

22

březen 2019

Ortopedická protetika

Odborný časopis Federace ortopedických protetiků technických oborů

Odborné články

Informace

Nové výrobky



FIS zdravotnické pomůcky

**Vašemu oboru rozumíme, usnadníme vám řízení všech procesů
a podpoříme váš růst...**

V čem vám FIS pomůže?

- Ušetří vám práci
- Sníží vaše náklady
- Sníží administrativní zátěž
- Zjednoduší vykazování a evidenci
- Vyřeší GDPR
- Zpřesní a zrychlí vaše kalkulace a předkalkulace
- Přinese vám konkurenční výhodu
- Umožní vám získat dokonalý přehled nad všemi procesy

Co FIS umí?

- Snadná fakturace doplatku dle sazebníku přímo z poukazu
- Evidence a vyhodnocování zdravotních poukazů
- Evidence lékařů a pacientů
- Výkaznictví pro zdravotní pojišťovny
- Zpětná dosledovatelnost výrobků, materiálů, apod.
- Normativy a technologické postupy
- B2B/B2C internetový portál pro třetí strany (smluvní partnery a pacienty)
- Technickou přípravu a evidenci výroby
- Montáž a výrobu (individuální, zakázkovou i sériovou)
- Výrobní kalkulace a předkalkulace
- Skladové hospodářství a identifikaci
- Nákup a prodej (maloobchod i velkoobchod)
- Řízení zakázek (výrobních i servisních)
- Kontrolu jakosti a řízení kvality
- Ekonomiku a finance
- Plánování a řízení
- Reporting a controlling
- Správu workflow
- ... a mnoho dalšího



Pevná instalace na váš server, nebo cloudové řešení



OBSAH

Úvodní slovo <i>PhDr. Rudolf Půlpán</i>	4
Vzpomínka: Doc. MUDr. Ivan Hadraba, CSc. (1930–2018) <i>PhDr. Rudolf Půlpán</i>	6
Vzpomínka: René Baumgartner (1930–2018) <i>Vladimír Voděra</i>	8
Z historie ortopedické protetiky (2. část) Od středověku po 19. století <i>Vladimír Voděra</i>	10
Historie myoprotéz <i>Bc. Jan Maleš, Bc. Pavol Žitňanský</i>	14
Protetické vybavení při krátkém stehenním pahýlu po TEP kyčle – zvláštní situace <i>Roland Götzén</i>	22
Protetika v Nepálu <i>Jaroslav Pavlů</i>	28
Ortoprotetické vybavování při longitudinálních malformacích dolních končetin u dětí a mladistvých <i>M. Schäfer, H. Fleps, T. Baumeister, S. Wiedmann</i>	30
Konzervativní léčba skoliózy s využitím moderních technologií <i>Mgr. Jana Drnková, Ing. Pavel Černý, PhD., Andreas Kosteas, Michal Hudeček</i>	40
Dynea – dynamická ortéza zad <i>Mgr. Petra Poková, Vladimír Voděra</i>	50
Využití ortéz v léčbě poranění Achillovy šlachy (2. část) Porovnání různých metod imobilizace při doléčení ruptury Achillovy šlachy <i>Ing. Attila Vájo</i>	54
Patologické postavení a špatné zatížení chodidla a jeho korekce prostřednictvím ortopedických pomůcek <i>H. Böhm, C. U. Dussa</i>	62
Skúsenosti s využitím skeneru Artec Eva pri digitalizácii oblasti hlavy a krku <i>Viktória Krajňáková, Monika Michalíková, Michal Jura, Jozef Živčák</i>	70
Bludný kruh syndromu diabetické nohy. Efektivita a přínos fyzioterapie a ergoterapie. <i>Mgr. Iva Vlčková, MSc. Veronika Vrbská</i>	76
Ergoterapie v protetice horních končetin <i>Bc. Barbora Vlasáková, DiS.</i>	82
Súčasné trendy v oblasti degeneratívnych a traumatických porúch pohybového aparátu s využitím 3D biotlače <i>Simona Bodnárová, Radovan Hudák, Alena Findrik Balogová, Jozef Živčák</i>	88
Význam psychologické pomoci před a po amputaci <i>Rostislav Hudeček</i>	94
Patříš na jeviště a máš co říct <i>Tereza Hromádková</i>	98
Nové výrobky	102



Ortopedická protetika č. 22 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 směřována na termín členské schůze FOPTO.
ISSN 1212-6705

Vydavatel

Federace ortopedických protetiků
technických oborů, Zápy

Redakční rada

Tomáš Sýkora – šéfredaktor
Mgr. Tomáš Hajský – redaktor
Bc. Jan Maleš – redaktor

Adresa redakce

Protetika Plzeň s.r.o.
Časopis Ortopedická protetika
Bolevecká 38, 301 00 Plzeň
Email: info@protetika-plzen.cz
(jako předmět emailu uveďte „Časopis“)

Pro autory a inzerenty

Uzávěrka příspěvků do časopisu Ortopedická protetika č. 22 byla 1.2.2019. Příspěvky do následujícího čísla zasílejte v elektronické podobě na adresu redakce s předmětem „Časopis“. Za původnost a obsahovou správnost ručí autor. Redakce si vyhrazuje právo 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, Mgr. Tomáš Hajský

Tisk

Iva Vodáková – DURABO, Čelákovice

Úvodní slovo

PhDr. Rudolf Půlpán
prezident FOPTO



Vážení kolegové,

je to už 20 let, kdy jsem vás poprvé takto oslovil. Dlouho jsem zvažoval, o čem bude letošní úvodník. Nový zákon dopadl, jak dopadl, a FOPTO má rozhodně lví podíl na tom, že nedopadl hůře. Bohužel jsme ale byli z dalších jednání jako organizace vyřazováni. Naše další působení je možné pouze pod lékařskou společností JEP jako experta pro ortotiku-protetiku. Moje názory nejsou pro současné zástupce zdravotních pojišťoven žádoucí, a tak jsem si nevysloužil ani metál ani místo ve správní radě některé z nich.

Již řadu let se ve výboru snažíme o to, aby FOPTO dostalo novou, méně šedivou tvář a o tom by vás mělo dnešní zasedání přesvědčit.

Doufám, že naši následovníci využijí toho dobrého, co po nás zůstane. Vzhledem k tomu, že příští rok bude v naší federaci rokem volebním a já se netajím tím, že již kandidovat nebudu, chtěl bych vám napsat něco o sobě.

Protetika byla v naší rodině zakořeněna prostřednictvím mého otce RNDr. Rudolfa Půlpána, kterého z politických důvodů vyhodili z výzkumného ústavu oceli a který následně našel místo ve Výzkumném protetickém pracovišti na Vyšehradě. Tam vymyslel elektrolytickou metodu nanášení revultexu na bronzová jádra, a tak vznikly první kosmetické rukavice na protézy horních končetin. Tyto rukavice od nás odebírala firma Viennatone z Rakouska a byly jimi osazeny první myoelektrické protézy.

Když jsem v patnácti letech řešil, co budu dělat, z portrétu ve škole se na mne díval generál Svoboda a v brdských lesích se proháněly ruské tanky. Z nedostatku jiných nápadů jsem se přihlásil na experimentální učební obor s maturitou. Ony protetické učební obory byly dříve určeny pro osoby tělesně postižené anebo

obtížně vychovatelné. Vzhledem k tomu, že jsem se cítil zdrav, aktivně jsem vesloval, spadal jsem asi do té druhé kategorie.

Nicméně jsem se vyučil protetickým mechanikem, bandažistou a obuvníkem. Po absolvování dvouleté vojenské služby, během které jsem dělal instruktora řidičům obrněných transportérů, jsem nastoupil do Fakultní nemocnice v Praze. Končila osmdesátá léta a na trhu se objevily první díly Otto Bock. Vedle klasických technologií jsem se tedy začal učit i technologie nové a objevoval jsem takové pravdy, že polyuretanová pěna se nelije do mokrých kelímků a že přidáte-li do laminátu trochu lepidla, tak ztverdne, i když vám praskne folie.

Chtěl bych zde také poděkovat třem tehdejším technikům, kteří mne mnoho naučili. Byli to pánové Jaroslav Zábranský, který byl šikovný technik a hodný člověk, Jiří Kaiser, který díky své zálibě v modelařině patřil mezi manuálně zručné a Jaroslav Vlk, vynikající bandažista a šéf, který i když nic neřekl, dokázal si člověka vážit.

V době, kdy přišla sametová revoluce, jsem již pracoval ve Středisku praktického vyučování pro protetiku a docházel učit na Střední zdravotní školu, kde byla v třídní knize zapsána jména jako Princ, Nehonský, Červený, Můčka atd.

Tenkrát jsem spolu s Honzou Němcem založil první soukromou protetickou firmu a postupně se začal od běžné práce technika vzdalovat. Dalším mezníkem byla privatizace bývalého nemocničního oddělení a spolupráce s MUDr. Jiřím Vosátkou, který mne také hodně naučil.

V roce 2001 jsem byl poprvé zvolen předsedou výboru federace FOPTO, dálkově jsem vystudoval vysokou školu, a tak se postupně stal bakalářem, magistrem a nakonec doktorem. Po celou dobu jsem se aktivně zajímal o podmínky poskytování zdravotní péče. Tehdy nám na ministerstvu významně pomáhal Dr. Václav Vlček – věnoval se učení a neustále se snažil prosazovat náš obor. Je jen škoda, že se od těch dob už nikdo takto aktivní neobjevil.

Úloha FOPTO je v našem odborném životě nezaměnitelná – například proto, že se stalo

klíčovou institucí při získávání zdravotnické kvalifikace. Mnozí z vás jistě vzpomínají na množství převážně v Zápech odsezených hodin a na nervozitu u závěrečných zkoušek. Na vzdělávání se tehdy výrazně podíleli doc. Hadraba a Ing. Linhart, kteří zabezpečili hladký průběh kurzů, během kterých se v různých stupních vzdělávání vystřídal 216 frekventantů.

Unikátní je rovněž odborný časopis, který nemají ani daleko početnější obory a na kterém mají lví podíl Bc. Maleš a Mgr. Hajský. Poděkování patří rovněž všem aktivním členům výboru FOPTO, kteří se v něm za těch dvacet let vystřídali.

Pokud bych si tedy mohl závěrem něco přát, tak aby se našel někdo, kdo bude mít protetiku stejně rád jako já a posune ji zase o kousek výš. Stojí za zamyšlení, jakým způsobem je náš obor jedinečný. Nikde jinde nemáte možnost něco sami navrhnout, realizovat a potom sledovat, jakým způsobem jste ovlivnili základní a zásadní schopnost živého organismu – pohyb.

A jaké mám plány do budoucna? Je to jednoduché – v létě můj oblíbený kitesurfing, v zimě lyže, v mezidobí si občas zahrát squash, popřípadě si zaplavat. Že to zní dobře? Tak schválně, jestli se to povede.

Vzpomínka

Doc. MUDr. Ivan Hadraba, CSc.

(1930–2018)

PhDr. Rudolf Půlpán

Ortotechnika a.s., Jana Zajíce 12, Praha 7



Stalo se to koncem šedesátých let minulého století. Dvěma doktorům z Výzkumného protetického pracoviště na Vyšehradě se narodili synové. Oba dostali jména svých otců. V té době bylo pracoviště součástí VHJ SPOFA, největšího giganta ve výrobě léků, zdravotnických prostředků i zdravotnické techniky.

V té době bylo VPP opravdu výzkumným pracovištěm, byl zde protézován sovětský letec Meresjev, který se stal literární předlohou hrdinského příběhu pilota, který se odplazil z nepřátelského zajetí a dále pilotoval stíhačku se dvěma transtibiálními protézami. Kniha se jmenovala „Příběh opravdového člověka“ a patřila mezi povinnou literaturu na základní škole.

Tehdy VPP vytvořilo ve spolupráci s výtvarnými umělci prototyp kosmetické rukavice na protézy

HK, které nakupovala firma „Viennatone“ v Rakousku a byly jimi osazeny první myoelektrické protézy. Právě zde se začala používat polyesterová pryskyřice na sádrové modely metodou štětcového laminování. Tyto technologie byly spjaty se jmény pánů Petáka a Potůčka. Zároveň v tomto ústavu pracovali pánové Zeman, Eman a Toman a to pod vedením MUDr. Choděry, který později emigroval do Velké Británie.

Jedním ze zmíněných šťastných otců byl MUDr. Ivan Hadraba – postavil si tenkrát chatu blízko Jílového u Prahy, kam o víkendu jezdil svým tříkolovým Velorexem. Svého syna vozil v košíku na policiče tohoto bizarního vozidla. MUDr. Hadraba dále pokračoval ve své vědecké práci z oblasti protetiky, a tak v roce 1970 obhájil svou kandidátskou disertační práci.

Později se stal vedoucím „Vědecko-výzkumné laboratoře ortopedické protetiky ILF“, kde se věnoval doškolování lékařů. Když se koncem osmdesátých let objevil první učební obor s maturitou, byl jedním z jeho zakladatelů a významných pedagogů. Jako vedoucí „Centra pro ortopedickou protetiku Kliniky rehabilitačního lékařství, 1. LF UK“ se nadále věnoval výuce v oboru na všech úrovních. Díky svým jazykovým znalostem a osobním vazbám mohl čerpat ze zahraniční literatury a spolu s MUDr. Cmuntem u nás pomohl zavést modulární systémy při stavbě protéz. Vydal první učebnici ortopedické protetiky a napsal nespočet odborných článků. Podílel se na zavedení dětské protetiky jako samostatné disciplíny, na založení odborné Ortopedicko-protetické společnosti a prosazení nástavbového atestačního lékařského oboru ortopedický protetik.

V roce 1991 se stal docentem oboru rehabilitace. Ve své pedagogické dráze pokračoval na FTVS UK v Praze na katedře fyzioterapie.

Aktivně se zapojil do vzdělávání FOPTO a prostřednictvím rekvalifikačí pomohl řadě protetiků začlenit se mezi zdravotnické pracovníky. Dokázal své neobyčejné znalosti předávat s dávkou nonšalance, kterou se výrazně odlišoval od ostatních. Nikdy nesáhl po pozlátku nabízeném za cenu politické angažovanosti a loajality předchozímu režimu. Po ukončení své pedagogické činnosti trávil hodně času ve Spojených státech amerických, přesto se ale o obor nepřestal nikdy zajímat a pilně navštěvoval veškeré dostupné odborné kongresy.

Doc. MUDr. Ivan Hadraba, CSc. nás 17. listopadu 2018 ve věku 88 let náhle opustil. Zapalme na jeho vzpomínku svíčku – a pokud ne doopravdy, tak ve svých srdcích. V našem oboru neexistuje nikdo, kdo by jeho jméno neznal, a tak tomu zůstane navěky. Připadá mi docela samozřejmé, že jeho syn MUDr. Ivan Hadraba dále pokračuje cestou svého otce a patří ve svém oboru mezi významné odborníky.

Možná se ptáte, odkud všechny tyto detaily vím i přesto, že pan docent nikdy neměl ve zvyku o sobě příliš vyprávět – ten druhý doktor na začátku příběhu se totiž jmenoval RNDr. Rudolf Půlpán.

Seznam obrázků:

Zdroj: vlastní

Inzerce



Ortotechnika a.s.

Jana Zajíce 12, Praha 7

Nestátní zdravotnické zařízení
Partner všech zdravotních pojišťoven

**Individuální výroba protéz horních a dolních končetin,
ortéz horních i dolních končetin,
dále trupové ortézy, bederní pasy, kýlní pasy, rovnače zad,
ortopedické vložky standardní, speciální, sportovní, korekční,
krční límce CO, CTO apod.,
epitézy, ochranné obličejové masky a přilby.
tel. 233 372 187, 220 571 565, 601 383 798**

**www.protetika.cz
protetika@protetika.cz**

Vzpomínka

René Baumgartner (1930–2018)

Vladimír Voděra

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



23. října 2018 zemřel ve své domovské obci Zumikon ve Švýcarsku ve věku 88 let Prof. Dr. med. René Baumgartner. Byl dlouholetým řádným profesorem ortopedické protetiky a rehabilitace na univerzitě Westfälische Wilhelms-Universität v Münsteru, byl autorem mnoha standardních děl a rozhodující měrou po celá desetiletí spoluutvářel ortopedickou protetiku.

René Baumgartner se narodil 12. února 1930 ve Švýcarsku, v Grenchenu, kanton Solothurn. Jeho rodiště v „hodinářském koutě“ a také povolání jeho otce Fritze, který byl hodinářským mechanikem, směřovalo mladého René Baumgartnera nejprve na technickou dráhu, ale posléze se vydal na cestu lékaře. Po složení státní zkoušky odchází na zkušenou do zahraničí – v letech 1956–1957 pracoval ve Stamford Hospital

v USA v rámci výměnné stáže a poté se vydal na moře, kde sloužil pro švédskou společnost Johnson Line jako lodní lékař.

Jeho další profesní vývoj pak pokračoval v kantonské nemocnici v Aarau v Patologicko-bakteriologickém ústavu. Následovaly zastávky na Universitäts-Kinderspital v Basileji, na oddělení ortopedie u Prof. Dr. W. Taillarda v Ženevě a na dětské chirurgii u Prof. Dr. R. Nicole. Další léta sbírání zkušeností pokračovala v městské nemocnici v Basileji na klinice chirurgie u věhlasného Prof. Dr. Rudolfa Nissena a poté na univerzitní klinice Balgrist v Curychu pod vedením Prof. M. R. Francillona. V r. 1966 absolvoval René Baumgartner specializované vzdělání a stal se nositelem titulu „Lékař-specialista FMH chirurgie a ortopedie“.

Po ukončení působení ve funkci vedoucího lékaře v kantonské nemocnici v Ženevě se Baumgartner vrátil v r. 1970 zpět na Balgrist k Prof. Dr. A. Schrieberovi. Vzniklo zde oddělení ortopedické protetiky a René Baumgartner byl pověřen jeho vedením. Zde vznikla také habilitační práce na téma „Amputace dolní končetiny a protetické vybavení při poruše v arteriálním prokrvení“, která následně získala ocenění Konrada Bielského od Německé společnosti pro ortopedii a traumatologii. Na Balgristu pracoval René Baumgartner od r. 1972 do r. 1985 jako vedoucí oddělení ortopedické protetiky a získal zde v r. 1979 hodnost titulárního profesora. V r. 1985 byl René Baumgartner požádán, aby přešel do Münsteru na tehdy jedinou Katedru ortopedické protetiky a rehabilitace v Německu. Zde zastával až do r. 1996 funkci ředitele kliniky.

René Baumgartner ovlivnil obor ortopedické protetiky v Evropě jako málokdo jiný. Přitom vždy kladl důraz na celostní přístup chirurga, terapeuta a ortotika-protetika ve prospěch pacienta. V tomto smyslu vedl také výchovu a vzdělávání mladé

generace, které se stalo jeho vášní. Počet jeho přednášek okořeněných karikaturami a švýcarským šarmem by se dnes dal jen stěží spočítat. Dokazuje to, že Baumgartner byl jakýmsi „kazatelem na cestách“ v oblasti amputační chirurgie a ortopedické protetiky, což podtrhují jeho další aktivity – přednášky, kurzy a knižní publikace. Z jeho více než 350 originálních publikací jsou známy zejména standardní díla zaměřená na amputace a ortopedicko-protetické vybavení a obuvnictví. Jako chirurg a ortoped plnil Baumgartner funkci „spojky“ mezi těmito obory, ačkoli byl v obou oblastech ceněn stejně vysoko.

René Baumgartner pracoval s neúnavným nasazením a proslul svým přátelským přístupem a pozorností ke svým pacientům, se kterými mnohdy udržoval úzké vztahy i přes velké zeměpisné vzdálenosti. Vybavování pacientů pro něj znamenalo vždy interdisciplinární spolupráci s terapeuty a ortotiky-protetiky, se kterými jednal vždy jako rovný s rovnými. Jeho blízký poměr k řemeslům

se odrážel zejména v udělení titulu čestného mistra obuvnictví a v propůjčení medaile Heine Hessinga od Spolkového cechu ortopedických protetiků (Bundesinnungsverband für Othopädie-Technik). René Baumgartner je čestným členem Německé společnosti pro chirurgii (Deutsche Gesellschaft für Chirurgie, DGOT). Mezi jeho četnými vyznamenáními je nutné zmínit zejména cenu DGOT Konrada Bielaskiho, dále po dvakrát propůjčenou cenu VSO Carl Rabiho za nejlepší knihu roku, jakož i čestné členství v ISPO Deutschland a v Iniciativě, 93 Ortopedická protetika, již byl zakládajícím otcem.

Přehled nevýznamnějších publikací, jichž byl Prof. René Baumgartner autorem nebo spoluautorem pak najdete na stránkách Německé národní knihovny: <https://portal.dnb.de/opac.htm?method=simpleSearch&query=120490676>

Seznam obrázků:

Zdroj: <https://www.ostechnik.de/news/4868-prof-dr-rene-baumgartner-verstorben>

Inzerce



PROTETICKÁ PÉČE
MALÍK a spol., s.r.o.
HRADEC KRÁLOVÉ

INDIVIDUÁLNÍ POMŮCKY
ZHOTOVENÉ NA MÍRU



www.protetikahk.cz

Z historie ortopedické protetiky (2. část) Od středověku po 19. století

Vladimír Voděra

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

Po období temného (raného) středověku došlo příchodem renezanace v oblasti medicíny k velkému rozvoji. Nejvýznamnější osobností pozdního středověku a rané renesance byl Francouz Ambroise Paré (1510–1590), který působil ve službách francouzského královského dvora jako poradce a první chirurg celkem čtyř francouzských králů (Henri II, François II, Charles IX a Henri III).

Ačkoli v té době byli chirurgové všeobecně považováni spíše za holiče a lazebníky než za právoplatné členy lékařského stavu – lékaři se domnívali, že je chirurgický zákrok pod jejich důstojnost –, byly příspěvky Parého pro další pokrok v oblasti medicíny významné. Za svého života zažil mnohá obléhání a bitvy a vzhledem k tomu, že válečná technika stavěla své úspěchy především na dělostřelectvu, jehož účelem bylo rozbít hradební opevnění a rozehnat šiky nepřátel, docházelo při bojích k četným traumatům v podobě ustřelených či useknutých končetin, které vyžadovaly okamžité ošetření.

Podmínky jej přinutily vynalézat nové chirurgické techniky, a tak stal se průkopníkem medicíny bitevního pole. Zraněným pomáhal především léčbou ran a kromě „klasických“ kauterizačních prostředků, jako bylo podvazování krvácejících ran, přikládání rozžhaveného železa a polévání ran vroucím olejem, aplikoval i obvazy nasycené směsí žloutku, růžového a terpentýnového oleje. Později začal pro zastavení krvácení a scelování



Obr. 1: Paré amputuje přímo na bitevním poli při obléhání Damvillers, 1552

ran nově používat techniku ligace – šití, o které se dočetl ve 2000 let starých spisech otce medicíny Hippokrata z Kósu. Výsledky těchto postupů Paré komentoval slovy: „Já jsem je jen ovázal, ale Bůh je uzdravil.“ Ve spolupráci s uměleckými kováři začal zavádět funkční náhrady horních končetin ze železa, ochranné a podpůrné krunýře zad.

V té době se již vyráběly stehenní protézy s jednoduchým kloubem a aretací a dokonce i ortézy dolních končetin z tyčoviny vedené za dolní končetinou. Svým masivním provedením se ale podobaly spíše součástem brnění a v místech kloubů byly železné pláty poskládány přes sebe, takže s brněním dobře splynuly.

Protézu horní končetiny Paré zdokonalil vynálezem loketního dílce. Celá pažní protéza byla asi 90 cm dlouhá. V místě loketního kloubu byl pak umístěn západkový mechanismus umožňující flexi.



Obr. 2: Návod k zašití řezné rány (F. Paré)

Již tehdy se zabýval také terapií fantomových bolestí, které jsou dle moderních poznatků nečastějším následkem v případě ztráty končetiny v důsledku traumatu. Věřil, že příčina tkví v mozku a ne ve vlastním pahýlu. Své poznatky z oblasti terapie ran shrnul roku 1545 do spisu „Léčba ran způsobených střelnými zbraněmi“, díky kterému byly později zachráněny mnohé životy. Paré se také věnoval kosmetickým náhradám – vynalezl umělé oko, nos a náhrady či metody kosmetické úpravy dalších částí těla postižených traumatem.

Byl také zakladatelem biochirurgie založené především na použití laboratorně vypěstovaných dezinfikujících larev červů k odstraňování nekrotických a infekcí zasažených tkání. Jeho dalším významným počinem je „Univerzální anatomie lidského těla“ vydaná v r. 1550. Portfolio metod vynalezených tímto géniem bylo opravdu široké a pokrývalo celou oblast lidského života a smrti: od porodnictví – ovlivněním změny polohy plodu, přes pediatrii – prořezáváním dásní kojenců skalpelem, až po patologii – např. zdokonalením metody balzamování těl použitím směsi octa, aloe, pelynku a kolokvinty.

Přestože byla v r. 1666 založena francouzská Akademie věd, která začala vydávat časopis pro vědce pod vedením Colberta, je 17. a 18. století hodnoceno z hlediska ortopedické protetiky spíše jako období literární nežli vědecké činnosti. Za významné dílo je v tomto ohledu považován



Obr. 3: Stehenní protéza s jednoduchým kolenním a hlezenním kloubem, 1575 (F. Paré)

almanach ortopedické protetiky, který koncem 17. století vydal francouzský chirurg Etienne Morel pod názvem „Tourniquet“. V něm byly popsány veškeré tehdy známé postupy amputace, ošetřování ran a ortopedicko-protetické vybavení.

Další pokrok v technice vybavování přišel až začátkem 18. století v období napoleonských válek. Války mezi princí a králi přerostly ve války mezi národy, což vedlo ke zmnohonásobení počtu amputací v řadách vojáků na bitevním poli. Osobní lékař a chirurg Napoleona Bonaparte, Dominique-Jean Larrey, začal používat k zastavení krvácení a tlumení bolesti přikládání ledu a sněhu a zavedl co nejrychlejší vybavování protézou – hlavně z toho důvodu, že protéza vytvářela určitou kompresi na pahýl, což mělo pozitivní vliv na jeho hojení. Přes tyto pokroky však zůstávala mortalita amputovaných značně vysoká. Larrey mimochodem nechvalně proslul i rekordním počtem amputací provedených za jeden den – 200!

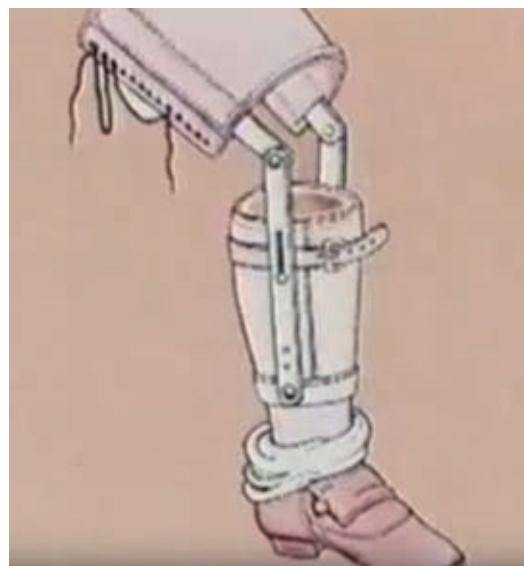
V Armádním muzeu v Paříži je z období Prvního císařství k vidění pažní protéza generála d'Aboville, který utrpěl zranění v důsledku zásahu dělostřeleckým granátem při bitvě u Wagramu r. 1809. V r. 1860 pak představil vévoda de Beaufort odlehčenou pažní protézu z valchované kůže a dřeva, která měla loket opatřený blokovacím zařízením. Posledně jmenovaný rovněž založil r. 1868 Asociaci na podporu chudých zmrzačených lidí. Luisi Pasteurovi pak vděčíme za objevy



Obr. 4: „Návod k použití“ předloketní protézy, tzv. železné ruky (F. Paré)



Obr. 5: Protéza horní končetiny s loketním kloubem (F. Paré)



Obr. 6: Do výroby protéz se v 19. st. zapojují i další řemeslníci, jako kovář, sedlář a tesař

v oblasti mikrobiologie a základy pro další vývoj v boji proti infekčním onemocněním. Pokroku se dočkaly i stehenní protézy, které již byly opatřeny jednoduchým kloubem a uzávěrem, takže bylo možné kloub odjistit a nohu při sezení ohnout.

Kromě amputací během pozemních bojů docházelo v tehdejší době ke ztrátám končetin také na moři, ať už to bylo v důsledku námořních bitev, bojů s piráty anebo úrazů při práci s lany a těžkým nákladem. Přes veškerý pokrok v chirurgii a vybavování zde ale představovalo nejběžnější protetické vybavení dřevěný pylon a hák.

V průběhu 19. století již byli amputovaní vybavováni protézami, které jim dovozovaly mnohem více činností než stát, sedět a chodit. Ačkoli pylon a hák nadále převládaly, začalo se postupně vyvíjet renesanční vybavení. Do výroby protéz dolních končetin se postupně zapojila různá řemesla, jako kovář, sedlář a tesař, a běžně se již vyráběly bércové protézy s pahýlovými lůžky ve tvaru kožené objímky a s uchycením na stehně přes dlahy pomocí jakéhosi korzetu (obr. 6).

V oblasti stehenních protéz se objevují protézy vyrobené ze dvou masivních dílců spojených kloubem v oblasti kolene, případně i s pohyblivým hlezenním kloubem ovládaným pružinou pro přirozenější sed a chůzi. U horních končetin přicházejí snahy o napodobení pohybů zavření

a otevření ruky ovládané napřimováním a pokrčováním horní končetiny.

Díky novým technikám anestezie a zejména pak objevu chloroformu v r. 1831 došlo k velkému pokroku v oblasti amputačních technik, které umožnily zavedení nových ortopedicko-protetických vybavení, jako např. Syme v oblasti chodidla.

1. část seriálu si můžete přečíst v Ortopedické protetice 21/2018.

Seznam obrázků:

1. Paré amputuje přímo na bitevním poli při obléhání Damvillers, 1552. Zdroj: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/5/5a/Ambroise_Par%C3%A9_amputating_leg_on_battlefield_Wellcome_M0001835.jpg
2. Návod k zašití řezné rány (F. Paré). Zdroj: <https://wellcomecollection.org/works/cykyyg58>
3. Stehenní protéza s jednoduchým kolenním a hlezenním kloubem, 1575 (F. Paré). Zdroj: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/3/32/Views_of_a_prosthetic_leg_in_1575.jpg
4. „Návod k použití“ předloketní protézy, tzv. železné ruky. Zdroj: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/4/4e/Pare_artificial_hand.jpg
5. Protéza horní končetiny s loketním kloubem (F. Paré). Zdroj: <https://wellcomecollection.org/works/ca2uc598>
6. Do výroby protéz se v 19. st. zapojují i další řemeslníci, jako kovář, sedlář a tesař. Zdroj: <https://www.youtube.com/watch?v=RuAegaHHIIE> (8:43)

Protetika



Protetika horních končetin

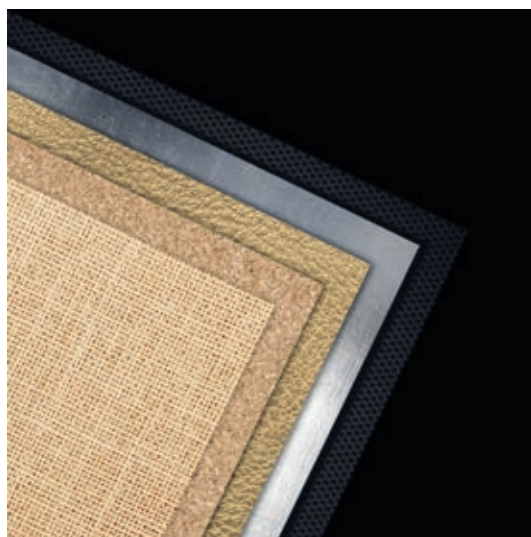


Nový sortiment!
Vyžádejte si náš
aktualizovaný katalog.

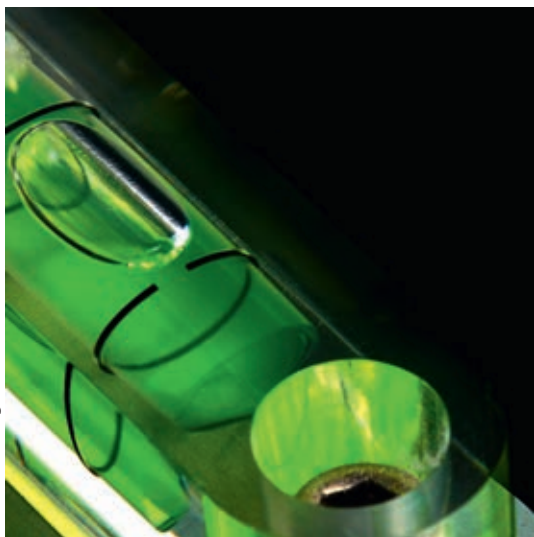
Ortotika



Materiál



Nástroje a zařízení



We innovate
to mobilize



www.facebook.com/orthorehaneuhof
www.instagram.com/orthorehaneuhof
www.ortho-reha-neuhof.de
katerina.krejcirova@ortho-reha-neuhof.de

Historie myoelektrických protéz

Bc. Jan Maleš¹⁾, Bc. Pavol Žitňanský²⁾

Otto Bock ČR s.r.o., Protetická 460, Zruč-Senec¹⁾

Otto Bock Slovakia s.r.o., Röntgenová 26, Bratislava²⁾

Úvod

Známé heslo, které říká: „Učme se z historie, abychom neopakovali stejné chyby v budoucnu“, platí i v myoprotetice. V tomto článku, bychom chtěli přiblížit historický vývoj elektrických a myoelektrických protéz od raných začátků po současnost a zároveň poskytnout určitý náhled, jakou cestou se bude myoprotetika horních končetin ubírat v budoucnosti.

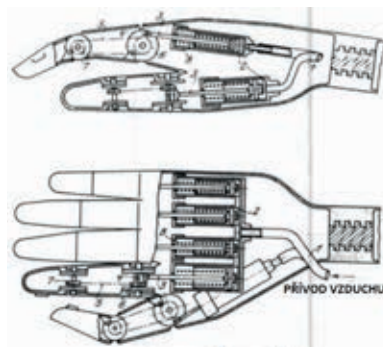
Základní problematika myoprotetiky v minulosti, přítomnosti, ale i budoucnosti leží mezi funkcí a funkčností protetické pomůcky. Funkce a funkčnost jsou dva rozdílné termíny, které jsou bohužel někdy spojovány v jeden. Funkcemi protetické pomůcky rozumíme úchopové vzory, odolnost, například pro sport, kosmetické krytí atd. Pod funkčností pak najdeme schopnost pacienta jednotlivé funkce protetické pomůcky ovládat a využívat. Moderní trendy v myoprotetice horní končetiny jsou bohužel částečně směřovány čistě na reklamu a její účinek na uživatele. Na trhu se tedy objevují myoprotézy, které mají mnoho zajímavých funkcí, ale pacient je nedokáže funkčně ovládat.

Protézy pro horní končetiny s pohonem existují již sedmdesát let. Od tohoto období se zhruba datuje i historie ručního nářadí s pohonem a dalších motorizovaných technických zařízení, která jsou v moderní společnosti tak široce používána. Vývoj protetických produktů šel vždy ruku v ruce s vývojem moderních technologií.

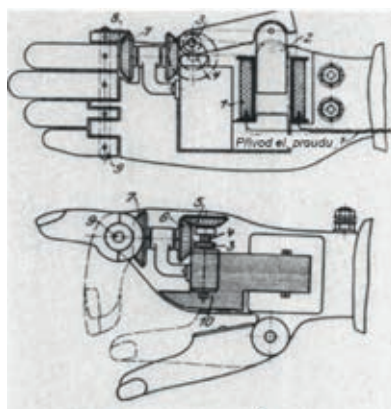
Posoudíme tedy historii myoelektrických protéz s pohonem z hlediska technického, materiálového a dle konceptů ovládání. Historie nás učí, že funkčnost myoprotézy závisí na jednoduchosti ovládání jednotlivých funkcí uživatelem – na ní je závislá i elegance pohybu. Pojdme tedy do minulosti, ať můžeme vidět budoucnost.

První pokusy

První známou protézu s pohonem představovala pneumatická ruka patentovaná v Německu v r. 1915. Výkres jedné z prvních protéz ruky s pneumatickým pohonem je znázorněn na obr. 1, na obr. 2 pak výkres první ruky s elektrickým pohonem. Tyto výkresy byly publikovány v r. 1919 v *Ersatzglieder und Arbeitshilfen* (Náhradní údy a pracovní pomůcky). V této německé publikaci jsou obsaženy nápady, které jsou ještě dnes stále a znovu objevovány. Končetinové protézy s pohonem se ale v období mezi světovými válkami nepoužívaly v nějakém významném rozsahu.

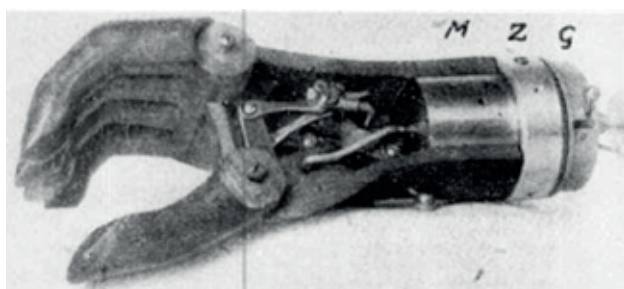


Obr. 1: Pneumaticky ovládaná ruka, 1919



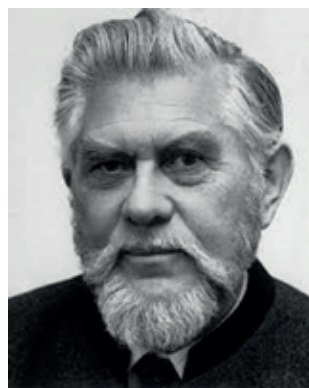
Obr. 2: Elektromagnetická ruka, 1919

První nám známou myoelektrickou protézu vyvinul na počátku 40. let fyzik Reinhold Reiter ve spolupráci s bavorským Červeným křížem. Tento systém již byl řízen přes jednoduché svalové elektrody, nebyl ale přenosný. Systém byl sám o sobě těžký, velký a neměl napájení z baterie (myšlenka byla založená na tom, že bude sloužit jako speciální protéza na pracovišti). Reiter doufal, že bude další vývoj této ruky zaměřen na dosažení její přenosnosti. Svou práci zveřejnil v roce 1948, ale nevstoupila do široké známosti, takže myoelektrické ovládání bylo předurčeno ke „znovuobjevení“ v 50. letech v Anglii, v Sovětském svazu a možná ještě jinde. Hospodářské podmínky v Německu po 2. světové válce neumožňovaly pokračovat ve vývoji myoelektrického ovládání. Na obr. 3 je ukázána první myoelektrická protéza ruky, která byla pravděpodobně používána kolem roku 1943.



Obr. 3: První myoelektrická protéza ruky, 1943

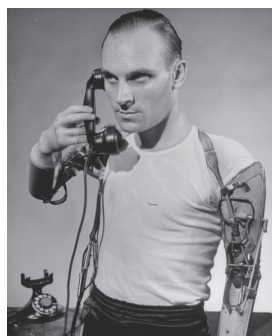
Ačkoli Reiter koncipoval a rozvinul myšlenku myoelektrického ovládání počátkem čtyřicátých let, další vývojáři přišli s touto ideou později a zdánlivě nezávisle. Zesnulý profesor Norbert Weiner z Massachusetts Institute of Technology tento koncept údajně navrhl kolem roku 1947. Berger & Huppert představili tuto myšlenku v r. 1952. Battye, Nightingale a Whillis vyvinuli v r. 1955 v Guy's Hospital v Londýně myoelektrický řídicí systém pro protézu s pohonem – tato ruka byla po mnoho let považována za první praktickou demonstraci tohoto principu. Skutečnost, že nebyli první, nikterak jejich úspěch nesnižuje. Sovětští vědci pak byli zřejmě prvními, pokud jde o použití tranzistorů pro myoelektricky ovládanou protézu. Takzvaná „Ruská ruka“ byla první myoelektrickou protézou prakticky téměř využitelnou pro klinické použití a byla na ni prodána licence na užití do Velké Británie a Kanady (ačkoli tam nenašla širokého uplatnění).



Obr. 4: Reinhold Reiter (1920–1998)

Poválečné období (1945–1967)

V USA byl rok 1945 pro ortopedickou protetiku zlomovým. V lednu 1945 se v Chicagu (Thorne Hall, Northwestern University) sešli zástupci armády, chirurgové, protetici a inženýři, aby zvážili, co by se mělo v oblasti protetiky končetin udělat. Toto setkání je považováno za počátek amerického vládního výzkumného a vývojového programu v oblasti ortopedické protetiky. Tento program nakonec vyústil v založení Výboru pro výzkum a vývoj protetiky (CPRD, Committee on Prosthetics Research and Development) v rámci Národní rady pro výzkum (National Research Council), který prováděl práce v tomto oboru po více než 25 let. Poválečná léta zaznamenala obrovský rozmach v oblasti protetiky končetin všeobecně, ačkoli byl vývoj v oblasti protéz s pohonem pomalý. Během období 1946–1952 vyvinul Alderson s podporou IBM a Veterans Administration (Správa veteránů) několik končetinových protéz s elektrickým pohonem. Tyto IBM paže byly na svou dobu impozantním technickým úspěchem, ale jejich praktické používání amputovanými bylo poněkud obtížné, protože její jednotlivé části by bylo složité plošně vyrábět a individuálně přizpůsobovat pacientovi.

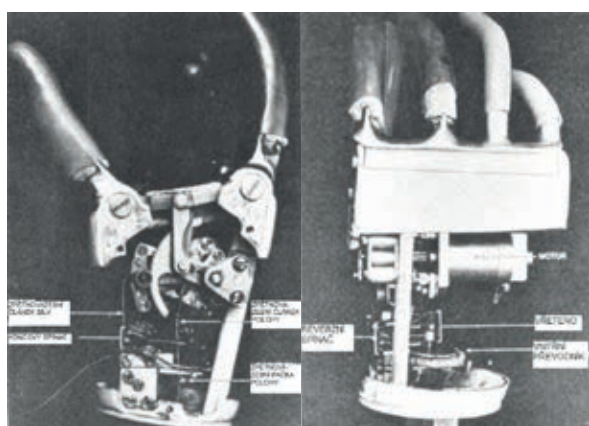


Obr. 5: IBM paže, 1950

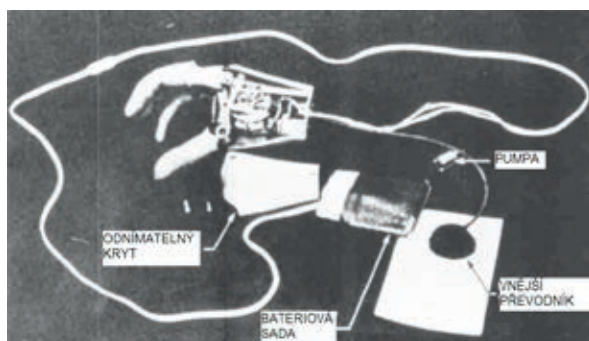


Obr. 6: IBM paže, 1950

Vaduzská ruka, vyvinutá během počátečního poválečného období, se zdá být nadčasovou a obsahovala vlastnosti předchůdců dnešních elektrických rukou. Německý tým v čele s Dr. Edmundem Wilmsem se po skončení 2. světové války usadil ve Vaduzu v Lichtenštejnsku, aby pokračoval ve vývojových pracích na této ruce. Chtěli vytvořit ruku ovládanou svaly zvládající úchopové funkce, které by byly napájeny přenosným napájecím zdrojem. Jími vytvořená ruka je znázorněna na obr. 7 a popsána Wilmsem. Tato ruka obsahovala mechanismus řazení převodů, který umožňoval získat vysokou úchopovou sílu pomocí elektrického motoru a měl zároveň přiměřenou rychlost v prstech. Jde o princip, který se používá u stávajících rukou Ottobock. Ruka používala unikátní řídicí jednotku – pneumatický vak uvnitř pahýlového lůžka detekoval vyboulení svalu prostřednictvím pneumatického tlaku, ten dále ovládal spínačem aktivovaný polohovací servomechanismus za účelem ovládnutí zavírání elektrické ruky. Tento princip předjímá koncepci rozšířené fyziologické propriocepce. Celý systém je znázorněn na obr. 8.



Obr. 7: Vaduzská ruka

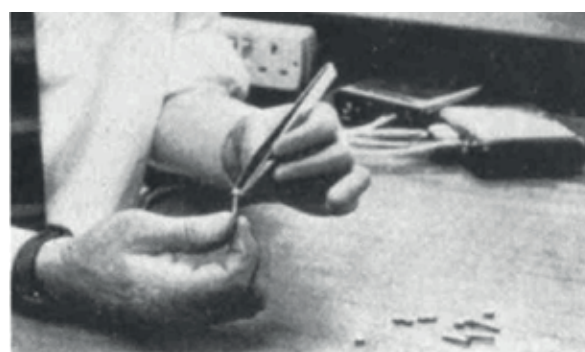


Obr. 8: Systém Vaduzské ruky

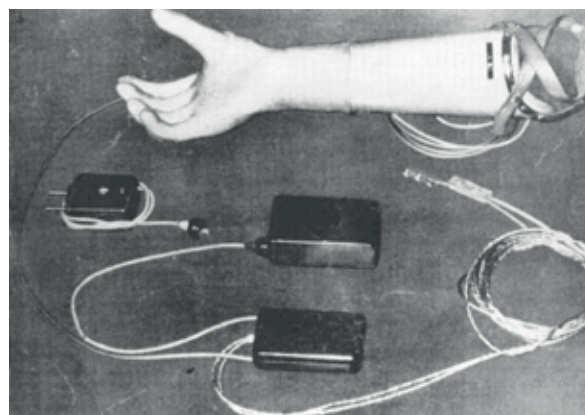
Po r. 1953 byla Vaduzská ruka prodávána z Paříže, a proto je někdy nazývána Francouzskou rukou. Bylo zjevně obtížné dodržet optimální mechanické nastavení, ale i tak musí být považována za jednoho z nejdůležitějších předchůdců dnešních elektrických rukou, které obsahují mnoho inovativních a fascinujících konceptů. Byla dodávána v polovině šedesátých let.

Po Ruské a Vaduzské ruce následovala Anglická ruka, vyvinutá kolem r. 1965 Bottomleyem. Jednalo se o první myoelektricky ovládanou ruku s proporcionálním řízením. Tato protéza také obsahovala několik nových charakteristických vlastností, jako např. interní zpětnou vazbu síly a rychlosti a unikátní princip vyladování myoelektrického signálu. Na obr. 9, kde je pohled také na Bottomleyovu ruku, si všimněte dvou externích paketů na stole – baterie vlevo a elektroniky vpravo. Jednalo se o první myoelektricky řízenou ruku, která měla proporcionální ovládání.

Na obr. 10 je zobrazena takzvaná Ruská ruka, která byla první myoelektrickou protézou prakticky téměř využitelnou pro klinické použití.



Obr. 9: Externí pakety baterie a elektroniky



Obr. 10: Ruská ruka, cca 1959

technickoprotetická péče • výroba a servis protéz, ortéz, korzetů • poradenská činnost



Bolevecká 38, 301 00 Plzeň • Tel. 377 529 060-1 • info@protetikaplzen.cz • www.protetika-plzen.cz



Nestátní zdravotnické zařízení Protetika – Medica

- Výroba ortopedicko – protetických pomůcek z originálních komponentů
- Komplexní přístup, který nekončí pouze předáním protetických pomůcek, ale zároveň naučí v rámci školy chůze pomůcky i řádně používat a využít tak celé spektrum jejich funkcí
- Spolupráce s RHB klinikami v Hl.m. Praze a RHB ústavem Kladruby
- Poradenství, odborné konzultace

Kontaktní údaje

Protetika Medica

Masná 697/19, 110 00 Praha 1

Telefon: +420 224 813 970

Mobil: +420 773 519 191

e-mail: honzik2@volny.cz, medica3@seznam.cz

Otevírací doba :

Po – St 09 – 17h

Čt 08 – 18h

Pá 09 – 15h

Její licence byla prodána i do Velké Británie a Kanady, ačkoli tam nenašla širokého uplatnění (cca 1959). Uprostřed fotografie je bateriový paket, pod ním paket elektroniky. Nabíječka baterií je vlevo. Všimněte si dlouhých vodičů elektrody a fixačních pásků protězy.

V r. 1965 začala skupina švédských výzkumníků pracovat na elektrické ruce, která byla adaptivní a měla více funkcí (dva typy úchopu, flexi-extenzi zápěstí a supinaci-pronaci). Tato ruka je známá pod názvem SVEN-Hand (obr. 11). Používala se také extenzivně ve výzkumu a zejména její multifunkční řízení a v ní použité koncepty se dodnes používají při vývoji ve Švédsku.

Období růstu (1967–1977)

Dekáda 1967–1977 znamená pro naše téma „období růstu“, protože po roce 1967 bylo konečně možné protězu s pohonem zakoupit. Protězy horních končetin začaly nabývat skutečný klinický význam (tj. větší počet vybavených klientů).

Viennatone Hand byla prvním komerčně dostupným systémem. Tato ruka byla výsledkem spolupráce německé firmy Ottobock a rakouské Viennatone, mající odborné znalosti v oblasti elektroniky (výroba naslouchadel). Krátce poté Ottobock vyvinul svůj vlastní myoelektrický systém a nový mechanismus ruky. Mechanizmy Viennatone a Ottobock Hand (oba navržené firmou Ottobock) v průběhu let doznaly určitých změn, ale jejich základní vzhled a zásady konstrukce zůstaly v podstatě nezměněné.

V raném období myoelektrického ovládání (cca 1968) se baterie nebo baterie a elektronika musely nosit mimo protězu, obvykle v kapse na hrudi, na klipu u pasu nebo na pásku upevněném kolem humeru. Kabely a spoje, které vyžadoval tento druh konfigurace, se často přerušovaly

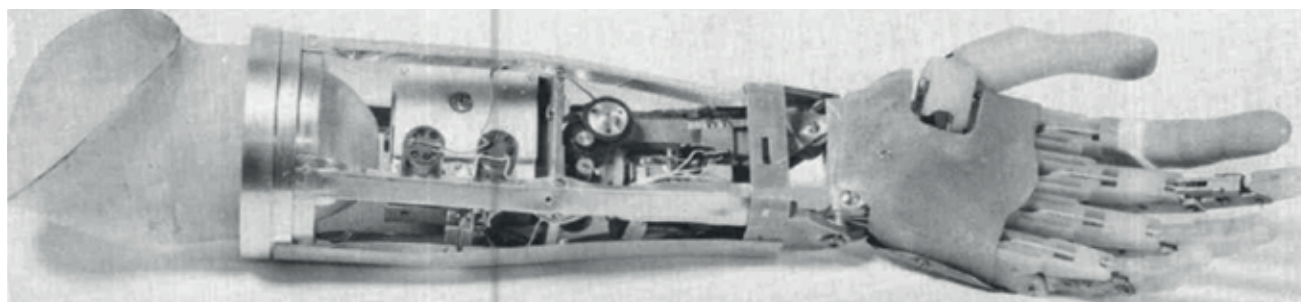


Obr. 12: Uzavřená konstrukce myoprotězy s integrovaným akumulátorem

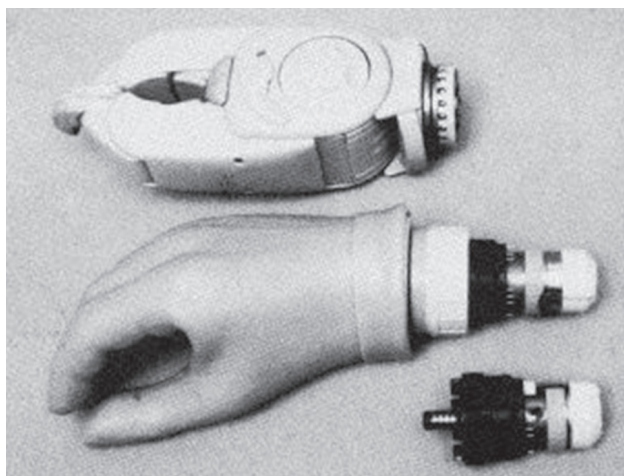
a byly příčinou poruch. Občas také docházelo k elektrickému rušení. Kromě toho se vnější komponenty protězy obtížně upevňovaly a nosily. Mechanismus Viennatone Hand byl použit ve spojení s myoelektrickou řídicí jednotkou vyvinutou na Northwestern University. Uzavřená konstrukce a ulpivací vlastnosti systému představují standardní provedení dnešních předloketních protéz (obr. 12).

V armádní laboratoři Army Medical and Biomechanical Research Laboratory v té době vyvinuli zajímavou ruku s elektrickým pohonem. Tato ruka obsahovala v palci „detektor skluzu“. Pokud držený předmět začal sklouzávat, ruka automaticky zvýšila sílu úchopu, dokud se skluz nezastavil.

Inženýři z fakultní nemocnice Temple University-Moss Rehabilitation Hospital se jako první pokusili o multifunkční ovládání lokte, humerální rotaci a zápěstí využívající techniku rozeznávání pohybových vzorců podle myoelektrických signálů z několika svalových míst paže a ramene. Podařilo se jim dosáhnout určitých laboratorních úspěchů. Švédští vědci vykonali podobnou práci za účelem ovládání více funkcí ruky (rotace, flexe-extenze a úchop).



Obr. 11: SVEN-Hand, 1965



Obr. 13: Greifer, myohand a zápěstní rotátor

Protetické háky s elektrickým pohonem byly v oblasti myoprotetiky obecně považovány za žádoucí, zejména v činnostech náročných na zatížení. Při velké zátěži byly totiž myokomponenty tehdy i dnes náchylné na poškození. Je to pochopitelné, neboť myoruce jsou určené pro zvládání jemné motoriky a jsou i tak konstruované. Bylo tedy nutné i pro tyto činnosti vyvinout vhodné díly, které by daný nápor dokázaly vydržet.

Na konci 70. let vyvinul Ottobock koncové zařízení Greifer. Jednalo se o nový úchopový mechanismus, který bylo možné vyměnit za ruku Ottobock Hand. Toto zařízení má význam pro osoby provádějící těžké práce (obr. 13 – Greifer, myohand a zápěstní rotátor).

Úsilí Otto Bock Orthopedic Industries, Inc. v oblasti protéz s pohonem nelze v žádném historickém přehledu opomenout. Kdyby nebyly k dispozici ruce, rotátory zápěstí a elektronické řídicí systémy Ottobock, bylo by mnoho výzkumných prací v této oblasti zmařeno pro nedostatek komponentů. A samozřejmě bez dostupných komerčních komponentů, jejichž použití bylo silně podporováno vzdělávacími programy, literaturou, zajišťováním oprav a údržby, by nebylo vůbec možné, aby protetici na dílnách poskytovali klientům služby na dobré úrovni. Není třeba zdůrazňovat, že Ottobock prostřednictvím výzkumu, výroby, vzdělávání a podpory produktů bezkonkurenčně přispíval k vývoji myoprotéz téměř čtvrt století.

Období miniaturizace (1977–2004)

Zajímavým aspektem tohoto období byl nárůst klinického vybavení pacientů a zvýšení komerčně dostupných myokomponentů. Současně v tomto období došlo k určitému zredukování výzkumných snah v této oblasti, což může působit negativně. Ale jak ukázal čas, výzkum během tohoto čtvrt století potřeboval nabrat dech k dalšímu významnému pokroku. Toto období je zajímavé především ve zdokonalování a miniaturizaci jednotlivých myokomponentů a jejich plošnému použití. Významného posunu se dočkaly především baterie, jejichž kapacita se několikanásobně zvětšila, i když se zmenšily jejich rozměry. K pokroku v této oblasti došlo především díky rozvoji mobilních technologií.

V tomto období se také konečně začal klást velký důraz na nezbytnost ergoterapie, která je pro úspěšnou rehabilitaci s myoprotézou stěžejní. Protetici si uvědomili, že pokud má pacient plně využívat jednotlivé funkce, které myoprotéza nabízí, musí ji správně a hlavně pohybově zdravě používat bez kompenzačních pohybů. Ergoterapie v myoprotetice odbourává vznik degenerativních procesů a zároveň správné používání pomůcky brání jejímu poškození.

Toto období miniaturizace je v neposlední řadě zajímavé také vytvořením dětských myokomponentů, a tedy možností plošného vybavení dětských pacientů, které bylo do této doby velice obtížné a až na speciální případy téměř nemožné. Na dětské komponenty jsou kladeny vyšší funkční nároky, aby vydržely nápor, který na ně dětský pacient vyvíjí. Na obr. 14 je vyobrazeno jádro dětské myodlané Electrohand 2000 bez kosmetického krytí.

Období nových přístupů (2004–2019)

Nové tisíciletí a příchod moderních technologií v čele s 3D tiskem umožnilo myoprotetice překonat



Obr. 14:
Electrohand 2000 bez
kosmetického krytí



Obr. 15: MyoHand
VariPlus Speed



Obr. 16: Myoprotézy bebionic a Michelangelo

další hranice na cestě k protěze ruky, která by se více přiblížila zdravé končetině. Ke změně došlo především v dlaňové části myoprotézy. Doposud myodlaně umožňovaly pouze jeden úchopový vzor, především takzvaný špetkový úchop. Tento úchop je sice funkčně nejvíce používaný, ale pro některé činnosti je naprosto nevhodný.

Moderní myodlaně, které byly vyvíjeny na začátku nového tisíciletí, umožňují díky zabudovaným mikroprocesorům několik úchopových vzorů. Díky tomu může pacient zapojit myoprotézu do více denních činností, jako je psaní na počítači, ovládání myši či otevírání dveří. Tyto moderní myoprotézy jsou v oblasti jednotlivých funkcí oproti svým starším kolegům na mnohem vyspělejší a umožňují více ADL aktivit. Jejich pochopitelná nevýhoda leží v nižší odolnosti proti nárazům a hrubému zacházení, protože samostatné ovládání jednotlivých prstů vyžaduje více drobných součástí, které jsou náchylné na prudké úderů nebo přílišný tlak.

U těchto moderních protéz ještě více stoupá důležitost absolvování ergoterapie, protože správné zacházení a užívání je klíčové pro jejich dlouhodobou funkčnost. Protetici se v tomto období více zaměřují na anatomické tvarování protézových lůžek, jejich lepší ulpění či fixaci uvnitř pomocí lineru. Správné uložení



Obr. 17: Myo Plus – nová generace ovládání myoprotéz

jednotlivých svalových skupin je důležité pro správnou funkčnost a přepínání mezi jednotlivými pohybovými vzory.

Budoucnost

Pro budoucnost je klíčové intuitivní ovládání. Doposud se k ovládání myoprotézy používaly převážně dvě elektrody umístěné na protilehlých flexorových a extenzorových skupinách. Pacient se tedy učí protézu ovládat pomocí zbylých svalových skupin, které ale primárně k výkonu požadovaného pohybu určené nebyly. Klíče k intuitivě leží ve změně přístupu k ovládání myoprotézy. Nové ovládací systémy nebudou obsahovat dvě nebo pět elektrod umístěných na přímo určených svalových skupinách. Elektrod bude šestnáct a více a umístěny budou ve dvou prstencích kolem pahýlu. Nebudou snímat signál z určených svalových skupin, ale pohybový vzorec ze všech jako kompletní obraz. Pacient si tedy představí pohyb, který chce provést, my zaznamenáme tento vzorec a uložíme ho do protézy. Pokaždé, když si poté pacient pohyb představí a provede příslušnou svalovou hru, protéza pohyb zopakuje. Tímto dojde ke změně ovládání a pacient se už nebude složitě učit ovládat protézu, ale protéza se bude učit od pacienta jeho pohybové řetězce. Tento systém vnímáme jako zlomový, protože nám umožní intuitivní ovládání, které je klíčové pro kooperaci horních končetin a jemnou motoriku. Přestože je myoprotetika stále komplikovaná, čeká nás její zlatý věk. Konečně budeme díky intuitivnímu ovládání schopni nahradit jednotlivé funkce bez složité funkčnosti.

Seznam literatury:

1. BAUMGARTNER, R. Amputation und Prothesenversorgung der uneren Extremität. 2. akt. vyd. Stuttgart: Thieme, 1995. 415 s. ISBN 3-432-97502-3.
2. BAUMGARTNER, R. Amputation und Prothesenversorgung beim Kind. 1. Vyd. Stuttgart: Enke, 1977. 184 s.
3. BROZMANOVÁ, B. Ortopedická protetika. Martin: Osveta, 1990. 480 s. ISBN 80-217-0133-1.
4. ČIHÁK, R. Anatomie 1. 2. akt. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5.
5. DUNGL, P. Ortopedie. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.
6. EIS, E; KŘIVÁNEK, F. Ortopedie a ortopedická protetika. 3.dopl. vyd. Praha: Avicenum, 1986. 288 s. 08-065-86.
7. FIALA, O. a kol. Ortopedie a základy ortopedické protetiky. 3. přeprac. vyd. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 1985. 281 s. 60-136-84.
8. FREJKA, B. Základy ortopedické chirurgie. 2. přeprac. vyd. Praha: Avicenum, 1970. 680 s. 08-077-70.

9. HADRABA, I. Ortopedická protetika. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 1986. 64 s. 17-354-86.

Seznam obrázků:

1. Pneumaticky ovládaná ruka, 1919.
Zdroj: <http://www.oandplibrary.org/popup.asp?frmItemId=45ED9F7F-ECA9-42C1-83C6-10014E645CAA&frmType=image&frmId=1>
2. Elektromagnetická ruka, 1919: Zdroj: <https://www.pulsus.com/scholarly-articles/the-evolution-of-functional-hand-replacement-from-iron-prostheses-to-hand-transplantation.pdf>
3. První myoelektrická protéza ruky, 1943.
Zdroj: <http://www.oandplibrary.org/popup.asp?frmItemId=45ED9F7F-ECA9-42C1-83C6-10014E645CAA&frmType=image&frmId=3>
4. Reinhold Reiter (1920–1998). Zdroj: <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs004840050122>
5. IBM paže, 1950. Zdroj: Al Fenn—The LIFE Picture Collection/Getty Images
6. IBM paže, 1950. Zdroj: Al Fenn—The LIFE Picture Collection/Getty Images
7. Vaduzská ruka. Zdroj: <http://www.oandplibrary.org/popup.asp?frmItemId=45ED9F7F-ECA9-42C1-83C6-10014E645CAA&frmType=image&frmId=4>
8. Systém Vaduzské ruky. Zdroj: http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1978_01_001.pdf
9. Externí pakety baterie a elektroniky.
Zdroj: http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1985_01_002.pdf
10. Ruská ruka, cca 1959. Zdroj: http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1985_01_002.pdf
11. SVEN-Hand, 1965. Zdroj: http://www.oandplibrary.org/cpo/pdf/1985_01_002.pdf
12. Uzavřená konstrukce myoprotézy s integrovaným akumulátorem. Zdroj: https://www.researchgate.net/figure/A-person-with-a-transradial-amputation-wearing-a-typical-myoelectric-prosthesis-The-user_fig16_303819177
13. Greifer, myohand a zápěstní rotátor.
Zdroj: http://www.oandplibrary.org/poi/pdf/1981_03.pdf
14. Electrohand 2000 bez kosmetického krytí.
Zdroj: <https://professionals.ottobock.com.au/Products/Prosthetics/Prosthetics-Upper-Limb/Pediatric-Terminal-Devices/8E51-Electrohand-2000/p/8E51>
15. MyoHand VariPlus Speed. Zdroj: <https://www.ottobock.de/prothetik/produkte-a-bis-z/armprothetik/myohand-variplus-speed/>
16. Myoprotézy bebionic a Michelangelo.
Zdroj: https://www.ottobock.com/media/local-media/press/_media-information/hand-prostheses/downloads/hand-prostheses_image7.jpg
17. Myo Plus – nová generace ovládání myoprotéz.
Zdroj: <https://www.channelnewsasia.com/news/health/click-on-bionic-arm-could-help-amputees-do-the-simple-things-10885118>

Inzerce



**Centrum
Technické
Ortopedie**

ORTOPEDICKO - PROTETICKÉ POMŮCKY VÝROBA, SERVIS A PRODEJ

- protézy dolních a horních končetin
- končetinové a trupové ortézy
- léčebné a sportovní bandáže
- ortopedická, dětská a dia obuv
 - ortopedické vložky
 - ortopedické úpravy obuvi
 - kompenzační pomůcky

PROVOZNÍ DOBA

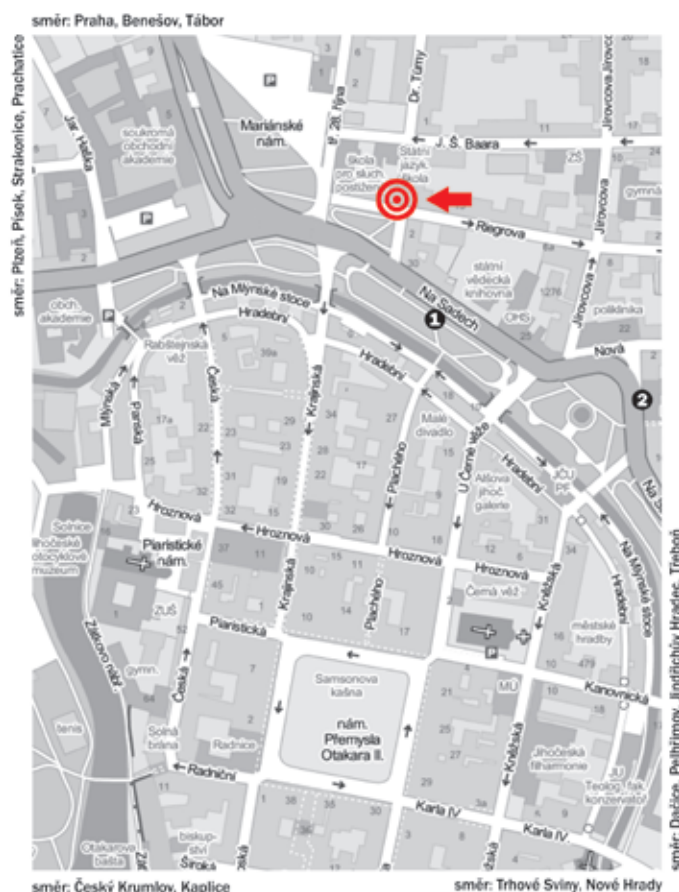
Po 7:00 – 15:00
Út 7:00 – 15:00
St 7:00 – 16:00
Čt 7:00 – 15:00
Pá 7:00 – 14:00

Smluvní partner zdravotních pojišťoven

Centrum technické ortopedie s.r.o.

Riegrova 3 (Mariánské náměstí), 370 01 České Budějovice

Tel.: 387 311 727, Mobil: 602 437 527, E-mail: info@technickaortopedie.cz, www.technickaortopedie.cz



1 2 Zastávka Poliklinika sever: trolejbus č. 1, 2, 3, 9, autobus č. 4, 6, 11, 14, 21

www.technickaortopedie.cz

Protetické vybavení při krátkém stehenním pahýlu po TEP kyčle – zvláštní situace

Roland Götzen

Medical Center Südwestfalen, Sanitätshaus Enneper GmbH, Rotehausstraße 36, Iserlohn, Německo

Zvláštní výzvu pro každého ortotika-protetika představují krátké nebo ultrakrátké pahýly z důvodu malé plochy pahýlu pro nesení zátěže a špatných silových poměrů na páce pro řízení protézy. Znovu a znovu však vyvstává potřeba vybavovat takovéto krátké nebo ultrakrátké pahýly v oblasti stehna i bérce, protože traumatické události neumožňují realizovat pro postiženého „komfortní“ délku pahýlu. Nejen traumatické události mohou mít za následek velmi krátký pahýl – u představené pacientky bylo příčinou rakovinové onemocnění formou osteosarkomu v období dospívání. Navíc je vybavení ztíženo totální endoprotézou kyčelního kloubu, která byla implantována před 39 lety.

Klíčová slova: osteosarkom, krátký pahýl, svalová nerovnováha, špatné postavení, TEP kyčle

Osteosarkom

Nejčastější maligní (zhoubná) onemocnění v období dětství a dospívání představují osteosarkomy. Bývají způsobeny degenerací osteoblastů (kostních buněk) a jsou nazývány „primárními tumory kostí“. Většinou se vyskytují ve druhé dekádě života – v pubertální fázi růstu. Četnost výskytu je obzvláště vysoká u dívek ve věku 14 let, u chlapců v 16 letech, přičemž celkově častěji bývají postiženi chlapci.

Osteosarkomy vznikají převážně v dlouhých trubkovitých kostech horních a dolních končetin, většinou v blízkosti kloubů, často v oblasti kolenního kloubu (přes 50 %), ale také na horním konci humeru. Tumor napadá hlavně kosti a kostní dřev, částečně ale také sousední tkáň, jako je svalstvo, nebo také periferní nervovou tkáň. Metastázy se v době diagnózy zjistí u cca 10–20 % pacientů. Nejčastěji bývají u nemocných metastázami postiženy plíce, až v 70 %. Podle klasifikace WHO jsou nejčastěji se vyskytujícími tumory konvenční osteosarkomy s 80–90 %; dalších sedm klasifikovaných forem osteosarkomů se vyskytuje v méně než 5 % případů. Symptomy se nejčastěji projevují bolestmi, ale také otoky v postižené oblasti, často provázenými omezením pohyblivosti v blízkosti zasažených kloubů. Oslabení kostní hmoty může mít za následek také fraktury, aniž by byly následkem nějakého odpovídajícího úrazu – jsou nazývány „patologickými frakturami“.

K diagnostice tumorů patří rentgenové snímkování, MRT a nakonec také biopsie. Příčiny vzniku osteosarkomu však dosud nejsou jasné – spouštěcím mechanismem by mohly být genetické nebo růstem podmíněné příčiny. Onemocnění se vyznačuje rychlým růstem a rychlým rozšířením v organizmu, a pokud není zavedena účinná léčba, má smrtelný průběh [1, 2].

Představení pacientky

Zde představená pacientka se narodila v roce 1964; měří 163 cm a váží 54 kg. Je matkou dvou dětí a žije na venkově v Sauerlandu. Místní prostředí je kopcovité, takže překonávání svahů, nerovného terénu a schodů patří k běžným každodenním potřebám. Pacientka je aktivní a nosí protézu po celý den. Každodenní cesty i v prostředí jejího

zaměstnání na poloviční úvazek zvládá bez pomůcek pro chůzi. Během delších tras nebo procházek, které často vedou po nezpevněných nebo lesních cestách, používá z důvodu větší bezpečnosti hůlku.

Anamnéza

Když bylo pacientce 14 let, byl jí v pravém distálním femuru diagnostikován osteosarkom. Tumor se nacházel na mediální a dorzální straně femuru až na šířku ruky nad kolenní štěrbinou. Při dalších vyšetřeních byly zjištěny změny v oblasti kostní dřeně sahající až pod trochanter minor. Na základě tohoto rozsahu byla provedena exartikulace v kyčli s přímou implantací endoprotézy s velkou hlavicí. Aby se nemuselo přistoupit k vybavení kyčelní protézou, bylo při operaci zachováno přirozené acetabulum, naimplantována endoprotéza s velkou hlavicí, a tím vytvořena možnost vybavit pacientku stehenní protézou. Lůžko endoprotézy bylo opláštěno kostním cementem, aby se umožnila rekonstrukce svalových úponů (obr. 1a–b). Z důvodu svalových úponů rekonstruovaných myodézi je krytí měkkými tkáněmi především v distální oblasti nutno hodnotit spíše jako nevýhodné; distální konec endoprotézového lůžka opláštěného kostním cementem je výrazně hmatný (obr. 2).

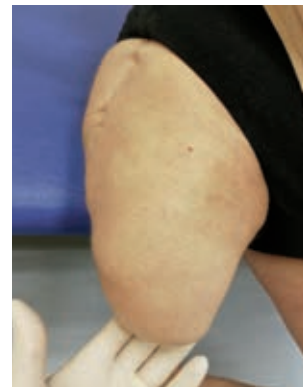
Zvláštnost zde představeného vybavení spočívá v tom, že se dosud neuskutečnila výměna TEP kyčle a pacientka má tak tutéž TEP již 39 let. Poměry na pahýlu, pokud jde o krytí měkkou tkání, zatížitelnost a citlivost na bolest, se za posledních



Obr. 1a: Rentgenový snímek kyčelního kloubu z roku 2003



Obr. 1b: Rentgenový snímek kyčelního kloubu z roku 2003



Obr. 2: Pahýl pacientky z roku 2003

cca deset let zhoršily. Přes odlehčení kyčelního kloubu je za poslední léta pozorována migrace hlavice kosti stehenní v kyčelní jamce (obr. 3).

Klinický stav

Ve výsledku z již 39 let trvajícího odlehčování kyčelního kloubu – zpočátku ještě s příčně oválným lůžkem a oporou o hrbol kosti sedací – je patrné naklopení pánve a současně její torze. Projevují se také hyperlordóza bederní páteře a skoliotické změny páteře. Klinický obraz ukazuje transfemorální pahýl o délce 14,5 cm. Krytí měkkou tkání je v distální ventrální oblasti menší. Stav kůže je normální. Ukazuje se měkká podkožní tkáň a mírně vtažené jizvy v distální dorzální oblasti jakož i mírný převis měkkých tkání. Koncovou zatížitelnost pahýlu lze klasifikovat jako schopnou kontaktu, ale zatížitelnou jen málo. Citlivost na dotek a vnímání bolesti popisuje pacientka na celém pahýlu, ale primárně v distální oblasti a také na vrcholu pahýlu. Svalový status lze až na trochu slabší abdukci a extenzi průběžně hodnotit stupněm „5“. Kyčelní kloub vykazuje v klidovém stavu flexi 20°, kterou lze extendovat až na 15°. Z toho vychází pasivní rozsah pohybu kloubu (ROM) stanovený metodou neutrální nuly takto:

- extenze/flexe: 0/15/85,
- abdukce/addukce: 15/0/25.

Kontralaterální strana je až na mírné pasivní omezení pohybu ve flexi kyčle a také dorzální extenzi v hlezenním kloubu bez nálezu. Tato mírná pasivní omezení však nemají žádný vliv na vzorec chůze a používání protézy.



Obr. 3: Rentgenový snímek kyčelního kloubu z ledna 2017

Krátký stehenní pahýl

Jak již bylo zmíněno, krátký pahýl představuje výzvu nejen z důvodu malého povrchu pahýlu pro nesení zátěže a nepříznivého účinku páky pro řízení protézy. Čím je amputační úroveň kratší, tím větší je i svalová nerovnováha, která má nevyhnutelně za následek posunutí pahýlu do špatného postavení. V oblasti transfemorálních amputací se to pozná podle zvýšené flexe, zevní rotace a abdukce. Ve frontální rovině dochází s každým zkrácením ke ztrátě ramene páky adduktorů, kdežto abduktory (mm. gluteus medius a minimus) zůstávají plně zachovány. Proto je přirozené, že s narůstajícím zkracováním přechází pahýl ke zvětšenému abdukčnímu postavení. V sagitální rovině lze pozorovat podobnou situaci – nejsilnější kyčelní flexor (m. iliopsoas) zůstane zachovalý, u jeho antagonistů (gluteus maximus a flexory kolena) však dojde ke ztrátě ramene páky, čímž se podpoří flekční postavení. I zde se tento efekt se snižující délkou pahýlu zesiluje. V transversální rovině je možné rozeznat postavení zevní rotace. Spontánní zevní rotace má však pro funkci pahýlu menší význam než zvětšená flexe a abdukce.

Tomuto postavení však nelze přičítat odpovědnost za sníženou pohyblivost kyčle. Statická stavba protézy by se měla provádět nejprve fyziologicky a podle doporučení výrobce daných protézových komponentů. Až kontraktury se sníženou pohyblivostí kyčle se musí odrazit ve stavbě pahýlového lůžka [3].

Vybavení

Za účelem zachycení měkkých tkání a vyrovnaní malého krytí měkkými tkáněmi je použit silikonový liner „Seal-In-X5“ (Össur). Díky pěti těsnícím břitům se maximálně využije malý povrch pahýlu, aby bylo zajištěno potřebné ulpění v pahýlovém lůžku. Jako kolenní kloub používá pacientka „C-Leg 3“ v kombinaci s chodidlem „Trias“ (Ottobock).

S ohledem na zvláštní situaci již 39 let fungující endoprotézy s velkou hlavici a s cementovým pláštěm bez kostěných částí femuru je nutné považovat kyčelní kloub za málo zatížitelný. Proto je při uložení pahýlu v popředí odlehčení kyčle a pahýlové lůžko musí být navrženo s ohledem na TEP. Tohoto odlehčení nelze dosáhnout tvarem pahýlového lůžka obepínajícím ramus, poněvadž vlivem nastavených vektorů se v hlavici centrují axiální síly. Dále je situace svalstva pacientky taková, že nedovoluje dostatečné sevření v pahýlovém lůžku. V konstrukci pahýlového lůžka musí být zohledněno, že konec pahýlu je schopný kontaktu, ale jen s malou zatížitelností. Adekvátního odlehčení jak kyčle, tak i vrcholu pahýlu se dosáhne oporou o tuber ossis ischii. Tato opora však není provedena masivním podepřením na „lavičce“ tuberu. Přesně nastavená diagonální m-l míra udržuje tuber v „misce“ sedací kosti, což způsobí dostatečné zachycení axiálních sil na tuberu. Tím vznikne plný kontakt tuberu, který zajistí odlehčení kyčle a vrcholu pahýlu. Mírné obepnutí sedací kosti přesto minimalizuje „posunutí“ m-l směrem (obr. 4). Laterální opora a zapracovaný „dortmundský žlábek“ optimalizují obepnutí pahýlu v pahýlovém lůžku a zlepšují kontrolu a řízení protézy. Pro určení délky protézy slouží kompenzovaný stoj. Díky torzi pánve se jeví míra od tuberu k podložce kontralaterální strany jako menší, což by vedlo k příliš krátkému vybavení.

Také skoliotické změny páteře nepřipouštějí vzpřímené postavení pánve. Uspořádání okrajů pahýlového lůžka vyžaduje rovněž přesné pozorování anatomických okolností. Vzhledem k torzi pánve zmiňované již v rámci klinického pozorování je nutné věnovat podstatně větší pozornost křížení mediální hrany lůžka a ramus ossis ischii a později také oblasti symfýzy

ottobock.

V predaji od
27. mája 2019

Quality for life

Hladký odval

Energeticky
efektívna chôdza

Prispôsobí sa
každému terénu

Taleo 1C50

Chodidlo pripravené žiť.

Taleo sme vyvinuli pre aktívnych užívateľov, ktorí sa pohybujú v najrôznejšom prostredí – vnútri aj vonku – a chcú chodiť bez námahy všade, kam ich život zavedie.



www.ottobock.sk



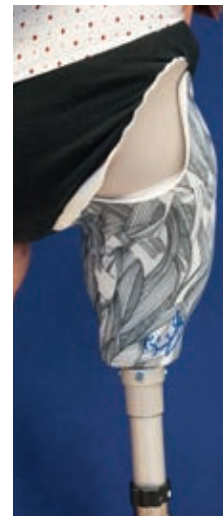
Obr. 4: Pahýlové lůžko



Obr. 5: Uspořádání okraje pahýlového lůžka – mediálně



Obr. 6: Uspořádání okraje pahýlového lůžka – laterálně



Obr. 7: Uspořádání okraje pahýlového lůžka – laterálně

ležící hlouběji vpředu. Zejména oblast symfýzy leží distálně o něco dále než obvykle (obr. 5). V laterální oblasti okraje pahýlového lůžka je nutné dávat pozor na to, aby pacientka měla na mm. gluteus medius a minimus potřebné předepnutí, aby mohla dostatečně stabilizovat pánev ve švihové fázi kontralaterální strany. Vzhledem k chybějícímu trochanteru major nelze určit přesnou hodnotu úhlu kyčelní kosti. Totéž platí pro skeletální m-l míru. Uspořádání této oblasti bylo nastaveno při zkouškách. Vzhledem k citlivosti pahýlu nesměl být tlak v této oblasti příliš vysoký. Pacientka pociťovala při těsnějším zachycení sice zvýšenou stabilitu, ale nedokázala tuto přidanou hodnotu z důvodu stupňujících se potíží využít (obr. 6 a 7).

Kromě optimalizace uložení pahýlu v pahýlovém lůžku bylo zapotřebí zlepšit komfort pahýlového lůžka také pro sedání, poněvadž pacientka vykonává sedavé zaměstnání v kanceláři. Z tohoto důvodu bylo provedeno otevření v oblasti glutea maxima. Toto otevření však při chůzi budilo pocit nejistoty a během zkoušek bylo dále proximálně uzavřeno (obr. 8a–c). Mikroprocesorem řízený kolenní kloub poskytuje pacientce potřebnou jistotu v jejím každodenním prostředí. Aby se zatížení pahýlu kyvadlovým pohybem kolenního kloubu ještě dále minimalizovalo, je plánováno provést testovací vybavení s kolenním kloubem VGK „Short-Femoral“.



Obr. 8 a-c: Definitivní vybavení

Závěr

Vybavení krátkého stehenního pahýlu, na které je tento článek zaměřen, vyžaduje přesný plán uložení pahýlu. Z důvodu implantované TEP kyčelního kloubu před téměř 40 lety vyžaduje vybavení představované pacientky důkladné posouzení převládajících anatomických okolností, zatížitelnosti pahýlu a zejména odlehčení kyčle. Při respektování těchto jednotlivých faktorů je pacientka vybavena adekvátně a denně používá protézu jak při zaměstnání, tak i při každodenních aktivitách.

Tento článek byl poprvé uveden v časopisu ORTHOPÄDIE TECHNIK 08/2018.

Zde je uveřejněn s laskavým svolením autora a nakladatelství Orthopädie-Technik, Dortmund, Německo.

Seznam literatury:

1. Yiallourous M, Tallen G. Osteosarkom (Kurzinformation). Stand: 24.05.2018. https://www.kinderkrebsinfo.de/erkrankungen/weitere_solide_tumoren/osteosarkom/pohpatinfoosteosarkomkurz20101215/index_ger.html (Zugriff am 14.06.2018)
2. Journal Onkologie (Hrsg.). Osteosarkom: selten aber meistens hochmaligne. http://www.journalonko.de/thema/anzeigen/Osteosarkom_selten_aber_meistens_hochmaligne. Stand: 04.08.2015 (Zugriff am 14.06.2018)
3. Baumgartner R, Botta P. Amputation und Prothesenversorgung. Indikationsstellung, operative Technik, Nachbehandlung, Prothesenversorgung, Gangschulung, Rehabilitation. 3., vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 2007

Inzerce

Europe's N° 1:
Exclusive media
partner of



The trade journal ORTHOPÄDIE TECHNIK has served the industry for exactly 70 years in 2019. Its plus points: good networking, interdisciplinarity, in-depth journalism.

See for yourself and visit our website verlag-ot.de.

There you can read and download several special prints of selected articles for free – some of them in English.



Verlag
Orthopädie Technik

Protetika v Nepálu

Jaroslav Pavlů

Protetika s.r.o., Papírenská 1, Praha 6



Obr. 1

Na podzim 2018 jsem si vyjel za turistikou do Himálaje. Mezi návratem z hor a odletem zpátky do Čech mi vybyl den volna – neděle. V Nepálu je ovšem neděle pracovní den, a jelikož jsem zrovna neměl co na práci, začala mě lákat myšlenka navštívit nějakou místní protetickou firmu.

Využil jsem internet a jednu poblíž hotelu opravdu našel. Jak se ale až na místě ukázalo, jednalo se pouze o kanceláře a do dílen jsem tak musel putovat do vzdáleného areálu ortopedické kliniky (obr. 1) blízko Buddhova chrámu. A protože jsem nejdříve objevil vedení firmy, hlavní technik v dílnách byl již informován a očekával mě společně se dvěma kolegy.

Vybavení a používané technologie mají standardní, podobné jako u nás (obr. 2–3). Díly a materiál používají z celého světa, převážně z Číny a Indie (obr. 4). Ale zásadní pro mě bylo zjištění, že protézy



Obr. 2



Obr. 3

většinou staví z toho, co si kdo přinese. Většinou se jedná o dary od někoho ze zahraničí. Pomůcky si totiž musí plně hradit sami pacienti! Cena obyčejné KBM protézy s polyformem na SACHu je nominálně podobná jako u nás, tzn. cca 45 tisíc. Kurz Kč–Rupie 1:5 ale hraje v náš prospěch. No, nevím, kdo by ji u nás vyrobil za 9 tisíc korun... Ve vybavení dílny mě rozhodně překvapila i 3D tiskárna, která byla údajně sponzorským darem z Kanady. Dokonce byla i v plné produkci



Obr. 4

a mohli se mi tak pochlubit dvěma hotovými protézami horní končetiny (jedna z nich na obr. 5). Technik získal odborné vzdělání v Thajsku a Indii, protože v Nepálu žádná odborná škola není.



Obr. 5

Seznam obrázků:

Zdroj: vlastní

Inzerce



tradiční český výrobce
pahýlových návleků PRONA

Prona Klimatex ochranný pahýlový návlek

- návlek je prodyšný a příjemný na omak
- polypropylenové hedvábí odvádí vlhkost
- vlna má velmi dobré tepelně izolační vlastnosti a schopnost absorbovat vlhkost
- varianty Light a Termo

Prona Komfort pahýlový návlek s antibakteriálním účinkem

- je vyroben z antibakteriální polypropylenové příze, polyesterového a elastomerového vlákna
- „froté“ pletenina je velmi pružná, měkká s příjemným omakem
- bérkový i stehenní - ochranný nebo s kroužkem na protězu s trnem

8 kusů/rok
hradí pojišťovna



VUP Medical, a.s.
Šujanovo náměstí 3
602 00 Brno

telefon: +420 543 160 343
e-mail: sales@vup.cz
www.vup.cz

Ortoprotetické vybavování při longitudinálních malformacích dolních končetin u dětí a mladistvých

M. Schäfer, H. Fleps, T. Baumeister, S. Wiedmann

Pohlig GmbH, Grabenstätter Str. 1, Traunstein, Německo

Ortoprotetické vybavení dětí a mladistvých s malformacemi dolních končetin je velmi komplexní záležitostí a vyžaduje od všech zúčastněných systematický přístup podle charakteru vady a také jasně stanovený cíl. Nejlepších výsledků lze dosáhnout, jen když se v rámci týmu mezi lékařem, terapeutem a ortotikem-protetikem dohodnou možnosti léčby a cílevědomě se provedou. Ortopedicko-protetické vybavení doplňuje operační a fyzioterapeutické léčení pomocí ortoprotézy pro polohování a pro každodenní aktivity, které slouží k řízení růstu a kompenzaci defektu. Léčení má postiženým umožnit co největší zapojení do každodenních aktivit a optimalizaci kvality života. Klinický obraz malformací vyskytujících se v mnoha variacích vyžaduje při navrhování potřebné pomůcky přísně individuální přístup.

Klíčová slova: dysmelie, deformita končetiny, ortoprotéza, defekt tibie, tibiální aplazie, defekt fibuly, fibulární aplazie, defekt femuru, PFFD

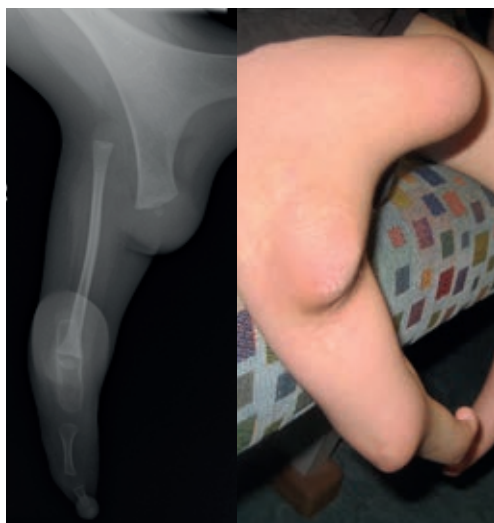
Úvod

Vrozenými končetinovými vadami se rozumí různě výrazná postižení horních a dolních končetin, která se projeví již v embryonální fázi vývoje a mohou nakonec vést, v závislosti na stupni závažnosti, ke kosmetickému a funkcionálnímu ovlivnění končetin [1].

Rozsah vrozené vady není vždy omezen na jednu končetinu, resp. jeden úsek končetiny: kombinované formy vrozených vad, jako je např. FFU syndrom: femur-fibula-ulna nebo syndrom tibiální aplazie – ektrodaktylie, zasahují současně přes několik úseků končetiny. Systematický postup při vybavování pomůckami může být dále ztížen oboustranným výskytem a také velkým počtem kombinovaných forem syndromů malformace, jako např. Gollopův-Wolfgangův komplex, provázený klinicky nápadnou bifurkací femuru (obr. 1) a ektrodaktylie na ruce nebo na chodidle. Velmi často se vyskytují přidružené anomálie a při těžkých deformacích, jako např. tibiální aplazie, je lze zjistit ve více než 70 % případů [2]. Prevalence vrozených končetinových vad je malá s 1,4/1 000 případů.

Zatímco při malformacích na horních končetinách převažují transversální defekty, dominují na dolních končetinách longitudinální defekty (obr. 2). U longitudinálních deformit vysokého stupně se nejčastěji vyskytuje defekt fibuly (1,6 % všech vrozených vad končetin), poté následuje proximální defekt femuru (1,2 %) a tibiální aplazie (1,0 %) [3]. Zatímco se transversální končetinové malformace v klinickém obrazu rovnají amputaci, a tudíž se léčí podle tomu odpovídajících principů – protézami [4], existuje pro vybavení longitudinálních defektů končetin značně více variant. K použití přitom přednostně přichází ortoprotéza, tedy pomůcka, která zahrnuje jak ortotické, tak i protetické konstrukční znaky a také protézové chodidlo, popř. i protézový kolenní kloub nebo dokonce připojení jako u pahýlového lůžka. Termín „ortoprotéza“ zavedl do oblasti pomůcek koncem 60. let Prof. Dr. Ernst Maquardt [5, 6].

Jednoznačným vymezujícím znakem mezi protézou a ortoprotézou z pohledu ortopedické protetiky je fakt, že ortoprotetická konstrukce neobepíná



Obr. 1: Bifurkace femuru v kombinaci s oboustrannou tibiální aplazií



Defekt/aplaziie fibuly, oboustranný
Typ 2 dle Achtermanna/
Kalamchiho

Defekt/aplaziie fibuly,
Typ 1 dle Kalamchiho/
Dawea

**Defekt femuru/
subtotální**
Typ D dle Aitkena

Obr. 2: Longitudinální defekty na dolních končetinách

pahýl (v tomto případě tedy vrozený pahýl), nýbrž končetinu. Ačkoli může být tato končetina silně oslabena jak délkově, tak i co do objemu nebo nemusí mít funkční jednotky, jako např. kyčelní, kolenní nebo hlezenní kloub uspořádané pravidelně, jsou na končetině postižené deformitou téměř vždy k dispozici ještě partie prstů, chodidla, bérce a/nebo stehna. Na rozdíl od pahýlového lůžka je přitom také vždy do ortoprotetické konstrukce uložena longitudinálně nedostatečně vyvinutá končetina.

Cíle ortopedicko-protetického vybavení

Longitudinální defekty dolních končetin jsou provázeny nejrůznějšími deficity – kromě funkčních omezení, jako je omezení pohybu v kloubech, se projevují vývojové disproporce, malrotace, znatelné délkové rozdíly dolních končetin, snížený rozvoj sil a v neposlední řadě kompenzační dynamické efekty při chůzi, např. pozitivní Trendelenburgův nebo Duchenneův příznak [7].

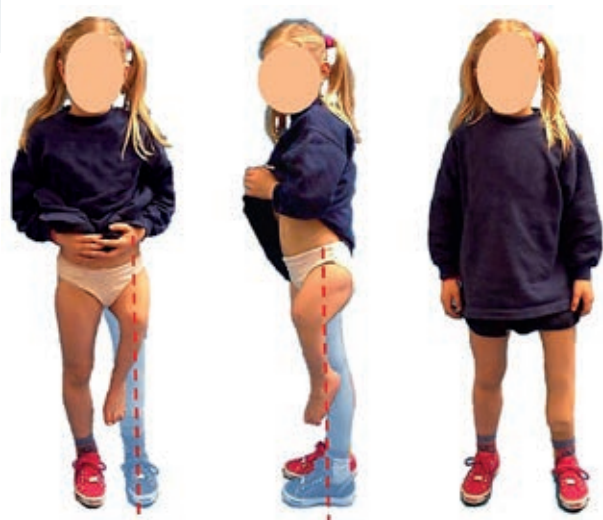
Cíle ortoprotetického, stejně jako protetického vybavení při vrozených vadách dolních končetin, mohou být definovány takto:

- dosažení, zachování a zlepšení schopnosti stoje a chůze,
- stabilizace končetiny v co nejlepší funkční a osově správné poloze,

- zlepšení pohyblivosti kloubů,
- zachování a podpora maximálního rozsahu pohybů,
- zamezení progresu patologie,
- obnova tělesného obrazu,
- podpora při provádění každodenních aktivit a podpora vývoje odpovídajícího věku.

Požadavky na ortoprotetické vybavení, kritéria stavby, komponenty

Návrh ortoprotézy závisí rozhodující měrou na výšce defektu a také na funkčních klinických podmínkách a možnostech. Před každým ortoprotetickým vybavením musí být vyjasněny klinické podmínky, jako je rozsah pohybů, stav svalstva, prostorové začlenění končetiny a také možné podmínky zatížení návazných kloubů a svalů. Kromě funkčních kritérií představuje důležitý základ pro výběr vhodných funkčních a konstrukčních dílů především přesné určení délkových poměrů mezi končetinou s vrozenou vadou a kontralaterální končetinou [4, 8]. Konstrukce ortoprotézy se provádí směrem od těla k podložce, tzn. při stavbě celkové konstrukce musí být zohledněny specifické klinické zvláštnosti a možnosti. Samozřejmě lze v pahýlovém lůžku ortoprotézy zohlednit funkcionality, jako je trakce



Obr. 3: Prostorové začlenění proximálního defektu femuru, vpravo se stehenní ortoprotézou s plným pohybovým lůžkem

a korekce os. Tyto je však možné úspěšně realizovat při 3D stavbě vybavení jen tehdy, když nepřesahují cíl přijatelného ovlivnění tělesného obrazu. Příliš ambiciózní korekce končetiny s deformitou, kterou je vcelku možné dosáhnout pasivně působením sil, vedou nevyhnutelně k selhání funkčnosti.

Pro ortotika-protetika je proto důležité, aby již před jakýmkoli sejmutím tvarových otisků věděl, v jaké poloze dolní končetina co nejlépe koreluje s funkční stavbou ortoprotézy (obr. 3). Při 3D stavbě ortoprotézy je nutné aplikovat biomechanická kritéria pro stavbu jako při stavbě protéz a přitom přiměřeně zohlednit případné tělesné odchylky nebo dysfunkcionality.

Kromě stavby vyrovnané podle olovnice ve třech rovinách a měření vertikálních linií sil lze při použití sensoricky mnohem komplexnějšího a pokročilejšího zařízení 3D L.A.S.A.R. Posture začlenit do pozorování také cenné informace ohledně vyskytujících se horizontálních sil a torzních momentů [9]. Právě u komplexního vadného postavení při vrozených končetinových vadách poskytují synchronní měření, trojrozměrné znázornění průběhu sil a také možnost vizuálního znázornění referenčních linií stavby cenné informace pro stavbu ortoprotetického vybavení (obr. 4).

Vybrané komponenty se do stavby začlení a seřadí odpovídajícím způsobem podle předepsaných údajů a doporučení výrobce. Při výběru komponentů odpovídajících aktivitě uživatele se u ortoprotéz



Obr. 4: Trojrozměrná stavba oboustranného ortoprotetického vybavení na stehně s 3D L.A.S.A.R. Posture

pohybujeme často na hranicích možností. Často se při výběru stává, že se musí vyloučit vysoce funkční komponenty z důvodu malé disponibilní stavební výšky nebo nemožnosti přizpůsobení komponentu. Poněvadž uživatelé s vrozenou vadou někdy disponují mnohem vhodnějšími poměry páky než amputovaní, může se stát, že pro výběr protézových komponentů nepostačí znát jen údaje výrobce o hmotnosti uživatele a stupni aktivity. U funkčních komponentů, jako jsou kolenní klouby a protézová chodidla, by mohlo u mladistvých s vrozenou vadou femuru dojít k přetěžování nebo dokonce destrukci těchto komponentů, ačkoli byl profil uživatele potřebný pro zařazení do kategorie aktivity zvolen správně a u přípustné tělesné hmotnosti je ještě značná rezerva. Především u stehenních ortoprotetických vybavení vady femuru je nutné dávat pozor, aby při flexi konstrukce nedocházelo k poškození funkčních jednotek komponentů.

Pro aktivní uživatele jsou obzvláště žádaná karbonová chodidla umožňující akumulaci a návrat energie a také systémy kolenních kloubů s mikroprocesorovým řízením. Většina uživatelů také vyžaduje dvojdiální kosmetický systém, aby se vyloučil vliv kosmetiky na funkci (obr. 5). V každém případě je doporučeno, aby byl funkcionální přínos takových systémů projednán s předepisujícím lékařem a s uživatelem, jeho funkčnost vyzkoušena a aby se posoudila společně s pojišťovnou adekvátní možnost úhrady až po úspěšném otestování.



Obr. 5: Zohlednění moderních komponentů pro uživatele s PFFD, vpravo je kosmetika s dvojdílnou konstrukcí

Kosmetická stránka ortoprotéz má pro postižené mnohdy velký význam. Kromě požadavku na přirozený vzhled [10] je často požadována voděodolnost, možnost nošení otevřené obuvi nebo dokonce sandálů.

Ortoprotetické vybavení při vrozeném defektu fibuly

Defekt fibuly, nazývaný též „longitudinálním fibulárním defektem“ nebo „fibulární hemimelií“, popisuje vrozené chybění částí fibuly až po chybění celé fibuly, nazývané též „fibulární aplazií“. Nejčastěji používanou klasifikaci zveřejnili v r. 1979 Achterman a Kalamchi [11]. Rozlišuje mezi třemi typy:

- **typ Ia:** hypoplazie proximální fibuly, jsou k dispozici obě růstové mezery, avšak hypoplasticky, vidlice hlezenního kloubu je intaktní,
- **typ Ib:** hypoplazie fibuly s dysplastickou nebo chybějící vidlicí hlezenního kloubu,
- **typ II:** kompletní chybění fibuly (fibulární aplazie).

Při vrozených fibulárních defektech mohou nastat následující klinické nápadnosti [4, 12]:

- syndaktylie,
- snížený počet metatarzálních prstů, chybění laterálních prstů,
- talokalkaneární synostózy,
- zkrat tibie,
- rozdílná délka dolních končetin,
- antekurvace tibie,
- tvorba důlku v oblasti antekurvace,



Obr. 6: Ortoprotéza s hlezenním kloubem v plantigrádním nastavení, různé varianty „dvouposchodového“ vybavení

- vnitřní rotace bérce,
- nestabilita zkřížených vazů,
- koleno – osová odchylka ve směru valgosity,
- hypoplazie laterálních kondylů femuru.

Ortoprotetické vybavení musí odpovídat těmto klinickým stavům a řízením růstu působit proti jakémukoli zhoršení. Pro výběr typu ortoprotézy a tomu odpovídajícího uložení končetin je rozhodující další postup léčení. Jak velký rozdíl délky dolních končetin je očekáván? Může se stávající délka dolních končetin vyrovnat? Jsou indikována další operativní řešení?

Pokud se usiluje o vyrovnání délky dolních končetin, např. zavedením nějakých opatření prodlužujících dolní končetinu, mělo by se chodidlo v ortoprotéze nastavit do osově správné plantigrádní polohy. „Dvouposchodová“ ortoprotéza (obr. 6), vznikající ve spojení s protézovým chodidlem umístěným pod chodidlem, může být realizována při délkovém rozdílu od cca 6 cm výše. Menší délkové rozdíly dolních končetin vyžadující vyrovnání délky do cca 6 cm jsou vybavovány ortoprotézou s ekvinózním vyložení a s doprovodnou ortoprotézou pro noční fixaci chodidla v plantigrádním postavení. Protože jsou fibulární aplazie často provázeny antekurvací v tibii, je nutné dbát na to, aby v hlezenním kloubu byla nastavena plantigrádní poloha 90° k distální části tibie, poněvadž se v rámci případných operativních prodloužení zpravidla provádějí také korekce antekurvace.



Obr. 7: Bércová ortoprotéza s plným lůžkem s uložením kondylů a kůží vyloženým měkkým vnitřním lůžkem při defektu fibuly typu II

Pokud operativní prodloužení délky dolní končetiny ke konci období růstu vedlo k vyrovnání délky dolní končetiny, lze provést nakonec definitivní vybavení pomocí silikonové protézy přednoží. Tou se vyrovná chybějící délka a objem chodidla, které většinou mívá menší počet metatarzálních paprsků, a případně také existující zkraty dolní končetiny až 1,5–2 cm a díky plně kontaktnímu uložení se umožní do značné míry fyziologický odval chodidla při každodenních aktivitách. Možnost nošení konfekční obuvi přitom musí být sledováno jako terapeutický cíl [4].

Defekty fibuly s výraznými malformacemi a velkými deficity délky dolních končetin se již od počátku vybavování ukládají do kosmeticky líbivé osově polohy deformované končetiny. Vytvoření tibiální antekurvace s viditelným „dolíkem“ (vtaženou kůží) lze pozorovat při vysokém stupni defektu fibuly, jako např. fibulární aplazii [4, 12]. Za účelem prevence progredujícího vývoje by tudíž mělo mít uložení již antekurvovaného bérce bezpodmínečně cirkulární tvarové zachycení s integrovanou stabilizací antekurvované tibie. Pokud by se toto při ortoprotetickém vybavení nezohlednilo, mohlo by během růstu dojít k zesílení antekurvace.

V závislosti na často pozorované tendenci k valgozitě, resp. deformitě v kolenním kloubu, se u bérceových ortoprotéz musí vzít v úvahu také uložení laterálních kondylů femuru. Chodidlo deformované dolní končetiny, které



Obr. 8: Ortoprotetické vybavení defektu tibie typ I; principy účinku: 1. trakce, 2. co nejlepší korekce fibuly

je ještě k dispozici a většinou má menší počet metatarzálních paprsků, by se mělo při konstrukci tibie osteotomicky korigovat do co nejlepší osově polohy. Po kosmetické stránce by se měl u ortoprotézy stále sledovat jako cíl tvar dolní končetiny na kontralaterální straně (obr. 7). Případné odlišnosti vnějších tvarů z důvodu tvarových odchylek by se u tohoto typu vybavení neměly vyrovnávat, poněvadž by to z vnějšku působilo poněkud „mohutně“ [4]. I zde by se vždy měly nosit normální konfekční boty. Má-li kolenní kloub odchylující se deformity os (valgozita) nebo nestability (zkrřížené vazy), musí se pamatovat na doprovodné vedení stehna.

Ortoprotéza se pak provede jako stehenní, čímž se dosáhne progredujícího vývoje. Při vybavování může být stehenní objímka v mezích případech volitelně vytvořena jako adaptivní, a tak se může používat dočasně např. při sportu a jiném silném namáhání. Tyto varianty vybavení bývají často doplňovány korekčními nočními polohovacími ortézami s dynamickými korekčními systémy.

Ortoprotetické vybavení při vrozeném defektu tibie

Defekt tibie se řadí k řídce vyskytujícím se formám vrozených vad a ve studii pokrývající celé území Německa je udávána incidence na > 1 milión narozených cca 0,21/10000. V rámci veškerých hlášených deformit končetin se defekt tibie vyskytuje s četností cca 1 % [3]. I zde se vyskytují různé



Obr. 9: Stehenní ortoprotéza při defektu tibie s nestabilní situací kolena a os u postižené dolní končetiny, dynamický systém plynové vzpěry

formy projevu a stupně závažnosti. V mezinárodních publikacích se často používá typová klasifikace dle Jonese [13] z r. 1978. Oproti tomu se v oblasti německy hovořícího obyvatelstva prosadila klasifikace Kalamachi a Dawe [14], která při pozorování deformit nezahrnuje diafýzu femuru jako zvláštní typ a orientuje se v podstatě na projevy vrozeně deformované nebo neexistující tibie. Rozlišuje mezi třemi typy [15]:

- **typ I:** tibiální aplazie – úplné chybění tibie,
- **typ II:** tibiální hypoplazie s chyběním distální poloviny,
- **typ III:** dysplazie distální tibie s diastázou tibiofibulární syndesmózy.

U typu I a II je klinicky nápadné, že kolenní kloub neodpovídá stavu normálního fyziologického kolenního kloubu, a proto je provázen více nebo méně silným omezením pohybů (obr. 8).

Při malformacích nebo zcela chybějící tibii (aplazie) se lze za účelem ortoprotetického vybavení zaměřit na následující nápadné klinické příznaky:

- hypoplazie palce,
- polydaktylie,
- invertovaná pozice chodidla,
- prominentní malleolus lateralis,
- dorzokraniální dislokace fibuly,
- omezený rozsah pohybu (ROM),
- rozdíl délky dolních končetin,
- hyperplazie fibuly,
- ochablý m. quadriceps femoris.



Obr. 10: Defekt tibie typ I po korekční osteotomii fibuly

Ortoprotetické vybavení defektu tibie se navrhuje v závislosti na typu deformity a kromě nestabilit zohledňuje také příslušné funkční deficit.

Při úplném chybění tibie lze dorzokraniální dislokaci fibuly sotva zastavit. Problémem přitom je, že se toto posunutí může projevit omezením flexe kolena. Včasně ortoprotetické vybavení typu I by proto mělo být vyráběno vždy jako stehenní se zanořeným hrbolem kosti sedací a vyvíjet na fibulu distrakční moment přes měkké vnitřní lůžko. Extenzi kolena lze pozitivně ovlivnit pomocí podpurných dynamických plynových vzpěr. Problémem přitom zpravidla bývá výpadek svalstva vodícího koleno, zejména m. quadriceps femoris (obr. 9). Z důvodu kompletně chybějící tibie nemůže koleno nikdy dosáhnout přibližně stabilní situace, při které by bylo možné upustit v konstrukci např. od horní objímky.

Stehenní ortoprotéza stabilizuje dolní končetinu při chůzi a zachovává rozsah pohybu „kolenního pseudokloubu“, jak to jen lze. V angloamerických zemích se u tohoto typu často, a to již v prvních letech života, provádí amputace ve smyslu exartikulace v koleně – a to z toho důvodu, aby se nová tělesná situace co nejdříve etablovala.

Výsledky fibulo-femorální korekční osteotomie při defektu tibie typu I bylo možné hodnotit jen jako sporné. Při jedné studii autorů Epps a kol. [16] vedly všechny korekční osteotomie k vývinu flekční deformity. Polovina pacientů musela být krátce



Obr. 11: Bércová ortoprotéza při PFFD, typ A dle Aitkeny

po korekční osteotomii podrobena exartikulaci v koleně. Značně lepší výsledky se ukázaly po korekční osteotomii při defektu fibuly typu II – zde je proximální část fibuly ještě k dispozici. Jsou-li klinické předpoklady pro korekční osteotomii fibuly, např. dle Browna [17], pak mají postižení výhled na snížení výšky vybavení, tedy na bérce vybavení, a tím i značně lepší prognózu pro používání ortoprotézy ke každodenním aktivitám (obr. 10). Bez korekční osteotomie se zpravidla provádí stehenní vybavení. I zde je nutné sledovat nestabilitu v kolenním kloubu, která musí být dobře vedena alespoň ve frontální a sagitální rovině.

Defekty tibie typu III se vyskytují zřídka. Přitom je kolenní kloub většinou stabilní a maximálně potřebuje boční vedení pomocí uložení kondylů. Oproti tomu se vyskytují nestability v zadonoží. Talus nemá oboustranné vedení hlezenní vidlice a malleolus lateralis má tendenci k tomu, aby prominentně vystupoval. Odpovídající vybavení se přitom může provést jak ortoticky, tak i ortoproteticky. Nezávisle na konstrukci je při tomto vybavení důležité, aby zadonoží získalo stabilizující cirkulární vedení.

Ortoprotetické vybavení při vrozeném defektu femuru

Defekt femuru se vyskytuje výhradně v oblasti proximálního femuru, a proto se první klasifikace Aitkeny skutečně zabývala také radiologickým



Obr. 12: Funkční princip ortoprotetického vybavení defektu femuru s plným podélně oválným lůžkem

vymezením proximální části femuru a kyčle [18]. Zahnuje 4 typy odstupňované podle závažnosti proximálního fokálního defektu femuru A až D a poskytuje relevantní informace pro vybavení pomůckou. V 80. letech sestavil Pappas [19] rozšířenou klasifikaci obsahující 9 typů, která za účelem úplnosti popisovala kromě femorální aplazie ještě také výjimečně se vyskytující distální typ femuru a také hypoplastické formy femuru. Rozšířené zobrazovací postupy jako sonografie a MRT a také zohlednění disponibilních funkcionalit, jako např. rozsahu pohybu kyčelního a kolenního kloubu, vedly k vytvoření dnes běžně používané klasifikace Dror Paley [20]. V porovnání se staršími klasifikacemi obsahuje klasifikace Paley ve svých 8 třídách také odkazy na možné strategie léčby – ponejvíce operativní, např. rekonstrukce typu superhip/superknee.

Pro ortopedické protetiky je důležité, aby znali klasifikace a jejich zvláštnosti. Již v přípravě na ortoprotetické vybavení je zapotřebí mít informace ohledně stability, zatížitelnosti a pohyblivosti kyčle a kolena [4, 21]. Musí být také rozlišováno, zda bude ortoprotetické vybavení provedeno po případném operativním zákroku, nebo zda bude defekt femuru léčen konzervativně. Ortoprotetické vybavení defektu femuru se uskuteční ve většině případů pomocí stehenního vybavení. Pouze u klasifikačních typů se stabilní situací kyčle a kolena bez podstatných flekčních kontraktur lze zvažovat vybavení pomocí bérce ortoprotézy (obr. 11).



Obr. 13: Vliv asymetrických délkových poměrů PFFD při sedání

Zásadní charakteristika, kterou by měl ortotik-protetik při vybavování defektu femuru zohlednit, je:

- zkrat dolní končetiny v oblasti stehna a bérce,
- insuficience a patologie proximálního svalstva (mj. z toho vyplývá také zvýšená abdukce),
- patologické postavení kyčle a kolena až ke kontraktuře s rizikem progredience,
- malrotace dolní končetiny (často zevní rotace),
- pelvifemorální nestabilita,
- přidružené vrozené vady, jako např. aplazie fibuly.

Při vybavování se v praxi často vyskytnou pomůcky, které jsou koncipovány výlučně pro náhradu chybějící délky dolní končetiny. To není pro takovou komplexní deformitu dostatečné a za určitých okolností to ještě podporuje již existující patologii. Defekt femuru se často vyskytuje společně s přidruženými anomáliemi, jako např. fibulární aplazií, čímž se nároky na konstrukční uspořádání vhodné pomůcky značně zvyšují. Na terapeutickou strategii vybavení pomůckou má rozhodující vliv také čas, kdy je vybavení pomůckou provedeno. Je tedy velký rozdíl, má-li být vybaveno dítě nebo dospělý s defektem femuru. Většina defektů femuru se projevuje v proximální oblasti femuru. Femur je silně zkrácený a působí podsaditě; svalstvo se značně odchyluje od normální interakce agonisty/antagonisty. Příliš krátké stehno je tak vystaveno riziku zvětšujícího se patologického postavení do flexe, abdukce a zevní rotace. V důsledku toho je ve



Obr. 14: Ortoprotetické vybavení v úrovni pánve jako prvovybavení pro výuku stoje a chůze

smyslu kompenzace postiženo také koleno a inklinuje především v prvních rocích k odchylce směrem ke zvýšenému nefyziologickému flekčnímu postavení.

V prvních rocích života by se proto mělo použití volně pohyblivých kloubů v oblasti kolena ortoprotézy považovat za zastaralé. Velmi důležité je, aby při výuce napřimování, stoje a chůze bylo dosaženo co nelepší extenze těchto kloubů v ortoprotetické konstrukci. Často bývá toto chybné flekční postavení provázeno nestabilitou v kyčli a koleně, která by neměla být podceňována. Ortoprotéza by proto měla být opatřena flexibilním podélně oválným lůžkem se zanořenou sedací kostí. V oblasti chodidla a bérce se pro vytvoření trakčního účinku doporučuje použít cirkulární uložení s měkkým vnitřním lůžkem s frontálním aretačním klínem a vnějším pevným lůžkem ortoprotézy [3]. Jako opora pro vytvoření podélné extenční trakce slouží výše zmiňované vyložení, při kterém je nutné uvést femur do co nejlepší addukční polohy (obr. 12). Při pozdějším přechodu směrem k uvolňování pohyblivosti kolenního kloubu by se z důvodu zvyšujícího se rizika obnovených flekčních deformit mělo pamatovat na dodatečné noční polohovací ortézy s dynamickým extenčním účinkem.

Délkový deficit dolních končetin u pacientů s defektem femuru je větší v oblasti stehna. Při přidružených anomáliích, jako např. defektu fibuly, které se vyskytují ve více než 50 % případů defektů femuru, lze zjistit délkové rozdíly také

v bérce. Pro ortoprotetické vybavení je velmi důležité, aby se při stavbě ortoprotézy vytvořily pokud možno stejné délkové poměry dolních končetin. To má velký vliv na pocit při sezení a také na dynamiku při řízení ortoprotézy. Během růstu tak mohou vznikat disproporce v přemísťování středu otáčení, které by mohly mít negativní vliv na normální sezení, např. ve škole nebo v prostředcích hromadné dopravy (obr. 13). Operativní zastavení růstu distální mezery epifyzy při vysokých defektech může být velmi cenné pro trvalou funkčnost – i po ukončení růstu. Již při snímání tvarových poměrů pro vybavení ortoprotézou se často musí zohlednit případné délkové poměry a postavení ještě zachovalého chodidla, aby se později mohl na konstrukci ortoprotézy připevnit odpovídající systém kolenního kloubu ve správné osově poloze. V jednotlivých případech se musí ještě individuálně upravit nejnižší položené připojovací elementy, aby vůbec mohlo dojít k použití adekvátních funkčních komponentů.

Ortoprotetická vybavení v úrovni pánve se naštěstí vyskytují jen zřídka. Bývají většinou vyžadována nestabilním stavem kyčlí, deficitem extenze v kyčli a femorální aplazií a mají dětem a mladistvým zajistit první stabilitu trupu pro výuku chůze (obr. 14).

Závěr

Ortoprotetické vybavení vrozených longitudinálních defektů dolních končetin se vyznačuje mimořádnou rozmanitostí variací a i u specializovaných ortopedických protetiků vyžaduje, aby postup vybavení řádně zvážili na základě svých zkušeností. Žádné vybavení se neobejde bez toho, aby se musely již etablované postupy upravit nebo dokonce odmítnout. Doplňující informace ze zobrazovací diagnostiky umožňují získat transparentní pohled na klasifikování vybavovaných deformit. Tato skutečnost svědčí o tom, že vybavování je maximálně dramatické a zároveň probíhá v technicky velmi náročném prostředí. Také stále větší složitost, která se projevuje při integraci vysoce vyspělých a náročných, mikroprocesorem řízených protézových komponentů, o to více vyžaduje úzkou interdisciplinární spolupráci s ošetřujícími lékaři a terapeuti. Všechna snažení musí být konec konců k dobru postiženého a pro co nejlepší podporu jeho začlenění do všedního života.

Tento článek byl poprvé uveden v časopisu ORTHOPÄDIE TECHNIK 01/2018. Zde je uveřejněn s laskavým svolením autora a nakladatelství Orthopädie-Technik, Dortmund, Německo.

Seznam literatury:

1. Döderlein L, Schäfer M. Rehabilitation von Kindern und Jugendlichen mit angeborenen Fehlbildungen. *Kinder- und Jugendmedizin*, 2010; 10 (7): 395–402
2. Schoenecker PL, Capelli AM, Millar EA, Sheen MR, Haheer T, Aiona MD, Meyer LC. Congenital longitudinal deficiency of the tibia. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2918013>, 1989; 71 (2): 278–287.
3. Weber M, Schröder S, Berdel P, Niethard F. Register zur bundesweiten Erfassung angeborener Gliedmaßenfehlbildungen. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 2005; 143 (5): 534–538
4. Greitemann B, Brückner L, Schäfer M, Baumgartner R. Amputation und Prothesenversorgung. Indikationsstellung – operative Technik – Nachbehandlung – Funktionstraining. 4., vollständig überarbeitete Auflage. Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 2016: 504–531
5. Marquardt E. The multiple limb deficient child. In: Bowker JH, Michael JW (eds). *Atlas of limb prosthetics*. 2nd edition. St. Louis: Mosby, 1992: 839–884
6. Marquardt E. The management of infants with malformation of the extremities. In: Swinyard CA (ed.). *Limb Development and Deformity: Problems of Evaluation and Rehabilitation*. Springfield, Illinois: Charles C. Thomas Publishers, 1969: 363–378
7. Fatone S. Gait Biomechanics and Prosthetic Management of Children with Proximal Femoral Focal Deficiency. *ACPOC News*, 2003; 9 (1): 5–13
8. Schäfer M, Gawron O. Neue Techniken in der prothetischen Versorgung nach Amputationen. *Der Orthopäde*, 2015; 44: 445–457
9. Bellmann M, Blumentritt S, Pusch M, Schmalz T, Schöneberger M. Das 3D L.A.S.A.R. – eine neue Generation der Statik-Analyse zur Optimierung des Aufbaus von Prothesen und Orthesen. *Orthopädie Technik*, 2017; 68 (12): 18–25
10. Schäfer M. Individuelle kosmetische Gestaltungsvarianten in der Beinprothetik. *Med Orth Tech*, 2006; 126 (5): 71–78
11. Achterman C, Kalamchi A. Congenital Deficiency of the Fibula. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/438260>, 1979; 61-B (2): 133–137
12. Sabharwal S (ed.). *Pediatric Lower Limb Deformities. Principles and Techniques of Management*. Berlin, New York: Springer Verlag, 2016: 428 ff., 455 ff.
13. Jones D, Barnes J, Lloyd-Roberts GC. Congenital Aplasia and Dysplasia of the Tibia with intact fibula. Classification and Management. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/627576>, 1978; 60 (1): 31–39
14. Kalamchi A, Dawe RV. Congenital Deficiency of the Tibia. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2071619>, 1985; 67 (4): 581–584
15. Hefti F. *Kinderorthopädie in der Praxis*. 3., vollständig überarbeitete Auflage. Berlin, Heidelberg: Springer, 2015: Kap. 6.6.3. Tibialer Längsdefekt u. Kap. 5.7.2.2. Longitudinale Femurfehlbildungen



Výroba individuální ortopedické obuvi

tel: +420 577 243 077

www.dzo.cz



16. Epps CH Jr, Tooms RE, Edholm CD, Kruger LM, Bryant DD 3rd. Failure of Centralization of the Fibula for congenital longitudinal Deficiency of the Tibia. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2071619>, 1991; 73 (6): 858–867
17. Brown FW. The Brown operation for total hemimelia tibia. In: Aitken G (ed.): Selected lower limb anomalies. Washington, DC: National Academy of Sciences, 1971: 20
18. Aitken GT. Proximal femoral focal deficiency – definition, classification, and management. In: Aitken GT (ed.). Proximal femoral focal deficiency: a congenital anomaly. A symposium held in Washington, D. C., June 13, 1968. Washington, D.C.: National Academy of Sciences, 1969: 1–22. <http://myplace.frontier.com/~pffdvsgl/med-aitken69.htm> (Zugriff am 24.11.2017)
19. Pappas AM. Congenital abnormalities of the femur and related lower extremity malformations: classification and treatment. J Pediatr Orthop, 1983; 3 (1): 45–60
20. Paley D, Standard SC. Lengthening reconstruction surgery for congenital femoral deficiency In: Rozbruch SR, Ilizarov S (eds). Limb lengthening and reconstruction surgery. New York, NY: Informa Healthcare, 2007: 393–428
21. Pohl K, Baise M, Correll J. PFFD – Neue Möglichkeiten zur Versorgung des proximalen Femurdefektes. MOT, 2016; 116 (4): 208–211



ORTOPEDICKÁ PROTETIKA s.r.o. Liberec

Generála Svobody 93/24, Liberec

Telefon : +420 485 106 644

Mobil: +420 603 505 494

ortoprotet@volny.cz

www.ortoprotet-lbc.cz



Konzervativní léčba skoliózy s využitím moderních technologií

Mgr. Jana Drnková ¹⁾, Ing. Pavel Černý, PhD. ¹⁾, Andreas Kosteas ¹⁾, Michal Hudeček ²⁾

Ortotika, s.r.o., V Úvalu 84/1, Praha 5 ¹⁾

Ortotika, s.r.o., Obilní trh 11, Brno ²⁾

Skolióza a výskyt v České republice

Jako skolióza je označována deformita páteře, která se projevuje vychýlením ve frontální rovině, které je větší než 10°. Deformita páteře však nepostihuje jen její frontální rovinu, ale obvykle i rovinu sagitální a transversální, kdy dochází k rotacím obratlů (Weinstein, 2008, Dungal P. et al., 2005, Vlach O., 1986).

Prevalence adolescentní idiopatické skoliózy v zahraničních studiích je mezi 1–3 % s častějším výskytem u dívek (Du, Q., et al. 2016). Další nárůst prevalence je spojen se zvyšující se zeměpisnou šířkou, a tedy klesajícím množstvím slunečního záření a s tím spojeným sníženým množstvím melatoninu (Grivas, T.B., et al. 2006). V České republice je udávána prevalence 5,8 % u jedinců patnáctiletých, avšak data nejsou potvrzena radiologicky, jsou získána klinickým pozorováním (Kratěnová J. et al., 2003).

Novější dostupná data z roku 2016 ukazují na nárůst vadného držení těla u dětí na 42,4 % s častějším výskytem u chlapců 46,2 % (dívky 38,4 %), z toho vada v sagitální rovině, tj. předsun hlavy 25,5 % a hyperkyfóza 14 %, skoliotické

držení vykazovalo 13 % dětí. Diagnostikovanou skoliózu mělo 1,5 % ze souboru, nejčastěji děti 17leté. Výskyt vadného držení těla mělo souvislost i s nízkou hmotností a s nadváhou a obezitou (obr. 1), kdy se vadné držení těla vyskytovalo významně častěji. Podíl obézních dětí je 10,3 % a dětí s nadváhou 7,5 % (Státní zdravotní ústav, 2016).

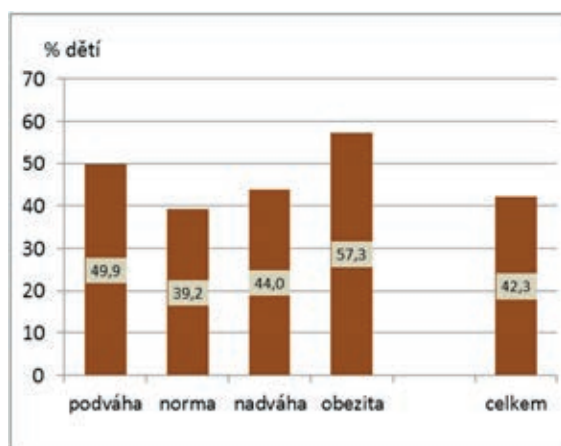
Kostní růst a kostní zrání

Během embryonálního růstu probíhá složitý vývoj páteře. Její základ je založen ve 3. týdnu a přibližně v 6. týdnu začíná chondrifikace, tedy chrupavčitá přeměna vytvořených struktur (obratlové tělo, pedikly, obratlová lamina atd.). Takto vzniklé chrupavčité struktury dále osifikují v primárních a sekundárních osifikačních centrech. Primární osifikační centra jsou tři v každém obratli, jedno je umístěno v obratlovém těle a dvě v obratlových obloucích (obr. 2 vlevo). Primární centra vzájemně splývají mezi 5.–8. rokem života.

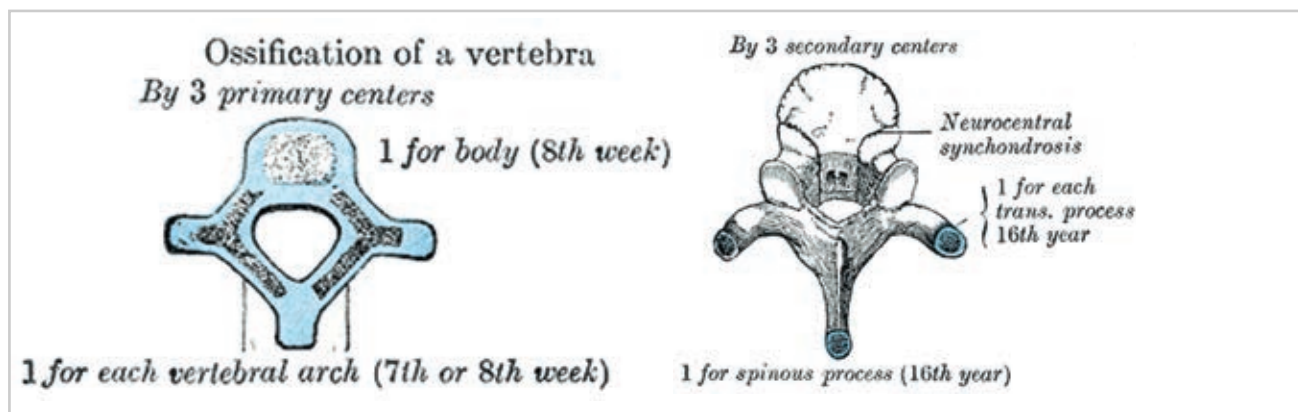
Dále se vytváří 5 sekundárních center.

Tři sekundární osifikační centra jsou umístěna v processus spinosus a po jednom v processus transversus (obr. 2 vpravo). Z dalších dvou sekundárních růstových center vznikají růstové ploténky na obratlových tělech (obr. 3). Při jejich asymetrickém uložení mohou vznikat vývojové vady páteře (Kaplan et. al., 2005).

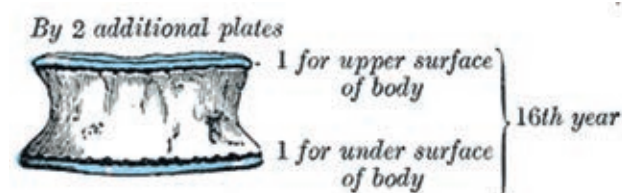
Na postnatální vývoj páteře má vliv buněčná signalizace a nově se uplatňuje interakce organismu s okolím. V období růstu se uplatňují dva mechanismy kostní remodelace. První mechanismus je způsoben periostem. Kostní adaptace periostu spočívá v tom, že tah periostu způsobuje jeho apozici a tlak na periost jeho resorpci. Růstová epifyza produkuje kostní tkáň, orientovanou ve směru dominantního namáhání.



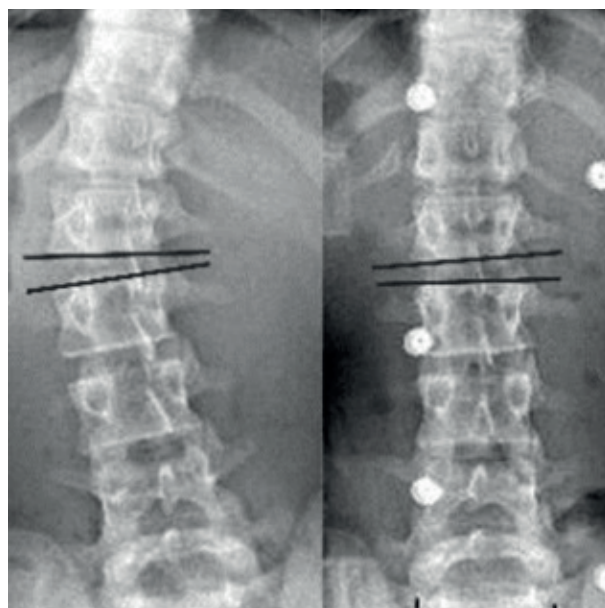
Obr. 1



Obr. 2



Obr. 3



Obr. 4

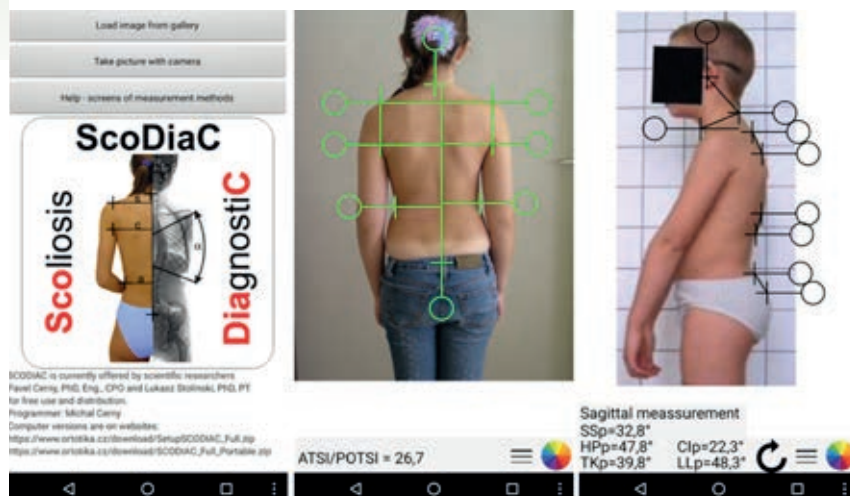
Druhý mechanismus určuje Hütter–Volkmanův zákon, dle něhož nárůst tlaku na epifyze obratle omezuje růst kosti, snížení axiálního tlaku růst urychluje. Nesymetricky zatížená metafýza bude růst klínovitě (Kouwenhoven et. al., 2008). Při korzetoterapii využíváme Hütter–Volkmanova zákona tak, že ovlivňujeme axiální zatížení páteře včetně omezení šikmého tlaku na růstové ploténky (Černý, 2014) (obr. 4).

Patofyziologie skoliózy

„Etiologie vzniku idiopatické skoliózy je stále neznámá. Zabývala se jí řada autorů, ale ani četné růstové, metabolické, neurofyziologické, epidemiologické a patologickoanatomické studie a teorie nejsou schopny dát jednoznačnou odpověď na otázku jejího vzniku.“ (Kolář, 2003, s. 243)

Pojem idiopatický znamená vzniklý z neznámé příčiny. Určit jednotnou příčinu vzniku skoliózy se tedy zatím nepodařilo. U skoliózy je však množství objevených patofyziologických dějů, které mají spojitost s jejím rozvojem (Kouwenhoven et. al., 2008). Pozornost v hledání příčiny skoliózy je zaměřována různými směry, například:

- skelet
 - asymetrie obratlů v oblasti pediklů (Brink et. al., 2017)
 - nepoměr růstu předního a zadního segmentu obratlů (příčina hypokyfózy a hypolordózy hrudní a bederní páteře) (Guo et. al., 2003)
 - sřížné síly působící na páteř v dorsálním směru s kompenzační rotací obratlů (svalstvo a vazivo nezvládají kompenzovat změny a dochází k progresi křivky) (Castelein et. al., 2005)
- svalstvo
 - změny v objemu svalové hmoty (Jiang et. al., 2017)
 - histologické změny v typu svalových vláken (Fidler et al., 1976)
- vestibulární systém – porucha vestibulárních funkcí (např. Cakrt et al., 2011, Hitier et al., 2015)
- melatonin – ovlivnění osteogeneze (Amstrup et al., 2013)



Obr. 5



Obr. 6

- leptin – nižší hladina leptinu v periferní krvi způsobuje chybný kostní růst (Burwell et al., 2016)
- mozková kůra – její chybné nastavení ovlivňuje ostatní systémy (svalový, kosterní atd.) (Domenech et al., 2011)
- posturální stabilita – narušení senzomotorické integrace (Beaulieu et al., 2009)
- narušení tělesného schématu (Auerbach et al., 2014)
- laterální – zkřížená laterální oka a ruky (Catanzariti et al., 2014)
- uložení orgánů – častější pravostranné křivky (pacienti se zrcadlově uloženými orgány mají častěji levostrannou křivku) (Schlosser et al., 2017)
- komplexní teorie – integrace získaných informací (Burwell et al., 2009, 2016)
- teorie neuroadaptivních změn (Roth, 1985)
- biochemie, hormony (Dudin, 1991)

Moderní technologie v terapii skoliózy

Konzervativní léčba skoliózy prochází vývojem a modernizací. Nové postupy a technologie lze nalézt v různých oblastech.

1. Screening

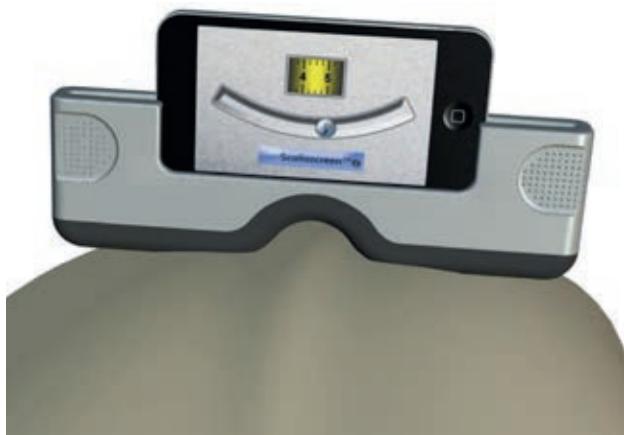
Moderní metody pro screening

Výsledek konzervativního postupu léčby je významně ovlivněn včasnou diagnostikou skoliózy. Skolióza, její závažnost a průběh, je ovlivněna velkým množstvím individuálních faktorů (Repko M. et al., 2007; Kolář et al., 2009; Černý P., 2008). Vyšetření pacienta lze rozdělit na orientační a speciální. Pro včasnou detekci deformity slouží vyšetření orientační, které je prováděno pediatrem, obvodním lékařem

či zaškoleným středně zdravotnickým pracovníkem nebo nezdravotníkem (Kolář, 2003). Screening neslouží jako diagnostická metoda, ale má za úkol zachytit děti s vysokou pravděpodobností výskytu idiopatické skoliózy. Screeningová zkouška musí být rychlá, jednoduchá, bezpečná, levná a neinvazivní. Screening by měl být přesný a měl by vykazovat vysokou senzitivitu a specifitu (Chowanska et al., 2012). Hodnocení držení těla pouhým pohledem ale vyžaduje určité zkušenosti a znalosti (Viviani et al., 1984). Zvýšení dostupnosti správného hodnocení držení těla i neodborníky (rodiče, učitel ve škole) může zlepšit včasnou detekci skoliózy. Dnes téměř každý vlastní smartphone, a tak se nabízí jeho využití pro screening. Pro včasný záchyt skoliózy hovoří i data získaná z Norska a z Hong Kongu, kde náklady na screening byly 8,4 EUR, léčba korzetem 10 350 EUR a operace 45 880 EUR (Adobor et al., 2014).

• Screening z fotografie

1. Hodnocení stoje a držení těla při pohledu zezadu
Počítačová verze programu SCODIAC (Černý P., Mařík I., 2014) (obr. 5 vlevo) pro platformu Windows je volně ke stažení na internetu (https://www.ortotika.cz/download/SetupSCODIAC_Full.zip)
Pro Android je dostupná v „Google Play“ bezplatná aplikace SCODIAC (Černý et al., 2018), která umožňuje zhodnocení stoje z fotografie dle metody ATSI-POTSI (obr. 5 uprostřed).
2. Hodnocení stoje a držení těla při pohledu z boku



Obr. 7

Pro hodnocení bočního pohledu lze použít aplikaci SCODIAC s metodou měření dle Stolinského (Stolinsky et al., 2015) (obr. 5 vpravo).

- **Screening za pomoci smartphonu při předklonu (Adamsův test) ve stoji či v sedu (sed eliminuje např. zkrat končetiny)**
Pro toto vyšetření se standardně používá Bunnellův skoliometr s hodnotícími kritérii. Úhlová hodnota rotace trupu vyšší než 7° značí riziko skoliózy (Chowanska et al., 2012). Pracovní skupina Scoliosis Research Society určila jako hranici úhel $5\text{--}7^\circ$ rotace trupu při předklonu. Jeho modernější a dostupnější alternativa je např. pro smartphone v podobě bezplatných či placených aplikací typu Scoliometer od různých autorů (obr. 6), či využití aplikace vodováha, která je dostupná jako defaultní aplikace nebo je možnost si ji stáhnout také v placené či bezplatné verzi. Na základě provedených měření lze pro orientační měření rotace trupu smartphone bezpečně použít (Guardia et al., 2015, Driscoll et al., 2014). Jako rizika při měření rotace trupu při předklonu pomocí smartphonu lze považovat malou šířku smartphonu, a tedy nedostatečné překrytí žeber. Smartphone také není přizpůsoben prominujícímu trnovému výběžku. Tyto nedostatky smartphonu lze odstranit použitím Scolioscreen nástavce (obr. 7) (Driscoll et al., 2014), nebo jednoduše obouřučným držením smartphonu tak, že na žebra dosedají oba palce, umístěné na krajích spodní hrany přístroje.



Obr. 8

2. Snímání měrných podkladů

3D skenování

S rozvojem 3D technologie se naskytla příležitost pro snadnější snímání měrných podkladů bez nutnosti pacienta sádrovat. 3D skenování je neinvazivní metoda. 3D skenování je proces snímání tvaru objektu specifickým vybavením a jeho převedení do 3D modelu. 3D model může mít různé formy (body, polygonální vrstvy texturované nebo barevné). Přesnost 3D modelu však závisí na použitém 3D skeneru (Ivanov, 2017). Pro účely výroby pomůcek v ortotice využíváme především bezkontaktní skenování ručními skenery, ale lze využít i dostupnější, ale méně přesné zařízení, jako je tablet se senzorem. Přesnost skenerů určuje mimo jiné podstatný fyzikální parametr, čímž je stereoskopická vzdálenost čtecí optiky, která je u adaptéru pro smartphone a tablety podstatně menší, než u profesionálních zařízení.

Skenování pomocí mobilního zařízení

• Smartphone

Statistika z roku 2015 uvádí, že 1/3 populace vlastní nejméně jeden smartphone. Pro smartphone se začaly vyvíjet různé 3D hry a speciální CAD software. Pro vývoj různých aplikací je přívětivější Android platforma, protože je přístupnější, nákladově méně náročná a je možné aplikace testovat na větším počtu zařízení (cca 86 % zařízení je na platformě Android, platforma iOS cca 12 %). Skenování objektu pouze pomocí kamery smartphonu je limitováno jejím rozlišením

a různým nastavením. Kameru je v každém případě nutné nejdříve zkalibrovat. Aplikace pro skenování pomocí mobilu využívá například zachycování kontur objektu. Zpracování obrazu je pak prováděno v dalších programech (Ivanov, 2017). Na „Google Play“ jsou dostupné komerčně vydávané aplikace pro skenování, např. SCANN3D, Qlone – 3D Scanning, 3D Scanner for ARCore (<https://play.google.com/store/search?q=3d%20scanner>) s následným zpracováním.

- **Tablet**

Pro skenování pomocí tabletu lze použít např. iSense senzor pro Ipad, Structure sensor pro tablety, který se připojí na RGB kameru (obr. 8). Novější a dražší tablety mají lepší kamery citlivější na světlo. Lépe zachycují objekty v nižších světelných podmínkách a zamezují rozmazání při pohybu. Pro získání lepších výsledků je nutné tablet zkalibrovat. Zpracování objektů pak probíhá v různých aplikacích, např. iSense App, Occipital Structure Sensor Sample App 1.6.2. (Lievendag, 2017, online: <https://3dscanexpert.com/structure-sensor-vs-isense-3d-scanning/>).

- **3D ruční skenery**

Pro účely získávání přesného 3D modelu lidského těla či jeho částí používáme bezkontaktní typ skenování, nejčastěji ruční 3D skenery. Jejich přesnost je v řádu mm, např. Artec Eva $+0,17 \pm 0,17$ mm u velkých skenovaných oblastí a $-0,20 \pm 0,32$ mm

u malých skenovaných oblastí, Kinect $+1,58 \pm 1,50$ mm u velkých oblastí a $-0,58 \pm 0,58$ mm u malých oblastí (Grant et al., 2018), Creaform HCP Scanner používaný na pracovišti Ortotika s.r.o. (obr. 9) s přesností 0,3043 mm (kalibrační list dodaný u konkrétního modelu skeneru), technická specifikace 0,5 mm (Creaform, online: https://www.creaform3d.com/sites/default/files/assets/brochures/files/hcps_brochure_en_20032012.pdf). Přesnost skenerů pro skenování trupových ortéz je dostačující a výběr ručního skeneru závisí z větší části na finančních investicích pro pořízení 3D skeneru a dalších programů pro zpracování 3D modelů.

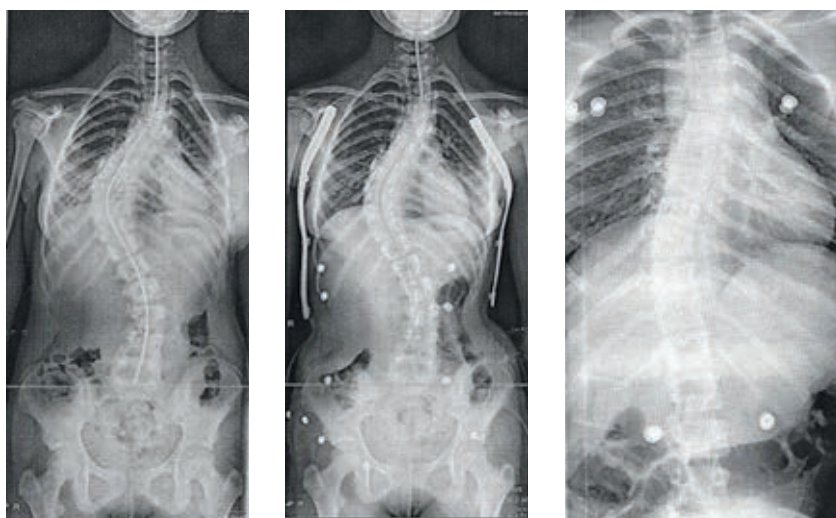
3. Korekce skoliotické křivky

Pro modelování korekcí na sádrovém pozitivu je potřeba zručnost, praxe při modelování a znalost anatomie i biomechaniky. Při modelování sádrového pozitivu nejsme schopni zachovat přesný objem modelu během celého procesu modelování. Velkou nevýhodou je i váha sádrového modelu a problém se skladováním případných modelů pro pozdější zpětné hodnocení efektu korekcí. Dle studie z roku 2007 pacienti upřednostňovali korzet modelovaný CAD/CAM technologií před korzetem získaným sádrovým otiskem, aniž by to věděli (Sankar et al., 2007).

S využitím 3D skeneru a modelování za pomoci počítače jsme praxí zjistili změny v objemu při použití sádrových modelů



Obr. 9



Obr. 10: Vlevo prostý RTG snímek, uprostřed pacient v korzetu vyrobeném s pomocí 3D skenování s absencí korekcí, vpravo pacient v korzetu vyrobeném s pomocí 3D skenování na pracovišti Ortotika Brno s korigovanou skoliotickou křivkou

Český výrobce polotovarů na zhotovení individuálních vložek

Polotovary, slepené jen v patě, s možností vložení metatarsálního srdíčka:



205D korkfant + CVODA + 7844/1 sl. v patě dām. **č. 36–41**
205P korkfant + CVODA + 7844/3 sl. v patě pán. **č. 41–46**
206D korkfant + CVODA + 7711/3 sl. v patě dām. **č. 36–41**
206P korkfant + CVODA + 7711/3 sl. v patě pán. **č. 41–46**



207D skelet + ALVEOMIC + 7844/3 sl. v patě dām. **č. 36–41**
207P skelet + ALVEOMIC + 7844/3 sl. v patě pán. **č. 41–48**
208D skelet + ALVEOMIC + 7711/3 sl. v patě dām. **č. 36–41**
208P skelet + ALVEOMIC + 7711/3 sl. v patě pán. **č. 41–48**



209D skelet + CVODA + filc + 7844/1 sl. v patě dām. **č. 36–41**
209P skelet + CVODA + filc + 7844/1 sl. v patě pán. **č. 41–44**
209P skelet + CVODA + filc + 7844/3 sl. v patě pán. **č. 45–48**
210D skelet + CVODA + filc + 7711/3 sl. v patě dām. **č. 36–41**
210P skelet + CVODA + filc + 7711/3 sl. v patě pán. **č. 41–48**

Výlisky a výztuže:



Výlisk dětský **6312 ¾** **č. 21–22–23, 24–25–26, 27–28–29, 30–31–32, 33–34–35, 36–37–38, 39–40**



Výlisk dámský **6313 ¾** **č. 36–37, 38–39, 40–41**



Výlisk pánský **6314 ¾** **č. 41–42, 43–44, 45–46**



Výl. korkfant dětský **6316 9,5–8185–81-P**
č. 23–24, 25–26, 27–28, 29–30, 31–32, 33–34, 35–36
Výl. korkfant **6319 9,5–8185–81-P**
č. 37–38, 39–40, 41–42, 43–44, 45–46



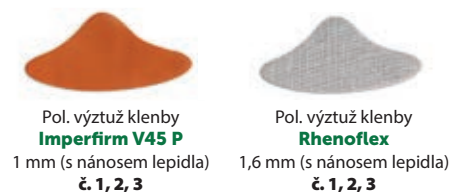
Výl. skelet dětský **č. 22 (21–23), 25 (24–26), 28 (27–29), 31 (30–32), 34 (33–35)**



Výl. skelet dámský **č. 36–41**
Výl. skelet pánský **č. 41–48**



Výl. odlehčení paty **7917 R – P**



Pol. výztuž klenby **Imperfirm V45 P**
1 mm (s nánosem lepidla) **č. 1, 2, 3**
Pol. výztuž klenby **RhenoFlex**
1,6 mm (s nánosem lepidla) **č. 1, 2, 3**



Výl. srdíčka **7711S-P** symetrická (latexové výlisky) **č. 1, 2, 3**
Výl. srdíčka **7721-P** symetrická (latexové výlisky) **č. 1, 2, 3**
Výl. srdíčka **7714S-P** L+P (latexové výlisky) **č. 1, 2, 3**



Výl. klenby **97-P** (latexové výlisky) **č. 1, 2, 3, 4, 5, 6**



PODIATECH
SIDAS MEDICAL



OPCT® HEEL WOMAN SM (LADY 01)
Teplem tvarovatelná vložka do lodiček.
Jedná se o vylepšenou variantu původního modelu SPCT LADY 01.
č. 35–36, 37–38, 39–40, 41–42, 43–44, 45–46



SPCT® CONFORT R01
Teplem tvarovatelná vložka, pro běžné nošení, do všech bot. Použité materiály a technologie: Podiaflex N®, Polyester, Pyroflex, Patented Archflex, Poron.
č. 35–36, 37–38, 39–40, 41–42, 43–44, 45–46



OPCT® OUTDOOR S
Tužší, odolný, teplem tvarovatelný model, který nabízí Noene® odpružení paty pro vynikající absorpci nárazů. Použité materiály a technologie: Podiamic, Podieflex / fabric – Grey, Transflux White, NOENE, Transflux Black.
č. 35–36, 37–38, 39–40, 41–42, 43–44, 45–46



Obr. 11: Horní řada – korzet vyrobený s pomocí 3D technologie s absencí korekcí; dole – korzet vyrobený s pomocí 3D technologie s korekcí

trupu. Využití počítače ke korekci skoliózy v 3D modelovacím programu může tedy usnadnit práci a zkvalitnit výrobu korzetu. K tomu je však stále nutné znát anatomii i biomechaniku a umět korigovat skoliotickou křivku. I přes „usnadnění“ modelování a za asistence počítačové technologie se stále vyrábí korzety, které nesplňují požadovaná kritéria (obr. 10). Korzety vyrobené 3D technologií neznamenají pro pacienta automaticky benefit v podobě účinnější korekce skoliotické křivky v korzetu! Korekční trupovou ortézu nelze chápat jen jako plastovou skořepinu, zhotovenou 3D technologií „na dálku“ mimo vlastní pracoviště a bez realizovaného vlastního modelování, tvarování a přizpůsobení. V praxi se nezdá stávat, že přicházejí pacienti s korzety vyrobenými 3D technologií, avšak s absencí jakýchkoliv cílených a viditelných skoliotických korekcí (obr. 10 a 11).

Pro korigování 3D modelu pacienta lze využít různé specializované (většinou placené) programy, např. Canfit, Rodin4D, Orthoshape a další. Výhoda je zachování objemu 3D modelu při

velkých možnostech úprav. Takto vyrobené korzety přesněji sedí, vykazují i lepší korekce křivek a pacienti je lépe tolerují. Z vlastní praxe je zatím vypořovované, že pacienti nepocítují výrazný tlak na páteř, i když je dle RTG korekce výrazně lepší, než u korzetu získaného sádrovou cestou. Pro potvrzení tohoto zjištění je zapotřebí více pacientů a RTG potvrzení lepší korekce páteře.

4. Výroba skoliotického korzetu

Standardně se na zkorigovaný 3D model nebo sádrový model vakuově nebo mechanicky modeluje nahřátý plast, např. polyetylen, polypropylen, polykarbonát atd.

3D tisk

Nově se především experimentálně při výrobě korzetu využívá i 3D tisk. Pro korekci skoliotické křivky je však nutné i takto vyrobený korzet umět správně vytvarovat. Tiskem vyrobený korzet ale



Obr. 12a



Obr. 12b

zaujme pacienta především designem (obr. 12a–b). 3D tisk je prezentovaný jako moderní a lepší než jiná technika výroby např. <http://www.fablabconnect.com/building-better-corset-3d-printing/>, <https://3dprint.com/149553/uniq-bitonti-studios-align/>, <https://www.embodi3d.com/blogs/entry/357-role-of-3d-printing-in-scoliosis-correction-surgery/>).

Z hlediska praktického lze zatím oponovat ve prospěch klasické výroby především omezenými možnostmi úprav tištěného plastu v průběhu aplikace i dalšího dlouhodobého používání pomůcky. Navíc tisk jedné trupové ortézy je prozatím nesmírně časově náročný. Čím rychlejší a dokonalejší tisk, tím se rapidně zvyšuje cena tiskárny, tedy případná dostupnost.

Závěr

Moderní metody lze s velkým benefitem využívat jak pro ortotiky-protetiky při výrobě, tak i pro pacienty, kteří korzet nosí. Pokud technik se zkušenostmi s modelováním a dlouhodobou praxí při konzervativní léčbě skoliózy využívá moderní metody, takto vyrobené korzety perfektně sedí (vlastní zkušenost z praxe) a pacienti je lépe snášejí. Pro tvrzení, že výroba korzetu tím či oním způsobem je lepší, je nutné doložit důkazy na EBM. Za nejobektivnější důkaz lze stále považovat pouze RTG snímek, který přesně a jednoznačně vypovídá o účinku korekční trupové ortézy. Při výrobě korzetu se tedy můžeme řídit dle Hippokrata: „Pomáhat – nebo alespoň neškodit.“ Nové metody se nevyužívají jen při výrobě, ale mění se i režim nošení korzetu. Více informací je dostupných na SOSORT guideline: (<https://scoliosisjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13013-017-0145-8#Sec28>).

Seznam literatury:

1. <https://scoliosisjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13013-017-0145-8#Sec28>
2. ADOBOR, Raphael D, Paal JORANGER, Harald STEEN, Ståle NAVRUD a Jens Ivar BROX. A health economic evaluation of screening and treatment in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Scoliosis*[online]. 2014, 9(1) [cit. 2019-01-12]. DOI: 10.1186/s13013-014-0021-8. ISSN 1748-7161. Dostupné z: <http://scoliosisjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/s13013-014-0021-8>
3. Amstrup, A.K., et al., Melatonin and the skeleton. *Osteoporos Int*, 2013. 24(12): p. 2919-27.
4. Auerbach, J.D., et al., Body image in patients with adolescent idiopathic scoliosis: validation of the Body Image Disturbance Questionnaire--Scoliosis Version. *J Bone Joint Surg Am*, 2014. 96(8): p. e61.
5. Beaulieu, M., et al., Postural imbalance in non-treated adolescent idiopathic scoliosis at different periods of progression. *Eur Spine J*, 2009. 18(1): p. 38-44.
6. Brink, R.C., et al., Asymmetry of the Vertebral Body and Pedicles in the True Transverse Plane in Adolescent Idiopathic Scoliosis: A CT-Based Study. *Spine Deform*, 2017. 5(1): p. 37-45.
7. Burwell, R.G., et al., Adolescent idiopathic scoliosis (AIS): a multifactorial cascade concept for pathogenesis and embryonic origin. *Scoliosis Spinal Disord*, 2016. 11: p. 8.
8. Burwell, R.G., et al., Pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis in girls - a double neuroosseous theory involving disharmony between two nervous systems, somatic and autonomic expressed in the spine and trunk: possible dependency on sympathetic nervous system and hormones with implications for medical therapy. *Scoliosis*, 2009. 4: p. 24.
9. Cakrt, O., et al., Subjective visual vertical in patients with idiopathic scoliosis. *J Vestib Res*, 2011. 21(3): p. 161-5.
10. Castelein, R.M., J.H. van Dieën, and T.H. Smit, The role of dorsal shear forces in the pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis--a hypothesis. *Med Hypotheses*, 2005. 65(3): p. 501-8.
11. Catanzariti, J.F., et al., Eye-hand laterality and right thoracic idiopathic scoliosis. *Eur Spine J*, 2014. 23(6): p. 1232-6.
12. Černý P. Možnosti konzervativní léčby skolióz. *Ortopedie*, 2, 2008, č. 4, 172 – 179, ISSN 1802-1727
13. ČERNÝ, Pavel. HODNOCENÍ SILOVÉHO PŮSOBENÍ ORTÉZ NA SKELET V OBDOBÍ RŮSTU [online]. Praha, 2014 [cit. 2019-01-12]. Dostupné z: <https://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-541-version1-cerny.pdf>. Disertační práce. Univerzita Karlova Fakulta tělesné výchovy a sportu.
14. Černý P., Mařík I. AngleSpine – program pro metrologii deformit páteře a kolenních kloubů. 20. Kubátův podologický den: Růstová chrupavka, vrozené a získané poruchy růstu - mezioborový pohled, Praha, Lékařský dům. 6. - 7. 4. 2015. *Pohybové ústrojí*, 21, 2014, č. 3+4, s. 276 - 284, ISSN 1210-7182

15. Černý P., Černý M., Drnková J., Stolinski L., Czaprowski D., Kotwicki T., Marik I. Measurement of spinal and postural deformities from radiographs or photographs using dedicated software for computers and smartphones. Poster. Book of Abstract, p. 162, 13. International meeting SOSORT, Dubrovnik, 2018.),
16. Domenech, J., et al., Abnormal activation of the motor cortical network in idiopathic scoliosis demonstrated by functional MRI. *Eur Spine J*, 2011. 20(7)
17. DRISCOLL, Mark, Chanel FORTIER-TOUGAS, Hubert LABELLE, Stefan PARENT a Jean-Marc MAC-THIONG. Evaluation of an apparatus to be combined with a smartphone for the early detection of spinal deformities. *Scoliosis* [online]. 2014, 9(1) [cit. 2019-01-12]. DOI: 10.1186/1748-7161-9-10. ISSN 1748-7161. Dostupné z: <http://scoliosisjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/1748-7161-9-10>
18. Du, Q., et al., Scoliosis epidemiology is not similar all over the world: a study from a scoliosis school screening on Chongming Island (China). *BMC Musculoskelet Disord*, 2016. 17: p. 303.
19. Dudin, MG., Klimenko, VA., Danilova, NA., Lapchenko, VN., Role of hormonal factors in the regulation of bone tissue metabolism in children with cerebral palsy. *Ortop Travmatol Protez*. 1991 Oct, (10):37-41
20. Dungal P. at al., 2005; P. at. al. *Ortopedie*. Praha, Grada Publishing a.s., 2005, 1280 s., ISBN 80-247-0550-8.
21. Fidler, M.W. and R.L. Jowett, Muscle imbalance in the aetiology of scoliosis. *J Bone Joint Surg Br*, 1976. 58(2): p. 200-1.
22. GRANT, Caroline A., Melissa JOHNSTON, Clayton J. ADAM a J. Paige LITTLE. Accuracy of 3D surface scanners for clinical torso and spinal deformity assessment. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2019, 63, 63-71 [cit. 2019-01-19]. DOI: 10.1016/j.medengphy.2018.11.004. ISSN 13504533. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1350453318301693>
23. Grivas, T.B., et al., Association between adolescent idiopathic scoliosis prevalence and age at menarche in different geographic latitudes. *Scoliosis*, 2006. 1: p. 9
24. GUARDIA, Angela, Muhammad Imran KHAN, Andreas DONAUER a Kajsa DUKE. Validation of smartphone inclinometer tools for measuring rib hump in scoliosis patients. *Scoliosis* [online]. 2015, 10(S1) [cit. 2019-01-12]. DOI: 10.1186/1748-7161-10-S1-O28. ISSN 1748-7161. Dostupné z: <http://scoliosisjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/1748-7161-10-S1-O28>
25. Guo, X., et al., Relative anterior spinal overgrowth in adolescent idiopathic scoliosis. Results of disproportionate endochondral-membranous bone growth. *J Bone Joint Surg Br*, 2003. 85(7): p. 1026-31.
26. Hitier, M., et al., Lateral Semicircular Canal Asymmetry in Idiopathic Scoliosis: An Early Link between Biomechanical, Hormonal and Neurosensory Theories? *PLoS One*, 2015. 10(7): p. e0131120.
27. <http://web.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2005-11-16/prispevky/sdeleni/8-Kratenova.htm>
28. http://www.szu.cz/uploads/documents/chzp/odborne_zpravy/OZ_16/OZ_BMI_VDT.pdf
29. https://www.creaform3d.com/sites/default/files/assets/brochures/files/hcps_brochure_en_20032012.pdf
30. CHOWANSKA, Joanna, Tomasz KOTWICKI, Krzysztof ROSADZINSKI a Zbigniew SLIWINSKI. School screening for scoliosis: can surface topography replace examination with scoliometer?. *Scoliosis* [online]. 2012, 7(1) [cit. 2019-01-12]. DOI: 10.1186/1748-7161-7-9. ISSN 1748-7161. Dostupné z: <http://scoliosisjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/1748-7161-7-9>
31. IVANOV, Pavel. Three-dimensional Scanning of Objects Using a Mobile Phone: Photogrammetry Silhouette Technique [online]. Helsinki, 2017 [cit. 2019-01-19]. Dostupné z: https://www.theseus.fi/bitstream/handle/10024/124711/Ivanov_Pavel.pdf?sequence=1. Bachelor. Helsinki Metropolia University of Applied Sciences.
32. Jiang, J., et al., Volumetric and Fatty Infiltration Imbalance of Deep Paravertebral Muscles in Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Med Sci Monit*, 2017. 23: p. 2089-2095.
33. Kaplan, K.M., J.M. Spivak, and J.A. Bendo, Embryology of the spine and associated congenital abnormalities. *Spine J*, 2005. 5(5): p. 564-76.
34. Kolář P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Galén, Praha, 2009, ISBN: 978-80-7262- 657-1.
35. KOLÁŘ, P. Klinické vyšetření a léčebné postupy u pacientů s idiopatickou skoliózou. *Pediatric pro praxi*. 2003, č. 5, s. 243-247. ISSN 1213-0494.
36. Kouwenhoven, J.W. and R.M. Castelein, The pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis: review of the literature. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2008. 33(26)..
37. Lievendag Nick, 2016 <https://3dscanexpert.com/structure-sensor-review-part-1/>
38. Repko M., Krbec M., Sprlaková-Puková A., Chaloupka R. Zobrazovací metody při vyšetření skoliotických deformit páteře. *Ces Radiol*, 2007, 61, 1, p. 74 – 79.
39. ROTH, Milan. Neurovertebral and osteoneural growth relations. J.E. PURKYNĚ UNIVERSITY BRNO, MEDICAL FACULTY. BRNO: UNIVERZITA J.E. PURKYNĚ, 1985.
40. SANKAR, Wudbhav N., Josh ALBREKTSON, Lawrence LERMAN, Vernon T. TOLO a David L. SKAGGS. Scoliosis in-brace curve correction and patient preference of CAD/CAM versus plaster molded TLSOs. *Journal of Children's Orthopaedics* [online]. 2007, 1(6), 345-349 [cit. 2019-01-19]. DOI: 10.1007/s11832-007-0066-9. ISSN 1863-2521. Dostupné z: <http://online.boneandjoint.org.uk/doi/10.1007/s11832-007-0066-9>
41. Schlosser, T.P.C., et al., Scoliosis convexity and organ anatomy are related. *Eur Spine J*, 2017. 26(6): p. 1595-1599.
42. STOLIŇSKÝ, L., CZAPROWSKI, D., KOZINOĞA, M., KORBEL, K., ULMAN, P., KOTWICKI, T. Photographic parameters for sagittal profile assessment: normal values for children aged 7-10 years [ppt]. 2015
43. Viviani GR, Budgell L, Dok C, Tugwell P. Assessment of accuracy of the scoliosis school screening examination. *Am J. Public Health*, 1984; 74, 497–498.
44. Vlach, O. *Léčení deformit páteře*. Avicenum, Prague, 1986.
45. Weinstein, S.L., et al., Adolescent idiopathic scoliosis. *Lancet*, 2008. 371(9623): p. 1527-37.

Seznam obrázků:

1. Zdroj: http://www.szu.cz/uploads/documents/chzp/odborne_zpravy/OZ_16/OZ_BMI_VDT.pdf
2. a) Zdroj: https://fpnotebook.com/_media/SpineVertebraeOssificationCentersGrayBB101.gif
b) Zdroj: https://fpnotebook.com/_media/oSpineVertebralOssificationCentersGrayBB102.gif
3. Zdroj: https://fpnotebook.com/_media/oSpineVertebralOssificationCentersGrayBB103.gif
4. Zdroj: <https://www.ftvs.cuni.cz/FTVS-541-version1-cerny.pdf>
5. Zdroj: vlastní
6. Zdroj: vlastní
7. Zdroj: <https://scoliosisjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/1748-7161-9-10>
8. Zdroj: <https://3dscanexpert.com/structure-sensor-review-part-1/>
9. Zdroj: https://www.creaform3d.com/sites/default/files/assets/brochures/files/hcps_brochure_en_20032012.pdf
10. Zdroj: vlastní
11. Zdroj: vlastní
12. a) Zdroj: <https://www.dezeen.com/2016/11/04/unyq-align-fashionable-3d-printed-back-brace-replaces-current-chunky-designs/>
b) Zdroj: <http://www.fablabconnect.com/building-better-corset-3d-printing/>

Inzerce

ortotika

INDIVIDUÁLNÍ ORTOPEDICKÉ POMŮCKY

Trupové ortézy pro léčení deformit páteře,
stabilizační, podpurné a speciální trupové
ortézy a límce.

Korekční a polohovací končetinové ortézy:
varozita, PEQV, nestabilita, peroneální dlahy, zápěstí,
prsty, ortopedické vložky.

FN Motol: V Úvalu 84, Praha / 602 340 900, 602 334 114
FN Brno: Obilní trh 11, Brno / 722 729 735

PRODEJNÝ ZDRAVOTNICKÝCH POTŘEB A VÝDEJNÝ PROSTŘEDKŮ ZDRAVOTNÍ TECHNIKY

Prodej zdravotní obuvi, ortézy,
bandáže, ortopedické vložky,
pomůcky pro nohu, inkontinence,
a další zdravotnický materiál.

Eliášova 31, Praha 6
tel. 233 342 275

Masarykovo nám. 34,
Brandýs n/L.
tel. 326 907 130

Sídlo, kancelář:

Radlická 37, 150 00 Praha 5
tel./fax.: 283 840 403

www.ortotika.cz



Dyneva – dynamická ortéza zad

Mgr. Petra Poková, Vladimír Voděra

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

Bolesti zad jsou největším medicínským, ekonomickým a sociálním problémem dnešní doby. Klinicky významné bolesti zad má 60–90 % populace. Bolest zad je nejčastější příčinou návštěvy lékaře hned po nachlazení a je pátou nejhojnější příčinou hospitalizace. Jedná se o nejčastější příčinu omezení aktivity u osob mladších 45 let a prevalence stoupá s věkem. (Rokyta, 2006; Rokyta, 2009)

Etiologie a rizikové faktory bolestí zad

Bolesti zad dělíme do dvou skupin. Do první skupiny patří organická onemocnění specifické nedegenerativní povahy, která označujeme jako vertebrogenní syndromy. Do této skupiny onemocnění řadíme tumory, zánětlivá onemocnění, traumatická poškození, vývojové vady, osteoporotické změny apod. Do druhé skupiny řadíme organická onemocnění nespecifické degenerativní povahy – jedná se o vertebrogenní onemocnění. Pro tuto skupinu onemocnění jsou typické poruchy funkce v jednom nebo více segmentech následované omezením hybnosti a vadným držením těla provázené reflexními změnami a následnou bolestí. (Bednařík a kol. 2000; Rokyta, 2006)

Bolest zad souvisí s vyvážeností, resp. nevyvážeností statických a dynamických aktivit prováděných během dne. Většina aktivit je prováděna ve statických polohách – práce, přesuny nebo záliby. Nadměrnou aktivitou

tonických a sníženou aktivitou fázických svalů dochází ke svalové nerovnováze. Dlouhodobým přetěžováním svalové vazivového i kosterního aparátu dochází k jeho následnému mechanickému poškození. To se projevuje bolestí. Degenerativní změny vznikají za současného působení více faktorů. Kromě patofyziologie má svůj vliv i anatomie a psychosociální stránka. Proto je většinou složité až nemožné určit konkrétní příčinu bolestí. V některých případech můžeme pomocí zobrazovací metody popsat významnou strukturální poruchu, která však nemusí působit významnou bolest a omezení. Nebo naopak u výrazné bolesti a omezení nemusí být nalezena významná strukturální změna. Mezi rizikové faktory působící bolest zad řadíme nadměrnou tělesnou hmotnost, sedavý způsob života, kouření, mužské pohlaví, věk, rodinnou zátěž, jisté anatomické parametry apod. (Rokyta, 2006; Rokyta, 2009)

Za nejčastější degenerativní onemocnění páteře je považována degenerace, protruze a výhrěz meziobratlové destičky. Dále facetový syndrom, spondylolistéza, spinální stenóza, kořenové syndromy, syndrom kaudy equiny a míšního konu, arteriovenózní malformace apod. (Kasík a kol., 2002)

Bolest

Bolest je „nepříjemný smyslový a emoční zážitek spojený se skutečným nebo potenciálním poškozením tkáně nebo popisovaný výrazy pro takové poškození. Bolest je vždy subjektivní.“ (Rokyta, 2006, s. 14) Bolest je varovným signálem, který nás upozorňuje na případné nebezpečí. Organismus na bolest reaguje komplexně, je zásadním a nepřehlédnutelným vjemem. (Kolář, 2009; Rokyta, 2009)

Bolest dělíme dle různých specifík. Základní je dělení dle délky trvání na akutní a chronickou a dle místa vzniku na nociceptivní, neurogenní a psychogenní. Vertebrogenní bolest dělíme následovně:

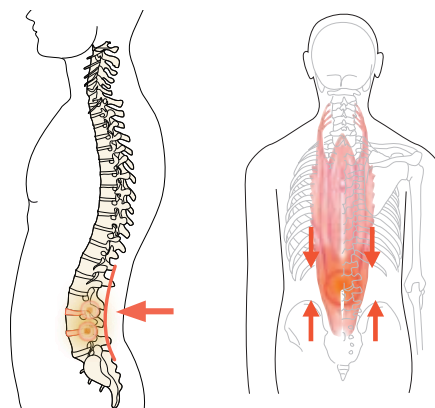
- Lokální bolest je charakterizována bolestí konkrétního místa bez další iradiace, poruchy držení těla a reflexních změn.
- Pseudoradikulární bolest je charakterizována iradiací v příslušném dermatomu napodobující kořenové bolesti bez dalších neurologických příznaků. Příčinou je funkční porucha v oblasti pánve, páteře nebo přenesená bolest z vnitřních orgánů.
- Radikulární bolest je charakterizována poruchou citlivosti (parestzie) šířící se podél příslušného dermatomu, poruchou motoriky (snížená svalová síla, hypotonie, hypotrofie, snížení reflexů) a reflexními změnami. Někdy jsou uváděny lokální bolesti v oblasti páteře, které ale nemusejí být přítomny.
- Akutní bolest je bolest s akutním nástupem trvající méně než 3 měsíce.
- Subakutní bolest má nástup pozvolný a trvá méně než 3 měsíce.
- Chronická bolest trvá déle než 3 měsíce bez ohledu na nástup bolesti. Pro recidivující bolest je typické střídání bolestivých a nebolestivých stavů. (Rokyta, 2006; Bednařík a kol., 2000; Kasík a kol., 2002)

Dynea – princip ortézy

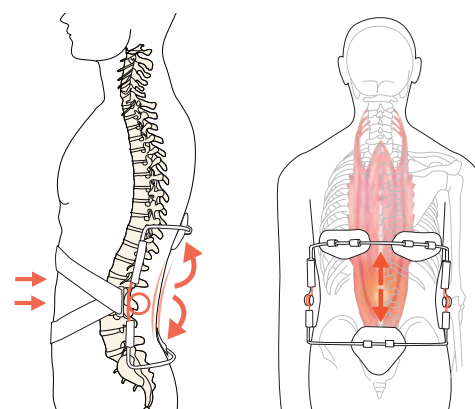
Při vertebrogenních potížích a následných bolestech zad využívá ortotické vybavení několika následujících principů a jejich vzájemné kombinace. Jedná se o princip redresní, podpurný, distrakční a derotační.

U pacientů s bolestí zad je velmi důležitá podpora fyzické aktivity uživatele. Proto by zvolené ortotické vybavení mělo plnit svoji funkci hlavně při pohybu.

Dynamická ortéza zad Dynea tuto funkci naplňuje. Díky tříbodovému principu a unikátnímu pružinovému mechanismu trvale snižuje kompresi na pohybové segmenty a facetové klouby. Výsledkem je napřímení páteře, což vede k uvolnění přetěžovaných oblastí páteře zejména v její dolní bederní části. Při uvolnění přetěžovaných částí páteře



Obr. 1: Patologické přetěžování bederní části páteře



Obr. 2: Funkce dynamické ortézy Dynea

se výrazně snižuje bolest, což umožňuje návrat k optimálnějšímu pohybovým vzorům a k chůzi s fyziologickým vzorem i na delší vzdálenost. Ortézu lze přizpůsobit různým tvarům těla. Velikost stavebních dílů je určena šířkou trupu pod lopatkami a šířkou trupu ve výši hřebene kyčelního. Je možná kombinace dílů, kdy jedna část (většinou spodní) je větší než druhá část ortézy. Rozdíl ve velikosti by neměl přesahovat jednu velikost. Ortézu lze nastavovat horizontálně i vertikálně. Výhodou je otevřená konstrukce ortézy, která pacientovi umožňuje volnost pohybu.

Jako každé ortotické vybavení má i dynamická ortéza Dynea své indikace a kontraindikace.

Mezi indikace patří lumbální spinální stenóza, lumbální facetový syndrom, kořenové syndromy bederní části páteře (lumbosakralgie, lumboischialgie), nestabilita bederní části páteře (spondylolistéza, spondylolýza), lumbální spondyloartróza, protruze a prolaps meziobratlové ploténky v bederní části páteře, všeobecné



Obr. 3: Dynamická ortéza Dyneva

degenerativní stavy provázené sníženou výškou meziobratlové ploténky.

Absolutní kontraindikace nejsou známy. Při následujících indikacích je vhodné poradit se s lékařem. Mezi kontraindikace relativní patří kontraktury svalů v bederní části páteře, omezená schopnost hrudního dýchání, kožní nemoci nebo poranění kůže, zánět, aktivní jizvy provázené otokem, zarudnutí nebo přehřátí ve vybavované části těla, tumory, poruchy odtoku lymfy (i otoky měkkých tkání nejasného původu vyskytující se v části těla distálně od místa aplikace pomůcky), poruchy čítí v dolních končetinách.

Dyneva – v praxi

Byla provedena studie (Schnake, Seeger, 2019), která zkoumala klinické účinky dynamické ortézy Dyneva u pacientů se symptomatickou lumbální stenózou páteřního kanálu.

Cílem studie bylo ověření předpokladu, že dynamická ortéza Dyneva vede ke zlepšení zvládnutí každodenních aktivit, zmírnění bolesti, a tím ke zlepšení kvality života.

Do studie bylo zahrnuto 30 probandů ve věku 18–80 let s následujícími klinickými obrazy:

- centrální nebo foraminální lumbální stenóza se symptomatikou kaudikální bolesti,
- degenerativní bederní nestabilita (např. spondylolistéza),
- lumboischalgie,
- výhřez meziobratlové ploténky provázené ischialgickou bolestí.

Ze studie byli vyloučeni probandi s:

- parézou dolních končetin,
- alergií při styku s materiálem ortézy,
- onemocněním v oblasti trupu ve spojitosti s ortotickým vybavením,
- akutní spondylodiscitidou,
- nádorovým onemocněním,
- čerstvými zlomeninami obratlů,
- těhotenstvím.

Losem bylo vybráno 20 probandů, kteří tvořili skupinu vybavenou dynamickou ortézou Dyneva a 10 probandů tvořilo kontrolní skupinu bez ortotického vybavení. Doba nošení dynamické ortézy byla stanovena na minimálně 2 hodiny denně po dobu 21–28 dnů. Jako metody sledování byly využity standardizované pohybové testy a dotazníkové šetření. Obě sledované skupiny byly vyšetřeny na začátku a na konci šetření.

Použité pohybové testy:

- 6-MWT (šestiminutový test chůze) – test hodnotí vzdálenost, kterou je pacient schopen ujít nejvyšší možnou rychlostí po rovině za dobu 6 minut.
- Test vstávání ze židle – pacient se opakovaně posazuje a vsává po dobu 30 sekund.
- Test chůze do a ze schodů – test hodnotí chůzi po schodech po dobu 60 sekund, bez pomoci horních končetin.

Testy byly voleny náhodně pro vyloučení vlivu únavy.

Použité standardizované dotazníky:

- EQ-5D (standardizovaný dotazník kvality života) – tato testová baterie hodnotí zdravotní stav pacienta v oblastech pohyblivost/mobilita, sebeobsluha, obvyklá činnost, bolest/obtíže, úzkost/deprese. Pacient navíc posuzuje svůj současný zdravotní stav na vizuální analogové stupnici.
- ZCQ (Curyšský kaudikační dotazník) – dotazník slouží k získání informací o potížích za poslední 4 týdny. Dotazník je členěn do tří dílčích oblastí (subjektivní potíže, fyzická schopnost/funkční potíže, spokojenost s léčbou).
- ODI (Oswestry Disability Index) – dotazník slouží k získání informací o bolesti a funkčním stavu pacienta s chronickými bolestmi zad se zřetelem na omezení a intenzitu bolesti.

- VAS (vizuální analogová škála bolesti) – slouží k vlastnímu hodnocení bolesti. Pacienti hodnotili aktuální stav bolesti v klidu a při zatížení. Dodatečně byli dotazováni na užívání analgetik.

Výsledky:

Bylo provedeno vstupní i výstupní vyšetření u všech sledovaných probandů. Výsledky ukázaly výrazné zlepšení skupiny vybavené dynamickou ortézou Dyneva ve sledovaných parametrech, v pohybových testech i v dotazníkovém šetření.

V testu 6-MWT se zvýšila délka ušlé trasy o 13,3 %. Při uvažované významnosti $p < 0,05$ lze zaznamenat absolutní zvýšení u skupiny s ortotickým vybavením s $p = 0,004$ (t-Test). Relativně významné zlepšení v porovnání s kontrolní skupinou se ukázalo také s $p = 0,006$ (t-Test).

Podobné výsledky byly i u testu chůze do a ze schodů. U skupiny s ortotickým vybavením bylo zaznamenáno průměrné zlepšení 27,6 %. To odpovídá významnosti $p < 0,001$ (t-Test).

U kontrolní skupiny bez ortotického vybavení nebylo zaznamenáno žádné zlepšení.

Totéž platí pro test vstávání ze židle. Skupina s ortotickým vybavením dosáhla zlepšení 18,8 %, což odpovídá významnosti $p = 0,002$. Ani zde nedosáhla kontrolní skupina žádného zlepšení.

Při vyhodnocení EQ-5D 1. část se skupina s ortotickým vybavením v porovnání se skupinou kontrolní zlepšila (Mann-Whitney-Test; $p = 0,037$, resp. $p = 0,037$). Ve vyhodnocení EQ-5D 2. část se skupina s ortotickým vybavením s $p = 0,001$ (t-Test) zlepšila významně, zatímco se kontrolní skupina zhoršila. Při porovnání skupin se ukázalo zlepšení skupiny s ortotickým vybavením jako významné (Mann-Whitney-Test; $p < 0,001$, resp. $p = 0,001$).

Při ZCQ u skupiny s ortotickým vybavením jeho hodnoty významně klesly (t-Test; $p = 0,002$), a tím se potvrdil pokles potíží. Naopak u skupiny kontrolní potíže vzrostly. Při porovnání sledovaných skupin vycházelo zlepšení skupiny s ortotickým vybavením významně (Mann-Whitney-Test; $p = 0,001$).

Při vyhodnocení ODI u skupiny s ortotickým vybavením výsledek významně vzrostl na rozdíl od skupiny kontrolní (t-Test; $p = 0,023$). Při porovnání sledovaných skupin byly změny

větší u skupiny s ortotickým vybavením než u skupiny kontrolní (Mann-Whitney-Test; $p = 0,009$, resp. $p = 0,001$).

Při vyhodnocení VAS v klidu bylo zaznamenáno významné zlepšení u skupiny s ortotickým vybavením oproti skupině kontrolní (Wilcoxon-Test; $p = 0,041$). Při porovnání skupin bylo zlepšení skupiny s ortotickým vybavením významně vyšší než u skupiny kontrolní (Mann-Whitney-Test; $p = 0,007$, resp. $p = 0,008$). Při vyhodnocení VAS v zatížení dosáhla skupina s ortotickým vybavením významného absolutního zlepšení (Wilcoxon-Test; $p = 0,011$). Zlepšení při porovnání sledovaných skupin bylo rovněž signifikantní (Mann-Whitney-Test; $p = 0,012$, resp. $p = 0,013$).

Závěr

Výsledky studie ukázaly výrazné zlepšení pohyblivosti, snížení bolesti a ovlivnění kvality života u pacientů s ortotickým vybavením. Dynamickou ortézu Dyneva je tedy možno doporučit jako součást konzervativní terapie pacientů s chronickými bolestmi zad. Díky použití ortotického vybavení se významně snižuje bolest, která provází strukturální i funkční poruchy. Bolest vyvolává následné kompenzační pohyby a kompenzační držení těla. Následuje omezení aktivity a možnosti pohybové terapie. Tento proces můžeme zastavit díky dynamické ortéze Dyneva, jež je funkční hlavně během pohybu, který se u pacientů velmi rychle navrácí.

Seznam literatury:

1. BEDNAŘÍK, J., KADAŇKA, Z. Vertebrogení neurologické syndromy. Praha, Triton, 2000.
2. KASÍK, J. Vertebrogení kořenové syndromy: diagnostika a léčba. Praha, Grada Publishing, 2002.
3. KOLÁŘ, P. Rehabilitace v klinické praxi. Praha, Galén, 2009.
4. ROKYTA, R., KRŠIAK, M., KOZÁK, J. Bolest: monografie algeziologie. Praha, Tigris, 2006.
5. ROKYTA, R. Bolest a jak s ní zacházet: učebnice pro nelékařské zdravotnické obory. Praha, Grada, 2009.
6. SCHNAKE, C., J., SEEGER, A. Gezielte Therapie lumbaler Spinalkanalstenosen mit einer Wirbelsäulenorthese. Orthopädie Technik. 2019, Januar, 14-17.

Seznam obrázků:

1. Patologické přetěžování bederní části páteře
Zdroj: Ottobock SE & Co. KGaA
2. Funkce dynamické ortézy Dyneva
Zdroj: Ottobock SE & Co. KGaA
3. Dynamická ortéza Dyneva
Zdroj: Vlastní

Využití ortéz v léčbě poranění Achillovy šlachy (2. část)

Porovnání různých metod imobilizace při doléčení ruptury Achillovy šlachy

Ing. Attila Vajo

NZZ Medicpro, Zoltána Fábryho 20, Veľké Kapušany, Slovensko

Abstrakt

Cíl: Cílem tohoto příspěvku je porovnání odlišných metod imobilizace u dvou pacientů během léčby ruptury Achillovy šlachy. Oba pacienti byli primárně ošetřeni chirurgicky. Jeden pacient byl doléčený ortézou, druhý pacient jen za pomoci sádrové fixace. Cílem příspěvku je usnadnit přehled o výhodách a nevýhodách využití ortéz nebo sádry jako fixační metody ve stadiu doléčení a období rehabilitace. Cílem je také popsat celkové závěry z 1. (časopis Ortopedická protetika č. 21) a 2. části publikace.

Metodika: Srovnání dvou kazuistik, studium odborné literatury, porovnání závěrů.

Úvod

V současné době sledujeme častější využití fixačních ortéz pro doléčení ruptur než aplikaci sádrové fixace. Tento příspěvek obsahuje případ pacienta po ruptuře Achillovy šlachy s následným doléčením pomocí rigidní AFO ortézy s nastavitelným rozsahem pohybu. Tento případ je pak porovnán s pacientem, který po celou dobu doléčení měl nasazenou jen sádrovou fixaci. Pro správné doléčení ruptury Achillovy šlachy je nutné postupné a kontrolované protahování šlachy.

Obecná část

Historie

Šlacha paty, která dostala i své jméno

Tato šlacha dostala své jméno podle řeckého hrdiny Achilla z eposu Ilias od antického spisovatele Homéra. Matka Achilla ponořila do svaté řeky Styx, aby ho chránila před nepřáteli, avšak jeho pata, za kterou ho držela, zůstala neponořená. Během trojské války hrdinu Achilla zasáhl do paty otrávený šíp a zemřel. Písemná zmínka používající už termín „Achillova šlacha“ se nachází v práci Corporis Humani Anatomia, kterou zveřejnil v roce 1693 holandský anatom Philip Verheyen. [50]



Obr. 1: Calcaneal (Achilles) tendon

Terapie po ruptuře vazů a šlach obecně

Terapie spočívá v obnovení kontinuity vazů, což je zpravidla možné pouze chirurgickou rekonstrukcí. Úkolem sešití vazů je především přesná adaptace konců vazů vstřebatelným materiálem. Po výkonu je nutné znehybnění. Méně vhodné je znehybnění DK bez operace na dobu 6 týdnů. Nutno počítat s možností následné nestability kloubu, statických stabilizátorů. Vhodnou možností pooperační péče je aplikace ortézy s nastavitelným kloubem. [53]

Mezi nevýhody ortézoterapie Metz et al., 2008 ve své studii uvádí plísňové infekce, puchýře a otlaky. Naopak Gillian Jackson et al., 2013 neměli takové zkušenosti a upozorňují na důležitost edukace pacientů o správném používání ortézy. [25]

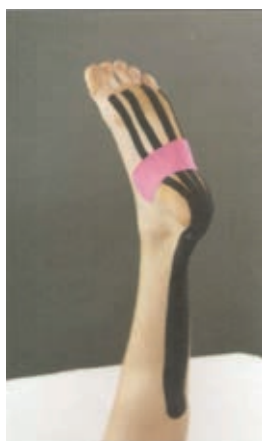
Imobilizace obecně

Imobilizace části skeletu slouží především k odstranění bolesti vyskytující se podle míry zatížení funkčních struktur. Možnosti fixace: elastické obinadlo, tejpovací páska, sádrová dlaha nebo ortéza. Elastické obinadlo zajišťuje pouze mírnou imobilizaci. Tejpování cíleně

omezuje patologickou hybnost, hlavně iritaci mechanoreceptorů kůže a zlepšením propriocepce v okolí kloubu. Je indikováno zvláště pro zachování zbytkové hybnosti, urychlení hojení lehčích zranění kloubů a vazů. Imobilizace sádrou umožňuje vyřazení patologické hybnosti a fixaci skeletu v požadovaném postavení.

Kinesiotaping

Na počátku sedmdesátých let 20. století japonský chiropraktik Dr. Kenzo Kase začal vyvíjet speciální tape a současně s ním i novou metodiku, jehož struktura a elasticita je velmi blízká lidské kůži. První velkou sportovní akcí, kde byl kinesiotape použit, byly Letní olympijské hry v jihokorejském Soulu v roce 1988. [29]



Obr. 2: Kombinace korekčních technik s kotvou pro Achillovu šlachu

Kinesiotaping je fixační metoda, kde se jedná o aplikaci elastických pásků přímo na odmaštěnou kůži. Mají velmi dobrou přilnavost a jejich elasticita je srovnatelná s elasticitou kůže, což funguje jako podpora svalů, aniž by byl omezen pohyb. Důležitá je správná aplikační technika, aby se dosáhlo aktivace reflexní odpovědi organismu s cílem odstranit patologické změny a takto umožnit pohybovému aparátu návrat k funkčnímu stavu. Hlavní přednosti kinesiotepingu jsou zlepšení funkce svalů s možností facilitace i relaxace, podpora funkce kloubů, ochrana proti omezení cirkulace, redukce otoku, zánětu, především však redukce bolesti, často i díky aktivaci endogenního analgetického systému. [51]

Uzavřená ruptura Achillovy šlachy

Uzavřená ruptura Achillovy šlachy (AŠ) vzniká na základě její degenerace. K poranění dochází při intenzivní kontrakci tricepsu u odrazů a startů při běhu apod. K tomuto zranění může dojít i u tzv. rekreačních sportovců ve věku 40–50 let. [51]

Ruptura AŠ vzniká nejčastěji 2–5 cm nad úponem šlachy u mužů ve středním věku. Typickými sporty jsou tenis, squash, kopaná, basketbal a volejbal. [30]

Chytrý et al., 1980 uvádí, že k ruptuře AŠ, ať už částečné nebo úplné, může dojít prostřednictvím nepřímého traumatu typu push-off s uzamčeným kolenem při zátěži nebo při sprintu, pokud nastane nečekaná a nucená dorziflexe nohy. To je doprovázeno náhlým nástupem bolesti. Celkové prasknutí šlachy se prezentuje intenzivní bolestí připomínající kopnutí do šlachy. Poté se bolest zmenšuje. Funkce nohy pro vykonání plantární flexe je narušená, pacient není schopen se postavit na špičky. [2]

Incidence a nárůst ruptur Achillovy šlachy

Slovenská republika

Autoři El'ko a Mrug, 2000, ve své publikaci uvádí zřetelný nárůst ruptur a jiných poranění AŠ u sportovně aktivních osob ve středním a vyšším věku. Také sledují Achillovu šlachu jako šlachu lidského těla, kterou jako první postihují významné degenerativní změny. [16]

Česká republika

Statistika z roku 2013 uvádí zvýšení počtu ruptur v posledních deseti letech z 2 na 12 na 100.000 obyvatel. [27]

Švédsko

Huttunen et al. sledují meziroční nárůst ruptur. Za rok 2012 uvádí incidenci u mužů 55,2 a u žen 14,7 na 100.000 obyvatel. [24]

Kanada

Meulenkamp et al., ve své práci publikované 23. 12. 2018, uvádí 40 ruptur na 100.000 obyvatel s rostoucí roční incidencí u každé věkové skupiny populace.

Způsoby léčby poranění Achillovy šlachy

Do 20. let minulého století bylo léčení výlučně konzervativní záležitostí. Používaly se sádrové fixace a různé bandáže. Od 20. let se začala ve stále

širší míře prosazovat otevřená sutura přetržené šlachy. Zastánci konzervativní terapie argumentují nižšími náklady na léčení, odstraněním rizika anestézie a operačního výkonu i kratší dobou pracovní neschopnosti, která trvá průměrně 9 týdnů u konzervativně léčených ve srovnání s 13 týdny u operovaných. Výsledek léčení, objektivizovaný dynamometrickým vyšetřením, je srovnatelný. [14]

Konzervativní léčba a následná imobilizace

Neoperační léčba se indikuje pro sportovně neaktivní pacienty, u starších pacientů a kde je všeobecná kontraindikace (diabetes mellitus, kuřáci, pacienti s poruchou prokrvení atd.). Začíná se s imobilizací nohy v sádře v plantární flexi po dobu 1–2 týdnů. Následuje buď opakované sádrování se snížením plantární flexe. Vhodnější je ortéza, kde je možné postupně měnit plantární flexi. Celková doba imobilizace je 6 týdnů. [51]

U zastaralých ruptur AŠ dochází k insuficienci m. triceps surae z prodloužení šlachy. Projeví se to poruchou biomechaniky chůze, postižená je zejména odrazová fáze kroku. Může se také vyvinout obtížně léčitelná varianta deformity nohy, pes calcaneus. [13]



Obr. 3: Ilustrační foto – Jak dlouho se bude hojit vaše zranění?

Chirurgická léčba a imobilizace sádrou

Po operačním výkonu je přiložena vysoká sádrová fixace z posteriorní strany DK, která je nastavená v plantární flexi nohy a semiflexi kolenního kloubu. Je ponechána po dobu tří týdnů, po této době dochází ke změně v sádrové fixaci, která se zkrátí pod koleno a sníží se plantární flexe hlezna.

Celková doba imobilizace se pohybuje kolem 6–8 týdnů. Po sejmutí sádrové fixace je nezbytná cílená rehabilitační léčba včetně fyzikálních procedur a vodoléčby. I po sejmutí sádrové fixace chodí zraněný o dvou berlích po dobu 3 měsíců od operace a stále zraněnou nohu odlehčuje. [19]

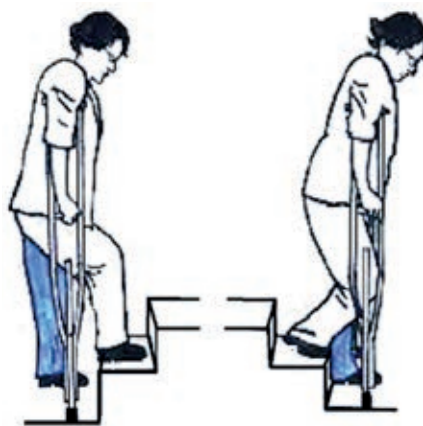
Škodlivé následky imobilizace popisuje Lippertová. V roce 2005 ve své publikaci uvádí, že při svalové atrofii rychle dochází k redukci objemu svalstva, která činí po 4 týdnech 10–60 %. Svalový deficit, který se klinicky manifestuje zejména zmenšeným objemem končetin, vzniká především v oblasti extenzorů, flexory jsou postiženy méně často. [32]

Správný postup chůze s berlemi

Chůze s pomocí dvou berlí je třídobá s fingovaným krokem, kdy se chodidlo pokládá na zem, odvíjí se z paty na špičku, ale nezatěžuje se. První jdou berle, potom operovaná DK a zdravá DK.

Postup chůze do schodů: zdravá DK, operovaná DK, berle.

Postup chůze ze schodů: berle, operovaná DK, zdravá DK. [51]



Obr. 4: Chůze s berlemi

Imobilizace v době léčby ruptury AŠ

Podle dochovaného historického záznamu v roce 1736 lékař Jean Louis Petit začal poprvé léčení pacientů s rupturou AŠ. Pacientka ležela na břiše s flektovanými koleny s nohou v tzv. equinozním postavení. Obuv na noze byla připojena ke stehnu s kolíky pro udržení plantární flexe nohy. Fixace byla měněna po 8. a 15. dni, celkově trvala 22 dní a se zatěžováním se začalo o deset dní později. [50]

Praktická část

Porovnání fixačních metod

Na naše pracoviště byl přijat pacient A. M. k aplikaci AFO ortézy s možností nastavení úhlu v hlezenním kloubu po chirurgické rekonstrukci AŠ. Byla mu předepsána fixační ortéza hlezna a následně upravovaná v režimu navrženého terapeutického plánu podle Weisskirchner, 2014 concept DJO (30-20-10-0 stupňů po 14 dnech). Léčebné výsledky dosažené u pacienta A. M. byly srovnány s případem pacienta K. T., doléčeným po sutuře AŠ sádrouvou fixací. Po konzultaci s ošetřujícími lékaři traumatologického oddělení regionální NsP byli oba pacienti kontaktováni za účelem této práce, byli informováni a souhlasili se zpracováním jejich údajů.

Kazuistika č. 1

Osobní údaje: A. M., muž, nar. 1956. Dg. S 86.0
Popis: operační rána zhojena, bez bolesti, léky pravidelně neužívá, alergie neguje, nekouří. Zaměstnaný jako manažer, sportuje rekreačně (tenis).

Pacient absolvoval operační suturu AŠ na PDK a byla mu aplikována AFO ortéza s úpravou úhlu plantární flexe s terapeutickým plánem následovně:

1. začátek v plantární flexi 30° na 14 dnů,
2. snížení na 20° po dobu 14 dnů,
3. snížení na 10° po dobu 14 dnů,
4. snížení na 0° po dobu 14 dnů, ukončení.

Pacientovi 56 dnů po operaci byla ukončena léčba rigidní ortézou s nastavitelným rozsahem pohybu v hleznu. Poté byla předepsána vysoká elastická bandáž hlezenního kloubu se silikonovou podpatěnkou. Byla doporučena rehabilitace a po dobu tří měsíců nošení obuvi s vyšším podpatkem. Do dne zpracování této práce nám nebyla hlášena opětovná ruptura nebo jiné komplikace.

Kazuistika č. 2

Osobní údaje: K. T., muž, nar. 1967. Dg. S 86.0
Popis: operovaný v dětském věku, autonehoda v roce 1984 s mnohočetnými zlomeninami, alergie neguje, léky pravidelně neužívá, nekouří. Zaměstnaný jako řidič kamiónu, nesportuje. Pacient absolvoval suturu AŠ na LDK po kompletní ruptuře na oddělení miniinvazivní chirurgie regionální NsP a doléčený byl sádrouvou fixací po dobu 6 týdnů. Předepsány byly podpažní berle pro ulehčení chůze.

Harmonogram imobilizace sádrouvou dlahou:

1. nadkolenní sádrouvá fixace s plantární flexí nohy 30° na dobu 14 dnů,
2. sádrouvá fixace pod koleno s plantární flexí 15° na dobu 14 dnů,
3. sádrouvá fixace pod koleno s plantární flexí 0° na dobu 14 dnů, ukončení.

Po sejmutí sádrouvé dlahy následovala rehabilitace v délce 12 týdnů. Do dne zpracování této práce nebyla nám hlášena opětovná ruptura nebo jiné komplikace.

Závěr porovnání dvou kazuistik

Stanovení závěru z porovnání dvou kazuistik by nemělo dostatečnou výpovědní hodnotu. Výsledky však poskytly příležitost pro zjištění názorů pacientů (kteří byli doléčení jinak) i ošetřujících lékařů (kteří léčili jinak) a po osobních rozhovorech jsme pokračovali v sestavení „porovnávací tabulky“ pro konfrontaci charakteristických a funkčních vlastností dvou imobilizačních metod.

Porovnání sádrouvé dlahy a fixační ortézy

Posuzované byly následující parametry sádrouvé dlahy a AFO ortézy (dále jako fixace):

1. Dostupnost, 2. Náročnost zhotovení, 3. Začátek mobilizace, 4. Hygiena pacienta, 5. Hygiena fixace, 6. Bezpečnost chůze, 7. Ochrana přednoží, 8. Upravování úhlů, 9. Úprava rozměrů, 10. Poškození fixace, 11. Estetika a komfort, 12. Revize rány a pokožky, 13. Hmotnost fixace, 14. Přesnost vyhotovení

1. **Dostupnost.** Kdy dostane pacient fixaci? Sádrouvou fixaci je možné vyhotovit velmi jednoduše a rychle (na počkání). Vybavení s ortézou může být časově náročnější, avšak při včasné indikaci je aplikované v potřebném termínu.
2. **Náročnost zhotovení.** Jaké požadavky jsou kladeny na výrobu fixace? Vyhotovení sádrouvé dlahy neklade vysoké nároky na materiální vybavení a manuální zručnost personálu (sádrouvé obinadlo, gáza, obvaz, gumový podpatek). Je tedy ekonomicky a technicky nenáročná. Vybavení ortézou může klást vyšší nároky na technologie a finance v závislosti na konkrétním typu ortézy.

3. **Začátek mobilizace.** Kdy se zahajuje mobilizace nohy? Jedná se podle potřeby lékaře o umožnění kontrolované mobilizace kloubů nohy a hlezna, masáže pokožky, zlepšení krevního oběhu a žilního návratu za účelem profylaxe žilní trombózy. Sádrová fixace mobilizaci neumožňuje. Ortéza umožňuje.
4. **Hygiena pacienta.** Umožňuje fixace pravidelnou hygienu bérce a nohy? Sádrová fixace ji neumožňuje. Ortézu lze na krátkou dobu sundat a provést ošetření a hygienu nohy.
5. **Péče o fixaci.** Je možné čištění samotné fixace? Fixace se v průběhu nošení přirozeně znečišťuje. Sádrová dlaha se hůře čistí, voda způsobuje její destrukci. Naopak všechny části ortézy je možné očistit běžnými přípravky.
6. **Bezpečnost chůze.** Zabezpečuje fixace pacientovi dostatečnou stabilitu při chůzi? Standardní gumový podpatek sádrové dlahy má kontaktní plochu 42 cm² (6,5 x 6,5 cm), vyžaduje zvýšenou pozornost při chůzi. Možnou alternativu pro zvýšení bezpečnosti nabízí produkt Cellona Shoecast od firmy Lohmann-Rauscher, který má tvar podrážky s fixačními popruhy, avšak otázkou je jeho fungování při plantární flexi nohy. Ortézy jsou vybavené protiskluzovou podrážkou, mají kontaktní plochu okolo 360 cm².
7. **Ochrana přednoží.** Poskytuje fixace tepelnou a mechanickou ochranu? U standardní sádrové dlahy se nezhotovuje ochrana prstů. Ortézy poskytují tepelný komfort i mechanickou ochranu.
8. **Změna nastavení úhlu plantární flexe.** Umožňuje fixace změnu úhlu v hlezenním kloubu? Sádrová dlaha to neumožňuje, v případě potřeby je nutné sádro vyměnit za novou. Když léčba vyžaduje 3 změny nastavení úhlu, můžeme zpochybnit i tvrzení bodu č. 2 o ekonomické výhodnosti sádrové dlahy. Ortéza je přestavitelná, postačuje tedy pouze jedna ortéza po celou dobu léčby.
9. **Úprava rozměrů.** Je možná regulace obvodových parametrů? Změny parametrů

bérce a nohy mohou nastat z různých příčin (pooperační edém, svalová atrofie). Sádrová fixace není kvůli své rigiditě schopná se k větším změnám objemu tvarově přizpůsobit. Kdežto obvodově nastavitelná ortéza to umožňuje.

10. **Poškození fixace.** Může dojít k poškození fixace? Sádrová dlaha se dimenzuje podle anatomických parametrů pacienta na míru. Sádra je po vytvrdnutí tuhá a křehká kompozitní materiál. Při poddimenzování počtu vrstev sádrových obinadel se fixace může zlomit, při naddimenzování je zbytečně těžká. S poškozením ortézy jsme se při správném používání nestřetli, ani to publikace neuvádějí.
11. **Vzhled, komfort.** Vzhled a komfort jsou subjektivní parametry, avšak přikláníme se k názorům, že ortéza je o hodně estetičtější a komfortnější formou fixace než sádrová dlaha. Jako příklad ortéza typu VACOPed byla v roce 2011 hodnocena cenou společnosti Reddot – Product Design Award 2011.



Obr. 5: VACOPed/Leg orthosis



Obr. 6: Ocenění iF DESIGN AWARD

Funkční hlediska	Sádra			Fixační ortéza		
	+ pozitivita	- negativa	= shoda	+ pozitivita	- negativa	= shoda
Dostupnost	Stálá				Individuální	
Náročnost zhotovení	Nenáročné				Náročnější	
Začátek mobilizace		Ne		Ano		
Hygiena pacienta		Ne		Ano		
Péče o fixaci		Obtížná		Snadná		
Bezpečnost při chůzi		Menší		Vyšší		
Ochrana přednoží		Ne		Ano		
Změna nastavení úhlů		Ne		Ano		
Úprava rozměrů		Ne		Ano		
Poškození fixace		Může se stát		Nejsou hlášena		
Estetika, komfort		Nižší		Vyšší		
Revize rány			Stejná			Stejná
Hmotnost fixace			cca 1500 g			cca 1500 g
Přesnost zhotovení			Stejná			Stejná

Tab. 1: Porovnání funkčních a charakteristických vlastností fixace

12. Revize rány. Umožňuje fixace kontrolu pokožky a pooperační rány? Obě fixace (u sádrové dlaha podle typu provedení) dávají možnost kontinuální kontroly pooperační rány.

13. Hmotnost fixace. Sádrová dlaha podkolenní u dospělého člověka váží okolo 1500 g a stehenní 3500 g. Ortézy váží okolo 1500 g.

14. Přesnost zhotovení. Sádrová dlaha se zhotovuje na míru, je tedy přesná (aspoň ve stadiu vyhotovení), ortéza je přesná i snadno nastavitelná podle potřeby. Oba typy fixace jsou z hlediska přesnosti bez významného rozdílu.

Shrnutí výhod a nevýhod

Výhody sádrové fixace

Sádrová dlaha se zhotovuje jednoduše, rychle a přesně. Zhotovení je nenáročné na technické a materiálové vybavení kliniky. Ekonomická náročnost je otázkou a záleží na celkovém počtu fixací, které je potřeba vyhotovit.

Nevýhody sádrové fixace

Nevýhodou je kontinuální fixace, která způsobuje výraznou atrofii svalstva a ztuhlost kloubů. Rigidita sádry nerespektuje změny anatomických parametrů, způsobuje nepohodlí a znemožňuje pravidelnou hygienu.

Výhody fixační ortézy

Za největší výhodu použití ortézy považují možnost pružného zahájení rehabilitace a plynulou variabilitu změny úhlů v hlezenním kloubu podle doporučení ošetřujícího lékaře. Poskytuje vyšší komfort, hygienu a bezpečnost pacientovi.

Nevýhody fixační ortézy

Zhotovení fixační ortézy je náročnější na materiálové a technologické vybavení na straně výrobců. Další nevýhodou může být dostupnost ortézy v závislosti od logistiky jednotlivých klinik.

Výsledky porovnávání

Po srovnání dvou způsobů imobilizace jsem došel k závěru, že fixační ortéza hlezna má více výhod než sádrová fixace. Mezi nejdůležitější patří dřívější zahájení rehabilitace, komfort, hygiena a bezpečnost.

Použití sádrové fixace má nadále své výhody a opodstatnění.

Celkové závěry publikace (1. a 2. část)

První část této publikace **Využití ortéz v léčbě poranění Achillovy šlachy** obsahuje odborný časopis Ortopedická protetika FOPTO č. 21 z května 2018 a předpokládám, že se stala vašim oblíbeným nočním čtením.

Rozhodující faktory úspěšnosti léčby

O úspěšnosti léčby nerozhoduje druh prvotního ošetření ruptury AŠ, chirurgická nebo konzervativní metoda. **O úspěšnosti rozhoduje management rehabilitace.** V publikaci Twaddle a Poon, 2007, uvádí, že **načasování mobilizace** může být nejdůležitějším faktorem při optimalizaci výsledků léčby ruptury AŠ a samotná operace nedělá ve výsledku léčby významný rozdíl. [50] Další terapeutický program: **kontrolované včasné zatížení** – early weight-bearing doporučuje Weisskirchner, 2014, s odvoláním se na pozitivní výsledky léčby ruptury AŠ ve většině nemocnic ve Skandinávii. [50] V rámci léčby tendinopatie AŠ doporučují **excentrické cvičení** Alfredon et al., 1998; Alfredon a Lorentzon, 2000; Ohberg a Alfredson, 2004; Herrington a McCulloch, 2007. [2] **Význam pooperační imobilizace** spočívá v dosažení jistoty správného polohování nohy a v prevenci před dalším poraněním šlachy.

Druh fixace (sádra, obuv, ortéza) nemá podstatný vliv na celkovou úspěšnost léčby, avšak pozitivní vlastnosti fixační ortézy ji předurčují k této aplikaci.

Společná pravidla nezávislá na typu fixace – po primárním ošetření AŠ musí být fixovaná noha v plantární flexi nejprve okolo 30°. Tento úhel má být postupně snižován na 0°. Doba imobilizace se pohybuje mezi 6 až 8 týdny.

Nejdůležitějším parametrem pro posouzení úspěšnosti léčby by se měl stát parametr kvality a kvantity výkonů po návratu pacienta k běžným aktivitám.

Doporučení

Do dnešního dne neexistuje uspokojivá odpověď na otázku: Jaké jsou přesné mechanismy vedoucí k degradaci AŠ a proč se neustále zvyšuje počet ruptur?

Je možné, že AŠ jako tkáňový útvar ještě není zcela evolučně adaptována vůči nárokům kladeným k bipedální lokomoci člověka a ke známým oblastem locus minoris resistentiae, lékaři přiřadí i úsek mezi 2–5 cm od úponové části šlachy. To však stále neposkytuje odpověď na výše položenou otázku. Dále přetřnutá AŠ vyžaduje imobilizaci, přičemž všechny útvary nervosvalového systému, když jsou znehybněné, postupně atrofují. Tyto struktury vyžadují co nejdříve zahájení mobilizace. Tyto požadavky si vzájemně konfrontují. Zřejmě budou potřebné další studie pro porozumění interakce mezi imobilizací a načasováním mobilizace pro vytvoření scénáře optimálního rehabilitačního programu.

Seznam literatury:

1. ATKINS, E., KERR, J., GOODLAD, E. Musculoskeletal Medicine. 4. vyd. Edinburg: ELSEVIER, 2016. ISBN 978-0-7020-5736-6.
2. 13. DUNGL, P. a kol. Ortopedie. 1. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-0550-8.
3. 14. DUNGL, P. Ortopedie a traumatologie nohy. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1989.
4. 16. ELKO, M., MRUG, L. Ako ďalej v liečbe Achillovej šľachy. Úrazová chirurgia, 2000, roč. 8, č. 1, s. 37–41. ISSN 1211-7080.
5. 19. HNÁTOVÁ, I., PAVLŮ, D. Rehabilitace pacienta s rupturou Achillovy šlachy. Rehabilitácia, 2011, roč. 48, č. 2, s. 67–77. ISSN 0375-0922.
6. HUTTUNEN, TT., KANNUS, P., ROLF, C., FELLÄNDER-TSAI, L., MATTILA, VM. Acute achilles tendon ruptures: incidence of injury and surgery in Sweden between 2001 and 2012. [online]. 2014, [cit. 2016-06-16]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25056989>
7. JACKSON, G., SINCLAIR, F. V., MCLAUGHLIN, CH., BARRIE, J. Outcomes of Functional Weight-bearing Rehabilitation of Achilles Tendon Ruptures [online], 2013, [cit. 2016-06-16]. Dostupné z: <http://www.healio.com/orthopedics/journals/ortho/2013-8-36-8/%7B832da6a7-3f31-4871-b0d5-5eab0325731b%7D/outcomes-of-functional-weight-bearing-rehabilitation-of-achilles-tendon-ruptures>
8. JANDACKA, D., ZAHRADNIK, D., FOLDYNA, K., HAMILL, J. Running biomechanics in a long-term monitored recreational athlete with a history of Achilles tendon rupture. [online]. 2013, [cit. 2016-06-16] Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1136/bcr-2012-007370>

9. KOBROVÁ, J., VÁLKA, R. Terapeutické využití kinesio tapu. 1. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4294-6.
10. KOLÁŘ, P. a kol. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2010. ISBN 978-80-7262-657-1.
11. LIPPERTOVÁ-GRÜNNEROVÁ, M. Neurorehabilitace. 1. vyd. Praha: Galén, 2005. ISBN 80-7262-317-6.
12. WEISSKIRCHNER, B. K. Achilles tendon rupture; Assessment of nonoperative treatment. [online]. 2014, [cit. 2016-06-16]. Dostupné z: http://www.danmedj.dk/portal/pls/portal/!PORTAL.wwpob_page.show?_docname=10547073.PDF
13. WENDSCHE, P., VESELÝ, R. Traumatologie. 1. vyd. Praha: Galén, 2015. ISBN 978-80-7492-211-4.
14. ZEMAN, M., KRŠKA, Z. et al. Speciální chirurgie. 3. vyd. Praha: Galén, 2014. ISBN 978-80-7492-128-5.

Seznam obrázků:

1. Calcaneal (Achilles) tendon. Zdroj: https://en.wikipedia.org/wiki/Achilles_tendon
2. Kombinace korekčních technik s kotvou pro Achillovu šlachu. Zdroj: KOBROVÁ, J., VÁLKA, R. Terapeutické využití kinesio tapu. 1. vyd. Praha: Grada, 2012. ISBN 978-80-247-4294-6
3. Ilustrační foto – Jak dlouho se bude hojit vaše zranění? Zdroj: <https://www.prozeny.cz/clanek/jak-dlouho-se-bude-hojit-vase-zraneni-51079>
4. Chůze s berlemi. Zdroj: https://www.kr-vysocina.cz/assets/File.ashx?id_org=450008&id_dokumenty=4089118
5. VACOPed/Leg orthosis. Zdroj: <https://ifworlddesignguide.com/entry/66952-vacoped>
6. Ocenění iF DESIGN AWARD. Zdroj: <https://ifworlddesignguide.com/entry/66952-vacoped>

Seznam tabulek:

1. Porovnání funkčních a charakteristických vlastností fixace

Inzerce



PROTETICKÉ CENTRUM
s.r.o.
nestátní zdravotnické zařízení

VÝROBA, APLIKACE A OPRAVY ORTOPEDICKO-PROTETICKÝCH POMŮCEK

- Protézy horních a dolních končetin
- Končetinové ortézy
- Trupové ortézy
- Ortopedické vložky
- Ortopedická obuv šitá na míru
- Dětská ortopedická obuv
- Diabetická obuv a péče o diabetickou nohu
- Bionický program
- Skenování pomocí 3D technologie
- CAD CAM systém technologií
- Poradenská a odborná činnost

Provozovny

Staré Město
Huštěnovská 164

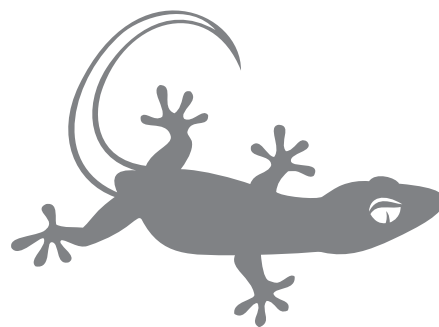
Brno
Václavská 15

Hradec Králové
Bieblova 38/2



+420 603 259 302 +420 572 561 180

@ales.miklica@tiscali.cz www.maprotetika.cz



*Výroba individuálních protéz,
ortéz a ortopedických vložek.*



PSP – Protetika Sýkora Praha
Pod novým lesem 56, 162 00 Praha 6
Mob.: +420 603 996 987
www.protetika-sykora.cz

Patologické postavení a špatné zatížení chodidla a jeho korekce prostřednictvím ortopedických pomůcek

H. Böhm, C. U. Dussa

Orthopädische Kinderklinik Aschau, Behandlungszentrum Aschau GmbH,
Bernauer Str. 18, Aschau im Chiemgau, Německo

V tomto článku jsou na základě deformit – ploché nohy, vbočené nohy a svislé nohy – popisována patologická postavení nohy a s tím spojená zatížení a funkční omezení. Plochá noha nevytvoří při provádění otisku nohy stabilní páku – pro kompenzaci je zapotřebí větší aktivita svalstva, což může vést k většímu zatížení svalů, a tím i k bolestem. Oproti tomu při recidivující vbočené noze je omezena schopnost flexibilního přizpůsobení nohy na nerovnostech – to zvyšuje riziko podvrtnutí nohy. Svislá noha zase vede k menší opěrné ploše chodidla, a tím i k nestabilnímu vzorci chůze a většímu zatížení středonoží. Článek představuje ortopedické pomůcky k terapii ploché, vbočené a svislé nohy a vysvětluje jejich indikaci a účinek.

Klíčová slova: plochá noha, vbočená noha, svislá noha, analýza chůze, zatížení, ortézy

Úvod

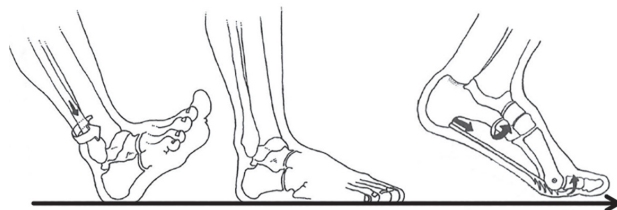
Deformity nohy představují heterogenní skupinu vrozených nebo získaných onemocnění, která jsou klasifikována podle jejich klinického obrazu. Plochá noha, idiopatická vbočená noha a idiopatická svislá noha s chůzí po špičkách jsou nejznámějšími deformitami v dětském věku. Přitom se odchylky

ploché nohy a vbočené nohy projevují v důsledku kardanového mechanismu v hlezenním kloubu právě opačně [1]. To objasňuje reprezentativním způsobem rozdílnou biomechaniku obou těchto patologických postavení nohy a jejich důsledky. Plochá noha je nejčastěji charakterizována zploštělou podélnou klenbou, valgozitou zadonoží a abdukováným a supinovaným přednožím (obr. 1). Vbočená noha vykazuje oproti tomu většinou vysokou nožní klenbu, invertované zadonoží a addukované a pronované přednoží. Dodatečný dílčí komponent ploché a vbočené nohy se může vyznačovat svislým postavením a má v tomto případě pro zatížení chodidla zvláštní význam. V tomto článku jsou proto vysvětlena patologická

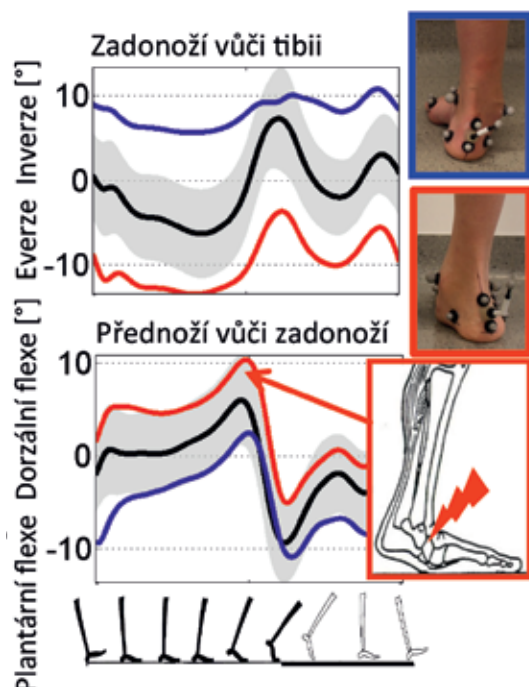


Obr. 1: Patologie nohy – plochá noha, vbočená noha a svislá noha. Pro analýzu pohybu nohy byly při chůzi pohmatem určeny anatomicky významné rysy reflektujícími markerovými body.

1. Tlumení rázů 2. Stabilní opěra 3. Stabilní páka pro dopředný pohyb



Obr. 2: Tři hlavní funkce nohy ve stejné fázi při chůzi

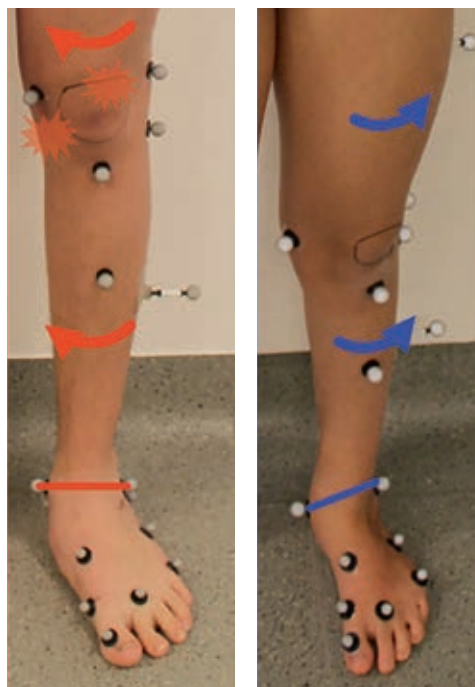


Obr. 3: Zprůměrované hodnoty pohybu zadonoží vůči tibii ve frontální rovině a přednoží vůči zadonoží v sagitální rovině ze 72 dekompenzovaných plochých nohou (červeně) a 63 vbočených nohou (modře) ve věku 10–17 let. Skupina 52 normálně vyvinutých nohou je pro porovnání černě, na šedivé oblasti jednoduché standardní odchylky.

postavení a s tím spojená špatná zatížení při ploché, vbočené a svislé noze a jsou představeny odpovídající ortopedické pomůcky, které mají pomoci zmenšit deformitu za účelem zredukování špatného zatížení a zlepšení funkce.

Normální funkce nohy

Protože funkce a zatížení nohy jsou úzce spojené s postavením nohy, je nejdříve vysvětlena normální funkce nohy a odpovídající pohyb nohy při chůzi. Během chůze má noha za úkol při počátečním kontaktu s podložkou utlumit ráz a ve stojné fázi se přizpůsobit nerovnostem podložky, aby byla zajištěna bezpečná dosedací plocha. Při následném odrazu by chodidlo mělo vytvořit stabilní páku, aby se efektivně využilo lýtkové svalstvo k pohybu vpřed [2]. Tyto tři funkce jsou znázorněny na obr. 2. Aby tyto protichůdné funkce dosáhly flexibilního přizpůsobení a stabilního přenosu sil, sestává chodidlo z komplexního systému 28 kůstek, 33 kloubů a 112 vazů, které jsou kontrolovány 34 svaly [2]. Při utlumení rázů a přenesení zátěže se zadonoží



Obr. 4: Kardanová mechanika vede při zatížené ploché noze vlevo k vnitřní rotaci maleolární osy, u vbočené nohy je výsledkem zevní rotace. Při chůzi je noha postavena zpravidla ve směru do místnosti a osa kolena směřuje u plochých nohou dovnitř a u vbočených nohou ven.

pohybuje v subtalární everzi (valgus), přednoží abdukuje a pronuje a maleolární osa směřuje dovnitř. Everze v zadonoží vede k paralelnímu postavení talonavikulární a kalkaneokuboidní osy ve středonoží, a tím k větší mobilitě, která umožňuje ve střední stojné fázi přizpůsobení k nerovným povrchům [2, 3]. Při odrazu nohy zase přechází noha do supinace, zadonoží se pohybuje do subtalární inverze (varus), přednoží addukuje a supinuje a maleolární osa rotuje ven. Inverze vede k tomu, že se talonavikulární a kalkaneokuboidní osy ve středonoží zkrátí – vznikne stabilní středonoží pro odraz nohy [3]. Navíc se vlivem extenze prstů při odtlačení nohy napne plantární fascie, a tím se stabilizuje podélná klenba.

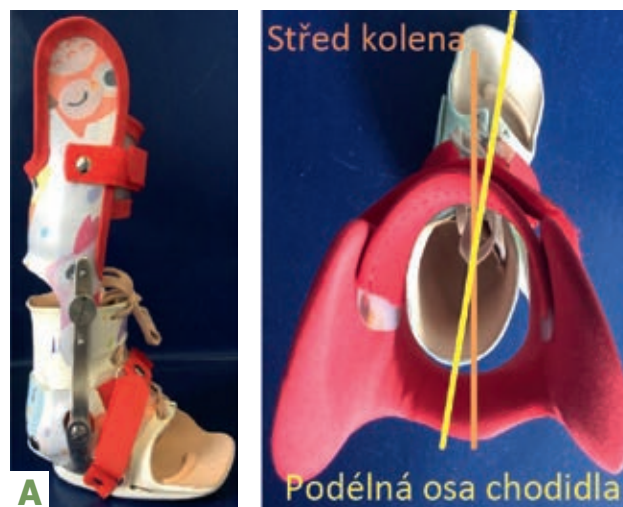
Narušená funkce při ploché noze a vbočené noze a důsledky

Výše popisované funkce jsou u dekompenzovaných plochých nohou a recidivujících vbočených nohou narušené. Poněvadž se jedná o komplexní deformity



Obr. 5: Nahoře idiopatická svislá noha s rozšířeným přednožím pro zvětšení opěrné plochy jako přizpůsobení k přetížení přednoží při chůzi; dole laterální rentgenový snímek prolomené neurogenní svislé nohy jako důsledek nadměrného zatěžování v nártu

v sagitální, frontální a transversální rovině, pomáhá tyto deformity nohy při chůzi diagnostikovat analýza chodidla ve třech rovinách [4]. Na obr. 3 se u plochých a vbočených nohou porovnává vzájemně mezi sebou pohyb zadonoží ve frontální rovině. U ploché nohy se projevuje nadměrná everze zadonoží a u dekompenzovaných nohou již nedosahuje při odrazu nohy inverzního postavení. Tím nedojde, jak je popsáno výše, k zablokování os, takže se u ploché nohy při odrazu nevytvoří stabilní páka. Je-li tato funkce značně narušená, pacient si často stěžuje na symptomy jako např. rychlá únava nohy, bolesti a omezení při sportu. I když takové



Obr. 6: Bércové ortézy, které umožňují korekční působení ve třech rovinách: a) Konstrukce s odnímatelnou horní částí (Pohlig GmbH Traunstein); b) a c) Konstrukce dle Göttinger Orthopädietechnik GmbH Zornedig; c) Noční polohovací dlahy se stehenní objímkou, v koleni ohnuté na 30°, aby se zejména při těžce deformovaných vbočených nohách vyvinula ještě lepší páka na stehno pro zevní rotaci nohy.

nohy nejsou v dětském věku pokaždé bolestivé, mohou se vlivem chronické deformace s přibývajícím věkem a tělesnou hmotností vyvinout fixované deformity [5].

U recidivující vbočené nohy se oproti tomu pozná trvalá inverze prostřednictvím stojné a švihové fáze. Sice se může vytvořit stabilní páka pro odraz nohy, oproti tomu je everze v zadonoží, kterou potřebuje flexibilní chodidlo pro přizpůsobení se nerovnostem, omezená. Pacienti s vbočenými nohama si proto stěžují na zvýšené riziko podvrtnutí, obzvláště při běhu. Pokud se to stává častěji, může dojít k chronické nestabilitě

zevních vazů, což nutně vede k poškození chrupavky a poté k artróze v hlezenním kloubu.

Kromě uvedeného důsledku patologických postavení nohy v sagitální a frontální rovině způsobuje kardanová mechanika nožních kloubů při zatíženém chodidlu rotaci maleolární osy v transverzální rovině. U ploché nohy se jedná o nadměrnou vnitřní rotaci, u vbočené nohy o zevní rotaci maleolární osy. S tím spojená vnitřní rotace dolní končetiny u plochých nohou je uváděna v souvislosti s laterální retropatelární bolestí a mediálním poškozením chrupavky u dospělých [6, 7]. U vbočené nohy oproti tomu vede k zevní rotaci dolní končetiny, jak je patrné na obr. 4. Pokud je autorům známo, souvislosti mezi vbočenou nohou a problémy s kolenem a kyčlí u dospělých nebyly dosud v literatuře popsány.

Špatné zatěžování při svislé noze a jeho důsledky

Svislá noha, která je při chůzi v kontaktu s podložkou jenom prsty, jak je znázorněno na obr. 5, vede k nadměrnému zatěžování středonoží [8]. V důsledku toho lze chodidlo přizpůsobit tomuto zatížení tím, že se rozšíří dosedací plocha, jak je ukázáno na obr. 5 na příkladu idiopatické svislé nohy. V nepříznivém případě může středonoží v sagitální rovině povolit, jak je působivě vidět u neurogenní svislé nohy na obr. 5. U těchto výrazných neurogenních svislých nohou se také hovoří o „prolomení“ chodidla [9, 10].

Vliv svislé nohy na proximální klouby sestává ze svislého postavení až 10° [11] při extenčním působení kolenního kloubu, které je nazýváno vazbou mezi plantární flexí a kolenní extenzí [12]. Při silně výrazné svislé noze nad 20° se páka nohy zmenšuje a extenční účinek na koleno se ztrácí. U pacientů se pak projevuje zvýšenou flexí kolena při chůzi [11]. Nadměrná flexe a také extenze kolena při chůzi má za následek nevhodné zatěžování kolenního kloubu, které může dlouhodobě způsobit problémy kolena. Při zvýšené flexi kolena dochází k femoropatelnímu přetěžování, především zvýšenému zatížení menisků a femorotibiální kloubní plochy.

Kromě zvýšeného zatížení ve středonoží je u svislé nohy snížena celková dosedací plocha při chůzi, jak je dobře rozeznat na obr. 5 vlivem rozložení plantárního tlaku. Dolní končetina je uprostřed stojné fáze vybalancována jen na jednom tlakovém bodu pod středem přednoží namísto dvou tlakových bodů pod patou a přednožím. To vede k nestabilitě při chůzi a stojí.

Ortotické vybavení při ploché noze

V normě ISO 8549-3 je formulováno 9 úkolů ortézy:

- předcházet patologickým postavením,
- redukovat patologická postavení,
- zabránit zhoršení patologického postavení,
- omezit pohyblivost kloubu,
- zlepšit pohyblivost kloubu,
- vyrovnat délku,
- kompenzovat slabá ochrnutí,
- kontrolovat spastická ochrnutí,
- zredukovat, resp. přerozdělit zatížení na tkáni.

Při ploché noze je úkolem ortézy zmírnit patologické postavení a v případě bolesti zredukovat špatná zatížení na bolavou tkáň. Při ortotické terapii ploché nohy se omezuje tento článek na pacienty s flexibilní plochou nohou. Ta se vyskytuje u většiny pacientů – pouze asi u 5 % pacientů se vyskytuje fixovaná deformita, např. tarzální koalice nebo vertikální talus, a tím jasná indikace k operativnímu vybavení [13, 14]. Kromě toho je pozorování omezeno na pacienty, kteří jsou starší 6 let, poněvadž se nožní klenba napřimuje v rámci přirozeného vývoje až do tohoto věku [15]. Ukázalo se, že špatné zatížení způsobené deformitou ploché nohy lze zredukovat prefabrikovanými vložkami [16]. To vysvětluje, proč v mnoha studiích bylo možné doložit snížení bolesti vložkami [17].

Dlouhodobého zlepšení postavení nohy po 2 letech nošení bylo dosaženo pomocí individuální skořepinové vložky vyrobené technikou Blake [18]. Tato skořepinová vložka je zkonstruovaná tak, aby invertovala zadonoží v subtalárním kloubu a pronovala přednoží podél podélné osy metatarzálního (Chopartova) kloubu [19]. Postavení nohy bylo kontrolováno pomocí běžného rentgenového snímku úhlu před léčbou a po ní. V jednom přehledovém článku bylo v několika

studiích potvrzeno, že individuálně vyrobená vybavení – analogicky k výše popisované studii – vykazovala lepší výsledky než prefabrikované vložky [20]. Existuje ale také randomizovaná řízená studie, ve které se nepodařilo prokázat žádné významné zlepšení mezi individuálně vyrobenými nebo prefabrikovanými vložkami a zdravou kontrolní skupinou celkem 160 dětí ve věku od 7 do 11 let [21]. Přitom ovšem byla použita jiná ortotická konstrukce s jinými materiálovými vlastnostmi v porovnání s předtím popisovanou studií a nebyla prováděna žádná rentgenová analýza, ale pouze klinická měření ploché nohy. Navíc byla doba nošení jen poloviční, takže je celkově rozlišováno více parametrů a výsledky nelze porovnávat s dříve zmiňovanou studií.

K tomuto závěru se dospělo také v aktuální literatuře zaměřené na prokázání účinnosti ortéz u plochých nohou [17]. Autoři vytýkají, že v literatuře neexistuje žádné jednoznačné kritérium pro rozsah deformity ploché nohy, ale že se k tomu používá „tisíce a tisíce“ různých vložek a ortéz nohy – při minimálním ospravedlněním výběru a s nedostatečným popisem rozměrů a materiálových vlastností.

V citovaných studiích [17] bylo použito mnoho diagnostických indikátorů, aby se prokázal efekt pomůcek. Klinicky to může být Jack test (zkouška extenze palce), prostý stoj na špičkách, zkrácení lýtkového svalstva nebo výška podélné klenby [22]. Ohledně rentgenového snímku se etabloval TMT index [23]; v dynamice při chůzi se používá takzvaný index klenby rozložení tlaků nebo trojrozměrná kinematická analýza chodidla [4]. Příklady vybavení je velké množství aktivních a pasivních vložek, včetně senzomotorických, které mohou být prefabrikované nebo individuálně vyrobené.

Po vyhodnocení příslušných studií lze souhrnem konstatovat, že existují důkazy pro to, že se ortopedickými vložkami u plochých nohou mohou zmenšit špatná zatížení, aby se zredukovalo zatížení tkáně, a tím i bolesti. Ohledně dlouhodobých korekčních účinků na deformity nohou existují rozporuplné výsledky, které lze ale vysvětlit různou ortotickou konstrukcí nebo rozdílnými veličinami měření pro zjištění úspěchu terapie.



Obr. 7: Vybavení vložkou při recidivě vbočené nohy; tříbodový podpůrný princip s addukčními laloky mediálně halluxu a báze 1. metatarsu pro zlepšení addukčního postavení přednoží

Ortotické vybavení při vbočené noze

Léčba vrozené vbočené nohy se obvykle provádí během prvních týdnů života v kojeneckém věku pomocí Ponsetiho metody [24, 25] – chodidla se u novorozence napravují pomocí redresních sádrových obvazů. Po čtyřech až pěti ošetřeních jsou nohy až na svislou nohu zkorigovány, poslední komponent lze korigovat perkutánní tenotomií Achillovy šlachy. Aby se zabránilo recidivě, musí se v prvních třech měsících ve dne v noci provádět léčba pomocí sádrových obvazů a potom až do čtvrtého roku života se nasazuje speciální abdukční dlaha pouze na noc. Přitom se podařilo prokázat recidivu compliance terapie s abdukční ortézou nohy [26].

Při nočním polohování v raném dětském věku je standardním vybavením Denis Brownova dlaha, kdy jsou obě chodidla v zevní rotaci spřažena pomocí tyče. Často však není u malých dětí dodržena compliance léčby s pevným spřažením nohou. Bylo by ji ale možné zvýšit, kdyby byly nohy přes noc drženy v zevní rotaci pomocí dvou bérceových ortéz [27, 28]. Další výhoda by spočívala v tom, že by bylo možné toto vybavení nosit také ve dne. Při jednostranné vbočené noze navíc existuje riziko vzniku ploché nohy u kontralaterální nohy po nošení Denis Brownovy dlahy [29]. U neurologických pacientů s výrazným addukčním postavením

přednoží by bylo při vybavení, které by nebylo sprážené pomocí tyče, zapotřebí opěrné ložisko v podobě stehenní objímky nastavené na flexi v koleně 30°, aby byly vytvořeny odpovídající torzní síly. Toto vybavení je potom možné samozřejmě používat jen pro noční polohování. Odpovídající ortézy pro vybavení u malých dětí po léčbě pomocí sádrového obinadla jsou znázorněny na obr. 6. Pokud existuje riziko recidivy po 4. roku života v dětském věku nebo dospívání, je ve většině případů zapotřebí operace [30].

Počet studií pro vybavení pomůckou při idiopatických adolescentních recidivujících vbočených nohou je podle rešerší autorů malá. Proto jsou dále ukázány příklady vybavení, která mohou při recidivách vbočené nohy po terapii v raném dětském věku pomoci zlepšit postavení chodidla při chůzi. Jak již bylo dříve popsáno, existuje v důsledku inverze zadonoží snížená stabilita ve stojné fázi a zvýšený tlak na vnějším okraji chodidla. Navíc vede addukce přednoží při chůzi ke stáčení špiček dovnitř, což má za následek zvýšené riziko zakopnutí a pádu. V případě mírně výrazné vbočené nohy s addukcí přednoží lze addukční nohu zkorigovat vložkou s integrovaným lalokem mediálně halluxu až po bázi 1. metatarsu. Jako opěrné ložisko slouží opora na laterální patě, jak je ukázáno na obr. 7. Existuje-li výrazná inverze zadonoží, která lze manuálně dobře korigovat redresním obvazem, lze addukci přednoží redukovat pomocí kruhové ortézy pro repozici kalkanea jako na obr. 8 a pomocí mediálně vytaženého laloku až k přednoží. Fyziologické = valgózní postavení se přitom nastaví pomocí rotace kalkanea při nasazování. Cíle vybavení při recidivujících vbočené noze jsou:

- snížit patologické zatížení chodidla,
- zvětšit kontaktní plochu chodidla,
- zabránit podvrtnutí chodidla.

Protože existuje jen málo odpovídajících studií, nelze ohledně dlouhodobého zlepšení deformity nohy pomocí ortéz u idiopatických vbočených nohou adolescentních pacientů vyvozovat žádné závěry.

Ohledně všech uváděných vybavení je nutno poznamenat, že vyobrazení pro lepší pochopení



Obr. 8: Ortéza pro repozici kalkanea dle Baise a Pohliga pro korekci vbočené nohy s mediální oporou; dopředu vyčnívající lalok navíc ovlivňuje korekci addukčního postavení přednoží.

sice ukazují konstrukci bez boty, ale že se jejich účinek plně rozvine až s botou. U konfekčních bot je důležitá podešev, pevný opatek a šněrování. Boty nemusí být bezpodmínečně velké, často je dostačující, když se vyjme z boty konfekční vložka, aby se vytvořilo potřebné místo pro ortézu.

Ortotické vybavení při svislé noze

Vložky se zvýšením paty jsou výhodné k tomu, aby se při chůzi po špičkách vytvořila větší dosedací plocha, snížil se tlak na přednoží a ohybová zatížení na středonoží. Jsou indikovány, když je u nohy patologické postavení kostí nebo chůze po špičkách bez zkráceného lýtkového svalstva. Příklady patologického postavení kostí jsou zploštělá hlavice talu, která se při vbočených nohách často vyskytuje [31], jakož i svislá noha¹. Chůze po špičkách může být způsobena také při pravidelné dorzální flexi v hlezenním kloubu zvětšeným flekčním postavením kolena a kyčle při chůzi. U pacientů se zkratem lýtkového svalstva může být oproti tomu zlepšeno postavení chodidla na špičkách pomocí bércových ortéz. Při chůzi s bércovými ortézami ukázala analýza několika studií, že u pacientů s mozkovou obrnou byla chůze po špičkách snížena v průměru o 1,6° [32]. Důležitější ale je, aby bylo možné dosáhnout také dlouhodobější korekce chůze naboso bez ortéz

¹Vorfußspitzfuß, syn. Spitzfuß – svislá noha
(viz <http://www.lexikon-orthopaedie.com/pdx.pl?dv=0&id=01826>)

progresivním natahováním s bércovými ortézami více než 6 hodin denně [33, 34]. Po 3 měsících nošení se zlepšil úhel stélky při počátečním kontaktu s podložkou od počátečního kontaktu špičky až po normální kontakt paty. Pozitivní efekty zde byly prokázány jak u dětí s idiopatickou chůzí po špičkách [33], tak i u dětí s mozkovou obrnou [34].

Závěr

Plochá noha vede k nestabilní páce při odrazu chodidla – to může vést k omezení funkce a k bolesti. Bolest lze zmírnit vložkami. U vbočených nohou existuje snížená schopnost přizpůsobení chodidla nerovným podkladům, a tím zvýšené nebezpečí podvrtnutí při chůzi a běhu. Kromě toho vede addukce přednoží ke zvýšenému nebezpečí klopýtnutí. Skořepinové vložky mohou sloužit k vyložení a rozložení hmotnosti a mírně zkorigovat addukci přednoží. Existuje-li navíc nebo také izolovaně svislá noha, působí při chůzi na středonoží vysoké síly. Při svislé noze, jejíž příčinou je patologické postavení kostí, může pomoci zvýšení paty. Je-li příčinou svalstvo, lze svislou nohu léčit bércovou ortézou.

Seznam literatury:

- Landauer F. Das untere Sprunggelenk im Laufe des Lebens. Orthopädie Schuhtechnik, 2012; 3: 18–23
- Michaud TC. Structural and functional anatomy of the foot and ankle. Foot orthoses and other forms of conservative foot care. Newton (MA): Thomas C. Michaud, 1997: 1–25
- Blackwood CB, Yuen TJ, Sangeorzan BJ, Ledoux WR. The midtarsal joint locking mechanism. Foot Ankle Int. 2005; 26 (12): 1074–1080.
- Böhm H, Hösl L, Döderlein L. Fußmodelle zur Analyse der Fußfunktion: Was ist bei der Anwendung zu beachten? Orthopädie Technik, 2015; 66 (12): 20–24
- Rose GK, Welton EA, Marshall T. The diagnosis of flat foot in the child. J Bone Joint Surg, 1985; (67-B): 71–78
- Wilson T. The measurement of patellar alignment in patellofemoral pain syndrome: are we confusing assumptions with evidence? Orthop Sports Phys Ther, 2007; 37: 330–341
- Gross KD, Felson DT, Niu J, Hunter DJ, Guermazi A, Roemer FW, Dufour AB, Gensure RH, Hannan MT. Association of flat feet with knee pain and cartilage damage in older adults. Arthritis Care Res, 2011; 63 (7): 1–16
- Dixon P, Böhm H., Döderlein L. Ankle and midfoot kinetics during normal gait: A multi-segment approach. Journal of Biomechanics, 2012; 45 (6): 1011–1016
- Maurer JD, Ward V, Mayson TA, Davies KR, Alvarez CM, Beauchamp RD, Black AH. A kinematic description of dynamic midfoot break in children using a multi-segment foot model. Gait Posture, 2013; 38 (2): 287–292
- Sees JP, Miller F. Overview of foot deformity management in children with cerebral palsy. J Child Orthop, 2013; 7 (5): 373–377
- Drefus LC, Hafer JF, Scher D. Simulated ankle equinus affects knee kinematics during gait. The Musculoskeletal Journal of Hospital for Special Surgery, 2016: 39–43
- Zajac FE, Gordon ME. Determining muscle's force and action in multi-articular movement. Exerc Sport Sci Rev, 1989; 17: 187–230
- Carr JB, Yang S1, Lather LA. Pediatric Pes Planus: A State-of-the-Art Review. Pediatrics, 2016; 137 (3): e20151230
- Bauer K, Mosca VS, Zions LE. What's New in Pediatric Flat-foot? J Pediatr Orthop, 2016; 36 (8): 865–869
- Bosch K, Gerss J, Rosenbaum D. Development of healthy children's feet – nine-year results of a longitudinal investigation of plantar loading patterns. Gait Posture, 2010 32 (4): 564–571
- Jafarnejadgero AA, Shad MM, Majlesi M. Effect of foot orthoses on the medial longitudinal arch in children with flexible flatfoot deformity: A three-dimensional moment analysis. Gait Posture, 2017; 55: 75–80
- Dars et al. The effectiveness of non-surgical intervention (Foot Orthoses) for paediatric flexible pes planus: A systematic review: Update PLoS One, 2018; 16,13(2): e0193060
- Bok SK, Kim BO, Lim JH, Ahn SY. Effects of custom-made rigid foot orthosis on pes planus in children over 6 years old. Annals of Rehabilitation Medicine, 2014; 38 (3): 369–375
- Blake RL. Inverted functional orthosis. J Am Podiatr Med Assoc, 1986; 76: 275–276
- Cheung RT, Chung RC, Ng GY. Efficacies of different external controls for excessive foot pronation: a metaanalysis. Br J Sports Med, 2011; 45 (9): 743–751
- Whitford D, Esterman A. A randomized controlled trial of two types of in-shoe orthoses in children with flexible excess pronation of the feet. Foot Ankle Int, 2007; 28 (6): 715–723
- Mosca VS. Flexible flatfoot in children and adolescents. J Child Orthop, 2010; 4 (2): 107–121
- Hamel J, Kinast C. The TMT index for radiological quantification of planovalgus deformities. Fuß & Sprunggelenk, 2006; 4 (4): 221–226
- Chu A, Lehman WB. Treatment of Idiopathic Clubfoot in the Ponseti Era and Beyond. Treatment Foot Ankle Clin, 2015; 20: 555–562
- Ponseti IV, Smoley EN. Congenital Club Foot: The Results of Treatment. J Bone Joint Surg Am, 1963; 45-A: 261–344

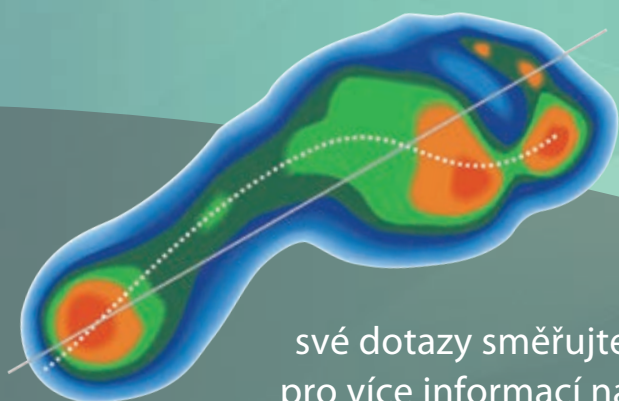
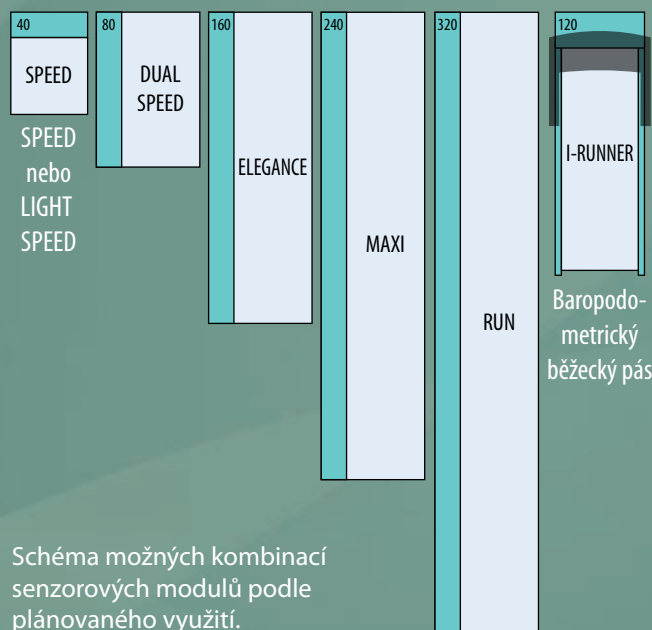
26. Dobbs MB, Rudzki JR, Purcell DB, Walton T, Porter KR, Gurnett CA. Factors predictive of outcome after use of the Ponseti method for the treatment of idiopathic clubfeet. *J Bone Joint Surg Am*, 2004; 86-A: 22–27
27. Berger N, Lewens D, Salzmänn M, Hapfelmeier A, Döderlein L, Prodinger PM. Is unilateral lower leg orthosis with a circular foot unit in the treatment of idiopathic clubfeet a reasonable bracing alternative in the Ponseti method? Five-year results of a supraregional paediatric-orthopaedic centre. *BMC Musculoskelet Disord*, 2018; 19 (1): 229
28. Manousaki E, Czuba T, Hägglund G, Mattsson L, Andriess H. Evaluation of gait, relapse and compliance in clubfoot treatment with custom-made orthoses. *Gait Posture*, 2016; 50: 8–13
29. Shirai Y, Wakabayashi K, Wada I, Tsuboi Y, Ha M, Otsuka T. Flatfoot in the contralateral foot in patients with unilateral idiopathic clubfoot treated using the foot abduction brace. *Medicine (Baltimore)*, 2017; 96 (35): e7937
30. Goldstein R, Chu A, Sala D, Lehman W. Age of Recurrence in Idiopathic Clubfoot Treated with the Ponseti Method. *Bull Hosp Jt Dis*, 2017; 75 (3): 193–197.
31. Sullivan RJ, Davidson RS. When does the flatfoot talus lesion occur in idiopathic clubfoot: evaluation with magnetic resonance imaging at three months of age. *Foot Ankle Int*, 2001; 22 (5): 422–425.
32. Lintanf M, Bourseul JS, Houx L, Lempereur M, Brochard S, Pons C. Effect of ankle-foot orthoses on gait, balance and gross motor function in children with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil*, 2018; 32 (9): 1175–1188
33. Herrin K, Geil M. A comparison of orthoses in the treatment of idiopathic toe walking: A randomized controlled trial. *Prosthet Orthot Int*, 2016; 40 (2): 262–269
34. Hösl M, Böhm H, Arampatzis A, Döderlein L. Effects of ankle-foot braces on medial gastrocnemius morphometrics and gait in children with cerebral palsy. *J Child Orthop*, 2015; 9 (3): 209–219

Inzerce

Nabídka nových systémů pro digitální baropodometrii digiMED

ERGON a.s. představuje novou řadu tlakově citlivých plošin, které je možno objednat v rozpětí délek od 400 mm do 3 200 mm, o jednotné šířce 400 mm. Dále podoskener, volitelně kameru pro posturologii, zcela nový baropodometrický běžecký pás I-RUNNER (o délce 1 200 mm), inovovaný diagnostický a konstrukční software DYNAMO, nyní plně lokalizovaný do českého jazyka!

E R G O N



své dotazy směřujte na e-mail obuv@ergon.cz
pro více informací navštivte www.ergon.cz

Skúsenosti s využitím skeneru Artec Eva pri digitalizácii oblasti hlavy a krku

Viktória Krajňáková, Monika Michalíková, Michal Jura, Jozef Živčák
Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania, Strojnícka fakulta, Technická
Univerzita v Košiciach, Letná 9, Košice, Slovensko

Oblasť digitalizácie a získavania merných podkladov s využitím 3D skenovania je v súčasnosti vysoko aktuálnou témou. Ako každá, relatívne mladá oblasť má však svoje limity, ktoré sú dané objektom, ktorý má byť skenovaný, samotným skenerom použitým na digitalizáciu a v neposlednom rade taktiež okolitým prostredím a jeho parametrami. Cieľom predkladaného článku je podeliť sa o skúsenosti s využitím skenera Artec Eva pri digitalizácii oblasti hlavy a krku.

Úvod

CV súčasnej dobe je 3D skenovanie efektívnou metódou na získavanie informácií o morfológii povrchu subjektu/objektu. Výsledkom skenovania je trojrozmerný obraz – model. Vhodne zvolená technológia skenovania sa odzrkadlí hlavne na kvalite a presnosti 3D modelu, na ktorý sa kladie čoraz väčší nárok.

Uvedená téma je v rámci protetiky a ortotiky vysoko aktuálna, keďže ponúka inovatívne prístupy k návrhu a modifikácii liečebných, kompenzačných ako aj profylaktických pomôcok. Podkladom na modelovanie je čo najvernejšie zachytenie morfológie lokality. Položili sme si otázku s akou presnosťou a v akej kvalite sme schopní získať vybrané parametre a preto sa pristúpilo ku skenovaniu rôznych typov vlasov z hľadiska farby a štruktúry (kučeravé, hladké vlasy), brady, tetovania a ucha.

Artec Eva	
Rozlíšenie:	0,5 mm
Presnosť:	0,1 mm
Presnosť na vzdialenosť:	0,03% na 1000 mm
Rozlíšenie textúry:	1,3 Mpx
Zdroj svetla:	blesk
Pracovná vzdialenosť:	400–1000 mm
Zorné pole (bližšie):	214 x 148 mm
Zorné pole (vzdialenejšie):	536 x 371 mm
Maximálna snímková frekvencia:	až 16 fps
Doba expozície:	0,0002 s
Rýchlosť skenovania:	2 mil. bodov/s
Výstupné formáty:	AOP, ASC, CSV, OBJ, PLY, STL, WRL
Rozmery:	262 × 158 × 63 mm (v x š x h)
Minimálne požiadavky:	Intel® Core i5™, NVIDIA GeForce 400 alebo vyššia (s pamäťou 1 GB alebo vyššou), 12 GB RAM, 300 MB voľného miesta na pevnom
Podpora systému OS:	Windows 7, 8 alebo 10, 64bit
Hmotnosť:	1,2 kg
Cena:	13,700€

Tab. 1: Špecifikácie skenera Artec Eva [1]

Artec Eva

Artec Eva je ručný 3D skener, pomocou ktorého je možné vytvoriť pomerne rýchlo v závislosti od zložitosti povrchu 3D model stredných rozmerov (bližšie informácie sú uvedené v tabuľke 1). Skener má širokú škálu využitia v technickej oblasti čo sa týka automobilového priemyslu, stavebníctva až po medicínske inžinierstvo.

Ergonomická rukoväť napomáha pri skenovaní väčších objektov, ako je napr. ľudské telo, čo je dôležité ak sú skeny určené pre lekárske výskum. Skener je relatívne cenovo dostupný s intuitívnym používaním.

Metodika používania skenera v PaO

Metodiku používania skenera v protetike a ortotike je možné rozdeliť do niekoľkých bodov od prípravy prostredia až po samotné vyhodnocovanie získaných údajov.

V rámci metodiky prípravy prostredia a okolia pri procese skenovania sa sleduje prípravná a diagnostická miestnosť, regulácia teploty a vlhkosti okolia, teplota v miestnosti a jej samotné vybavenie. Miestnosť, v ktorej je skenovaná osoba, by mala spĺňať základnú požiadavku, a to zabezpečenie stálej teploty prostredia prostredníctvom klimatizácie. Rozsah teploty by sa mal udržiavať od 18°C do 25°C.

Ďalšou požiadavkou je zabezpečenie stáleho osvetlenia miestnosti. Odporúčané umelé osvetlenie je v rozmedzí 30 až 50 luxov.

Na samotný zosnímaný model môže vplyvať aj hluk v miestnosti. Táto hodnota by mala dosahovať maximálne 50 dB, aby sa subjekt mohol sústrediť. Pre prácu so skenerom Artec Eva je potrebné zabezpečiť minimálnu vzdialenosť približne 1 meter medzi skenerom a snímanou osobou. Na základe tejto požiadavky by navrhovaná miestnosť mala mať rozmery aspoň 2x2m alebo viac.

Samotná príprava skenera je veľmi jednoduchá, nakoľko skener nie je nutné kalibrovať. Pri tomto type skenera nie je možnosť výberu optimálnej optiky pri skenovaní, ani zámeny šošovky. Skener je pripravený k používaniu, ak po zapnutí skenera na zadnej strane svieti zelené LED svetlo. Pri samotnom procese digitalizácie je potrebné manipulovať so skenerom, preto statív nie je potrebný. [2,3]

Pred každým skenovaním je potrebné subjekt oboznámiť o priebehu skenovania a taktiež o všetkých podmienkach, za ktorých bude snímání prebiehať.

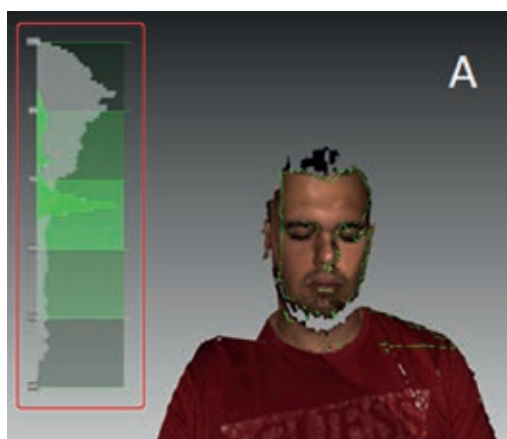
Je dôležité pripomenúť, že sa jedná o bezpečné a pomerne rýchle skenovanie využitím technológie štruktúrovaného bieleho svetla.

Metodika snímání

Predpoklad pre získanie kvalitného 3D modelu je správne polohovanie tela snímanej osoby.

Ak je potrebné získať rozmerové obvody pacienta, je nutné prejsť okolo celého subjektu so skenerom o 360 stupňov. Pri navrhovaní parciálnych ortéz (napr. masky na tvár, dorzálna alebo palmárna ortéza a podobne) stačí skenovanie osoby iba z príslušného pohľadu.

Dialkový merač znázorňuje pracovnú vzdialenosť (obr. 1a) v rozsahu od 400 do 1000 mm, pričom odporúčaná vzdialenosť skenera od skenovaného objektu je cca 600 až 700 mm. Objekt by sa mal udržať čo najbližšie k stredu zorného poľa. Rýchly pohyb pri skenovaní môže spôsobiť, že prekryvajúce sa snímky budú príliš malé, následkom čoho sa snímka automaticky nezarovná s predchádzajúcou a systém skenera sa prepne do režimu čakania. Táto situácia sa nazýva stratené sledovanie (obr. 1b), ktoré môže nastať ak sa skener nachádza veľmi blízko alebo príliš



Obr. 1a: Dialkový merač s odporúčanou vzdialenosťou subjektu



Obr. 1b: Stratené sledovanie

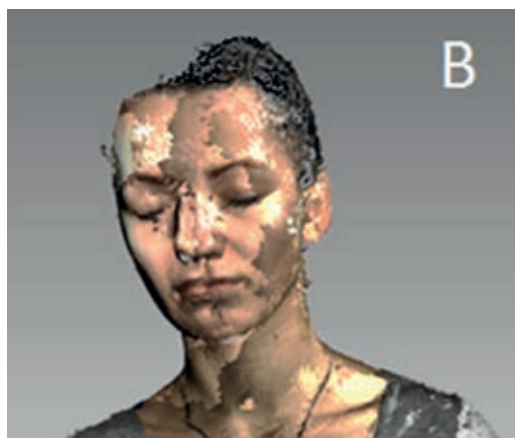
d'aleko od snímaného objektu, poprípade nedokáže zachytiť jeho povrch. V tomto prípade je potrebné sa so skenerom vrátiť na už zosnímanú oblasť. [4]

Aspekty skenovania v oblasti hlavy a krku

Značná pozornosť v rámci skenovania bola venovaná zosnímaniu vlasov, pričom dôraz bol kladený na rôzne farebné typy a štruktúry (rovné/kučeravé vlasy).



Obr. 2a: Skenovanie vlasov bez aplikácie vody



Obr. 2b: Skenovanie vlasov po aplikácii vody

Za účelom získania kvalitnejšieho 3D modelu bola použitá voda, ktorá sa aplikovala na vlasy s cieľom získať detailnejší výstup čo sa preukázalo aj na konkrétnom modeli (obr. 2b). Ako je možné vidieť po aplikácii vody na vlasy bolo možné skenerom zachytiť väčšiu časť vlasov v porovnaní ako bez použitia vody. Všetky zosnímané typy vlasov sú znázornené na obr. 3, kde je jednoznačne vidieť, že farba vlasov neovplyvňovala proces skenovania.



Obr. 3: Prehľad zosnímaných typov vlasov

Problém nastal pri snímaní kučeravej štruktúry vlasov, kde skener nedokázal vôbec zachytiť ich kontúru (obr. 4). Najjednoduchšie a zároveň odporúčané skenovanie je, ak sú dlhé vlasy zopnuté. [5, 6, 7]



Obr. 4: Snímanie kučeravých vlasov

Skenovanie očí subjekt znášal negatívne, pretože skener disponuje vysokou frekvenciou blikania LED svetla. Predpokladalo sa, že na výstupnom 3D modeli snímanej osoby nebude zachytená farebná textúra oka, pretože samotná rohovka je číra a má lesklý povrch. Ako je vidno na obr. 5 skener úplne zosnímal oči ako aj oblasť v ich okolí.

Nasledovalo skenovanie subjektu s okuliarmi, pretože sa predpokladalo, že odraz od skla z okuliarov znemožní zachytiť oblasť očí, poprípade výsledný model nebude tvarovo zodpovedať reálnemu subjektu. Výsledok skenovania subjektu

UNMATCHED PERFORMANCE

RUSH FOOT[®]



NEW DYNAMIC MATERIAL
INNOVATIVE DESIGN
WATERPROOF

WWW.HTC-CZ.CZ



Obr. 5: Snímanie očí a hustej brady

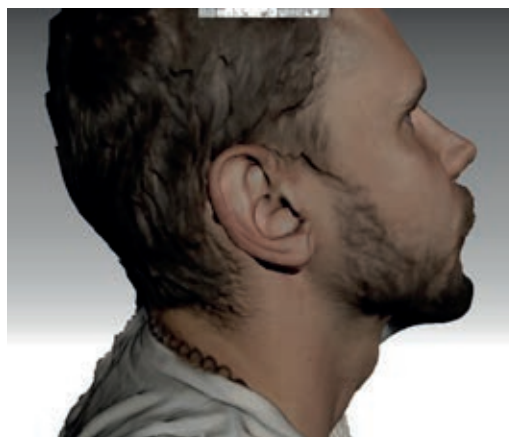
s okuliarmi bol prekvapujúci, pretože skenovanie prebiehalo bez nežiaducich javov. Na výslednom 3D modeli, ktorý je znázornený na obr. 6 je vidno, že rám okuliarov nie je detailne zachytený.

Počas procesu skenovania brady sa zistilo, že skener dokáže snímať krátku bradu ako aj fúzy. Pri skenovaní hustej a dlhšej brady skener nedokázal zachytiť končeky brady. Ako je vidno na obr. 5, koniec brady je u subjektu rozmazaný.



Obr. 6: Model s okuliarmi

Ďalším skenovaním sa zisťovalo, či skenerom je možné zachytiť zložité tvary ako je napríklad ucho. Skenovanie ucha sa môže vykonávať s cieľom využitia výstupu zo skenera pri výrobe epitézy, ktorá sa vyznačuje prirodzeným vzhľadom. Ucho vzhľadom na svoje menšie rozmery a zložitý tvar bolo detailne a presne zosnímané (obr. 7).



Obr. 7: Model ucha

Záver

Kvalitné skenovanie v oblasti ramien, krku a tváre je značne dôležité pre použitie vo viacerých oblastiach. Výstupy zo skenera je možné uplatniť v medicíne, a to pri výrobe protéz a zubných implantátov. Taktiež pri návrhu remodelizačných a iných ortéz na hlavy kojencov, simulácii pred a po plastickej operácii, uchovaní kultúrneho dedičstva, vo virtuálnej realite a pod.

Na základe získaných informácií zo samotného procesu skenovania ručným skenerom Artec Eva je možné jednoznačne potvrdiť, že týmto prístrojom je možné zachytiť všetky zosnímané farebné typy vlasov. Pri skenovaní kučeravej štruktúry vlasov nebolo možné zachytiť ich kontúru. Po dokončení snímania subjektu bol použitý autopilot programu Artec Studio, v ktorom bol vytvorený 3D model a čiastočne spracovaná zachytená textúra. Výsledný model tvarovo zodpovedá predlohe a zhoduje sa so snímaným subjektom. V rámci skenovania vlasov sa odporúča snímanie subjektu so zopnutými vlasmi.

Zložité tvary ako ucho bolo možné zosnímať bez akýchkoľvek komplikácií. Krátka brada a fúzy neboli problémovým faktorom pri skenovaní. Pri hustejšej brade skener nedokázal zachytiť jej koniec a výsledný model v oblasti krku je rozmazaný.

Pod'akovanie:

Táto práca bola podporovaná projektom VEGA 1/0971/16, KEGA 041TUKE-4/2019 a VEGA 1/0179/19.

Zoznam literatúry:

1. Freedee, [online]. [cit. 2017-4-17]. Dostupné z: <http://www.freedee.hu/en/products/3d-scanners/artec-eva-specifications/>
2. PANDEY, G., MCBRIDE, J., SAVARESE, S., & EUSTICE, R. (2010). Extrinsic calibration of a 3D laser scanner and an omnidirectional camera. IFAC Proceedings Volumes (IFAC-PapersOnline) (Vol. 7). IFAC. <https://doi.org/10.3182/20100906-3-IT-2019.00059>
3. ANWAR, H. (2018). Calibrating projector flexibly for a real-time active 3D scanning system. Optik, 158, 1088–1094. <https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2018.01.005>
4. HERBERT, S., GERKEN, B., SCHUGK, D., & WÖHLER, C. (2013). 3D range scan enhancement using image-based methods. ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing, 84, 69–84. <https://doi.org/10.1016/j.isprsjprs.2013.07.004>
5. MODABBER, A., PETERS, F., KNIHA, K., GOLOBORODKO, E., GHASSEMI, A., LETHAUS, B., ... MÖHLHENRICH, S. C. (2016). Evaluation of the accuracy of a mobile and a stationary system for three-dimensional facial scanning. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, 44(10), 1719–1724. <https://doi.org/10.1016/j.jcms.2016.08.008>
6. SCHWEITZER, W., RÖHRICH, E., SCHAEPMAN, M., THALI, M. J., & EBERT, L. (2013). Aspects of 3D surface scanner performance for post-mortem skin documentation in forensic medicine using rigid benchmark objects. Journal of Forensic Radiology and Imaging, 1(4), 167–175. <https://doi.org/10.1016/j.jofri.2013.06.001>
7. STANČIĆ, I., MUSIĆ, J., & ZANCHI, V. (2013). Improved structured light 3D scanner with application to anthropometric parameter estimation. Measurement: Journal of the International Measurement Confederation, 46(1), 716–726. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2012.09.010>

Zoznam obrázkov:

Zdroj: vlastný

Inzerce


**PROTETIKA
BEROUN**
komplexní péče v oblasti technické ortopedie
**individuální ortopedické vložky, trupové a končetinové
ortézy, protézy horních a dolních končetin**
**přímá návaznost na specializovanou rehabilitaci
a další příslušné obory**
nové pracoviště ve městě Slaný
Objednávky

M: +420 774 706 743

+420 605 555 730

E: info@protetikaberoun.cz**Protetika Beroun**

Nemocnice Beroun, pav. D

Prof. Veselého 493

266 01 Beroun

Protetika Slaný

Pražská 614

274 01 Slaný

www.protetikaberoun.cz


Bludný kruh syndromu diabetické nohy. Efektivita a přínos fyzioterapie a ergoterapie.

Mgr. Iva Vlčková, MSc. Veronika Vrbská

Katedra rehabilitačních oborů Fakulty zdravotnických studií ZČU v Plzni,
Husova 664/11, Plzeň

Syndrom diabetické nohy (SDN) je jednou z nejzávažnějších chronických komplikací diabetes mellitus. Prevalence diabetu se v České republice neustále zvyšuje, a tím roste i počet jejích chronických komplikací, mezi které patří i SDN (ÚZIS, 2016). Je nutné si uvědomit především závažnost terminálních symptomů SDN, které vznikají na podkladě diabetické neuropatie či ischemické choroby dolních končetin. Mezi tyto příznaky patří ulcerace nebo destrukce tkáně na nohou, která v kombinaci s infektem může vést k následné amputaci zabraňující oddálení septického stavu (WHO, 2016).

Již počátek bludného kruhu SDN spatřujeme v nedostatku odborné literatury a informovanosti nejen zdravotnického personálu, ale i mezi pacienty trpícími touto chorobou. Toto zjištění vedlo některé země k vytvoření komplexního manuálu pro zdravotnické obory s cílem navýšit vědomost o SDN, která může vést ke snížení rizika přidružených chronických komplikací, jako jsou například Charcotova neuropatická osteoartróza a osteomyelitida, v krajních případech i nutnost amputace (NICE, 2018; Canadian Association of Wound Care, 2017).

Samotná definice SDN společně s diagnostikou a terapií je stále předmětem odborných diskusí. Z těchto důvodů je potřeba tento problém začít

strategicky řešit s cílem poskytnout evidence-based practice (EBP) manuál pro zdravotnický personál v České republice, který blízce spolupracuje s jedinci trpícími SDN.

Již v roce 1985 Palumbo et al. argumentoval, že přibližně 85 % amputací předchází vývoj SDN na podkladě neuropatie, která ve většině případů vede k amputaci dolní končetiny. Studie prokázala, že mortalita v rozmezí pěti let činila až 50 % těchto jedinců. A tento fenomén přetrvává. Mezinárodní diabetická federace potvrzuje, že lidé trpící diabetes mellitus mají větší riziko pravděpodobnosti amputace dolních končetin (15–40 krát více) v porovnání se zdravou populací (NICE, 2018; Canadian Association of Wound Care, 2017). Dále bylo zjištěno, že u jedince trpícího SDN je větší riziko srdečního infarktu a cévní mozkové příhody (NICE, 2015). Soubory těchto příčin a faktorů úzce souvisí s léčbou a možnostmi budoucí prevence.

EBP umožňuje aplikaci různorodých metodik, které lze u této diagnózy využít (Glasziou, 2008). Smyslem této práce je tedy představa informovat o předešlých a novodobých problémech spojených se SDN.

Jednou z hlavních příčin bludného kruhu u SDN je tzv. metabolický syndrom. Základ dnešní definice metabolického syndromu položil v roce 1988 Reaven, když prokázal vztah mezi inzulinovou rezistencí, intolerancí glukózy a hyperinzulinémií ke zvýšeným hladinám VLDL triacylglycerolů, snížené HDL cholesterolu a arteriální hypertenzi.

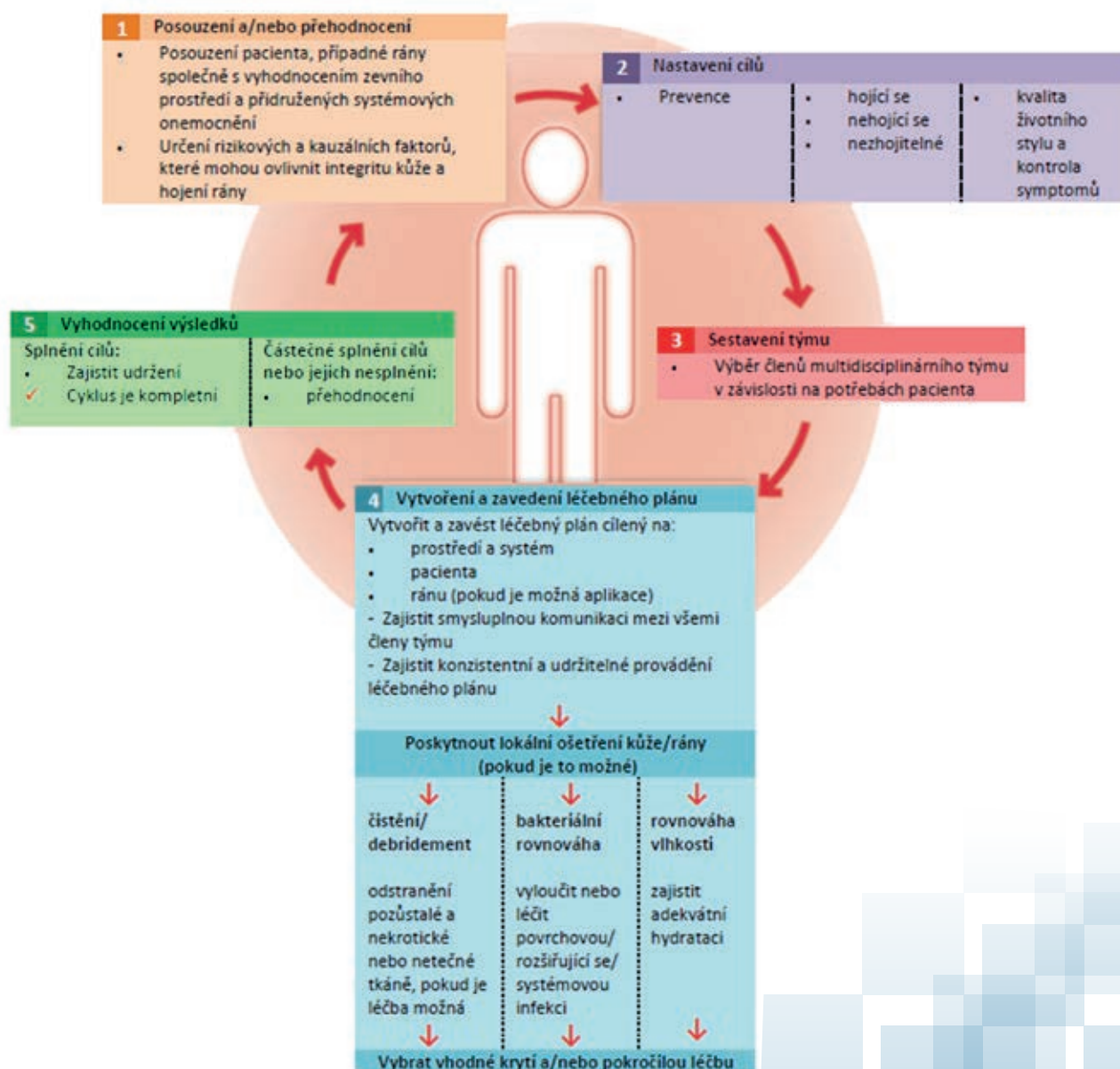
Metabolický syndrom je typickým příkladem, kdy základním předpokladem primární a sekundární prevence je zásadní změna životního stylu. V roce 1995 Knowler et al. potvrdil, že neaktivita, sedentární chování a nezdravá výživa jedinců s diabetem je ovlivněna neinformovaností nejen

samotného jedince s DM, ale i zdravotnického personálu a široké veřejnosti. Dále tato studie argumentovala, že v rámci zlepšení celkového zdravotního stavu a prevence je proto nutné zaujmout komplexní přístup k jedinci. Avšak, Svobodová & Topolčan (2012) tvrdí, že ne každý jedinec naloží zodpovědně s informacemi, které obdrží od svého lékaře či jiného zdravotnického odborníka.

Porucha duševního zdraví je dle mezinárodního konsensu dalším faktorem, který signifikantně ovlivňuje celistvý přístup jedince s diabetem k motivaci zlepšit celkově životní styl a zároveň vyhledat odbornou pomoc (NICE, 2009; Canadian Association of Wound Care, 2017; Ježerovská et al., 2017). Deprese může být podkladem komorbidit, řady

chronických onemocnění a může zhoršovat samotný průběh onemocnění (Hess et al., 2006). Mezinárodní konsensus proto představuje celkový posun směrem k holistickému a individuálnímu chápání této nemoci a zaměřuje se na samotného jedince – client-centred practice (Diabetes UK, 2012b; NICE, 2015).

Bylo zjištěno, že management SDN vyžaduje komplexní intervenci a efektivní komunikaci mezi samotným zdravotnickým personálem a pacientem (Moser et al., 2008; NICE, 2015; Canadian Association of Wound Care; 2017). V České republice jsou současně dostupné podiatrické kliniky, které podporují multidisciplinární přístup, kde o pacienta se SDN pečuje společně diabetolog, podiatrické sestry (tj. sestry specializované na péči o pacienty



Obr. 1: Prevence a management péče ulcerace

s diabetickou nohou), cévní chirurgové, ortopedi, intervenční radiologové, protetici a v poslední řadě rehabilitační pracovníci.

Diagnostický proces/hodnocení

Sestavení neefektivního léčebného plánu by mohl mít negativní demotivující efekt na jedince. Minimalizovat toto riziko se dá správným přístupem při určování potenciální diagnostiky (Kielhofer, 2009; Erlandsson, 2013). Samotnému sestavení efektivního terapeutického plánu předchází podrobné vyšetření a zhodnocení pacientova současného stavu. Hodnocení je možné využít jako klinický a později jako evaluační nástroj, který umožní nejen terapeutovi, ale i samotnému jedinci identifikovat faktory, které ho nejvíce limitují v každodenním životě a mají neblahý vliv na jeho soběstačnost a produktivitu (Hagedorn, 2000; Kielhofer, 2009).

V průběhu vyšetření terapeut přistupuje ke každému jedinci individuálně (ENOTHE, 2004). Nestáčí jen samotná etiologická diagnóza, ale je nutná i funkční diagnostika především pohybových stereotypů, které jedince limitují, a tím neumožní dosažení maximální kvality života (Rogers, 1982).

Obr. 1. demonstruje podrobný proces, který vede zdravotnický personál k sestavení logického a systematického plánu se zaměřením na prevenci a management péče ulcerace (Canadian Association of Wound Care, 2018).

Sestavení léčebného plánu

Do péče o diabetického pacienta je zahrnut celý multidisciplinární tým, ve kterém fyzioterapie a ergoterapie zaujímá důležitou pozici a může být nápomocna jak v prevenci, tak při léčbě již rozvinutých komplikací (Sartor et al., 2012; Youngston, 2019).

Význam ergoterapie při prevenci a managementu SDN

Klinická symptomatologie je u každého jedince se SDN odlišná. Dominuje však senzorická a motorická dysfunkce a toto má neblahý vliv na celkový lidský organismus (soběstačnost, negativní impakt na duševní zdraví, motivaci, kvalitu života).

Studie od Wilckokové (2001) poukazuje na ideu, že zapojení se do každodenní smysluplné aktivity napomáhá v prevenci různých onemocnění a to vede

k udržení správného zdravotního stylu. Tento fakt navazuje na celkovou filosofii ergoterapie, kde hlavním cílem je zajistit, aby byl jedinec samostatný, byl schopen se aktivně zapojit do všedních denních činností – activities of daily living (ADLs) (COT, 2015; Creek, 2013). Townsend & Polatajko (2007) poukázali na to, že ergoterapie může nahlížet na zaměstnávání jako na činnost pro základní lidskou potřebu, která by měla být dostupná všem.

Při procesu vyhodnocování pacientova současného stavu ergoterapeut využívá funkční diagnostiku. Používá standardní metody určené pro hodnocení funkčního stavu pacienta v kombinaci s dotazníky kvality života:

- **Barthel index (BI)** – test pro personální aktivity denního života (ADL) – je standardizovaný test aktivit všedního dne. Součástí testu je hodnocení základních ADLs. Jde pravděpodobně o nejrozšířenější test oblastí ADLs v Evropě.
- **Funkční míra nezávislosti (Functional Independance Measure – FIM)** – je standardizovaný test aktivit všedního dne, který postihuje i některé položky z kognitivních a psychosociálních oblastí.
- **Míra hodnocení funkčního stavu (Functional Assessment Measure – FAM)** – test není v České republice příliš znám a není využíván. Je to standardizovaný test aktivit všedního dne, zahrnuje jako FIM některé položky z kognitivních a psychosociálních oblastí, jde o jeho rozšíření o dalších 18 položek.
- **Test instrumentálních všedních činností ADL** – je standardizovaným testem instrumentálních aktivit denního života jako například jízda dopravním prostředkem, nákup potravin, vaření, telefonování apod.
- **Model lidského hodnocení (Model of human occupation – MOHO)** – nejvíce se využívá u dospělých pacientů s chronickým onemocněním jako je například DM. Filozofie MOHO vychází z denních aktivit člověka, které mohou ovlivnit jeho zdraví, pohodu a navozuje potřebnou změnu životního stylu. Nedávná práce od Youngson (2019) prokázala, že využití MOHO je především ve vedení jedince s DM k porozumění a uvědomění si váhy self-management. V MOHO jsou 3 vzájemně se prolínající složky: a) vůle (motivace

k zaměstnávání, osobní dispozice, zájmy, hodnoty, atd.), b) návyky, c) výkon (percepčně-motorické schopnosti atd.)

Kanadská asociace diabetu doporučila následující specifické testy:

- **The Problem Areas in Diabetes Scale (PAID)**
<https://static.diabetesaustralia.com.au/s/fileassets/diabetes-australia/e779e421-7621-4c69-8fe5-0fc683e2a86b.pdf>
- **The Diabetes Distress Scale** http://www.diabetesed.net/page/_files/diabetes-distress.pdf
- **Beckova škála depresivity**
- **Škála úzkostí**

Ergoterapie se zaměřuje u pacientů se SDN na nácvik ADLs, úpravu domácího prostředí, kompenzační pomůcky a společně s multidisciplinárním týmem na celkovou úpravu životního stylu (NHS London, 2011). Je možné využít metodickou příručku SEMAFOR home, která slouží k systematické identifikaci architektonických bariér v pacientově domácím prostředí (Macháčová, 2014).

U ergoterapie zaměřené na soběstačnost se používají různé terapeutické přístupy. Ideálním stavem je kombinace některého z přístupů v rámci terapie spolu s výběrem konkrétní smysluplné činnosti, v tomto případě některé aktivity denního života, která je vybírána individuálně dle schopností, vzdělání, zálib, zkušeností pacienta (COT, 2015). V případě SDN se dá implikovat biomechanický rámec.

SDN a těžká neuropatie má neblahý vliv na zhoršenou stabilitu, a tím pádem se zvyšuje riziko, kdy dochází k poškození nosných kloubů a častějším pádům (NICE, 2015; DIAB, 2016). Ergoterapeut se v rámci MDT snaží eliminovat rizika pádů preventivními instrukcemi, vhodným rozmístěním nábytku, návrhem protiskluzového povrchu podlah a dostatečným vybavením kompenzačních pomůcek.

Cílená ergoterapie po amputacích dolní končetiny u SDN se zaměřuje na nácvik ADLs. Součástí je aplikace a využití ortéz, kompenzačních pomůcek s úpravou domácího prostředí tak, aby se v bytě či domě mohl pacient pohybovat bez jakýchkoliv obtíží (Pejšková & Mareček, 2010).

Kompenzační pomůcky hrazené ze zdravotního pojištění v České republice může pacient získat na základě indikace lékaře (Švestková & Hoskovcová, 2010).

Význam fyzioterapie při prevenci a managementu SDN

Hlavním předpokladem vzniku patologie diabetické nohy může být především diabetická polyneuropatie, a proto je nutné si během fyzioterapeutické intervence uvědomit významnost korekce především somatosenzorického deficitu a vyhodnocení kompenzačních strategií vizuálního a vestibulárního aparátu.

Při poruše aference exteroceptivních a propioceptivních signálů z chodidla dochází ke ztrátě rovnováhy a většímu riziku častých pádů (O'Sullivan & Schmitz, 2007; Straumann et al., 2009).

Motorická a funkční omezení způsobená diabetickou periferní neuropatií vedou k posturální nestabilitě a změně biomechaniky pohybů zvyšující riziko pádů, plantární ulcerace a amputace dolních končetin (Menz, 2004). Tyto progresivní omezení obvykle snižují kvalitu života pacientů. V současné době neexistuje systematické hodnocení pro účinnost prováděných terapií. York et al. (2009) uvádí významnou kombinaci posilování svalů dolních končetin v uzavřeném kinematickém řetězci v kombinaci s balančním cvičením.

Z biomechanického pohledu mezi hlavní faktory, které se promítají do posturální kontroly (respektive posturální stability), patří velikost a kvalita opěrné báze, charakter vnějších (např. tíhová síla) a vnitřních sil působících na jedince, počet stupňů volnosti, tzv. degrees of freedom (DOF), v pohybovém systému a poloha těžiště těla vůči opěrné bázi. Vertikální projekce těžiště směrem k podložce, tzv. center of gravity (COG), je určujícím faktorem hodnocení limitů stability (maximální úhlová inklinace těžiště těla od vertikály bez změny charakteru opěrné báze, aniž by bylo zapotřebí vykročit/ukročit nebo aby došlo k pádu) (Sartor et al., 2012).

Ke koordinaci pohybu COG v mezích opěrné báze je zapotřebí adekvátní svalové síly, dostatečný rozsah pohybu v hlezenních kloubech, intaktní příjem periferních senzoričeských informací a následné zpracování senzoričeských informací CNS. Exkurze COG jsou přibližně stejné nezávisle na volené pohybové strategii (kotníková, kyčelní nebo kombinace obou) (Mueller et al., 1994).

Významný biomechanický faktor se vztahem ke vzniku plantární ulcerace je odvíjení chodidla

během chůze, především v distribuci tlaku na přední část nohy. Vážený průměr všech tlaků působících na opěrnou plochu působí reakční síly se nazývá tzv. center of pressure (COP) (Baracin et al., 2009). Tento mechanismus může být ovlivněn pomocí stélky. Bus et al. (2008) uvádí, že běžná klinická praxe doporučuje v terapii diabetické nohy používání ortopedických stélek na míru, ovšem dosud neexistují důkazy o tom, zda efektivně pomáhají předcházet tvorbě ulcerací. Dále tato studie zmiňuje, že v době hojení jsou důležitou součástí celistvé léčby ke zmírnění účinků či samotné korekci plantárního tlaku.

Mezi další parametry, které vedou ke vzniku vředu, patří omezení pohybu v kotníku (ROM), časoprostorové změny jako rychlost, délka kroku, doba dvojité opory, rozdíly v kinematických vzorcích vedoucí ke změně odrazu, zapojení drobných kloubů nohy a zpožděná aktivace svalů nohy či m. quadriceps femoris (Suaseng et al., 1999; Veves et al., 1992; Shaw et al., 1998; Mueller et al., 1994).

Studie od Ritsuko et al. (2001) tvrdí, že vzpřímený stoj je charakterizován drobnými spontánními výchyly – postural sway. I za podmínek, kdy nepůsobí žádné destabilizační síly. Tyto výchyly jsou dány neustálým dynamickým vyvažováním zaujaté polohy a dýchacími pohyby (Věle, 2006).

Z klinického hlediska je zřetelné kolísání polohy, projevující se titubacemi, známkou zhoršené stabilizace těla ve vertikále. Tyto deficity celkově vedou k rapidní deterioraci jedince jako je svalová atrofie, muskuloskeletální impairment, autonomní dysfunkce se signifikantním dopadem na duševní zdraví, soběstačnost a kvalitu života (Arkkila & Gautier, 2003).

Pro zhodnocení pacientova sebevědomí při provádění aktivit denních činností ve vertikální poloze je možnost využití Activites-Specific Balance Confidence Scale (Powell & Myers, 1995).

U pacientů můžeme pozorovat trofické změny v oblasti DIP kloubů nohy, kdy kloubní pouzdra, vazy a šlachy obsahují větší množství kolagenu a jsou tak více vystaveny neenzymatické glykosylaci způsobené hyperglykemií, což má za následek ztrátu elasticity. Tyto změny mohou vést k rigiditě, která způsobuje změny v segmentálním pohybu chodidla během chůze. Všechny tyto změny dále vedou ke

zvýšení plantárního tlaku predisponujícího ke vzniku ulcerací (Salsich et al., 2000; Glasoe et al., 2004).

Během fyzioterapeutické intervence se zaměřujeme na stretching, mobilizaci kloubů a cvičení na zvýšení segmentální mobility nohy. Kolagenové struktury se tak mohou opět adaptabilně přizpůsobit pohybům odolávajícím mechanickému stresu (Goldsmith et al., 2002). Hluboké svaly nohy jsou důležité pro udržení podélné klenby společně s plantární aponeurózou. Zajištění funkční klenby nožní umožňuje centrování postavení kloubů nohy a optimální průběh odrazové fáze (Rodgers, 1995).

Závěr

Plnohodnotný život pacienta se SDN může být správně veden pomocí well-managementu společně s korekcí průběhu DM s důrazem na prevenci a změnu životního stylu (WHO, 2016). Základem prevence SDN je dle mezinárodního konsenzu určení rizikových faktorů pro vznik SDN, pravidelné screeningové vyšetření a edukace pacienta. Self-management byl dalším facilitujícím faktorem, který byl doporučen EBP (Canadian Association of Wound Care, 2018; WHO, 2016; NICE, 2015).

Důležitost komplexního přístupu je vidět především mezi fyzioterapií a ergoterapií v korekci senzomotorického deficitu a vyhodnocení kompenzačních strategií, které mohou pomoci při prevenci pádu.

Pro navýšení podvědomí o tomto komplexním přístupu je nutností vypracovat edukační materiál, který by jednotlivé zdravotnické obory stmeloval a zároveň informoval širokou odbornou veřejnost.

Seznam literatury:

1. Arkkila, P.E, Gautier, J.F (2003), Musculoskeletal disorder in diabetes mellitus an upadte. Best Pract Res Clin Rheumatol, 17(6), s. 945–970
2. Canadian Association of Occupational Therapists (2007) [online] (Enabling Occupation II, CAOT 2007, p. 3-4, adapted from Enabling Occupation, CAOT, 1997, 2002, s. 31) [cit. 10.01.19]. Dostupné z: <http://www.caot.ca/default.asp?pageid=3619>.
3. Glaziou, P. P. (2008) Evidence Based Practice Workbook Bridging the Gap Between Health Care Research and Practice 2E with Statistics Workbook Set (2nd ed), Hoboken: Wiley-Blackwell
4. Hess, Z., Podlipný, J., Ševčík, P. (2006). Deprese u chronických onemocnění. Medicína po promoci. 6(4), s. 70–71.
5. Bakker K, Apelqvist J, Lipsy, B. et al. on behalf of the International Working Group on the Diabetic Foot (IWGDF) (2015) Prevention and management of

- Foot Problems in Diabetes. Guidance Documents and Recommendations. Dostupné z: www.iwgdf.org.
6. College of Occupational Therapists. (2013) Definitions and Core Skills. Essential Briefing. London: College of Occupational Therapists.
 7. College of Occupational Therapists. (2015) Code of Ethics and Professional Conduct. London: College of Occupational Therapists.
 8. Creek, J. (2003) Occupational therapy defined as a complex intervention. London: College of Occupational Therapists.
 9. Diabetes UK. (2012b) Position Statement. Prevention of Type 2 diabetes: reducing risk factors. London: Diabetes UK.
 10. Palumbo P.J, Melton L.J (1985) III. Peripheral vascular disease and diabetes. In: Diabetes in America: Diabetes Data. Government Printing Office, Washington. Dostupné z: https://archive.org/stream/diabetesinameric00nati/diabetesinameric00nati_djvu.txt.
 11. Kielhofner, G. (2008) Model of Human Occupation (4th Ed.). Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins.
 12. Jirkovská A., Lacigová S., Rušavý Z., Bém R. Doporučený postup pro prevenci, diagnostiku a terapii syndromu diabetické nohy. Česká diabetologická společnost ČLS JEP. 2016.
 13. Knowler, W.C., Narayan, K.M.V., Hanson, R.L., Nelson, R.G. et al. 'Preventing insulin-dependent diabetes mellitus', Diabetes, 1995, 44(5), s. 483–488.
 14. National Institute for Health and Clinical Excellence (2011) Preventing type 2 diabetes: population and community-level interventions in high-risk groups and the general population. London: NICE.
 15. NHS London (2012) Allied Health Professions Diabetes Toolkit. London: NHS London.
 16. [online] Dostupné z: <https://static.diabetesaustralia.com.au/s/fileassets/diabetes-australia/c779e421-7621-4c69-8fe5-0fc683e2a86b.pdf>
 17. [online] Dostupné z: http://www.diabetesed.net/page/_files/diabetes-distress.pdf
 18. Rodgers, M.M. Dynamic foot biomechanics. J Orthop Sports Phys Ther, 1995, 21(6), s. 306–316.
 19. Macháčová, K. (2014) Smart Evaluation Methodology of Accessibility FOR home
 20. Švestková, O., Hoskovcová, S. (2010) Nové přístupy k nahladu na občana se zdravotním postižením a Mezinárodní klasifikace funkčních schopností, disability a zdraví. E-psychologie [online]. Dostupné z: http://e-psycholog.eu/pdf/svestkova_etal.pdf
 21. Svobodová, Š., Topolčan, O. Metabolický syndrom, predikce a prevence. Interní medicína pro praxi. 2012, 14 (11), s. 412–414
 22. Frykberg, R.G., Lavery, L.A., Pham, H., Harvey, C., Harkless, L., Veves, A. Role of neuropathy and high foot pressures in diabetic foot ulceration. Diabetes Care. 1998, 21(10), s.1714–1719.
 23. Veves A, Murray, H.J., Young, M.J., Boulton, A.J. The risk of foot ulceration in diabetic patients with high foot pressure: a prospective study. Diabetologia. 1992, 35(7), s. 660–663.
 24. Shaw JE, van Schie CH, Carrington AL, Abbott CA, Boulton AJ. An analysis of dynamic forces transmitted through the foot in diabetic neuropathy. Diabetes Care 1998, 21(11):1955–1959.
 25. Sartor et al. BMC Musculoskeletal Disorders [online]. 2012. Dostupné z: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/13/36>, s. 8
 26. Sauseng S, Kastenbauer T: Effect of limited joint mobility on plantar pressure in patients with type 1 diabetes mellitus. Acta Med Austriaca. 1999, 26(5), s. 178–181.
 27. Mueller MJ, Minor SD, Sahrman SA, Schaaf JA, Strube MJ. Differences in the gait characteristics of patients with diabetes and peripheral neuropathy compared with age-matched controls. Phys Ther. 1994
 28. Kwon OY, Minor SD, Maluf KS, Mueller MJ: Comparison of muscle activity during walking in subjects with and without diabetic neuropathy. Gait Posture. 2003, 18(1), s. 105–113.
 29. Bus SA, Valk GD, van Deursen RW, Armstrong DG, Caravaggi C, Hlavacek P, Bakker K, Cavanagh PR. The effectiveness of footwear and off loading interventions to prevent and heal foot ulcers and reduce plantar pressure in diabetes: a systematic review. Diabetes Metab Res Rev. 2008, 24(1), s. 162–180
 30. Salsich GB, Mueller MJ, Sahrman SA. Passive ankle stiffness in subjects with diabetes and peripheral neuropathy versus an age-matched comparison group. Phys Ther. 2000, 80(4), s. 352–362.
 31. Reaven, G.M. Role of insulin resistance in human disease. Diabetes. 1988, roč. 37, s. 1595–1607.
 32. Glasoe WM, Allen MK, Ludewig PM, Saltzman CL. Dorsal mobility and first ray stiffness in patients with diabetes mellitus. Foot Ankle Int. 2004, 25(8), s. 550–555.
 33. Goldsmith JR, Lidtke RH, Shott S. The effects of range-of-motion therapy on the plantar pressures of patients with diabetes mellitus. J Am Podiatr Med Assoc. 2002, 92(9), s. 483–490.
 34. Menz HB, Lord SR, St George R, Fitzpatrick RC. Walking stability and sensorimotor function in older people with diabetic peripheral neuropathy. Arch Phys Med Rehabil. 2004, 85(2), s. 245–252.
 35. Wilcock, A.A. Occupation for Health Volume 1. A Journey from Self Health to Prescription. London: British Association and College of Occupational Therapists. 2001.
 36. World Health Organization Global Report on Diabetes. Geneva: World Health Organization
 37. World Health Organization. Towards more physical activity: Transforming public spaces to promote physical activity - a key contributor to achieving the Sustainable Development Goals in Europe. 2017.
 38. Baracin Tatiana Almeida, Sacco Isabel C. N., Henning M. Ewald. Plantar Pressure Distribution Patterns During Gait in Diabetic Neuropathy Patients with a History of Foot Ulcers. Arch Phys Med Rehabil. 1994, 75(11), s. 196–200.
 39. Ritsuko Yanamoto, Toru Kinoshita, Tadahisa Momoki, Takashi Arai, Atsushi Okamura, Kouichi Hirao, Hisakiro Sekihara. Postural sway and diabetic peripheral neuropathy. Diabetes Research and Clinical Practise. 2001 June, 52(3), s. 213–221
 40. Ústav zdravotnických informací a statistiky České republiky (2015), Činnost oboru diabetologie, péče o diabetiky v roce 2013 [cit. 20.01.2019]. Dostupné z: <http://www.uzis.cz/rychle-informace/cinnost-oboru-diabetologie-pece-diabetiky-roce-2013>

Seznam obrázků:

1. Prevence a management péče ulcerace.
Zdroj: převzato od Botros et al., 2017

Ergoterapie v protetice horních končetin

Bc. Barbora Vlasáková, DiS.

Ústřední vojenská nemocnice – Vojenská fakultní nemocnice Praha, Oddělení rehabilitační a fyzikální medicíny, U Vojenské nemocnice 1200, Praha 6

Ergoterapie

Ergoterapie je profese, která se zabývá podporou zdraví a duševní pohody prostřednictvím aktivity. Ústředním cílem ergoterapie je umožnit osobám vykonávat všední denní činnosti. Ergoterapeuti pomáhají osobám ve zlepšení jejich schopností, které jim umožní vykonávat potřebné aktivity, nebo v úpravách prostředí, které přispějí k účasti osoby v aktivitách (WFOT, 2012).

Ergoterapie v protetice

Ergoterapeut jako člen multidisciplinárního týmu se uplatňuje v péči o pacienty po amputacích dolních i horních končetin. U pacientů po amputacích dolních končetin úzce spolupracuje s fyzioterapeutem při nácviku přesunů např. na vozík i při nácviku školy chůze, zaměřuje se na nácvik běžných denních aktivit, doporučuje úpravy prostředí a kompenzační pomůcky, a to zejména u pacientů se stupněm aktivity 1 a 2. U pacientů po amputacích horních končetin je jeho role dokonce větší než role fyzioterapeuta (Hanspal, 2003).

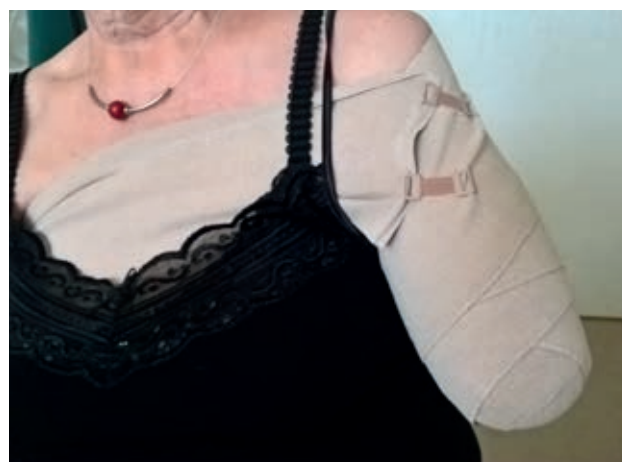
Ergoterapie po amputaci horních končetin

Horní končetina je v podstatě komunikační orgán, který nám umožňuje spojení s okolím i s vlastním tělem (Dylevský, 2009). Je to nejdůležitější nástroj spolu s mozkem a okem, pomocí kterého člověk vstupuje do interakce s okolím. Hlavní funkce ruky je úchop a manipulace s předměty. Ruce nám umožňují styk s okolím a pomáhají udržovat sociální kontakt. Amputace horní končetiny představuje tedy těžké zdravotní postižení, které je možné kompenzovat vhodně zvoleným protetikým vybavením umožňujícím člověku zapojení do běžného života, v lepším případě i do zaměstnání. Proto bychom pacientům po amputaci horní končetiny měli věnovat maximální pozornost a péči a doporučit jim co

nejvhodnější protetikou pomůcku, která jim může funkci kompenzovat a výrazně pomůže zlepšit kvalitu života. Po amputaci, v období před i po získání protézy pro horní končetinu, by vždy měla následovat ergoterapie, tak jak je to uvedeno v guidelineech britských i amerických.

Ergoterapie před získáním protézy

Ergoterapie je důležitá ve všech fázích před i po amputaci horní končetiny. Ergoterapeut se ve fázi hned po amputaci podílí na bandážování pažy (obr. 1), polohování, udržení rozsahu pohybů v zachovalých kloubech, péči o jizvu a otužování. Nacvičuje s pacientem mobilitu a vertikalizaci zahrnující stabilitu sedu a stoje a chůzi (Mooney, 2002). Pokud je pacient indikován k myoelektrické protéze, provádí v úzké spolupráci s protetikem i zaměření a trénink myoelektrických signálů pro ovládání. Nejčastěji se jedná o místo s nejsilnějším signálem na jednom flexorovém a jednom extenzorovém svalu pažy. Během terapie se pak ergoterapeut zaměřuje na facilitaci těchto signálů například pomocí zrcadlové terapie a ideomotoriky. Provádí kontrolu palpací, v ideálním případě pak s využitím přístroje MyoBoy (obr. 2) či speciálního



Obr. 1: Bandážování pažy



Obr. 2: MyoBoy přístroj Ottobock

softwaru, kde si pomocí elektrod může ověřit sílu a kvalitu signálu (Bischof, 2018). Využití přístrojů se zpětnou vazbou má pozitivní vliv na motivaci pacienta. Trénink signálů pacient provádí i v rámci autoterapie. Dále spolu se sociálním pracovníkem informuje o sociálních službách a možnostech získání finančních prostředků například na kompenzační pomůcky, které není možné hradit z veřejného zdravotního pojištění (Smutný, 2013).

Ergoterapie po získání protetického vybavení

Pacient by měl být vybaven protézou v co nejkratším čase po amputaci a ergoterapeut učí pacienta protézu správně používat. Pacient si všechny činnosti procvičuje pod vedením ergoterapeuta při škole úchopu. Důležitý je přístup zaměřený na pacienta s důslednou edukací a zodpovězení všech otázek týkajících se období před amputací i období po amputaci (Wüstefeld, 2009). Na edukaci pacienta se podílejí všichni členové multidisciplinárního týmu od lékaře přes protetika, fyzioterapeuta, psychologa, ergoterapeuta, pečovatele, rodinu až po sociální pracovníci (Lake, 2011).

Ergoterapii indikuje lékař. Ergoterapeut odebere podrobnou anamnézu, provede vyšetření zahrnující kineziologický rozbor, testy soběstačnosti, testování zbytkového funkčního potenciálu horní končetiny, zhodnocení pahýlu (kůže, svalů, žívez), fantomových a jiných bolestí i zhodnocení fantomových pocitů (ty jsou důležité zejména pro ovládání myoelektrických protéz) a dalších vyšetření včetně evaluace domácího prostředí (Mooney, 2009). Následuje rozhovor s pacientem, při kterém ergoterapeuta zajímají subjektivní pocity,



Obr. 3: COPM stupnice hodnocení

rodinné vztahy a sociální prostředí, zájmy, koníčky a zaměstnání pacienta. Poté si pacient s ergoterapeutem stanovuje plán a hlavní cíle ergoterapie. Ideální je využití Kanadského hodnocení výkonu zaměstnávání COPM (Law, 2008), které je výhodné jak pro uspořádání jednotlivých cílů dle důležitosti, stanovení hlavních priorit ve všech oblastech života od současnosti až po produktivitu, tak pro hodnocení spokojenosti a výkonu samotným pacientem jednoduchou stupnicí 1–10 (obr. 3). Stanovení hlavních cílů je důležité zejména z důvodu správné motivace pacienta během terapie s ergoterapeutem i při provádění autoterapie v domácím prostředí (The Management of Upper Extremity Amputation Rehabilitation Working Group, 2013).

Ergoterapie s protézou závisí na jejím typu. Pacient se musí naučit protézu správně nasazovat, upevňovat a následně používat. Na začátku výcviku je nutná úzká spolupráce terapeutů s protetikem. U mechanické protézy učíme pacienta používat pracovní nástavce, jako jsou například háky. Nejdříve při jednoduchých manipulacích a sebeobslužných úkonech, později i při pracovních činnostech. Trénink ovládání myoelektrické protézy je náročný a vyžaduje soustředění pacienta i ergoterapeuta. Pokud pacient není schopen z důvodů amputace dále vykonávat své povolání, je vhodné začít včas s rekvalifikací (Klusoňová, 2011).

Ergoterapie u myoelektrické protézy

Nácvik ovládání pohybů protézy

Po zhotovení je protéza již plně funkční, v pahýlovém lůžku jsou zabudovány elektrody pro snímání elektrického potenciálu ze svalu. Pro usnadnění nácviku je vhodné nastavit snímací zařízení na vyšší citlivost, protože svaly nejsou ještě dostatečně vytrénovány. Nejříve je nutné naučit pacienta správné nasazování a dobré vtažení do protézy a vytipovat vhodnou polohu a postup pro nasazování, aby nedocházelo k otlakům či nesprávnému umístění elektrod. Poté se trénuje ovládání jednotlivých pohybů dle typu protézy.

Podmínkou pro správné vedení terapie je, aby ergoterapeut dobře znal jednotlivé typy protéz, se kterými pracuje. Ergoterapeut musí znát systém ovládání protézy, možnosti pohybu a druhy úchopů i její omezení. V opačném případě hrozí poškození protézy při nesprávné manipulaci i demotivace pacienta při nácviku jednotlivých činností. Důležitá je opět spolupráce protetik–ergoterapeut. Důležitá je také role fyzioterapeuta, který se podílí na kontrole držení těla, nácviku stability a chůze a může instruovat pacienta k provádění kompenzačních cvičení. Nezastupitelnou roli hraje i rodina pacienta, která může výrazně podpořit a přispět při provádění nácviku ovládání protézy v domácím prostředí.

Škola úchopu

Po zvládnutí fáze bezchybného ovládání jednotlivých pohybů protézy se ergoterapeut zaměřuje na vlastní školu úchopu. Zkouší uchopování různých druhů terapeutických pomůcek, může využít molitanové míčky různých průměrů, dále válce (obr. 4) či terapeutické fazole. S pacientem zkouší uchopování menších i větších předmětů. Postupuje vždy od lehčích úkolů ke složitějším. Poté může zařadit úchop s manipulací, jako je například stavění kostek na sebe, kdy již pacient trénuje ovládání všech pohybů. Ergoterapeut instruuje pacienta pro domácí terapii a hodnotí rychlost a přesnost úchopu. Jedním z testů, který lze využít pro hodnocení, je Box and block test. Test se skládá z boxu s přepážkou a 150 dřevěných kostek, kdy se pacient během jedné minuty snaží přemístit co největší počet kostek zdravou horní končetinou, poté test opakuje s využitím protézy (obr. 5).

Pro nácvik ovládání úchopové funkce lze využít v podstatě cokoliv dle zájmů pacienta a fantazie



Obr. 4: Úchop plechovky



Obr. 5: Box and block test

ergoterapeuta, např. kolíky na prádlo (obr. 6) nebo patrony. Dále pacient zkouší přenášení předmětů a umísťování předmětů do různých výšek. Nácvik je zaměřen i na koordinaci zdravé horní končetiny s protézou pro přidržení či nesení. Využívají se hlavně předměty nerozbitné. Pro rychlost a plynulost ovládání se může do nácviku zařadit chytání váčku s pískem zavěšeného na tkanici. Pro trénink ovládání protézy bez kontroly zraku je možné využít i přístroje se zpětnou vazbou, např. ArmeoSpring (obr. 7). Pro provádění domácí terapie je vhodné i využití her jako jsou hrací karty (obr. 8) nebo např. věž Jenga (obr. 9).

Nácvik personálních ADL

Důležitou součástí ergoterapie je nácvik soběstačnosti v oblékání, hygieně i přípravě jídla. Je dobré využít k nácviku zrcadlo, kdy je pacient schopen lepší korekce držení těla, mimiky i případných souhybů. Důležitý je nácvik grafomotoriky, případně přeučení



Obr. 6: Trénink úchopu kolíku



Obr. 8: Trénink úchopu s využitím karet



Obr. 7: Trénink na ArmeoSpring



Obr. 9: Trénink úchopu s využitím hry Jenga

podpisu na nedominantní končetinu, pokud je to třeba (Klusoňová, 2011). Pacient se učí s protézou oblékat horní i dolní polovinu těla. Je vhodné používat volný pohodlný oděv. Dále trénuje obouvání a zavazování tkaniček (obr. 10). Pacient by měl mít možnost si vše nejdříve natrénovat na panelu všedních denních činností (obr. 11). Protézu lze využít i při osobní hygieně. Při čištění zubů pacient může využít protézu pro otevírání zubní pasty či k přidržení kartáčku na zuby. Další všední denní činností je příprava jídla a využití příboru (obr. 12). Protézu může pacient využít k přenášení věcí, k přidržování potravin, při otevírání obalů, krájení či mazání.

Nácvik instrumentálních ADL

V rámci ergoterapie pacient nacvičuje i nakupování. Protézu může využít pro přidržení zboží či nákupního košíku, při placení si usnadňuje manipulaci s peněženkou a penězi. Dále nacvičuje vaření, úklid včetně mytí nádobí.

Elektromechanická ruka je u většiny protéz chráněna kosmetickou rukavicí, je ale třeba dbát na to, aby nedošlo k jejímu proříznutí či vniknutí vody. Je důležité si uvědomit, že pacient v protéze nemá cit, proto musí být při činnostech neustálá zraková kontrola a soustředění se na činnost! Pacient může trénovat praní prádla, žehlení i výměnu ložního prádla. S vypnutou protézou se může pacient naučit řídit motorové vozidlo. Při nácviku ergoterapeut respektuje individuální potřeby a přání pacienta. Pokud jsou dodrženy všechny doporučení a bezpečnostní pokyny, je možné využít protézu k dalším činnostem jako je práce na zahradě nebo cestování (Wüstefeld, 2009).



Obr. 10: Trénink zavazování klíčky



Obr. 11: Trénink klíčky na panelu všedních denních činností

Závěr

Ergoterapie má v protetice své nezastupitelné místo. Ergoterapeut je plnohodnotným členem multidisciplinárního týmu odborníků, kteří pečují o pacienta po amputaci horní končetiny. Ergoterapeut by se měl ve své praxi snažit stále zdokonalovat, využívat postupy Evidence Based Medicine a sledovat současné moderní trendy rehabilitace u amputovaných pacientů. Jedním takovým zdrojem může být i nově vzniklá internetová platforma Handsmartgroup, která je vytvořena předními odborníky zabývajícími se touto problematikou a která snad i do budoucna podpoří sdílení nejnovější poznatků a zdrojů informací pro naše společné úsilí. Vhodně zvolená, dobře vyrobená protéza a následná správně vedená ergoterapie a fyzioterapie s podporou rodiny a okolí pacienta může nejenom napomoci využívání protézy v běžném životě, ale také výrazně snížit disabilitu pacienta a značně zlepšit kvalitu jeho života. Protože „i sebedražší pomůcka je lepší než pomoc druhé osoby“ (Švestková, 2014).



Obr. 12: Trénink úchopu příboru

Seznam zkratk:

WFOT – World Federation of Occupational Therapists
COPM – Canadian Occupational Performance Measure
ADL – Activities of Daily Living

Seznam literatury:

1. BISCHOF, B. Seminář „Targeted Muscle Reinnervation (TMR)“. Ottobock. Vídeň. 23.–24. 8. 2018
2. DYLEVSKÝ, I. Speciální kineziologie. Praha: Grada, 2009. ISBN 9788024716480.
3. KLUSOŇOVÁ, Eva. Ergoterapie v praxi. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů v Brně, 2011. ISBN 978-80-7013-535-8.
4. LAW, M. C. Kanadské hodnocení výkonu zaměstnávání. Praha: Česká asociace ergoterapeutů, 2008. ISBN 9788025427446.
5. MOONEY, M. a IRESO, C. Occupational Therapy in Orthopaedics and Trauma. John Wiley and Sons, 2009. ISBN 978-0-470-01949-8.
6. SMUTNÝ, M. Informace pro pacienty po amputaci končetiny. 2. vyd. Přeložil Sylva HOMOLOVÁ. Brno: MS ortoprotetika, 2013. ISBN 9788026039037.
7. ŠVESTKOVÁ, O. Přednášky Specializačního vzdělávání. Obor ergoterapie pro dospělé, 2014. NCONZO
8. WÜSTEFELD, D. Stáž v Ottobock Duderstadt, Německo 17.–25. 2. 2009.

Internetové zdroje:

1. Handsmartgroup (<https://handsmartgroup.org/>)
2. CHAIR: RAJIV HANSPAL. Amputee and prosthetic rehabilitation: standards and guidelines: a report of the working party of the British Society of Rehabilitation Medicine. 2nd ed. London: British Society of Rehabilitation Medicine, 2003. ISBN 0954087917. Dostupné z: <https://www.bsrm.org.uk/downloads/ars-finaltext.pdf>
3. LAKE, Ch. Upper-Limb Prosthetics: Using Evidence-Based Practice to Enhance Patient Care Experiences. Academy TODAY. September 2011. Dostupné z: <http://lakeprosthetics.com/about-us/published-work/>

4. VA/DoD. Clinical Practice Guideline for Management of Upper Extremity Amputation Rehabilitation Guideline Summary. Washington, DC and Quality Performance Assurance Directorate, United States Army MEDCOM. 2014. Dostupné z: <http://www.healthquality.va.gov>)
5. World Federation of Occupational Therapists. Dostupné z: <http://www.wfot.org/AboutUs/AboutOccupationalTherapy/DefinitionofOccupationalTherapy.aspx>
6. Box and block test. Dostupné z: https://www.physio-pedia.com/Box_and_Block_Test

Seznam obrázků:

1. Bandážování pažy. Zdroj: vlastní archiv
2. MyoBoy přístroj Ottobock. Zdroj: vlastní archiv
3. COPM stupnice hodnocení. Zdroj: vlastní archiv
4. Úchop plechovky. Zdroj: archiv ÚVN Praha
5. Box and block test. Zdroj: archiv ÚVN Praha
6. Trénink úchopu kolíku. Zdroj: archiv ÚVN Praha
7. Trénink na ArmeoSpring. Zdroj: vlastní archiv
8. Trénink úchopu s využitím karet.
Zdroj: vlastní archiv
9. Trénink úchopu s využitím hry Jenga.
Zdroj: vlastní archiv
10. Trénink zavazování klíčky.
Zdroj: archiv ÚVN Praha
11. Trénink klíčky na panelu všedních denních činností. Zdroj: archiv ÚVN Praha
12. Trénink úchopu přístroje.
Zdroj: archiv ÚVN Praha

Inzerce

Stavebnicový systém dynamických funkčních ortéz Saebo.

Zkonstruováno speciálně pro pacienty s neurologickým deficitem např. po mrtvici, úrazu hlavy, poškození míchy nebo periferního nervu.

- Speciální konstrukce udržuje zápěstí ve funkční poloze
- Podpora extenze článků prstů a palce po úchopu
- Individuální nastavení dle potřeb pacienta



Saebo Flex



Saebo Glove



Súčasný trendy v oblasti degeneratívnych a traumatických porúch pohybového aparátu s využitím 3D biotlače

.....
Simona Bodnárová, Radovan Hudák, Alena Findrik Balogová, Jozef Živčák
Katedra biomedicínskeho inžinierstva a merania, Strojnícka fakulta, Technická
Univerzita v Košiciach, Letná 9, Košice, Slovensko

Každý deň sú vykonávané tisíce chirurgických zákrokov pre výmenu alebo opravu tkaniva, ktoré bolo poškodené kvôli chorobe alebo úrazu. Rozvíjajúca sa oblasť tkanivového inžinierstva sa zameriava na regeneráciu poškodeného tkaniva spojením buniek odobraných z tela s poréznymi podpornými konštrukciami – skáfoldami, ktoré pôsobia ako šablóna pre regeneráciu tkaniva a vedenie rastu nového tkaniva.

Tkanivové inžinierstvo bolo prvýkrát definované v roku 1988 počas workshopu National Science Foundation ako aplikácia princípov a metód inžinierskych a prírodných vied, ktoré vedú k pochopeniu štrukturálnych a funkčných vzťahov vo fyziologickom, ale aj patológiiu pozmenenom tkanive cicavcov a k vývoju biologických náhrad s cieľom obnovy, zachovania či zlepšenia funkcie.

Jednou z hlavných prekážok, ktoré bránia správne vytvoreniu plne funkčnej tkanivovej náhrady, je zložitosť návrhu ako aj samotného výrobného procesu. Biomateriálový skáfold musí byť navrhnutý tak, aby vykonával funkciu natívnej tkanivovej extracelulárnej matrice a stále udržiaval svoju bioaktivitu počas interakcie s telom pacienta.

Predkladaný článok predstavuje unikátne možnosti využitia 3D biotlače v oblasti tkanivového inžinierstva.

Úvod do 3D biotlače

Aditívna výroba alebo 3D tlač je proces tvorby trojrozmerného pevného objektu z digitálneho modelu, prakticky ľubovoľného tvaru. 3D tlač sa dosahuje použitím aditívneho procesu, kde po sebe idúce vrstvy materiálu sú ukladané v rôznych tvaroch. 3D tlač je tiež považovaná za odlišnú techniku od tradičných techník obrábania, ktoré sú väčšinou založené na odstraňovaní materiálu ako sú subtraktívne procesy. Zatiaľ čo technológia 3D tlače bola popísaná asi v roku 1980, až v skorých 10-tych rokoch 21. storočia sa tlačiarne stali komerčne dostupné. Od začiatku 21. storočia bol zaznamenaný veľký rast v predaji týchto strojov. Synergická spolupráca biomedicínskeho inžinierstva a tkanivového inžinierstva začína v súvislosti s technológiou 3D tlače nadobúdať značný význam. Tkanivové inžinierstvo sa zaoberá kultivovaním tkanív pre uplatnenie v regeneratívnej medicíne. Toto odvetvie sa preslávilo vďaka myši (experiment spred viac dvadsať rokov, chirurgovia Joseph Vacanti so svojim bratom Charlesom,



Obr. 1: Experimentom preslávená myš

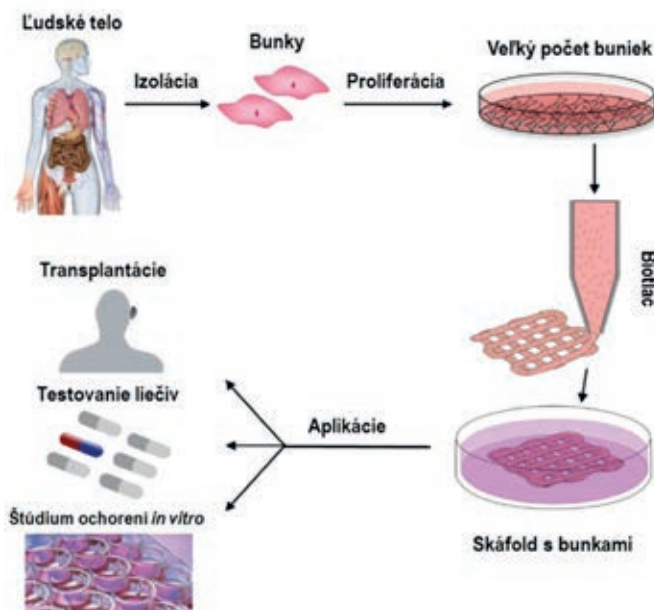
za spolupráce inžiniera Boba Langer) s potlačeným imunitným systémom, ktorej bola voperovaná pod kožu umelohmotná konštrukcia, na ktorej vyrástla chrupavka ucha.

Práve spojenie technológie 3D tlače s vedomosťami tkanivového inžinierstva nadobúda v súčasnej dobe čím ďalej tým viac priaznivcov. Ide teda o aplikovanie poznatkov z tkanivového inžinierstva a teda implementácia buniek do procesu 3D tlače za účelom vytvorenia nového individuálneho tkaniva priamo z buniek pacienta. Jedným slovom sa táto inovovaná technológia nazýva 3D biotlač (resp. bioaditívna výroba) a v súčasnej dobe existuje niekoľko desiatok výrobcov, ktorí začali takúto tlačiareň vyvíjať, a stovky vedcov, ktorí začali skúmať možnosti tejto technológie. Začali sa teda vynárať otázky spojené s tlačiteľnosťou materiálov, ich biokompatibilitou, kultiváciou buniek a celkovou dekompozíciou tlačiarne.

Biotlač je nová technológia pre regeneráciu tkanív a orgánov, ktorá v posledných rokoch získava veľkú pozornosť z dôvodu svojich jedinečných výhod ako sú vytvorenie anatomicky presnej náhrady tkaniva, presné umiestnenie biologických zložiek, generovanie materiálov pre farmaceutické aplikácie atď. (príklad aplikačných možností sa nachádza na obr. 2). Aj keď v poslednej dobe technológia pokročila, biotlač celých orgánov ostáva zatiaľ nepolapiteľná z dôvodu niekoľkých obmedzení, ako napríklad obtiažnosť tlače viacvrstvových heterocelulárnych štruktúr, vaskularizácia a obmedzenosť dlhodobej funkcie a mechanickej integrity apod.

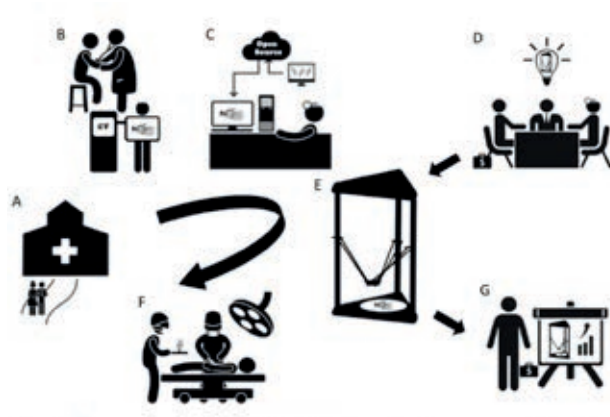


Obr. 2: Možnosti aplikácie bioaditívnej výroby – vľavo (v priestore 3D tlačiarne) pripravené cievne riečisko, nasledujú chrupavkové útvary – nos a ušnica a vpravo porézny kostný skáfold



Obr. 3: Proces biotlače a možné aplikácie vytvorených štruktúr

V prípade terapeutických aplikácií pre človeka pracovný postup zahŕňa izoláciu a proliferáciu ľudských buniek použitých na osadenie vytvoreného skáfoldu. Takto pripravený skáfold môže byť použitý ako ľudský transplantát, alebo ako platforma na testovanie a skríning liečivých látok, alebo ako in vitro systémový model rôznych ochorení. Na obrázku (obr. 3) sa nachádza proces bioprintingu a jeho možné aplikácie.



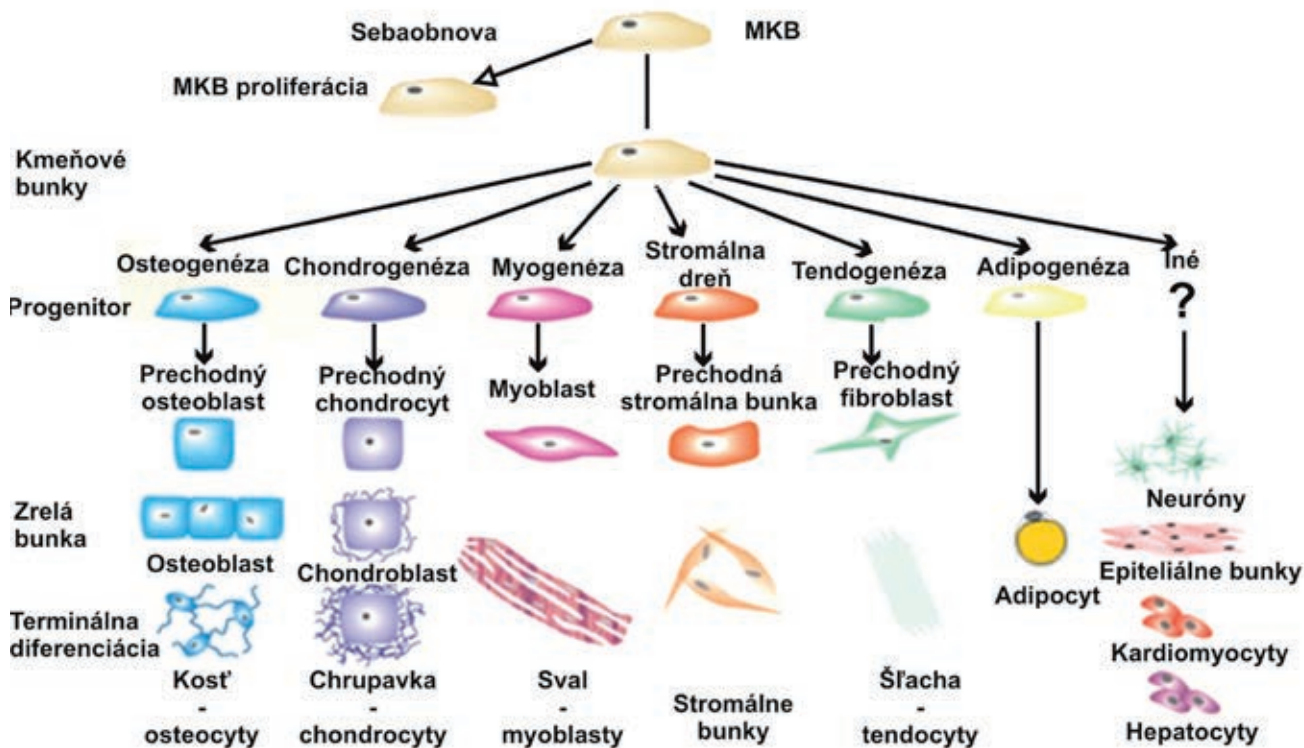
Obr. 4: Koncept využitia 3D tlače a biotlače v medicíne

Víziou využitia 3D tlače v medicíne je vytvorenie konceptu (obr. 4), ktorý by umožňoval kontinuálnu výrobu náhrad a implantátov a liečbu pacientov. Takýto koncept zahŕňa príchod pacienta, ktorý utrpel traumou, do nemocnice, diagnostické vyšetrenia (ak je potrebné aj diagnostika pomocou RTG/CT/MRI). Ďalej na základe otvoreného prístupu, online komunikácie a radiologických databáz chirurgovia z rôznych odvetví navrhnu a zrekonštruujú chirurgický implantát alebo hotový orgán. Na základe tohto návrhu (CAD/CAM) je vytvorená pomocou 3D tlače náhrada na mieru, ktorá je pacientovi počas operácie implantovaná.

(A) Pacient s traumou prichádza do nemocnice pro liečbu, (B) pacient je vyšetrený v nemocnici pomocou CT/MRI, (C) chirurgovia zhodnotia stav pacienta a navrhnu individuálny implantát, (D) chirurgovia a zamestnanci z iných odvetví rozhodnú o procese výroby implantátu, (E) je vyrobený implantát pomocou 3D tlače, (F) počas operácie je implantát voperovaný pacientovi, (G) tento prístup je široko aplikovateľný.



Obr. 6: Princíp 3D biotlače



Obr. 5: Možnosti diferenciácie kmeňových buniek

Základný princíp biotlače

Zjednodušene je 3D biotlač aplikácia princípu 3D tlače za použitia biomateriálov. Kľúčovými zložkami v procese biotlače sú biomateriály potrebné pre vytvorenie požadovaného tkaniva alebo orgánu. Základným stavebným materiálom sú extrahované bunky (napríklad kmeňové bunky, ktoré majú schopnosť diferenciácie do rôznych tkanív, vid' obr. 5) a podporným materiálom pre ich rast a formovanie je hydrogél alebo iný polymérny materiál, ktorý zároveň poskytuje vhodné prostredie pre distribúciu látok a informácií medzi bunkami. Z buniek je nutné vytvoriť „atrament“ (náplň, tzv. BioInk) pre biotlačiareň. To sa dosahuje správnym výberom buniek, ich kultiváciou, pridávaním rastových faktorov a látok podporujúcich ich vývin.

Na dosiahnutie zložitejších tvarov sa používajú podporné konštrukcie skáfoldy. Na tieto konštrukcie sa bunky umiestňujú s cieľom ich lepšieho formovania do požadovaného tvaru. Zároveň môže konštrukcia slúžiť ako prostredie pre spájanie a kultiváciu buniek. Z tohto dôvodu musí mať táto konštrukcia dostatočnú pórovitosť, priaznivé mechanické a chemické vlastnosti povrchu pre správne uchytenie buniek a ich ďalší rast. Po dosiahnutí požadovaného tvaru sa lešenie odoberá buď rozpustením alebo mechanickým oddelením od tkaniva.

Na obrázku (obr. 6) je znázornený základný princíp 3D biotlače, ktorý popisuje vrstvenie hydrogélu a atramentu z buniek. Tento obrázok zobrazuje samotnú tlač biologického materiálu vrstveného hydrogélom.

Základné informácie o biotlači

Koncept 3D biotlače je zložitý, nižšie uvedený zoznam desiatich bodov môže pomôcť objasniť túto problematiku.

- 1. CT skeny môžu slúžiť ako CAD modely**
Namiesto snahy vytvoriť model orgánu alebo tkaniva od základov, vedci a inžinieri môžu používať CT alebo MRI pre vytvorenie 3D modelu pre tlač.
- 2. Existujú rôzne druhy biotlačiarň a technológií**
Existujú rôzne druhy biotlačiarň, ktoré pracujú

na odlišných princípoch. Každý z týchto princípov má svoje výhody aj nevýhody. V zásade sa však všetky snažia o dosiahnutie toho istého cieľa a to o vytlačenie buniek, či už extrúziou materiálu, inkjetovaním alebo niektorou z ďalších metód.

3. Bunky môžu byť využívané ako atrament do tlačiarne

Po tom čo je navrhnutý dizajn tkaniva je z buniek pripravený bioatrament. Ten je na seba vrstvený kým nie je zostavený celý model. Polymérne skáfoldy môžu byť použité pre podporu týchto buniek, kde slúžia ako nosiče.

4. Možnosť použitia kmeňových buniek

Kmeňové bunky sa jednoducho adaptujú na požadované tkanivo, takže sú atraktívnou možnosťou pre biotlač rôznych tkanív a kostí (vid' obr. 3). V súčasnej dobe sú kmeňové bunky veľmi populárnou možnosťou v regeneratívnej medicíne.

5. Biotlač je omnoho komplikovanejšia než bežná 3D tlač

Je veľmi náročné vytvoriť pri biotlači také prostredie, ktoré by neskomplikovalo výsledok tlače. Je nutné zabezpečiť sterilné prostredie, vhodné inkubačné prostredie a rovnako aj zabezpečiť, aby samotná tlač nespôsobovala kontamináciu.

6. Existuje množstvo materiálov používaných v biotlači

V biotlači sa tak ako biologické materiály používajú aj materiály biodegradovateľné a bioresorbovateľné, ktoré môžu byť použité na vytvorenie skáfoldov. Tieto materiály môžu zlepšiť vlastnosti požadovaného tkaniva, preto je nutné vhodne zvoliť tento materiál podľa typu tkaniva, ktoré sa bude tlačiť.

7. 3D vytlačené tkanivá pre farmakologické testovanie

Vzhľadom k tomu, že technológia ešte nepokročila natoľko, aby bolo možné vytlačiť hotový orgán, vzorky tkanív sú ideálnymi kandidátmi pre testovanie liečiv a iných medicínskych novín (namiesto animálnych testov a štúdií).

8. Reprodukcia buniek nie je nič nové

Už niekoľko rokov vedci kultivujú bunky v laboratóriách. Tento proces vytvárania nových buniek v Petriho miskách nie je nič nové. Avšak 3D tlač ponúka možnosť vytvorenia celej štruktúry nie len jej časti. Rovnako môže zredukovať náklady na tento proces.

9. Vytlačenie siete ciev je veľkou výzvou

Vaskularizácia je veľkou prekážkou na ceste k vytlačeniu orgánu, pretože je potrebný systém artérií a kapilár pre podporu celého orgánu. Mala by byť prítomná z hľadiska dodávania živín a odstraňovania odpadových látok. Jednou z možností je ponechanie voľného miesta vo vytlačenom modeli, do ktorého budú cievy neskôr pridané. Tento systém je však veľmi zložitý. Momentálne je výzvou vytlačiť tento systém priamo.

10. Telo môže odmietnuť vytlačené bunky

Pri každej transplantácii alebo chirurgickom zákroku je možné, že telo neprijme daný orgán alebo implantát. Táto situácia môže nastať aj v prípade, že sa odobraté tkanivo z jedného miesta vloží do inej oblasti tela a to isté platí aj o vytvorení implantátu z vlastných buniek pacienta. Rovnako je potrebný čas na to, aby sa tieto štruktúry integrovali do tela.

Záver

Umelé tkanivá by v najbližšej dobe mohli znamenať obrovskú revolúciu v klinických aplikáciách. Už v dnešnej dobe sa používajú na testovanie farmaceutík a štúdie bunkových reakcií, interakcií a metabolizmu. Asi najväčší význam majú pre transplantáciu a reparačnú liečbu poškodených tkanív alebo orgánov, kde by mohli zabezpečiť ich dostatočnú a dočasnú náhradu a postupne sa pretvoriť vďaka biologickým reakciám v živé fyziologické tkanivo.

Bolo zistené, že nie je nutné vyrábať presné repliky orgánov. Ak bunkám bolo poskytnuté adekvátne prostredie a signály, možno ich zostaviť v závislosti od ich prirodzených funkcií. 3D biotlačové zariadenia a mikroštruktúry nosičov umožňujú riadené polohovanie a manipuláciu s bunkami a okolitým materiálom v presnosti od milimetrov až po nanometre. Taktiež počas kultivácie tkanív v bioreaktoroch sú mechanicky, elektricky alebo iným spôsobom ovplyvňované pre dosiahnutie špecifických vlastností.

Ako si teda vedci predstavujú tlač umelých tkanív v ďalekej budúcnosti? Biotlačiarne by mohli dosiahnuť takú úroveň, že by mohli byť používané na opravu akéhokoľvek tkaniva behom niekoľkých minút a ich používanie by sa zmenilo na bežnú záležitosť. Mohli by byť poloautomatizované, či plne automatizované. Pacientovi pri návšteve



Obr. 7: Ukážka opravy zlomeniny píšťaľy v budúcnosti

takéhoto regeneračného zariadenia by mohlo byť ihneď vďaka diagnostickým zariadeniam určené ochorenie alebo poranenie, informácie by sa spracovali počítačovou jednotkou a reparácia, či náhrada tkaniva by prebehla ihneď v mieste poškodenia. Obr. 7 ukazuje ako by mohlo vyzerat' ošetrenie zlomeniny tibie, kde oprava tkaniva prebieha presne v mieste poranenia.

Pod'akovanie:

Táto práca bola podporovaná Agentúrou na podporu výskumu a vývoja na základe Zmluvy č. APVV-15 – 0356, č. APVV-17-0278, č. APVV-15-0111 a VEGA 1/0179/19“.

Zoznam literatúry:

1. „Regular Replicator 2X 3D Prints Bone Cancer Treatments,“ 2015. [Online]. Dostupné z: <http://3dprintingdailynews.blogspot.sk/2015/07/regular-replicator-2x-3d-prints-bone.html>. [Cit. 2015].
2. „The Benefits of Pre-Surgical Models in Medical 3D Printing,“ 2016. [Online]. Dostupné z: <http://formlabs.com/stories/3d-printed-medical-models/>. [Cit. 2016].
3. A. Hochsten, „3D Printing: Exploring the new possibilities,“ 2015. [Online]. Dostupné z: <http://www.podiatrym.com/pdf/2015/9/Hochstein915web.pdf>.
4. A. K. A. Breihecker and W. Rau, „3D imaging of lung tissue by confocal microscopy and micro-CT,“ in *Laser-tissue Interaction*, 2001, pp. 469–476.
5. A. L. Olivares, É. Marsal, J. A. Planell, and D. Lacroix, „Finite element study of scaffold architecture design and culture conditions for tissue engineering,“ *Biomaterials*, vol. 30, pp. 6142–6149, 2009.
6. A. Menzel, „Modelling of anisotropic growth in biological tissues,“ *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, vol. 3, pp. 147–171, 2005.
7. A. Pasko, O. Fryazinov, T. Vilbrandt, P.-A. Fayolle, and V. Adzhiev, „Procedural function-based modelling of volumetric microstructures,“ *Graphical Models*, vol. 73, pp. 165–181, 2011.
8. Alonso-Rodriguez E, Cebrián JL, Nieto MJ, Del Castillo JL, Hernández-Godoy J, Burgueño M. Polyetheretherketone custom-made implants for craniofacial defects: report of 14 cases and review of the literature. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2015;43(7):1232–8.
9. B. Duan, W. L. Cheung, and M. Wang, „Optimized fabrication of Ca–P/PHBV nanocomposite scaffolds via selective laser sintering for bone tissue engineering,“ *Biofabrication*, vol. 3, 2011.
10. Baumann A, Sinko K, Dörner G. Late reconstruction of the orbit with patient-specific implants using computer aided planning and navigation. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015;73(12):S101–6.

11. Bertassoni, L.E., Cecconi, M., Manoharan, V., Nikkhah, M., Hjortnaes, J., Cristino, A.L., et al., 2014b. Hydrogel bioprinted microchannel networks for vascularization of tissue engineering constructs. *Lab Chip* 14 (13), 2202–2211.
12. Brie J, Chartier T, Chaput C, Delage C, Pradeau B, Caire F, et al. A new custom made bioceramic implant for the repair of large and complex craniofacial bone defects. *J Cranio-Maxillofac Surg.* 2013;41(5):403–7.
13. C. K. Chua a W. Y. Yeong, *Bioprinting: Principles and Applications*, Singapore: World Scientific, 2015.
14. C. K. Chua, K. F. Leong, N. Sudarmadji, M. J. J. Liu, and S. M. Chou, „Selective laser sintering of functionally graded tissue scaffolds,“ *MRS bulletin*, vol. 36, pp. 1006–1014, 2011.
15. C. K. Chua, M. W. Naing, K. F. Leong, and C. M. Cheah, „Novel Method for Producing Polyhedral Scaffolds in Tissue Engineering,“ in *International Conference on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping*, Leiria, Portugal, 2003

Zoznam obrázkov:

1. Experimentom preslávená myš. Zdroj: <https://www.newsweek.com/tissue-surgeon-ear-mouse-human-organs-transplant-cell-phones-666082>
2. Možnosti aplikácie bioaditívnej výroby – vľavo (v priestore 3D tlačiarne) pripravené cievne riečisko, nasledujú chrupavkové útvary – nos a ušnica a vpravo porézny kostný skáfold. Zdroj: <https://www.rsna.org/-/media/Images/RSNA/News-articles/2019/January/3d-print-02-800ashx?h=464&la=en&w=800&hash=4FEFFD026215E4A8AC108014269823A044A0163F>
3. Proces biotlače a možné aplikácie vytvorených štruktúr. Zdroj: vlastný
4. Koncept využitia 3D tlače a biotlače v medicíne. Zdroj: vlastný
5. Možnosti diferenciácie kmeňových buniek. Zdroj: vlastný
6. Princíp 3D biotlače. Zdroj: vlastný
7. Ukážka opravy zlomeniny pišťaly v budúcnosti. Zdroj: 3d-print-02-800.ashx?h

Význam psychologické pomoci před a po amputaci

Rostislav Hudeček

Mojra.cz, Na Násvi 231/109, Ludgeřovice 6



Amputace – verdikt, který člověku zachrání život, ale také jej nadobro změní. Důvodů pro amputaci může být mnoho a ať už se jedná o amputaci nohy, ruky, obou končetin, či jiné části těla, je to rozhodně velmi traumatizující zážitek. Kolem pacienta se seběhne celý tým specialistů, kteří se však zaměřují zejména na to, jak jej dostat co nejdříve zpět do fyzické pohody. Vysvětlí pacientovi, jak bude amputace probíhat, co jej čeká po zákroku – rehabilitace, výběr vhodné pomůcky, zvykání si na protézu apod.

Kromě fyzického zranění je však potřeba zaměřit se také na šrámy, které amputace zanechá na duši. Ty sice nejsou viditelné, avšak není radno tuto

stránku léčby zanedbat. Někteří lékaři doporučí návštěvu psychologa ještě před samotným zákrokem, ovšem bohužel ne vždy. Už jen samotné vyrovnání se s tím, že člověku odstraní kus jeho já, je velmi těžké. Pokud se pak pacient nesetkal s někým, kdo amputaci podstoupil, neumí si většinou ani představit, jak složité situaci bude čelit. Všechna ta předoperační vyšetření, pooperační léčba, proces spojený s výběrem správné pomůcky a následné zvykání si na život s protézou, nehledě na pocit, kdy pacient neustále amputovanou část těla cítí – to vše je velkým náparem na jeho psychiku. Právě proto je pomoc psychologa před a po amputaci velice důležitá. Rádi bychom vám tímto článkem přiblížili, jakým způsobem může psycholog pomoci klientovi se s touto životní situací vyrovnat a také, proč doporučovat vašim klientům právě naši online psychologickou poradnu Mojra.cz.

Psychická příprava na amputaci

Ne nadarmo se říká, že kdo je připraven, není překvapen. Psycholog s klientem před zákrokem samotným probere všechny jeho obavy, tzv. jej podrží za ruku, bude mu oporou a zpovědníkem. Mezi nejčastější metody, se kterými psychologové v rámci terapie před amputací pracují, patří vizualizace a motivace.

Kouzlo vizualizace spočívá v síle samotných myšlenek. Je přirozené, že si klient neumí představit, jak bude vypadat jeho život po amputaci a má pochybnosti, zda v něm obstojí. Psycholog se s ním zaměří právě na to, jak přesvědčit mozek, že to půjde, a to prostřednictvím jeho vlastní představivosti. Síla myšlení je nezanedbatelná, pokud bude klient schopen si sám sebe představit po amputaci, může se na tuto novou situaci lépe připravit, promyslet si jednotlivé kroky, které bude potřeba zvládnout. Jakmile přesvědčí

mozek o tom, že to zvládne, má napůl vyhráno. Techniku vizualizace používají například i vrcholoví sportovci před závody, představují si různé postupy, kterými dosáhnout cíle. Pokud toto dokáže i pacient před amputací, bude po zákroku lépe spolupracovat s týmem specialistů a jeho rekonvalescence bude prokazatelně kratší.

S vizualizací pak úzce souvisí motivace. Pozitivní motivace je totiž klíčem k úspěšné pooperační léčbě a začlenění klienta zpět do běžného života. Mnoho lidí zastává názor, že amputací jejich život skončil. Je namístě klienty přesvědčit o opaku, a zde pomůže nejlépe právě psycholog. Nejčastěji je hlavní motivací rodina a děti. Jindy je potřeba změnit klientovo nazírání na amputaci, vysvětlit mu, že sice přijde o část těla, ale bude moci dále žít. Lze jistě namítnout, že tyto informace můžete svým klientům poskytnout sami, avšak podstatou psychologické terapie nejsou pouze obecné fráze, ale také celkový průnik do nitra klienta, zjišťování příčin, odstraňování negativních emocí, nejhlubších obav apod. Někdy je oříškem i hledání pravého důvodu k uzdravení.

Psychická podpora po amputaci

I přes veškerou předoperační přípravu je období po amputaci pro klienta velmi stresující. Jen málokdo patří k těm, kteří berou život takový, jaký je i se všemi jeho negativy. Není se proto čemu divit, že se pacient může začít potýkat s mnoha problémy, a to nejen v rámci fyzické rekonvalescence, která se kvůli nedostatku motivace a pozitivního myšlení může značně protáhnout. Právě v tuto chvíli je odborná psychická podpora velmi důležitá. Vy, jakožto odborníci z řad protetiků, terapeutů a lékařů víte, že dnes díky širokým možnostem protetických pomůcek může člověk po amputaci žít plnohodnotným životem, sportovat apod. Ovšem vaši klienti na celou situaci nazírají z jiného úhlu, nedokáží se přenést přes zažitá dogmata z minulosti, kdy se lidé po amputaci zavírali do sanatorií s puncem mrzáka, pro kterého již normální život skončil. V rámci terapie po amputaci pomáhá psycholog klientovi přijmout novou realitu, získat opět sebevědomí a začlenit se zpět do společnosti, aniž by se musel za svůj handicap a protézu stydět. Opět i zde hraje velkou roli změna myšlení klienta, který by měl přestat o své protéze uvažovat jako o nedostatku, ale naopak by ji měl začít chápat jako jakýsi symbol jeho odvahy. Psycholog vždy pracuje s individualitou

jedince, volí vhodné postupy podle dané situace a povahy klienta.

Je politováníhodné, že dnes ještě není psychologická terapie běžnou součástí pooperační péče a klient musí pomoc v této oblasti vyhledat sám. Bohužel praxe je taková, že klienti jsou natolik zaneprázdněni fyzickou přípravou na amputaci, že na své duševní zdraví zcela zapomenou. Posléze se kvůli snížené mobilitě a namáhavé rehabilitaci stěží dokáží dopravit do kamenné psychologické poradny, nebo jsou kvůli časové vytíženosti psychologů nuceni na konzultaci čekat i několik měsíců. Nejen z tohoto popudu vznikla **Mojra.cz – první online psychologická poradna v České republice.**



Co je Mojra.cz a proč doporučovat klientům právě tuto poradnu?

Zakladatelkou online psychologické poradny Mojra.cz je PhDr. Michaela Miechová, která se rozhodla reagovat na problémy, které lidem nejčastěji v návštěvě psychologa brání, ať už je to nedostatek času, dlouhé objednací lhůty v kamenných poradnách, stáří, zdravotní stav, obavy z reakcí okolí, imobilita a další. Koncept poradny velmi dobře vystihuje staré úsloví Když nejde Mohamed k hoře, musí hora k Mohamedovi. A jak dnes nejlépe zprostředkovat kontakt psychologa s klientem v co nejkratší době než prostřednictvím internetu?

Online konzultace s psychologem Mojra.cz probíhá nejčastěji formou videohovoru přes Skype, Viber, WhatsApp, nebo telefonicky, či emailem. Rozhodně nejsou namístě obavy, že by tento způsob online konzultací byl méně účinným než osobní návštěva

psychologa. Mnoho odborných studií prokázalo, že se online poradenství vyrovná terapii v ordinaci, přestože chybí kontakt tváří v tvář. Samozřejmostí je, že při videohovoru klient vždy vidí svého psychologa, ovšem zda si klient zapne svou kameru, je čistě na jeho uvážení. Tato možnost anonymity v mnoha případech pomůže překonat prvotní ostych, klient je také daleko více uvolněnější ve svém domácím prostředí než v ordinaci psychologa. A co je nejdůležitější, nemusí nikam složitě dojíždět, což bývá právě pro pacienty po amputaci největší překážkou.

Psychologové z Mojra.cz si plně uvědomují, do jak složité situace se člověk před a po amputaci dostává, zejména pak to, že je pro něj velmi důležité získat psychickou podporu co nejdříve. Proto jsou dostupní svým klientům od pondělí do neděle, a to i v odpoledních, či večerních hodinách. Díky tomu získá pacient psychickou pomoc a podporu již ve

chvíli, kdy to nejvíc potřebuje. Konzultaci si klienti mohou objednat jednoduše přes internetové stránky poradny **www.mojra.cz**.

I když se na to často zapomíná, tvoří péče o duševní zdraví nedílnou součást života, zejména pak v krizových situacích, mezi které amputace nesporně patří. Prosíme vás tedy, abyste u svých klientů nepodceňovali psychickou přípravu před amputací, bezprostředně po zákroku, v období rehabilitace i v rámci další ambulantní péče. Díky vašemu včasnému doporučení získá klient odbornou pomoc psychologa a může se tak vyhnout mnoha psychickým následkům. Nehledě na to, že pokud bude v psychické pohodě, urychlí se jeho rekonvalescence a bude s vámi v jejím průběhu lépe spolupracovat.

Seznam obrázků:

Zdroj: vlastní

Inzerce

Forto s.r.o.

Smetanova 1010

535 01 Přelouč

tel: 466 672 335

e-mail: forto@atlas.cz

- *materiály na výrobu ortopedických vložek (EVA, antishock)*
- *plastazot*
- *neopreny*
- *vrstvené materiály*
- *elastické materiály na korzety*
- *výztuhy*
- *nítě*
- *obtiskovací papíry*
- *peronální dlahy*

www.forto.cz



Představujeme Vám novou generaci karbonových a lehce multiaxiálních chodidel firmy Streifeneder.



Jedná se o první dvě chodidla z řady v tomto roce plánovaných chodidel GO.

GO.smart

Chodidlo GO.smart 5A410 je určeno pro uživatele s aktivitou 1 – 2 s maximálním zatížením do 125 kg. V programu jsou ve velikosti 22 – 29 s normální nebo širší kosmetikou a ve 4 váhových kategoriích. Chodidlo je lehké s nízkou stavební výškou a lze použít pro prvovybavení i definitivní vybavení.

Všechny komponenty chodidla jsou samozřejmě součástí dodávky.

GO.free

Chodidlo GO.free 5A430 je určeno pro uživatele s aktivitou 3 – (4) s maximálním zatížením do 150 kg. V programu jsou ve velikosti 22 – 29 s normální nebo širší kosmetikou a v 5 váhových kategoriích. Dynamické chodidlo je lehké s vysokou mírou akumulace energie, ale přesto vykazuje díky použitým elastomerům harmonický obraz chůze. Nášlap na patu lze dle požadavků uživatele nastavit pomocí patních klínek.

Všechny komponenty chodidla jsou samozřejmě součástí dodávky.

Představení dalších chodidel se blíží...

Patříš na jeviště a máš co říct

Tereza Hromádková

Economia a. s., Pernerova 47, Praha 8



Tanec jí pomohl přijmout fakt, že je její tělo jiné a že to nemusí být špatně. Markéta Stránská o tom vypráví svým sólovým představením. Tančí v něm na jedné noze. O druhou přišla.

Světla na jevišti jsou ztlumená. V zadní části se rýsuje postava stojící zády k publiku. Potom se scéna postupně osvětluje a postava se začíná vlnit. Mladá žena se otočí k divákům čelem a udělá několik nesymetrických kroků. Odloží plandavé kalhoty a objeví se protéza, která nahrazuje levou nohu. Protézu také odloží. Ačkoliv je pro ni nenahraditelnou pomůckou při chůzi, zdá se, že bez ní je tělo přirozenější a svobodnější.

Hudba se v tom okamžiku změní a do éteru vystřelí rytmická popová písnička. Tanečnice začne bláznivě dovádět a poskakovat. V rychlém tempu řádí několik minut, pak písnička skončí a žena se schoulí do kapky stínu na podlaze. Chvilku se v něm zmítá. Potom začne do okolního světla zkoumavě vystrkovat části těla, jako kdyby chtěla vědět, co to způsobí. Vystupuje ze stínu. Pohybové kreace jsou odvážnější. Váhavě se postaví na jednu nohu. Vezme berle a tančí dál.

Jak se vyrovnat s pomocí

Už v úvodu představení *Leť* se divák dozví o pohybové zkušenosti tanečnice Markéty Stránské víc, než by mu byla schopná vypovědět za stejnou dobu slovy. Síla sdělení neslábne ani ve zbytku performance, kdy Stránská mimo jiné zkouší limity, ale také nové možnosti pohybu s berlemi. V jednu chvíli se zdá, jako by se staly jejíma prodlouženými rukama, jindy poslouží jako odrazové tyče.

„Vysledovala jsem, že když se pohybuji s protézou, mám určité návyky, když tančím bez ní, projevují se návyky jiné a s berlemi také. Tyto odlišné kvality pohybu zažívám dnes a denně a přišlo mi zajímavé podat o tom zprávu,“ podotýká tanečnice ke své osobité výpovědi na jevišti, v níž nejde zdaleka jen o fyzické, ale rovněž o duševní vyrovnání se s handicapem. „Dnes už vím, že ho lze sdělit také pozitivně. Nejen jako ztrátu, ale také jako velké obohacení,“ dodává autorka, choreografka a zároveň interpretka. Ostatně narazíme na to každou chvíli.

Na zkušenosti, které by Markéta Stránská nikdy nezískala, kdyby v 25 letech nepřišla kvůli závažnému onemocnění o nohu. „Překvapilo mě, že život po operaci byl obtížnější na jiných místech, než jsem čekala,“ zamýšlí se čtyřicetiletá usměvavá blondýnka.

Naučit se chodit s berlemi nebo s protézou pro ni byla výzva, ale také díky tomu, že vystudovala fyzioterapii, výzva překonatelná. Horší bylo zvládnout vlastní fyzickou jinakost v komunikaci s ostatními lidmi. „Všichni vám začnou nabízet pomoc. Nejdřív je to milé, potom to otravuje a nakonec rozčiluje,“ popisuje Stránská začátek několikaletého procesu, během něhož se musela naučit spoustu věcí. Třeba neurazit se, když jí někdo pomoc nabízí, zároveň si ale v případě nutnosti umět o pomoc říct a necítit se u toho jako bezmocný chudák.

Vychovaná nevzdávat se

Tanci se věnuje odmalička. Ve druhé třídě začala chodit do folklorního souboru, kde vydržela až do dospělosti. Absolvovala také několik lekcí výrazového tance nebo baletu. Po dvacátém roce života ale přišly závažné zdravotní problémy.

Nádorové onemocnění v pánvi se lékaři snažili několik let zastavit bez radikálního zákroku, nakonec ale neviděli jiné východisko než amputaci. „Zachránila mi život, neměla jsem na výběr, což mi usnadnilo rozhodování i fázi přijetí. Nemoc se podařilo zastavit a od té doby jsem zdravá jako řípa,“ klepe Markéta svůj zdravotní stav na dřevo.

Od začátku věděla, že na vozíku zůstat nechce. Musela se na něm sice pohybovat prvních pár měsíců po operaci, než se rána zahojila, ale hned jak to bylo možné, začala trénovat chůzi s protézou. Připouští však, že všechno nešlo jako po másle a nastala



spousta okamžiků, kdy to chtěla vzdát. Říkala si, že zůstane na vozíku a bude brát invalidní důchod, který by jí v menším městě na živobytí nejspíš stačil. „Tehle pocit jsem překonala a dodnes z něho těžím v různých situacích. Ztraceně dobře se mi srovnaly priority. Jsem zkrátka vychovaná nevzdávat se.“

Předběhla sama sebe

Návrat na taneční parket byl ale pozvolný. Na nějakou dobu musela Markéta Stránská s tancem přestat. Uvědomila si, že jí chybí víc, než předpokládala. Když se před sedmi lety přestěhovala do Prahy, pozvali ji kamarádi na taneční představení Simulante Bande. Kromě profesionálů ze skupiny VerTeDance v něm účinkovaly i tanečnice na vozíku. Vystoupení oceněné diváky na festivalu Česká taneční platforma 2013 přimělo Markétu zajímat se o taneční lekce pro handicapované. Našla je v Divadle Archa, kam začala docházet a stále víc pronikat do současného tance.

Potkala řadu tvůrců, mimo jiné choreografa Jara Viňarského, s nímž v představení Chybění už téma pohybových možností svého těla zpracovávala. „Přišlo mi, že jsem nevyjádřila vše tak, jak jsem si představovala. Když jsem to vyprávěla kamarádce, zeptala se mě, proč o tom neudělám sólové představení. To mě nahlodalo,“ vzpomíná tanečnice, která se ale tehdy necítila dost zkušená. Odvahu získala

až na workshopu v Žilině, kde jí po krátké ukázce belgická choreografka řekla: „Patříš na jeviště a máš co říct.“

Právě takové povzbuzení Markéta Stránská potřebovala, aby po návratu do Prahy začala na svém představení pracovat. Choreografii si vymýšlela sama, i když s pomocí koučky, která ji nutila přemýšlet nad dramaturgií a stavbou výsledného tvaru. „Netušila jsem, do čeho jdu. Zpětně si myslím, že to byl moment, kdy člověk předběhne sám sebe.“

Jste šílenci

Mezitím ovšem musela chodit do zaměstnání. Pracuje jako fyzioterapeutka, specializuje se na rehabilitaci ruky. „Když jsme tuto část těla na škole probírali, přišla mi nudná. Říkala jsem si, že to nikdy dělat nebudu,“ usmívá se nad svým tehdejším předsevzetím, které vzalo před pár lety za své. Tehdy ji oslovila kolegyně, zda by si nechtěla fyzioterapii ruky vyzkoušet. Souhlasila. Brzy zjistila, že je to zajímavý obor, který jí navíc vyhovuje, protože není příliš fyzicky náročný. S vlastní energií musí šetřit. Už si třeba vyzkoušela, že zvládne desetikilometrový výšlap do skal, ale také zjistila, že alespoň jeden den poté musí odpočívat. „Režim je důležitý. Když vím, že budu před představením hodně zkoušet, nedovolím si ponocovat nebo jít na běžky,“ uvádí příklad.

Výlety do hor podniká nejčastěji se svými přáteli – manželi Petrem a Janou. Zatímco oni se pohybují na běžkách nebo skialpech, Markéta sedí na kanadských saních, podobných těm, jaké používá horská služba při přesunu raněných ze svahu. Petr si tyto saně připevní k pasu a pomáhá Markétě, která sedí a má v ruce krátké běžecké hůlky. Dobrodružné bývají hlavně sjezdy z kopce dolů, kdy Petr funguje jako brzda. „Jeho žena vždy říká, že jsme šílení a že už s námi jezdit nebude,“ přibližuje rekreační sportovkyně ne zcela bezpečné momenty, díky nimž ale překračuje vlastní limity. Letos se chystá překonat další a vyrazit do přírody na tříkolce na ruční pohon.

Z oktávky do ferrari

Byli to právě Petr s Janou, kteří vnukli Markétě před dvěma lety myšlenku, aby zkusila sehnat peníze na lepší protézu. Jednalo se o částku 900 tisíc korun, proto Stránská pochybovala, že by tolik peněz dokázala někdy shromáždit. Nakonec se to podařilo v rekordně krátkém

čase. Sepsala svůj příběh a zveřejnila ho na stránkách Konta Bariéry společně s číslem účtu veřejné sbírky.

„Odkaz jsme rozeslali různým známým a ti zase dál. Bůhví kam se dostal, ale ty peníze se vybraly za pět měsíců. Počítala jsem tak rok až dva, takže jsem byla hodně překvapená,“ vypráví majitelka nové, špičkové protézy. Ta má počítačově řízené koleno. Umí rozpoznat, na jak skloněném povrchu člověk stojí nebo zda jde třeba do schodů. Koleno také „ví“, kdy má povolit do kroku a kdy naopak poskytnout oporu při stoji. Pro Stránskou je úžasná úleva, že se může na protézu spolehnout. S tou starou se jí stávalo, že se koleno při došlápnutí podlomilo. Takových nepříjemných momentů zažila několik, než se naučila pomůcce přizpůsobit.

„Současná protéza dokáže nerovnosti povrchu ‚odhadnout‘ mnohem lépe. Člověk si na to rychle zvykne. Moje fyzioterapeutka to přirovnávala k okamžiku, kdy předsednete z oktávky do ferrari. A přesně tak to cítím,“ pochvaluje si uživatelka „luxusní vůz“, díky němuž se jí život zase o kousek zlepšil.

Rehabilitaci vlastního těla ale nesmí zanedbávat. Chůzení s protézou nebo s berlemi je neustálá fyzická zátěž, kterou je nutné kompenzovat zdravotním cvičením. Dostatečně fit ji udržuje také tanec. Inspiraci jezdí čerpat do zahraničí. Navázala spolupráci s londýnským souborem Candoco Dance Company, jehož členy jsou i handicapovaní tanečníci. Jednoho jejich semináře se zúčastnila už loni, v dubnu se za nimi chystá opět.

„Svá vystoupení nestaví na něčí odlišnosti. Ta se naopak do hlavního tématu zakomponuje a stane se součástí příběhu,“ vysvětluje Markéta Stránská přístup londýnských tvůrců. Ona sama si původně myslela, že sólovým vystoupením své taneční aktivity zakončí. „Místo toho se mi otevřely nové dveře a chci jít dál,“ vystihuje pocit, který je přítomen, možná spíš mimoděk, také v jejím představení. Příběh této tanečnice ještě neskončil.

Článek zveřejňujeme se souhlasem autorky a Hospodářských novin, v jejichž páteční příloze Ego! vyšel 25. ledna 2019.

Seznam obrázků:

Zdroj: Vojta Brtnický



delOrtis

ortoticko-protetické materiály

Stupkova 952/18, Olomouc 77900

Tel.: +420 602 438 611

E-mail: delortis@delortis.cz

www.delortis.cz

SPINOTEC *trupová ortéza*



- Kód VZP: 24/4000007
- Velikosti: S, M, L
- Nutnost individuální úpravy
- Indikace:
 - osteoporóza
 - juvenilní osteochondróza
 - hyperkyfóza s chronickou bolestí zad



ORTOTIKA-PROTETIKA s.r.o.

Výroba a aplikace ortopedických pomůcek

- protézy dolních a horních končetin
- ortézy dolních a horních končetin
- ortézy trupové
- měkké bandáže
- ortopedická obuv a ortopedické vložky
- prodejna zdravotnických potřeb



www.ortotika-protetika.cz | ortotika-protetika@volny.cz

Skeo Sealing | 6Y110

- TF liner pro podtlakové systémy
- Mimořádně pevný těsnící kroužek
- Volba umístění těsnícího kroužku: 10, nebo 17 cm
- Pro všechny délky pahýlů od 15 cm
- Lehce se nasazuje a sundává
- Snadno se čistí a velmi rychle schne
- Antibakteriální přísada Skinguard



ottobock.

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

Caleo 3D | 6Y95

- Transtibiální TPE liner s i bez distálního připojení
- 3D: silnější vpředu (6 mm) pro ochranu a tenčí vzadu (3 mm) pro usnadnění flexe
- Nový druh gelu: odolnější a komfortnější
- Kombinace dvou materiálů vpředu umožňuje pohodlnou flexi kolena



ottobock.

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

Ipsocast | 743G15

- Uchycení k sádrovacímu stojanu Ottobock 743A11
- Rychlejší a přesnější sádrování pod zatížením
- Zkrácení času potřebného pro modelaci
- Vyšší kvalita provedení díky simulaci tlakových podmínek v lůžku
- Sádrování po celou dobu pod kontrolou



ottobock.

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

Taleo | 1C50

- Hladký odval
- Energeticky efektivní chůdza
- Prispůsobí se každému terénu
- 3 nastavitelné úrovně tlumení rázů
- Odolné proti sladce, slanej aj chlórrovanej vode
- Max. telesná hmotnosť: 150 kg
- Stupeň aktivity: SA 3–4
- V predaji od 27. mája 2019



ottobock.

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

Klíby Nexgear Tango

- Klíbový systém pre nové možnosti AFO a KAFO ortéz
- Na dolnú končatinu s čiastočne alebo celkovo ochrnutým svalstvom
- 3 funkčné moduly (dorazový, pružinový a reakčný) – individuálne prispôsobenie podľa potrieb užívateľa
- Pre dospelých aj deti, jednostranné aj obojstranné používanie



ottobock.

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

Neopren černo/modrý, 4mm

- Plotna o rozměru 1250 x 3300 mm
- Oboustranně chytá suchý zip



FORTO

Dodavatel: Forto s.r.o., Přelouč

MULTI-D HAND a HELIX HAND Adaptéry

- Nově v nabídce různé adaptéry pro pasivní protézy horních končetin
- MULTI-D: víceúčelový adaptér s flexibilním upínacím systémem
- HELIX: adaptér pro uchopení válcovitých objektů
- A další...



Dodavatel: Ortho-Reha Neuhof GmbH, Německo

Magnetické přezky EASY CATCH 115D18 a SAVE 115D09

- Jednoduché ovládání přezky i jednou rukou díky magnetickému systému
- Plochý design
- Možnost volby přezky dle typu, šíře popruhu a zatížitelnosti:
 - Easy Catch 40: 40 mm, 40 kg
 - Easy Catch 25: 25 mm, 30 kg
 - Save: 25 mm, 70 kg



Dodavatel: Ortho-Reha Neuhof GmbH, Německo

MAG Lock nově i pro stehenní protézy

- K použití pro laminovanou i hlubokotažná lůžka
- Přídržná síla: 50 kg
- Stavební výška: 25 mm
- Hmotnost: 315 g
- Max. váha pacienta: 125 kg



Dodavatel: Ortho-Reha Neuhof GmbH, Německo

SMART SEAL LINER

- ALPS Smart Seal Liner je opatřen proužky, které pevně přilnou na stěnu objímky a tím garantují přilnutí bez možnosti nežádoucího sklouznutí
- Pro stehenní i bérkové amputace
- Nový bezešvý tkaný materiál
- Dostupný s gelem s vyšší hustotou HD
- Dostupný s nebo bez distálního adaptéru
- Tloušťka 3 mm a 6 mm



Výrobce: ALPS South, USA

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

LIBERTY LINER II

- ALPS Liberty Liner II je opatřen vestavěným jednocestným ventilem, umístěným v distální oblasti, který slouží k odvádění potu a vzduchu
- Poskytuje dokonalé uchycení
- Nový bezešvý tkaný materiál
- Dostupný s gelem s vyšší hustotou HD
- Liner pro zavěšení pomocí trnu i pro podtlakový systém zavěšení
- Tloušťka 6 mm



Výrobce: ALPS South, USA

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

VIP

- Protetická vakuová pumpa pro pevné spojení mezi pahýlem a pahýlovým lůžkem
- Jednoduchá instalace
- Dostupná ve 2 úrovních vakua; nízké vakuum a vysoké vakuum
- Dostupná ve 2 tvarech; konkávní a konvexní tvar



Výrobce: ALPS South, USA

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

Kyčelní stavebnicová funkční ortéza

- Dostupné velikosti: S, M, L
- Varianty: Levá/pravá



delOrtis

Výrobce: Tecnoway S.r.l. Italy
Dodavatel: DelOrtis s.r.o.

SaeboFlex

- Díly pro stavebnici dynamické funkční ortézy ruky X1-FX-20-CU-N-1
- Pro pacienty s neurologickým deficitem
- Plně individuální nastavení



Výrobce: Saebo, Inc., USA
Dodavatel: Saebo CZ – FiveSteps s.r.o.

Magnetický uzávěr Fidlock 44P20/25

- Vhodný k výrobě ortéz a jiných pomůcek
- Jednoduché ovládání jednou rukou
- Hmotnost 22 g
- Rozměr 74 x 33 x 13 mm
- Pro šíři pásek 25 mm do tl. 2 mm



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

Komfortní polstrování 145R14

- Vhodné k výrobě pomůcek/odtlumení končetin
- Efektivní výroba ortéz a korzetů
- 2 základní velikosti v černé a modré barvě (po individuálním zastřížení až 6 velikostí)
- Vel. M pro pásy 25 + 35 mm, vel. L pro 38 + 50 mm
- Lze prát i dezinfikovat



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

Dvouvrstvý materiál Streifylit Duo 111P500

- Jednu vrstvu tvoří Polyolefin přírodní barvy, druhou vrstvu integrovaná pěna antracitové barvy
- Vhodný na výrobu ortéz, především polohovacích
- Teplota zpracování při 160°C
- Hlubokotažný a snadno barvitelný
- Lehce stříhatelný, brousitelný, leštitelný



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

Dynamická chodidla RUSH®

- Kompozitní materiál ze skleněných vláken
- Pro jakoukoliv aktivitu a jakoukoliv úroveň amputace
- Spodní lamela z jednoho kusu s patentovaným tvarem
- Zvýšená stabilita
- Návrat energie bez „mrtvého bodu“
- Odolný vůči sladké, slané i chlorované vodě
- Maximální nosnost do 163 kg
- Stupeň aktivity 1 až 4



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

ALPS™ SMART SEAL LINER

SAFR / SADT / SBFR

Transfemorální amputace (**SA**): Proužky začínají 14 cm od středu distálního konce

Transtibiální amputace (**SB**): Proužky začínají 9 cm od středu distálního konce



Gelový liner s proužky - s nebo bez distálního adaptéru

ALPS Smart Seal Liner je opatřen proužky, které pevně přilnou na stěnu objímky a tím garantují přilnutí bez možnosti nežádoucího sklouznutí.

Proužky s nízkým modulem protažení pevně přilnou na stěnu objímky, zatímco hladká vnitřní stěna lineru perfektně obemkne tvar pahýlu.

Smart Seal Liner liner je vyroben z nového bezešvého tkaného materiálu s moderním vzhledem. Dostupný je s nebo bez distálního adaptéru. Verze s distálním adaptérem disponuje novou distální konstrukcí, která umožňuje kontrolu distální distrakce.



Liner s distálním adaptérem



Liner bez distálního adaptéru



High Density (HD) Gel

- Nový bezešvý tkaný materiál
- Dostupný s gelem s vyšší hustotou HD
- Dostupný s nebo bez distálního adaptéru, tloušťka 3 mm a 6 mm



Chráněno jedním nebo více z následujících USA patentů:
6,454,812 7,709,570



Tel: +420 37 72 23 127
www.easyliner.eu | info@easyliner.eu



ottobock.

100 let Ottobock ve světě 20 let Ottobock v ČR

Quality for life

100 let Ottobock
v obrázcích:



www.ottobock.cz

Otto Bock

Letos je tomu přesně
100 let od doby,
kdy pan Otto Bock
založil svou rodinou firmu.

Již tehdy měl největší
radost, když se mu podařilo
postavit amputované
na obě nohy, vrátit je
k rodinám, ke koníčkům,
do práce.

Již tehdy svými postupy
a technologiemi udával směr
firm v ortopedické protetice.

Tato filozofie platí i nadále.
Dalších 100 let Ottobock začíná právě dnes.

Děkujeme vám za důvěru.