejc

Nové výrobky **78**

FOPTO
FEDERACE ORTOPEDICKÝCH PROTETIKŮ TECHNICKÝCH OBORŮ

Ortopedická protetika č. 26
odborný časopis

Časopis Ortopedická protetika je oficiální odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů (FOPTO). Časopis je vydáván jednou ročně, příspěvky jsou uzavírány vždy k určitému datu a jeho distribuce je směrována na termín členské schůze FOPTO.
ISSN 1212-6705

Vydavatel
Federace ortopedických protetiků technických oborů, z. s.

Redakční rada
Dominik Mašek, Ondřej Vyhnal, Jakub Zachoval

Adresa redakce
Protetika Plzeň s. r. o.
Časopis Ortopedická protetika
Bolevecká 38, 301 00 Plzeň
E-mail: info@protetika-plzen.cz
(jako předmět emailu uveďte „Časopis")

Pro autory a inzerenty
Uzávěrka příspěvků do časopisu Ortopedická protetika č. 26 byla 15. 9. 2024. Příspěvky do následujícího čísla zasílejte v elektronické podobě na adresu redakce s předmětem „Časopis". Autor ručí za původnost a obsahovou správnost článku a prohlašuje, že v případě jeho zveřejnění nedojde k porušení práva 3. osoby. Redakce si vyhrazuje nárok upravit příspěvky pro zachování jednotného grafického vzhledu. Distribuce časopisu podléhá rozhodnutí a schválení redakční rady. Šíření a používání příspěvků, jakož i jejich součástí, je možné pouze se souhlasem redakce.

Sazba
Petr Palma, Tomáš Hajský

Tisk
Iva Vodáková – DURABO, Čelákovice

Úvodní slovo

Vladan Princ
prezident FOPTO

Vážené kolegyně, vážení kolegové, milí čtenáři,

dovolte mi, abych na úvod mé zdravice připomenul náhlý a příliš brzký odchod odborníka, kamaráda a čestného člena FOPTO, MUDr. Jiřího Hrabáka. Přes třicet let jsem mu říkal „Doktore“, a když jsem kdysi dostal otázku, jaké je vlastně jeho křestní jméno, odpověděl jsem automaticky: „Přece Doktor.“ Tak intenzivně byl pro mě spojen s jeho profesí. Uvedl mě do oboru a vždycky mi dával prostor k růstu a zlepšování se, za což si ho obrovsky vážím. Měl jsem tu čest a radost strávit s Doktorem nezapomenutelné chvíle jak na služebních cestách, tak i na řadě společných lyžařských akcí. A při tomto nostalgickém ohlédnutí nemohu opomenout řadu jeho hlášek, které tu s námi budu spoustu dalších let. Vzpomínku na Doktora proto rád ukončím jednou, která mi často vytane na mysli: „Dobře už bylo.“

A proto, aby „bylo dobře“ i dál, je třeba pracovat, posouvat náš obor dopředu. Nečeká nás lehká doba, přátelé, rozpočty zdravotních pojišťoven jsou napnuté a celková ekonomická situace není jednoduchá. Bude potřeba bojovat o kvalitní vybavení pro všechny naše klienty. Podle posledních statistik VZP nám klesl počet vyrobených protéz z roku 2021 na rok 2023 o skoro 400 ks. Nevím, zda je to menším počtem amputovaných, myslím si, že spíše ne, stejně tak doufám, že to není dáno malou kapacitou našeho oboru. Na základě těchto otázek je ale více než třeba tuto tendenci analyzovat, protože pro nás je s tím spojeno zásadní – tedy méně práce, a tím i financí. Máme segmenty, které rostou, jako třeba ortopedické vložky a některé typy ortéz, ale celkové výdaje pojišťoven do našeho oboru bohužel stagnují.

Z čeho mám ale opravdu radost, to je velký počet studentů v našem oboru. Na FTVS UK máme v prvním ročníku 21 studentů a na FZS ZČU dokonce 33. Když jsem se to číslo dozvěděl, nejdřív jsem téměř zkolaboval. Z pohledu zajištění praxí je to totiž obrovsky náročné. Bude potřeba každého z nás, abychom výchovu nových kolegů zvládli. Praxe a cvičení představují nejvýznamnější část výuky. Bez kvalitní praxe je teorie bezcenná, obor

potřebuje komplexní nováčky, nejen teoretiky. Proto mi nezbývá než doufat, že se zapojí většina z vás a od jara nebudeme šílet jen v Plzni, ale že se podaří rozprostřít studenty i na další pracoviště v ČR.

Dále vás velmi rád informuji o tom, že je nadále aktivní skupina „Protetika 2030“, která řeší možnosti fungování našeho oboru v budoucnu. Byla identifikována témata ke zpracování a členové této skupiny si je rozdělili. Celý projekt vede Monika Drobná, které tímto velmi děkuji.

Po úvodním zamyšlení bych s vámi, vlastně opět už trochu předvánočně, rád zrekapituloval dosavadní rok. V lednu se za podpory FOPTO uskutečnil již 2. úspěšný ročník Skiing Days, kempu na sněhu pro amputované, z dílny No Foot No Stress. 23 nadšených účastníků, skvělý servis, na kterém se jako obvykle podíleli i naši členové, a ideální sněhové podmínky, to jsou ingredience receptu na opravdu nezapomenutelné chvíle. Těším se na setkání na svahu opět v lednu 2025 v Lipenském lyžařském areálu.

Na úplném konci léta jsme s kolegy, odborníky z Čech, Moravy i Slovenska, navštívili paralympijskou Paříž a fandili, co nám síly stačily. Také jsme byli pyšní na mladého ortotika-protetika Ondřeje Vyhnala, specialistu na protézy horních končetin, který se, jako jediný český zástupce, stal právoplatným členem bezplatného servisního týmu Ottobock pro všechny parasportovce LPH 2024, čítajícího 164 lidí.

V září jsme si pak užili již 21. ročník oblíbené mezinárodní tenisové akce FOPTO Cup. Hned na začátku letošního vydání najdete k akci i tradiční zprávu Tomáše Hajského.

Ve 26. čísle našeho časopisu objevíte i zcela novou formu příspěvku, a to komiks. Velmi tuto aktivitu našich mladých odborníků oceňuji a doufám, že budete nadšeni minimálně jako já. A když se to setká s pozitivními ohlasy, budu velmi rád, když se z této prvotiny pro mnohá následující vydání stane komiksový seriál.

A když už jsme u té zábavy, je mi potěšením prozradit, ač již možná mnozí z vás víte, že No Foot No Stress pořádá v Praze 11. dubna 2025 1. Reprezentační ples. Báječný páteční aprílový večer plný skvělého programu především pro amputované a jejich blízké a samozřejmě i pro všechny ostatní, kteří jim fandí. K poslechu zahraje, zcela výjimečně mimo parket StarDance, skvělý Moon Dance Orchestra Martina Kumžáka se sólisty Dashou, Naďou Wepperovou, Michalem Cermanem a Dušanem Kollárem. Večerem v Kongresovém centru Praha provedou Jiří Ježek a Dáša Zázvůrková. Takže se s námi hoďte do gala a přijďte si zatančit.

Přeji nám všem nadále hodně zdraví, štěstí a mnoho osobních i pracovních úspěchů.

Seznam obrázků:

1. Zdroj: vlastní

Vzpomínka na MUDr. Jiřího Hrabáka (1958–2024)

Tomáš Sýkora
Protetika Plzeň s. r. o., Bolevecká 38, Plzeň

Obr. 1

Obr. 2

Vážení kolegové a kamarádi. Se zármutkem vás musím informovat o odchodu MUDr. Jiřího Hrabáka. MUDr. Jiří Hrabák byl skvělým doktorem, učitelem, kamarádem, kolegou, a vším možným, co si jen člověk dokáže představit. A pro mě byl navíc člověkem s velkým Č, neboť jsem v jeho společnosti prožil většinu mého života. Setkávali jsme se intenzivně o každém pracovním dnu, 10 let jsme dokonce sdíleli moji kancelář (i když měl samozřejmě svoji vlastní), poté jsme měli kanceláře vedle sebe. Dokonce při výstavbě našeho nynějšího pracoviště dokázal zakomponovat do konstrukce dveře mezi kancelářemi, aby za mnou nemusel přes chodbu. A to je přesně to, co jsem měl na „našem doktorovi“ opravdu moc rád. Onu sofistikovanou předvídavost, s naprostou lehkostí, nadhledem a klidem. A především s úsměvem! A že těch úsměvů pro všechny v práci i společných akcích bylo…

Doktor, jak jsem ho později rád oslovoval, mně byl „přidělen“ v době, kdy ještě pracoval s mým otcem. Otec mně tenkrát řekl, že budu spolupracovat s člověkem, na kterého se budu moci spolehnout, a že s ním budu pokračovat v tom, co oni dva začali budovat. A právě tento okamžik byl jedním z nejdůležitějších v mém životě, neboť jsem dostal možnost začít pracovat s neuvěřitelně čestným a férovým člověkem, který mě se stoickým klidem naučil neskutečně věcí a já o tom vlastně ani nevěděl. Tam, kde jsem, jsem také díky němu.

Moc mi chybíte, Doktore, a ještě chybět budete, nám všem, a věřte, že uděláme vše proto, abychom pokračovali ve Vaší práci. Čest Vaší památce.

Seznam obrázků:

1.–2. Zdroj: vlastní

Jak dopadl tenisový FOPTO Cup 2024?

Tomáš Hajský
Federace ortopedických protetiků technických oborů, z. s., Bolevecká 38, Plzeň

Obr. 1: Vítězové FOPTO Cupu – Ladislav a Jan Nováčkovi

Letošním ročníkem tenisového FOPTO Cupu jsme načali již třetí dekádu této jedinečné sportovní akce, na které se potkávají nejen členové federace FOPTO, ale i jejich přátelé, rodiny, děti a dokonce i vnoučata.

Jedním z důvodů, proč jsme na poslední léta s naším turnajem zakotvili v krásném areálu Oáza Říčany, byla existence tamní tenisové haly a jistota sucha za každého počasí. A právě pevná hala se třemi kurty se letos stala tím nejstěžejnějším atributem – FOPTO Cup 2024 totiž kolidoval s letošními ničivými povodněmi. Pršelo prakticky bez ustání od pátku až do neděle, a proto se hala stala naším jediným útočištěm. Ustanovili jsme dokonce speciální jednotky, které při výměně hráčů s nejvyšší intenzitou vysoušely louže vznikající pod prosakující střechou. V porovnání s lidmi, kterým voda brala domovy, to ale byly starosti malicherné.

Velká voda bohužel nedovolila vydat se přes celou republiku některým tradičním účastníkům, na které se těšíme znovu příští rok. I tak se ale v Oáze sešlo úctyhodných 12 dvojic, které před sebou měly celý den zápolení. Po základních skupinách postoupilo 6 největších vlčáků do finálové A skupiny a začala ta pravá tenisová bitva, opět každý s každým. K vidění byly jak velmi tolerantní přístupy zejména k dámám a dívkám, tak i nelítostné přestřelky mezi ostřílenějšími hráči.

Do finále, které je samostatným vyvrcholením celé akce, se nakonec probojovali turnajoví nováčkové Nováček–Nováček (Honza a Ladislav) ze svorto a z Protetika Plzeň Tomáš a Josef Sýkorovi (pozn. redakce: vítězové skupiny;-). Poprvé, a možná naposled, se přihodilo, že se ve finále utkaly dvě dvojice ve složení otec a syn. A která z nich že byla ta úspěšnější? Chvíle napětí… Vítězi letošního FOPTO Cupu a ročními majiteli krásného putovního poháru se stávají Honza a Láďa Nováčkovi! Gratulujeme!

Na FOPTO Cup se ale nejezdí jen za vítězstvím. Vyhrát samozřejmě potěší, co si budeme povídat, ale většina z nás, účastníků, přijíždí hlavně za přátelskou atmosférou, která na našem turnaji panuje. Je těžko popsatelná a je potřeba ji zažít na vlastní kůži. Příležitost budete mít všichni opět v září, konkrétně v sobotu 13. 9. 2025.

Určitě nelamte hůl, nejste-li tenisovým profíkem. Vítáme hlavně sportovní nadšení a férovost. Není ani potřeba, aby byl celý pár složený z členů FOPTO – z dvojice stačí člen pouze jeden, druhý může být klidně někdo z rodiny nebo kamarád.

Těšíme se na setkání s dalšími novými tvářemi!

Více fotek a celkové pořadí najdete v Aktualitách na www.fopto.cz.

Seznam obrázků:

1. Zdroj: vlastní

Paralympijské hry Historie a současnost

Vladimír Voděra
Otto Bock ČR s. r. o., Protetická 460, Zruč-Senec

Obr. 1

Paralympijské hry jsou vrcholnou mezinárodní sportovní událostí pro sportovce s tělesným, mentálním a smyslovým postižením. Jejich historie sahá až do období po druhé světové válce, kdy se lékaři snažili pomoci válečným veteránům s různými formami postižení.

Prvopočátky Paralympijských her sahají do roku 1948, kdy Sir Ludwig Guttmann, německý neurochirurg pracující ve Spojeném království, uspořádal v rehabilitačním zařízení města Stoke Mandeville první sportovní soutěž pro válečné veterány z 2. světové války s poraněním míchy. Soutěžilo celkem 16 vozíčkářů v jediné disciplíně – lukostřelbě.

Na tomto místě trochu odbočíme, protože již o tři měsíce dříve se v Čechách uskutečnily 1. Kladrubské hry, které ty Mandevillské překonaly jak svým světovým prvenstvím, tak i rozsahem, neboť zahrnovaly 15 sportovních a 7 kulturních disciplín, kterých se zúčastnilo 82 účastníků. Kladrubské hry vymyslel a vdechl jim život pan PhDr. Vojmír Srdečný. V následujícím roce se uskutečnily 2. Kladrubské hry, náhle se pak ale odmlčely. Jak říkával pan doktor s úsměvem: „Z vyšších míst bylo rozhodnuto, že sport do rehabilitace tělesně postižených nepatří.“ Pan doktor Srdečný proto odešel do lázní Velké Losiny, kde se deset let věnoval práci s dětmi po mozkové obrně. Historie her byla obnovena až v roce 1959, kdy se do Kladrub opět vrátil a mohl pokračovat v započaté práci. Za zmínku stojí, že letos v květnu se konaly již 105. Kladrubské hry.

Zpět ale k prvním oficiálním paralympijským hrám. Ty se konaly v roce 1960 v Římě a zúčastnilo se jich 400 sportovců z 23 zemí. Tyto hry byly organizovány jako paralelní událost k letním Olympijským hrám a odtud pochází i název „Paralympijské“ a další následující hry se pak konaly pravidelně každé čtyři roky, ale vyjma Tokia v roce 1964 v jiných městech než Olympijské hry. První Zimní paralympijské hry se konaly v roce 1976 v Örnsköldsviku ve Švédsku. Tato událost znamenala začátek zimních verzí paralympijských her, které se od té doby konají každé čtyři roky, stejně jako ty letní.

Největšího rozmachu doznaly letní paralympijské hry v roce 1988 v jihokorejském Soulu, které byly

Obr. 2

poprvé pořádány ve stejném městě a ve stejných sportovních zařízeních jako olympijské hry, což se následně stalo tradicí pro všechny další hry. Zúčastnilo se jich na 3000 sportovců z 61 zemí. Široké zapojení parasportovců z celého světa pak bylo umožněno především díky perfektnímu technickému zázemí a servisu, které od té doby bezplatně organizuje a poskytuje německá firma Ottobock z osobního rozhodnutí jejího majitele, pana prof. Hanse-Georga Nädera.

Česko zastupovalo v Paříži 2024 od 28. srpna do 8. září 32 hendikepovaných sportovců z celkového počtu 4400. Celkem se soutěžilo ve 22 sportovních odvětvích a česká výprava si ze 17. paralympijských her nakonec odvezla 8 medailí. Naši sportovci získali 1 zlatou, 4 stříbrné a 3 bronzové. Vedle nepřekonatelného nevidomého plavce Davida Kratochvíla, který ve svém útlém věku získal rovnou celou sadu medailí, se o další české medaile postarali stolní tenista Tomáš Suchánek, lukostřelci Šárka Pultar Musilová, David Drahonínský a Tereza Brandtlová a plavec Arnošt Petráček.

Do letošní paralympijské Paříži se vypravila fandit početná skupina členů FOPTO, a to nejen s cílem podpořit naše sportovce, ale také navštívit servisní centrum a technické zázemí paralympijských her. Letos se na servisu protetických pomůcek podílel také jeden z našich členů, Mgr. Ondřej Vyhnal z Ottobock ČR (Obr. 1,2), který se rád podělil o zajímavé zážitky a mj. zmínil: „Je to dost náročné, protože v mnoha případech nejde totiž jen o to opravit poškozenou pomůcku v klidu v zázemí dílen, ale o to, opravit ji rychle přímo na sportovišti, kde v krajním případě hrozí za překročení časového limitu na opravu diskvalifikace v soutěži.“

Seznam obrázků:

1.–2. Zdroj: vlastní

Důležitost neziskových sdružení věnujících se sportovním a sociálním aktivitám uživatelů ortéz a protéz a jejich spolupráce s ortotiky-protetiky

Dominik Mašek [1)], Hana Kohoutová [2)]
[1)] Na nohou bez nohou, z. s., Kloužovice 3, Chýnov
[2)] NO FOOT NO STRESS, z. s., Sluštice 346, Praha

Obr. 1: Skiing Days

Neziskových sdružení, která se věnují sportovním a sociálním aktivitám pro osoby s tělesným postižením (např. po amputacích končetin) nebo pro osoby s různým neurologickým postižením či po těžších úrazech s nutností využívat ortotické vybavení, není v České republice mnoho. Jedny z nejaktivnějších jsou v této době nejspíš spolky No Foot No Stress a Na nohou bez nohou. Mimo tato nezisková sdružení existují na území republiky i další sportovní kluby, ale právě tyto spolky mohou hrát klíčovou roli v životě lidí s nějakým tělesným hendikepem a tím usnadnit jejich návrat do běžného života a k dřívějším aktivitám.

Tito lidé často čelí nejen fyzickým ale i psychickým životním výzvám a změnám, které významně ovlivňují kvalitu života nejen jim samým, ale i jejich blízkému okolí. Díky aktivitám organizovanými těmito spolky se mohou znovu zapojit do aktivního života, navázat nové vztahy a získat podporu, kterou potřebují pro úspěšnou reintegraci do společnosti a významně tak přispět zlepšení kvality jejich života (Monatová, 1994).

Sportovní aktivity nejenže zlepšují fyzickou kondici, ale také pomáhají budovat sebevědomí a psychickou odolnost jedince. Společenské akce zase poskytují prostor pro sdílení zkušeností a fungují jako skupinové terapie, což je pro osoby s tělesným hendikepem, a to ať amputaci, s vrozenou vývojovou vadou nebo pro osoby s neurologickým postižením, nesmírně cenné a důležité. Mají zde příležitost se setkávat, čerpat a předávat zkušenosti s lidmi, kteří procházejí podobnými životními příběhy a změnami. Společně tak mohou nacházet způsoby, jak čelit výzvám spojenými s životem po amputaci nebo jiné tělesné změně či onemocnění (Roșca et. al., 2021).

Obr. 2: Volejbal sedících

Klíčová je spolupráce mezi spolky a sportovními kluby, které se zaměřují na vzdělávání, seberozvoj, volnočasové aktivity i sport na výkonnostní úrovni. Společným úsilím mohou organizace efektivněji sdílet zdroje, zkušenosti a osvědčené postupy, což umožňuje vytvářet širší a komplexnější programy, které lépe odpovídají potřebám jednotlivců. Zároveň spolupráce přispívá k posílení komunity a zajišťuje, že žádný člen není přehlížen nebo opomíjen.

Neméně důležitá je i spolupráce mezi spolky a odborníky z oblasti ortotiky-protetiky. Ortotici-protetici, kteří se specializují na výrobu a úpravu

ortéz a protéz, sehrávají klíčovou roli v životě lidí, kteří tyto pomůcky využívají. Právě díky jejich odborným znalostem a dovednostem mohou uživatelé těchto pomůcek znovu získat aktivní životní styl a výrazně zlepšit svou soběstačnost, a to nejen při zvládání každodenních aktivit, ale i při zapojení se do volnočasových aktivit, které jsou zásadní pro psychickou a emocionální pohodu.

Protetická centra a jejich specialisté umožňují jedincům nejen návrat k běžným činnostem, ale také poskytují podporu, která je nezbytná pro zajištění plnohodnotného života. Úzká spolupráce ortotiků-protetiků se spolky navíc umožňuje lepší porozumění specifickým potřebám svých klientů a přizpůsobit tak svá řešení, aby co nejlépe odpovídala jejich životnímu stylu a pohybovým aktivitám a dlouhodobým cílům. Tato spolupráce tedy nejen zvyšuje kvalitu péče, ale také podporuje komplexní rozvoj jednotlivců a jejich integraci do společnosti.

Dalším důležitým faktorem je podpora mezi jednotlivci v rámci těchto sdružení. Lidé po amputaci často čelí pocitům izolace a nedorozumění. Sdílení zkušeností s ostatními, kteří prošli podobnou situací, může být silným nástrojem pro zlepšení psychické pohody a motivace. Tato vzájemná podpora pomáhá vytvářet soudržnou komunitu, kde se každý cítí pochopen a podporován (Roșca et. al., 2021).

Obr. 3: Paddluj bez hranic

Na nohou bez nohou a No Foot No Stress organizují jak pravidelně každý rok, tak nárazově v průběhu roku mnoho speciálních akcí. **Na nohou bez nohou** pravidelně organizuje víkendový paddleboarding na Orlíku pod názvem „Paddluj bez hranic“ (termínem pro příští rok je 16.–17. 8. 2025). Dále pořádá tréninky volejbalu sedících v Českých Budějovicích (každou středu v 17:30) a příležitostně organizuje krátké společenské aktivity a výlety pro své členy a při zájmu tréninky ve fitness pro své členy, kteří jsou především z Jižních Čech. **No Foot No Stress**, které sdružuje členy z celé republiky, každoročně (spolu)organizuje různé akce, jako jsou Fitness Days (termínem pro příští rok je 18.–30. 8. 2025 na RKM Malvazinky), Nahoru na horu Říp (28. 10.), Christmas Run Praha (14. 12.), Skiing Days (Lipno) (termínem pro příští rok je 19.–21. 1. 2025), Running Days (termínem pro příští rok je květen 2025) a Run4Help (termínem pro příští rok je 7. 6. 2025). Tyto aktivity nejen že podporují fyzickou kondici a psychickou pohodu účastníků, ale také přispívají k vytváření komunity a sdílení zkušeností mezi lidmi s podobnými životními výzvami.

Závěrem bychom rád zdůraznili, že neziskové organizace, zaměřené na osoby po amputaci či s pohybovým onemocněním, hrají zásadní roli nejen v oblasti jejich fyzické rehabilitace, ale také v podpoře psychické pohody a sociální integrace. Spolupráce mezi těmito organizacemi, odborníky z oblasti protetiky, fyzioterapeuty, lékaři a samotnými členy komunit představuje klíčový faktor pro dosažení co nejvyšší kvality života u lidí po amputaci. Tato souhra umožňuje efektivnější přístup k péči, lepší porozumění individuálním potřebám a komplexnější podporu při návratu do aktivního a plnohodnotného života.

Seznam literatury:

1. ROȘCA, Andra Cătălina, Cosmin Constantin BACIU, Vlad BURTĂVERDE a Alexandru MATEIZER. Psychological Consequences in Patients With Amputation of a Limb. An Interpretative-Phenomenological Analysis. Frontiers in Psychology [online]. 2021, 12 [cit. 2024-05-16]. ISSN 1664-1078. Dostupné z: doi:10.3389/fpsyg.2021.537493
2. MONATOVÁ, Lili. Pedagogika speciální. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita v Brně, 1994. 199 s. ISBN 80-210-1009-6.

Seznam obrázků:

1. Zdroj: No Foot No Stress, z. s.
2.–3. Zdroj: Na nohou bez nohou, z. s.

Ortopedická protetika na Novém Zélandu

Jakub Daněk
Peke Waihanga - Artificial limb and orthotic service, Christchurch Centre, 330 Burwood Road, Burwood Christchurch, 8083 New Zealand

Obr. 1: Jakub Daněk

V průběhu roku 2022 jsem dostal jedinečnou příležitost pracovat na Novém Zélandu.

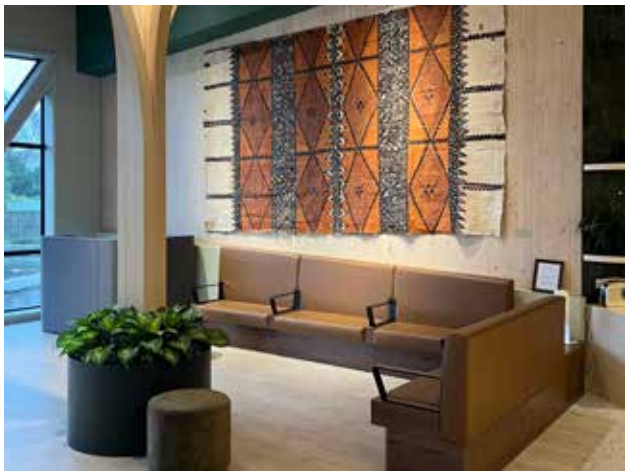
Po několika pohovorech na dálku jsem v únoru 2023 nastoupil na pozici Clinical Orthotist na pobočce v Christchurch na jižním ostrově. Organizace Peke Waihanga je největším a skoro jediným zařízením, které se v zemi zabývá ortopedickou protetikou. Má celkem sedm poboček, tři na jižním a čtyři na severním ostrově. Vzhledem k řídkému osídlení na poměrně velkou rozlohu musí klienti často dlouhé hodiny dojíždět, obzvlášť pak, cestují-li z okolních

Obr. 2: Dílna

menších ostrůvků. A protože je to tu vše daleko od všeho, je běžné, že i komponenty a materiál na výrobu se k nám často dostávají se zpožděním týdnů i měsíců.

Hned na začátku jsem zažil velké věci. Jelikož byla původní klinika v Christchurch v roce 2011 částečně poničená silným zemětřesením, byla minulý rok srovnána se zemí a hned vedle byla mezitím postavena a otevřena klinika nová. A stěhování celé firmy za plného provozu byl zážitek sám o sobě. Měl jsem neopakovatelnou možnost podílet se na postupném dotváření dílny zevnitř, rozmístění přístrojů a nářadí za cílem efektivity a pohodlí práce.

Díky vysoké sazbě na hodinu, kterou si Peke Waihanga za naši práci účtuje, se tu na chod dílny a efektivitu práce klade veliký důraz. Tímto je pověřen vedoucí dílny, tzv. Workshop Leader, který má na starost všechny otevřené zakázky. Ty jsou zobrazené na velké tabuli, která visí na zdi dílny každé z poboček. Úkolem vedoucího dílny je udržovat v nich pořádek, jak dlouho jsou otevřené nebo zda jsou díly na jejich výrobu na cestě. Také je pak zodpovědný za rozmístění



Obr. 3: Čekárna s tapiserií

Obr. 4: Chodírna

Obr. 5: Game Table

Obr. 6: Recepce

společného nářadí v dílně, a za to, jestli je každé ráno vše na svém místě a funkční. Dále jsou tu naše kolegyně na recepci, které nám domlouvají setkání s pacienty. Mají kompletní moc nad našimi kalendáři a neúnavně je zaplňují schůzkami. Kolegové na skladu zase dávají dohromady veškeré objednávky, komunikují místo nás s dodavateli a zajišťují, aby byl materiál naskladněn. Díky tomuto efektivnímu rozložení týmu se může každý soustředit jen na to své a na komunikaci se zbytkem týmu. Manažer pobočky má pod palcem chod pobočky a když někdo kvůli nemoci vypadne na chvíli ze systému, tak jeho funkci dočasně nahradí (alespoň tak je to u nás). Je to zároveň ortotik-protetik, takže pokud není na jednání nebo služební cestě, pracuje s pacienty i na dílně s námi. Spolu s ostatními manažery z Dunedinu, Hamiltonu, Wellingtonu, Aucklandu a Taurangy se zodpovídá našemu CEO.

Vše, co děláme, je zobrazeno v softwaru s názvem Manaaki. Sem může kdokoli z organizace nahlédnout, na kterých zakázkách zrovna dělám nebo jsem dělal kdykoli dříve. Stejně tak, kolik jsem na nich trávil času, kolik zakázka stála, co bylo na výrobu použito a jak probíhalo předání a schůzky s pacientem. Vše se musí podrobně dokumentovat. Pojišťovně si firma účtuje i čas, který strávíme s pacientem nebo dokumentací. Je to portál zahrnující veškerou formu komunikace a úložiště dat, jistou motivací je i vyhodnocování pracovních výkonů poboček i jednotlivců.

Velmi hezky zde funguje forma předávání práce mezi klinikem a technikem v protetice i ortotice. Valná většina definitivních pahýlových lůžek se zhotovuje 3D tiskem. My, co jsme zvyklí dělat zakázku od začátku až po předání, máme prostor v řešení komplexních případů. Díky tomu jsem se dostal k zajímavým zakázkám i na jiných pobočkách

Obr. 7: Laminovna

Obr. 8: Sádrovna

na Novém Zélandu. Mezitýmovou spolupráci si moc užívám a je opravdu fajn poznávat kolegy z jiných koutů země, když se taková možnost naskytne. Na Aucklandské pobočce na severním ostrově působí již několik let jako protetický technik další náš krajan, Jan Konieczny, a koncem minulého roku sem dokonce zavítal Ottobock kolega z Německa, Volker Schmidt, a byl tu na dva týdny školitelem výroby a užití SSCO s kolenním kloubem C-Brace.

Hodně zde těžím ze zkušeností, které jsem stihl nasbírat ve firmě Ottobock v Čechách. Ne každý se k možnostem školení, které Ottobock pro zákazníky nabízí, dostane, a za možnosti vzdělání i úroveň v našem oboru v Čechách můžeme být opravdu rádi. Zkrátka, na mapě jsme vedle Německa hned u zdroje. Alespoň kvůli tomu nemusíme pokaždé sedat do letadla. Na druhou stranu, na Novém Zélandu máme prostor dostat se i ke starším technologiím výroby, či ji s tou novou kombinovat, což může být také cestou k optimálnímu vybavení. Mimo jiné se zde klade velký důraz na prostředky bezpečnosti práce, jak to často bývá všude za našimi hranicemi. Člověk si zvykne na leccos.

Můžu říct, že mám opět štěstí na šéfa a na zdravý kolektiv. Ten náš je složený ze skvělých lidí různých národností i věku, což vytváří opravdu příjemné pracovní prostředí. Jsme zhruba dvacetičlenný tým stálých lidí v budově. Náš obor je zde brán spíše jako poslání a služba pro lidi než jako byznys. Dokonce máme ve firmě zaměstnaného i našeho duchovního z původního obyvatelstva Nového Zélandu, který toto poslání spojuje s maorskou kulturou. Při otevření nové kliniky v minulém roce žehnal našemu týmu i každé z místností v budově, složil píseň a nechal namalovat velikou tapisérii maorskými kmeny, která visí na zdi v čekárně. Byl to velký den a velice rád na něj vzpomínám.

Vyjet do zahraničí a chvíli tam zkusit žít bych doporučil každému, kdo jen trochu může, i kdyby jen sbírat bobule a bydlet v autě. Já jsem sem přišel z dodavatelské firmy, tudíž pro mě bylo velmi zajímavé poznat chod firmy z pozice zákazníka a zaměstnance klasické ortoticko-protetické firmy. Nicméně poznat jinou zemi a kulturu a nějaký čas v ní žít je něco mnohem cennějšího. Člověku to otevře obzory. Začne si vážit toho, co je doma, a naopak si uvědomí, co mu z domova zrovna nechybí a co by třeba chtěl změnit až/pokud se vrátí. Nemalý dík patří mému kolegovi z Ottobock, Janu Šnytrovi, který mi k této příležitosti pomohl. A na závěr bych dodal, že nedostatečná angličtina je opravdu jen výmluva!

Seznam obrázků:

1.–8. Zdroj: vlastní

ottobock.

1C59 *Taleo Adapt.*

Hydraulické chodidlo pripravené žiť.

Hydraulický členkový kĺb

Prispôsobenie sa nerovným povrchom a svahom

Lepší komfort kýpťového lôžka

#WeEmpowerPeople

www.ottobock.sk | www.ottobock.cz

Výrobok je zdravotníckym prostriedkom, určeným výhradne na exoprotetické vybavenie dolných končatín. Prečítajte si starostlivo návod na použitie.

Komplexní pohled na terapii u pacientů se spastickou parézou po mozkových příhodách

Jana Hůlovcová
Nemocnice Písek, Karla Čapka 589, Písek

Spasticita je častým klinickým projevem poškození centrálního motoneuronu, který je součástí motorické nervové dráhy a nachází se v mozkové kůře a mozkovém kmeni. Příčinou spasticity je zvýšení míšních reflexů při snížení nebo ztrátě suprasegmentální inhibice. Do etiologie spadají stavy po mozkových příhodách (ischemických i hemoragických). U pacientů s tímto postižením se spasticita rozvíjí od prvních dnů po příhodě a maxima dosahuje v prvních třech měsících. (1)

Hlavní projevy spasticity

- Svalový hypertonus: při rychlém pasivním protažení svalu dojde k okamžitému zárazu pohybu, který při pokračujícím tlaku povolí („fenomén sklapovacího nože“)
- Ko-kontrakce: tonicky zvýšené napětí i dalších svalů v postiženém segmentu
- Dystonická postura: časté vyústění klidového svalového hypertonu, typickým obrazem je tzv. Wernicke-Mannovo držení (flekční spasticita prstů ruky s pronační flexí v lokti, addukcí paže a vnitřní rotací v rameni, pronační spasticita bérce s ekvinózním postavením planty)
- Zvýšené šlachové (myotatické) reflexy
- Pozitivní iritační pyramidové příznaky
- Flexorové a extenzorové spasmy (vznikají mimovolně po určitém nociceptivním podnětu)
- Různý stupeň parézy: ztráta obratnosti končetin, svalová slabost, zmenšení amplitudy cílené motoriky a únavnost
- Klonus: rytmické kmitání příslušného segmentu končetiny v důsledku repetitivní aktivace napínacího reflexu
- Svalové kontraktury: při déletrvajícím postižení dochází k trvalému zkrácení s atrofií a vazivovou přeměnou svalů (1), (2), (3), (5)

Nadměrný svalový tonus, dystonická postura končetiny, bolestivé spasmy a další spastické projevy výrazně zhoršují kvalitu života nemocných, omezují běžné denní aktivity, snižují pohyblivost a soběstačnost pacientů. Jsou zdrojem dalších komplikací (dekubity, chronické bolesti, infekce, fixované svalové kontraktury), jejichž řešení zvyšuje nároky na péči ošetřovatelského týmu. (5)

Hodnocení spasticity

Ke klinickému posouzení spasticity se používají standardizované hodnotící škály jako je např. Tardieuho nebo Modifikovaná Ashworthova škála (MAS) Tab. 1 (4)

Stupeň spasticity	0	Žádný vzestup svalového tonu
	1	Lehký vzestup svalového tonu (zadrhnutí a uvolnění, minimální odpor ke konci pohybu
	1+	Lehký vzestup svalového tonu (zadrhnutí a uvolnění během necelé poloviny rozsahu pohybu)
	2	Výraznější vzestup svalového tonu během celého rozsahu pohybu, pohyb je snadný
	3	Výrazný vzestup svalového tonu, pohyb je obtížný
	4	Postižená část je ztuhlá do flexe i do extenze

Tab. 1: Modifikovaná Ashworthova škála (Štětkářová et al., 2012)

Spastická paréza

U pacientů s cévní mozkovou příhodou se setkáváme s pojmem „spastická paréza“.

Paréza označuje omezení schopnosti ovládat pohyb. Když mozek vyšle k jednomu ze svalů příkaz, aby se stáhl, dorazí tento příkaz ke svalu jen částečně. Výraz spastická znamená, že se svaly nemohou potřebným způsobem uvolnit a mají tendenci být samy od sebe příliš aktivní, zejména když je rychle protáhneme.

Hlavní příčinou poruchy pohybu a funkce končetin je samotná paréza. K paréze pak rychle přistupují zkrácení a kontraktury měkkých tkání, které se následně stávají druhou příčinou poruchy pohybu a funkce. Pokud se zkracování nebrání, stále se zhoršuje. Později se přidává třetí příčina poruchy pohybu a funkce – svalová hyperaktivita.

Tři základní procesy zodpovědné za pohybové obtíže (paréza, zkrácení měkkých tkání a svalová hyperaktivita) nepostihují svaly na jedné straně kloubu (agonisté) ve stejné míře jako svaly na straně opačné, které vykonávají opačný pohyb (antagonisté). Tato asymetrie je podkladem pro nerovnováhu sil působících v příslušném kloubu, která je zdrojem jak abnormálního držení končetin v klidu, tak obtíží při jejich pohybu. Zkrácení svalů a svalová hyperaktivita (spasticita) se vzájemně umocňují a zhoršují.

Terapie spastické parézy

V terapii využíváme např. přístup dle Jeana-Michela Graciese. Jedná se o důkladné protahování nejvíce zkrácených a hyperaktivních svalů, které jsou antagonisty pohybu, jenž nejde pacientovi provést. Protahování lze podpořit cílenými injekcemi látek blokujících svalovou hyperaktivitu (např. botulotoxinu), které aplikuje lékař. Tato kombinace umožní zkrácené tkáně znovu prodloužit. K lepšímu ovládání více ochrnutých (paretických) svalů pomocí vlastní vůle se využívá cvičení rychlých střídavých pohybů o velké amplitudě. Díky tomuto tréninku dojde postupně ke zlepšení schopnosti mozku pohyb ovládat. (3)

Aplikace botulotoxinu

Aplikaci botulotoxinu provádíme u indikovaných pacientů dle předem určeného aplikačního vzorce na základě cíleného strukturovaného vstupního vyšetření v pěti krocích (funkce, svalová hyperaktivita, zkrácení, paréza a ko-kontrakce). Injekční intramuskulární aplikaci provádí lékař pod ultrasonografickou či elektromyografickou kontrolou.

Botulotoxin se naváže na membránu presynaptické části nervosvalové ploténky, dojde k internalizaci toxinu a rozštěpení transportního proteinu, blokuje se uvolňování acetylcholinu z vezikul do synaptické štěrbiny. Maximum účinku se objevuje po 3–4 týdnech, efekt léčby přetrvává 3–4 měsíce. (5)

Kazuistika, pacientka r. 1953

9/2023 pacientka přijata v iktovém programu pro recidivující pravostrannou hemiparézu, expresivní fatickou poruchu oscilující mezi těžkým deficitem a úpravou k normě. Bezprostředně po CT vyšetření mozku byla podána intravenózní trombolýza. Na kontrolním CT mozku a na doplněné MR prokázána čerstvá ischémie v oblasti bazálních ganglií vlevo.

Pacientka dále přeložena na oddělení rehabilitace, kde 10–11/2023 probíhalo aktivní cvičení. Za hospitalizace se postupně zlepšoval klinický stav, fatická porucha s postupnou úpravou, řeč dále fluentní. Na pravé horní končetině (dominantní) těžká paréza, pasivní rozsahy zachovány v normě, aktivně prsty 0/5 dle svalového testu (*dále ST), flexe/extenze, pronace/supinace 1/5 dle ST, rameno ventrální flexe 1/5 dle ST, extenze/abdukce 2/5 dle ST, addukce 1/5 dle ST. Pacientka vybavena ramenní ortézou. Na pravé dolní končetině dorzální a plantární flexe hlezna 3/5 dle ST, flexe/extenze kolene 2/5 dle ST, flexe kyčle 2/5 dle ST. Pro rekurvaci kolene zajištěna ortéza na P koleno. V rámci lůžka soběstačná, sed stabilní, samostatně přesuny na toaletní křeslo, chůze s doprovodem 1 fyzioterapeutky o 1 francouzské holi.

Dále pokračovala v léčbě v rehabilitačním ústavu 11/2023–2/2024, kde opět zlepšení klinického stavu. Pacientka tam vybavena karbonovou dlahou na PDK – WalkOn, chůze s mírnou cirkumdukcí (ujde 5 km za den), zlepšila se i hybnost pravé horní končetiny, zejm. proximálně. Poté pokračovala v rehabilitaci v ambulantním režimu.

S odstupem dále indikována k aplikaci botulotoxinu. Při vyšetření spasticity na pravé horní končetině rozsahy volné, oslabení prstů, lehká spastická dystonie flexorů prstů, aplikace do horní končetiny neindikována.

Na pravé dolní končetině kyčel volná, m. rectus femoris bez zkrácení, sv. síla 4/5 dle ST, při repetitivních aktivních pohybech patrna hyperaktivita (spasticita), hlezno bez omezení pasivních rozsahů, m. soleus a mm. gastrocnemii se spasticitou 3. stupně dle MAS. Chůze samostatná s ortézami, v terénu o 1 francouzské holi, v kyčli patrná cirkumdukce, koleno i přes ortézu s občasnou hyperextenzí, nášlap na zevní hranu plosky.

3/2024 1. aplikace botulotoxinu. Aplikovány svaly: m. rectus femoris, m. soleus, mm. gastrocnemii. Pacientka opět zainstruována v pravidelném cvičení. Dle kontroly za jeden měsíc patrno zlepšení chůzového stereotypu, prodloužení délky kroku, zvýšení rychlosti chůze, zlepšení flexe kolene ve švihové fázi (chůze s menší cirkumdukcí), přetrvává inverzní postavení plosky.
6/2024 2. aplikace botulotoxinu. Při druhém vyšetření navýšena dávka botulotoxinu a pro výraznější stáčení akra na zevní hranu se zachovalou svislou osou paty ve vertikále přidán do aplikačního schématu m. abductor hallucis. Po úpravě schématu opět další zlepšení nášlapu/chůze.

Podrobněji o jednotlivém ortotickém vybavení

- Ortéza na koleno – ochrana kolene před hyperextenzí, v kombinaci s aplikací botulotoxinu do m. soleus (podílí se na rekurvaci kolene ve střední stojné fázi)
- Karbonová dlaha WalkOn (nejprve používala i plastovou dlahu pro snadnější manipulaci vzhledem k paretické horní končetině)
- Ortéza na rameno – Omo Neurexa Plus – chrání před subluxací ramenního kloubu paretické končetiny
- Ortéza na akrum horní končetiny – Manu Neurexa Plus

Závěr

Pacientka je devět měsíců od mozkové příhody soběstačná bez fatické poruchy. Na pravé horní končetině zlepšena svalová síla, zejména v oblasti ramenního pletence. Ramenní ortézu proto nyní odkládá, používá ji pouze na delší vzdálenosti. Na akru přetrvává oslabení. Chůze s kolenní ortézou a WalkOn dlahou po aplikaci botulotoxinu s poměrně dobrým stereotypem, bez výraznější cirkumdukce, nášlap na celou plosku, výrazně zlepšena rekurvace kolene.

Z uvedené kazuistiky vyplývá, že léčba spasticity je dlouhodobý proces v péči o pacienty, kde se uplatňuje multidisciplinární tým (neurolog, rehabilitační lékař, fyzioterapeut, ergoterapeut, logoped, ortotik, ošetřovatelská péče) a je potřeba komplexního přístupu, stanovení reálných cílů a správného nainstruování pacienta pro domácí terapii. Když jsou splněny tyto podmínky a pacient je ve své terapii motivován, můžeme výrazně ovlivnit klinický stav pacienta, zlepšit funkci končetin a stereotyp chůze, usnadnit sebeobsluhu, pomoci v hygieně a ošetřovatelské péči, ovlivnit centrální bolest a celkový diskomfort, snížit výskyt komplikací, hodnotněji začlenit pacienta do společnosti a zlepšit kvalitu života.

Seznam literatury:

1. RŮŽIČKA prof., MUDr., DrSc, Evžen; ŠONKA prof., MUDr., DrSc., Karel; MARUSIČ prof., MUDr. PhD, Petr a RUSINA doc., Ph.D., Robert. Neurologie. Praha: Stanislav Juhaňák – Triton, 2019. ISBN 9788075536815. (1)
2. KOLÁŘ prof., PaedDr., PhD., Pavel. Rehabilitace v klinické praxi. Druhé vydání. Praha: Galén, [2020]. ISBN 9788074925009. (2)
3. GRACIES MD, PhD, Jean-Michel. Dohoda o reedukačním tréninku při spastické paréze. Springer International Publishing, Switzerland, 2016. ISBN 9783319518091. (3)
4. Spasticita. Online. Roč. 2019. Dostupné z: https://www.manual-cmp.cz/spasticita/. [cit. 2024-08-16]. (4)
5. ŠTĚTKÁŘOVÁ MUDR., CSC., Ivana. Léčba spasticity u dospělých. Online. Medicína pro praxi, Solen. Roč. 2019, č. 1. Dostupné z: https://www.solen.cz/artkey/med-201203-0007_Lecba_spasticity_u_dospelych.php. [cit. 2024-08-16]. (5)
6. JECH, Prof., MUDr., PhD, Robert a kolektiv. Navigační atlas. Online. Dostupné z: https://navigacni-atlas.cz/. [cit. 2024-08-16]. (6)
7. EHLER, doc.., MUDr., Csc. Edvard. Spasticita – klinické škály. Online. Medicína pro praxi, Solen. Roč. 2019, č. 1. Dostupné z: https://www.solen.cz/artkey/neu-201501-0005_Spasticita-klinicke_skaly.php. [cit. 2024-08-16]. (7)
8. JANDA, Prof. MUDr., DrSc., Vladimír. Funkční svalový test. Praha: Grada, 1996. ISBN 8071692085. (8)

PROSTRIDE

PSMPK

Asistenční technologie pro osoby s amputací dolní končetiny

POPIS

Kolenní protéza ProStride je vyspělý umělý kloub, který má uživatelům umožňovat bezpečnou, pohodlnou a energeticky úspornou chůzi. ProStride má mikroprocesorovou technologii a polycentrický design, který uživatelům umožňuje snadno zahájit švihovou fázi při menším výdeji energie. Prostředek se přizůsobuje široké škále podmínek chůze a průběžně se nastavuje podle způsobu chůze konkrétního uživatele.

ČÍSLO DÍLU	POPIS
PSMPK	ProStride, mikroprocesorem řízený kolenní kloub

Doporučeno pro úrovně aktivity K2 až K3.

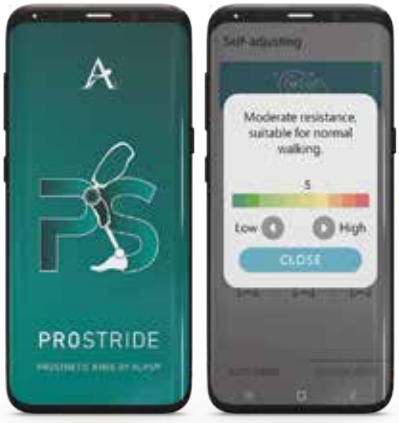
NEJDŮLEŽITĚJŠÍ VLASTNOSTI A VÝHODY

PLYNULÝ CYKLUS CHŮZE

USB-C NABÍJEČKA

SNADNÉ NASTAVENÍ

CHYTRÉ PROGRAMOVÁNÍ



- Chytré programování systému díky specializované, uživatelsky přívětivé aplikaci
- Čtyřbarový pneumatický systém a mikroprocesorová technologie
- Tři různé senzory umožňující rychle reagovat na změny potřeb uživatele při chůzi
- Zvýšená světlá výška
- Uživatelé si mohou přizpůsobit nastavení protézy tak, aby splňovala jejich specifické požadavky z hlediska aktivity

Klinická studie zaměřená na dětské plochonoží

Nicola Michalíková
Centrum technické ortopedie s. r. o., Riegerova 1811/3, České Budějovice

Poněvadž je málo studií sledujících účinek ortopedických vložek v kombinaci se senzomotorickým cvičením, rozhodli jsme se v Centru technické ortopedie v Českých Budějovicích provést vlastní výzkumnou studii, jež byla v rámci mých vysokoškolských studií prezentována jako diplomová práce. Cílem této klinické studie bylo zhodnotit vliv aktivních ortopedických vložek a cvičení na podkladě senzomotorické stimulace na plochonoží u dětí školního věku. Studii jsme z hlediska nošení vložek v každodenní obuvi prováděli v zimním období.

Plochá noha, projevující se potížemi především ve statickém zatížení, je relativně častou deformitou nohy v dětském věku, která v ambulancích ortopedie nebo fyzioterapie patří mezi nejčastější diagnózy. U dětí v předškolním věku je prevalence flexibilní ploché nohy 21–57 % (Kinclová, 2015). Příčina plochonoží stále není jasná, odborná literatura uvádí zejména obezitu, hypermobilitu, zvýšenou laxicitu vazů, zkrácené lýtkové svalstvo, nevhodnou obuv, ale i současný způsob života. V dnešní době chodidla převážné většiny dětské populace nedostávají dostatek podnětů z vnějšího prostředí z hlediska chůze v botách po tvrdém, homogenním povrchu doma, ve škole i venku. A tak je senzorická funkce nohy, která představuje analýzu informací ze svalů pomocí proprioreceptorů a exteroreceptorů, utlumená. Vzhledem k uvedeným důvodům si problematika plochonoží zasluhuje větší pozornost odborné veřejnosti. Na způsob léčby dětského plochonoží v řadách odborníků neexistuje jednotný názor. Většina odborníků upřednostňuje léčbu konzervativní před operační. Konzervativní léčbu plochých nohou reprezentuje léčení prostřednictvím ortopedických vložek a fyzioterapie převážně na podkladě senzomotorické stimulace.

Klinická studie

Výzkumný soubor tvořilo 30 dětí, kterým lékař diagnostikoval **pes planovalgus** a předepsal ortopedické vložky. Výběr a léčba dětí probíhala od září 2018 do ledna 2019. Probandi byli rozděleni do dvou skupin, skupina A nosila ortopedické vložky a cvičila senzomotorické cvičení a skupina B nosila pouze ortopedické vložky. Obě skupiny po dobu 3 měsíců nosily ortopedické vložky v běžné obuvi každý den alespoň 30 minut při aktivní chůzi. Skupina A současně docházela 1x týdně na třicetiminutovou terapii na podkladě metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové po dobu 10 týdnů, a zákonní zástupci byli instruováni k nácviku cvičebních jednotek v domácím prostředí. Soubor zahrnoval 16 dívek a 14 chlapců. Věk vybraného souboru byl od 6 do 15 let. Zákonní zástupci dětí účastnících se výzkumného šetření byli důkladně seznámeni s vyšetřovacím postupem, časovým harmonogramem studie a s anonymitou údajů.

Způsob získávání údajů

K hodnocení stavu nožní klenby z hlediska finanční a časové nenáročnosti jsme zvolili metodu plantografického záznamu. Na základě plantografie jsme získali dvoudimenzionální otisk chodidel dítěte neboli plantogram. Účastníci studie podstoupili statické plantografické vyšetření před zahájením terapie a na konci tříměsíční terapie.

Obr. 1

Obr. 2

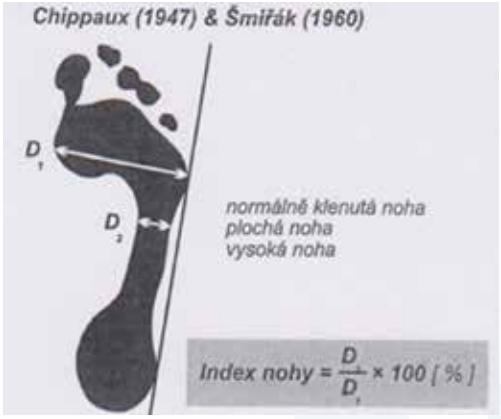
Získané plantogramy jsme následně naskenovali do počítače a v programu Java - plochá noha, který jsme si nechali sestavit přímo pro potřeby naší studie, jsme determinovali stav nožní klenby pomocí zavedených indexových metod určených k hodnocení pes planovalgus.

Obr. 3

Obr. 4

K vypočítaní plochonoží jsme si vybrali metodu Chippaux-Šmířák a metodu indexu podle Srdečného. Tyto metody jsme vybrali na podkladě studie Jílka a Linhartové (2009), která mezi metodou Chippaux-Šmířák a metodou indexu dle Srdečného prokázala největší vzájemnou korelaci.

Metoda Chippaux-Šmířák (Klementa, 1988) počítá procentuální index nohy poměrem mezi nejužším a nejširším místem plantogramu k laterální tečně vynásobenou stem. Poměr do 45 % označuje správně klenutou nohu a poměr nad 45 % hodnotí nohu jako plochou. Klementa (1988) u této metody definoval nohu normálně klenutou, plochou a vysokou, které klasifikoval do tří stupňů (Urban, 2000).

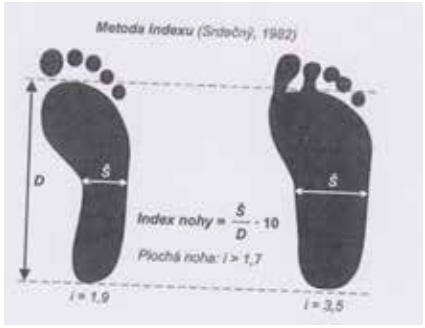


Obr. 5

Druh	Index			Zkratka
Vysoká noha	1. stupeň	mírně vysoká	0,1 cm - 1,5 cm	V1
	2. stupeň	středně vysoká	1,6 cm - 3,0 cm	V2
	3. stupeň	silně vysoká	3,1 cm a výše	V3
Normálně klenutá	1. stupeň	mírně	0,1 % - 25,00 %	N1
	2. stupeň	středně	25,1 % - 40,0 %	N2
	3. stupeň	silně	40,1 % - 45,0 %	N3
Plochá noha	1. stupeň	mírně plochá	45,1 % - 50,0 %	P1
	2. stupeň	středně plochá	50,1 % - 60,0 %	P2
	3. stupeň	silně plochá	60,1 % - 100,0 %	P3

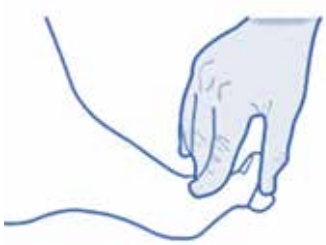
Obr. 6

Metoda indexu dle Srdečného (Srdečný, 1982) počítá index nohy poměrem mezi šířkou otisku (v úrovni baze V. metatarzu) a délkou otisku bez prstů vynásobenou deseti. Hodnota indexu do 1,6 označuje správně klenutou nohu a hodnota nad 1,7 (i > 1,7) představuje pes planovalgus. Tato metoda nerozlišuje stupně plochonoží, ani neudává hodnotu pro vysokou nohu (Urban, 2000).



Obr. 7

Každému probandovi jsme testovali flexibilitu plochonoží prostřednictvím stoje na špičkách (Heel Rise Test) a extenze palce (Jack Test). Při stoji na špičkách se u flexibilního plochonoží zvětšuje mediální klenba a pata přechází do mírné varozity, i při extenzi palce u nohy v zatížení dojde k vytvoření mediální klenby.



Obr. 8

Obr. 9

Každého probanda jsme zvážili a změřili, abychom následně prostřednictvím Body Mass Indexu mohli určit index tělesné hmotnosti dítěte. BMI index se počítá z poměru hmotnosti v kilogramech ke druhé mocnině výšky v metrech. Výsledek indexu jsme porovnávali pro daný věk a pohlaví dítěte se statistickými tabulkami podle percentilových grafů Státního zdravotního ústavu (2008). Percentilové křivky člení graf podle věku a BMI indexu dítěte do šesti pásem, které klasifikují šest základních tělesných charakteristik dětí (Vignerová, 2008).

Percetilové pásmo	Klasifikace
97 <	Obézní
90 - 97	Nadměrná hmotnost
75 - 90	Robustní
25 - 75	Proprorcionální
10 - 25	Štíhlý
< 10	Hubený

Obr. 10

Každý proband podstoupil hodnocení hypermobility podle Beightonova testu, který představuje nejznámější diagnostickou metodu pro zjištění přítomnosti hypermobility. Beightonův 9 bodový systém vyhodnocuje kloubní hypermobilitu na palci, malíku, lokti, kolenou a páteři. Jednotlivé podtesty provádíme zvlášť pro každou končetinu a každý pozitivní výsledek hodnotíme jedním bodem. Maximální hodnota Beightonova scóre je 9 bodů, kdy 4 a více bodů z celkového scóre určují přítomnost kloubní hypermobility (Beighton, 1973; Stackeová a Blažková, 2009).

Diagnostika hypermobility dle Beightonova 9 bodového scóre:				
Předklon ve stoji: dotyk dlaň – podlaha	1		0	
	Pravý		Levý	
Dorzální flexe malíku ruky: více než 90°	1	0	1	0
Dotyk palec – předloktí	1	0	1	0
Hyperextenze loketního kloubu: + 10°	1	0	1	0
Hyperextenze kolenního kloubu: + 10°	1	0	1	0

Obr. 11

U každého probanda jsme vyšetřili zkrácení m. triceps surae podle Jandy (2004). Velikost dosažené dorzální flexe jsme hodnotili zvlášť pro m. soleus a pro mm. gastrocnemii. V případě zkrácení svalstva jsme rozlišovali, zda-li jde o malé nebo velké zkrácení. Podle Jandy (2004) při malém zkrácení chybí 5° do 90° dorzální flexe a při velkém zkrácení chybí více než 5°.

Obr. 12

Použité léčebné metody

Individuální ortopedické vložky

Všech třicet probandů účastnících se naší studie mělo aktivní ortopedické vložky.

Obr. 13

Individuální vložky vyrábí orotik-protetik na základě získaných měrných podkladů z plantogramu. Převážné většině dětských pacientů se vyrábí ortopedické vložky s aktivní podporou, kterou představují mediální a laterální klín a stimulující bod v oblasti přednoží. Mediální klín zajišťuje proprioceptivní stimulaci šlachy m. tibialis posterior a laterální klín proprioceptivně aktivuje šlachy m. peronaeus longus et brevis, a tak klíny zajišťují fyziologické postavení talu vůči tibii a fibule. Aktivní bod v oblasti přednoží stimuluje plantární aponeurózu a detonizuje m. triceps surae, čímž dochází k formování mediální klenby. Pata a přednoží zejména v oblasti palcového valu jsou u vložky uloženy nejníže. Prsty jsou situovány výše než palec z hlediska docílení derotace a detorze přednoží.

Obr. 14

Z hlediska neustálého vývoje nožní klenby u dětí upřednostňujeme aplikaci aktivních vložek, které během chůze stimulují nervová zakončení svalů nohy a bérce, a tak reflexně nastavují a upravují pohyb nohy tím, že se jednotlivé segmenty nožní klenby staví vůči sobě do centrovaného postavení.

Senzomotorické cvičení

Pro patnáctičlennou skupinu A jsme sestavili totožnou sestavu cviků na podkladě metodického postupu základní řady senzomotorického cvičení podle Jandy a Vávrové (1992). Sestavu cviků jsme rozvrhli do deseti třicetiminutových individuálních cvičebních jednotek, které probíhaly jedenkrát týdně. Zákonní zástupci dětí byli instruováni k nácviku cvičebních jednotek z terapie v domácím prostředí, což bylo k postupnému zvyšování obtížnosti následujících cvičení při terapii nezbytné. Členové skupiny A cvičili podobnou rychlostí bez velkých rozdílů.

Sestava vybraných cviků na podkladě senzomotorické stimulace

Obr. 15: Nácvik malé nohy pasivně, aktivně s dopomocí, aktivně.

Obr. 16: Nácvik korigovaného stoje na obou dolních končetinách

Obr. 17: Nácvik nákroku

Obr. 18a: Nácvik stoje na jedné dolní končetině na pevné podložce

Obr. 18b: Nácvik předního a zadního půlkroku na pevné podložce

Obr. 19: Korigovaný stoj na obou dolních končetinách na bosu

Obr. 20: Senzomotorická stimulace

Obr. 21: Senzomotorická stimulace

Obr. 22: Senzomotorická stimulace

Výsledky studie

Výsledky naší studie z analýzy naměřených dat mezi vstupním a výstupním měřením z plantogramů vypovídají o tom, že aktivní ortopedické vložky mají **u 25 dětí statisticky významný dopad na zvýšení nožní klenby neboli zmenšení plochonoží.** Ke zvýšení nožní klenby nedošlo pouze u dvou probandů ve skupině A a u třech probandů ve skupině B. **Signifikantní rozdíly zvýšení nožní klenby u probandů, kteří nosili vložky a zároveň cvičili, oproti probandům, kteří nosili pouze vložky, se neprokázaly.** U probandů, kteří nosili vložky a zároveň cvičili na podkladě senzomotorické stimulace po dobu deseti týdnů, jsme kromě zlepšení pes planovalgus ve smyslu zvýšení nožní klenby také při výstupním vyšetření stoje a chůze bez obuvi zaznamenali zlepšené postavení pat a držení těla. U probandů, kteří nosili pouze aktivní ortopedické vložky, došlo ke zvýšení nožní klenby bez zlepšeného držení těla a valgózního postavení pat při výstupním vyšetření stoje a chůze na boso. Z výsledků naší práce nemůžeme určit samostatný vliv senzomotorické cvičení na zvýšení nožní klenby.

Z výsledků studie je patrný vliv aktivních ortopedických vložek na dětské plochonoží.

Proband	Metoda Chippaux-Šmířák (Skupina A)						Metoda Srdečného (Skupina A)					
	Vstupní		Výstupní		Změna		Vstupní		Výstupní		Změna	
	Levá [%]	Pravá [%]	Levá [%]	Pravá [%]	Levá [%]	Pravá [%]	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá
1scv	48	57	42	49	-6	-8	1,82	2,22	1,62	1,85	-0,2	-0,37
2scv	52	48	46	43	-6	-5	2,24	1,83	1,74	1,65	-0,5	-0,18
3scv	56	47	47	41	-9	-6	2,17	1,86	1,77	1,59	-0,4	-0,27
4scv	48	46	41	44	-7	-2	1,85	1,82	1,58	1,65	-0,27	-0,17
5scv	86	78	78	80	-8	2	3,46	3,23	2,98	2,95	-0,48	-0,28
6scv	55	60	47	51	-8	-9	1,99	2,07	1,76	1,91	-0,23	-0,16
7scv	60	57	60	56	0	-1	2,37	2,21	2,15	2,04	-0,22	-0,17
8scv	77	74	69	67	-8	-7	3,21	2,86	2,61	2,53	-0,6	-0,33
9scv	50	49	42	41	-8	-8	1,97	1,88	1,58	1,55	-0,39	-0,33
10scv	60	65	52	57	-8	-8	2,28	2,56	1,98	2,11	-0,3	-0,45
11scv	53	56	49	51	-4	-5	2,02	2,23	1,85	1,94	-0,17	-0,29
12scv	50	48	46	43	-4	-5	1,92	1,86	1,72	1,55	-0,2	-0,31
13scv	49	51	41	45	-8	-6	1,85	1,89	1,56	1,65	-0,29	-0,24
14scv	66	67	61	59	-5	-8	2,55	2,51	2,37	2,23	-0,18	-0,28
15scv	50	48	44	43	-6	-5	1,95	1,88	1,66	1,61	-0,29	-0,27
Skupina A	57,33	56,73	51	51,33	-6,33	-5,4	2,24	2,19	1,93	1,92	-0,31	-0,27

Obr. 23

Proband	Metoda Chippaux-Šmířák (skupina B)						Metoda Srdečného (skupina B)					
	Vstupní		Výstupní		Změna		Vstupní		Výstupní		Změna	
	Levá [%]	Pravá [%]	Levá [%]	Pravá [%]	Levá [%]	Pravá [%]	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Levá	Pravá
1v	79	85	73	80	-6	-5	3,16	3,43	2,82	3,19	-0,34	-0,24
2v	61	53	54	50	-7	-3	2,42	2,12	2,11	1,89	-0,31	-0,23
3v	63	61	62	64	-1	3	2,68	2,38	2,33	2,41	-0,35	0,03
4v	74	79	72	80	-2	1	3,08	3,31	2,72	3,05	-0,36	-0,26
5v	65	58	59	53	-6	-5	2,87	2,34	2,28	2,01	-0,59	-0,33
6v	47	49	53	51	6	2	1,79	1,82	1,99	1,91	0,2	0,09
7v	82	77	77	72	-5	-5	3,33	3,17	2,91	2,72	-0,42	-0,45
8v	48	47	44	42	-4	-5	1,84	1,82	1,68	1,65	-0,16	-0,17
9v	63	59	59	58	-4	-1	2,56	2,25	2,3	2,18	-0,26	-0,07
10v	71	71	66	64	-5	-7	2,93	2,78	2,61	2,43	-0,32	-0,35
11v	61	66	59	62	-2	-4	2,63	2,82	2,23	2,31	-0,4	-0,51
12v	49	47	45	44	-4	-3	1,83	1,8	1,72	1,67	-0,11	-0,13
13v	51	53	50	49	-1	-4	1,99	2,03	1,88	1,83	-0,11	-0,2
14v	78	65	71	59	-7	-6	2,91	2,47	2,69	2,22	-0,22	-0,25
15v	68	55	65	50	-3	-5	2,62	2,15	2,45	1,88	-0,17	-0,27
Skupina B	64	61,66	60,6	58,53	-3,4	-3,13	2,58	2,45	2,32	2,22	-0,26	-0,22

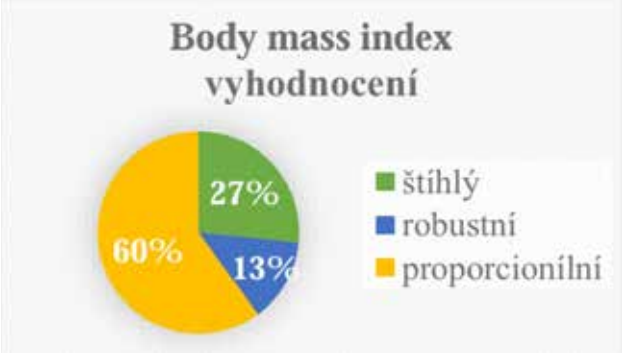
Obr. 24

Výsledky vyplývající z naší studie prokázaly statisticky významnou **vzájemnou korelaci mezi metodou Chippauxe-Šmířáka a metodou indexu dle Srdečného**, stejně jako u výsledků studie Jílka a Linhartové (2009). Ke klasifikaci plochonoží se nám indexová metoda zdála příliš obecná, parametry měření nerozlišují ani stupně plochosti ani neklasifikují hodnotu určující vysokou nohu.

Proband	Pohlaví	Věk	Výška	Váha	BMI	Percentily	Výsledek BMI	Flexibilita nohy	Scóre Beightonův test	Zkrácení m. triceps surae dle Jandy	Zkrácení m. soleus dle Jandy
1scv	1	13	1,65	46	16,9	10 - 25	štíhlý	pozitivní	4	malé zkrácení	nejde o zkrácení
2scv	0	8	1,35	26	14,3	10 - 25	štíhlý	pozitivní	6	malé zkrácení	nejde o zkrácení
3scv	1	6	1,32	30	17,2	75 - 90	robusní	pozitivní	4	malé zkrácení	nejde o zkrácení
4scv	1	9	1,4	37	18,9	75 - 90	robusní	pozitivní	4	malé zkrácení	nejde o zkrácení
5scv	1	6	1,29	24	14,4	10 - 25	štíhlý	pozitivní	4	velké zkrácení	malé zkrácení
6scv	0	12	1,6	45	17,6	25 - 50	proporcionální	pozitivní	4	velké zkrácení	malé zkrácení
7scv	0	6	1,25	23,5	15,0	25 - 50	proporcionální	pozitivní	6	velké zkrácení	malé zkrácení
8scv	0	15	1,82	79	23,8	75 - 90	robusní	pozitivní	4	malé zkrácení	malé zkrácení
9scv	1	14	1,76	60	19,4	25 - 50	proporcionální	pozitivní	6	malé zkrácení	malé zkrácení
10scv	1	13	1,85	70	20,5	50 - 75	proporcionální	pozitivní	0	velké zkrácení	velké zkrácení
11scv	1	6	1,32	28	16,1	50 - 75	proporcionální	pozitivní	9	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení
12scv	1	12	1,685	49	17,3	25 - 50	proporcionální	pozitivní	9	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení
13scv	1	8	1,38	28	14,7	10 - 25	štíhlý	pozitivní	9	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení
14scv	1	6	1,28	23	14,0	10 - 25	štíhlý	pozitivní	4	malé zkrácení	malé zkrácení
15scv	1	15	1,65	50	18,4	10 - 25	štíhlý	pozitivní	2	malé zkrácení	malé zkrácení
1v	0	6	1,27	24	14,9	25 - 50	proporcionální	pozitivní	4	malé zkrácení	malé zkrácení
2v	1	6	1,25	24	15,4	25 - 50	proporcionální	pozitivní	3	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení
3v	0	7	1,38	28	14,7	25 - 50	proporcionální	pozitivní	5	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení
4v	0	6	1,25	23	14,7	25 - 50	proporcionální	pozitivní	4	malé zkrácení	nejde o zkrácení
5v	1	6	1,27	25	15,5	50 - 75	proporcionální	pozitivní	4	velké zkrácení	malé zkrácení
6v	0	9	1,33	30	17,0	50 - 75	proporcionální	pozitivní	4	malé zkrácení	malé zkrácení
7v	0	7	1,36	26	14,1	10 - 25	štíhlý	pozitivní	9	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení
8v	0	12	1,73	51	17,0	25 - 50	proporcionální	pozitivní	2	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení
9v	0	13	1,76	55	17,8	25 - 50	proporcionální	pozitivní	6	malé zkrácení	malé zkrácení
10v	1	6	1,28	26	15,9	50 - 75	proporcionální	pozitivní	6	velké zkrácení	malé zkrácení
11v	0	9	1,52	43	18,6	75 - 90	robusní	pozitivní	4	velké zkrácení	velké zkrácení
12v	0	14	1,78	63	19,9	50 - 75	proporcionální	pozitivní	4	malé zkrácení	malé zkrácení
13v	1	14	1,61	45	17,4	10 - 25	štíhlý	pozitivní	7	velké zkrácení	malé zkrácení
14v	0	12	1,67	51	18,3	50 - 75	proporcionální	pozitivní	8	malé zkrácení	nejde o zkrácení
15v	1	15	1,63	49	18,4	25 - 50	proporcionální	pozitivní	6	nejde o zkrácení	nejde o zkrácení

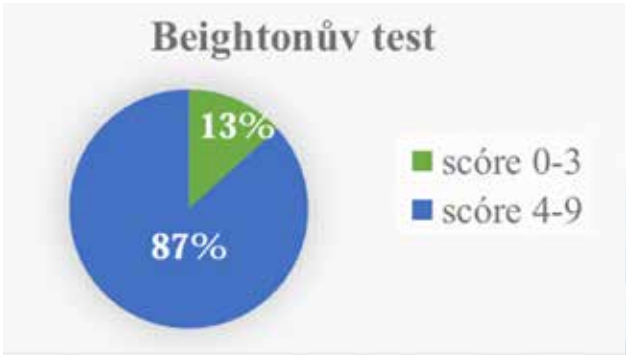
Obr. 25

Z klinického vyšetření jsme pomocí Rise Heel Testu a Jack Testu zjistili, že všech 30 probandů mělo **flexibilní plochonoží** na obou dolních končetinách. Žádný z nich neměl obezitu ani nadváhu a ani žádný netrpěl podváhou. Pouze 4 probandi byli klasifikováni jako robustní a 18 probandů mělo proporcionální váhu. **U probandů v naší studii se nepotvrdila příčina plochonoží související s nadváhou.**



Obr. 26

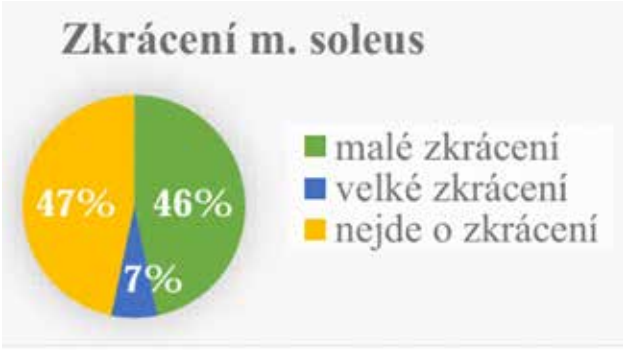
Podle Beightonova testu jsme u 26 probandů objevili přítomnost kloubní hypermobility. Dokonce u 4 probandů byla hypermobilita přítomná u všech podtestů a Beightonovo scóre bylo 9. Pouze u jednoho probanda bylo Beightonovo scóre 0. **Podle výsledků získaných z Beightonova scóre se domníváme, že příčina plochonoží u většiny probandů účastnících se naší studie souvisí se zvýšenou laxicitou vazů, která se kromě konstituční hypermobility projevuje plochou nohou.** Z výsledků screeningového vyšetření v Praze mělo z 854 žáků podle testů na hypermobilitu dle Jandy (2004) konstituční hypermobilitu 96 žáků a lokální hypermobilitu 200 žáků, zbylých 558 žáků mělo normální nebo vyšší kloubní rozsah (Nováková a kol., 2017). **Výsledky naší studie ukazují spojitost mezi plochonožím a hypermobilitou.**



Obr. 27

Na závěr jsme prostřednictvím funkčních svalových testů určených k vyšetření zkrácených svalových skupin podle Jandy (2004) zjistili přítomnost zkrácení m. triceps surae u 22 probandů, z toho velké zkrácení bylo zjištěno pouze u 9 z nich. M. soleus byl zkrácen pouze u 16 dětí, z toho velké zkrácení bylo zjištěno pouze u 2 z nich. **Výsledky naší studie potvrdily spojitost plochonoží se zkrácením lýtkového svalstva.**

Obr. 28



Obr. 29

Seznam literatury:

1. JANDA, V. a kol. 2004. Svalové funkční testy. Praha: Grada, 2004. 328 s. ISBN 80-247-0722-5.
2. JANDA, V. - VÁVROVÁ, M. 1992. Senzomotorická stimulace: Základy metodiky proprioceptivního cvičení. In Rehabilitácia (Bratislava). 1992, roč. 25, č. 3, s. 14-34.
3. JÍLEK, M. - LINHARTOVÁ L. 2009. Porovnání některých metod vyhodnocení stavu klenby nožní. In: Optimální působení tělesné zátěže a výživy. ISBN 978-80-7435-004-7. Hradec Králové: Gaudeamus, 2009, roč. 16, s. 148-153.
4. KINCLOVÁ, L. - KALLER O. - KORVAS P. 2015. Zhodnocení vlivu rehabilitace dětské ploché nohy pomocí 3D profilometrické skenovací metody. In Studia sportiva. ISSN 1802-7679. 2015, roč. 9, č. 1, s. 19-24.
5. NOVÁKOVÁ, T. a kol. 2017. Screening pohybového systému školních dětí (7 až 12 let) v Praze. In Rehabilitace a fyzikální lékařství. ISSN 1211-2658.2017, roč. 24, č. 4, s. 234-242.
6. PŘIDALOVÁ, M. - DOSTÁLOVÁ, I. 2004. Srovnání morfologických parametrů nohou u studentů a studentek FTK UP v Olomouci a VŠPV ve Vyškově. In Česká antropologie. 2004, roč. 54, s. 160-162.
7. PŘIDALOVÁ M. - RIEGEROVÁ J. - ULBRICHOVÁ, M. 2006. Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu: (příručka funkční antropologie). 3. vyd. Olomouc: Hanex, 2006. ISBN 80-85783-52-5.
8. STACKEOVÁ, D. - BLAŽKOVÁ K. 2009. Možnosti konstituční hypermobility cvičením ve fitness centru. In Rehabilitace a fyzikální lékařství [online]. 2009, č. 3, roč. 16, s. 120-125. [cit. 2019-01-02]. Dostupné na internetu: https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2009-3/moznosti-kompenzace-konstitucni-hypermobility-cvicenim-ve-fitnes-centru-15725.
9. ŠNYTR, J. 2017. Proprioceptivní vložky. In Ortopedická protetika. ISSN 1212-6705. 2017, roč. 2017 č.20, s. 60-61.
10. URBAN, J. - VAŘEKA, I. - SVAJČÍKOVÁ, J. 2000. Přehled metod hodnocení plantogramu z hlediska diagnostiky plochonozí. In Riegrová, J. Diagnostika pohybového systému: metody vyšetření, primární prevence, prostředky pohybové terapie. Sborník IV. mezinárodní konference v oboru funkční antropologie a zdravotní tělesné výchovy: 24. 8. – 25. 8. 2000, Olomouc. ISBN: 80-244-0212-2.Olomouc: Univerzita Palackého, 2000, s. 191–192.
11. VIGNEROVÁ, J. 2008. Růstové grafy. [online]. Praha: Státní zdravotní ústav. 2008. s. 97-137. [cit. 2019-01-17]. Dostupné na internetu: http://www.szu.cz/uploads/documents/obi/CAV/6.CAV_5_Rustove_grafy.pdf

Seznam obrázků:

1.–29. Zdroj: vlastní

We Innovate to Mobilize

NEUHOF
ORTHO-REHA

ETHNOCARE™ OVERLAY™

Efektivní kompenzace denních objemových výkyvů pahýlu bez nutnosti sundat protézu či oblečení

Systém vzduchových komor zajišťuje pohodlné usazení pahýlu v protéze a umožňuje individuální a flexibilní úpravu objemu

Kompatibilní s většinou zámkových i podtlakových systémů

ORTHO-REHA Neuhof GmbH
Gundelfinger Straße 6
90451 Nürnberg

katerina.krejcirova@ortho-reha-neuhof.de
Tel.: 00420 702 160 429

Katalogy se stažení

www.ortho-reha-neuhof.de

TOVLAVÁ PROTÉZA

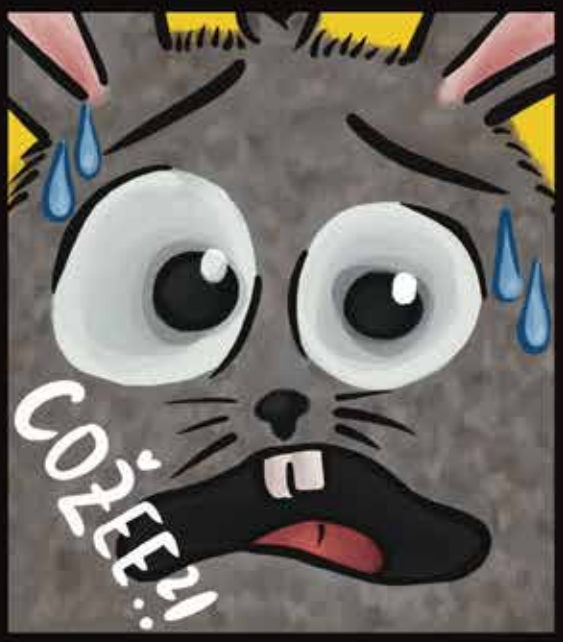
„ZÁBAVNÉ PŘÍBĚHY Z ŘÍŠE ORTOTIKY A PROTETIKY"

2. POLOVINA 20. STOLETÍ, GÖTEBORG, ŠVÉDSKO

JAK VZNIKLA OSEOINTEGRACE?

NA UNIVERZITĚ SE SCHYLUJE K VĚDECKÉMU OBJEVU, KTERÝ ZMĚNÍ MEDICÍNU...

AUTORKA: michaela_dolejsova



A TAKY JIM TO VYŠLO. DÍKY KRÁLÍKOVI A PROFESOROVI BRÅNEMARKOVI ZAČALA REVOLUCE V MEDICÍNĚ. JEJICH NÁHODNÝ OBJEV – TEDY TO, ŽE TITAN A KOST TRVALE SROSTLI V JEDNO – OTEVŘEL DVEŘE NOVÉ ÉŘE LÉKAŘSKÝCH IMPLANTÁTŮ.

V ROCE 1965 PROFESOR ÚSPĚŠNĚ IMPLANTOVAL PRVNÍ TITANOVOU ZUBNÍ PROTÉZU. ALE TÍM TO ZDALEKA NESKONČILO. BRANEMÅRKŮV SYN, RICKARD, POKRAČOVAL V JEHO PRÁCI A ZAMĚŘIL SE NA IMPLANTÁTY A PROTÉZY KONČETIN.

Z TOHO, CO ZAČALO JAKO BLÁZNIVÝ EXPERIMENT S TITANOVOU TYČKOU A KRÁLÍKEM, SE STAL JEDEN Z NEJVĚTŠÍCH PRŮLOMŮ, KTERÝ NAVŽDY ZMĚNIL SVĚT MEDICÍNY.

AUTORKA: michaela_dolejsova

Vývoj a výroba dětského cyklistického adaptéru pro horní končetiny pomocí 3D tisku

Barbora Kopová [1], Martin Bakeš [1], Adam Horký [2], Martin Čížek [3], Josef Dvořák [3], Karel Ráž [3], Zdeněk Chval [3]

[1] Katedra průmyslového inženýrství a managementu, Fakulta strojní, Západočeská univerzita, Univerzitní 2762/22, Plzeň

[2] Katedra designu a užité tvorby, Fakulta designu a umění Ladislava Sutnara, Západočeská univerzita, Univerzitní 2732/8, Plzeň

[3] Katedra konstruování strojů, Fakulta strojní, Regionální technologický institut, Západočeská univerzita, Univerzitní 2732/8, Plzeň

Abstrakt

Výzkum popsaný v této studii se zaměřuje na vývoj inovativního adaptéru horní končetiny pro malé děti ve věku 1–3 let, které mají vrozenou vadu horní končetiny. Cílem bylo vytvořit funkční a dostupné řešení, které umožní dětem bezpečněji a aktivněji se zapojit do pohybových aktivit, jako je jízda na kole. Adaptér byl navržen v rámci projektu DESIGN+ na Západočeské univerzitě v Plzni ve spolupráci s německou společností Ottobock. Vývoj zahrnoval detailní analýzu pohybů ruky při jízdě na kole, modelování pomocí CAD software (NX 1888), výrobu prototypů prostřednictvím 3D tisku a následné testování. Výsledkem je adaptér, který umožňuje rotaci o 360° okolo osy paže, poskytuje přirozený pohyb ruky při zatáčení a je vyroben z měkkého materiálu pro zvýšení bezpečnosti. Navzdory počátečním výzvám a nutným úpravám prototypů bylo dosaženo funkčního a spolehlivého designu. Tento adaptér přispěje ke zlepšení kvality života dětí s postižením horní končetiny, podporuje jejich koordinaci, sílu a sebevědomí při každodenních aktivitách.

Klíčová slova

adaptér horní končetiny; adaptér na kolo; dětský adaptér; 3D tisk; návrh prototypu výrobku

Úvod

Vada horní končetiny představuje zásah do života dítěte, který značně ovlivňuje jeho pohybové funkce a kvalitu života. Převážná většina dětí se s vadou horní končetiny narodí [1–3]. K defektům horních končetin řadíme vyšší počet prstů, srůst dvou nebo více prstů, nedostatečné prokrvení končetiny vyústěné v amputaci, chybějící části nebo celé ruky, které vznikají abnormálním vývojem dítěte během těhotenství. [4, 5] Četnost vrozených vad horních končetin se geo-graficky liší a kompletní záznamy o postižení tohoto typu jsou v některých zemích raritou. Studie uvádějí, že počet dětí narozených s postižením horní kon-četiny se pohybuje od 4–30/10 000 [4, 6].

Přes zvyšující se technologický pokrok většinu trhu dětské protetiky tvoří kosmetické protézy, které nejsou dostatečně funkční. Malé děti k manipulaci, průzkumu objektů, plazení nebo vstávání běžně používají a vypomáhají si postiženou končetinou [7]. Z tohoto důvodu by měl být kladen důraz na vývoj speciálních protéz umožňujících aktivity, které děti s vrozenou vadou provádět nemůžou nebo můžou jen s obtížemi. K takovým aktivitám se řadí například jízda na kole, gymnastika a další sporty [8–10]. Zároveň vhodně navržená protéza by měla maximalizovat rozsah pohybu, zajistit rovnováhu hmotnosti a stability protézy a zaručit pohodlí [11, 12]. Kromě nedostatečné nabídky, dětské protézy horních končetin ve většině případů nebývají předepisovány včas nebo nejsou cenově dostupné [11, 13].

Správně načasované předepsání první protézy má u dětí významný vliv na míru odmítnutí. Výsledky studií potvrzují vyšší pravděpodobnost dlouhodobého používání protézy, pokud byla dítěti nasazována

před dosažením věku dvou let. Představení protézy před prvním rokem dítěte vedlo k jejímu používání nejméně po dobu dalších čtyř let. Předepsání protézy po dosažení druhého roku vedlo ke zvýšené četnosti omítnutí [14–16]. Důležitý faktorem k přijetí protézy hrála její funkčnost. Pokud pacient nebo rodič nevnímal zásadní funkční zisk s protézou, zájem o její používání upadal a v důsledku došlo k jejímu odmítnutí a zklamání rodičů [17].

Možnosti protetiky pro děti s postižením horní končetiny jsou omezené. Nabídka funkčních adaptérů se rozšiřuje až v pozdějším věku. Většina pacientů a rodičů odkládají pořízení specializovaných nebo pokročile funkčních protéz do dospělosti z důvodu jejich vysoké pořizovací ceny. Nutná výměna malých protéz za odpovídající vývoji a růstu dítěte znásobuje finanční zátěž pro rodiny [18–20].

Pokrok v podobě 3D tisku otevírá světu protetiky zajímavé možnosti. Výroba pomocí 3D tiskáren je ideálním řešením pro přechodné protézy. Technologie 3D tisku dokáže výrazně snížit dosavadní problémy týkající se ceny, rychlosti výroby, změny velikosti protézy nebo malosériové produkce [18, 21, 22]. 3D tisk umožňuje vyrábět jednokusové produkty bez potřeby montáže. Prototypy protéz je možné vytisknout, otestovat a provést konstrukční zlepšení někdy i v jediném dni. Zajímavé designy a možnost velkého množství barevných kombinací tisku patří k dalším výhodám, obzvlášť pokud jsou koncovými uživateli ti nejmenší [23–27]. Zároveň je 3D tisk spjat s řadou obav. Mechanické vlastnosti závisí na orientaci tisku a jejich přesné hodnoty je těžké predikovat. Odolnost, dostatečná síla úchopu, reprodukovatelnost, smršťování vytištěného produktu vyzívá k dalšímu výzkumu, popřípadě vzniku nových materiálů [28, 29].

3D tisk protéz je klíčovým a zkoumaným tématem nespočtu studií. Většina odborných článků dětské protetiky se zabývá právě vývojem a výrobou 3D tištěných protéz horní končetiny. Jedná se především o funkční protézy snažící se nahradit chybějící část končetiny a umožňující uchopování lehkých předmětů, obouruční manipulaci, zvyšování svalové síly a rozsahu pohybu zdravé horní končetiny nebo usnadnění návyku a ovládání myoelektrické protézy [30–32].

Výzkum 3D tištěné protetiky se téměř nezabývá funkčními protézami, které by umožňovaly dětem s postižením horní končetiny se věnovat sportům a dalším aktivitám vedoucím k životu bez omezení. Ojedinělým příkladem je studie zabývající se prototypováním a výrobou 3D tištěné protetické ruky, která dovoluje dětem se sebevědomě účastnit lekcí gymnastiky a provádět cviky na hrazdě [8].

Neodmyslitelnou součástí dětství je jízda na kole. Momentálně nejdostupnějším řešení pro děti bez horní končetiny jsou nejrůznější nástavce na kolo, které se připevňují přímo na řídítka. Jedná se o jednoduchý koncept, který je snadno přizpůsobitelný ruce malého cyklisty. Jednoduchost řešení bohužel neumožňuje přirozený pohyb dukce při zatáčení. Další otázkou je jejich pohodlnost a bezpečnost při pádu [33–35].

Složitější adaptéry řešící přirozený pohyb dítěte při jízdě na kole na trhu nejsou běžně dostupné. Setkat se můžeme s dětskými cyklistickými protézami nebo adaptéry pouze ojediněle. Především se pak jedná o specializovaná řešení vyvíjená pro konkrétního malého pacienta [36].

Cílem této studie je navrhnout cyklistický dětský adaptér. Hlavním účelem tohoto produktu bude zlepšení kvality života malých dětí, které se narodily s vadou horní končetiny nebo ztratily končetinu v důsledku traumatu nebo nemoci. Díky adaptéru budou děti aktivněji a bezpečněji zapojovat končetinu do pohybových aktivit, což podpoří rozvoj jejich koordinace a síly. Zvýšení sebevědomí, samostatnosti a zapojení dětí do běžných aktivit s vrstevníky je další motivací pro vývoj tohoto adaptéru horní končetiny.

Podklady a metody

DESIGN+ projekt

Tato studie vznikla díky inovativnímu projektu „Design a Mechanical Engineering“. Projekt, známý pod zkráceným názvem DESIGN+, spojuje studenty a studentky různých fakult Západočeské univerzity v Plzni, kteří vzájemně spolupracují a vytvářejí technologické inovace. Zadání projektů jsou vytvářena, konzultována a následně evaluována významnými plzeňskými firmami. DESING+ slouží nejen k získání praktických dovedností a zkušeností, ale také k propojení teoretických znalostí s praktickými aplikacemi. Cílem projektu je podpora kreativity, inovace a spolupráce mezi studenty různých oborů. Projekt, který založil a rozvíjí prof. Stanislav Hosnedl z Fakulty strojní ZČU, učí

studenty pracovat v interdisciplinárních týmech, rozvíjí jejich kreativní myšlení, systematičnost a další klíčové schopnosti důležité pro budoucí kariéru [37].

Zadavatelem projektu DESIGN+ pro rok 2023/2024 se stala německá společnost Ottobock, která se specializuje na výrobu a vývoj ortopedických a protetických pomůcek pro lidi s fyzickými handicapem. Byla založena v roce 1919 v Berlíně rodinou Bock a od té doby se stala jedním z předních světových dodavatelů protetických a ortopedických produktů. Ottobock poskytuje inovativní řešení, která pomáhají lidem s omezenou pohyblivostí s cílem zlepšit kvalitu svého života. Společnost nabízí širokou škálu produktů, včetně protéz dolních končetin, protéz horních končetin, ortéz, invalidních vozíků a dalších ortopedických pomůcek. Tyto produkty jsou navrženy tak, aby co nejlépe simulovaly pohyb lidského těla a umožnily uživatelům větší nezávislost a mobilitu. Firma investuje do výzkumu a vývoje, aby stále zdokonalovala své produkty a poskytovala nejmodernější technologie a designy pro své zákazníky. Společnost má globální působnost a pobočky po celém světě, což jí umožňuje pomáhat lidem v mnoha zemích. Ottobock je známá svým závazkem k péči o zdraví a pohodlí lidí s postižením a její produkty jsou často doporučovány lékaři a specialisty v oboru ortopedie. Společnost také spolupracuje s řadou neziskových organizací a charitativních institucí, které se zabývají podporou lidí s postižením [38].

Hlavní cíl a cílová skupina

Cílem studie bylo vyvinout inovativní cyklistický adaptér horní končetiny pro malé děti ve věku 1-3 let, které se narodily s vadou horní končetiny nebo v důsledku traumatu či nemoci musely podstoupit amputaci části nebo celé paže. Adaptér na kolo byl koncipován, konstruován a navržen tak, aby splňoval specifické potřeby této cílové skupiny, přičemž byly dodrženy všechny zadané i implicitní požadavky a normy. Úkolem návrhu bylo inovovat dosavadní řešení po koncepční, konstrukční i designérské stránce. Klíčovými prvky zadání bylo umožnění rotace adaptéru o 360° okolo osy paže a vyřešení pohybu dukce, aby při jízdě na kole nedocházelo k nepřirozenému natáčení těla dítěte. Stěžejním požadavkem bylo minimalizovat náklady spojené s produkcí adaptéru. Z tohoto důvodu byla zvolena výroba pomocí 3D tisku.

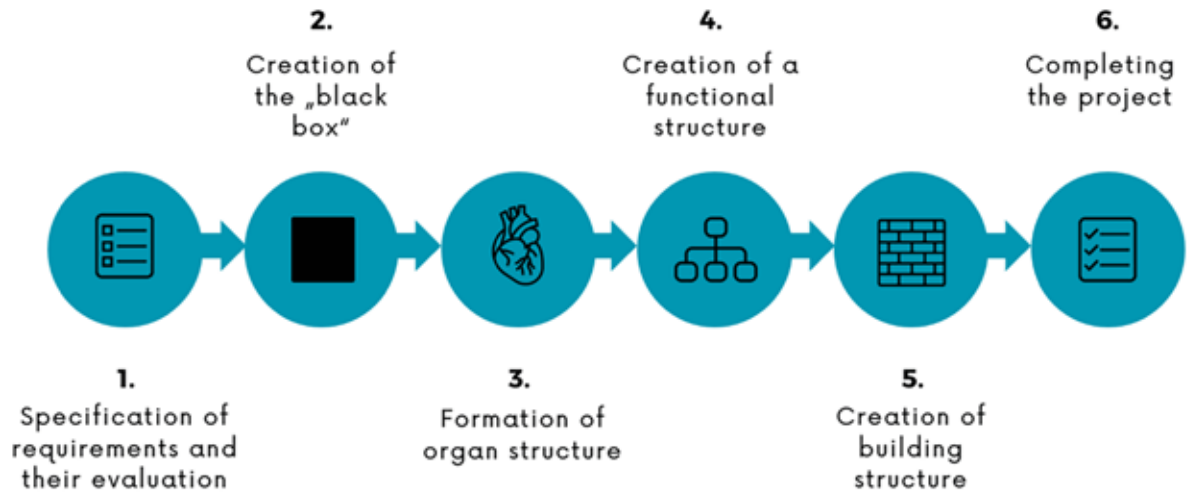
Rodiče a pečující osoby hrají klíčovou roli v procesu zavádění a používání adaptéru, a proto musí být produkt uživatelsky přívětivý a snadno spravovatelný. Aktivní povaha dětí vyžaduje, aby nástavec byl ergonomický a umožňoval volný pohyb, zároveň však musí být bezpečný a odolný vůči nárazům a pádům. Spolupráce s odborníky na pedagogiku a rehabilitaci je klíčová pro úspěšné začlenění protézy do života dítěte. Protéza by měla být navržena tak, aby usnadňovala proces rehabilitace a rozvoje dovedností u dětí.

Fáze vývojového procesu

Vývoj projektu byl řešen systematicky, jak je možné vidět na Obr. 1. Nejprve se specifikovaly zmíněné požadavky adaptéru a provedlo se jejich vyhodnocení dle důležitosti a nutnosti splnění. Následoval vznik černé skříňky, která zobrazovala veškeré operátory, vstupy, výstupy tvořící transformační proces umožnění jízdy dítěte s postižením horní končetiny na kole. Funkční struktura definovala potřebné hlavní funkce adaptéru např.: umožnění připojení adaptéru k protéze, otáčení adaptéru o 360° okolo osy paže, plynulé uvolnění adaptéru z řídítek, pohyb dukce nebo umožnění fixace rotace. Orgánová struktura definovala typy orgánů, které splňovaly veškeré požadavky zadavatele a zároveň funkce defino-vané ve funkční struktuře. Modelování adaptéru bylo rozčleněno na úchopovou část modelovanou CAD software Rhinoceros, mechanismus a spojovací část tvořenou v Siemens NX. Ve fázi kompletace projektu došlo ke spojení jednotlivých částí, vývoji a zlepšování prototypů, 3D tisku výsledného produktu a závěrečného testování cyklistického adaptéru s dětmi.

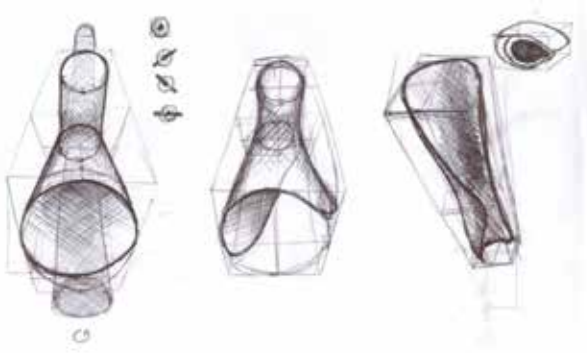
Architektura a proces navrhování

Tato část studie se zabývá detailním popisem designerského postupu návrhu úchopové části dětského adaptéru. Na počátku procesu bylo nutné se pochopit principy pohybů ruky při jízdě na kole, se zaměřením na vztahy mezi pohyby předloktí, zápěstí, ruky a řídítky. Hlavními analyzovanými činnostmi spojenými s jízdou na kole byly úchop, držení a uvolňování řídítek (Obr. 2). Dále byly zkoumány pohyby spojené se zatáčením a nakláněním ruky při řízení, stejně jako mechanismy redukce nárazů přenášených na ruce cyklisty. Z důvodu zjednodušení a finančních omezení byla analýza pohybu spojeného s brzděním vyloučena.

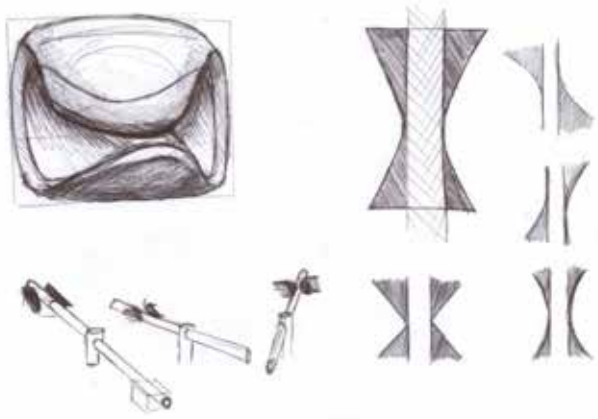


Obr. 1: Postup procesu projektu vzniku cyklistického adaptéru pro děti

Na základě detailní analýzy chování ruky při jízdě na kole byly pohyby ruky transformovány nebo zjednodušeny. Prototypy byly navrženy s využitím tvaru inspirovaného přesýpacími hodinami (Obr. 3), což umožnilo přirozené zatáčení a naklánění úchopové části při zatáčení. Pro



Obr. 2: Skicy sloužící ke zkoumání principu pohybů ruky při jízdě na kole

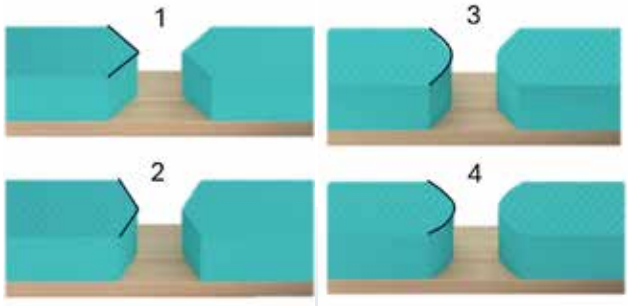


Obr. 3: Návrhy tvaru přesýpacích hodin úchopové části adaptéru

redukci nárazů byl vybrán měkčí materiál. Středová osa protetické ruky, navržená s užší středovou částí, zajišťuje pevné uchopení řídítek a snadnou manipulaci díky speciálnímu výseku a pružnému materiálu.

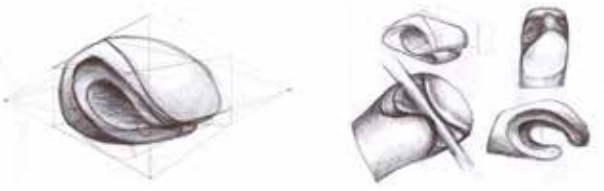
Návrhy byly s využitím dostupných materiálů a jednoduchých výrobních postupů vytvořeny jakožto zjednodušené ověřovací modely ze dřeva, polystyrenu a lepicí pásky (Obr. 4). Byly vyrobeny v měřítku dospělého člověka a podrobeny testování, které zahrnovalo hodnocení různých tvarů, úhlů zkosení a velikostí. Hlavními faktory při testování byla kvalita úchopu řídítek a snadnost zatáčení. Pro finální návrh adaptéru byla zvolena varianta 2. Mírné zkosení a předěl umožnil přirozený a kontrolovaný pohyb řídítek při zatáčení.

Po dokončení funkční části protetické ruky byl další fází vývoj vnějšího pláště. Pro návrh vnějšího pláště byla sestavena řada podmínek, které musel design splňovat: bezpečnost dítěte, jednoduchost tisku, dostatečná pevnost v běžném zatížení a opotřebení,



Obr. 4: Různé tvary testovacích modelů ze dřeva a polystyrenu

možnost údržby, přizpůsobení k velikosti dítěti, kompatibilita s dětským odrážedlem a příslušným adaptérem a atraktivní vzhled pro děti a připomínající hračku. Na základě stanovených podmínek byla navržena a vytvořena základní verze finálního produktu (Obr. 5).



Obr. 5: Skicy finálního tvaru adaptéru

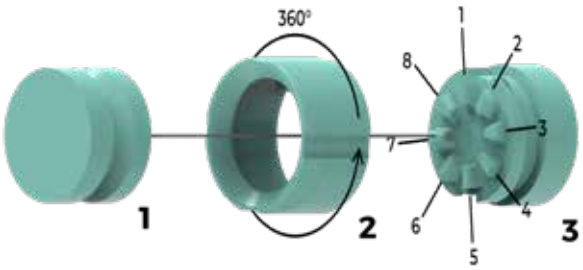
Tento prototyp na Obr. 6 byl připraven k dalším úpravám a testování. Počáteční testy a individuální zpětná vazba od dětí umožní další optimalizace designu, což povede k finálnímu produktu, který bude bezpečný, funkční a atraktivní.

Obr. 6: 3D model uchopovací části adaptéru

Vývoj mechanismu adaptéru

Pro mechanismus bylo vytvořeno několik konceptů. Důraz byl při vývoji mechanismu kladen především na jednoduchost především kvůli zvolené výrobě pomocí 3D tisku, jelikož pro samotný tisk i následnou montáž platí, že čím více dílů, tím dražší koncept. Právě kvůli jednoduchosti byl jeden z funkčních pohybů vynechán, a to flexe. Pohyb flexe je zčásti dovolen protočením upínací části protézy. Ta navíc dovoluje i další pohyb – dukci. Hlavní funkci, kterou musí mechanismus plnit se stalo umožnění otáčení adaptéru o 360° a jeho odpojení/připojení za klidu. Pro usnadnění budoucího vývoje bylo nutné umožnit odpojování uchopovací části adaptéru, aby na univerzální mechanismus mohl být připojen jiný nástavec na odlišnou aktivitu nebo sport.

Mechanismus se skládá ze tří částí, které jsou vidět na Obr. 7 (1 - část, která je spojena s "rukou", 2 - matice, 3 - lůžková část). Otáčení okolo osy o 360° je zajištěno pomocí zubového mechanismu s osmi tvarovými zuby a fixace jednotlivých poloh je umožněna pomocí matice, která je na vnější straně adaptéru. Jejím dotažením je dosaženo fixace zubů zubového mechanismu a adaptér se tak stane pevným, stabilním a bezpečným pro jízdu na odrážecím kole.



Obr. 7: Funkční části mechanismu (1 - část, která je spojena s "rukou", 2 - matice, 3 - lůžková část)

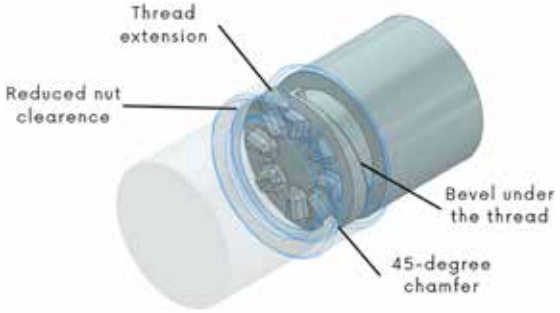
Při vytvoření prvního funkčního prototypu bylo zjištěno několik vážných funkčních závad. V první řadě matice (resp. polohovací a spojovací mechanismus) nefungovala, tak jak měla. Funkční plocha závitu, kde přichází do kontaktu obě spojované součásti, matice a lůžková část adaptéru, neměla kvůli nekvalitnímu 3D tisku dostatečně malou drsnost pro vyhovující funkci závitu. Přesněji řečeno šlo o nežádoucí vytvoření podpor při tisku na této ploše, které bylo nutné odstranit. Šlo sice tedy o závadu způsobenou danou výrobní technologií, konkrétně metodou 3D tisku FDM (Fused Deposition Modeling), ale i tak bylo vhodné se pro budoucí prototypy tímto problémem zabývat. Další komplikací byly moc velké vůle mezi jednotlivými částmi adaptéru. Samotné vůle by nebyly takovým problémem, ale při návrhu závitu (stoupání závitu, celková výška závitu) s nimi jednoduše nebylo počítáno. Tím pádem došlo při utahování matice k jejímu protočení, protože byl závit moc nízký. Posledním problémem bylo samotné vyrobení již spojeného dílu matice a lůžkové části. Tyto 2 díly byly pro jednoduchost navrženy tak, že se vytisknou otočně spojené a tím ubude problém se spojením

těchto dílů. Při samotném tisku se však zjistilo, že takto navržené díly ani nejdou technologií FDM vyrobit a bylo tedy nutné tento spoj upravit.

U druhého prototypu bylo provedeno několik změn. Již zmíněný otočný spoj matice a lůžkové části ve svém základu ponechán, ale byl upraven jeho tvar. Jelikož je FDM technologie schopná vyrobit strmé části (části, pod kterými není žádný materiál) bez použití podpor pouze do úhlu 45°, byl použit spoj ve tvaru V s vrcholovým úhlem 90° (tedy zbytkové úhly jsou požadovaných 45°). Toto zkosení s úhlem 45° bylo použito i u samotného závitu, čímž byl odstraněn problém s drsností šroubové plochy. Nakonec byl vytvořen způsob spojení úchopové části se zbytkem protézy. Spojení mělo být dosaženo tvarovým stykem. Při výrobě tohoto prototypu se zdálo, že všechny funkční problémy byly úspěšně odstraněny, nicméně se ukázalo, že vůle mezi maticí a lůžkovou částí spolu s výrobními nepřesnostmi způsobila to, že se matice nadále protočila a nedošlo tedy ke spojení.

U třetího a posledního prototypu již bylo při návrhu závitu počítáno s vůlemi. Závit byl tedy navržen na největší vymezení vůle, kdy pořád nemělo dojít s určitou bezpečností k protočení matice. Dále bylo provedeno několik drobných úprav. Na matici bylo vytvořeno několik drážek, které měly usnadnit utahování a povolování spoje a také celkovou manipulaci s adaptérem. Také došlo k úpravě drážky pro připojení úchopové části adaptéru. Po výrobě tohoto prototypu už adaptér fungoval tak, jak by měl. Konečný prototyp mechanismu adaptéru se zmíněnými změnami je vidět na Obr. 8.

Poté došlo ještě k jedné změně, kterou už však nebylo třeba testovat. Tou byly drážky pro zalaminování lůžkové části, které slouží čistě k tomu, aby došlo k přichycení laminátu ke zbytku protézy. Tímto byl produkt hotov.



Obr. 8: Funkční části mechanismu (1 - část, která je spojena s "rukou", 2 - matice, 3 - lůžková část)

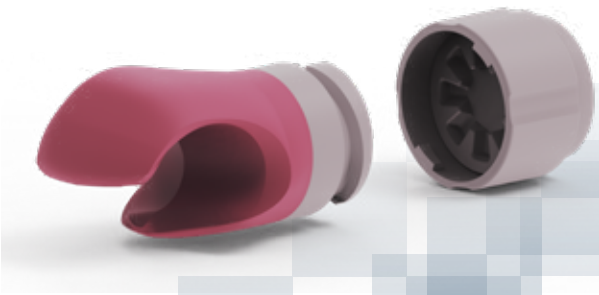
Výsledky

Konečný produkt

V této části budou stručně popsány funkční vlastnosti finálního produktu. Nejprve je třeba zmínit, že současná verze produktu, tedy tento konkrétní adaptér, slouží primárně pro jízdu na odrážecím kole u dětí od 1 do 3 let. Při jízdě na odrážecím kole je nejnutnější zajistit pevné a spolehlivé spojení protézy s řídítky a zajistit pohyb radiální a ulnární dukce (boční pohyb ruky v zápěstí, který je zajištěn tvarem úchopové části adaptéru. Při zatáčení kola se mění poloha rukou vůči zbytku horních končetin. U horní končetiny s protézou je však nutné tento pohyb vykompenzovat bočním natočením celého adaptéru pevně spojeného se zbytkem protézy vůči samotným řídítkům odrážecího kola. Samotné spojení protézy s řídítky je zajištěno tvarově rozevřením pružné upínací části. Ta svým tvarem obemkne kruhový profil řídítek a k následnému odpojení je nutné znovu silou rozevřít zmíněnou upínací část.

Další funkcí, kterou finální produkt nabízí, je otočné přestavení polohy adaptéru. Těchto unikátních poloh je celkem 8. Pro přestavení polohy slouží polohovací a spojovací mechanismus, který tvoří matice a 2 spojované části s do sebe zapadajícími tvarovými výstupky. Pokud je matice povolená, lze adaptérem volně otáčet, nicméně tento stav je určen pouze pro manipulaci za klidu. I přesto je mechanismus vybaven tvarovým zámkem, který zabraňuje při manipulaci nechtěnému odpojení adaptéru od zbytku protézy. Takto tedy i při uvolnění spojení za jízdy nedojde k rozpojení adaptéru, ale pouze protáčení části vůči sobě.

Celý produkt, který je na Obr. 9, je navržen tak, aby byl vyrobitelný technologií 3D tisku. Takto jej lze vyrobit za poměrně nízkou cenu oproti protézám vyráběným kusově jinými technologiemi.



Obr. 9: Finální model adaptéru s mechanismem

Výroba adaptéru metodou 3D tisku

Existuje mnoho různých metod 3D tisku. Zatímco prototypy byly vyráběny metodou FDM (Fused Deposition Modeling), u které se vyskytly problémy s vytvořenými podporami a následnou špatnou kvalitou povrchu, finální produkt je vyráběn metodou MJF (Multi Jet Fusion) [39–43]. Jde o metodu, která spolu s hojně využívanou metodou SLS (Selective Laser Sintering) patří do skupiny Power Bed Fusion, při kterých dochází ke spékání prášku. U MJF není narozdíl od SLS využit laser, ale infrazáření a pomocného činidla [42, 44–46].

Při výrobě produktu metodou MJF je nejprve na pracovní povrch nanesena vrstva prášku (materiálu). Poté je na určitá místa, která mají být spečena, naneseno spékací činidlo (Fusion Agent) černé barvy a na místa v těsné oblasti dílu je naneseno jiné činidlo (Detailing Agent). Následně nad výrobním prostorem přejedou infrazářiče, které spečou primárně místa obarvené černým činidlem (Fusion Agent). Po sesednutí natištěné vrstvy je nanesena další dávka prášku a postup se opakuje, dokud není výrobek hotový. Celý proces je znázorněn graficky na Obr. 10 [44, 47, 48].

Finální produkt byl vyroben metodou MJF za použití materiálu PA12GB. Tloušťka jedné vrstvy materiálu PA12GB je přibližně 0,08 mm, což vede k produktivitě až 4115 cm³ za hodinu. Zpracování tohoto materiálu probíhá při teplotách mezi 160 °C a 180 °C, což je potřeba zohlednit vzhledem k jeho bodu tání, který je 186 °C [46, 49, 50]. Podle oficiálních údajů má PA12GB pevnost v tahu 30 MPa a garantované prodloužení při lomu činí 6,5 % [51].

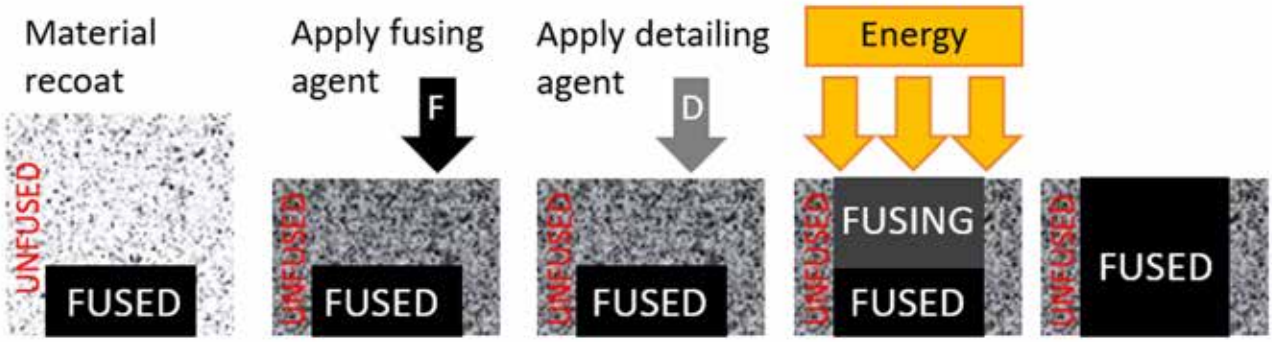
Testování a hodnocení

Při testování byla využita verze bez zápěstního mechanismu zobrazená na Obr. 11, což znamená, že tato část nebyla součástí hodnocení a nemůžeme ji tedy okomentovat. Zaměřili jsme se proto na hodnocení samotné dlaně a její funkčnosti.

Cyklistický test s nástavcem prováděly tři děti, z nichž dvěma bylo 5 let a jednomu 4 roky. Cílem testování bylo posoudit použitelnost a účinnost nástavce v reálném prostředí a získat poznatky o jeho vhodnosti pro mladé uživatele. Celková odezva dětí byla převážně pozitivní. Zpočátku první zkoušející vyjádřil nejistotu ohledně pohybu dukce, který je umožněn tvarem přesýpacích hodin. Po několika minutách adaptace však jízdu na kole s nástavcem úspěšně zvládl. U nejmladšího účastníka ve věku 4 let byl cyklistický nástavec poměrně velký a vyžadoval změnu velikosti, aby více odpovídal jeho proporcím.

Z funkčního hlediska se dlaň osvědčila. Na řídítkách držela stabilně, což je pozitivní zjištění. Nicméně, zdá se, že by materiál mohl být trochu měkčí, snížením procenta výplně při tisku. Měkčí dlaň by zvýšila pružnost a jednoduchost nasazení na řídítka. Pacient zpočátku projevoval nejistotu při pohybu dlaně, ale postupně se s pohybem seznámil. Nakonec ho pohyb dlaně příjemně překvapil a zdá se, že je pro něj přínosný.

Pro získání více relevantních dat o funkčnosti a pohodlí dlaně by bylo vhodné provést testování na větším vzorku uživatelů. To však momentálně není možné z důvodu časového a finančního omezení. Pro další fáze vývoje je klíčové optimalizovat nastavení výplně a zkusit další materiály. Tím bychom mohli lépe odpovědět na potřeby uživatelů a přizpůsobit fungování dlaně jejich specifickým požadavkům.



Obr. 10: Princip technologie MJF [44]

Obr. 11: Použití dětského adaptéru nasazeného na protézu při testování jízdy na kole

Diskuse

Výsledky této studie ukazují, že navržený adaptér horní končetiny pro malé děti může významně přispět k jejich schopnosti zapojit se do pohybových aktivit, jako je jízda na kole. Tímto projektem jsme navázali na předchozí výzkumy, které se zaměřovaly na vývoj protetických pomůcek pro děti s vrozenými vadami nebo po amputaci. Na rozdíl od dřívějších studií, které často řešily pouze statické nebo omezeně pohyblivé protézy, náš adaptér umožňuje plnou rotaci o 360° a přirozený pohyb dukce při jízdě na kole.

Interpretace výsledků z perspektivy předchozích studií naznačuje, že integrace měkkých materiálů a ergonomického designu může výrazně zlepšit komfort a bezpečnost při používání adaptérů. Tento přístup byl podpořen i našimi nálezy, kdy děti testující adaptér vykazovaly lepší koordinaci a větší sebevědomí při jízdě na kole.

Implementace těchto výsledků jsou široké. Adaptér nejenže umožňuje dětem s postižením horní končetiny aktivněji se zapojit do pohybových aktivit, ale také podporuje jejich psychomotorický vývoj, zlepšuje jejich fyzickou kondici a posiluje sociální integraci. To může mít dlouhodobé pozitivní dopady na jejich kvalitu života.

Navzdory pozitivním výsledkům studie upozorňuje na oblasti, které je třeba dále zlepšit. Zpětná vazba z testování ukázala, že ačkoli dlaň prokázala dostatečnou funkčnost, použití měkčího materiálu by mohlo zlepšit pohodlí i přizpůsobení. To naznačuje možnost optimalizace materiálu, která si zaslouží další zkoumání. Provedení testů na větším vzorku by navíc přineslo spolehlivější údaje týkající se funkčnosti a pohodlí adaptéru, a tím i komplexnější poznatky.

Budoucí výzkum by měl zahrnovat další vylepšení designu adaptéru na základě zpětné vazby od uživatelů a klinických testů. Rovněž by bylo vhodné rozšířit výzkum na větší vzorek dětí a dlouhodobě sledovat jejich pokroky a zkušenosti s adaptací na nový nástroj. Dalším krokem by mohla být i vývoj dalších typů adaptérů pro různé sportovní a pohybové aktivity, což by ještě více rozšířilo možnosti pro děti s postižením horní končetiny.

Tato studie přináší důležité poznatky a pokrok v oblasti adaptivních pomůcek pro děti s postižením horní končetiny a ukazuje, že inovativní design a moderní technologie, jako je 3D tisk, mohou výrazně přispět ke zlepšení jejich ži-votních podmínek.

Závěr

Na základě výsledků této studie bylo možné navrhnout a vyvinout inovativní adaptér horní končetiny pro malé děti ve věku 1-3 let, které mají vrozenou vadu horní končetiny. Tento adaptér byl koncipován s ohledem na specifické potřeby této cílové skupiny a přináší několik klíčových vylepšení oproti dosavadním řešením.

Hlavním cílem vývoje tohoto adaptéru bylo zlepšit kvalitu života malých dětí tím, že jim umožní bezpečněji a aktivněji se zapojit do pohybových aktivit, jako je jízda na kole. V průběhu vývoje byly provedeny detailní analýzy pohybů ruky při jízdě na kole, modelování pomocí CAD softwaru, výroba prototypů prostřednictvím 3D tisku a následné testování s dětmi. Výsledkem je adaptér, který umožňuje rotaci o 360° okolo osy paže, poskytuje přirozený pohyb ruky při zatáčení (dukce) a je vyroben z měkkého materiálu pro zvýšení bezpečnosti.

Navzdory počátečním výzvám a nutným úpravám prototypů bylo dosaženo funkčního a spolehlivého designu. Adaptér byl testován a optimalizován na základě zpětné vazby od dětí a jejich rodičů, což vedlo k finálnímu produktu, který splňuje všechny požadované funkční a bezpečnostní standardy.

Základní výhodou využití technologie 3D tisku při vývoji tohoto adaptéru je možnost rychlé výroby a úprav prototypů. 3D tisk umožňuje nejen snížit

náklady na výrobu, ale také zkrátit čas potřebný k vývoji a optimalizaci produktu. Navíc nabízí možnost přizpůsobení produktu specifickým potřebám jednotlivých uživatelů, což je zvláště důležité pro malé děti, které rychle rostou a vyžadují časté úpravy svých protetických pomůcek.

Projekt DESIGN+ na Západočeské univerzitě v Plzni ve spolupráci s německou společností Ottobock ukázal, jak může interdisciplinární spolupráce vést k inovativním a praktickým řešením. Využití 3D tisku hrálo klíčovou roli v rychlé prototypizaci a testování, což umožnilo efektivní iteraci designu a vylepšení konečného produktu.

Výsledný adaptér pro děti s postižením horní končetiny má potenciál výrazně zlepšit jejich schopnost zapojit se do běžných aktivit s vrstevníky, což podporuje jejich fyzický a psychický vývoj. Adaptér nejenže zvyšuje jejich koordinaci a sílu, ale také přispívá k jejich sebevědomí a nezávislosti.

Tento projekt nejenže přináší funkční řešení pro děti s postižením horní končetiny, ale také otevírá dveře pro další výzkum a vývoj v oblasti dětské protetiky. Výsledky této studie mohou sloužit jako základ pro budoucí projekty zaměřené na vývoj dalších protetických pomůcek a adaptérů, které mohou ještě více zlepšit životní podmínky a možnosti dětí s postižením.

Celkově tento projekt představuje významný krok vpřed v oblasti dětské protetiky a ukazuje, že prostřednictvím moderních technologií, jako je 3D tisk, lze dosáhnout významných pokroků ve zlepšování života dětí s postižením.

Poděkování: Tato studie vznikla v rámci inovativního projektu DESIGN+. Děkujeme společnosti Ottobock za zprostředkování testování adaptéru s dětmi. Zvláštní poděkování patří doktoru Josefu Dvořákovi za odborné vedení celého projektu. Dále děkujeme Karlu Rážovi, Ph.D., za cennou pomoc a zpětnou vazbu při tvorbě a publikaci článku. Dále bychom chtěli poděkovat Zdeňku Chvalovi, Ph.D., za jeho vedení a záštitu při umožnění tohoto výzkumu. Článek vznikl za podpory programu Institucionální podpora dlouhodobého koncepčního rozvoje výzkumné organizace (IP DKRVO) financovaného Ministerstvem školství, mládeže a tělovýchovy.

Seznam literatury:

1. YİĞİİTER, K., Ö. ÜLGER, G. ŞENER, S. AKDOĞAN, F. ERBAHÇECÎ a K. BAYAR. Demography and Function of Children with Limb Loss. Prosthetics and Orthotics International [online]. 2005, 29(2), 131–138. ISSN 0309-3646. Dostupné z: doi:10.1080/03093640500199703
2. RESNIK, Linda, Mathew BORGIA a Frantzy ACLUCHE. Timed activity performance in persons with upper limb amputation: A preliminary study. Journal of Hand Therapy [online]. 2017, 30(4), 468–476. ISSN 0894-1130, 1545-004X. Dostupné z: doi:10.1016/j.jht.2017.03.008
3. AL-WORIKAT, Abdel Fattah a Walid DAMEH. Children with limb deficiencies: Demographic characteristics. Prosthetics and Orthotics International [online]. 2008, 32(1), 23. ISSN 0309-3646. Do-stupné z: doi:10.1080/03093640701517083
4. VASLUIAN, Ecaterina, Corry K. VAN DER SLUIS, Anthonie J. VAN ESSEN, Jorieke E. H. BERG-MAN, Pieter U. DIJKSTRA, Heleen A. REINDERS-MESSELINK a Hermien E. K. DE WALLE. Birth prevalence for congenital limb defects in the northern Netherlands: a 30-year population-based study. BMC Musculoskeletal Disorders [online]. 2013, 14(1), 323. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/1471-2474-14-323
5. DAY, H. J. B. The ISO/ISPO classification of congenital limb deficiency. Prosthetics and Orthotics International [online]. 1991, 15(2), 67–69. ISSN 0309-3646. Dostupné z: doi:10.3109/03093649109164635
6. BEDARD, Tanya, Robert Brian LOWRY, Barbara SIBBALD, Gerhard N. KIEFER a Amy METCALFE. Congenital limb deficiencies in Alberta—a review of 33 years (1980–2012) from the Alberta Congenital Anomalies Surveillance System (ACASS). American Journal of Medical Genetics Part A [online]. 2015, 167(11), 2599–2609. ISSN 1552-4833. Dostupné z: doi:10.1002/ajmg.a.37240
7. HADDERS-ALGRA, Mijna, Heleen A. REINDERS-MESSELINK, Karin HUIZING, Rik VAN DEN BERG, Corry K. VAN DER SLUIS a Carel G. B. MAATHUIS. Use and functioning of the affected limb in children with unilateral congenital below-elbow deficiency during infancy and preschool age: A longitudinal observational multiple case study. Early Human Development [online]. 2013, 89(1), 49–54. ISSN 0378-3782. Dostupné z: doi:10.1016/j.earlhumdev.2012.07.011
8. ANDERSON, Brittany a James V. SCHANANDORE. Using a 3D-Printed Prosthetic to Improve Parti-cipation in a Young Gymnast. Pediatric Physical Therapy: The Official Publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association [online]. 2021, 33(1), E1–E6. ISSN 1538-005X. Dostupné z: doi:10.1097/PEP.0000000000000768
9. MONTAÑÁ, I., J.C. PAGE, F. MOLINA a D. ESCRIBANO. Assesment of a physiotherapy programme, physical activity, sports and pyschomotricity for amputee children using myoelectric prosthesis. Trauma (Spain). 2015, 26, 49–54.
10. KANAS, Joanne L. a Mark HOLOWKA. Adaptive upper extremity prostheses for recreation and play. Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine [online]. 2009, 2(3), 181–187. ISSN 1874-5393. Dostupné z: doi:10.3233/PRM-2009-0082

11. GÓRSKI, Filip, Natalia SAHAJ, Wiesław KUCZKO, Magdalena ŻUKOWSKA a Adam HAMROL. Risk assessment of individualized 3D printed prostheses using failure mode and effect analysis. Advances in Science and Technology. Research Journal [online]. 2022, 16(4) [vid. 2024-07-01]. Dostupné z: https://bibliotekanauki.pl/articles/2201782.pdf
12. KYBERD, Peter J. a Wendy HILL. Survey of upper limb prosthesis users in Sweden, the United King-dom and Canada. Prosthetics and Orthotics International [online]. 2011, 35(2), 234. ISSN 0309-3646. Dostupné z: doi:10.1177/0309364611409099
13. MANO, Hiroshi, Sayaka FUJIWARA a Nobuhiko HAGA. Adaptive behaviour and motor skills in children with upper limb deficiency. Prosthetics and Orthotics International [online]. 2018, 42(2), 236–240. ISSN 0309-3646. Available from: doi:10.1177/0309364617718411
14. MEURS, M., C. G. B. MAATHUIS, C. LUCAS, M. HADDERS-ALGRA a C. K. VAN DER SLUIS. Prescription of the First Prosthesis and Later use in Children with Congenital Unilateral Upper Limb Deficiency: A Systematic Review. Prosthetics and Orthotics International [online]. 2006, 30(2), 165. ISSN 0309-3646. Available from: doi:10.1080/03093640600731710
15. HUIZING, Karin, Heleen REINDERS-MESSELINK, Carel MAATHUIS, Mijna HADDERS-ALGRA a Corry K. VAN DER SLUIS. Age at first prosthetic fitting and later functional outcome in children and young adults with unilateral congenital below-elbow deficiency: A cross-sectional study. PROSTHE-TICS AND ORTHOTICS INTERNATIONAL [online]. 2010, 34(2), 166–174. ISSN 0309-3646, 1746-1553. Available from: doi:10.3109/03093640903584993
16. Personalizovaná 3D tištěná ruční protéza pro včasnou intervenci u dětí s vrozeným nedostatkem pod loktem: případová studie designu zaměřená na uživatele – základní kolekce Web of Science [online]. [vid. 2024-07-03]. Available from: https://www.webofscience.com/wos/woscc/full-record/WOS:001005489700001
17. POSTEMA, K., V. VAN DER DONK, J. VAN LIMBEEK, R. a. J. RIJKEN a M. J. POELMA. Prosthesis rejection in children with a unilateral congenital arm defect. CLINICAL REHABILITATION [online]. 1999, 13(3), 243–249. ISSN 0269-2155. Available from: doi:10.1191/026921599668801945
18. ZUNIGA, Jorge M., Adam M. CARSON, Jean M. PECK, Thomas KALINA, Rakesh M. SRIVASTAVA a Kirk PECK. The development of a low-cost three-dimensional printed shoulder, arm, and hand pro-stheses for children. Prosthetics and Orthotics International [online]. 2017, 41(2), 205. ISSN 0309-3646. Available from: doi:10.1177/0309364616640947
19. MOHAMMADI, Alireza, Jim LAVRANOS, Ying TAN, Peter CHOONG a Denny OETOMO. A Paedi-atric 3D-Printed Soft Robotic Hand Prosthesis for Children with Upper Limb Loss. In: 2020 42nd An-nual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC): 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC) [online]. 2020, s. 3310–3313 [vid. 2024-07-03]. ISSN 2694-0604. Available from: doi:10.1109/EMBC44109.2020.9176848
20. BHAT, Anil K., Vamsikrishna M a Ashwath M. ACHARYA. Functional Assessment of 3D Printed Prosthesis in Children with Congenital Hand Differences-A Prospective Observational Study. The Journal of Hand Surgery (Asian-Pacific Volume) [online]. 2021 [vid. 2024-07-03]. Available from: doi:10.1142/S2424835521500508
21. ANDRIANESIS, Konstantinos a Anthony TZES. Development and Control of a Multifunctional Pro-sthetic Hand with Shape Memory Alloy Actuators. JOURNAL OF INTELLIGENT & ROBOTIC SYS-TEMS [online]. 2015, 78(2), 257–289. ISSN 0921-0296, 1573-0409. Available from: doi:10.1007/s10846-014-0061-6
22. O'NEILL, Ciarán. An advanced, low cost prosthetic arm. In: 2014 IEEE SENSORS: 2014 IEEE SEN-SORS [online]. 2014, s. 494–498 [vid. 2024-07-03]. ISSN 1930-0395. Available from: doi:10.1109/ICSENS.2014.6985043
23. TEN KATE, Jelle, Gerwin SMIT a Paul BREEDVELD. 3D-printed upper limb prostheses: a review. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology [online]. 2017, 12(3), 300–314. ISSN 1748-3107. Available from: doi:10.1080/17483107.2016.1253117
24. CAMPBELL, Thomas, Christopher WILLIAMS, Olga IVANOVA a Banning GARRETT. Could 3D Printing Change the World?: Technologies, Potential, and Implications of Additive Manufacturing [online]. B.m.: Atlantic Council. 2011 [vid. 2024-07-03]. Available from: https://www.jstor.org/stable/resrep03564
25. ŞAHINOL, Melike. 3D printed children's prostheses as enabling technology? The experience of chil-dren with upper limb body differences. Journal of Enabling Technologies [online]. 2022, 16(3), 204–218. ISSN 2398-6263. Available from: doi:10.1108/JET-02-2022-0017
26. XU, Guisheng, Liang GAO, Ke TAO, Shengxiang WAN, Yuning LIN, Ao XIONG, Bin KANG a Hui ZENG. Three-dimensional-printed upper limb prosthesis for a child with traumatic amputation of right wrist: A case report. Medicine [online]. 2017, 96(52), e9426. Available from: doi:10.1097/MD.0000000000009426
27. MORIMOTO, Sandra Yoshie Uraga, Ana Karina Pessoa da Silva CABRAL, Danielle Carneiro de Me-nezes SANGUINETTI, Elvis da Silva Rodrigues de FREITAS, Giselle Schimidt Alves Diaz MERINO, José Angelo Peixoto da COSTA, Weldma Karlla COELHO a Daniela Salgado AMARAL. Upper limbs orthesis and prostheses printed in 3D: an integrative review. Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCar [online]. 2021, 29, 1–14. ISSN 01044931. Available from: doi:10.1590/2526-8910.ctoAO2078
28. 3D printed upper limb prosthetics-Web of Science Core Collection [online]. [vid. 2024-07-04]. Avai-lable from: https://www.webofscience.com/wos/woscc/full-record/WOS:000445305800005
29. GIBSON, Ian a Dongping SHI. Material properties and fabrication parameters in selective laser sinte-ring process. RAPID PROTOTYPING JOURNAL [online]. 1997, 3(4), 129–136. ISSN 1355-2546. Available from: doi:10.1108/13552549710191836
30. A Personalized 3D-Printed Hand Prosthesis for Early Intervention in Children With Congenital Below-Elbow Deficiency: User-Centered Design Case Study | IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore [online]. [vid. 2024-07-03]. D Available from: https://ieeexplore.ieee.org/document/10129174

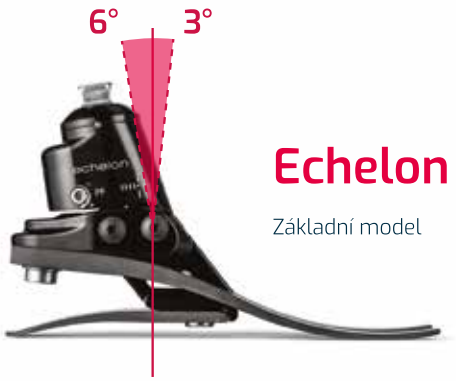
31. DA SILVA, Letícia Alcará, Fausto Orsi MEDOLA, Osmar Vicente RODRIGUES, Ana Cláudia Tavares RODRIGUES a Frode Eika SANDNES. Interdisciplinary-Based Development of User-Friendly Customized 3D Printed Upper Limb Prosthesis. In: Tareq Z. AHRAM a Christianne FALCÃO, ed. Advances in Usability, User Experience and Assistive Technology [online]. Cham: Springer Internati-onal Publishing, 2019, s. 899–908. ISBN 978-3-319-94947-5. Available from: doi:10.1007/978-3-319-94947-5_88
32. ZUNIGA, Jorge M., Keaton J. YOUNG, Jean L. PECK, Rakesh SRIVASTAVA, James E. PIERCE, Drew R. DUDLEY, David A. SALAZAR a Jeroen BERGMANN. Remote fitting procedures for upper limb 3d printed prostheses. Expert Review of Medical Devices [online]. 2019, 16(3), 257–266. ISSN 1743-4440. Available from: doi:10.1080/17434440.2019.1572506
33. BAKER, Stacy A. a Valeri D. CALHOUN. A custom bicycle handlebar adaptation for children with below elbow amputations. Journal of Hand Therapy [online]. 2014, 27(3), 258–260. ISSN 0894-1130. Available from: doi:10.1016/j.jht.2014.02.001
34. THINGIVERSE.COM. Limb Difference Bike Adaptation - LimbBo Foundation Bike Cup V2 by Lim-bBoFoundation. Thingiverse [online]. [vid. 2024-07-08]. Available from: https://www.thingiverse.com/thing:3710893
35. Strider Launches Customized Adaptive Bikes for Young Kids. Bicycling [online]. 31. srpen 2022 [vid. 2024-07-08]. Available from: https://www.bicycling.com/news/a41032234/strider-adaptive-kids-bikes/
36. Mission boy riding bike for first time thanks to special-prosthetic device from War Amps. Mission City Record [online]. 23. červenec 2020 [vid. 2024-07-08]. Available from: https://www.missioncityrecord.com/news/mission-boy-riding-bike-for-first-time-thanks-to-special-prosthetic-device-from-war-amps-2148030
37. DESIGN+ [online]. [vid. 2024-07-02]. Available from: https://www.kks.zcu.cz/cs/Education/Desing_plus.html
38. About Us. Ottobock [online]. [vid. 2024-07-02]. Available from: https://www.ottobock.com/en-au/about-us
39. HODŽIĆ, Damir, Adi PANDŽIĆ, Ismar HAJRO a Petar TASIĆ. Strength Comparison of FDM 3D Printed PLA Made by Different Manufacturers. TEM Journal [online]. 2020, 966–970. ISSN 2217-8333, 2217-8309. Available from: doi:10.18421/TEM93-18
40. POPA, Alexandru, Nicolae FAUR, Mihai HLUSCU a Cosmin BELIN. Evaluation of the Mechanical Properties of the Samples Made by FDM 3D Printing. Materiale Plastice [online]. 2019, 56(3), 500–504. ISSN 0025-5289, 2668-8220. Available from: doi:10.37358/MP.19.3.5217
41. MAURYA, Shreesh, Bharatveer MALIK, Praduman SHARMA, Ajay SINGH a Rupesh CHA-LISGAONKAR. Investigation of different parameters of cube printed using PLA by FDM 3D printer. Materials Today: Proceedings [online]. 2022, 64, Innovative Technologies in Mechanical Enginee-ring-2021 (ITME2021), 1217–1222. ISSN 2214-7853. Available from: doi:10.1016/j.matpr.2022.03.700
42. TAGLIAFERRI, Vincenzo, Federica TROVALUSCI, Stefano GUARINO a Simone VENETTACCI. Environmental and Economic Analysis of FDM, SLS and MJF Additive Manufacturing Technologies. Materials [online]. 2019, 12(24), 4161. ISSN 1996-1944. Available from: doi:10.3390/ma12244161
43. LEE, John a Adam HUANG. Fatigue analysis of FDM materials. Rapid Prototyping Journal [online]. 2013, 19(4), 291–299. ISSN 13552546. Available from: doi:10.1108/13552541311323290
44. RÁŽ, Karel, Zdeněk CHVAL a Vladislav KEMKA. Parametric Production of Prostheses Using the Additive Polymer Manufacturing Technology Multi Jet Fusion. Materials [online]. 2024, 17(10), 2347. ISSN 1996-1944. Available from: doi:10.3390/ma17102347
45. MAZZANTI, Valentina, Lorenzo MALAGUTTI a Francesco MOLLICA. FDM 3D Printing of Polymers Containing Natural Fillers: A Review of their Mechanical Properties. Polymers [online]. 2019, 11(7), 1094. ISSN 2073-4360. Available from: doi:10.3390/polym11071094
46. CALIGNANO, Flaviana, Federico GIUFFRIDA a Manuela GALATI. Effect of the build orientation on the mechanical performance of polymeric parts produced by multi jet fusion and selective laser sinte-ring. Journal of Manufacturing Processes [online]. 2021, 65, 271–282. ISSN 1526-6125. Available from: doi:10.1016/j.jmapro.2021.03.018
47. GENG, Zhaohui a Bopaya BIDANDA. Geometric precision analysis for Additive Manufacturing pro-cesses: A comparative study. Precision Engineering [online]. 2021, 69, 68–76. ISSN 0141-6359. Available from: doi:10.1016/j.precisioneng.2020.12.022
48. OLMOS, Dania a Javier GONZÁLEZ-BENITO. Polymeric Materials with Antibacterial Activity: A Review. Polymers [online]. 2021, 13(4), 613. ISSN 2073-4360. Available from: doi:10.3390/polym13040613
49. RÁŽ, Karel, Zdeněk CHVAL a Sacha THOMANN. Minimizing Deformations during HP MJF 3D Printing. Materials [online]. 2023, 16(23), 7389. ISSN 1996-1944. Available from: doi:10.3390/ma16237389
50. BAZAN, Anna, Paweł TUREK a Andrzej ZAKRĘCKI. Influence of Antibacterial Coating and Mecha-nical and Chemical Treatment on the Surface Properties of PA12 Parts Manufactured with SLS and MJF Techniques in the Context of Medical Applications. Materials [online]. 2023, 16(6), 2405. ISSN 1996-1944. Available from: doi:10.3390/ma16062405
51. OSSWALD, Paul Victor, Philip OBST, Gerardo A. MAZZEI CAPOTE, Martin FRIEDRICH, Dominik RIETZEL a Gerd WITT. Failure criterion for PA 12 multi-jet fusion additive manufactured parts. Ad-ditive Manufacturing [online]. 2021, 37, 101668. ISSN 2214-8604. Available from: doi:10.1016/j.addma.2020.101668

Seznam obrázků:

1.–11. Zdroj: vlastní

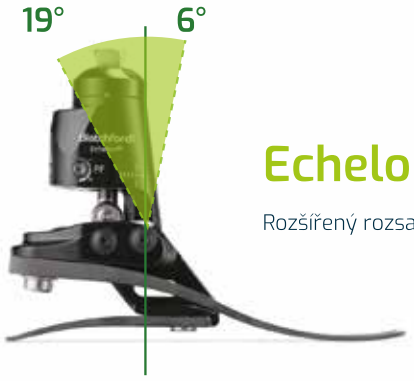
Blatchford

Chodidla s hydraulickým kotníkem **Echelon**



Echelon

Základní model



Echelon^{ER}

Rozšířený rozsah pohybu

Echelon^{VT}

Rotace & tlumení vertikálních rázů

Echelon^{VAC}

Integrovaný systém aktivního podtlaku

- ✓ Hydraulický kotník aktivní po celou dobu chůze
- ✓ Symetričtější rozložení zátěže mezi končetinami
- ✓ Přirozenější a plynulejší pohyb
- ✓ Nižší energetická náročnost chůze
- ✓ Nižší riziko zakopnutí
- ✓ Zvýšená rovnováha a stabilita
- ✓ Méně kompenzačních pohybů těla

Ve srovnání s chodidly s pevnými kotníky. Výsledky klinických studií.

Výrobce:
Blatchford Product Ltd.
Velká Británie

Dodavatel:
Protalexa s.r.o.
Česká Republika

Bc. Monika Sommerová
monika.sommerova@protalexa.cz
+420 702 559 639

Vliv hydraulického kotníku na zdravotní stav a mobilitu uživatele

Monika Sommerová [1], Bruce Matheson Ryttray [2]
[1] PROTALEXA s. r. o., Fryčovice 77, Fryčovice
[2] Blatchford Blatchford Products Limited, Kingsland Bussines Park, Basingstoke, RG24 8PZ, United Kingdom

Úvod

Protetická chodidla dlouhodobě vychází z konceptu: co nejúčinněji ukládat a vracet energii při chůzi. Toho se dosahuje použitím karbonových planžet, které se ohýbají, když na ně uživatel přenese váhu. Tyto planžety takto přijatou energii z deformace uloží a poté ji uvolní, když se uživatel odrazí od špičky chodidla. Tím se částečně nahrazuje síla, kterou by normálně vyvinuly svaly kotníku.

U těchto typů chodidel je kotník obvykle pevný, aby se zajistil co nejefektivnější přenos energie. To ale znamená, že se spoléhají na ohebnost karbonových planžet, aby se přizpůsobila nerovnému povrchu. Studie z 90. let ukázaly, že tato omezená schopnost přizpůsobení je nevýhodou běžných protetických chodidel (1). Většina uživatelů totiž má určité potíže s chůzí po nerovném povrchu, jako jsou dlažební kostky, trávníky, louky, lesní cesty, kamenité stezky nebo svahy atd. (2) (3).

Zavedení kotníku s hydraulickým tlumením bylo kontroverzní, protože odporovalo tehdejším poznatkům v oblasti protetické biomechaniky. Jak může tato technologie přinést uživateli užitek, když ovlivňuje účinnost navracení energie?

Biomimetika

V kontextu protetiky a biomechaniky biomimetika usiluje o vytvoření umělých končetin a kloubů, které co nejvěrněji napodobují funkci, pohyb a senzorické vlastnosti přirozených lidských končetin. Tímto přístupem se snaží dosáhnout optimální integrace protézy s lidským tělem, maximalizovat komfort uživatele a obnovit co nejpřirozenější funkci nahrazené části těla.

Běžná protetická chodidla s pevným kotníkem se spoléhají na ohyb karbonových planžet v patě a špičce, aby vytvořily mechanismus „překlopení“ chodidla. Tento proces lze znázornit jako dvě

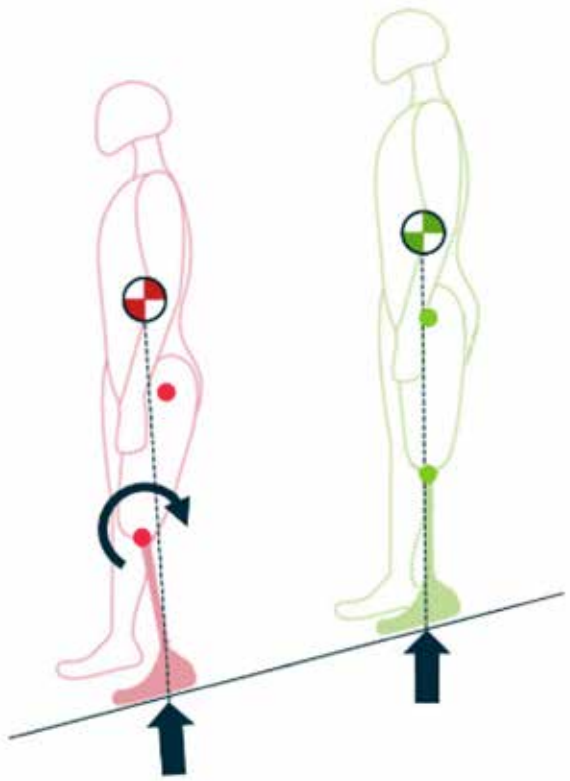
Obr. 1

pružiny (na Obr. 1 červené) na přední a zadní straně kotníku, které mají rovnovážný bod určený při statickém vyrovnání chodidla. Účinnost pružin určuje, kolik energie se vrátí, ale není zde žádná kontrola nad tím, kdy se energie během kroku uvolní. To znamená, že chodidlo má omezenou schopnost přizpůsobit se povrchu.

Hydraulické kotníky poskytují alternativu k této běžné konstrukci a vytvářejí model, který lépe napodobuje lidský kotník. Chodidlo stále obsahuje karbonové planžety, ale místo tuhého „kotníku“ je zde kloub. Hydraulické tlumení se používá k ovlivnění pohybu tohoto kloubu, čímž vzniká viskoelastická vlastnost podobná chování lidského svalu. Na obrázku je tento mechanismus znázorněn jako dva (na Obr. 1 zelené) pružinové tlumiče, které poskytují proměnlivou rovnovážnou polohu. V podstatě se „kotník“ může sám vyrovnat a přizpůsobit povrchu.

Samovyrovnávání ve svahu

Správná poloha kotníku při stání je klíčová. Při nastavení protézy protetik záměrně zarovná protézu tak, aby minimalizoval síly působící na klouby dolní končetiny. Vektor tělesné hmotnosti by měl působit před kotníkem, mírně před kolenem a skrz nebo mírně za kyčelním kloubem.



Obr. 2: Samovyrovnání ve svahu

Při stání ve svahu se chodidlo s pevným kotníkem nepřizpůsobuje sklonu svahu, a proto jsou vyžadovány kompenzační pohyby:

- Jednou ze strategií je srovnat chodidlo s povrchem pomocí ohnutí kolene (červený figurant na obrázku). Tím se však posouvá vektor tělesné hmotnosti za kolenní kloub.
- Druhou strategií je hyperextenze kolenního kloubu, přesunutí váhy zpět na patu a předklonění trupu. Tím se vektor tělesné hmotnosti posouvá před kyčelní kloub.

Každá z těchto kompenzací vede k nevyvážené poloze a vytváří síly, které musí uživatel vyrovnávat svalovým úsilím jinde v těle. To zvyšuje spotřebu energie. Stání ve svahu se tak stává namáhavější a únavnější. Lidé po amputaci spotřebovávají při plnění podobných úkolů více energie než zdraví lidé. Pokud navíc musí odolávat dalším silám způsobeným nesprávným zarovnáním chodidla s povrchem, toto mimořádné úsilí se rychle nashromáždí.

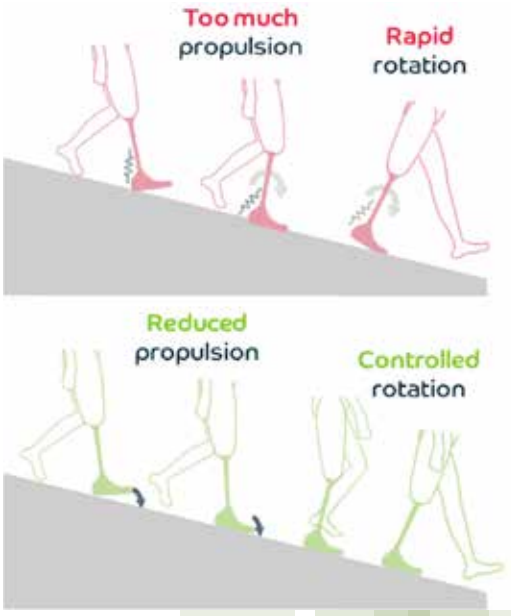
Chodidlo s hydraulickým kotníkem se přizpůsobuje sklonu svahu (zelený figurant na obrázku), což umožňuje, aby vektor tělesné hmotnosti zůstal optimálně vyrovnán vzhledem ke kolennímu a kyčelnímu kloubu. To vede k přirozenějšímu vzpřímenému držení těla a zlepšení symetrie rozložení zátěže mezi oběma končetinami. Tento výsledek je široce považován za prospěšný pro snížení pravděpodobnosti muskuloskeletálních zdravotních problémů, jako je osteoartritida a bolesti dolní části zad, které jsou běžné u lidí po amputaci dolních končetin (6) (7).

Sklon svahu také ovlivňuje rozložení tlaku na rozhraní mezi pahýlem a lůžkem protézy (4) (5) (6), což někdy vede k nepohodlí nebo může způsobit poranění pahýlu. Chodidlo, které se dokáže přizpůsobit různým sklonům, udržuje správnou polohu pahýlového lůžka. Tato správná poloha zlepšuje pohodlí a snižuje pravděpodobnost, že citlivé oblasti budou vystaveny vysokému tlaku.

Studie uvádějí, že při použití chodidel s hydraulickými kotníky se zvýší zatížení končetiny s protézou až o 24 % a naopak sníží zatížení zdravé končetiny až o 20 % (8). Výsledkem je lepší rovnováha a stabilita, o čemž svědčí průměrné 25% snížení pohybu centra tlaku chodidla na povrch (COP), čímž se snižuje riziko pádu, který je dalším častým problémem pro amputované osoby (9).

Chůze po svazích a nerovném terénu

Přizpůsobení kotníku je přínosné nejen při stání, ale i při chůzi. Při chůzi ze svahu a do svahu je žádoucí vyrovnat chodidlo se svahem tak, aby poskytovalo při chůzi stabilní oporu (1).

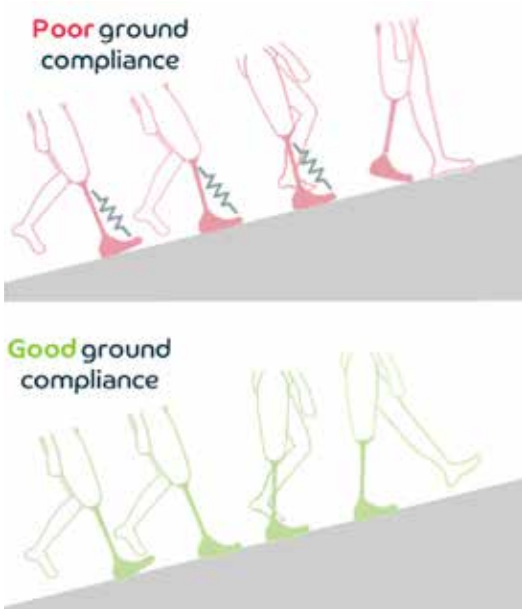


Obr. 3: Chůze ze svahu

Běžné chodidlo s pevným kotníkem je navrženo tak, aby pohánělo uživatele dopředu. Při chůzi ze svahu to však nutí uživatele překlopit chodidlo příliš rychle, protože pata je navržena tak, aby tlačila uživatele na špičku.

To může vést k nadměrné flexi kolenního kloubu nebo ke zvýšené práci kyčle, protože se uživatel o to více snaží kompenzovat a kontrolovat svůj pohyb.

Hydraulický kotník po zatížení paty zarovná chodidlo s klesajícím povrchem. Toto zarovnání chodidla s povrchem poskytuje větší kontrolu pohybu, protože planžeta paty vrací méně energie, což snižuje potřebu kompenzace.



Obr. 4: Chůze do svahu

Stejně tak při chůzi do svahu musí uživatel protézy s pevným kotníkem pohybovat tělem nahoru a přes chodidlo, přičemž karbonová planžeta ve špičce působí proti němu. To je náročná práce a může vést k hyperextenzi kolenního kloubu.

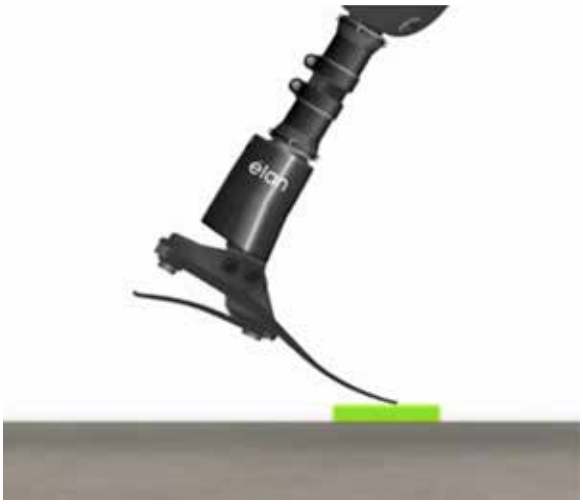
Hydraulický kotník umožňuje dorsální flexi chodidla směrem nahoru. Chodidlo se tak může snadněji překlápět a karbonové planžety ve špičce působí ve směru stoupání.

Tyto výhody chůze ze svahu a do svahu se také projevují při chůzi po vyklenutém povrchu se sklonem z jedné strany na druhou.

Jedna studie zjistila, že momenty hydraulického kotníku více kopírují momenty kotníku zdravé končetiny než chodidla s pevným kotníkem (10) To zdůrazňuje princip biomimetického návrhu hydraulických kotníků.

Snížení rizika pádu

Během švihové fáze kroku je cílem správná pozice chodidla bez zachycení palce o povrch. Pád je hlavním problémem pro osoby po amputaci (9), způsobený ztrátou rovnováhy a zakopnutím ve stejném poměru (25). Ztráta svalové funkce a propriocepce na dolní končetině po amputaci naruší kontrolu nad vzdáleností mezi palcem a povrchem během švihové fáze, čímž se zvyšuje pravděpodobnost, že se palec zachytí a uživatel zakopne.

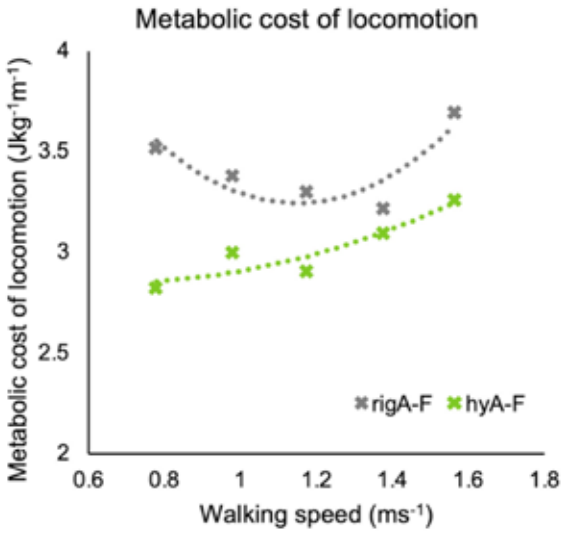


Obr. 5: Dorziflexní poloha ve švihové fázi

Pohyb hydraulických kotníků uvádí chodidlo do dorziflexní pozice na konci stojné fáze, a tak zůstává i ve švihové fázi. Výsledkem je průměrný 18% nárůst minimální vzdálenosti špičky od povrchu chodidla u chodidel s hydraulickými kotníky ve srovnání s chodidly s pevnými kotníky (12). Tato dorziflexní pozice má také další výhodu v tom, že poskytuje tlumení nárazů a odpružení, protože kotník se může během stojné fáze pohybovat v celém svém rozsahu.

Výdaje na energii

Protože uživatel nemusí překonávat odpor z planžet chodidla, chůze po svazích s chodidly s hydraulickými kotníky je energeticky účinnější a méně únavná. Jedna studie zkoumala, kolik energie spotřebovávají lidé s protézou při chůzi po svazích, a to analýzou kyslíku a oxidu uhličitého v jejich dechu (11). Účastníci byli požádáni, aby chodili po různých sklonech svahů. S chodidly s hydraulickými kotníky spotřebovali na různých svazích v průměru o 20 % méně energie než s chodidly s pevnými kotníky.



Obr. 6: Energetická náročnost lokomoce

V minulosti panovalo mylné přesvědčení, že chůze s chodidly s hydraulickými kotníky musí být pro uživatele únavnější při chůzi po rovném povrchu, protože absorbují energii. Množství vrácené energie však není jediným hlediskem. Záleží také na tom, kdy se energie vrací během cyklu chůze a jak je chodidlo v tu chvíli orientováno.

U biologického kotníku při chůzi svaly používají koncentrickou a excentrickou kontrakci k řízení rychlosti přijímání váhy, zabraňují plácnutí chodidla a řídí, jak rychle dolní končetina a zbytek těla postupují vpřed. Hydraulické kotníky mají za cíl napodobit toto „viskoelastické chování" prostřednictvím nastavení ventilů, což umožňuje přizpůsobení překlopení kotníku a energie uložené v planžetách.

Stejná studie (11) se také zabývala tím, kolik energie spotřebovávají lidé s protézou při chůzi po rovném povrchu různými rychlostmi za použití stejných dvou protetických konstrukcí chodidla. S chodidly s hydraulickými kotníky spotřebovali v průměru o 12 % méně energie při různých rychlostech chůze. To znamenalo, že při stejném množství energie byli schopni chodit až o 7 % rychleji.

Lepší mobilita

Když si uživatelé zvolí vlastní tempo chůze, rychlost se zvýší až o 8 % (12) (13) (14) a bylo zjištěno, že progrese cyklem chůze je plynulejší (14) (15).

Skutečnost, že uživatelé přirozeně zvolí rychlejší tempo chůze při použití hydraulických kotníků, svědčí o lepším hospodaření s energií z protézy.

Rychlejší chůze přirozeně zvyšuje síly působící na tělo, ale když se vezme v úvahu tato zvýšená rychlost chůze, bylo prokázáno, že hydraulické kotníky významně snižují množství práce vykonávané zdravou končetinou v průměru o 17 %, což zlepšilo symetrii zatížení mezi končetinami. Snížení zatížení zdravé končetiny během chůze může snížit pravděpodobnost rozvoje osteoartrózy, stavu často pozorovaného u pacientů po amputaci (6).

Snížení zátěže zdravé končetiny má i další výhody. Nejčastější příčinou amputace dolních končetin jsou cévní onemocnění, přičemž studie uvádějí tyto onemocnění jako příčinu až 82 % amputací dolních končetin ve Spojených státech (16). Ty často pramení ze vzniku poranění pod chodidlem, které zůstávají bez povšimnutí a neléčené (17)U lidí s cévními onemocněními, kteří již mají amputaci, bude jeden z deseti vyžadovat amputaci na kontralaterální končetině do 12 měsíců (18), takže ochrana zdravé kontralaterální končetiny je nanejvýš důležitá.

Studie zkoumající tlak pod zdravým kontralaterálním chodidlem zjistila, že pokud bylo v protéze použito chodidlo s hydraulickým kotníkem, tak došlo došlo k průměrnému snížení maximálního tlaku o 24 % ve srovnání s chodidly s pevnými nebo pružnými kotníky (19). To má významný zdravotní přínos pro zdravou kontralaterální končetinu.

Je důležité věnovat pozornost nejen zdravé končetině, ale i amputovanému pahýlu. U pacientů s cévními onemocněními je pahýl zvláště zranitelný. Měkká tkáň je v těchto případech náchylnější k poškození (20), hůře se hojí (21) a může být postižena periferní neuropatií, které způsobuje, že pacient necítí bolest při poškození tkáně. Podobně jako u diabetických vředů na nohou, které mohou vést až k amputaci, jsou dekubity na pahýlu velkým problémem pro uživatele protéz (22) (23). Z pacientů, u kterých se vytvoří dekubity, je 34,5 % případů způsobeno používáním protézy (23). U pacientů s cévními problémy bude 24 % transtibiálních a 14 % transfemorálních amputací vyžadovat další operaci nebo amputaci ve vyšší úrovni do jednoho roku od první operace (18). Je tedy zřejmé, že ochrana pahýlu má prvořadý význam.

Výzkum ukázal, že při chůzi s chodidlem s hydraulickým kotníkem se maximální tlaky na pahýl snížily až o 81 % při chůzi po různých površích, jako je dlažba, tráva, schody a svahy (24). To pravděpodobně pomáhá předcházet vzniku dekubitů.

Spokojenost uživatelů

Hydraulické kotníky se osvědčily nejen v laboratorních podmínkách. Pomocí dotazníku Seattle Prosthesis Evaluation Questionnaire (PEQ) (26) se hodnotilo, jak uživatelé vnímají své protézy. Nejprve hodnotili své stávající protézy s chodidly s pevnými kotníky, poté dostali protézy s chodidly s hydraulickými kotníky a po čtyřech týdnech používání je znovu hodnotili.

Výsledky ukázaly celkové zlepšení o 21 % ve všech kategoriích (27). Největší rozdíly byly v hodnocení chůze, spokojenosti s protézou a spokojenosti s chůzí. Skóre chůze se zlepšilo o 30 %, což naznačuje výrazné zlepšení mobility.

Uživatelé protéz s omezenou pohyblivostí

Přibližně 75 % osob po amputaci dolní končetiny je starších 60 let (28) (29). Věk často omezuje pohyblivost, proto je potřeba vyspělá technologie, která řeší specifické potřeby této skupiny.

Kromě již zmíněných zlepšení, která sami vnímali (30), se u uživatelů s omezenou pohyblivostí zvýšila rychlost chůze o přibližně 6,5 % při použití chodidla s hydraulickým kotníkem (31).. Zlepšila se také rovnováha zatížení mezi oběma končetinami. Pozdější výzkum zjistil, že rozdíl v době strávené na každé končetině během chůze se snížil v průměru o 34 % (32).

Závěr

Výzkum protetických chodidel s hydraulickými kotníky přinesl v posledním desetiletí významné poznatky o jejich přínosech pro uživatele protéz. Tato technologie, která původně vyvolávala kontroverze v oblasti protetické biomechaniky, prokázala řadu výhod oproti tradičním pevným kotníkům.

Studie ukazují, že uživatelé protéz s chodidly s hydraulickými kotníky vykazují vyšší spokojenost a lepší hodnocení své mobility. To naznačuje, že tato technologie může významně přispět ke zlepšení kvality života osob po amputaci.

I když je třeba dalšího výzkumu pro plné pochopení dlouhodobých účinků používání hydraulických kotníků, dosavadní výsledky naznačují, že tato technologie představuje významný pokrok v oblasti protetiky dolních končetin.

Seznam literatury:

1. Wirta RW, Mason R, Calvo K, et al. Effect on gait using various prosthetic ankle-foot devices. J Rehabil Res Dev 1991.
2. Vrieling AH, Van Keeken HG, Schoppen T, et al. Uphill and downhill walking in unilateral lower limb amputees. Gait Posture 2008.
3. Vickers DR, Palk C, McIntosh AS, et al. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: a biomechanical analysis. Gait Posture 2008.
4. Kobayashi T, Arabian AK, Orendurff MS, et al. Effect of alignment changes on socket reaction moments while walking in transtibial prostheses with energy storage and return feet. Clin Biomech 2014.
5. Dou P, Jia X, Suo S, et al. Pressure distribution at the stump/socket interface in transtibial amputees during walking on stairs, slope and non-flat road. Clin Biomech 2006.
6. Norvell DC, Czerniecki JM, Reiber GE, et al. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. Arch Phys Med Rehabil 2005.
7. Ehde DM, Smith DG, Czerniecki JM, et al. Back pain as a secondary disability in persons with lower limb amputations. Arch Phys Med Rehabil 2001; 82: 731–734.
8. McGrath M, Laszczak P, Zahedi S, et al. Microprocessor knees with “standing support” and articulating, hydraulic ankles improve balance control and inter-limb loading during quiet standing. J Rehabil Assist Technol Eng 2018; 5: 2055668318795396.
9. Hunter SW, Batchelor F, Hill KD, et al. Risk factors for falls in people with a lower limb amputation: a systematic review. PM&R 2016; 9: 170–80.
10. Bai X, Ewins D, Crocombe AD, et al. Kinematic and biomimetic assessment of a hydraulic ankle/foot in level ground and camber walking. PLOS ONE 2017; 12: e0180836.
11. Askew GN, McFarlane LA, Minetti AE, et al. Energy cost of ambulation in trans-tibial amputees using a dynamic-response foot with hydraulic versus rigid ‘ankle’: insights from body centre of mass dynamics. J Neuroengineering Rehabil 2019; 16: 39.
12. Johnson L, De Asha AR, Munjal R, et al. Toe clearance when walking in people with unilateral transtibial amputation: effects of passive hydraulic ankle. J Rehabil Res Dev 2014; 51: 429.
13. De Asha AR, Munjal R, Kulkarni J, et al. Walking speed related joint kinetic alterations in trans-tibial amputees: impact of hydraulic ‘ankle’ damping. J Neuroengineering Rehabil 2013; 10: 1.
14. De Asha AR, Munjal R, Kulkarni J, et al. Impact on the biomechanics of overground gait of using an ‘Echelon’hydraulic ankle–foot device in unilateral trans-tibial and trans- femoral amputees. Clin Biomech 2014; 29: 728–734.
15. De Asha AR, Johnson L, Munjal R, et al. Attenuation of centre-of-pressure trajectory fluctuations under the prosthetic foot when using an articulating hydraulic ankle attachment compared to fixed attachment. Clin Biomech 2013; 28: 218–224.
16. Dillingham TR, Pezzin LE, MacKenzie EJ. Limb amputation and limb deficiency: epidemiology and recent trends in the United States. South Med J 2002; 95: 875–883.
17. Moulik PK, Mtonga R, Gill GV. Amputation and mortality

in new-onset diabetic foot ulcers stratified by etiology. Diabetes Care 2003; 26: 491–494.
18. Dillingham TR, Pezzin LE, Shore AD. Reamputation, mortality, and health care costs among persons with dysvascular lower-limb amputations. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86: 480–486.
19. Moore R. Effect of a Prosthetic Foot with a Hydraulic Ankle Unit on the Contralateral Foot Peak Plantar Pressures in Individuals with Unilateral Amputation. JPO J Prosthet Orthot 2018; 30: 165–70.
20. Sibbald RG, Woo KY. The biology of chronic foot ulcers in persons with diabetes. Diabetes Metab Res Rev 2008; 24: S25–S30.
21. Greenhalgh DG. Wound healing and diabetes mellitus. Clin Plast Surg 2003; 30: 37–45.
22. Bader D, Worsley P, Gefen A. Bioengineering considerations in the prevention of medical device-related pressure ulcers. Clin Biomech.
23. Black JM, Cuddigan JE, Walko MA, et al. Medical device related pressure ulcers in hospitalized patients. Int Wound J 2010; 7: 358–365.
24. Portnoy S, Kristal A, Gefen A, et al. Outdoor dynamic subject-specific evaluation of internal stresses in the residual limb: hydraulic energy-stored prosthetic foot compared to conventional energy-stored prosthetic feet. Gait Posture 2012; 35: 121–125.
25. Stevens JA, Mahoney JE, Ehrenreich H. Circumstances and outcomes of falls among high risk community-dwelling older adults. Inj Epidemiol 2014; 1: 5.
26. Legro MW, Reiber GD, Smith DG, et al. Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: assessing prosthesis-related quality of life. Arch Phys Med Rehabil 1998; 79: 931–938.
27. Sedki I, Moore R. Patient evaluation of the Echelon foot using the Seattle Prosthesis Evaluation Questionnaire. Prosthet Orthot Int 2013; 37: 250–254.
28. Fletcher DD, Andrews KL, Butters MA, et al. Rehabilitation of the geriatric vascular amputee patient: a population-based study. Arch Phys Med Rehabil 2001; 82: 776–779.
29. Scottish Physiotherapy Amputee Research Group (SPARG). A Survey of the Lower Limb Amputee Population in Scotland. 2010.
30. Moore R. Patient Evaluation of a Novel Prosthetic Foot with Hydraulic Ankle Aimed at Persons with Amputation with Lower Activity Levels. JPO J Prosthet Orthot 2017; 29: 44–47.
31. Barnett CT, Brown OH, Bisele M, et al. Individuals with Unilateral Transtibial Amputation and Lower Activity Levels Walk More Quickly when Using a Hydraulically Articulating Versus Rigidly Attached Prosthetic Ankle-Foot Device. JPO J Prosthet Orthot 2018;
32. Moore R. Effect on Stance Phase Timing Asymmetry in Individuals with Amputation Using Hydraulic Ankle Units. JPO J Prosthet Orthot 2016; 28: 44–48.

Seznam obrázků:

1.–6. Zdroj: vlastní

Využitelnost 3D tisku v ortotice

Sára Beránková [1)], Rita Firýtová [2)]
[1)] Ortotika s. r. o., V Úvalu 85, Praha 5
[2)] Fakulta zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni, KRO, Univerzitní 8, Plzeň

Úvod

Již řadu let je 3D tisk považován za významnou výrobní technologii, která nalézá uplatnění v mnoha oborech. I když se setkáváme s různými názory na její budoucnost v ortotice a protetice, aditivní výroba se dynamicky rozvíjí a je zásadní na ni reagovat a snažit se využít její přínosy.

3D tisk otevírá nové výrobní možnosti. Aby přinesl skutečnou přidanou hodnotu, je nezbytné pochopit výhody 3D tisku v porovnání s konvenční výrobou a rozpoznat, kdy je vhodné tuto technologii využít. Tento rozhodovací proces zahrnuje nejen správný výběr materiálů a způsob tisku, ale také komplexní zhodnocení potřeb uživatele a poměr nákladů a přínosů ve srovnání s tradičními metodami.

Systémy AM lze klasifikovat na základě počáteční formy materiálu na kapalné, pevné a práškové (Chua et al., 2014). V prvním případě je kapalný materiál během výrobního procesu postupně vytvrzován do pevného stavu. Do této kategorie spadá například stereolitografie, označována jako SLA. V případě druhé metody začíná proces s pevnými materiály ve formě drátů, rolí, laminátů nebo pelet. V této kategorii nalezneme FDM (Fused Deposition Modeling), LOM (Laminated Object Manufacturing) a další. Ve třetím případě pracujeme se vstupním materiálem ve formě prášku (zrn). Tento systém využívá například SLS (Selective Laser Sintering). Všechny systémy pak využívají některou z technologií spojování materiálu, například pomocí lepidla nebo laseru (Chua et al., 2014).

Proces 3D tisku je oficiálně rozdělen do sedmi kategorií. Existují však další výrobní metody, které mohou být obtížně zařaditelné. V této práci jsou navíc uvedeny MJF (víceproudová fúze) a CLIP (Continuous Liquid Interface Production), protože jsou některými autory zmiňovány v souvislosti s ortotikou.

Metoda vytlačování materiálu (MEX) spočívá ve vytlačování jemného vlákna materiálu tryskou na platformu. Materiálem je obvykle polymer. Existují také kompozitní materiály obsahující například kov, uhlík, kevlar nebo skelné vlákno. Vlákno je rozehříváno uvnitř trysky, která kreslí na platformu tvar dílu. Platforma a tryska se během tisku vzájemně pomalu oddalují a díl tak vrstvu po vrstvě "roste" do výšky. Tyto systémy mají obvykle druhou trysku, která současně nanáší podpůrný materiál, aby na něj bylo možné vytisknout přečnívající části dílu. Podpůrný materiál je po dokončení tisku zapotřebí odstranit. Nejběžnější technologií využívající extruzi materiálu je FDM. Nevýhodou této technologie je, že díly bývají anizotropní. Vazba mezi jednotlivými vrstvami dílu je slabší než samotný tiskový materiál, což způsobí, že je díl slabší ve vertikálním směru (Z), než ve směru horizontálním (X, Y). Tato technologie tedy není vhodná pro výrobu dílů, které mohou být namáhány tahem. Ten by mohl způsobit oddělení vrstev. Další nevýhodou je nízká kvalita povrchu dílu. Zejména mírně se svažující části mívají viditelný "schodovitý" povrch (Diegel et al., 2019).

Nejpoužívanější technologií pro výrobu průmyslových dílů je fúze práškového lůžka (PBF). Proces začíná nanesením jemné vrstvy stavebního materiálu ve formě prášku na platformu. Zde je pomocí energetického paprsku (laser, elektronový paprsek) prášek roztaven všude tam, kde je uložena první vrstva dílu. Následně je platforma posunuta dolů a je pomocí válečku rozprostřena další vrstva prášku. Ten je roztaven v patřičných místech a zároveň spojen s předchozí vrstvou. Proces se opakuje, dokud není díl hotový. Výhodou této technologie je vysoká pevnost dílů, které jsou relativně izotropní ve všech směrech. Případnou anizotropii je možné minimalizovat následným zpracováním. Výroba je možná z různých polymerů

a kovů (nerezová ocel, hliník, titan a další). Pokud jsou plastové díly správně navrženy pro AM, vykazují podobné vlastnosti jako díly vyrobené vstřikováním. Takto vyrobené kovové díly jsou zase srovnatelné s díly odlévanými. Nevýhodou je schodovitý efekt na povrchu zakřivených částí dílu (Diegel et al., 2019). Do této kategorie řadíme selektivní laserové slinování (SLS).

Víceproudová fúze (MJF) je 3D tiskovou metodu, kterou nelze snadno zařadit. Tato technologie pracuje s práškovým i tekutým materiálem a využitím tepla. Proces provádí několik tiskových hlav. Do vrstvy práškového materiálu (obvykle NY) je pomocí tiskové hlavy nanášeno fixační a detailovací činidlo. Díky infračervené topné jednotce dojde k roztavení a spojení materiálu v místech s fixačním činidlem. V místech s detailovacím činidlem zůstane materiál ve formě prášku. Tato technologie nevyžaduje modelovací podpěry (Shrnutí základních technologií 3D tisku, 2023).

V práci se zabýváme otázkou uplatnitelnosti 3D tisku v ortotice, kde se tato technologie za určitých podmínek ukazuje jako vhodná výrobní alternativa. Cílem práce je ověřit využitelnost 3D tisku v ortotice dolních končetin. Zaměřuje se na konkrétní příklady využití 3D tisku a popisuje, co je důležité zohlednit při úvaze o využití této technologie.

Výzkumné otázky

Je 3D tisk využitelný v ortotice dolních končetin?

Co je důležité zohlednit, chceme-li využít 3D tisk v ortotice dolních končetin?

Metodika

Využitelnosti 3D technologií v ortotice byla v posledních letech věnována řada studií. V práci bylo provedeno kvalitativní vyhodnocení osmi studií s cílem zodpovědět výzkumné otázky.

Po vyhledání klíčových slov “3D” a “orthotics” (ortotika), s časovým vymezením let 2019–2023, do databáze Web of Science bylo nalezeno celkem 64 článků. Nejvíce z nich bylo možné zařadit do kategorie ortopedie, za ní následovali biomedicínské inženýrství, věda o materiálech a rehabilitace, ostatní články se daného tématu dotýkaly například z pohledu chirurgie, sportovních věd, elektrotechniky a elektroniky, chemie a dalších. Články relevantní pro tuto práci byly rozřazeny podle mezinárodní klasifikace vycházející z tělesné topografie. Z výsledku bylo zřejmé, že největší pozornost byla věnována ortotice dolních končetin. Ne všechny studie se však adekvátně vztahovaly k výzkumným otázkám. Proto bylo hledání rozšířeno na databáze ScienceDirect a ResearchGate.

Výsledky

Z výsledků lze vyvodit, že 3D tisk může být v oblasti ortotiky vhodnou výrobní alternativou. Aditivní výroba může být využita například při výrobě statických i dynamických ortéz dolních končetin. Uvedené studie kladou důraz na tvorbu návrhu, výběr materiálů a způsob tisku. Nakonec je patrné, že výrobní proces může pozitivně ovlivnit začlenění analýzy metodou konečných prvků.

Je 3D tisk využitelný v ortotice dolních končetin?

Z výsledků lze vyvodit, že 3D tisk je potenciálně vhodnou alternativou pro výrobu ortéz dolních končetin. Přiložené tabulky naznačují, že 3D technologie může být využita při výrobě ortéz statických i dynamických.

Autor, rok	**Wojciechowski et al., 2022**	**Mo et al., 2019**
Ortéza	AFO pro děti s onemocněním CMT	FO pro běžce
Technika	Extruze materiálu	Extruze materiálu
Materiál	Nylon 12	Nylon
Cíl	Porovnat tradiční AFO, 3D tištěné AFO se stejným designem jako tradiční AFO a 3D tištěné AFO s přepracovaným designem.	Porovnat biomechaniku běhu a vnímaný komfort běžkyň s nadměrnou pronací nohou bez ortézy, s tradiční ortézou a s 3D tištěnou ortézou.
Výsledky	3D tištěné AFO vykazovaly stejné výsledky jako tradiční AFO se stejným designem. 3D tištěné AFO s přepracovaným designem byly hodnoceny lépe.	Mezi klasickými a 3D tištěnými ortézami nebyly zjištěny přílišné rozdíly.

Tab. 1: Komparace tradiční výroby a 3D tisku

Z tabulky výše vyplývá, že 3D tisk může být vhodnou alternativou výroby ortéz dolních končetin.

Autor, rok	Leite et al., 2019	Vishnu et al., 2020
Ortéza	Polohovací KO pro adolescenta s DMO	Ortéza pro léčbu PEC
Technika	Extruze materiálu (FDM)	Extruze materiálu (FDM)
Materiál	-	PLA
Cíl	Navrhnout a vyrobit polohovací ortézu k zabránění opětovného zkrácení flexorů kolene po chirurgickém zákroku. Představit metodiku pro návrh a vývoj protéz a ortéz s využitím principů personalizované medicíny.	Navrhnout a vyrobit pomůcku nahrazující sádrování Ponsetiho metodou při PEC.
Výsledky	Studie prokázala potenciál AM v oblasti rehabilitace. Představená metodika umožňuje rychlou realizaci prototypů, snadné přizpůsobení a změny pomůcky při nízkých finančních nákladech.	Studie prokázala využitelnost aditivní výroby při léčbě PEC.

Tab. 2: Statické AFO

Z tabulky je zřejmé, že je 3D tisk využitelný při výrobě statických ortéz.

Autor, rok	Funes-Lora et al., 2022	Kumar et al., 2023	Ali et al., 2021
Ortéza	Segmentovaná peroneální AFO	Segmentovaná peroneální AFO	Peroneální AFO
Technika	Extruze materiálu	Extruze materiálu	Extruze materiálu
Materiál	Nylon 12, dlaha z pružinové oceli	ABS (díly pro lýtko a nohu), Onyx (dlaha)	CFRP, PLA, Nylon 12
Cíl	Navrhnout a vyrobit individuální segmentovanou AFO s aditivně vyrobenými díly pro lýtko a chodidlo, propojenými kovovou dlahou.	Zkoumat účinnost aditivně vyrobené peroneální AFO s dlahou z kompozitu s příměsí uhlíkových vláken.	Navrhnout AFO s klouby a bez kloubů. Testovat různé materiály a jejich kombinace pomocí analýzy MKP.
Výsledky	Studie prokázala, že navrhovaná technologie může konkurovat tradiční výrobě. Segmentovaná AFO s aditivně vyrobenými částmi pro lýtko a chodidlo může být stejně odolná jako tradiční AFO a celkové náklady na tuto AFO byly cenově srovnatelné.	Byla prokázána účinnost aditivně vyrobené segmentované peroneální AFO s dlahou z kompozitu s příměsí uhlíkových vláken.	AFO bez kloubů se prokázalo jako odolnější. AFO s klouby vyžaduje zpevnění v namáhaných oblastech, je však výhodné, protože zachovává pohyby v kotníku.

Tab. 3: Dynamické AFO

Studie uvedené v tabulce dokládají, že 3D tisk nachází uplatnění při výrobě dynamických ortéz.

Co je důležité zohlednit, chceme-li využít 3D tisk v ortotice dolních končetin?

Uvedené studie kladou důraz na tvorbu návrhu, výběr materiálů a směr tiskových vláken. Nakonec je patrné, že výrobní proces může pozitivně ovlivnit začlenění analýzy metodou konečných prvků.

Autor, rok	Wojciechowski et al., 2022	Funes-Lora et al., 2022	Leite et al., 2019
Ortéza	AFO pro děti s onemocněním CMT	Segmentovaná peroneální AFO	Polohovací KO pro adolescenta s DMO
Technika	Extruze materiálu	Extruze materiálu	Extruze materiálu (FDM)
Materiál	Nylon 12	Nylon 12, dlaha z pružinové oceli	-
Cíl	Porovnat tradiční AFO, 3D tištěné AFO se stejným designem jako tradiční AFO a 3D tištěné AFO s přepracovaným designem.	Navrhnout a vyrobit individuální segmentovanou AFO s aditivně vyrobenými díly pro lýtko a chodidlo, propojenými kovovou dlahou.	Navrhnout a vyrobit polohovací ortézu k zabránění opětovného zkrácení flexorů kolene po chirurgickém zákroku. Představit metodiku pro návrh a vývoj protéz a ortéz s využitím principů personalizované medicíny.
Výsledky	Bylo zjištěno, že začleněním nových konstrukčních prvků lze docílit pomůcky, která bude mít lepší biomechanické vlastnosti a bude lehčí (v této studii v průměru o 35 %). 3D tištěné AFO s přepracovaným designem byly hodnoceny lépe.	Při navrhování skořepiny chodidla byla plocha rozdělena do čtyř konstrukčních oblastí, pro které byla definována vhodná tloušťka materiálu v závislosti na požadované pevnosti.	Potvrdilo se, že 3D technologie umožňují rychlou realizaci prototypů, snadné přizpůsobení a změny pomůcky při nízkých finančních nákladech. Tím je umožněna vyšší úroveň personalizace návrhu a zvyšuje se akceptabilita pomůcky.

Tab. 4: Navrhování

Studie uvedené v tabulce upozorňují na výhody 3D navrhování ortéz.

Autor, rok	Raj et al., 2022	Kumar et al., 2023	Ali et al., 2021
Ortéza	AFO	Segmentovaná peroneální AFO	Peroneální AFO
Technika	Extruze materiálu (FDM)	Extruze materiálu	-
Materiál	PLA, PLA-C	ABS (díly pro lýtko a nohu), Onyx (dlaha)	CFRP, PLA, Nylon 12
Cíl	Zkoumat, jak materiál PLA a PLA vyztužený uhlíkovými vlákny (PLA-C) ovlivňuje mechanickou pevnost aditivně vyrobené AFO.	Zkoumat účinnost aditivně vyrobené peroneální AFO s dlahou z kompozitu s příměsí uhlíkových vláken.	Navrhnout AFO s klouby a bez kloubů. Testovat různé materiály a jejich kombinace pomocí analýzy MKP.
Výsledky	Studie ukázala, že AFO na bázi PLA-C byly tužší a vydržely větší zatížení než AFO na bázi PLA. Bylo zjištěno, že AFO na bázi PLA-C vykazovaly méně elastické energie. Experiment ukázal, že příměs uhlíkového vlákna zvyšuje pevnost a odolnost PLA.	Studie prokázala, že dlaha s příměsí uhlíkových vláken je funkční součástí, která zlepšuje chůzi pacientů s peroneální parézou. Dlaha ukládá a uvolňuje energii v různých fázích krokového cyklu, které jsou potřebné pro normální průběh chůze.	Bylo zjištěno, že přidáním uhlíkových vláken došlo ke snížení maximální deformace i maximálního napětí u AFO s klouby.

Tab. 5: Uhlíková vlákna

Z tabulky vyplývá, že mechanické vlastnosti ortézy může pozitivně ovlivnit volba materiálu s příměsí uhlíkových vláken.

Autor, rok	Funes-Lora et al., 2022	Kumar et al., 2023	Wojciechowski et al., 2022
Ortéza	Segmentovaná peroneální AFO	Segmentovaná peroneální AFO	AFO pro děti s onemocněním CMT
Technika	Extruze materiálu	Extruze materiálu	Extruze materiálu
Materiál	Nylon 12,	PLA	
dlaha z pružinové oceli	ABS (díly pro lýtko a nohu), Onyx (dlaha)	Nylon 12	
Poznámky	Segmentování AFO umožňuje nezávislou změnu orientace tisku jednotlivých dílů a snižuje výšku finálního tisku.	Pro zajištění vyhovujících mechanických vlastností dlahy byla důležitá orientace směru vláken 45°.	Pro zvýšení pevnosti byl model otočen o 45° ve všech rovinách (pokud se nevešel do stavebního prostoru, byl úhel upraven).

Tab. 6: Orientace tisku

Studie uvedené v tabulce zmiňují význam způsobu uložení dílů v tiskárně (ovlivnění orientace směru vláken).

Autor, rok	Ali et al., 2021	Raj et al., 2022
Ortéza	Peroneální AFO	AFO
Technika	-	Extruze materiálu (FDM)
Materiál	CFRP, PLA, Nylon 12	PLA, PLA–C
Cíl	Navrhnout AFO s klouby a bez kloubů. Testovat různé materiály a jejich kombinace pomocí analýzy MKP.	Zkoumat, jak materiál PLA a PLA vyztužený uhlíkovými vlákny (PLA–C) ovlivňuje mechanickou pevnost aditivně vyrobené AFO.
Poznámky	Na základě analýzy MKP bylo zjištěno, že AFO bez kloubů je odolnější než AFO s klouby. AFO s klouby byla upravena tak, aby byly nejvíce zatěžované oblasti zpevněny.	Prokázalo se, že předpovězené výsledky dobře odpovídají experimentálním výsledkům. Bylo prokázáno, že metodika předpovědi mechanické odolnosti použitá ve studii může být účinným nástrojem pro výběr materiálů.

Tab. 7: Metoda konečných prvků

Z tabulky je patrné, že analýza metodou konečných prvků (MKP) může vést ke zkvalitnění výroby ortéz.

Diskuse

Výsledky ukázaly, že 3D tisk může být vhodnou alternativou výroby ortéz. 3D technologie lze úspěšně využít v ortotice dolních končetin k výrobě jak statických (Leite et al., 2019; Vishnu et al., 2020), tak dynamických ortéz (Funes-Lora et al., 2022; Kumar et al., 2023; Ali et al., 2021) s ohledem na výběr materiálu a tiskovou metodu. Výzkum navíc zdůrazňuje přínosy 3D navrhování a využití analýzy metodou konečných prvků.

Ačkoli se MEX, potažmo FDM, ukazuje jako nejpoužívanější způsob 3D tisku, nevýhodou této technologie je, že díly bývají anizotropní. Vazba mezi jednotlivými vrstvami dílu je slabší než samotný tiskový materiál, což způsobí, že je díl slabší ve vertikálním směru (Z), než ve směru horizontálním (X, Y). Proto tato technologie není vhodná pro výrobu dílů, které mohou být namáhány tahem. Ten by mohl způsobit oddělení vrstev.

Další nevýhodou je nízká kvalita povrchu dílu. Zejména mírně se svažující části mívají viditelný "schodovitý" povrch (Diegel et al., 2020; Kahle, 2020; Kienzle, Schläfer, 2018).

FDM může být ideálním nástrojem k výrobě prototypů a dílů pro zkoušení padnutí tvaru s nízkými finančními náklady (Kienzle, Schläfer, 2018; Kahle, 2020). Nebo finálních dílů v případě, kdy předpokládáme, že ke korekci stačí použití minimální síly (Vishnu et al., 2020). V praxi se však ukazuje, že pomůcka musí často vydržet namáhání větší, než je síla potřebná k terapii. Například se setkáváme se s tím, že děti chodí v polohovacích ortézách určených na spaní.

Technologií MJF je možné docílit přesného, homogenního kompozitu s mírně drsným, ale přesným povrchem. Nevýhodou může být menší výběr barev materiálu (Kienzle, Schläfer, 2018). Procesem fotopolymerizace na bázi pryskyřice CLIP lze docílit kvalitního povrchu s neviditelnou strukturu

vrstev. Tato technologie je ve srovnání s ostatními poměrně rychlá (Kienzle, Schläfer, 2018).
Jako nejvýhodnější pro tisk finálních produktů se označována metoda SLS (Kienzle, Schläfer, 218). Výhodou SLS je vysoká pevnost dílů, které jsou relativně izotropní ve všech směrech. Případnou anizotropii je možné minimalizovat následným zpracováním. Nevýhodou je schodovitý efekt na povrchu zakřivených částí dílu (Diegel, a další, 2020).
Díly vyrobené metodami MJF, SLS a FDM mají horší kvalitu povrchu, než je tomu u konvenčně vyráběných dílů. Je proto nutné jejich následné opracování (Urban, 2021).
Kvalitu 3D vytištěného produktu mohou ovlivnit kvalita STL souboru, kvalita tiskového materiálu, podmínky umístění tiskárny a také poloha objektu v konstrukčním prostoru (Kienzle, Schläfer, 2018). Pro zvýšení pevnosti je vhodné přizpůsobit orientaci dílu na platformě (otočit model na platformě o 45°) (Wojciechowski et al., 2022; Kumar et al. 2023; Funes-Lora et al., 2022).
Výhodou termoplastů je možnost opakovaně je nahřívat a tvarovat, což umožňuje vykonávat drobné úpravy pomůcky. Díly vyrobené metodami MJF, SLS a FDM však mají pouze omezenou tepelnou tvarovatelnost (Urban, 2021). Úprava pomůcek vyrobených z PA11 nebo PA12 je náročnější, než je tomu u běžně používaných termoplastů (Kahle, 2020). Pokud došlo v období mezi skenováním a předáváním pomůcky k výraznějším změnám těla klienta, je často nezbytné výrobu opakovat (Kienzle a Schläfer, 2018).

Závěr

Výsledky naznačují, že je možné 3D technologie začlenit do výrobního procesu s ohledem na jejich vhodnost a výhodnost v konkrétních případech. Klíčové je zvolit správný materiál a metodu tisku. Proces výroby přitom začíná už volbou způsobu odběru měrných podkladů. Na základě zdravotního stavu a možností klienta je důležité rozhodnout mezi klasickou sádrovou technikou a 3D skenováním, přičemž každá metoda má své výhody a nevýhody. 3D skenování nabízí čistší a pohodlnější způsob získávání dat, ačkoli vyžaduje spolupráci ortotika a klienta a dodržení statické polohy během skenování. Při získávání negativu je v některých případech důležitá palpace, kterou nelze plně nahradit skenováním.
Při tvorbě modelu a navrhování pomůcky nabízí aditivní výroba využití programů a šablon, které mohou práci usnadnit, využívají-li se správně. Ať už konstruujeme ortézu na sádrový nebo digitální model, musí být v první řadě zajištěna funkčnost pomůcky. Při navrhování uplatňujeme v obou případech stejné biomechanické principy běžně využívané v ortotice. Výhodou 3D navrhování je vedle svobody designu možnost výroby lehčích dílů na základě topologické optimalizace.
Volba materiálu je klíčová pro vlastnosti ortéz. Různé materiály a jejich kombinace mohou být využity k dosažení požadované funkce. To platí u ortéz vyrobených tradičními postupy i 3D tiskem. Je třeba zdůraznit, že 3D tisk není vhodný ve všech případech, a že některé ortopedické pomůcky mohou vyžadovat kombinaci různých výrobních technik. Chceme-li využívat nové technologie, nesmíme opomenout různorodost práce s klienty, zejména v závislosti na věku a typu jejich postižení. Musíme se zajímat pro které klienty, za jakých podmínek a v jaké fázi výroby je vhodné 3D technologie využívat. Zařazení digitálních technologií do výrobního procesu může přispět k tomu, abychom díky zkrácení výrobního času mohli věnovat více času klientům. Zásadní je potřeba odborníků, kteří se budou zároveň 3D technologie efektivně využívat. V současnosti je možné začlenit 3D technologie do různých fází výrobního procesu ortéz. Důležité je umět pečlivě posoudit, kdy a jakým způsobem je jejich využití nejvhodnější a nejvýhodnější pro konkrétní případy.

Seznam literatury:

1. ALI, Hazrat; SMAGULOV, Zhalgas a OTEPBERGENOV, Temirlan, 2021. Finite element analysis of the CFRP-based 3D printed ankle-foot orthosis. Online. Procedia Computer Science. Roč. 179, s. 55-62. ISSN 1877-0509. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877050920324455. [cit. 2024-02-28].
2. DIEGEL, Olaf; NORDIN, Axel a MOTTE, Damien, 2019. A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing. Online. 1. Springer Singapore. Dostupné z: https://doi.org/https://doi.org/10.1007/978-981-13-8281-9. [cit. 2024-03-17].
3. FUNES-LORA, Miguel; POSH, Ryan; WENSMAN, Jeffrey a SHIH, Albert, 2022. Design of a segmented custom ankle foot orthosis with custom-made metal strut and 3D-printed footplate and calf shell. Online. Prosthetics and Orthotics International. Roč. 46, č. 1, s. 37-41. ISSN 0309-3646. Dostupné z: https://journals.lww.com/poijournal/abstract/2022/02000/design_of_a_segmented_custom_ankle_foot_orthosis.7.aspx. [cit. 2024-02-26].
4. CHUA, Chee Kai a LEONG, Kah Fai, 2014. Additive Manufacturing: Principles And Applications (With

Companion Media Pack) - Fourth Edition Of Rapid Prototyping. Singapore: Word Scientific Publishing Company. ISBN 9814578495.
5. KAHLE, Christoph, 2020. Effizienzsteigerung durch additive Fertigung in der Orthopädie-Technik. Online. Orthopädie Technik. Roč. 71, č. 2, s. 34–41. ISSN 0340-5591. Dostupné z: https://360-ot.de/effizienzsteigerung-durch-additive-fertigung-in-der-orthopaedie-technik/. [cit. 2024-02-24].
6. KIENZLE, Christian a SCHLÄFER, Michael, 2018. Integration additiver Fertigungsverfahren (3D-Druck) in den orthopädietechnischen Versorgungsalltag. Online. Orthopädie Technik. Roč. 2018, č. 5, s. 48-55. ISSN 0340-5591. Dostupné z: https://360-ot.de/integration-additiver-fertigungsverfahren-3d-druck-in-den-orthopaedietechnischen-versorgungsalltag/. [cit. 2024-02-24].
7. KUMAR, Rohit; KUMAR, Rajesh; KALRA, Parveen; SAXENA, Somya; GUPTA, Ranjeetkumar et al., 2023. Effectiveness of 3D printed carbon fiber composite strut in customized ankle foot orthosis. Online. Composite Structures. Roč. 324, č. 117540. ISSN 0263-8223. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0263822323008863. [cit. 2024-02-26].
8. LEITE, Marco; SOARES, Bruno; LOPES, Vanessa; SANTOS, Sara a SILVA, Miguel T., 2019. Design for personalized medicine in orthotics and prosthetics. Online. Procedia CIRP. Roč. 84, s. 457-461. ISSN 2212-8271. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212827119309011. [cit. 2024-02-28].
9. MO, Shiwei; LEUNG, Sam H. S.; CHAN, Zoe Y. S.; SZE, Louis; MOK, Kam-Ming et al., 2019. The biomechanical difference between running with traditional and 3D printed orthoses. Online. Journal of Sports Sciences. Roč. 37, č. 19, s. 2191-2197. ISSN 1466-447X. Dostupné z: https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02640414.2019.1626069. [cit. 2024-02-29].
10. RAJ, Ratnesh; DIXIT, Amit Rai; ŁUKASZEWSKI, Krzysztof; WICHNIAREK, Radosław; RYBARCZYK, Justyna et al., 2022. Numerical and Experimental Mechanical Analysis of Additively Manufactured Ankle–Foot Orthoses. Online. Materials. Roč. 15, č. 17, article 6130. ISSN 1996-1944. Dostupné z: https://www.mdpi.com/1996-1944/15/17/6130. [cit. 2024-02-28].
11. Shrnutí základních technologií 3D tisku, 2023. Online. Sharplayers. Dostupné z: https://eshop.sharplayers.cz/a/technologie-3d-tisku. [cit. 2024-03-23].
12. URBAN, Bernd, 2021. Aspekte der Automatisierung in der Orthopädie-Technik durch CAD und Additive Fertigung. Online. Orthopädie Technik. Roč. 72, č. 1, s. 44-49. ISSN 0340-5591. Dostupné z: https://360-ot.de/aspekte-der-automatisierung-in-der-orthopaedie-technik-durch-cad-und-additive-fertigung/. [cit. 2024-02-24].
13. VISHNU, Ashish; ZACHARIA, Tom a PAUL, Lijo, 2020. Design and development of orthosis for clubfoot correction in infants an additive manufacturing approach. Online. Materials Today: Proceedings. Roč. 27, č. 3, s. 2605-2608. ISSN 2214-7853. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214785319337563. [cit. 2024-02-26].
14. WOJCIECHOWSKI, Elizabeth A.; CHENG, Tegan L.; HOGAN, Sean M.; MUDGE, Anita J.; BALASSONE, Daniel et al., 2022. Replicating and redesigning ankle-foot orthoses with 3D printing for children with Charcot-Marie-Tooth disease. Online. Gait & Posture. Roč. 96, s. 73-80. ISSN 0966-6362. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663622200131X?fr=RR-1&ref=cra_js_challenge. [cit. 2024-03-01].

ÖSSUR®
LIFE WITHOUT LIMITATIONS

Össur Solutions

Protetická řešení pro každého.

WWW.OSSUR.COM

Ponsetiho metoda a správné dlahování v léčbě golfové nohy

Monika Frydrychová
Ponseti Clinic, Dukelských hrdinů 17, Praha

Úvod

Golfová noha neboli pes equinovarus congenitus (dále PEC), je jednou z nečastějších vrozených vad pohybového aparátu. Celosvětově se s touto vadou narodí kolem 200 000 dětí, v České republice je výskyt proti jiným zemím poměrně nízký, s golfovou nohou se narodí asi 200 dětí za rok. Vadu je možné zjistit již prenatálně, nejčastěji při ultrazvukovém screeningu vrozených vad ve 20. týdnu gravidity. Více než polovina rodičů přichází na konzultaci ohledně možné léčby již v době těhotenství, na některé čeká toto nepříjemné překvapení až po narození dítěte. Incidence vady je 1:350–750 živě narozených dětí, postihuje častěji chlapce (3:1) a 50 % jedinců má vadu oboustrannou. Pokud je postižena pouze jedna končetina, o něco více to bývá pravá (56 %).

Etiologie a patogeneze

O etiologii vady se v minulém století dost polemizovalo a dodnes není úplně jasno. Vyskytly se teorie o mechanické příčině vady při nedostatku prostoru v děloze z důvodu vrozených vad pohlavních orgánů, nedostatku plodové vody, známá je také souvislost s výskytem stejné vady v rodině. Pro příbuzné prvního stupně platí zvýšené riziko výskytu vady 2,9 %, příbuzní 2. stupně (teta, strýc, prarodiče) 0,5 %. Pokud jsou oba rodiče nositeli PEC, je riziko porodu dalšího dítěte se stejnou vadou 10–15 %. Mírně se liší riziko přenosu vady pro ženské a mužské pohlaví.

Poslední léta přinesla objev několika genů, které jsou asociovány s PEC. Nelze však říci, že je to jednoduchá dědičnost, ale naopak jde o dědičnost tzv. polygenní a multifaktoriální, tedy je potřeba součinnost několika faktorů k manifestaci vady. S golfovou nohou jsou spojovány geny TBX4, PITX1 a MYBPC. Naději ukazuje oblast dlouhého raménka chromozomu 17, konkrétně lokusy 17q23.1 a q23.2, kde byly zaznamenány mikroduplikace obsahující geny TBX4. Standardně se zatím u diagnózy idiopatického PEC genetické vyšetření nedělá. Naopak v případech, kdy je podezření asociace vady se syndromem, se genetické vyšetření indikuje. Někdy bývá PEC součástí neurogenní vady, která není vždy zjevná ihned po narození. Takové nožky bývají velmi rezistentní na léčbu a téměř vždy vyžadují operační léčbu.

Přestože se vada projevuje jako skeletální deformita, je výsledkem svalové a ligamentózní nerovnováhy při postižení svalů bérce a jejich úponových šlach. Zkrácené, méně pružné (s větším podílem vazivových vláken) a méně vyvinuté svaly (zejména m. triceps surae, tibialis posterior a flexor digitorum longus) způsobují deformaci nohy do equinu (platiflexe) a varozity. Stejně tak jsou postiženy i šlachy jmenovaných svalů a ligamentozní aparát, který zajišťuje spojení kostí nohy. Vývoj a růst kostí je pak limitován prostorem vymezeným zkrácenými a tuhými strukturami a kostní základy jsou menší a deformované. Studie z magnetické rezonance, konkrétně 3D nekontrastní MRI angiografie ukázaly, že problém se netýká jen svalů a vazivových tkání, ale také tukové tkáně a cév, často jsou postiženy i nehty.

Anatomie vady

Jak naznačuje již předchozí odstavec, golfová noha je deformita třírovinná. V dnešní době je diagnostikovatelná již při prenatálním screeningu vrozených vad, nejčastěji ve 20. týdnu gravidity. Dominantní bývá u novorozenců zkrácení Achillovy šlachy (při kontraktuře celého lýtkového svalu) a noha je vůči bérci v equinozním postavení (plantiflexi), které nelze pasivně korigovat. Zajímavé je, že u neléčených dětí v rozvojových zemích, je složka plantiflexe potlačena tím, jak jsou nositelé takové vady nuceni chodit na deformované

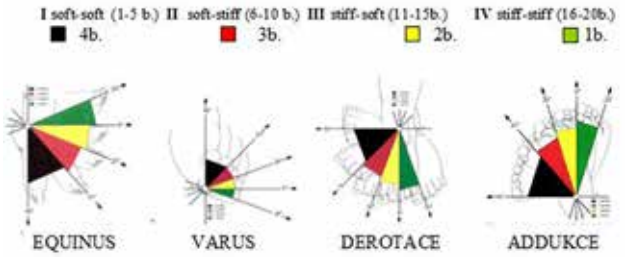
Obr. 1

noze. U většiny takových pacientů se Achillova šlacha protahuje při chůzi a dovoluje dotek paty s podložkou, i když ve výrazně supinačním postavení. Kavozita, neboli zvýrazněné vyklenutí nohy, je u typického PEC způsobena flexí I. paprsku, někdy s doprovodnou hyperextenzí palce v MTP kloubu (Obr. 1). U atypických vad jsou ve flekčním postavení všechny metatarsy, což se klinicky projeví příčnou rýhou uprostřed chodidla (Obr. 2). Jak již bylo uvedeno, neurogenní nebo syndromické golfové nohy, jsou velmi rigidní a často recidivují z toho důvodu, že nelze navodit sav svalové rovnováhy po primárně úspěšné repozici nožky. I idiopatická vada má v raném dětství tendenci k recidivám. Je to dáno především dynamickým růstem dětí a rychlou syntézou kolagenu v prvních měsících života do věku 5 let. Z těchto důvodů i procento recidiv klesá po 5. roce věku pod 10 %.

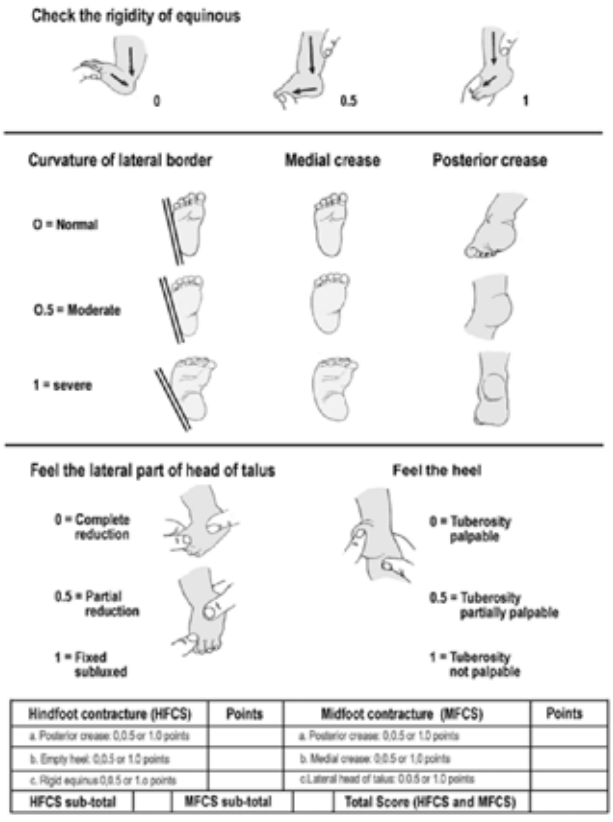
Klasifikace vady

Dříve platné a hojně užívané dělení na vadu polohovou a rigidní je již dnes opuštěno. Pokud se jedná o idiopatický equinovarus, je to vada vždy rigidní v pojetí původního rozdělení. Polohová vada je přechodně patrná deformita, která většinou ihned po porodu lze manuálně korigovat do

Obr. 2



Obr. 3a



Obr. 3b

fyziologického postavení a nevyžaduje ani korekci sádrováním nebo jinou technikou. Dnes používané klasifikace rozlišují míru rigidity skórovacím systémem, který buď hodnotí bezprostřední reponibilitu vady (Dimeglio), nebo posuzuje v každé fázi léčení každou složku vady (Pirani). V Čechách je více rozšířená klasifikace dle Dimeglia (Obr. 3)

Léčba

Ponsetiho metoda, moderní terminologií pak spíše **Ponsetiho management léčby golfové nohy**, vnesla do léčby golfové nohy zásadní obrat. Je to specifická metoda manipulace, specifická technika sádrování, specifický způsob prevence relapsu a specifický přístup k recidivám. Ignatio Ponseti začal svoje první léčebné pokusy s manipulacemi a sádrováním v roce 1948 v Iowě. Zjistil sekvenčním snímkováním vlastních nohou v různých pozicích, jak se společně, v jednom funkčním bloku pohybují kostí tarzu a uvědomil si, že jde všechny složky vady kromě ekvinozity lze korigovat najednou. Za svoji dlouhou profesní kariéru metodu neustále zdokonaloval a svoje výsledky opakovaně publikoval. Díky tomu máme dnes unikátní možnost posoudit dlouhodobé výsledky Ponsetiho konzervativního přístupu v porovnání s výsledky po operační léčbě, která má dodnes ve světě spoustu zastánců, zejména v případě recidivy.

Léčbu golfové nohy je vhodné zahájit během prvního měsíce po porodu. Není nutné začít se sádrováním již v porodnici, jak se mnohdy děje. Pro maminky, které nečekají narození dítěte s vadou, je takový postup velmi stresující a může vyústit v nežádoucí psychické potíže jak matky, tak dítěte, a hlavně k nespolupráci v dlouhodobém léčebném procesu. Je třeba si uvědomit, že vybudování správné vazby mezi matkou a dítětem a nastavení nového režimu a adaptace celé rodiny k zvládnutí logistiky celé léčby je velmi důležitou součástí úspěchu. Je proto vhodné ideálně ještě před porodem (v případě zjištění při screeningu v graviditě) nebo v porodnici s maminkou prodiskutovat princip a program léčení, poučit ji o dalších možnostech, o zdrojích informací, a zahájit léčbu s dobře informovanou rodinou, která velmi dobře spolupracuje a zvládá i případné nesnáze při léčbě.

Repozice (manipulace a sádrování)

Klíčovým momentem léčby je správná technika manipulace a sádrování. Manipulaci provádí lékař, který palcem jedné ruky vyvíjí tlak na zevní část hlavice talu. Ta je v počátku léčby dobře hmatná asi 1 cm před zevním kotníkem. Tím fixuje talus ve vidlici hlezenního kloubu a prsty druhé ruky šetrně uchopí přednoží tak, že podepře hlavici prvního metatarsu, aby byl reponován do úrovně ostatních paprsků, a takto připravené přednoží v jemném tahu abdukuje kolem hlavice talu. Při této manipulaci se natahují ligamenta na vnitřní straně nohy, protahuje se šlacha m. tibialis posterior a m. flexor digitorum communis. Po cca 1–2 minutách manipulace je naložena podložená, přiměřeně těsná a precizně modelovaná sádrová fixace, od prstů až do třísla s flexí kolena 90°. Vysoká sádrová fixace zajistí možnost repozice chodidla vůči koleni do zevní rotace a spolu s dokonalou modelací zabrání

Obr. 4

posunu paty proximálně. Tento postup se opakuje každý týden minimálně po dobu 6 týdnů, každý týden by mělo být patrné zlepšení postavení nohy (Obr. 4). Sádrujeme do té doby, než dosáhneme postupnou a šetrnou manipulací repozice nožky s vyrovnanými okraji chodidla mediálně i laterálně, reponovanými metatarsy do stejné úrovně a reponovanou os naviculare před hlavici talu. V této pozici je chodidlo v 50–60° zevní rotace vůči koleni a minimálně neutrálním postavení vůči bérci (dorziflexe 0°) (obr. 5). V případě, že je Achillova šlacha zkrácena tak, že nedovoluje dorziflexi 15° (nutné pro nasazení dlahy), je indikována tenotomie. Šlacha se protíná 1 cm nad hmatným hrbolem patní kosti, v nejužším místě, perkutánně a kompletně. Pokud je tenotomie provedena správně, zisk dorziflexe je 15–20°. V maximální korekci je pak noha zasádrována na 3 týdny, kdy se Achillova šlacha reparuje z peritenonia v prodloužení. Po sejmutí sádry musíme mít ihned k dispozici správnou dlahu, která udrží nohu v reponovaném postavení. Mezi sejmutím sádry a nasazením dlahy nesmí být žádné prodlení, probíhá během jedné návštěvy.

Obr. 5

Retence – dlahování

I poté, co je vada kompletně reponována, není léčbou ovlivněna její příčina. Recidivy vznikají ze stejných příčin jako primární deformita, jinými slovy, zkrácené svaly a šlachy mají tendenci se opět zkracovat (relativně při růstu dítěte). Proto je nutné postarat se o prevenci relapsu zajištěním vhodné dlahy, která udrží nohu v maximální získané korekci, tedy zevní rotaci 50–60° a dorziflexi minimálně 15°. Tým profesora Ponsetiho je autorem John-Mitchellovy dlahy, která je s léčbou golfové

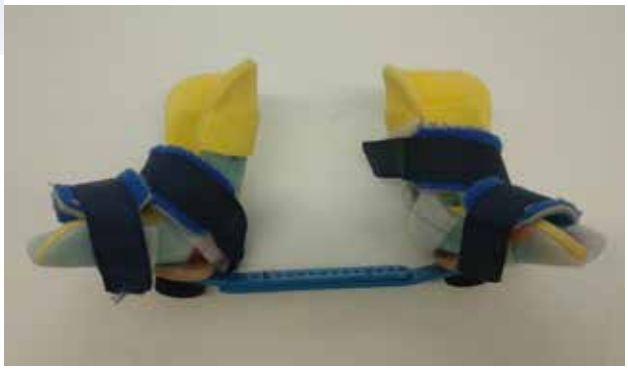
Obr. 6a

Obr. 6b

nohy nejvíce spojována (Obr. 6). Po proniknutí metody profesora Ponsetiho do celého světa se postupně objevila řada variant dlahy se stejným principem – dvě boty v zevní rotaci, spojené tyčí s nastavenou/volitelnou dorziflexí, paty botiček jsou ve vzdálenosti odpovídající šíři ramen dítěte (např. Alfa-flex a Beta-flex, IOWA dlaha, C-pro modulární dlahovací systém). Každá z variant se snaží nabídnout výhody nebo jiné možnosti proti originálu, které mohou být pro nohy i celkový vývoj některých dětí přínosem (např. nižší hmotnost). Alternativní varianty dlah nabízí použití tzv. flexibilní tyče, např. Dobbs‘ bar. První generace flexibilních tyčí, která dovolovala dítěti postavit nohu do plantiflexe, byla nahrazena další generací flexibilních tyčí, kde již tento problém nehrozí (Obr. 7). Otázkou ovšem je, zda flexibilní tyč poskytuje dítěti vyšší komfort dlahování než tyč rigidní a noze stejnou jistotu v retenci.

Obr. 7

V případě jednostranného postižení se zdravá nožka nastavuje do zevní rotace 30–40°. Abdukční dlaha umožňuje dětem volný pohyb kolen, do jisté míry i malý pohyb v hlezenním kloubu, což je velmi důležité k protahování postižených svalů bérce. Přechodně se v Čechách objevily dlahy, které byly konstrukcí podobné abdukční ortéze, ale skládaly se z plastového odlitku a tyče (Obr. 8). Někde se používaly i vysoké individuální KAFO ortézy. Pokud budeme končetinu fixovat v rigidní ortéze typu KAFO (Knee-Ankle-Foot Orthosis) nebo AFO



Obr. 8

(Ankle-Foot-Oorthosis), svaly na bérci nebudou protahovány vůbec, a navíc při rigiditě plastové ortézy riskujeme rozvoj aseptické nekrózy talu. Ta může vzniknout zvýšeným a trvalým tlakem na talus při rigidní dorziflexi hlezna, jak publikovali norští autoři ve své studii. U nízkých ortéz AFO je problém podobný, inaktivuje svaly bérce, a navíc nedokáže zajistit správné zevně rotační postavení nohou.

Dlahování je velmi zásadní etapa léčby a jeho délka během prvních měsíců života je upravena potřebou spánku dětí. Po prvním nasazení ortézy je režim nošení dlahy 23 hodin denně po dobu 3 měsíců, tedy při ideálním průběhu léčení do 5 měsíců věku dítěte. Pak zkracujeme každý měsíc nošení dlahy o 2 hodiny, na konečných 12 hodin přes noční spánek. V tomto režimu by dítě mělo dlahu nosit do 4–5 let věku, kdy značně klesá riziko recidivy, jak už bylo vysvětleno výše.

V době, kdy dítě chodí a začíná i s dalšími aktivitami (běhá, skáče, …), mají postižené svaly a šlachy možnost být posíleny a protaženy běžnou dětskou denní aktivitou. V noci pak dlaha zajišťuje jakýsi bonus pro nohu, kterou pomůcka udržuje v protažení mediálních svalů a šlach nohy, kdežto původně méně tonizované a relativně prodloužené peroneální šlachy jsou zevně rotačním postavením tonizovány. Kromě toho má dlaha s tyčí ještě další zásadní výhodu. U 10 % dětí s golfovou nohou zaznamenáváme poruchu rotačních poměrů bérce. Ta spočívá ve změně vzájemné rotace osy bikondylární a bimalleolární. Fyziologická hodnota je 20° zevní rotace bimalleolární linie vůči bikondylární linii. Pokud začneme dlahovat jednostrannou dlahou bez fixace na tyči v rotaci, tato deformita se neupraví a u některých dětí výrazně vadí při chůzi. V takových případech pak bývá indikována derotační osteotomie. V době inaktivity, kdy postižené a kontrahované tkáně mají tendenci vracet nohu do původního postavení, dlahování pomáhá předcházet relapsům.

Důležité je si uvědomit, že dlaha je pouze retenční pomůcka, a je tedy nutné, aby byla nasazena na plně korigovanou nohu. V žádném případě nelze spoléhat na to, že drobnou reziduální deformitu dlaha dokoriguje. Pokud přiložíme dlahu na nekorigovanou deformitu, velmi časně dojde ke zhoršení postavení, které se nejčastěji projeví netolerancí pomůcky. Je potom nutné zahájit znovu sádrování s cílem plné korekce, i za cenu opakované tenotomie. Nastavení dlahy musí také reflektovat konečnou pozici rotace chodidla. U atypických a komplexních vad se i na postižené straně nastavuje pozice do 30°, pokud je konečná pozice derotace 50°, pak je potřeba do této polohy nastavit i dlahu.

V posledních letech jsou k dispozici i varianty jednostranné dlahy, tzv. ADM (Abduction-Dorsiflection-Mechanism), firmy C-Pro Direct. Tato pomůcka je již stranově specifická a využívá se u dětí s recidivou po předchozí repozici sádrováním, nebo jako pooperační dlaha např. po transferu m. tibialis anterior. Stejně jako abdukční ortéza je to pomůcka noční, která pomáhá udržet správnou pozici nohy při relaxaci svalů. Je to stavebnicový systém složený ze sandálu a bércové pružinové části, která pružinami ovlivňuje pozici tibio-talárního kloubu (TTJ) a subtalárního kloubu (STJ). Obě pružiny lze volit ve 3 různých silách (soft – standard – strong), podle individuálních parametrů každé nohy. Specifikace komponent by měla být vždy určena lékařem indikujícím pomůcku. Stejná firma

Obr. 9

představila i variantu abdukční dlahy s tyčí, která má stranově odlišné sandály. Prodloužená mediální hrana boty je výhodou tam, kde mají nohy reziduální ale reponibilní addukční složku, tedy flexibilní varozitu přednoží. Palcová hrana tak dobře drží první paprsek ve správné ose. Obě varianty dlahy lze také kombinovat, sandál lze použít jak na tyč, tak na jednostranný pružinový systém (Obr. 9, 10).

Obr. 10

Komplikace

Níže zmíněné komplikace je třeba chápat jako potíže v začátcích osvojování techniky sádrování, nikoli jako komplikace metody samotné. Ta je profesorem Ponsetim i jeho týmem dokonale propracována a při hodnocení dlouhodobých výsledků komplikace nemá.

Při sádrování je jednou z nejčastějších potíží otlak na kůži od sádrové fixace. Vzniká většinou paradoxně při příliš volné sádře, kdy má nožka možnost malého pohybu uvnitř sádry. Dostane se pak do pozice, kdy se nejčastěji otlačí buď pata nebo ventrální část hlezna a vznikne i difuzní otok měkkých tkání, někdy doprovázený petechiemi. Prevencí takové komplikace je důsledné, ale ne příliš vrstvené podložení, aby byla zajištěna prevence otlaku, ale současně sádra byla dostatečně těsně modelována k noze. Vyžaduje to nácvik a cit, stejně tak jako při manipulaci s nožkou před sádrováním. Kůže novorozence je velmi jemná a citlivá, a i malé shrnutí podložení nebo příliš velký tlak na talus během manipulace, může způsobit otlak a velké potíže. Extrémní je případ, kdy se prstíky v sádře úplně schovají. V této situaci se pata nožky vysune proximálně a je v sádře fixována v příliš velké plantiflexi, která zhorší původní deformitu, a dojde k iatrogennímu poškození, tzv. complex clufoot, neboli komplexní deformitě. Objevuje se nejen otok, ale i příčná rýha na chodidle, která je důsledkem nepřirozené a vynucené flexe všech metatarsů, první paprsek bývá flektován nejvíc a imponuje jako zkrácený, palec je v hyperextenzi. K takové deformitě je třeba přistupovat velmi obezřetně a sádrovat ji s velkým důrazem na modelaci obvazu, situaci nezachrání dřívější indikace tenotomie. Při vzniku takové komplikace se obvykle sádrování protáhne na cca 8–10 týdnů. Je třeba pak i modifikovat pozici i režim při dlahování. Důvodem takové komplikace bývá většinou příliš krátká sádrová fixace, která nedosahuje do třísla, nedostatečná flexe v kolenním kloubu (menší než 90°) a nedostatečná modelace sádry v oblasti paty.

V další etapě se setkáváme se sníženou spoluprací (compliance) při nošení dlah. První rok většinou nebývá problém s režimem. Jakmile děti začnou být aktivnější, dlaha jim začne vadit při otáčení v postýlce, v noci se budí a pláčou. V této chvíli rodiče často podlehnou stresu a dlahování přeruší. Je jasné, že abdukční ortéza představuje jisté omezení v pohybu, ale je třeba mít na paměti, že je to nutné v dlouhodobém horizontu prevence recidivy. Je nezbytné rodiny dobře informovat o principu léčby i vady samotné, aby rodiče byli zapojeni do léčebného procesu, protože jsou to oni, kdo každou noc nasazují svému dítěti dlahy a potýkají se s nevyspáním a únavou. Lékař je v takové chvíli postaven do role trenéra týmu, který má jasný cíl – porazit soupeře, tedy rebelující vadu nohy. Měl by využít veškeré možnosti ke zvládnutí krizové situace, rodiče neobviňovat, ale naopak znovu motivovat, a všichni se v takovou chvíli musí pokusit společně najít východisko a řešení.

Pokud vznikne recidiva, jejíž pravděpodobnost se snižuje s věkem, je indikováno znovu sádrování a repozice vady. Do věku 4 let je indikována znovu abdukční dlaha. U dětí starších 3 let, kde je dlaha extrémní problém, je možnost využít k retenci reponované nožky po znovusádrování, transpozici šlachy m. tibialis anterior. Ta se transponuje ze své anatomické pozice do centra nohy, do os cuneiforme laterale a svým tahem poté udržuje nohu v reponovaném stavu. Nelze se spoléhat na to, že operace má korekční charakter. Noha musí být před operací korigována manipulací a sádrováním. Výkon v této fázi léčby pouze nahrazuje abdukční dlahu.

Závěr

Ponsetiho metoda je bezesporu nejrozšířenější metoda léčby golfové nohy na světě. Profesor Ponseti zasvětil život doslova „hledání cesty pro lepší život milionů dětí“. Jeho metoda je vysoce efektivní, nízkonákladová, nenáročná na technické vybavení, a především neoperační léčba, proveditelná kdekoli na světě pro každé dítě. V rozvojových zemích začali dokonce s Ponsetiho

metodou u dětí nad 10 let a mnohdy jsou lékaři úspěšní i u dospělých pacientů. Metoda je účinná i pro řešení recidiv po operacích. Ponsetiho metoda mění život nositelům golfové nohy ze zdravotního postižení a závislosti na někom na život slibný a produktivní, bezbolestný, s možností svobodného výběru povolání a rekreačních sportů.

Dovolte mi na tomto místě zmínit nově otevřenou Ponseti Clinic v pražských Holešovicích. Je to první a jediné zařízení v Čechách a ojedinělé i v Evropě, kde našim malým pacientům s golfovou nohou poskytujeme ortopedickou, ortotickou a fyzioterapeutickou péči v reálném čase na jednom místě. Máme možnost tak řešit veškeré události během terapie společně v týmu a rodičům pomoci překonat složité období na začátku léčby dítěte s vrozenou vadou. Celá klinika je vybudována pro všechny pacienty bez rozdílu věku, kteří hledají odbornou péči s pochopením v netradičním a vlídném pojetí, bez stresu a nepohodlí. Přejeme si a děláme všechno pro to, abychom dávali sílu se zvednout a naději zůstat v pohybu.

Věřím a doufám, že tento článek přispěje k rozšíření povědomí jak o léčbě golfové nohy, tak o i mladé a ambiciózní Ponseti Clinic v Praze. Porozumění principům metody, kterých je nutno se držet, snad bude dobrým základem pro úspěšnou spolupráci všech oborů, které se na léčbě této vady podílí, ve prospěch našich pacientů.

Seznam literatury:

1. ALVARADO David M., Aferol Hyuliya, McCall Kevin, Huang Jason B., Techy Matthew, Buchan Jillian, Cady Janet, Gonzales Patrick R., Dobbs Matthew B., and Gurnett Christina A.: Familial Isolated Clubfoot Is Associated with Recurrent Chromosome 17q23.1q23.2 Microduplications Containing TBX4: The American Journal of Human Genetics 87, 154–160, July 9, 2010
2. CARDY Amanda H., Sharp Linda, Torrance Nicola, Hennekam Raoul C., Miedzybrodzka Zosia: Is There Evidence for Aetiologically Distinct Subgroups of Idiopathic Congenital Talipes Equinovarus? A Case Only Study and Pedigree Analysis. PLoS ONE, April 2011 | Volume 6 | Issue 4 | e17895
3. COOK T.M.: Clubfoot, The Quest for Better Life for Millions of Children, Ice Cube Press, 2019, Iowa, USA,
4. COOPER D. M., Dietz F.R.: Treatment of idiopathic clubfoot. A thirty-year follow-up note. J Bone Joint Surg Am. 1995; 77: 1477-1489
5. DOBBS M. B., Nunley R., Schoenecker P. L.: Long-Term Follow-up of Patients with Clubfeet treated with Extensive Soft-Tissue Release. J Bone Joint Surg Am. 2006; 88: 986-996
6. DUNGL P. a kol: Ortopedie, 2. rozšířené a přepracované vydání, Grada, Praha 2014
7. GURNETT Christina A., Alaee Farhang, Desruisseau David, Boehm Stephanie, Dobbs Matthew B.: Skeletal Muscle Contractile Gene (TNNT3, MYH3, TPM2) Mutations Not Found in Vertical Talus or Clubfoot. Clin Orthop Relat Res (2009) 467:1195–1200 DOI 10.1007/s11999-008-0694-5
8. LAAVEG S. J., Ponseti I. V.: Long-Term Results of Treatment of Congenital Club Foot. J Bone Joint Surg Am. 1980; 62: 23-31
9. LIU Guoqing, Inglis Julie, Cardy Amanda, Shaw Duncan, Sahota Sukhy, Hennekam Raoul, Sharp Linda and Miedzybrodzka Zosia: Variation in WNT7A is unlikely to be a cause of familial Congenital Talipes Equinovarus. BMC Medical Genetics 2008, 9:50 doi:10.1186/1471-2350-9-50
10. MERRILL Laura J., Gurnett Christina A., Siegel Marilyn, Sonavane Sushil, Dobbs Matthew B.: Vascular Abnormalities Correlate with Decreased Soft Tissue Volumes in Idiopathic Clubfoot. Clin Orthop Relat Res (2011) 469:1442–1449 DOI 10.1007/s11999-010-1657
11. PONSETI I.V.: Congenital clubfoot. Fundamentals of treatment, second edition, Oxford University Press, 1996
12. SÆTERSDAL Ch., Fevang J. M., Fosse L., Engesæter L. B.: Good results with Ponseti method. A multicenter study of 162 clubfeet followed for 2-5 years. Acta Orthopaedica 2012; 83 (3): 288-293

Seznam obrázků:

1. Typická idiopatická vada (golfová noha, PEC), pohled z dorzální a plantární strany. Zdroj: vlastní
2. Vpravo atypická vada s flexí všech metatarsů a hlubokou plantární rýhou. Zdroj: vlastní
3. Klasifikace Dimeglio (a) (Dimeglio, 1995), Pirani (b) (Pirani, 1995). Zdroj: www.nosurgery4clubfoot.com
4. Sekvence sádrových obvazů. Zdroj: archiv José Morcuende
5. Pacient po léčbě Ponsetiho metodou, výchozí stav a v 1 roce věku. Zdroj: vlastní
6. John-Mitchellova dlaha. Zdroj: vlastní
7. Flexibilní rozpěry pro abdukční dlahu. Zdroj: www.c-prodirect.com, www.semeda.de
8. Nevhodná náhrada abdukční dlahy – plastové rigidní AFO s tyčí. Zdroj: vlastní
9. Abdukční dlaha modulárního systému C-pro Direct s rigidní tyčí a stranově odlišnými sandály. Zdroj: www.c-prodirect.com
10. ADM dlaha modulárního systému C-pro Direct. Zdroj: www.c-prodirect.com

Ortotické řešení

pes equinovarus congenitus

České zastoupení

MD Orthopaedics

Dlahy Johna Mitchella
vyvinuty ve spolupráci s Dr. Ponseti

www.orthobrace.cz

Orthobrace

724 532 585
info@orthobrace.cz

I. reprezentační

Ples

No Foot No Stress aneb když amputáři tančí

No Foot No Stress
No Problem!

Moderují:
JIŘÍ JEŽEK, DÁŠA ZÁZVŮRKOVÁ

Účinkují:
MOONDANCE ORCHESTRA MARTINA KUMŽÁKA
se svými sólisty:
DASHA, NAĎA WEPPEROVÁ, MICHAL CERMAN, DUŠAN KOLLÁR

Hlavním posláním sdružení No Foot No Stress z.s. je pomoc lidem po amputaci s návratem do aktivního života. Děkujeme partnerům plesu, kteří svou podporou umožnili prodej vstupenek za dotovanou cenu a přispěli k zakoupení sportovních protéz pro další nadšené jedince.
Více na www.nofoot.cz.

11/4/2025
Kongresové centrum Praha
19:00–01:00

smsticket
KUP VSTUPENKU NEBO ZJISTI VÍCE INFORMACÍ

Hlavní partneři

ottobock. nova Art smsticket Holiday Inn PRAGUE PRAGUE CONGRESS CENTRE

Centrální pohybové poruchy a kompresivní terapie

Petra Poková [1, 2], Iva Hereitová [2, 3]
[1] Otto Bock ČR s. r. o., Protetická 460, Zruč-Senec
[2] Fakulta zdravotnických studií, Západočeská univerzita v Plzni, Univerzitní 8, Plzeň
[3] Lékařská fakulta, Univerzita Palackého v Olomouci, Hněvotínská 3, Olomouc

U dětí a dospělých s centrálním postižením nervového systému je podceňována úloha senzoriky. U těchto onemocnění dochází k nedostatečnému zpracování exteroreceptivních a proprioreceptivních vzruchů z periferie, a tím nedochází k přímé kontrole postury a pohybů. Následkem vznikají progredující sekundární efekty v důsledku nehybnosti jako je bolest a muskuloskeletální změny.

Úvod

Děti a dospělí s chronickým onemocněním mozkových funkcí mají postižení různé závažnosti, které jsou závislé na lokalizaci a rozsahu postižení a jsou provázeny různým stupněm omezení každodenních aktivit. Projevem komplexního senzomotorického vjemu je držení těla, postoj a chůze. V případě postižení centrálního nervového systému dochází k odchylkám postury, schopnosti úchopu a vzoru chůze.

U zdravého člověka jsou exteroreceptivní (povrchové) vjemy přenášeny prostřednictvím mechanoreceptorů, termoreceptorů či volných nervových zakončení. Informují jedince o povrchovém vjemu včetně bolesti. Naopak proprioreceptory přenášejí vjemy hluboké citlivosti, tj. polohocitu, pohybocitu a vibraci. Jsou uloženy v rovnovážných orgánech, kloubních pouzdrech, fasciích, svalech a jsou dále vyhodnocovány v centrální nervové soustavě (CNS), kde se dále regulují. Tímto způsobem vyhodnocujeme – podvědomě – informaci o poloze těla v rámci časoprostoru i celkovém nastavení tělesných segmentů pro následující pohyb. Díky existenci tohoto procesu tonické svaly kontrolují stabilitu hlavy, trupu a osu dolních končetin proti gravitaci a iniciují a řídí pohyby svalů fázických.

U lidí s postižením mozkových funkcí je ovlivněno zpracování a koordinace informací z periferie. Neadekvátně zpracované senzorické informace nemohou být tedy v plné míře k dispozici pro plánování a kontrolu pohybu. Nedostatečná kontrola postury a pohybů vede k následnému zhoršení senzomotoriky. Vyřazení těchto senzomotorických principů motorického řízení postupně vede k muskuloskeletálním změnám, které se postupem času vyvíjejí v nevratné poškození.

Cíl vybavení

Cílem vybavení pacienta s mozkovou dysfunkcí je kompenzace senzomotorických poruch za účelem umožnění fyziologické aktivity, omezení bolesti a prevence sekundárního poškození.

- Snažíme se o zmírnění bolesti.
- Zlepšením tonického svalstva se snažíme o zlepšení kontroly postavení hlavy a trupu a usnadnění pohybu z periferie, tedy horních a dolních končetin.
- Ovlivňujeme svalový tonus a tím zamezujeme nadměrné, patologické, svalové aktivitě.
- Zvětšením rozsahu pohybu v jednotlivých kloubech zamezujeme kontrakturám spojených s následnými kostními deformitami.
- Normalizace biomechanického nastavení jednotlivých částí těla vede k možnosti silového tréninku těla.
- Zlepšení svalové hmoty a mobility vede k lepší výkonnosti vnitřních orgánů a metabolismu.
- Postupnou změnou pohybu ovlivňujeme sebevědomí, psychiku jedince, což má dopad na sociální participaci (Strobl, 2023).

Kompresivní terapie

Kompresivní oděvy jsou používány jako jedna z terapeutických možností pro děti a dospělé s neuromotorickým a muskuloskeletálním deficitem ke zlepšení tělesného vnímání, posturální stability a ovlivnění svalového tonu.

Kompresivní oděv MyActive se zhotovuje individuálně na míru podle délkových a obvodových rozměrů. Materiál je strečový, složený ze 61% polyamidu a 39% lycry.

MyActive je tvořen topem, legínami nebo kompletem zahrnujícím top i legíny. Míru komprese můžeme volit dle tělesné partie a optimálně ji přizpůsobit.

Top – varianty:

- Jednovrstvé nebo dvouvrstvé provedení může být doplněno ještě abdominálním zesílením.
- Ukončení topu elastickým pásem (jako tričko) nebo rozkrokovou částí se zapínáním na druky (body).
- Rozepínání/zapínání topu na zip vepředu nebo vzadu. Délka zipu může být v délce do poloviny hrudníku, do pasu nebo průběhová. U zipu jsou umístěny druky, které při zapnutí umožní bezpečně pracovat se zipem.
- Top může mít krátký nebo dlouhý rukáv.

Obr. 1

Obr. 2

Legíny – varianty:

- Jednovrstvé nebo dvouvrstvé provedení.
- Rozepínání/zapínání v oblasti pasu s využitím zipu nebo bez zipu.
- Legíny mohou být v délce nad kolena, do poloviny lýtek nebo ke kotníkům.

Obr. 3

Obr. 4

Pants	Compression in N/cm²
U.-Taille	0,4
U.-Hüfte	0,5
U.-Oberschenkel proximal re	0,6
U.-Oberschenkel proximal li	0,6
U.- Oberschenkel Distal re	1
U.- Oberschenkel Distal li	1
U.-Knie re	1
U.- Knie li	1
U.- Wade re	1
U.- Wade li	1
U.- Fessel re	0,5
U.- Fessel li	0,5

Shirt	Compression in N/cm²
U.-Brust	0,4
U.-Taille	0,4
U.-Hüfte	0,4
U.-Oberarm proximal re	0,3
U.-Oberarm proximal li	0,3
U.-Oberarm distal re	0,8
U.-Oberarm distal li	0,8
U.-Unterarm distal re	
U.-Unterarm distal li	

Obr. 5

Účinky kompresivní terapie

Giray et al. (2018) sledovali účinky kompresivního oděvu v závislosti na době nošení – jednalo se o dvou a šestihodinové nošení. Sledované děti byly rozděleny do tří skupin. První skupina byla kontrolní a forma terapie byla pohybová. Druhá skupina nosila kompresivní oděv dvě hodiny denně během terapií. Třetí skupina nosila kompresivní oděv čtyři hodiny denně a poté další dvě hodiny během terapií. Hodnotícími nástroji byly – The Sitting Assessment Scale (SAS), Cobb Angel (CA), Kyphotic Angle (KA) a Migration Index (MI). Sledování probíhalo před zahájením terapie a po šestiměsíční terapii. Výsledky ukázaly, že došlo ke statisticky významným rozdílům v SAS pro všechny sledované skupiny. Nárůst byl však méně významný ve skupině kontrolní. Žádná ze sledovaných skupin neprokázala změnu v MI pravé nebo levé kyčle. CA a KA se významně snížily ve skupinách, které kompresivní oděv užívaly, naopak nebyly významné ve skupině kontrolní. Závěrečné ustanovení tedy zní, že kompresivní oděv společně s pohybovou terapií ovlivňuje kyfotické držení těla, nikoli skoliózu a lateralizaci kyčle. Lze jej tedy využít ke zlepšení držení těla při sedu v kombinaci s konvenční pohybovou terapií. Autoři došli k závěru, že doba nošení kompresivního oděvu (2–6 hodin denně) je stejně účinná a dětem s nižší poddajností lze doporučit nosit oblek dvě hodiny denně.
Romeo et al. (2018) zjišťovali účinnost kompresivního oděvu pro zlepšení motorické funkce a statické rovnováhy u dětí s dětskou mozkovou obrnou (DMO). Sledované děti nosily kompresivní oděv po dobu šesti měsíců více než čtyři hodiny denně. Metodou objektivizace proběhla vyšetření stabilometrie vsedě s oděvem a bez něj a systém hodnocení hrubé motoriky dle Gross Motor Function Classification System (GMFCS). Kontrolní skupinu zahrnoval stejný počet dětí, které kompresivní oděv nenosily. Vyšetření před zahájením samotného sledování ukázalo, že všechny proměnné jsou lepší při vyšetření provedeném v oděvu, ale rozdíly nebyly významné. Výsledky sledování ukázaly statisticky významné rozdíly ve všech vyšetřeních.
Almeida et al. (2017), Karadag-Saygi et al. (2019), sledovali děti s GMFCS I – III, resp. GMFCS III – IV. Používání kompresivního oděvu MyActive zlepšilo držení těla, hrubou motoriku a chůzi.
Gracies et al. (2000) sledovali účinek kompresivního oděvu při spasticitě horní končetiny způsobené cévní mozkovou příhodou (CMP). Výsledky ukázaly snížení otoku v distální části horní končetiny, snížení spasticity flexorů zápěstí a prstů a zlepšené držení zápěstí. Směrem do proximální části nebyly výsledky tak výrazné, přesto došlo k mírnému zlepšení rozsahu pohybu v ramenním kloubu a zlepšení pohybu do supinace předloktí. K podobným výsledkům došel Watson et al. (2007).
Maguire et al. (2020) sledovali vliv kompresivního oděvu na rovnováhu a chůzi u pacientů po CMP. Chůze byla hodnocena dle Functional Gait Assesment (FGA), sekundárně bylo měřeno vychýlení trupu Total Angle Area (TAA). Sledovaní bylo rozděleno do dvou fází – fáze A (9–12 týdnů) s využitím lokomočních pomůcek (čtyřbodová hůl) a fáze B (9–16 týdnů) s kompresivním oděvem s minimálním využitím lokomočních pomůcek (čtyřbodová hůl). Kompresivní oblek byl nošen minimálně šest hodin denně. Všichni zúčastnění vykazovali statisticky významné zlepšení skóre FGA od fáze A do fáze B. Snížení TAA indikuje zlepšení stability a rovnováhy. Z výsledků vyplývá, že kompresivní oděv má na chůzi specifický klinicky relevantní účinek. Účinky mohou být výraznější u pacientů s minimálním deficitem percepce a senzomotoriky.

Závěr

Kompresivní oděv MyActive podporuje aktivní pohyb, kontrolu držení těla a funkční rozsah pohybu. Zvyšuje vnímání polohy končetin a trupu intenzivním kontaktem. Zvýšený nitrobřišní tlak zároveň zajišťuje stabilizaci a vzpřímené držení těla. Kompresivní oděv lze využít jako další formu neinvazivní konzervativní terapie u dětí i dospělých.

Seznam literatury:

1. Almeida, Kênnea M.; Fonseca, Sérgio T.; Figueiredo, Priscilla R. P.; Aquino, Amanda A.; Mancini, Marisa C. (2017): Effects of interventions with therapeutic suits (clothing) on impairments and functional limitations of children with cerebral palsy: a systematic review. In: Brazilian journal of physical therapy 21 (5), S. 307–320. DOI: 10.1016/j.bjpt.2017.06.009.
2. Giray, Esra; Keniş-Coşkun, Özge; Güngör, Sabiha; Karadağ-Saygı, Evrim (2018): Does stabilizing input pressure orthosis vest, lycra-based compression orthosis, improve trunk posture and prevent hip lateralization in children with cerebral palsy? In: Turkish journal of physical medicine and rehabilitation 64 (2), S. 100–107. DOI: 10.5606/tftrd.2018.1332.
3. Gracies, J. M.; Marosszeky, J. E.; Renton, R.; Sandanam, J.; Gandevia, S. C.; Burke, D. (2000): Short-term effects of dynamic lycra splints on upper limb in hemiplegic patients.

In: Archives of physical medicine and rehabilitation 81 (12), S. 1547–1555. DOI: 10.1053/apmr.2000.16346.
4. Karadağ-Saygı, Evrim; Giray, Esra (2019): The clinical aspects and effectiveness of suit therapies for cerebral palsy: A systematic review. In: Turkish journal of physical medicine and rehabilitation 65 (1), S. 93–110. DOI: 10.5606/tftrd.2019.3431.
5. Maguire, Clare C.; Sieben, Judith M.; Lutz, Nathanael; van der Wijden, Gisela; Scheidhauer, Heike; de Bie, Robert A. (2020): Replacing canes with an elasticated orthotic-garment in chronic stroke patients - The influence on gait and balance. A series of N-of-1 trials. In: Journal of bodywork and movement therapies 24 (4), S. 203–214. DOI: 10.1016/j.jbmt.2020.06.006.
6. Romeo, Domenica M.; Alessandro Specchia; Sini, Francesca; Bompard, Sarah; Di Polito, Alessia; Del Vecchio, Arianna et al. (2018): Effects of Lycra suits in children with cerebral palsy. In: European journal of paediatric neurology: EJPN: official journal of the European Paediatric Neurology Society 22 (5), S. 831–836. DOI: 10.1016/j.ejpn.2018.04.014.
7. Strobl, W. M.: Senso-Orthetik mit Kompression und Elektrostimulation bei zerebralen Bewegungsströrungen – was wissen wir zur Effektivität? In: Orthopädie Technik. 2023 Sep. ISSN 0340-5591
8. Watson, Martin J.; Crosby, Pippa; Matthews, Martin (2007): An evaluation of the effects of a dynamic lycra orthosis on arm function in a late-stage patient with acquired brain injury. In: Brain injury 21 (7), S. 753–761. DOI: 10.1080/02699050701481613.

Seznam obrázků:

1.–5. Zdroj: Ottobock SE & Co. KGaA

Inzerce

Vliv protézového kolenního kloubu na ergonomii chůze u ultra krátkých stehenních amputací

Tomáš Benčík
Protetika Medica, Masná 697, Praha

Ultra krátké stehenní pahýly

Vysoké stehenní amputace představují velkou výzvu pro pacienty i ortotiky-protetiky.

Z pohledu stavby protézy je situace komplikována výraznou svalovou nerovnováhou. Nejvíce zasažena amputací je skupina přitahovačů stehna, adduktory. Nejsilnějším z těchto svalů je adduktor magnus, který se upíná na mediálním epikondylu femuru a je tedy amputací vždy poškozen. Kromě ztráty samotné hmoty svalu se zmenšuje také rameno síly, na které mohou adduktory působit. S posouváním řezu proximálně jsou pak zasaženy i další adduktory a síla pahýlu do addukce tak stále klesá. Svalová nerovnováha je však dána nejen ztrátou jedné svalové skupiny, ale i faktem, že její antagonisté zůstávají neporušeni. Abduktory stehna zůstávají nezasaženy dokonce i v případě, kdy amputace dosáhne takové úrovně, že nezůstanou zachovány žádné adduktory. (Baumgartner, 2008)

Problémy pak pozorujeme i v sagitální rovině, kde dochází amputací k přerušení zadní skupiny svalů stehna. Podobně jako u abduktorů zůstává jeden z hlavních flektorů kyčle musculus iliopsoas i u vysokých amputací nepřerušen a vzniká tak flekční postavení pahýlu. (Smith, 2007)

Z pohledu protetiky pak nesmíme zapomínat na komplikaci v podobě malé ulpívací plochy pahýlu. To způsobuje obtížné uchycení protézy a časté nežádoucí pohyby v pahýlovém lůžku až dokonce padání protézy.

Možné řešení

Malé množství svalů působící na krátkou páku kosti nedává dohromady přívětivou rovnici. Pacienti s krátkými stehenními pahýly mají často problém uvést protézu do pohybu. Ačkoliv moderní technologie umožňují výrazně snížit hmotnost pomůcky, váha komponentů jako jsou kolenní klouby a chodidla je konečná a nelze s ní manipulovat.

Fyzikální zákony ovlivňují nás všechny a pacienti výrazně pociťují účinky setrvačných sil. Moment setrvačnosti je dán vzorcem:

$$J = m*d2$$

Tedy hmotnost násobená druhou mocninou vzdálenosti. Jak už jsme si řekli, s hmotností komponentů toho mnoho nesvedeme, ale u vzdálenosti od středu otáčení už je to částečně jiná řeč. U chodidla, které musí být v kontaktu se zemí, samozřejmě žádnou možnost posunu těžiště nemáme, zato u kolenního kloubu se nám otevírá možnost posunout jeho hmotu kraniálně při zachování osy otáčení. U klasické stehenní amputace by toto samozřejmě nebylo možné, ale u krátkých stehenních pahýlů je prostor mezi osou otáčení a koncem pahýlu více než dostatečný.

To, jaký přínos by takové posunutí mohlo mít, si můžeme ověřit matematicky. Stanovíme si následující hodnoty:

Hmotnost pahýlového lůžka (ms) se rovná 1000 g. Vzhledem k tomu, že lůžko obklopuje pahýl a vzdálenost od středu otáčení (ds) je stanovena na 0,1 m.

Hmotnost kolenního kloubu (mk) bude pro jednoduchost výpočtu 1000 g. Tato hodnota se blíží reálné hmotnosti některých kolenních kloubů, i když většina konvenčních kolenních kloubů je o něco těžších. Vzdálenost těžiště kolenního kloubu od středu otáčení v kyčli (dk) je 0,46 m. Chodidlu je přiřknuta hmotnost (mf) 600 g. Jeho vzdálenost od středu otáčení je 0,9 m. Hmotnosti adaptérů budeme pro zjednodušení výpočtu ignorovat.

Nyní vypočteme momenty setrvačnosti pro jednotlivé segmenty protézy.

Lůžko

$$Js = ms*ds2$$

$$Js = 1*0.12$$

$$Js = 0,01 \text{ kgm2}$$

Kolenní kloub

$$Jk = mk*dk2$$

$$Jk = 1*0.462$$

$$Jk = 0,21 \text{ kgm2}$$

Chodidlo

$$Jf = 50\ \%* mf*df2$$

$$Jf = 50\ \%* 0,6*0.92$$

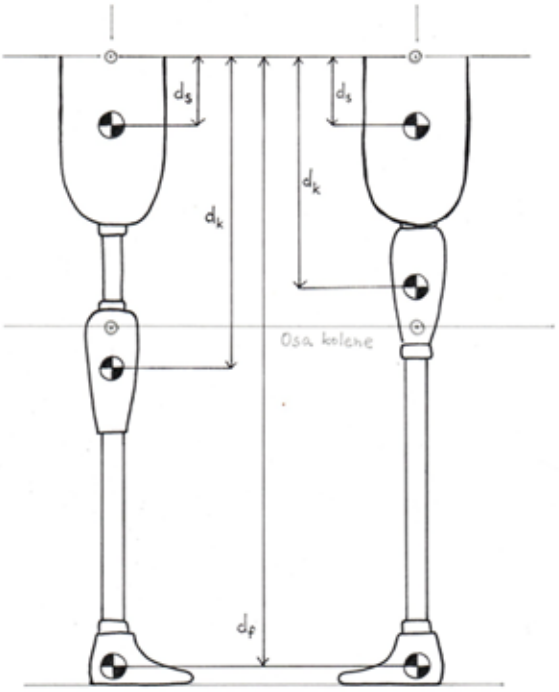
$$Jf = 0,24 \text{ kgm2}$$

Součtem všech momentů setrvačnosti získáme výsledný setrvačný moment protézy.

$$Jp = Js+Jk+Js$$

$$Jp = 0.01+0,21+0,24$$

$$Jp = 0.46 \text{ kg}$$



Obr. 1

Změna pozice kolenního kloubu

Nyní bude demonstrován význam posunutí těžiště kolenního kloubu blíže k lůžku. Hmotnost kolenního kloubu zůstává 1000 g, jeho vzdálenost od středu otáčení se však snižuje na 0,34 m. Hodnoty u pahýlového lůžka a chodidla zůstávají stejné.

Kolenní kloub s posunutým těžištěm

$$Jk = mk*dk2$$

$$Jk = 1*0.342$$

$$Jk = 0,12 \text{ kgm2}$$

Součtem všech momentů setrvačnosti získáme výsledný setrvačný moment protézy.

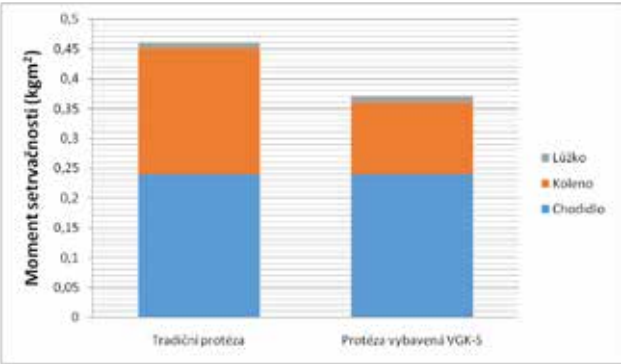
$$Jp = Js+ Jk +Js$$

$$Jp = 0.01+0,12+0,24$$

$$Jp = 0.37 \text{ kgm2}$$

Osa kyčle jako referenční bod	Tradiční protéza (kgm2)	Protéza s posunutým těžištěm kolena (kgm2)
Lůžko	0,01	0.01
Koleno	0,21 (45,6 %)	0.12 (32 %)
Chodidlo	0,24	0,24
Celkem	**0,46**	**0,37 (snížení o 20 %)**

Tab. 1: Srovnání obou příkladů



Obr. 2: Moment setrvačnosti u tradiční protézy a protézy vybavené VGK-S

Na tomto příkladu dobře vidíme, že posunutím kolenního kloubu můžeme výrazně ovlivnit výsledný moment sil působících na pahýl. Pokles působících sil o 20 % pouhým posunutím kolenního kloubu je výsledek, který může výrazně ovlivnit pacientovu chůzi. Bylo by však možné něco takového provést i v realitě?

Kolenní kloub VGK-S

Přesně tuto otázku si položila britská společnost Orthomobility a přišla s kolenním kloubem

VGK-S. Při pohledu na technické parametry se příliš neliší od hydraulických kolenních kloubů jiných výrobců, má však jedinečnou konfiguraci. Jedná se o v podstatě o kolenní kloub "vzhůru nohama" s hydraulikou umístěnou nad osou otáčení a využívající tak volného prostoru pod krátkým pahýlem. A my jsme se rozhodli tento kolenní kloub otestovat v praxi případovou studií.

Obr. 3: Kolenní kloub VGK-S společnosti Orthomobility

Zkoumaný pacient

Pro potřeby případové studie bylo nejprve potřeba najít pacienta s optimální délkou stehenního pahýlu. Pro správné umístění osy kolenního kloubu VGK-S je potřeba, aby vzdálenost mezi distálním koncem pahýlu a spodním okrajem pately byla minimálně 20 cm. Vzhledem k parametrům kloubu by pak pacient hmotností neměl přesahovat 100 kg. Dalším kritériem bylo, aby byl pacient dostatečně zkušený a aktivní tak, aby bez obtíží zvládl přechod z jednoho kloubu na druhý. Díky oslovení spřátelených protetických pracovišť byl nalezen pacient vhodný pro výzkum.

Jednalo se o 55letého muže s výškou 185 cm ale s pahýlem dlouhým pouze 14 cm. Vzhledem ke svým zkušenostem s chůzí o protéze se jevil jako ideální kandidát. V současné době je tento pacient vybaven kolenním kloubem Dynion od společnosti Ottobock, který je svými vlastnostmi a hmotností srovnatelný s kloubem VGK-S.

Průběh případové studie

V rámci případové studie byla nejprve provedena analýza chůze se stávajícím vybavením, následovala montáž kolenního kloubu VGK-S, čtrnáctidenní přivykací období a opětovně provedená analýza.

Zde je nutno uvést, že spolupráce se zástupcem společnosti Ortohomobility v Německu byla bezproblémová. Firma nabízí možnost bezplatného zapůjčení kolenního kloubu až na třicet dní včetně montáže specializovaným technikem.

Ve spolupráci s Fakultou strojní Západočeské univerzity v Plzni byl pro analýzu chůze využit systém CAPTIVE. Přístroj používá bezdrátových senzorů spolupracujících se softwarem, který zaznamenává data ve formě virtuálního modelu člověka. Z tohoto modelu lze pak data analyzovat a vyhodnocovat. Data tvoří digitální avatar, grafy a tabulky naměřených hodnot.

Pro potřeby této případové studie byly použity senzory T-Sens Motion. Ty zaznamenávají pohyby sledované osoby pomocí měření změn úhlů vůči sobě. Pokud chceme například sledovat pohyby v koleni, docílíme toho umístěním senzorů na stehno a lýtko zkoumané osoby. Pro uchycení na těle pacienta slouží elastické pásy opatřené suchým zipem.

Senzory T-Sense Motion se umisťují na:

Hlavu – Senzory je možné umístit zezadu, zepředu nebo z boku hlavy.

Horní končetiny – Na každou horní končetinu lze umístit 3 senzory. Senzor na ruku se umisťuje pomocí rukavice na vnější stranu. Senzor na předloktí lze umístit z vnitřní nebo vnější strany co nejblíže zápěstí. Senzor na paži se umisťuje v polovině délky z vnější strany.

Tělo – Senzory je možné umístit na hrudník nebo na záda. Pohybový senzor na zádech musí být rovnoběžný s koronální rovinou subjektu.

Boky – Pokud nejsou měřena záda, umisťuje se senzor na dolní část zad. Pohybový senzor musí být rovnoběžný s koronální rovinou subjektu. Pokud jsou měřena záda i nohy současně, je možné senzor umístit i na stranu vedle kyčelní kosti.

Dolní končetiny – Na každou dolní končetinu lze umístit 3 senzory. Stehenní senzor se umisťuje z vnější strany nohy nad koleno. Senzor na lýtku se umisťuje z vnější strany nad kotník. Senzor na chodidlo se

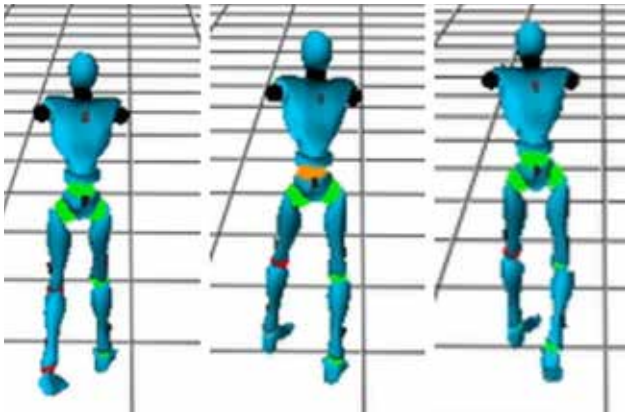
umisťuje na nárt. Vzhledem k tomu, že pacient při chůzi využívá francouzské hole, nebyly při měření použity senzory pro snímání horních končetin.

Obr. 4: Pacient s oběma klouby čtyřikrát přešel tam a zpět po rovné dráze o délce 10 metrů

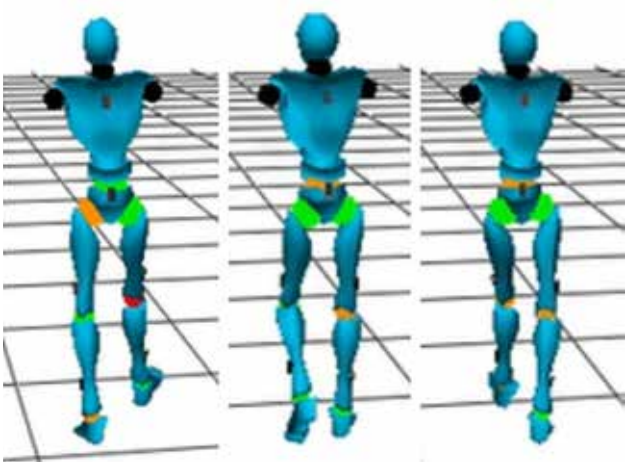
Výsledky

Získaná data ukazují výrazné zlepšení pacientovi chůze, a to především díky zmenšení cirkumdukce protézy. Tento rozdíl byl snadno patrný na videozáznamu i na naměřených hodnotách, konkrétně na maximální míře abdukce ve švihové fázi kroku.

Na snímcích virtuálního avatara je tento rozdíl dobře viditelný. Jedná se o snímky počáteční, střední a konečné fáze švihu protézou.

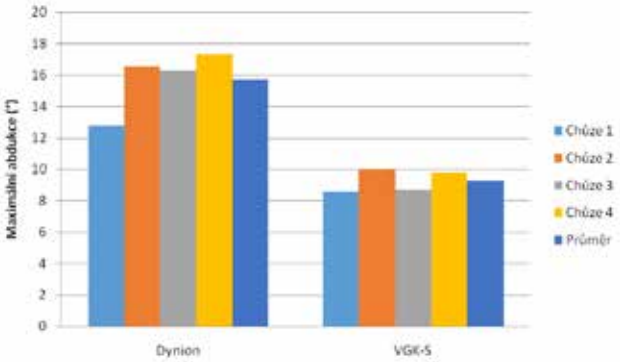


Obr. 5: Pozice protézy ve švihové fázi kroku (Dynion)



Obr. 6: Pozice protézy ve švihové fázi kroku (VGK-S)

Zatímco s kolenním kloubem Dynion dosahovala maximální abdukce hodnot kolem 16° u kolenního kloubu se přibližovala fyziologickým hodnotám kolem 9°. Mluvíme tedy o poklesu o 40 %.



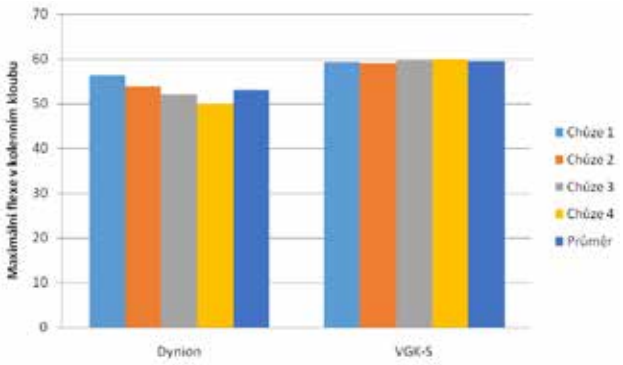
Obr. 7: Maximální abdukce Dynion vs VGK-S

Číslo měření	Dynion	VGK-S
Chůze 1	12,78°	8,55°
Chůze 2	16,55°	10°
Chůze 3	16,25°	8,67°
Chůze 4	**17,32°**	**9,75°**
Průměr	**15,72°**	**9,24° (snížení o 41 %)**

Tab. 2

S eliminací cirkumdukce nesouvisí pouze odstranění nežádoucích pohybů, ale také zvýšení rozsahu těch přirozených. Jedním z hlavních důvodů, proč dochází k cirkumdukci je, že je pro pacienta provedení flexe kolenního kloubu příliš náročné. Není tedy překvapením, že hodnoty flexe v koleni jsou při obnášení protézy výrazně nižší než když pohyb probíhá patřičným způsobem. Naměřená

data toto velice dobře reflektují. Pacient se svou zachovalou končetinou pohybuje na dolním okraji fyziologických hodnot, které jsou udávány mezi 60–70°. U současného vybavení se hodnoty maximální flexe pohybují níže, kdežto s kloubem VGK-S jsou naměřené hodnoty pro levou a pravou končetinu v podstatě totožné.



Obr. 8: Maximální flexe v kolenním kloubu Dynion vs VGK-S

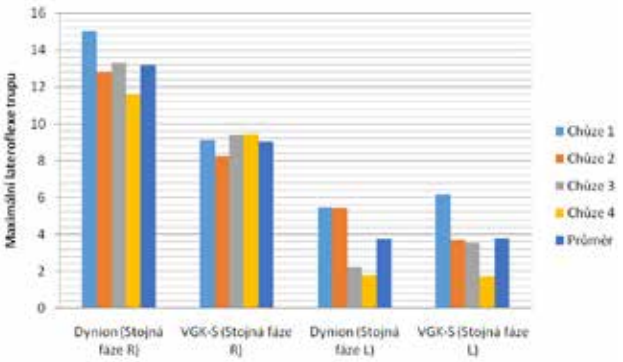
Číslo měření	Dynion	VGK-S
Chůze 1	56,24°	59,35°
Chůze 2	53,88°	59,08°
Chůze 3	52,12°	59,72°
Chůze 4	**50,01°**	**60,04°**
Průměr	**53,06°**	**59,55° (zvýšení o 11 %)**

Tab. 3

Při chůzi se nepohybují pouze dolní končetiny, ale dochází k zapojení celého těla. Dochází k souhybu rukou a pohybu páteře. Lateroflexe neboli úklon se obvykle pohybuje do 5° a jedná se o pohyb určený k vyvážení přenosu tíhové síly nad zatíženou končetinu. Nadměrná lateroflexe je často indikátorem postižení, nebo chybného stereotypu chůze. U amputovaných se vyskytuje velice často.

V našem případě vidíme, že se míra lateroflexe snížila při stoji na zachovalé končetině, což indikuje snížení množství nežádoucích pohybů, které je potřeba lateroflexí kompenzovat. Abdukcí protézy se těžiště přesouvá více k amputované straně a je tedy potřeba větší lateroflexe pro udržení rovnováhy.

Oproti tomu ve stoji na protéze vidíme, že je stav oproti stávajícímu protetickému vybavení v podstatě nezměněn.



Obr. 9: Maximální lateroflexe trupu Dynion vs VGK-S

Číslo měření	Dynion (Stojná fáze R)	VGK-S (Stojná fáze R)	Dynion (Stojná fáze L)	VGK-S (Stojná fáze L)
Chůze 1	15,04°	9,12°	5,49°	6,18°
Chůze 2	12,78°	8,26°	5,45°	3,71°
Chůze 3	13,32°	9,38°	2,23°	3,57°
Chůze 4	11,58°	9,44°	1,78°	1,74°
Průměr	13,18°	9,05°	3,74°	3,8°

Tab. 4

Závěr

Případová studie přinesla zajímavé výsledky a potvrdila základní fyzikální koncept. Myslíme si, že kolenní kloub VGK-S nabízí potenciálně přínosnou alternativu pro pacienty s ultrakrátkou stehenní amputací. Svým kolegům můžeme tento kloub doporučit i vzhledem k přívětivému přístupu výrobce a doufáme, že se v budoucnu budeme moci podělit o více zkušeností s tímto neobvyklým kolenním kloubem.

Seznam literatury:

1. BAUMGARTNER, R., Amputation und Prothesenversorgung. 3.vyd. Stuttgart: Thieme, 2008. 469 s. ISBN 978-3-13-136153-0
2. BENČÍK, Tomáš. Vliv protézového kolenního kloubu na ergonomii chůze u ultra krátkých stehenních amputací. Plzeň, 2024. Diplomová práce, Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta strojní, Katedra průmyslového inženýrství a managementu. Vedoucí práce Ing. Marek BUREŠ, Ph.D.
3. SMITH, D.G., MICHAEL, J.W., BOWKER, J.H. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies, 3.vyd. Rosemont: AAOS, 2007, 963 s. ISBN 0-89203-313-4.
4. VGK-S for short transfemoral In: verygoodknee.com [online]. Dostupné z: https://www.verygoodknee.com/vgk-s/

Seznam obrázků:

1.–9. Zdroj: vlastní

orten 3DCAM | orten SHAPE | fly SHAPE | orten MAKE | orten HUB

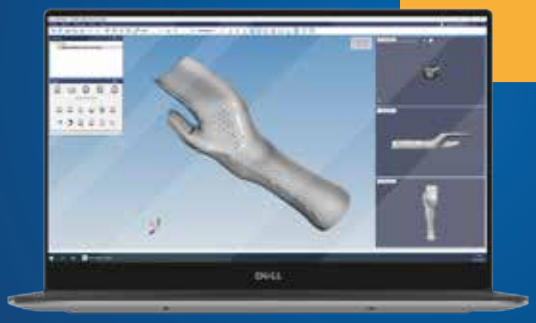
Komplexní digitální řešení vašich potřeb

Skenuj

Naskenujte svého pacienta s velkou přesností

Uprav data

Navrhněte různé pomůcky rychle a intuitivně



Vytvoř

Vyfrézujte nebo vytiskněte

H.T.C., s.r.o.
Hornopolní 3308/40, 702 00 Ostrava
Tel.: +420 602 205 149, +420 602 234 927
sales@htc-cz.cz, orders@htc-cz.cz
www.htc-cz.cz

H.T.C.

Human First

Pravidelná setkání uživatelů systému MeDES

Pavel Němejc
APEX MEDIA, s. r. o., Vltavínová 1305/7, Plzeň

Obr. 1

Obr. 2

V červnu letošního roku se v příjemném prostředí salonku hotelu Prokop Square v Praze konalo první pravidelné setkání uživatelů informačního systému pro řízení individuální výroby zdravotních prostředků MeDES.

V přátelské a spolupracující atmosféře se setkali zástupci společností, které systém MeDES aktivně používají.

Po krátkém úvodním představení několika nových funkcionalit systému, především nových manažerských výstupů, se přirozeně rozproudila diskuse k praktickým zkušenostem uživatelů, ze které vyplynuly i velmi přínosné podněty na několik konkrétních vylepšení programu. To je pro vývojáře systému, kteří stojí o jeho trvalé zdokonalování, ta nejcennější informace.

Pravidelné setkávání uživatelů plánuje společnost APEX MEDIA opakovat podle zájmu uživatelů přibližně 2x ročně. Další v pořadí proběhne těsně po vydání tohoto čísla časopisu v rámci letošní odborné konference FOPTO dne 8. 11. 2024 ve formě workshopu s názvem:

MeDES – inteligentní řešení MDR

2. pravidelné setkání (nejen) uživatelů informačního systému MeDES

Aktuální novinkou pak je představení nové funkcionality systému, agendy PMCF.

Krátce k systému MeDES a k problematice MDR...

Informační systém pro řízení výroby zdravotních prostředků na zakázku MeDES je komplexní pracovní prostředí vyvíjené postupně od roku 2020 s cílem zjednodušit a zefektivnit řízení výroby v ortopedické protetice s ohledem na zjednodušení administrativních procesů vykazování práce zdravotním pojišťovnám a také významně usnadnit plnění požadavků, které na ortoticko-protetickou výrobu klade nařízení Evropské unie o zdravotnických prostředcích (MDR – Medical Device Regulation 2017/745).

Jaké konkrétní povinnosti nám z nařízení MDR vyplývají?

Nařízení MDR přineslo 26. 5. 2021 výrobcům zdravotních prostředků několik nových povinností. Pro výrobce ZP na zakázku se jedná především o povinnost plné trasovatelnosti všech komponentů použitých na konkrétním výrobku a zajištění jednoznačné identifikace zdravotního prostředku na zakázku i jeho přesně definovaného označení. Dále MDR přináší například zpřesněné požadavky na technickou dokumentaci, klinická hodnocení, návody k použití, předávací protokoly a prohlášení o shodě.

Velmi významnou a zcela novou povinností, kterou na ortotiky-protetiky nařízení MDR klade, je povinnost průběžného aktivního sledování všech výrobků po jejich uvedení na trh, a to po celou dobu jejich životního cyklu, takzvané PMS (Post-Marketing Surveillance), resp. PMCF (Post-Marketing Clinical Follow-up).

Postmarketingové sledování předpokládá u každého jednotlivého zdravotního prostředku na zakázku pravidelné aktivní dotazování klientů na účinnost a bezpečnost výrobku, jakož i na porozumění správnému užívání výrobku a návodu k jeho použití. Výsledky sledování musí být propojené s průběžným vedením tzv. registru stížností s následným plněním vigilanční povinnosti (hlášení nežádoucích událostí) předepsanou formou (SÚKL, EUDAMED).

Postmarketingové sledování musí dále navazovat na související povinnost dle MDR, totiž na správu a doplňování systému řízení kvality pomocí standardní FMEA analýzy.

Více informací na:
https://www.medes.apexmedia.cz

Celé znění nařízení MDR:
https://www.eur-lex.europa.eu

Dokument koordinační skupiny pro zdravotnické prostředky MDCG 2020-7:
https://www.niszp.cz

Seznam obrázků:

1.–2. Zdroj: vlastní

Nové výrobky

Hydraulické chodidlo Taleo Adapt | 1C59

- Přizpůsobení se nerovným povrchům a svahům
- Lepší komfort pahýlového lůžka pro uživatele
- Až 2° dorzální a 10° plantární flexe
- Jednoduché nastavení flekčních odporů
- Nastavitelná úroveň tlumení rázů a dynamiky (3 patní klíny)
- Odolné vůči sladké, slané i chlorované vodě
- Max. tělesná hmotnost: 130 kg
- Stupeň aktivity uživatele: 3–4

ottobock.

Výrobce: Ottobock SE & Co. KGaA, Německo
Dodavatel: Otto Bock ČR s. r. o., Otto Bock Slovakia s. r. o.

Senzomotorické vložky PROPRIO® + nové online objednávání

- Individuální výroba řízená anatomií, fyziologií a indikací uživatele
- Cílená stimulace šlach dlouhých a krátkých svalů nohy – změna napětí svalstva, napnutí nebo uvolnění – změna postavení kloubů a statiky
- Tréninkový efekt pro svaly vedoucí k dlouhodobé korekci
- Verze: pro děti, proti bolesti, pro neurologické diagnózy, pro sportovce
- **Nová česká aplikace pro jednoduché objednávání online**

ottobock.

Výrobce: Springer Aktiv AG, Německo
Dodavatel: Otto Bock ČR s. r. o., Otto Bock Slovakia s. r. o.

Dlahový systém UCAST/WOODCAST

- Nový standard pro řešení fraktur a postavení kloubů
- Dlahový systém pro horní a dolní končetiny z obnovitelných materiálů
- Udržitelný termoplast na bázi dřeva a polymeru a samolepicí polstrovací materiál
- 8 sad pro různé tělesné partie nebo velkoformátové desky
- Žádné toxické přísady v používaných materiálech
- Krátké doby nahřívání a vytvrzování
- Registrovaný zdravotnický prostředek splňující i požadavky FDA

ottobock.

Výrobce: Dassiet Oy, Finsko
Dodavatel: Otto Bock ČR s. r. o., Otto Bock Slovakia s. r. o.

Chodidlo Evanto s unikátnou konštrukciou | 1C70

- Inovatívny dizajn umožňujúci ešte energickejšiu chôdzu
- Pri došliapnutí tlmenia rázov v rozsahu až 24 mm
- Vynikajúca multiaxiálna prispôsobivosť (pohyb v sagitálnej rovine až do 20°, m-l flexibilita +/- 10° a torzia +/- 4°) zaisťujúca stabilitu aj vysoký komfort
- Odolné voči sladkej, slanej aj chlórovanej vode
- Max. telesná hmotnosť: 125 kg
- Stupeň aktivity používateľa: 2–4

ottobock.

Výrobca: Ottobock SE & Co. KGaA, Německo
Dodávateľ: Otto Bock Slovakia s. r. o., Otto Bock ČR s. r. o.

Linery Skeo Sealing TF | 6Y110, 6Y111

- Integrovaný tesniaci krúžok s dlhou životnosťou
- Umiestnenie tesniaceho krúžku 10, alebo 17 cm od distálneho konca
- Nelepivá štruktúrovaná vnútorná strana príjemná na nosenie
- Hladký vonkajší povlak uľahčujúci nasadenie protézy
- Ľahko sa čistia a rýchlo schnú
- 6Y110 Skeo Sealing so štandardným tvarom
- 6Y111 Skeo Sealing 3D s kónickým tvarom

ottobock.

Výrobca: Ottobock SE & Co. KGaA, Německo
Dodávateľ: Otto Bock Slovakia s. r. o., Otto Bock ČR s. r. o.

Liner Skeo Sealing TT + QuickValve | 6Y112, 21Y2

6Y112 Skeo Sealing TT

- Integrovaný tesniaci krúžok s dlhou životnosťou
- Nelepivá vnútorná strana príjemná na nosenie
- Hladký vonkajší povlak uľahčujúci nasadenie protézy
- Ľahko sa čistí a veľmi rýchlo schne

21Y2 QuickValve

- Použitie v kombinácii s TT, KD a TF linermi
- Jednoduché otváranie, znateľný signál pri uzavretí
- Jednoduchá inštalácia a čistenie
- Odolné voči sladkej, slanej aj chlórovanej vode

ottobock.

Výrobca: Ottobock SE & Co. KGaA, Německo
Dodávateľ: Otto Bock Slovakia s. r. o., Otto Bock ČR s. r. o.

Liner Silcare Breathe

- Navržen pro řešení problémů s pocením
- Vzduch a pot je odváděn od pokožky skrz perforace. Následně je z lůžka vypuzen při chůzi přes jednocestný ventil nebo zámek
- Patentovaná technologie laserového perforování

Blatchford

Výrobce: Blatchford Products Ltd., Velká Británie
Dodavatel: Protalexa s. r. o., Česká republika

Chodidlo s hydraulickým kotníkem Avalon^{K2}

- Chodidlo navržené pouze pro uživatele aktivity II.
- Kombinace hydraulického kotníku a kýlu
- Hydraulický kotník s unikátní funkcí: po odrazu od špičky zůstává chodidlo v dorzální flexi po celou dobu švihové fáze až po dopad paty na povrch
- Snižuje riziko zakopnutí o drobné terénní nerovnosti (prahy dveří, okraje koberců, nerovnosti podlahových ploch apod.)
- Zvyšuje bezpečnost chůze, sestup ze schodů, vstávání a sedání

Blatchford

Výrobce: Blatchford Products Ltd., Velká Británie
Dodavatel: Protalexa s. r. o., Česká republika

Chodidlo s hydraulickým kotníkem Echelon^{ER}

- Hydraulický kotník aktivní celou dobu chůze.
- Samočinné přizpůsobení výšce podpatku při obutí
- Samočinné přizpůsobení sklonu a nerovnostem povrchu při chůzi a stání
- Nižší energetická náročnost chůze a stání
- Pohodlné sezení bez tlaku lůžka na pahýl
- Přirozenější a plynulejší chůze
- Nižší riziko zakopnutí
- Méně kompenzačních pohybů

Blatchford

Výrobce: Blatchford Products Ltd., Velká Británie
Dodavatel: Protalexa s. r. o., Česká republika

Chodidla z karbonového kompozitu s podtlakovým systémem EvaQ8®

- Pro pacienty s aktivitou 2, 3 a 4
- Snížení pístového efektu, zvýšená propriocepce
- Automaticky držený podtlak 0,6–0,75 bar
- Lze použít k jakémukoli lineru a konektoru
- Žádná dodatečná stavební výška
- Funguje ve všech klimatických podmínkách

H.T.C

Výrobce: Proteor USA
Dodavatel: H.T.C, s. r. o., Ostrava

Sortiment RUSH chodidel s podtlakovým systémem EvaQ8®

- Pro pacienty s aktivitou 3 a 4
- Snížení pístového efektu, zvýšená propriocepce
- Automaticky držený podtlak 0,6–0,75 bar
- Lze použít k jakémukoli lineru a konektoru
- Žádná dodatečná stavební výška
- Funguje ve všech klimatických podmínkách

H.T.C

Výrobce: Proteor USA
Dodavatel: H.T.C, s. r. o., Ostrava

Silikonové bércové návleky Silitouch

- Pro aktivity 1 až 4
- Velké tlumení – distální tloušťka 14,5 mm až 20 mm podle typu
- Silikon/textil adaptace pro všechny typy pahýlů: citlivé, kónické, kostnaté i atypické
- Zajištění s pinem nebo bez
- Silikon s Aloe-Vera pro dodatečnou ochranu pokožky nebo bez Aloe-Vera

SILITOUCH

H.T.C

Výrobce: PROTEOR SAS, Francie
Dodavatel: H.T.C, s. r. o., Ostrava

Nové výrobky

Chodidlo Motion Foot SLX

- Novinka od společnosti Fillauer
- Karbonové chodidlo s hydraulickým kloubem
- Umožňuje plantární a dorzální flexi (13-0-3)
- Přizpůsobí se svahu
- Stavební výška 104 mm, výška podpatku 10 mm
- Stupeň aktivity 2–3

NEUHOF

Výrobce: Fillauer Companies Inc, USA
Dodavatel: Ortho-Reha Neuhof GmbH, Německo

Ortézové hlezenní klouby MILINE

- Novinka od společnosti Becker
- Varianta standard nebo s nastavitelnými pružinami pro podporu dorzální a plantární flexe
- Možnost dodání s nastavitelným boosterem pro obzvlášť silnou podporu

NEUHOF

Výrobce: Becker Orthopedic, USA
Dodavatel: Ortho-Reha Neuhof GmbH, Německo

Chodidlová kosmetika ProCover

- Kosmetika s rozšířenou funkčností a vyšší stabilitou
- Dvoudílný design usnadňuje nandavání a sundání, a tím i možnost péče o chodidlo
- Vylepšená návratnost energie a odval chodidla
- Váha 259 g

NEUHOF

Výrobce: Fillauer Companies Inc, USA
Dodavatel: Ortho-Reha Neuhof GmbH, Německo

Naked prosthetics

PipDriver, MCPDriver, ThumbDriver
Mechanické protézy ovládáné tělem pacienta určeny pro různé úrovně amputace prstů a palce ruky. Pomáhají obnovit základní úchopové schopnosti, dvoubodové a tříbodové sevření.

GripLock Finger
- Mechanické protézy pro amputace prstu
- Možnost nastavení požadovaných úhlů flexe

Výroba dle jedinečné anatomie pacienta
Možnost vzájemné kombinace

ÖSSUR

Výrobce: Naked Prosthetics, USA
Dodavatel: Ossur Česko s. r. o., Ossur Slovensko s. r. o.

Unloader custom XT

- Unloader custom® je určen k úlevě od bolesti kolene při osteoartróze
- Individuální výroba dle měr pacienta
- Popruhy Dynamic Force System™ (DFS) snižují tlak na citlivé kostěné plochy kolene
- SmartDosing® pro jemné doladění síly odlehčení
- Semirigidní rám

ÖSSUR

Výrobce: Össur hf., Island
Dodavatel: Ossur Česko s. r. o., Ossur Slovensko s. r. o.

Icelock 850 Hybrid a Iceross Seal-In X Locking TF

Iceross Seal-In X Locking
- Silikonový TF liner s vyměnitelnými manžetami
- Standardní i kónický profil
- Kombinace ulpění podtlakem a mechanickým zámkem

Icelock 850 Hybrid
- Quick Connect – nasazení lůžka i během sezení
- Lze použít v kombinaci s lankem, pasivním podtlakem i aktivním systémem Unity

ÖSSUR

Výrobce: Össur hf., Island
Dodavatel: Ossur Česko s. r. o., Ossur Slovensko s. r. o.

Aktivní podtlakový adaptér

- Celková výška 120,5 mm
- Stavební výška 90,5 mm
- Váha 466 g
- Úroveň aktivity 1–4
- Maximální hmotnost pacienta 100 kg

Výrobce: Streifeneder ortho.production GmbH, Německo
Dodavatel: ORTHO-AKTIV, spol. s r. o., Luže

Vodotěsný aktivní TF podtlakový ventil

- Použitelný pro zkušební i definitivní objímky
- Včetně dummy pro oba druhy objímek
- Jednoduchá aplikace
- Lehký a kompaktní

Výrobce: Streifeneder ortho.production GmbH, Německo
Dodavatel: ORTHO-AKTIV, spol. s r. o., Luže

2složkový duplikační RTV silikon

- Pro kopírování tvarů, např. objímky
- Zdravotně nezávadný, biokompatibilní
- Tvarově stálý, odolný vůči tlaku
- Konečná tvrdost cca 65 Shore A

Výrobce: Streifeneder ortho.production GmbH, Německo
Dodavatel: ORTHO-AKTIV, spol. s r. o., Luže

PROSTRIDE

- Mikroprocesorem řízený kolenní kloub
- Čtyřbarový pneumatický systém
- Tři různé senzory umožňující rychle reagovat na změny potřeb uživatele při chůzi

Výrobce: ALPS South, USA
Dodavatel: ALPS South Europe s. r. o., Plzeň

SOFTSIL Locking

- Vyroben z nového měkkého bílého silikonu OptiSil s pětinovou hodnotou tření oproti běžnému silikonu
- Prémiový šedivý látkový potah
- Zvýšená redukce vertikální průtažnosti

Výrobce: ALPS South, USA
Dodavatel: ALPS South Europe s. r. o., Plzeň

RFX

- 30° předběžná flexe usnadňuje ohýbání a snižuje hromadění materiálu za kolenem
- Přidaná vnitřní vrstva látky představuje odolnější variantu pro vysoce aktivní uživatele
- Šedá tkanina v kombinaci s OptiGelem poskytuje maximální pohodlí a vynikající funkčnost

Výrobce: ALPS South, USA
Dodavatel: ALPS South Europe s. r. o., Plzeň

Nové výrobky

UltraSeal

- Inovativní silikonový liner dostupný pro transtibiální i transfemorální amputaci
- Se zabudovaným kroužkem dostupným ve dvou variantách výšky

Výrobce: ALPS South, USA
Dodavatel: ALPS South Europe s. r. o., Plzeň

Dlahy Johna Mitchella

- 4 druhy AFO
- 18 velikostí sandálu (5,5–20,5 cm)
- 3 velikosti dlahy (17,3–37,8 cm)
- 12 možností nastavení úhlů
- 14 barev

Výrobce: MD Orthopaedics Inc., USA
Dodavatel: Orthobrace s. r. o., České Budějovice

Inzerce

FOPTO
FEDERACE ORTOPEDICKÝCH PROTETIKŮ TECHNICKÝCH OBORŮ

Přidejte se příští rok k nám!
FOPTO Cup, 13. září 2025, Oáza Říčany

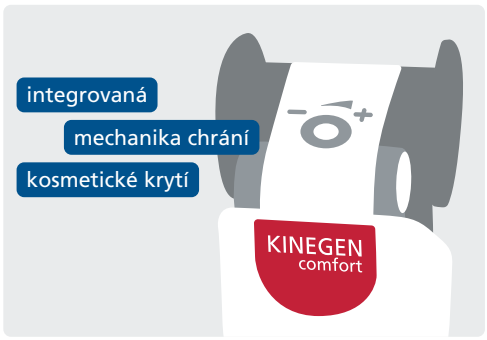
www.fopto.cz

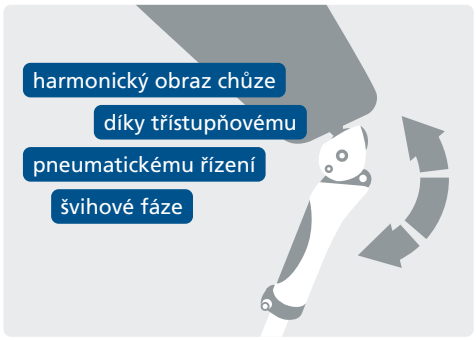
Streifeneder
ortho production

Nový KINEGEN.comfort

Komfortní a všestranný

KINEGEN.comfort se svým moderním designem v kombinaci s propracovanou technologií plynule zařadil do série kolenních kloubů KINEGEN. Zároveň spojuje komfort s bezpečností a to díky: třístupňovému pneumatickému řízení švihové fáze, zátěžové brzdě a dozadu posunuté ose kloubu. KINEGEN.comfort lze použít pro široké spektrum aktivit. Umožňuje harmonický obraz chůze a jistou chůzi i na šikmých plochách.





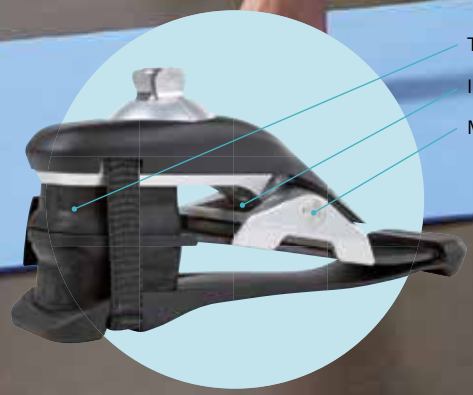
Technická data

Název	Efektivní stavební výška	Váha	Max. hmotnost pacienta	Aktivita	Max. úhel flexe v koleni	Obj. č.
KINEGEN.comfort	180 mm	847 g	125 kg	1,5-3	145°	3A1010

ORTHO-AKTIV, spol. s r.o. · Husova 54 · 538 54 Luže · Tel.: 469 671 430 · ortho-aktiv@quick.cz · www.protetika-ortho-aktiv.cz

ottobock.

1C70 *Evanto.*
Plujte životem.



Tlumení rázů

Inovativní energetický management

Multiaxiální flexibilita

#WeEmpowerPeople

www.ottobock.cz | www.ottobock.sk

Výrobek je zdravotnickým prostředkem, určeným výhradně k exoprotetickému vybavení dolních končetin. Přečtěte si pečlivě návod k použití.